

特集 高精度放射線治療における画像の役割

総 説

肺定位放射線治療における画像の役割

高山 賢二、松尾 幸憲、溝脇 尚志、永田 靖、
則久 佳毅、中村 光宏、成田 雄一郎、平岡 真寛

京都大学大学院医学研究科 放射線腫瘍学・画像応用治療学

The role of radiological imaging in stereotactic radiotherapy for lung tumor

Kenji Takayama, Yukinori Matsuo, Takashi Mizowaki, Yasushi Nagata,
Yoshiki Norihisa, Mitsuhiro Nakamura, Yuichiro Narita, Masahiro Hiraoka

Department of Radiation Oncology and Image Applied Therapy,
Kyoto University, Graduate School of Medicine

要旨

画像は肺定位照射の治療計画から照射の各プロセスにおいて重要な役割を担っている。ターゲット輪郭抽出においては照射法に応じて呼吸停止CTや四次元CT、slow scan CT等が用いられ、呼吸性移動を考慮したターゲットが設定される。ときにPET画像はCTの限界を補い正確なターゲット設定に役立つ。これらPET画像やMRI画像などを治療計画に有効利用する上で、image fusion機能は重要である。その他にも三次元表示機能など治療計画装置に備わった様々な機能を活用することが求められる。照射時には、定位照射の鍵となるセットアップ精度確保を目的に、治療室内で診断用kV X線画像やCTが用いられるようになり、画像誘導放射線治療 (IGRT) と呼ばれる。更に、照射中における呼吸性移動への対応として、透視画像を用いてターゲットを追跡しながら照射する動体追跡照射など、画像を用いた高精度照射法が臨床応用されている。今後も、肺定位照射への画像応用へ向けての研究・開発が益々進められるものと思われる。

Abstract

Radiological imaging plays an extremely important role in stereotactic radiotherapy for lung tumor throughout every process from treatment planning to irradiation delivery. Breath-hold CT, 4 dimensional CT or slow scan CT are used in target delineation in accord with delivery methods, in which the targets are defined with respiratory motion taken into account. PET images compensate the limit in CT and thus are useful for accurate target delineation. Image fusion is significantly important for utilizing multimodality images such as PET images and MRI images efficiently in treatment planning. Various functions such as 3D display system which are equipped on radiation treatment planning devices are expected to be more utilized. During irradiation process, diagnostic radiography and CT are

別刷請求先：〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町54

京都大学医学部附属病院 放射線治療科 高山 賢二

TEL : 075-751-3419 FAX : 075-771-9749

used in the treatment room for maintaining setup accuracy, and such kind of radiotherapy is called image-guided radiotherapy (IGRT). Moreover, high-precision radiotherapy using imaging techniques is clinically applied to compensate for respiratory motion during irradiation delivery, including real-time tumor tracking irradiation using fluoroscopic images. Further researches and developments are expected toward clinical application of imaging for stereotactic radiotherapy for lung tumor.

Key words

肺定位照射、ターゲット輪郭抽出、イメージフュージョン、画像誘導放射線治療、stereotactic radiotherapy for lung tumor, target delineation, image fusion, inter-observer variation, IGRT

1) はじめに

肺の定位照射は、国内では開始から既に十年を越え、2004年の保険収載前後から急速に国内外で関心が高まり普及が進んだ。肺定位照射では線量をターゲットに集中するため、従来の一般照射法と比べて、厳密なターゲット設定、座標系の正確な扱い、適切な呼吸性移動対策などの独特の配慮・対応が求められる。その中で、画像が果たす役割は極めて大きい。本稿では、肺定位照射の治療計画から照射までの各プロセスにおける画像の役割について概説する。治療計画においては、ターゲットの設定と治療計画CT、PET画像の利用、治療計画装置の画像表示機能について、照射においてはセットアップ時の画像利用、照射中の呼吸性移動に対する対応方法について述べる。

2) 治療計画における画像の役割

ターゲット設定と治療計画CT

治療計画において最も重要なのはターゲットの設定である。ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements：国際放射線単位測定委員会) のreport 62¹⁾によると、一般に放射線治療におけるtarget volumeの設定は図1に示すように、肉眼的腫瘍体積GTV、臨床的標的体積CTV、内的標的体積ITV、計画標的体積PTVを設定する。

GTVは実際の腫瘍そのものの体積であり、呼吸停止下のCTで確認できる。CTVは微小浸潤範囲を加味した体積でありspiculaを伴う病変では大きくなる。ITVはこれに呼吸性移動などの臓器移動(internal margin:IM)を加味したものであり、

Definition of Target Volumes in ICRU report 62

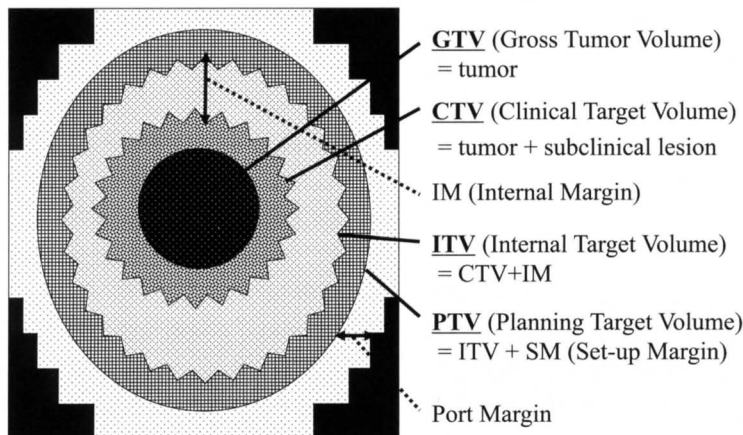


図1.

ICRU report 62におけるtarget volumeの定義に基づき、著者が作成した図である。GTV：肉眼的腫瘍体積、CTV：臨床的標的体積、ITV：内的標的体積、PTV：計画標的体積。リーフ端は半影を考慮してPTVに更にport marginをつけた位置に設定する。

4DCT vs slow scan CT

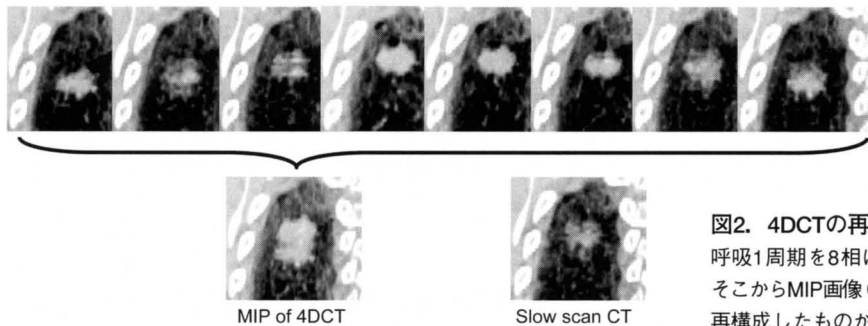


図2. 4DCTの再構成画像。Coronal像の一部。呼吸1周期を8相に分けて再構成したものが上図。そこからMIP画像(maximum intensity projection)を再構成したものが下図左。同じ患者をslow scan CTで撮影したものが下図右。一般にMIP画像の方が広範となる傾向が見られる。

Target delineation using slow scan CT and fluoroscopy

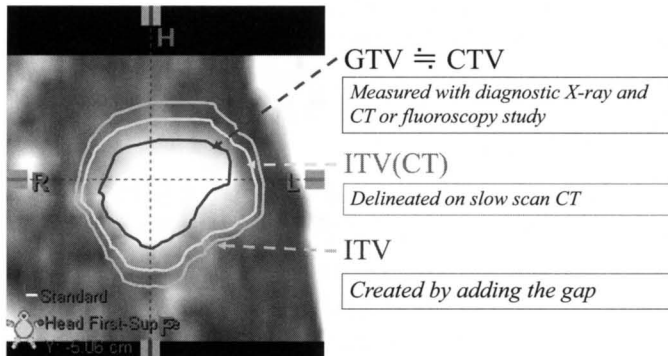


図3. slow scan CTで描出されたtargetではITVとしては不十分が多く、動きを透視で確認し、不足分はITVに加えるようにしている。

治療計画CT撮影法や照射方法によって異なってくる。PTVは、ITVに対するビームの位置ズレや患者体位・位置再現性などのセットアップエラーを保証するためのマージン(setup margin: SM)を加味した体積であり、施設毎のセットアップ精度に応じて5mm程度が加えられる。

治療計画においてITVを設定する方法は、用いるCTの性能、照射法等により様々である。呼気と吸気の二相で撮影して得たCTVを治療計画装置上でfusionして、共に含むようにITVを設定する方法は比較的好く用いられる。呼吸位相信号を取得しながら撮影し、後から各呼吸相に分けて再構成する四次元CT(4DCT)は、maximum intensity projection(MIP)画像により腫瘍の存在する範囲を全て含む画像を得られ、そのままITVとなる(図2)。呼吸同期照射においては4DCTで規定の

呼吸相のみの画像を用いてITVを作ることも可能である。4DCTが登場する以前より我々の施設でも用いているslow scan CT法というのは、呼吸1周期の全相が入るように1周4秒程度でゆっくり回転しながら画像を収集する方法である。

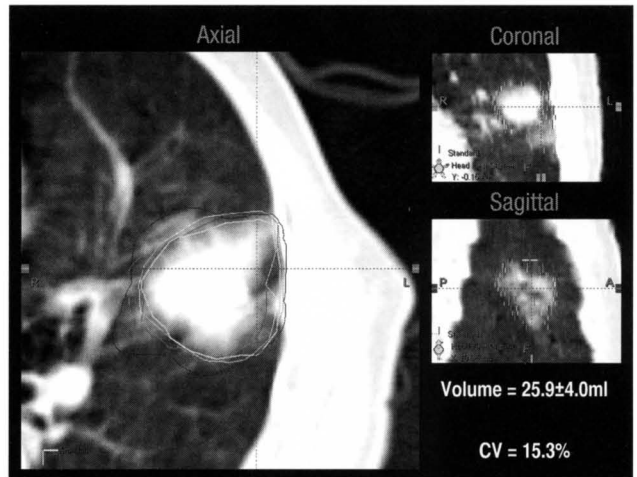
これらは治療計画用CT画像上で輪郭抽出するが、window levelとwidthの設定によっても左右されるため、少なくとも肺野条件で抽出することが必要である。しかしながらそれぞれの方法で限界もあり、それらの特徴をよく理解した上で採用することが重要である。例えば、slow scan CT法では腫瘍の存在する範囲が十分に反映されていないことがある。図2で4DCTのMIP画像と比較しても描出範囲が狭いことが分かる。我々は、透視で確認した腫瘍の移動範囲と腫瘍サイズを考慮して十分な描出でないと判断されるときは図3のようにして

Inter-observer variation in target delineation

図4. ターゲット輪郭抽出における個人差の例。

5人の放射線治療医が独自に抽出したものを色を変えて表示している。本症例では体積の標準偏差は全体の平均体積比(CV)として15.3%であった。

カラー写真：48-(48)参照



頭尾方向にITVを拡大している。4DCTも万能ではなく、呼吸周期や安定性の影響を受ける。また、全位相を含んでいるかどうか、治療時に再現するかどうかといった疑問も0ではない。また実臨床でMIPを用いる上で問題になるのは、腫瘍が肝臓などに近接しているときは横隔膜の存在範囲と重なってしまい腫瘍存在範囲が描出されないことである。加えて通常撮影と比べて被曝量が多くなることも欠点のひとつである。

肺定位照射のITV(もしくはGTVやCTV)の輪郭抽出は治療計画CT上で行う。しかしながら描出する担当者により辺縁部の捉え方が異なり、ある程度の差が生じる。これをInter-observer variationという。図4に示した例では、京都大学の放射線治療医5名に所定のルールを提示して輪郭抽出してもらったものであるが、辺縁部の淡い領域をどこまで含むかによって、体積で標準偏差15%ほどの差が見られた。このvariationを0にするのは実際には困難であるが、担当者によって大きな違いが生じ治療成績に影響しないように、可能な限りプロトコル作成や適切な引き継ぎを行うべきと考える²⁾。

治療計画におけるPET画像の利用

PETを肺定位照射の治療計画に用いる場合、大きく2つの目的が考えられる。1つは治療すべきターゲットが局所に限局していることを確認することで

ある。一般に肺癌の放射線治療において、造影CTで肺門や縦隔に有意サイズでないリンパ節腫大を認めるとき、臨床診断はN0であっても本当に治療範囲に含めなくてよい悩むことがある。定位照射出現以前であれば、治療医の臨床的判断で肺門・縦隔を照射範囲に含めて局所にはブースト照射を追加するという戦略で対応可能であった。定位照射を適応する場合は局所のみ治療となるため、適応決定においては慎重な判断が求められる。これは手術において胸腔鏡を用いたVATSを行うときにリンパ節郭清を行わないのと似ている。こうした方針決定においてPETはときに重要な役割を果たす。もちろんFDG-PETは炎症性病変にも集積像を示すため決定打にはならないが、CTによる形態診断に限界がある以上、PETという機能画像による追加情報の意義は大きく、実際の臨床現場でも重宝されている。この一つ目の目的は、本来肺定位照射の適応を決める段階で行われることであり治療計画段階で判断することは少ないのであるが、実際の臨床現場では、例えば外来受診時に適応が決められた後にPET検査が追加され治療計画段階でリンパ節転移が判明したり、thin sliceの治療計画用CTと比較して初めてリンパ節腫大が判明したりする症例に時々遭遇する。また施設によっては治療計画CTとのfusionを行うために固定具作成後に治療計画CTと同じ体位でPETを撮影することもあり、

PET/CT fusion

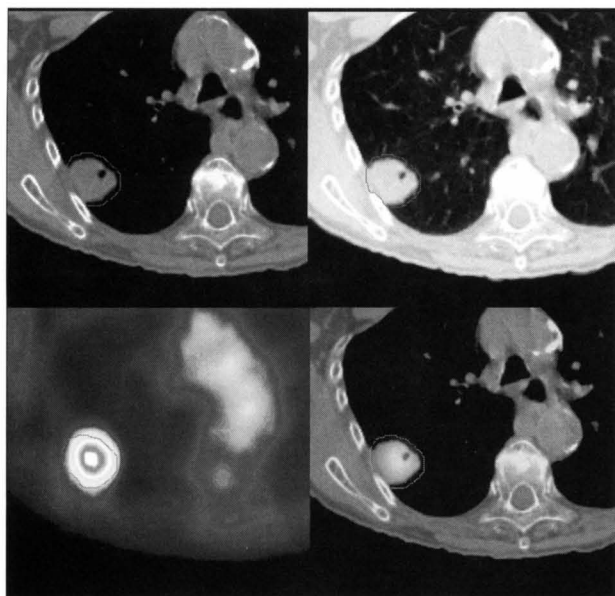


図5. 治療計画装置上でのPETとCTのfusion。

双方を参考にしながら輪郭抽出することが可能である。PETでの高集積域とCTでの腫瘍が一致しない原因としては、fusion error、空間分解能の違い、撮影体位の違い、呼吸相の違いなどが考えられる。また、PETではSUVの閾値の取り方によりターゲット範囲が大きく変わってくる。

カラー写真：48-(48) 参照

その段階でリンパ節腫大が判明することもある。PETはまた遠隔転移巣の検索にも優れるため、特に肺のoligometastasisとして他院から紹介された患者で脳転移や骨転移が確認され定位照射を中止した症例も経験している。

PETのもう一つの目的は、局所病巣の進展範囲を確認し、より正確なターゲット設定を行うことである。図5に示すように、現在では多くの治療計画装置上でPET画像をCT画像にfusionし、画面上で直接ターゲット輪郭抽出の参照に用いることができるようになってきている。この方法が最も役に立つのは、腫瘍に随伴した無気肺をターゲットから除外するときであろう。これによって不必要な部分への照射を減らし安全性を高めることが可能である。同時に前述したinter-observer variationも減らすことができる。ただし、肺定位照射においてはこれらの利点は限定的である。一つの理由は、定位照射となる対象はそもそも病巣が限局しており空間分解能の高いCTの方が輪郭抽出しやすい点である。また、FDG-PETが炎症性病変にも集積像を示すために必ずしも腫瘍の範囲を規定することは容易でない。そして最大の要因は位置精度の問題である。PET画像は空間分解能が低く機能画像ゆえ形態画

像のCTとfusionするには精度に限界があり、頭部でのCT-MRI fusionのように行かない。また、体位の違いも大きく、フラット天板や固定具を用いずに撮影されたPET画像は、治療計画CTに対して既に変形を含んでおり、必然的にfusion精度と信頼性は低いものとなる。更に呼吸性移動も影響するため注意が必要で、自由呼吸で数分かけて撮影したPET画像をfusionする場合は呼吸性移動を含んだITVの参照画像として扱うべきである。これらの精度問題を解決するためには、PET/CT装置を治療計画に用いたり、呼吸同期撮影など撮影時に呼吸管理を行うことが必要になってくる³⁾。位置精度に加えて閾値の取り方の問題がある。CTの肺野条件でも辺縁を明確に認識することは難しいがそれなりのvariationの範囲に収まる。それに対しPETではSUV値の閾値の取り方によってターゲット範囲は如何様にも変化し、実質上PET単独でのターゲット設定は不可能である。

このように、mm単位での精度が求められる肺定位照射でのターゲット設定においては、固定や呼吸性移動を考慮したCT画像での治療計画が主であり、fusionで用いるPET画像はあくまで参照画像という位置づけになる。

治療計画装置の画像表示機能

治療計画装置は近年ますます高機能化しており、これらを適切に使いこなすことが高精度放射線治療を行う上で重要となる。複数のmodalityによる画像を有効に利用するために前述のimage fusion（もしくはimage registration）機能は重要である。近年は信号強度を元に自動でfusionする機能が普及しつつあり、精度も高いものとなっている。

4DCTを表示できる装置も出始め、動きのある領域でのターゲットの動きをより正確に把握して治療計画が行えるようになりつつある。しかしながら、前述のMIP画像作成は、治療計画装置上ではなく画像サーバーのworkstation上で行われる。また、動きを加味した線量分布を作成する「四次元治療計画」機能も欧米を中心に盛んに研究されているが、現段階では市販の治療計画装置には搭載されていない。

一方、ターゲットや臓器、ビーム等の配置を三次元的に把握することは重要であり、三次元表示は標準的な機能となっている。肺定位照射では従来多用されていたaxial面に平行なビーム以外に斜めから入射するnon-coplanarビームも用いて線量集中性を高めるため、三次元表示でのビーム配置確認は重要である。治療計画装置の中には、図6の

ように患者皮膚面でのビーム入射形状を表示できるものがあり、特に体表面に近い腫瘍の場合は複数のビームが皮膚面で重なって皮下に高線量域ができることを防ぐのに役立つ。

3) 照射における画像の役割

肺定位照射において、照射時の位置精度を確保することは最も重要な課題である。本稿ではまずセットアップ精度について、照射開始時の患者（もしくはターゲット）セットアップに関する精度確保と、近年注目されているイメージガイドセットアップについて述べる。続いて、照射中の呼吸性移動に対する対応方法について概説する。

照射開始時の患者（もしくはターゲット）セットアップ

定位照射で最も重要なのは、治療計画で立案された位置に正しくビームを照射する精度、すなわち固定精度である。体幹部定位放射線治療ガイドラインでは、「照射回毎の照射中心位置のずれ（固定精度）を5mm以内に収める」ことが必要と記載されている。「固定」精度という日本語からは、患者を如何に動かないように固定するかという意味を想起しがちであるが、そのみでなく、治療時における治療計画位置や体位の「再現性」が含まれている。

RTP display

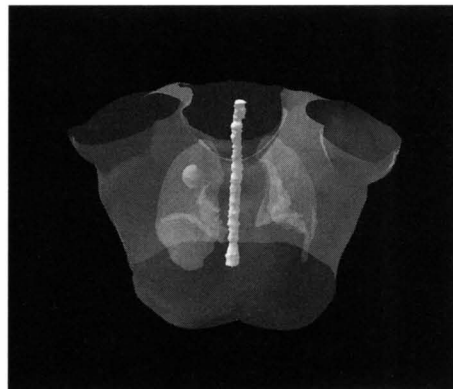
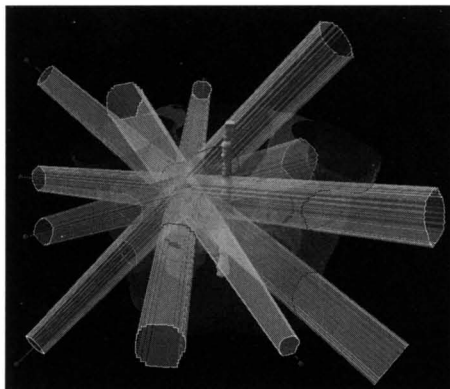


図6.

市販されている治療計画装置の多くでは三次元表示が可能である。三次元的に配置されたビームとターゲットや危険臓器との関係を把握するのに役立つ。また、左図のように皮膚面でのビーム入射形状を表示することも可能である。

固定精度という用語が用いられたのは、先行した頭頸部へのガンマナイフ治療の保険収載において既に用いられていたためである。また、呼吸性移動などの臓器の体内移動を除いた精度であり、いわゆるセットアップ精度を指す。このセットアップ精度には、CT撮影に関する精度からリニアック照射系の精度まで機械的精度も含まれるが、体幹部の治療で最も大きい因子は患者およびターゲットを治療計画時と同じように治療室にセットアップする精度である。

セットアップ精度の向上のためには、固定フレームやシェルなどの固定具が役立つ。しかし、固定具の使用のみで5mm以内のセットアップ精度を保証できる訳ではなく、毎回照射中心位置のずれを画像的に確認する必要がある。

画像的に確認する手段としては、治療計画装置が作り出すDRR (Digitally Reconstructed Radiography) と治療室で撮影されるリニアックグラフィを比較照合する方法が最も一般的である。しかしながら、双方とも解像度や画質の点で劣るため高精度のセットアップ精度確認が求められる定位照射においては工夫が必要である。DRRの画質は最近でこそ向上してきたが、治療計画CTの撮影スライス厚に依存するため1mm前後での撮影が求められる。まだ十分な画質が得られなかった時代から肺定位照射を始めた京都大学では、治療計画CTと共通寝台のX線シミュレータで撮影したシミュレーションフィルムを参照画像に用いていた。機器更新に伴いこの

装置が使えなくなったら高画質のDRRを用いている。

リニアックグラフィは、実際の治療ビームを用いて照合を行えるため人的エラーや機械的エラーも検出できるというメリットがあるが、アナログである点と高エネルギーX線写真故の低画質が問題である。EPID (Electronic Portal Imaging Device) によりデジタル化が達成されたが画質の問題は残った。この問題を克服すべくより高画質の照合画像を得るための機器が治療室内に導入され始めた。それらには診断用X線を用いた2方向からのX線画像や、CT、real-timeの透視画像など、modalityは様々であるが、いずれも治療体位のまま撮影でき位置合わせ後に照射が可能である。そうした装置を用いた放射線治療はImage-guided radiotherapy (IGRT) と呼ばれるようになった。

IGRTシステムによるセットアップ

1. kVイメージングシステム

高画質の照合画像を得る目的では、kilovoltage (kV) レベルの診断用X線発生装置とその受像器を用いたX線画像の利用が優れており、様々な形でリニアックと連携させたシステムが開発されている。

2組のkVイメージングシステムを治療室に設置したものとしてBrainLAB社のExacTrac X-rayシステムがある(図7)。患者に対し斜め2方向からのX線画像を撮影しDRRと比較照合を行う。比較照合は

ExacTrac X-ray system

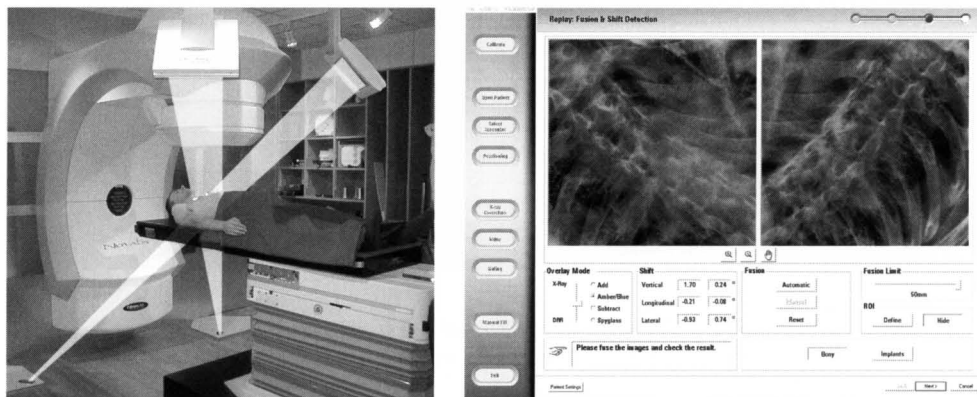


图7.

ExacTrac X-rayシステムでは、室内に固定されたkV X線システムにより2方向の画像を取得し、ディスプレイ上で参照画像と素早く照合することが可能である。

画面上で画像を動かし視覚的に一致する位置を確認できる機能の他、自動的に一致する位置を検出しズレ量を算出するautofusion機能を有している。

Varian社のOn-Board Imager⁴⁾ およびElekta社のSynergy⁵⁾ は、1組のkV X線発生装置とamorphous silicon flat panel detectorが、治療用X線ビームと直交する位置で、リニアックガントリー上に設置されている。1組しかないため、正側2方向の撮影をするためには一方を撮影後にガントリーを90度回転し撮影する必要がある。

2. CTシステム

上記のようなX線撮影システムでは、骨格や体内に埋め込んだ金属のインプラントマーカを指標とした照合は可能であるが、必ずしも腫瘍を直接見ることはできない。一方断層像であるcomputed tomography (CT) では、腫瘍そのものの位置を特定し位置照合に用いることができる。これを初めて実現したのが本邦の植松ら⁶⁾であり、治療室内でリニアックとCTが共通の寝台でつながっており、治療体位のままCTを撮影したあと寝台を水平に回転させてリニアック側に移動し、体位を変えずに治療が行える。通称としてはCTリニアック、同室CTの他、欧米ではCT on railと呼ばれることが多い。

一方、ガントリーにkVイメージングシステムを設置したシステムでは、ガントリーを回転させながら撮影し再構成することでCone beam CT画像が得られる。前述したVarian社のOn-Board Imager およびElekta社のSynergyはいずれもCone beam CTの撮影が可能である。また、Siemens社のOncore放射線治療システムのように高エネルギーのMVビームを用いたMV-Cone Beam CTも登場している。

なお、CTで直接ターゲットを確認して位置照合を行う場合、セットアップ精度と呼吸性移動を含んだ位置照合を行っていることになる。直接ターゲット位置を見るため骨格等による位置照合より理想的な照合とされるが、落とし穴もある。例えば、動きのあるターゲットが治療計画時と同じように描出されるとは限らず照合精度の信頼性に影響してしまう。また、ターゲット位置のみに注目して患者セットアップをおろそかにすると、治療計画とは異なる体位で予期しない照射が行われる可能性があり、脊髄線量の増加等が起こりう

る。こうした理由から、CTシステムを用いる場合でも、丁寧なセットアップと、呼吸移動に対する十分な考慮と対応が必要であると考ええる。

照射中の呼吸性移動に対する対応方法

肺腫瘍の呼吸性移動は腫瘍位置によっても異なるが、下肺野や背側の腫瘍では1~2cmにも及ぶ。肺定位照射では腫瘍径5cm程度までを対象とし、多くが3cm以下のため、呼吸性移動による照射体積への影響は大きい。呼吸性移動に対する対応は様々なものがあり、シミュレータやIGRT装置の画像を用いると同時に、方法や施設毎に独自の工夫を取り入れて、移動の大きさを小さくする努力がなされている。

原理上最もシンプルなのは「呼吸停止法」である。患者さんが自発的に呼吸停止している間に照射を行う^{7,8)}ものから、特殊なレスピレーター装置を用いて強制的に呼吸停止させるActive Breathing Control (ABC) まである。呼吸停止位置の再現性が問題になり、X線シミュレータやCTで再現性を確認したり、患者が自分の呼吸信号をモニターで見えるようにしたり、胸腹部の動きが毎回同じになるようにインジケーターで示す器具(アブチェス)を使うなど、様々な工夫をして再現性を担保しようと試みられている。

京都大学では固定具として用いているStereotactic body frameにdiaphragmatic controlという器具が付属しており、上腹部を圧迫することで深い呼吸ができないようにする「呼吸抑制法」を用いている⁹⁾。一方、次期導入のために検討を行っているのが「呼吸同期照射法」である。腹部の上に置いた赤外線反射マーカの動きをCCDカメラで捉え、規定範囲の中に入っているときのみ照射を行うものである。前述したように4DCTで規定位の呼吸相でのCT画像を再構成したMIP画像でITV設定を行う。理論的には治療計画時の状態と近い状態で照射が行われるため理想的ではあるが、呼吸の再現性の点で問題は残り、また照射時間が大幅に延長されるという問題がある。

これに対し、ターゲットの動きを直接画像等で追跡し、リアルタイムの位置情報を把握しながら照射する方法を「動体追跡照射」と呼ぶ。国内で開発されたリアルタイム動体追跡放射線治療システム(RTRT)では、腫瘍近傍に埋め込んだ金属マーカを治療室内に設置した2方向からのX線画像で追跡

MHI's IGRT system

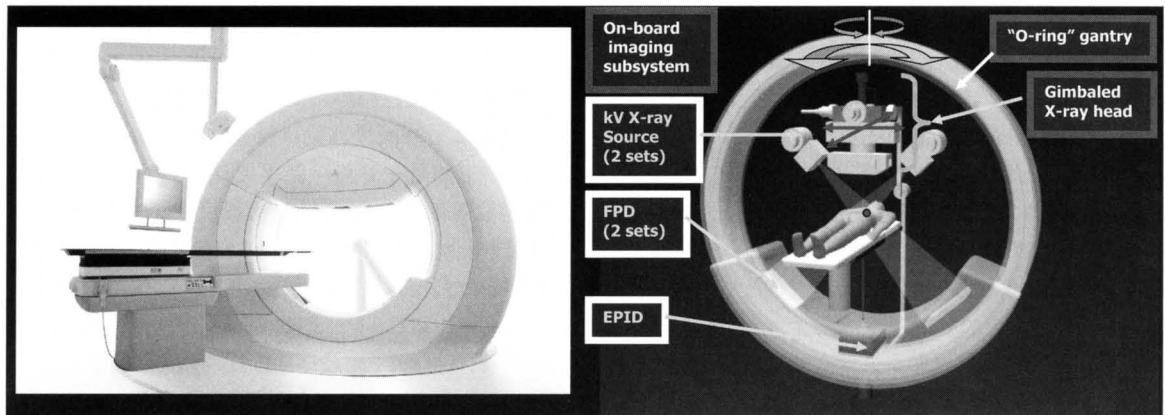


図8. 三菱重工 (MHI) が開発したIGRTシステム。

O型のリングに2対のkV X線イメージングシステムを搭載し、直交2方向のX線画像やCone beam CTによる照合が可能である。加えて、治療用X線ヘッドはジンバル機構により首振りが可能で、この機能を活かした動体追尾照射を研究開発中である。

し、マーカーが規定範囲内に入っているときのみ照射を行う「迎撃照射」が可能である。位置精度の面で最も精度が高いが、同期照射同様に時間が長くなってしまう点が問題である。これに対し、呼吸で動くターゲット位置にビーム側をリアルタイムに合わせて連続的に照射する方法が「動体追尾照射」である。最初に実現したサイバーナイフでは、リニアックをロボットアームで動かしながらターゲットを追尾するが、数十～数百本の細いビームを組み合わせて照射するため時間はかかる。また、国内では薬事上認められていない。

三菱重工が京都大学や先端医療センターと共同開発している装置¹⁰⁾は、図8に示すように、2対のkV X線イメージングシステムをリング型ガントリーに搭載しており、イメージガイドセットアップのために同時に直交2方向のX線画像を取得したり、Cone beam CT撮影が可能である。また、治療用X線ヘッドにはジンバル機構という首振り機構を世界で初めて採用し、精密照射を実現している。この2つの特徴を活かして、独自の動体追尾照射を研究開発中である。すなわち、2対のon-boardイメージングシステムでターゲット位置を把握し、リアルタイムにビーム方向を変えながら照射を行うものである。通常のリニアックでの定位照射と同様にMLCで照射野を形成した6～10本程度のビームで照射す

るため、同期照射や迎撃照射の治療時間延長の問題を解決できると考えている。

この他に、リアルタイムにターゲット位置を把握するシステムとしては、リニアックやコバルト照射装置にMRIを統合したシステムや、電磁波を用いて位置把握する埋め込み式マーカーシステムなどが開発されている。

4) 最後に

以上、肺定位照射の治療計画から照射までの各プロセスにおける画像の役割について概説した。肺定位照射の実施に当たっては、「詳説 体幹部定位放射線治療 ガイドラインの詳細と照射マニュアル」(中外医学社)を参考にし、医師、技師、医学物理士といった治療に関わる全てのスタッフが十分理解した上で進める必要がある。本稿で記載したターゲット設定、座標系の扱い、呼吸性移動対策については、特に深い考察と各施設での対応指針策定が必要である。その中で適切な画像を適切な方法で利用することが重要である。本稿では現在利用されている手法とともに、注意点と限界についても触れるように心がけた。今後もこの領域での画像利用の研究開発は進められ、画像の果たす役割は益々大きくなっていくものと思われる。本稿がこうした現状を把握する上で読者の一助になれば幸いである。

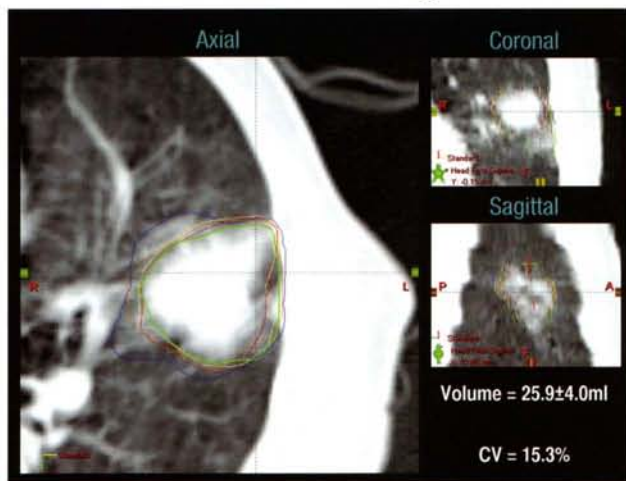
参考文献

1. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda, MD:ICRU, 1999.
2. Senan S, van Sornsens de Koste J, Samson M, et al. Evaluation of a target contouring protocol for 3D conformal radiotherapy in non-small cell lung cancer. *Radiother Oncol* 1999;53:247-255.
3. Chang JY, Dong L, Liu H, et al. Image-guided radiation therapy for non-small cell lung cancer. *J Thorac Oncol* 2008;3:177-186.
4. Fox T, Huntzinger C, Johnstone P, et al. Performance evaluation of an automated image registration algorithm using an integrated kilovoltage imaging and guidance system. *J Appl Clin Med Phys* 2006;7:97-104.
5. Jaffray DA, Drake DG, Moreau M, et al. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:773-789.
6. Uematsu M, Shioda A, Tahara K, et al. Focal, high dose, and fractionated modified stereotactic radiation therapy for lung carcinoma patients: a preliminary experience. *Cancer*. Mar 15 1998;82(6):1062-1070.
7. Kimura T, Hirokawa Y, Murakami Y, et al. Reproducibility of organ position using voluntary breath-hold method with spirometer for extracranial stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2004 Nov 15;60(4):1307-13.
8. Onishi H, Kuriyama K, Komiyama T, et al. A new irradiation system for lung cancer combining linear accelerator, computed tomography, patient self-breath-holding, and patient-directed beam-control without respiratory monitoring devices. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:14-20.
9. Negoro Y, Nagata Y, Aoki T, et al. The effectiveness of an immobilization device in conformal radiotherapy for lung tumor: reduction of respiratory tumor movement and evaluation of the daily setup accuracy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. Jul 15 2001;50(4):889-898.
10. Kamino Y, Takayama K, Kokubo M, et al. Development of a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;66:271-278.

Inter-observer variation in target delineation

図4. ターゲット輪郭抽出における個人差の例。
5人の放射線治療医が独自に抽出したものを色を変えて表示している。本症例では体積の標準偏差は全体の平均体積比 (CV) として15.3%であった。

15-(15)



PET/CT fusion

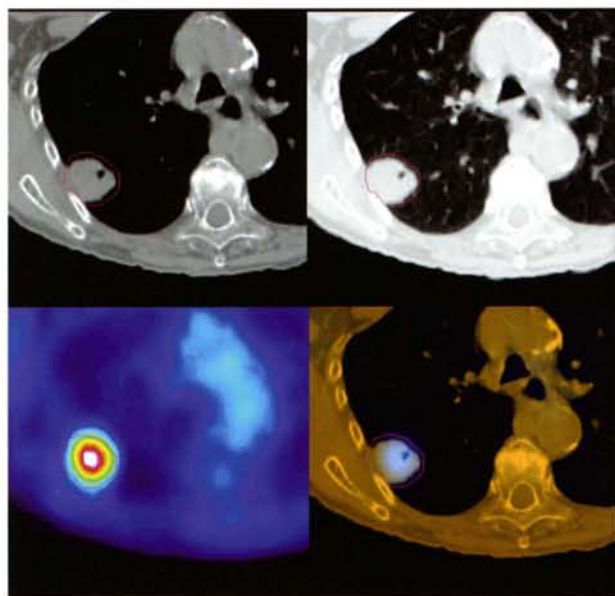


図5. 治療計画装置上でのPETとCTのfusion。

双方を参考にしながら輪郭抽出することが可能である。PETでの高集積域とCTでの腫瘍が一致しない原因としては、fusion error、空間分解能の違い、撮影体位の違い、呼吸相の違いなどが考えられる。また、PETではSUVの閾値の取り方によりターゲット範囲が大きく変わってくる。

16-(16)

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター（(社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体）と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません（社外頒布目的の複写については、許諾が必要です）。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾（著作物の引用、転載、翻訳等）に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619