

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 —

永田 靖, 西台 武弘, 岡嶋 馨, 野原 弘基, 高橋 正治
岡田 孝, 中田 学, 矢野 慎輔, 阿部 光幸

CLINICAL APPLICATION OF THREE-DimensionALLY RECONSTRUCTED IMAGES USING CT SIMULATOR; A NEW CT-LINKED TREATMENT PLANNING SYSTEM

Yasushi NAGATA, Takehiro NISHIDAI, Kaoru OKAJIMA
Hiroki NOHARA, Masaji TAKAHASHI, Takashi OKADA
Manabu NAKATA, Shinsuke YANO, Mitsuyuki ABE

(Received 5 June 1989, accepted 29 August 1989)

Abstract A new CT-linked treatment planning system, called a CT simulator has been developed. This system consists of a CT scanner, multi-image monitors, a treatment planning computer and a laser-beam field projector. With this system, the patient lying on the CT couch can be totally planned within 30 minutes from the CT scanning until the field projection. Many CT images can be planned simultaneously and many three-dimensionally reconstructed images are available in this system. The laser-beam field projector makes it possible to project any kind of the field outlines over the skin of a patient. This system enables us to make optimum use of CT information and prepare practical three-dimensional treatment planning.

Key words: CT simulator, Three-dimensional treatment planning, Radiotherapy treatment planning, Laser-beam projector

はじめに

放射線治療においては、多くの場合肉眼的には輪郭をとらえられない腫瘍を治療対象としている。この場合、種々の画像情報を利用して実際の腫瘍の輪郭を推定し、その領域に正確に治療線量を投入する必要がある。特に放射線治療の大きなメリットである、機能や形態の保持を重視しようとするれば、観血的な手技を用いずに、非侵襲的な X 線検査により正確なターゲットの三次元的構造を決定し、可能な限り正常組織を防御するような適切な治療計画を行うことが

重要といえる。従来の放射線治療計画は、我々が CT や血管造影、超音波等の種々の画像情報を総合的に判断し、頭の中で三次元的に再構成し、それを X 線シミュレータ上で平面に投影して治療計画を行っていた。そのため再構成の精度には限界があった。また複雑な照射法を用いる場合は CT を利用した治療計画装置を用いていたが、それらの装置もオフラインであったため、治療条件で再撮影した CT を磁気テープ等で転送する複雑な操作を要した。今回我々は、CT スキャナーとマルチイメージモニタ、三次元線量分布計算装置、レーザービーム投光器を

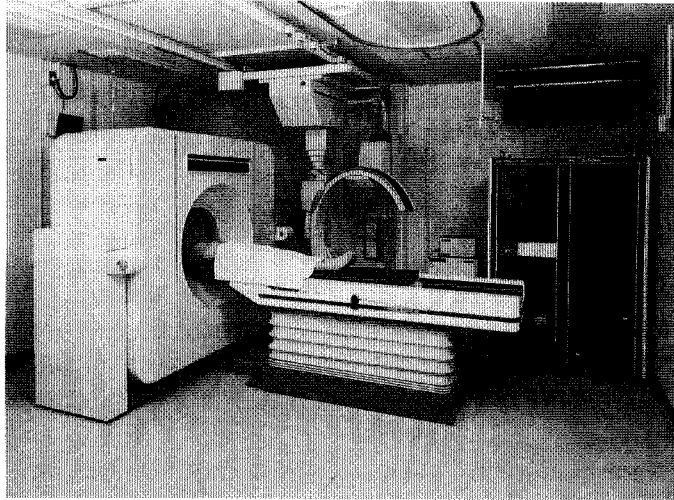


Fig. 1. CT Simulator (Scanning room).
CT scanner and laser beam field projector.



Fig. 2. CT Simulator (Operating room).
CT operating console, multi-image monitors and treatment planning console.

統合して、CT シミュレータという新しい放射線治療計画システムを開発した¹⁻⁹⁾(Fig. 1, 2). 本論文ではそのシステムとそれによって得られる三次元画像の有用性について考察する。

CT シミュレータ

1973 年の CT の開発と導入は、放射線治療の

分野においても腫瘍の局在診断と治療計画の面で画期的な変化をもたらした¹⁰⁻¹²⁾. 診断学の分野では体内の単純 X 線ではとらえられなかった詳細な解剖学的構造と、その微細な病変をとらえられるようになり、従来考えられなかった横断解剖学上の進歩をもたらした。また治療計画の分野においても CT 値の電子密度変換利

用による線量計算への応用、及び線量分布計算装置の開発によって従来の画一的な分布曲線ではなく、各症例ごとの詳細な線量分布を得られるようになってきた。1980年代にはいり種々の治療計画装置が導入されるようになったが、従来の線量分布計算装置は、CT本体と線量分布計算装置が分離されており、またデータ転送に複雑な操作を要したことにより、臨床での頻回の利用には、種々の問題があった。今回我々は、従来のX線シミュレータにおけるX線透視装置がCTにたんにおきかわったのみならず、治療計画装置をオンラインで連結し、CT画像の表示に最高12枚のCT画像と2枚のCR画像を表示可能なマルチイメージモニタを採用し、最終的なシミュレータとしての照射野投光機能を持ったレーザービーム投光器を装備した総合的CT利用治療計画装置としてCTシミュレータを開発した。

①ハードウェア（システム構成）

CTシミュレータは以下の5つの構成部位よりなる。

1. CT スキャナ (SCT-2500T)
2. CT 制御コンソール
3. 多スライス表示モニタ (マルチイメージモニタ) と光ディスクデータ保存装置
4. 三次元線量分布計算および画像処理装置、治療計画コンソール (THERAC-2300)
5. レーザー光照射野投光装置

CT スキャナは、従来の診断用X線CT装置SCT-2500を用いたが、検査台を平坦にする等の改良を加えた。

CT 制御のコンソールは、主にCT撮影条件のみの設定を行い、以後の操作の制御は、治療計画コンソールにて行うこととした。

CT 画像をリアルタイムで治療計画に用いるためには、同時に複数枚のCT断面を表示可能なマルチイメージモニタの利用が有効である。マルチイメージモニタは、20インチ1024本高精細モニター2台であるが、CT撮影と同時にそのCT画像を次々と画面に表示し、ターゲットの入力画像も次々にスクロールして表示する。

最高CT 12枚スキャノグラム2枚まで表示可能であるが、治療計画コンソール側で操作して任意の画像を表示できる。スキャノグラム上にもターゲット領域が即時に再構成表示され、腫瘍の三次元構造を判断するのに役立つ。

治療計画コンソールでは、14インチのカラーモニタを利用する。ライトペンを用いてターゲットやROIを入力した後は、キーボードおよび回転ダイヤルをもちいて、種々の治療条件を設定し、治療計画の即時最適化及び三次元線量分布計算を行う。

レーザー光照射野投光装置は、CTガントリーのやや尾側よりにCアーム上で固定されており、180度患者の体軸と垂直方向に回転可能である。照射光はラスタースキャンHe-Neレーザービームを用いており、また治療計画装置とオンラインで連結されているため、コンピュータ制御下に治療計画コンソールで設定された任意照射野形状を自動的に投光可能である。

②ソフトウェア（フローチャート）

CTシミュレーションのフローチャートは以下のとおりである (Fig. 3)。

まず実際の治療の際に患者に用いる固定具を用いてCT検査台上に患者を固定し、基準となるCTアイソセンターを壁づけレーザーポインターで皮膚表面上に3点マークする。このアイ

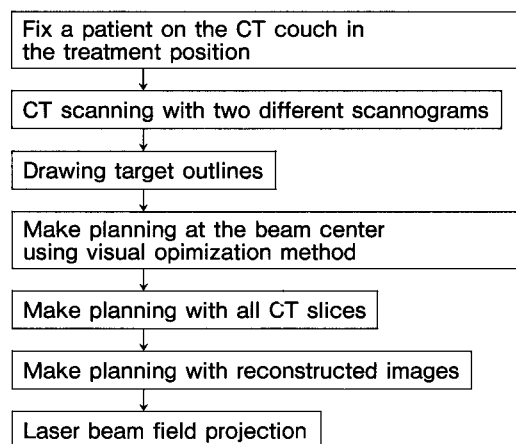


Fig. 3. Flowchart of CT simulation.

ソセンターは、あくまでも CT 撮影時の患者の体動をチェックするためのものであり、ほぼ照射野とおもわれる付近の体中心に決める。ついでスカノグラムを正側二方向撮影し、患者の体軸のずれを補正し、またスキャン範囲の設定を行う。このスカノグラムは、後にターゲット再構成像を重ねて用いる。CT 撮影は、腫瘍の予測される範囲を以前の CT フィルム、MRI、エ

コー等を参考にして決定し一般に予測される照射野より広めの範囲をスキャンする。撮像された CT 画像は、治療計画装置に転送され、その画像上にライトペンでターゲットおよび ROI (dose limiting organ) の輪郭をトレースする (Fig. 4)。これらは、同時に二方向スカノグラム上に再構成される (Fig. 5)。CT 撮影終了後、患者は再度基準点で、体動のずれがないことを

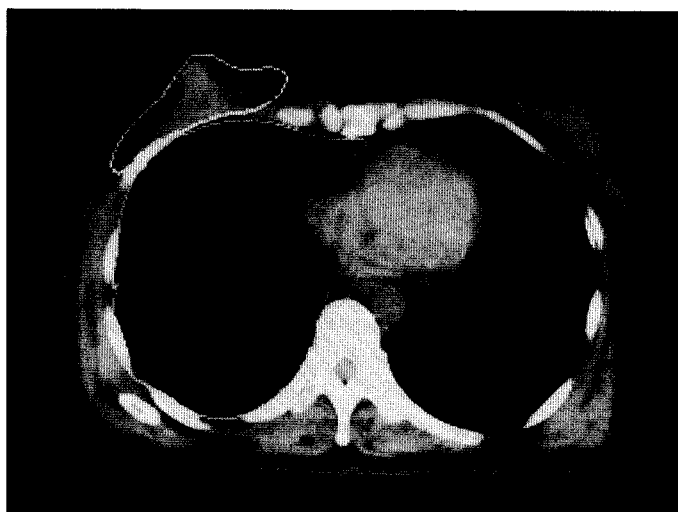


Fig. 4. Outlines of target and dose limiting organ.
Target (mammary gland) and dose limiting organ (lung) are outlined on each CT image.

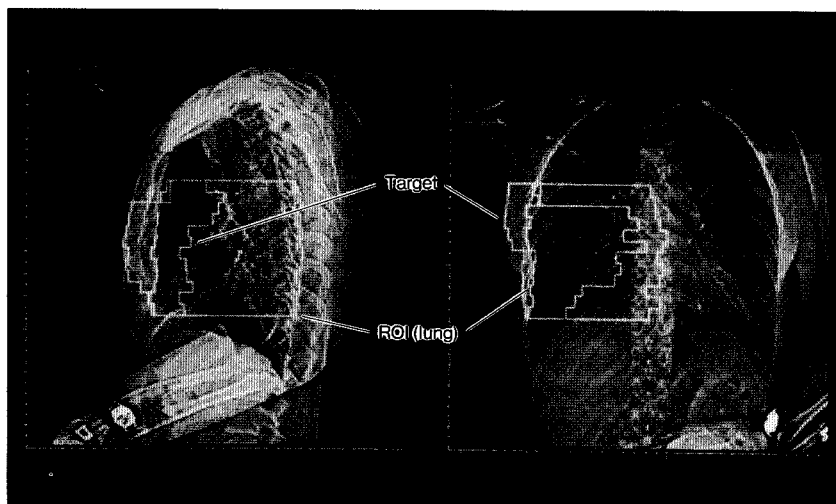


Fig. 5. Reconstructed outlines over the scannograms.
Outlines of target and ROI are reconstructed over two scannograms (A-P and lateral view).

確認し、大きなずれのある場合は、再撮影を行う。その後の治療計画は、患者の状態が不良の場合や、治療計画に長時間を要するばあいは、患者を一旦検査台より降ろし治療計画終了後再度 CT 検査台上にのせて行った。一般には CT 検査台上に患者を乗せたまま以後の計画を行った。CT 撮影と平行して治療計画をマルチイメージモニタと治療計画モニタを用いて、治療計画コンソールにおいて行う。まず仮のアイソセンターをスキヤノグラム、CT 断面上で決定する。次に CT 中心断面上で、即時最適化計算を行う。モニタ画面上の線量分布曲線を見て最適な照射条件、照射方向、XY 軸方向の照射野、ウェッジを決定する。その後、Beam's eye view (Fig. 6) として、ビーム点から見たターゲット再構成像を用いて、Z 軸方向の照射野を、ブロックも含めて決定する。これらは、同時にマルチイメージモニタ上に照射野マーク、ブロックマークとして表示され、ターゲットや ROI と照射野との関係が確認される (Fig. 7)。ついでビーム中心外の CT 断面や各種 CT 再構成断面での三次元計算による線量分布を計算する。こ

れらによって、ビーム中心外の CT 断面での情報をもとに、初期のビーム中心断面での照射条件を変更する。最終的に、これらをすべて確認した上で CT 台上の患者に対して、レーザービーム投光器を用いた照射野投光を行う (Fig. 8)。皮膚表面に順次に投光された照射野形状は、皮膚ペンによって正確にトレースされる。

治療ビームとの照合には、CT を再構成したシミュレーション像 (Fig. 9) を用いるが、画像の鮮鋭度の不十分な場合は X 線フィルムを再撮影した。

一般に CT シミュレータの治療計画には、初期の CT 撮影に 10~15 分、ついで治療計画に 10~15 分、最後の投光に 5~10 分で全体で 20~40 分を要した。

③臨床応用

現在までに種々の部位の種々の腫瘍に対する治療計画を行ってきたが、以下のケースに対する有用性を認めている。

1) 早期乳ガンに対する術後接線照射

早期乳癌に対する腫瘍摘出術と、その術後の

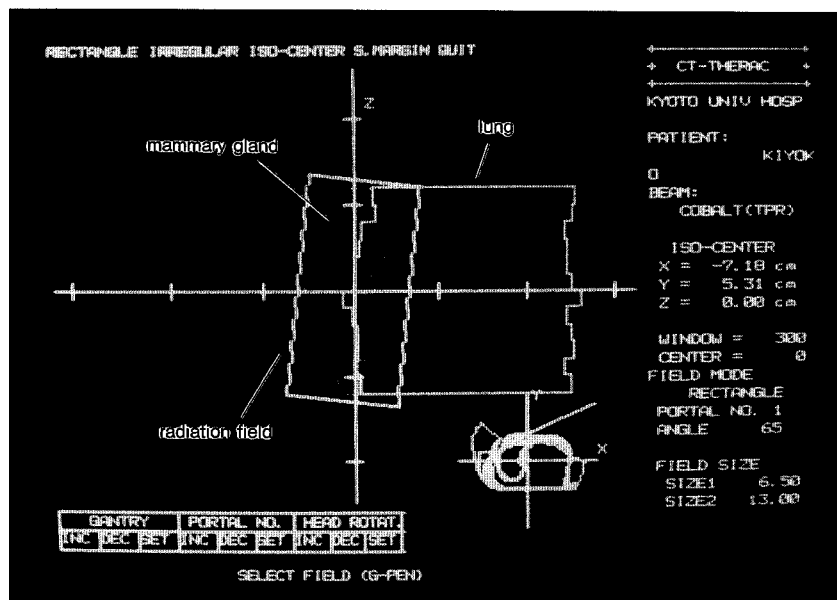


Fig. 6. Beam's eye view.
Outlines of target and ROI are reconstructed as beam's eye and optimum radiation fields are set.

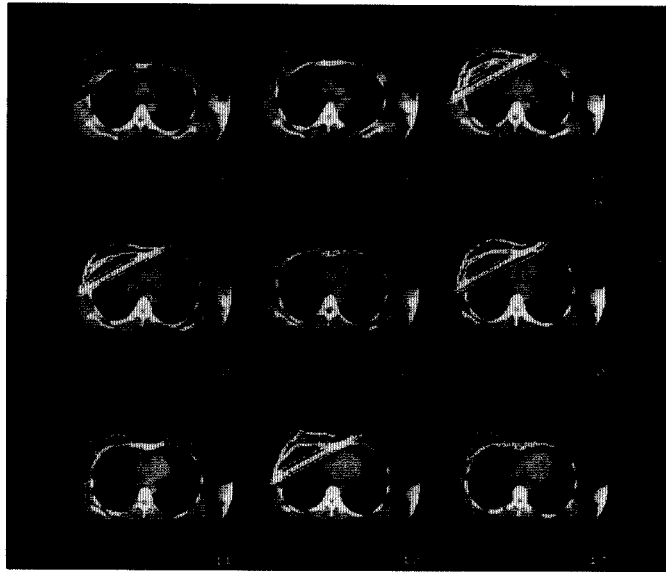


Fig. 7. Multiple CT images with beam marks.
All CT images within radiation field are superimposed with beam marks.



Fig. 8. Laser beam field projection.
Field outline, isocenter and outline of ROI are projected over the patient lying on the CT couch.

乳腺照射の併用療法は、乳房全摘術とその治療効果において差がない。それらの治療計画の場合従来は乳腺の外縁に針金を配置し、X線シミュレータで管球を傾けて最適角度と照射野を決定していた。ただ、乳腺組織の辺縁の判定は外部からの触診では不確実であり、

広めに照射野を設定する必要があった。今回のCTシミュレータを利用した治療計画では、Beam's eye viewを用いて、最小の照射野幅と最小の肺の照射野を含む治療計画を決定できた。従来の治療計画システムと比較しても、即時にマルチイメージ上で全照射範囲が

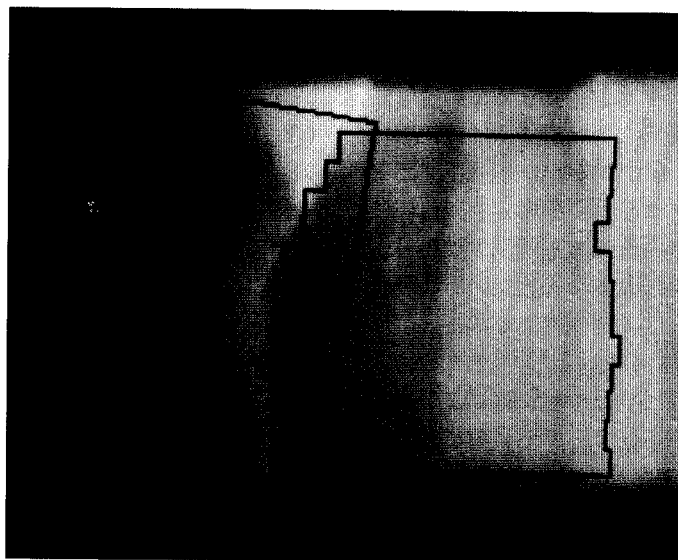


Fig. 9. Simulation image.
Field outline and outlines of ROI are superimposed over the tangentially reconstructed CT image.

確認でき内側縁，外側縁の評価に有用であった。また肺への照射容積も一目瞭然であった。Fig. 4-9 はその一連の治療計画を示す。

- 2) 胸部縦隔腫瘍に対し脊椎を外す斜入射照射
胸部縦隔腫瘍においては，その広範な進展のため，前後対向の広い照射野で，45～50 Gy まで治療を行いその後縮小した照射野で，腫瘍にのみ限局し，脊椎を照射野外に外した追加照射を行った。従来の X 線シミュレータを用いた治療計画においては，脊椎が照射野外にあることを確認することが難しく，ひいては安全域を広めにとるために，ターゲットを外すことがあった。CT 上で明確に残存腫瘍と脊椎を入力すれば，Beam's eye view を用いて最適の斜入射照射の治療計画ができる。このシステムでは，それらが同時にマルチイメージモニタ上で確認され，なおかつ再構成された縦断面や矢状面で腫瘍や脊椎の線量分布が確認でき有用であった。

- 3) 水晶体を外す上顎癌への照射

上顎癌は，一般に他の頭頸部癌に比べ腫瘍の進展が限局性で，腫瘍の輪郭が CT でとらえやすく，CT を利用した治療計画に向いてい

る。スキャノグラム上の再構成画像も腫瘍の輪郭をつかむのに役立っている。また照射野が，レンズに近接することが多く，レンズを含む CT 断面の線量分布の確認が重要である。この場合に，ビーム中心軸外に存在する CT 断面の線量分布が即時にかつ正確に確認できる CT シミュレータの意義は大きい。

- 4) 脳腫瘍に対する限局照射

脳腫瘍は，単純 X 線では全く腫瘍輪郭が捉えられない。この領域での治療計画では CT や MR は必要不可欠である。本システムでは，各 CT 断面で輪郭入力したターゲット画像が即時にマルチイメージモニタ上に表示されかつ 2 方向のスキャノグラム上に再構成表示される。これらの画像はターゲットの三次元構造を把握するのに有用である。これらのターゲット入力には MR 画像や腫瘍細胞型などの情報も利用する。MR 画像はターゲット形状が CT 画像と著明に異なる場合に参考として使い，腫瘍細胞型は照射野設定のために腫瘍辺縁よりの安全域設定に用いる。短時間に正確な治療計画の可能なこのシステムは，特に脳腫瘍において有用である。

5) 転移性骨腫瘍に対する照射

転移性骨腫瘍の最も感受性の高い検査法は、骨シンチであろう。ただ正確な腫瘍の進展範囲を決定するには、CT がすぐれている¹³⁾。特に軟部組織に広がる骨腫瘍の治療計画には CT を利用して正確にターゲットを入力しその内部の線量分布の均一性を確認する必要がある。骨盤骨や肋骨に対する接線照射の計画にも有用である。

6) 眼球突出症に対する眼窩照射

バセドウ氏病の眼球突出症状に対する眼窩への照射は、非常に有効である¹⁴⁾。正確に眼窩内組織をターゲットに含みレンズの照射線量を低くする最適治療計画が可能である。CT シミュレータでは、特に対側レンズへの拡散ビームの確認に有用であり、眼窩内とレンズの線量分布曲線が有用である。

7) 膀胱癌に対する多門照射

膀胱癌は単純 X 線フィルム上では腫瘍の正確な範囲を捉えることができない。我々は、CT を用いて原発腫瘍の全範囲を正確にとらえるとともに、所属リンパ節もターゲットにふくめ三門以上の多門照射を行っている。マルチイメージモニタ上にビームマークが表示され、ターゲットと照射野との関係がすべてのスライスにおいて明瞭に把握できる本システムは有用である。将来は、種々の線量分布曲線を重ねあわせて術中照射における利用も検討している。

考 察

CT シミュレータにおいては、CT 情報をいかに有効にまた簡便に利用するか点に主眼をおいて検討した。従来のようなオフラインのシステムでは治療計画を行うのに長時間を要し日常の患者治療の臨床には使いづらい。このシステムのオンライン化はその点で時間を短縮した画期的な改良といえよう。最短 20～30 分程度という時間は、従来の CT フィルムと X 線シミュレータを用いた治療計画時間をさえ短縮している。

1. CT シミュレータのハードウェア

以下本システムの各装置について考察する。

一つは、CT 装置側の問題である。治療用の CT 装置は診断用の CT 装置とは異なった種々の点を具備する必要がある。

従来より治療装置のベッドが平坦なため、治療用 CT も平坦な台を持つべきであると言われてきた。我々の CT 装置も平坦な台を持つが、しかし現実には、凹面の台のほうが患者の固定がよくまた患者も安楽である。我々は、発泡スチロールを用いた凹面の簡易ベッドを作成し、CT および治療台で共用している。

治療体位のまま CT を撮影するためには、従来の CT より広いガントリー口径が必要である。特に乳ガン術後の患者など上腕の挙上が不十分な患者では、診断用の 60 cm のガントリーサイズでは狭い。治療専用の CT 装置としては最低 70 cm 以上の口径が必要であろう。

位置座標の問題に関しては、CT 台の移動がすべての基準座標をもとにして行われている。CT スキャナのアイソセンター、レーザーポインターのアイソセンター、C アームのアイソセンターが常に一致相関している必要がある。各座標間のチェックがより望まれる。

患者の撮影時間の短縮は、体動等によるアーチファクトを減らし、画像精度を向上させるとともに、長期間の安静の困難な患者の治療計画時間の短縮の意味でも重要である。現在 4.5～6 秒の撮影時間を利用しているが、まだ不十分であり開発中の CT 装置の高速スキャンに期待したい。

またマルチイメージモニタの採用に関しては、従来の 1 枚の CT のみでの治療計画を大きく飛躍し、多数枚の CT での治療計画を可能とした。複数枚の CT を同時に利用してこそ、始めて三次元的な治療計画といえる。各 CT 画像において、ターゲット入力する場合もその上下のスライスでの腫瘍の進展範囲が参考となり、マルチイメージモニタが有用であった。このようなシステムの報告は、まだない。同時に画面に表示できる CT 枚数が 12 枚で充分かという点については、現在我々の行っているスキャンが

10 mm スライスで対象とする腫瘍の多くが 10 cm 以内であることを考えれば妥当と考えられる。

治療計画装置は、Therac-2300 をベースにして EWS (CTIP) というコンピュータを付設して、高速三次元計算が可能となった¹⁵⁾。ただ、種々のデータ転送や高速三次元計算やシミュレーション画像の計算に時間を要し、全くリアルタイムにシステムを動かさせられるようにコンピュータのバージョンアップをすることが必要であろう。

レーザー投光器に関しては従来のライトビームによる投光器では不可能であった任意の形状が投光可能となった。このことで、任意の不整形照射野の設定のみならず、ブロックの設定がコンピュータ上で可能となった。このシステムを利用することによって、レーザービームガイド下バイオプシーも可能となっている。

本装置のコストに関しては、CT 装置と三次元線量分布計算装置およびレーザービーム投光器を含むため X 線シミュレータと比較すると高額になる。しかし、高精度治療計画の必要性より本装置が治療計画に最適と思われる、X 線シミュレータと比較しても相当額と思われる。もちろん、治療患者の診断や経過観察にも CT 単体として有用であることは言うまでもない。

2. 三次元画像の有用性

放射線治療において、そのターゲットが複雑な三次元構造を示すことより以前より高精度放射線治療における三次元画像の有用性が指摘されていた。近年種々の画像処理技術の進歩により立体画像についての研究も盛んである^{16,17)}。ただそれらの立体画像が、数 mm の精度が要求される放射線治療計画において有用であるかについては、今後の研究に期待したい。

我々は、マルチイメージの CT を同時に利用可能とすることによって、幾何学的三次元を可能とした。また精度においても、各二次元断面での計画精度を保つことによって、三次元における計画精度の維持も可能とした。CT シミュレータで用いられる三次元画像の有用性につい

て以下に考察する。

1) スキャノグラム上のターゲット再構成像 (Fig. 5)

CT で最初に撮影する正面側面のスキャノグラム上に各 CT 断面で入力されたターゲット像が即時に再構成されて表示される^{18,19)}。これは、各 CT 断面上でのターゲットが同時に二方向のフィルム上に投影されることによって腫瘍の立体構造をとらえるのに役立つ。ただスキャノグラムがファンビーム画像であり、拡大率等の問題で位置精度については、あまり高くない。

2) Beam's eye view (Fig. 6)

すべてのターゲット輪郭が決定され、ビームの SAD, アイソセンター、方向が決定された時に、治療ビームの位置から見た再構成像いわゆる Beam's eye view が表示される。この像は、周辺の関連臓器とターゲットの重なりをできるだけ避け、また最小の volume dose を選択するために有効な像といえる。

3) Sagittal 断面, Coronal 断面再構成像

体軸に水平な方向の像は、CT 再構成によって計算されそれらに線量分布も重ねて表示される。それらは、体軸方向にひろがっている腫瘍内の線量分布の均一性や、脊髄等の重要臓器が十分低線量におさえられているかのチェックに用いられる。ビームエッジ CT 像も計算可能であるが、現在その利用法については検討中である。

4) シミュレーション像 (Fig. 9)

シミュレーション像とは、CT 画像をピクセル単位で再構成し、ビーム方向から見た単純 X 線像をシミュレートしてつくる像であり、後の治療装置によるビーム像 (ライナックグラフィック・コバルトグラフィック) と照合して用いる。従来の CT 装置では、単純 X 線写真が撮像できないため、CT 像を元にして、画像処理を行って作成する。現在までの検討で、胸腹部、骨盤等の空気と実質臓器、実質臓器と骨といった濃度差のはっきりした領域では有用であるが、頭蓋骨等のほぼ同様の濃度領域内の判定には問題がある。現在までに 5

～10 mm と一定の間隔を持ってスキャンされている CT 画像をいかに連続性の X 線像に再構成して精度を持たせるかを比較検討中である。

5) Dose Volume Histogram (種々の治療計画プランの比較)

肝癌は一般に肝硬変に合併することが多く放射線治療の対象になる場合においても、できる限り照射野を腫瘍に局限し、正常肝を温存することが重要である。肺癌と正常肺に関しても同様のことがいえる。そのためには、1 スライスのための治療計画では不十分で照射野内のすべての線量分布の確認が必要である。また種々の違った照射法を比較するには、腫瘍組織内の線量分布と正常組織内の線量分布を量的に比較する Dose volume histogram が最適である。三次元的に各 CT 断面の線量分布を積算し、それらを比較することが最適治療計画の選択に役立つ。CT 装置とオフラインのそれは種々の報告²⁰⁻²³⁾があるが、三次元計算に基づき臨床に応用可能なシステムとして現在このシステム内で改良開発中である。

3. CT を利用した治療計画の問題点

CT シミュレータの種々の臨床応用上の問題点を考察する。

1) ターゲットの決定

従来より放射線治療のターゲットに関しては、X 線シミュレータを用いた過去の治療経験上から、X 線写真上の解剖学的構造（主に骨）を目安にして設定されてきた。現在までに CT, MR 等の診断学の進歩により詳細に病変が限定されるようになってきている。今後は新しい横断解剖学上の治療計画におけるターゲット設定の基準作りが必要であり、現在その試案を検討している。

2) 固定具の開発

従来より患者の治療中の固定に関しては、シェルも含めた種々の固定具が考案されてきたが、いずれもその評価は一定していない。CT を用いた治療計画においても従来の X 線シミュレータを用いた場合と同様であるが、

治療計画中の患者の体動の抑制が重要である。現在金属によるアーチファクトを持たない固定具を開発中である。

3) 呼吸移動

呼吸移動の問題については、従来治療条件における CT は、安静呼吸下で行うとされてきた。しかし明かに画像の解像力が劣化する上に、必ずしも各画像の呼吸相が一致しているとも限らない。また CT 装置が管球が 360 度体の周囲を回転して撮影を行うという機構上も、その間患者が制止していないと意味を持たない。我々は、呼吸停止下の CT 画像を重視し、それに呼吸移動による安全域を加えて照射野を設定している。下肺部や上腹部の呼吸移動の大きい領域で、現在照射野を縮小するため呼吸停止下での間欠的照射法を検討している。

4) 画像の改良

この CT シミュレータで新たに用いた種々の三次元再構成画像は、その評価も意義も確固たるものではない。今後は、それらの画質の改良を進めてさらにその意義を明確にしたい。

これらの問題点が解決されてこそ真の高精度放射線治療計画の完成といえよう。

おわりに

CT シミュレータを利用した三次元放射線治療計画の有用性を報告した。今後は、種々の問題点を解決するとともに、PACS や治療装置との連結をも検討したい²⁴⁾。

本システムの開発の一部は、北海道大学放射線医学教室、(株)島津製作所、日本電気(株)と協同で行った。また本研究の一部は厚生省がん研究助成金赤沼班 (61-26, 63-24)、一般研究 (B) 01480273 の援助によった。

文 献

- 1) 西台武弘：放射線治療を目的とした CT システム—CT シミュレータ。放 治 シ ス テ ム 研 究 Suppl. 3: 119-122, 1986.

- 2) 西台武弘, 永田 靖, 湯川豊 他: CT シミュレータの開発. 放治システム研究 Suppl. 4: 18-22, 1987.
- 3) 永田靖, 西台武弘, 湯川豊 他: CT シミュレータの臨床応用. 放治システム研究 Suppl. 4: 132-135, 1987.
- 4) 永田靖, 西台武弘, 増永慎一郎 他: CT シミュレータを利用した治療計画の実際. 放治システム研究 Suppl. 5: 66-69, 1988.
- 5) Nishidai, T., Nagata, Y., Yukawa, Y. *et al.*: Developement of CT simulator. In *The use of Computers in Radiation Therapy*, I. A. D. Bruinvis *et al.* (Eds). Elsevier Science Publishers B. V. (Hague), 1987, pp. 331-334.
- 6) Nagata, Y., Nishidai, T., Yukawa, Y. *et al.*: Clinical application of CT simulator. In *The use of Computers in Radiation Therapy*, I. A. D. Bruinvis *et al.* (Eds). Elsevier Science Publishers B. V. (Hague), 1987, pp. 335-338.
- 7) Tsujii, H., Kamada, T., Takamura, A. *et al.*: A new RT-CT system for radiotherapy. In *The use of Computers in Radiation Therapy*, I. A. D. Bruinvis *et al.* (Eds). Elsevier Science Publishers B. V. (Hague), 1987, pp. 185-188.
- 8) Nagata, Y., Nishidai, T., Abe, M.: CT simulator: A new treatment planning system for radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **13** (Suppl. 1): 176-177, 1987.
- 9) Nagata, Y., Nishidai, T., Abe, M.: CT simulator: A new three-dimensional planning and simulating system. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (in press)
- 10) Badcock, P. C.: The role of computed tomography in the planning of radiotherapy fields. *Radiology* **147**: 241-244, 1983.
- 11) Hobday, P., Hodson, N. J., Husband, J. *et al.*: Computed tomography applied to radiotherapy treatment planning: Techniques and Results. *Radiology* **133**: 477-482, 1979.
- 12) Dobbs, H. J., Parker, R. P.: The prospective roles of the simulator and computed tomography in radiotherapy treatment planning: a review. *Clinical Radiology* **35**: 433-439, 1984.
- 13) 中田肇: 癌の骨転移の放射線診断 (2) —シンチグラフィ—, CT—. ペインクリニック **8**(3): 391-394, 1987.
- 14) Konishi, J., Iida, Y., Kasagi K., *et al.*: Clinical Evaluation of Radiotherapy for Graves' Ophthalmopathy. *Endocrinol. Japan.* **33**(5): 637-644, 1986.
- 15) Inamura, K., Abe, S., Ueda, Y. *et al.*: An application of TAR method to fast reconstruction of three dimensional dose distribution. In *8th ICCR Proceeding*. 1984, pp. 456-460.
- 16) 松尾導昌, 山崎克人, 河野通雄 他: 三次元立体治療計画システム. 最新医学 **41**(1): 107-115, 1986.
- 17) Glatstein, E., Lichter, A., Frass, B. A. *et al.*: The imaging revolution and radiation oncology: The use of CT, Ultrasound, and NMR for localization, treatment planning and treatment delivery. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **11**: 299-314, 1985.
- 18) Haynor, D. R., Borning, A. W., Griffin, B. A. *et al.*: Radiotherapy planning: direct location on simulation and port films using CT. *Radiology* **158**: 537-540, 1986.
- 19) Shuman, W. P., Griffin, B. W., Luk, K. H. *et al.*: CT and Radiotherapy planning: impact of locate scoutview images. *AJR* **139**: 985-989, 1982.
- 20) Austin-Seymour, M. M., Chen, G. T. Y., Castro, J. R. *et al.*: Dose Volume Histogram Analysis of Liver Radiation Tolerance. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **12**: 31-35, 1986.
- 21) 町田孝子: 電子計算機による子宮頸癌腔内照射の線量分布の計算とその評価. 日医放会誌 **30** (1): 33-45, 1970.
- 22) 小西圭介: 舌癌の小線源放射線治療に於ける電算機を用いた線量分布解析 (Dose Spectrum の導入). 日医放会誌 **31**(7): 26-40, 1981.
- 23) 森田浩三, 内山幸男, 不破信和: Volume-Dose Histogram. 最新放射線診療. 篠原出版, 1989, pp. 129-136.
- 24) 赤沼篤夫: CTライナック. オンラインシステム, 最新放射線診療. 篠原出版, 1989, pp. 371-387.

要旨: 新しい三次元放射線治療計画装置“CT シミュレータ”とは, CT スキャナーと, マルチイメージモニタ, 三次元線量分布計算装置, レーザービーム照射野投光器を統合したシステムである. このシステムを利用すれば, 患者を CT 台上にのせたまま, CT 撮影から, ターゲット設定, 線量分布確認, 照射野の皮膚面へのマーキングまでが 30 分以内という短時間で可能となった. また多数の CT 断面上での同時治療計画が可能で, スキャノグラム上再構成像, シミュレーション像等の種々の三次元再構成画像が利用可能となった. レーザービーム投光器によって任意の照射野形状も患者体表面上に投光可能となった. CT シミュレータは, CT を利用した最も有用な治療計画装置である.