



# 展 TENBO 望

## 動体追尾放射線治療



小久保 雅樹

*Kokubo Masaki*

(神戸市立医療センター中央市民病院 放射線治療科)

### 1 はじめに

放射線治療は、手術療法・化学療法とともにがん治療の3本柱であり、近年ではコンピュータ技術の発展と治療スタッフの努力により、機器や照射技術の開発が急速に進んでいる。一般の放射線治療では、再現性等を考慮しマージンをつけた広い照射野を設定し、照射時に病変をはずさないように行うが、病変以外の正常組織も広範に照射されるため、正常組織の耐用線量を考慮して病変への線量が制限されている。体内の病変の位置を正確に把握でき、かつ、その部分のみに正確に治療ビームを照射することができれば、正常組織の被ばくが低減できより副作用の少ない治療ができるだけでなく、有害事象を増加させずに線量を増加することが可能となり、腫瘍制御率の向上に結びつく可能性がある。この考えを推し進め、頭部や体幹部に対する定位放射線照射 (Stereotactic Irradiation) や強度変調放射線治療 (Intensity-modulated Radiation Therapy : IMRT) といった高精度放射線治療が行われるようになり、がん治療における放射線治療の占める役割は今後ますます増大するものと思われる。

先端医療センターは、京都大学と三菱重工業

(株)と連携し、“高精度の放射線治療を効率的に行える装置”をキーワードに、次世代の高精度画像誘導型放射線治療装置 Vero4DRt を開発した。構想時点 (2002年) では、画像誘導型放射線治療装置 (Image-guided Radiation Therapy 装置、以後 IGRT 機) はいまだ世に少なく、かつ、IMRT の日本での導入例もまだ少ない時期ではあったが、本装置はそれらの高精度放射線治療に対応するため、患者の位置合わせを高精度に行う“イメージガイド”と、狙った部分に高精度にビームを照準する“高い照射位置精度”を有し、それらをシステム化してこれまで手間と時間がかかっていた高精度放射線治療を短時間で正確に行うことを可能にするとともに、独自の首振り機構を活用して動体追尾照射まで対応するプラットフォームとして基本仕様が決定された。

本稿では、システムの構造と機能の概要を紹介し、臨床応用された動体追尾治療について概説する。

### 2 システムの構造

システム全体構造の3D-CAD、システム構成と外観写真を図1~3に示す。構造上の最大の

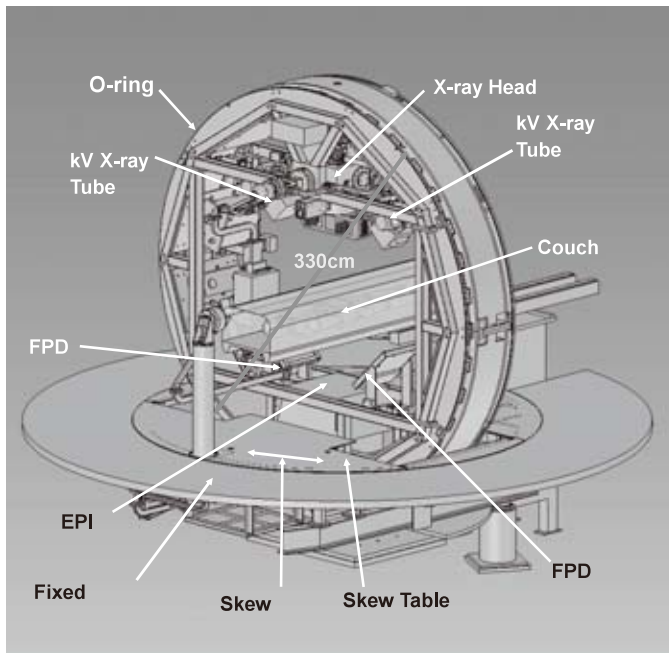


図1 システム全体構造の3D-CAD

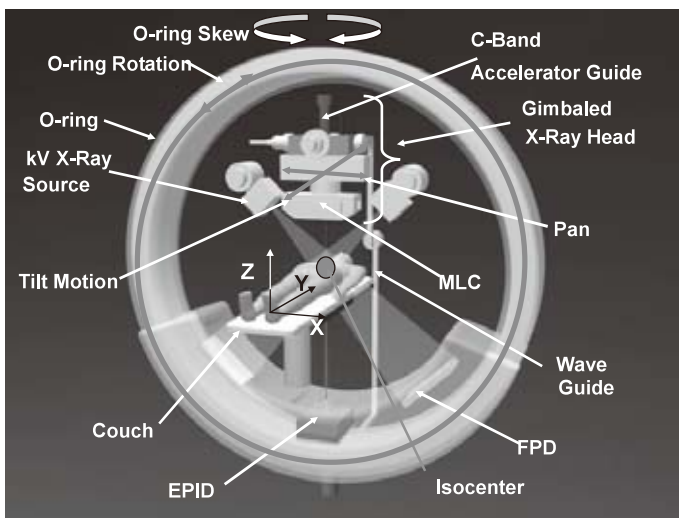


図2 システム構成

特徴はO-ringと呼ぶ高剛性のリング型ガントリーである。このO-ringに沿って治療用のMV-X線ヘッドやイメージングシステムが360度回転する。さらに、O-ring自体がターンテーブルとともに垂直軸を中心に±60度回転する。

これは従来装置におけるカウチのアイソセンタ中心の回転に相当するため、カウチを回転することなく容易に同一平面上にない多方向からのビーム照射ができ、線量集中性を高めることができる。また、カウチも回転駆動がない分、±0.1 mm/0.1°の精度で制御可能であり、極めて高い精度で三次元位置制御が可能である。

### 3 イメージングシステム

O-ringには治療用のMV-X線ヘッドとEPID (Electronic Portal Imaging Device)、イメージング用の2対のkV-X線源とFPD (Flat Panel Detectors)が設置されている。イメージングシステムは、2対のkV-X線源とFPDが互いにそのX線軸を直交するように配置されている。O-ringに沿って位置を変えられるため、例えば正面と側面の2方向から同時にX線撮影が可能であり、三次元的位置合わせを短時間で実現できる設計になっている。連続撮影(透視撮影)が可能で、リアルタイムに体内の臓器やマーカーの三次元位置を把握することができる。さらに、O-ring上を回転させながら撮影することによりCBCT (Cone Beam CT)の撮影ができる。7度/秒で200度回転して撮影するため1回の撮影時間はわずか29秒である。

治療直前に治療体位のまま撮影された画像は、治療計画時の画像と比較照合され、計画時との位置の誤差を補正して正確な位置での照射が行われる。この方法を用いた放射線治療は一



図3 システム外観

般に画像誘導放射線治療（IGRT）と呼ばれる。最も基本的な方法として、2方向からのX線画像を撮影し、治療計画から出力されたDRR（Digitally Reconstructed Radiography）画像と比較照合を行う。画像比較はディスプレイ上で絵を重ね合わせて行うが、ソフトウェア（Auto Image Registration）を用いて自動的に重ね合わせて位置決め誤差を算出することもできる。CBCT画像を治療計画CTと比較照合することでより精細な位置合わせを行うことも可能である。加えてCBCTでは骨構造に基づいた照合だけでなく、前立腺など軟部組織に基づいた照合も可能になるため、日々の臓器移動の補正にも利用できる。

#### 4 新型直線加速器と首振り式X線ヘッド

直線加速器は、従来のSバンドの倍の周波数帯であるCバンドを医用加速器として初めて応用したものであり、長さ35cm、重量約10kgと小型軽量化に成功している。X線出力はエネルギー6MVでflattening filterを有し最大線量率500cGy/min、線源—アイソセンタ間距離は一般の治療装置と同様に100cmである。Multi-Leaf Collimator（MLC）はsingle focus typeで5mm厚リーフを片側30枚、最大照射野は15cm×15cmである。高い遮蔽能力（漏洩線

量：1%未満）を有し、IMRTにも対応しており、Full Interdigitationが可能な仕様になっている。

最も特徴的なのはX線ヘッドの構造である。前記の加速器とMLCを含むX線ヘッド全体の高さは約100cm、重量約600kgであるが、これを“ジンバル機構”という支持機構で支えている。このジンバル機構は羅針盤のように二軸の回転駆動を持ち、Pan回転とTilt回転を組み合わせることによりビーム方向を変え（ヘッドの首振り）、アイソセンタ周囲の任意の点に正確に照準を合わせることができる。この機構により装置のたわみで生じる微小なアイソセンタ位置誤差を能動的に補正することができ、0.1mmという極めて高いアイソセンタ照準精度を達成している。加えて、セットアップ時の患者の位置誤差が僅かな場合はカウチを動かさずビームを動かして簡単かつ迅速に位置補正を行うことができる。また、呼吸による体内臓器移動に対して、ビームを動かして腫瘍の動きをリアルタイムに補正しながら照射する動体追尾照射への応用が可能である。そもそも本システムはガントリーがO-ring型のため、一般的なL字型ライナックの片持梁構造ガントリーよりも堅牢な構造であり、X線ヘッドの重量に起因する機械的な歪みが軽減されている。それに加えて、前記のジンバル機構による能動的補正により高いアイソセンタ照準精度を実現・維持することが可能であり、ライナックとしては他に類を見ない高い照射精度を有している。

#### 5 リアルタイム動体追尾照射

肺癌や膵癌を含む胸腹部悪性腫瘍は呼吸性移動を伴うことが知られている。ジンバル照射ヘッドによる動体追尾照射法では、腫瘍の呼吸性移動に応じて自動的に照射位置が調整され、腫瘍に限局した照射が可能となった。

リアルタイム動体追尾照射は、2方向からのkV-X線透視撮影により、体内のターゲット位

置をリアルタイムに把握し、ジンバル機構によりビームを動かしてターゲットの動きをリアルタイムに補償しながら照射する機能である。この機能では、位置の把握と照射を交互に行う。2対のFPDによる画像撮影は33 msecであり、この間、ビームの照射は停止する。2方向からの画像からターゲットの三次元位置を自動的に算出し、Pan, Tilt回転により、ビームの方向を補正する。この処理を行いながら66 msecの照射を行う。このサイクルを繰り返すことにより、ほぼリアルタイムでの追尾照射を行うことができる。

追尾照射の動作実験として、あらかじめ正弦波の移動指令を与えて、Pan, Tiltのサーボモータのエンコーダ出力と移動指令との誤差を測定したところ、0.75 Hz, 20 mm 振幅の低い周波数に対し、指令値に対する誤差は0.6 mm以下であり、2.0 Hz, 4 mm 振幅の高い周波数に対しては、誤差0.4 mm以下であった。これは、呼吸による低周期の動きと心臓の脈動による高周期の動きに対し、本システムで追尾照射するための基準を十分にクリアしていることを示している。ジンバル機構によるビームの動きは十分に高速な応答性能を有している。

## 6 IR マーカーに基づく動体追尾照射

Vero4DRTでは、腹壁若しくは胸壁上に設置したIRマーカー（赤外線反射マーカー）を腫瘍の代替信号として追尾する方式が用いられている。本追尾方式では、金マーカーを頂点とする多面体の重心から推定される腫瘍位置とIRマーカー位置との相関性が重要であり、相関モデルの構築が必須である。患者セットアップ完了後、IRカメラにてIRマーカーの背腹方向への移動量を計測すると同時に、kV-X線撮像システムの透視モードにて金マーカーの三次元位置を40秒間検出し、4Dモデルを作成する。続いて、IRマーカー信号を4Dモデルの入力値とし、腫瘍予測位置がジンバル照射ヘッドに出力

され、追尾が開始する。

治療計画では、呼吸止めCT画像上で4DCT画像を基に呼吸による変形を考慮したターゲットを入力する。追尾マージンには、(1) 4Dモデリング誤差、(2) IRマーカー位置の基線変動、(3) ジンバル照射ヘッドの機械応答誤差、及び(4) 金マーカーと腫瘍位置関係の日間変動の4成分を考慮して計画標的体積(PTV)を作成した。なお、(1)~(3)の成分は治療計画用CT撮影後に4Dモデルを作成し、関連ログデータから患者固有の値を算出する必要がある。

## 7 四次元モンテカルロ線量計算システムによる線量分布評価

市販されている放射線治療計画装置では、動体追尾照射に対応する線量計算ソフトウェアが実装されていない。京都大学と先端医療センターは、これに対応した四次元モンテカルロ線量計算システムを開発した。4DCTの各位相画像に対して計算された線量分布を非線形処理により合算することで四次元線量分布を生成した。

## 8 事前検証

動体追尾照射を安全に施行するために、初回治療までに四次元動体ファントムを用いた追尾精度検証、リハーサル、及び治療期間中に金マーカー安定性評価を実施した。

追尾精度検証では、治療計画用CT撮影日に取得した腫瘍及びIRマーカーの移動量を入力値として四次元動体ファントムを動かし、付属の鋼球( $\phi 9.5$  mm)に対して $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>の照射野で追尾照射を実施した。取得したEPIDを解析した結果、 $0.3 \pm 0.2$  mmの追尾精度であった。

リハーサルでは、治療時と同様に固定具を用いて患者をセットアップし、直交2方向X線画像による骨照合にてセットアップエラーを補正した後、4Dモデルを作成した。続いて、

kV-X 線透視画像上に PTV 輪郭を表示させ、追尾位置をリアルタイムで視覚的に確認した。腫瘍と IR マーカーの相関性が低い場合、腫瘍が PTV 輪郭から外れた画像が表示される。この観点から、リハーサルは動体追尾照射の適用を判断する上でも重要である。

金マーカー安定性評価では、治療期間中に呼吸止め CT 及び 4DCT を複数回撮影し、金マーカーの三次元配置を確認した。治療計画用 CT 撮影日以降の金マーカーの脱落は確認されず、変位は 2.5 mm 以内であった。

## 9 照射当日

照射当日はリハーサルを再現し、MV-X 線を照射した。EPID 画像で、腫瘍位置に応じてジンバル照射ヘッドが移動し、照射野内に腫瘍が存在していることが確認できる。追尾精度を維持するために、初回 4D モデル作成から中央値で 15 分後に 4D モデルを更新した。1 回の治療に要した時間は ITV (内的標的体積) 法と変わらなかった。各治療終了後にログデータを用いて治療中の腫瘍位置と腫瘍予測位置の誤差を解析した。治療期間中における誤差は平均±標準偏差で (左右, 頭尾, 背腹) = (0.0±0.2 mm, 0.1±0.7 mm, 0.1±0.3 mm) であり、高精度な動体追尾照射を行うことができた。

## 10 まとめ

本システムは、独自のフォームの中にこれまでにない様々な特殊機構を搭載し、従来とは異なる次元で“真の高精度放射線治療”を“効率的”に行うことを目標に開発されてきた。その結果として、正確で迅速な患者位置合わせと高

精度の照射を実現し、動体追尾照射も可能となった。今後、動体追尾照射の普及、肝癌や膵癌を含む他臓器への適用拡大、更には動体追尾 IMRT の実現に取り組んでいく。

### 【謝辞】

本稿の執筆に当たり、多大なご協力をいただきました京都大学医学研究科放射線腫瘍学・画像応用治療学 中村光弘先生に感謝いたします。

### 参考文献

- 1) Kamino, Y., Takayama, K., Kokubo, M., Narita, Y., Hirai, E., Kawada, N., Mizowaki, T., Nagata, Y., Nishidai, T. and Hiraoka, M., Development of a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, **66**, 271–278 (2006)
- 2) Kamino, Y., Kokubo, M., Hiraoka, M. and Ishikawa, J., Development of an ultrasmall C-band linear accelerator guide for a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled x-ray head, *Med Phys*, **34**, 1797–1808 (2007)
- 3) Nakamura, M., Sawada, A., Kokubo, M. and Hiraoka, M., Dosimetric characterization of a multileaf collimator for a new four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled x-ray head, MHI-TM2000, *Med Phys*, **37**, 4684–4691 (2010)
- 4) Miyabe, Y., Sawada, A., Kokubo, M. and Hiraoka, M., Positioning accuracy of a new image-guided radiotherapy system, *Med Phys*, **38**, 2535–2541 (2011)
- 5) Ishihara, Y., Sawada, A., Kokubo, M. and Hiraoka, M., Development of Monte Carlo Dose Calculation System for Tumor-Tracking Irradiation with a Gimbaled X-ray Head, *Med Phys*, **38**, 3644 (2011)
- 6) 中村光宏, Vero4DRT (MHI-TM2000) を用いた動体追尾照射の臨床適用, *Rad Fan*, **10**, 11–14 (2012)