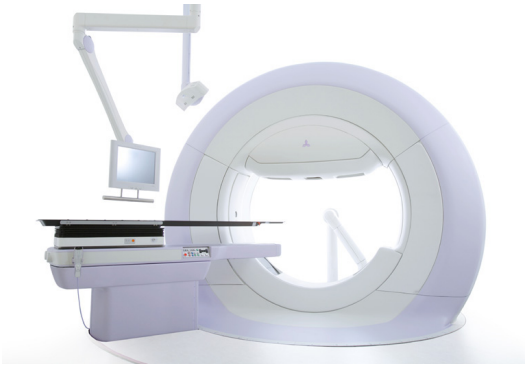
放射線治療装置 Vero4DRT が拓く革新的がん治療への挑戦 －正常組織への線量を低減させる高精度照射機能の開発－

The Challenge to the Innovative Cancer Treatments enabled by Vero4DRT
～Development of High-precision Dose Delivery Features for Reducing Radiation Exposure to Healthy Tissues～



鈴木 保恒 *1 Yasunobu Suzuki
高橋 邦夫 *2 Kunio Takahashi
山田 昌弘 *3 Masahiro Yamada
金子 周史 *4 Shuji Kaneko
吉田 光宏 *2 Mitsuhiro Yoshida
外山 勝久 *5 Katsuhisa Toyama

放射線治療では，医療従事者の絶え間ない努力に加え，近年，制御技術・計算機技術の高度化に伴い，腫瘍に放射線を集中照射して，正常な組織への被曝線量を低減させる高精度放射線治療が発展・普及し，治療成績が向上している。また，がん患者の増加に伴い，高精度放射線治療をより効率的に実施したいというニーズも高くなっている。本稿では，特徴的なハードウェアの構造を生かし，更なる治療成績の向上を目指す革新的な新照射機能を搭載した，放射線治療装置 Vero4DRT（販売名 線形加速器システム MHI-TM2000）について紹介する。

1. はじめに

放射線治療は，線量の集中性を高める照射技術の進化とともに発展してきた治療法である。

1960 年に原体照射法が開発され，現在のマルチリーフコリメータ（Multi Leaf Collimator：MLC）を用いた 3D Conformal Radiation Therapy（腫瘍の3次元的形状に照射野を合わせるようコリメータを整形する運動照射）へと発展している。

更に，1994 年には米国で強度変調放射線治療（Intensity-Modulated Radiation Therapy：IMRT，放射線照射野内の線量を適切に変調させる照射法）が開発され，定位放射線治療（Stereotactic Radiotherapy：SRT），定位手術的照射（Stereotactic Radiosurgery：SRS）などの照射方法とともに高精度放射線治療の中核を担っている。

また，3次元治療から4次元治療への進化として，1999 年に呼吸などにより動く腫瘍への対応として動体追跡照射（動く腫瘍を待ち伏せして照射する方法）が開発され，2011 年には京都大学医学部附属病院において Vero4DRT による，世界初となるリアルタイムモニタリング下における動体追尾治療（動く腫瘍を連続的に追いかけて照射する方法）が肺がんを対象として実施された。

21 世紀に入り，照射制御技術と画像処理技術が密接に融合（Image-Guided Radiotherapy：IGRT）することで，高精度放射線治療は飛躍的に発展し，普及し始めている。

その中，更なる照射技術の革新的な進化により，“がん”克服に向けた社会に貢献すべく，当社は放射線治療装置 Vero4DRT の開発・製造，及び販売をしている。

*1 機械・鉄構事業本部 先端機器事業推進部
*2 機械・鉄構事業本部 先端機器事業推進部 主席技師
*3 技術統括本部広島研究所（京都大学医学部派遣中）
*4 機械・鉄構事業本部 先端機器事業推進部 主席部員（京都大学医学部派遣中）
*5 機械・鉄構事業本部 先端機器事業推進部 次長

2. 装置の構成及び構造の特徴

放射線治療装置 Vero4DRT は，開発当初から照射技術と画像技術を高度に統合化することを想定し，システム開発された画像誘導型の高精度放射線治療装置である。

また，呼吸などにより動く腫瘍に対する照射技術（動体追尾照射機能）の実現を目指し，装置構造や各種搭載機器が設計されている（図1）。

更に自由度の高い機構は，独立及び同期制御が可能であり，ソフトウェアのアップデートにより，革新的な照射技法を生み出すことが可能となっている。[(1)(2)(3)(4)]

① 高剛性のリング型ガントリ構造により，腫瘍に対して全周方向から，高い精度で治療用X線を照射することが可能となった。

② また，①の全周方向は，通常のコプラナー（患者に垂直な同一平面）におけるガントリ回転と，今までの放射線治療装置ではなかったノンコプラナー（上記同一平面外）の照射を可能とするリング回転を独立に設けている。そのため，患者の治療姿勢（カウチの位置）を維持したまま，ノンコプラナーの照射を含む多門照射（複数方向からの照射）が可能となる。

③ 他装置にないユニークな機構として，本装置は治療用X線を照射する超小型のCバンド定在波型加速管（従来サイズ比 1/3，世界で初めて治療装置に採用）と，治療用X線を腫瘍形状に整形するための MLC（Multi Leaf Collimator）などを搭載したジンバル機構と呼ばれる首振り機能を有しており，治療用X線照射位置の微小なずれの補正や，呼吸などで動く腫瘍に対する追尾照射を可能としている。

④ 画像システムとして，kV X 線源とその画像撮影用の FPD（Flat Panel Detector）を2対，治療用X線を撮影するための EPID（Electronic Portal Imaging Device）をオールインワンで搭載しており，高精度治療の高スループット化に大きく寄与している。

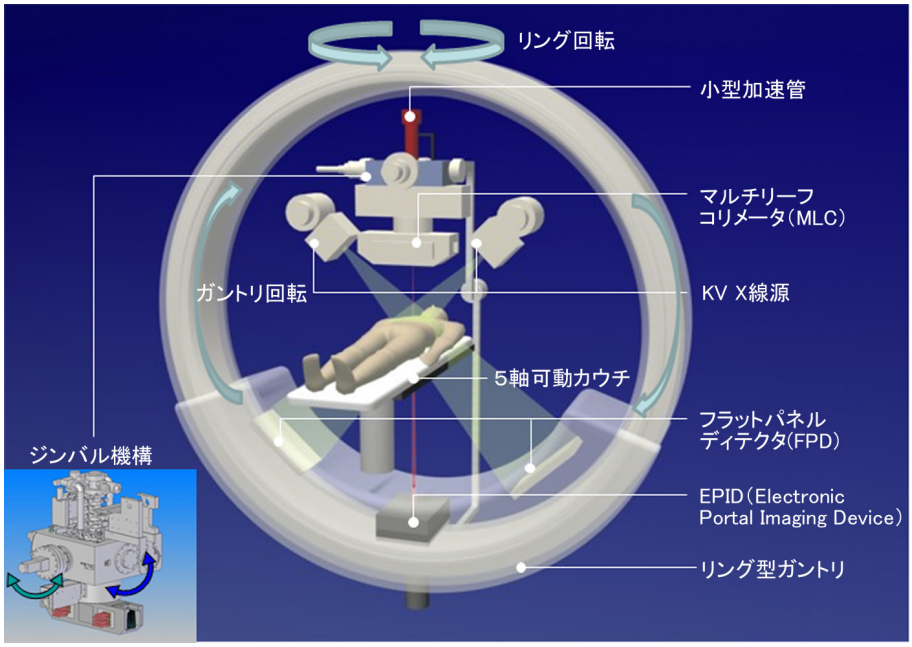


図1 Vero4DRT 装置構成

3. 動体追尾治療の適用部位拡大

動く腫瘍に対し，従来“腫瘍が動く範囲全体を照射する”“動く腫瘍を待ち伏せして照射する”等の照射技法で治療を行ってきた。しかし，前者は腫瘍周辺の正常な組織への照射が増えてしまい，後者は治療時間が増加する等の課題があった。

これらの課題を克服し，医療従事者の長年の悲願でもあった“呼吸等によって動く腫瘍へ連続的に集中して放射線を照射する”ことを目指して，動体追尾照射機能を開発した。2010 年5月に

薬事承認を取得し，2011 年9月に金球マーカを患者気管支に複数個留置し，肺を対象とする動体追尾治療が京都大学医学部附属病院で開始された。

本装置では，2対の kV X 線撮像システムとジンバル機構を活用し，動く腫瘍に対して，短時間で連続的に放射線を照射する動体追尾治療が可能である。[4]

動体追尾治療では，治療中に次のステップで照射を行う。(図2)

① 患者腹部上に設置した赤外線マーカ(IR マーカ)の位置(呼吸信号)と，呼吸等によって動く腫瘍の3次元位置を同時かつ連続的に検知する。

② 検知した呼吸信号と腫瘍の3次元位置の相関モデル(4D モデル)を生成する。

③ 治療中の呼吸信号と 4D モデルにより，腫瘍の目標位置を推定する。

④ ジンバル機構により，治療用X線の照射方向を腫瘍の目標位置に連続的に追尾させる。

⑤ 治療用X線の照射量が所定の量となるまで連続的に照射を行う。

この追尾方式は，腹部の上下動等の呼吸信号と，呼吸による動く腫瘍の位置に高い相関性があることを利用して体内の腫瘍位置を推定する方式であり，①②は治療直前，③④⑤は治療中に行われる。

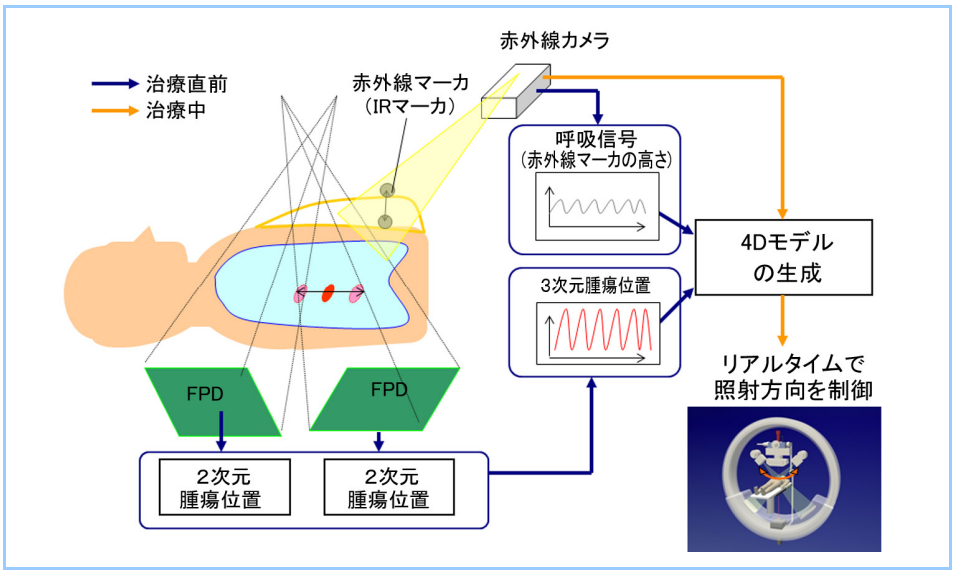


図2 動体追尾照射システム図

腫瘍の3次元位置の検出は，肺などの部位では，直径 1.5mm の金球を経内視鏡的に患者体内の腫瘍近傍の気管支内に複数個留置し，その金球をマーカとして自動検知する。

肺以外の呼吸性移動を伴う部位(肝臓や膵臓等)では，腫瘍近傍にロングマーカと呼ばれる細いコイル状の金マーカを経皮的に留置し，そのロングマーカを自動検知する。(図3)[5][6]

図3 動体追尾照射時に体内留置する金マーカ

上述の，各種金マーカは，医療機器として薬事承認されている。それらを自動検知する画像処理技術は，最先端の放射線治療法である動体追尾治療の適用部位拡大と，治療症例の増加に寄与するものである。

2013 年3月にロングマーカを留置した肝臓に対する動体追尾治療が京都大学医学部附属病院で開始された。

4. 革新的・新照射技術：DWA（Dynamic Wave Arc）照射機能の開発

従来の治療装置では，治療用X線を照射する加速器が搭載されている治療装置本体を，全周方向に患者に垂直な同一平面内で回転させる照射しか実現できない構造であった。Vero4DRTでは第2章で述べた通り，リング回転が独立制御可能であるため，ガントリ回転とリング回転を同期制御することができる。これを利用して，図4に示すように，従来の回転照射とは異なる軌跡で，リスク臓器への照射を極力避け，腫瘍に効率的に治療用X線を照射することが可能な，Dynamic Wave Arc(注)照射を開発した。(7)

（注）Dynamic Wave Arc 照射機能は，2014 年1月現在薬事未承認

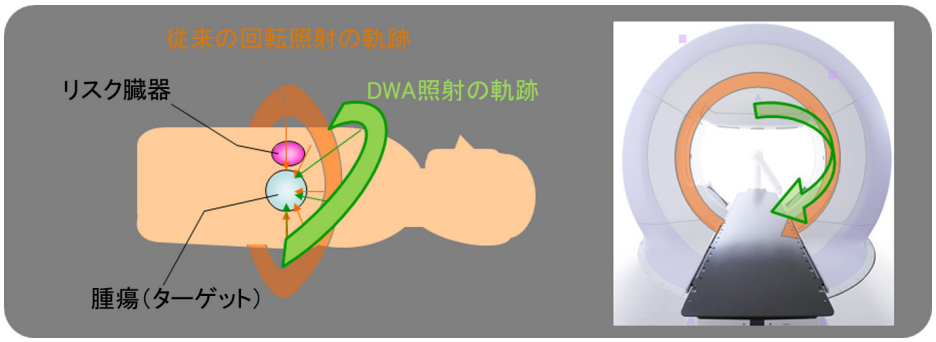


図4 DWA（Dynamic Wave Arc）照射の軌跡

従来のガントリ単独回転制御では Point to Point（PTP）制御等によって位置制御を行えばよいが，Dynamic Wave Arc 照射においては，指定された軌跡に沿って照射軸を通過させる必要があるため，軸間の同期制御を行う軌跡制御（Continuous Path）を実装している。

軌跡制御では，図5に示すようにセグメント内で⊿R（単位時間当たりのリング回転量）/⊿G（単位時間当たりのガントリ回転量）を一定にする必要がある。

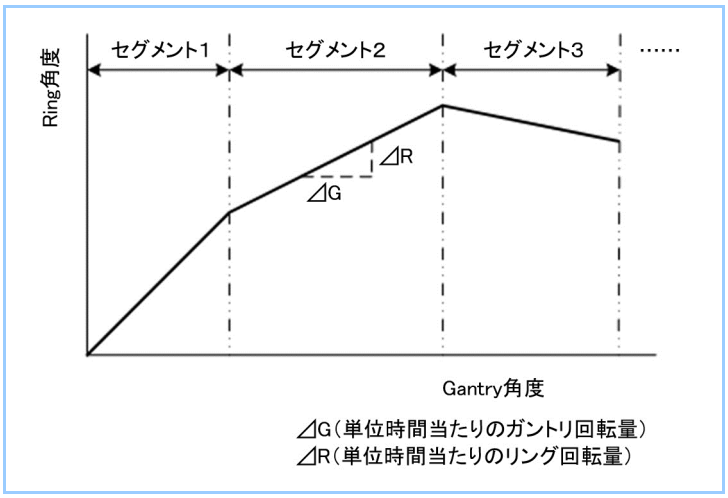


図5 DWA（Dynamic Wave Arc）照射の軌跡制御

単位時間当たりの回転量は，回転速度×単位時間となるので，⊿R/⊿Gを一定とするには常に同期軸の速度比を同じにする必要がある。また，Dynamic Wave ARC 照射では次セグメントでガントリ回転，又はリング回転の速度が変化した場合においても，常に当該セグメントの速度比と

なるようにする必要がある。そこで，セグメント間で速度が変化する場合は，図6に示すようにセグメントの開始で加速し，定速移動した後，セグメントの終了で減速停止する制御方式を採用し，安定かつ確実に想定する軌道を描くよう工夫している。

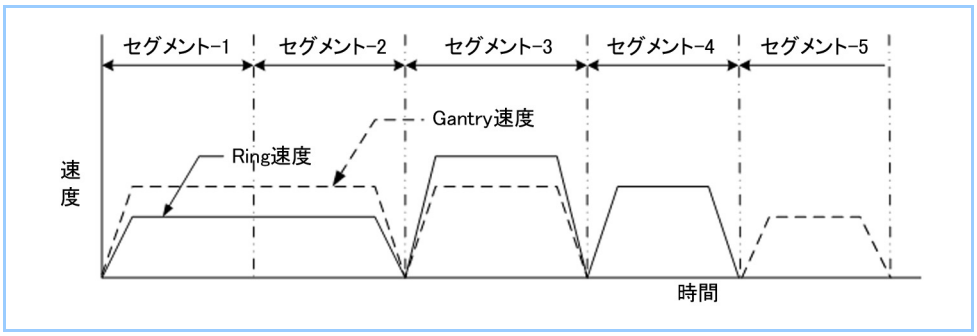


図6 DWA（Dynamic Wave Arc）照射の軌跡制御：セグメント間速度変化時の制御方式

5. まとめ

より線量の集中性を高め，正常組織への線量を低減する照射技術への進化として，動体追尾治療の適用部位拡大や，Dynamic Wave Arc 照射など，革新的な新照射機能の開発を行った。

今後も，開発した機能の臨床適用により，更なる“がん”克服に向け，社会へ貢献できることを切に祈念するとともに，患者やその家族，医療従事者など医療現場からの声を聞き，更なる放射線治療の発展に寄与していきたいと考える。

なお，動体追尾照射機能の開発は，総合科学技術会議により制度設計された最先端研究開発支援プログラムにより，日本学術振興会の助成を受けて取り組んできたもので，京都大学及び先端医療センターより医療面の支援を受けている。

（謝辞）本開発を進めるに当たり，多大なるご指導を賜りました京都大学大学院医学研究科 平岡眞寛教授，溝脇尚志准教授，神戸市立医療センター中央市民病院 放射線治療科 小久保雅樹部長をはじめとする，京都大学，先端医療センター，並びに京都医療科学大学の関係者に深く感謝いたします。

参考文献

(1) Y. Kamino, et.al, Development of a Four-dimensional Image-guided Radiotherapy System with a Gimbaled X-ray Head. Int. J. Radiat. Oncol., Biol. Phys. 66 (2006) p.271～278
(2) Y. Kamino, et.al, Development of a New Concept Automatic Frequency Controller for an Ultra-small C-band Liner Accelerator Guide, Med. Phys. 34 (2007) p.3243～3249
(3) 平井ほか，がんの最新鋭治療装置”MHI-TM2000”，三菱重工技報 Vol.46 No.1 （2009） p.29～32
(4) 高橋ほか，放射線治療装置 MHI-TM2000 の照射性能を格段に高める動体追尾照射機能の開発，三菱重工技報 Vol.48 No.1 （2011） p.37～40
(5) オリンパス株式会社，ニュースリリース，(2011)
http://www.olympus.co.jp/jp/news/2011b/nr111102markerj.jsp
(6) セティ・メディカルラボ株式会社，製品情報，(2008)
http://www.scetimedilabo.co.jp/devices/
(7) T.Mizowaki, et.al, Feasibility evaluation of a new irradiation technique: three-dimensional unicursal irradiation with the Vero4DRT (MHI-TM2000), Journal of Radiation Research.54 (2013) p.330～336