

1 | 脊椎・脊髄転移

吉武忠正 / 塩山善之

■ セットアップ上の注意

- 通常、位置再現性のよい仰臥位を選択する。全脊髄照射の場合は、腹臥位とする。疼痛が強い患者では、できるだけ安静を保てるように膝下に枕を敷いたりするなどの工夫が必要となる。

■ 各標的

- 各 target volume は予後の見込み、病変の数、全身状態などを考慮し、柔軟性を持って設定すべきである。
- GTV: CT, MRI など認められる病変を GTV とする。緩和照射の場合、疼痛の原因と考えられる病変、骨折や脊髄圧迫をきたすと考えられる病変を GTV とし、必ずしも全病変を含める必要はない。
- CTV: GTV を含む椎体を CTV とするが、横突起、棘突起まですべて含める必要はない。従来、転移巣のある椎体の上下各 1 椎体まで CTV として予防的に含める方法も行われている。病巣が骨膜を超え、骨外に浸潤している場合は、subclinical な浸潤範囲を考慮する必要がある。
- PTV: CTV に 7~10 mm 程度のセットアップマージン (SM) をつける。安静が保てない場合は体動を考慮し、セットアップマージン (SM) を多めにする必要がある。

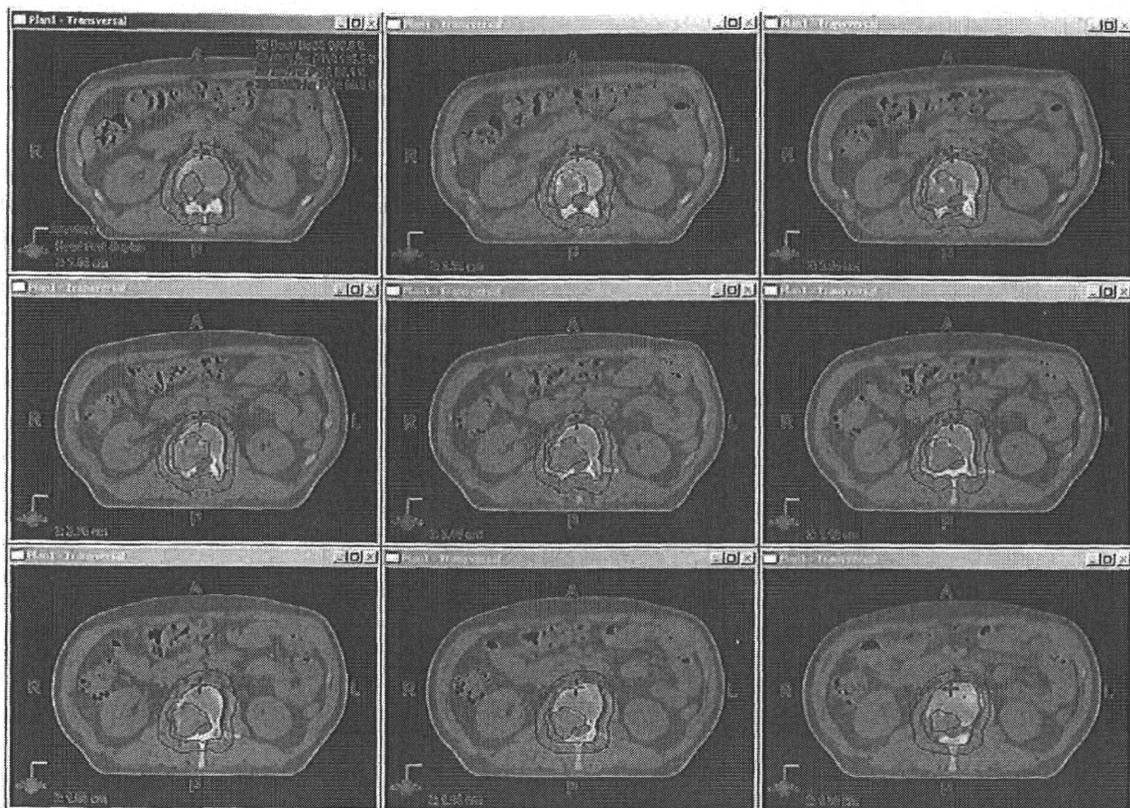
■ Target 入力上の注意

- 通常見られる造骨型、溶骨型、混合型の骨転移の場合、CT でも同定可能であるが、骨梁の破壊を伴わない骨梁間型骨転移の場合、CT や骨シンチで範囲が同定困難なことがあり、MRI や FDG-PET が有用である。特に MRI はその組織分解能の高さから骨転移の感度をもっとも高く、可能なかぎり MRI での評価を行いたい。また、髄腔内播種や、筋・神経に沿った伸展にも注意すべきである。

■ 照射野決定上の注意

- 頸椎は咽頭・食道粘膜を避けるために、左右対向 2 門照射を用いる。胸腰仙椎は、後方 1 門照射あるいは前後対向 2 門照射とする。前後対向 2 門照射の場合、後方からの照射野のウェイトを大きくし、消化管などの急性期障害を避ける工夫を行う。2 カ所以上の照射野のつなぎが必要な場合は、ハーフビーム法を用いるか、つなぎ目を移動させるなど工夫が必要である。
- 疼痛が強い症例では、照射時間を短縮するために、できるだけシンプルな照射野が望まれる。一方、治療計画照射技術と位置再現性の向上によって可能となった target に選択性の高い三次元的な照射法も、全身状態の悪化を避けるという意味で有用である。
- いずれも、同一部位や近接する椎体への再照射の可能性も考慮した照射野が望ましい。

■ 図1 脊髄圧迫を伴った第2腰椎転移に対する target delineation の例

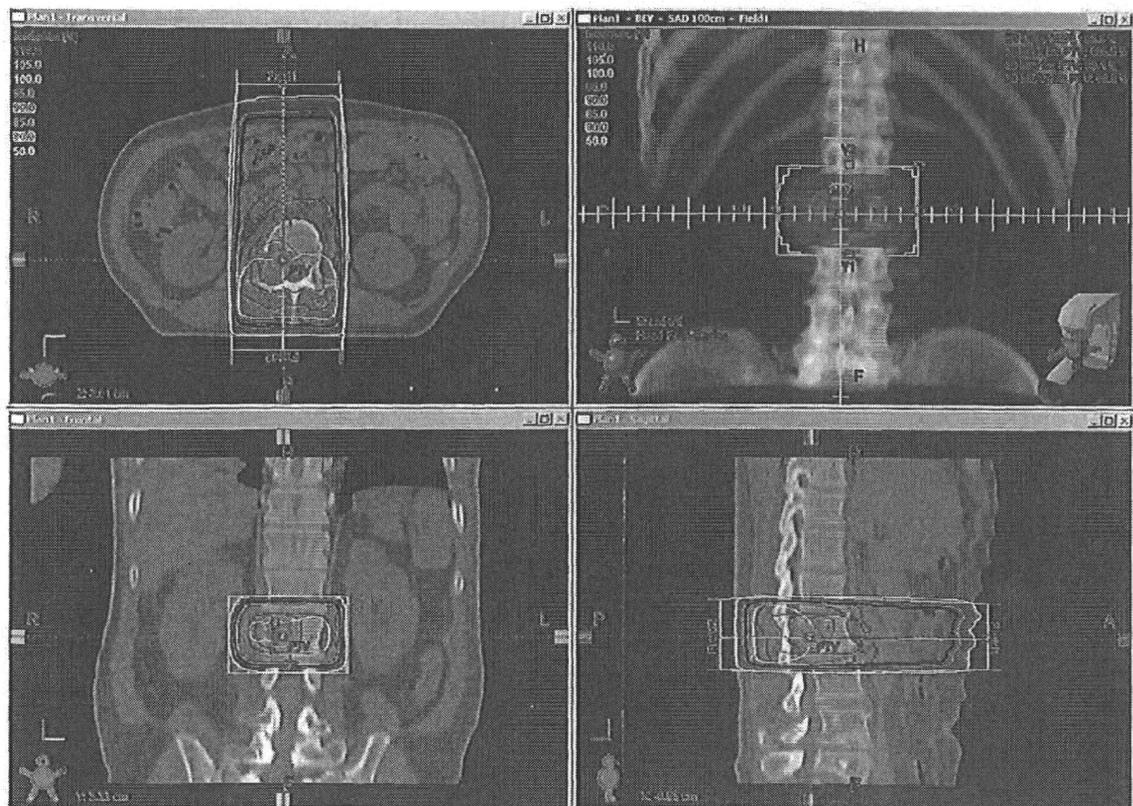


GTV: 第2腰椎椎体右側の溶骨性病変

CTV: GTV及び第2腰椎椎体。ただし、椎体右側の骨外浸潤部には、さらに5mmのCTVマージンを付加している。

PTV: CTVに10mmのマージンを付加している。

■ 図2 図1の症例に対する、前後対向2門照射の線量分布とDRR像



線量指示はPTV中心とし、前:後=1:2のビームウェイトを付加している。

PTVに5mmのMLCマージンを付加して最終的な照射野としている。

三次元原体照射

■広島大学大学院医歯薬学研究科放射線腫瘍学講座 永田 靖

1. はじめに

近年の放射線治療の大きな進歩には、3つの大きな要素があった。

1つは、CT、MRIなどの画像診断の進歩であり、従来のX線シミュレータからCTシミュレータやMRシミュレータが開発され、現在国内の一般施設に普及したことである。

もう1つは、コンピュータテクノロジーの進歩とまた線量計算法の進歩により、正確な三次元の放射線治療計画が可能になった点である。

最後は治療装置（リニアック）の進歩である。とくにマルチリーフコリメータとElectronic portal imaging device（以下EPID）や付設画像取得装置によって定位放射線照射や強度変調放射線治療、画像誘導放射線治療が可能になった点である。

これらの発展成果が三次元原体照射といえよう。

2. 画像診断の進歩とCTシミュレータの開発

1980年代までの放射線治療においては、X線シミュレータを用いた治療計画（二次元治療計画）が一般的であった。これは、X線透視装置を用いて照射すべきターゲットを決定し、照射方向と照射野の形状を放射線治療医が設定してきたものである。しかしながら、ほとんどの場合X線透視のみでは正確な病変の形状や位置を把握できず、解剖的な骨構造や軟部組織を判定するのに用いた。そのため、当然ながら本来の病変よりも大きめの照射野を設定せざるを得なかった。そうすると、病変周囲に存在する正常組織を十分に照射野から外すことが困難であり、正常組織に対する放射線障害が問題となる場合が少なくなかった。

1980年代後半にX線CTが画像診断の分野に導入された。この画像診断技術の発達と、コンピュータ技術の進歩は、上記のような問題点を持つ放射線治療計画に大きな変革をもたらした。しかし1980年代はあくまでもCTやMRIは診断用装置であって、放射線治療に利用するためにはデータ転送、ベッド形状、座標軸の一致などで、

多くの問題点を抱えていた。そのために1980年代後半より放射線治療専用のCTであるCTシミュレータ（図1）および放射線治療専用のMRシミュレータ（図2）が開発された。CTシミュレータとはCT装置が治療装置と同じ平坦なベッドを持ち、かつ撮像したCT画像上でターゲット形状や治療計画が可能で、また患者体表面上に照射野形状を投影可能なレーザー投光器を持つものである。このことにより、CT、MRI画像が直接ターゲット決定

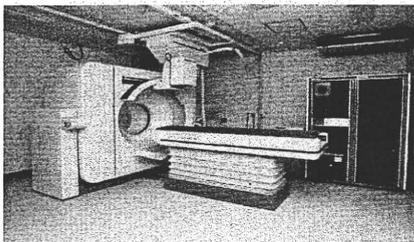


図1 CTシミュレータ

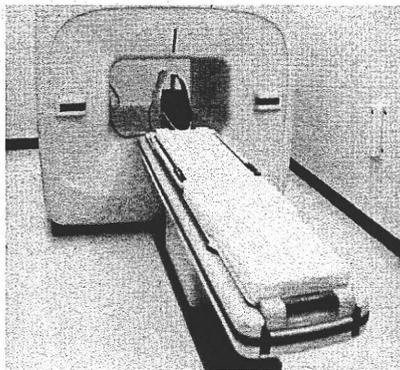
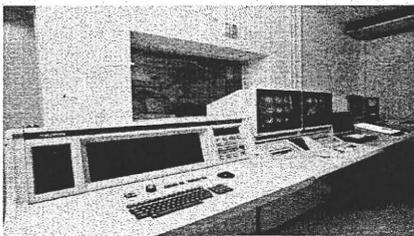


図2 MRシミュレータ

や治療計画に用いられるようになったため、ターゲットの形状をより正確に把握することが可能となった。

3. 治療計画装置の開発と進歩

他方でCT画像をベースにした放射線治療計画装置は1980年代になって、開発が進んできた。ただ初期の治療計画装置は撮像したCT画像を磁気テープで転送する必要があり、そのためデータ転送に多くの時間を必要とし、CT画像上で対向二門の線量分布を表示させるために半日以上の時間を必要とした。また計算した線量分布もカラーレーザープリンタのない時代であり、ドットプリンタにて出力された。多くの施設ではCT画像より推測されるターゲット形状を色鉛筆で単純X線写真上に模写して、治療計画が行われていた。これらの治療計画装置が急速に利用されるようになったのは、前述したCTシミュレータの開発により、CT画像が治療計画装置にオンラインで転送することが可能になったことによる。放射線治療計画の概念は、ICRUレポート50やレポート62などによってターゲットとリスク臓器が定義されたことにより、確立された。

高精度治療計画は、Beam's eye view やRoom's eye view などの再構成画像を用いることによって、照射方向や門数、放射線のエネルギーなどさまざまな要素を組み合わせて照射野を決定する。現在は体幹部定位放射線照射や強度変調放射線治療を目的として種々の動画も利用可能となりDVH（体積線量ヒストグラム）による計画の評価が可能となった。この過程には放射線治療計画を行う担当者の熟練を要する。またおのおのの照射ビームを組み合わせた最終的な線量分布を、近年は不均質補正を考慮した三次元計算法やモンテカルロ線量計算法などを使用して、三次元治療計画装置を用いて計算する。

4. 治療装置（リニアック）の進歩

治療装置の進歩は、リニアック本体の安定性の向上は

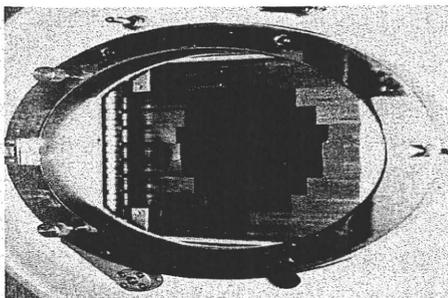


図3 初期のマルチリーフコリメータ

もとより、マルチリーフコリメータ（MLC）と照合画像取得装置の進歩によるところは大きい。

マルチリーフコリメータはわが国で開発された技術ではあるが、もともと2～3 cm幅（図3）であり、長らく1 cm幅のマルチリーフは実用化されなかった。CT画像は1 cm幅以内で撮像可能であるが、照射は2～3 cm幅でしか制御不能な時代がつづいた。また国内の多くの治療施設においてもマルチリーフコリメータのない治療装置が大部分であり、1980年代末より1990年代初めは、CTシミュレータを用いても、照射野は矩形照射野のままであり、手づくりのブロックを作成する時代がつづいた。これらの状況が1990年代になりようやく米国にて1 cmマルチリーフ開発の技術革新が行われ、わが国にも輸入されるようになって改善した。つまり1990年代後半になり、ようやく撮像したCT画像上に直接ターゲット輪郭を入力でき、その結果がオンラインで治療装置のMLCまで転送可能となった。このことにより、いわゆるコンピュータ制御下での原体照射が実現した。現在は2～3 mm幅のマルチリーフも実用化している。

他方では、照射野照合画像取得装置（いわゆるEPID）の開発も目覚ましい。従来よりリニアックグラフィックといわれる写真フィルム位置照合が一般的であったが、EPID装置が導入された。ただ初期のEPID装置は、画質不良で撮像時間も長く、普及はしなかった。しかし、近年になり画質も改善し、次第に臨床に普及してきている。また画像誘導装置として、通常X線装置を付設したリニアックも普及し、より精度の高い照射が可能となった。

5. 三次元治療計画と原体照射

三次元放射線治療計画とは、「薄いスキャン間隔で撮像された複数のCT画像に基づいて、正確なターゲット領域（CTV、PTV）と耐容線量制限臓器（リスク臓器）の幾何学的構造を決定し、それらを画像処理した種々の三次元画像を用いた上で、適切な三次元線量計算に基づく正確な放射線治療計画」と定義する。また三次元照射の中で原体照射とNon-coplanar 固定多門三次元照射が実用化されている。

原体照射とは、森田らの定義⁹⁾によれば「光子線ないし粒子線ビームを用いた二次元ないし三次元方向からの回転運動照射で、どの照射方向からみても照射野形状がターゲット形状に一致している照射法」のことであり、1960年代に高橋信次によって（図4）原体撮影法の治療への応用として発表されたものである。以後、コンピュータ技術の進歩によって主に日本国内において発展し

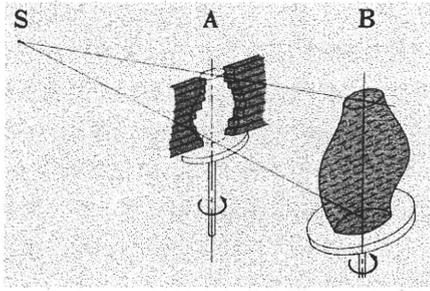


図4 原体照射の概念図

てきた。この方法によって、病巣のあるがままの形状(原体)に線量を集中しつつ、周囲の正常組織の線量を減少させることが可能となった。照射野の形状は初期にはMLCがなかったために照射野別に「カム(照射野形成体)」を作成する必要があり、手間を要した。しかしMLCが使用可能となった現在は、MLCで照射野を形成することが可能である。通常は、2~5度ごとに回転しながら照射野形状を変更する方式が頻用される。ガントリーを固定したまま照射する方法と比べて、線量分布の計算、および治療パラメータの処理には多少の時間が必要であるが、近年CTシミュレータ、治療計画装置、照射装置の間にオンラインのネットワークが構築されてからは、非常に効率よく計画から照射までを行うことが可能となり、現在は最短1時間以内で治療計画から照射までが可能となっている。現在、わが国をはじめとする多くの施設で原体照射は実用化され、脳、頭頸部、膵臓、胆道、傍大動脈、前立腺、子宮などさまざまな部位に対して用いられている。この照射法によって、従来よりも合併症の頻度を低下させたり、合併症の頻度を上げることなく局所線量を増加させる(dose escalation)ことが可能となり、現在はVMAT(Volumetric modulated arc therapy)に進化してきている。

Non-coplanar 固定多門三次元照射とは、照射方向が体軸と垂直(通常CTスライス面と平行)な方向以外からのものを含み、三次元的に配置されたものを指す。前立腺癌において直腸線量を一定以内に抑える、あるいは頭頸部癌において眼球などのリスク臓器を照射野から外す、などの目的に対して有用である。また近年は、肺癌、肝癌などの体幹部腫瘍に対する定位放射線照射においてもこの技術が応用されており、ターゲットのみに高線量を集中して照射することが可能となっている。詳細は別章に譲る。

6. 三次元放射線治療計画の流れ

具体的な三次元放射線治療は以下の手順で行う。

6. 1 患者治療体位の決定、固定具の作成

正確な患者体位の再現、および照射中の患者移動の抑制を目的として、シェルなどの固定具を作成する。

6. 2 CT撮像

通常3~5mm間隔で撮像されることが多い。腫瘍の周辺のみならず、重要な関連臓器を含めた広い領域のスキャンが必要である。

6. 3 三次元治療計画装置への画像転送

CT画像をオンラインで治療計画装置に転送する。

6. 4 ターゲット、リスク臓器の輪郭入力

治療計画装置上のCT画像を用いて、放射線治療医が前述したCTVおよびリスク臓器の輪郭を入力する。CTVの入力には、画像診断の知識に加えて高度な放射線腫瘍学の知識が必要である。

6. 5 照射方法の決定

照射方向や門数、放射線のエネルギーなどさまざまな要素を組み合わせることで照射野を決定する。Beam's eye viewなどの再構成画像を用いることによって、照射ビームの三次元的な配置や、ビームとターゲットおよびリスク臓器との関係を把握することが可能である。

6. 6 三次元線量分布計算

おのおのの照射ビームを組み合わせる最終的な線量分布を、三次元治療計画装置を用いて計算する。

6. 7 線量分布表示

ターゲットおよびリスク臓器の線量分布などをチェックし、最適な治療計画を選択する。

6. 8 患者の皮膚マーキング

CTシミュレータを用いて患者の体表面上またはシェル上に照射野中心(アイソセンター)あるいは照射野形状を投光し、マーキングする(これは、もともとのCT撮像時に用いた皮膚マークをもとに、照射室でマークする場合もある)。

6. 9 治療計画パラメータの治療装置への転送

各種の照射パラメータをオンラインで治療装置に転送する。

6. 10 照射時の照合

毎回の照射時に、適切な部位に照射されているかどうかを確認する。

7. 将来展望

7. 1 ターゲットの個別化

近年の画像診断技術の画期的な進歩によって、三次元的なターゲット (GTV, CTV, PTV) の設定が可能となった。今後は、MRSやPETなどの種々の機能画像を用いたCTV内の腫瘍不均一性の評価が必要である。つまり従来の画一的なターゲット、リンパ節領域といったような設定でなく、個別の症例の腫瘍内部環境と実際の治療に対する反応性に応じたターゲット の設定が必要である。

7. 2 四次元放射線治療計画

将来的な四次元治療計画としては、従来の幾何学的な三次元治療計画に時間的な因子を考慮に入れる必要がある。つまり、同じ線量を照射するにしても、分割線量や治療期間によって、治療効果は大きく異なる。また、ある位置における腫瘍の存在確率によっても、最終的な治療計画は異なるであろう。最終的に最適な放射線治療計画とは、毎回の照射前に毎回治療計画を行うことになろう。現在GatingやTrackingを四次元治療と呼称されるが、今後は四次元CTを含めた新しい四次元治療計画が期待されている。

7. 3 放射線生物学の導入

今後の三次元治療計画においては、従来の1回1.8~2 Gy分割照射線量を基礎とした臨床データの蓄積が必ずしも十分ではなくなってくる。つまり、Tumor control probability (TCP)やNormal tissue complication probability (NTCP), Equivalent Uniform Dose (EUD), Biological effective dose (BED) の概念が重要である。具体的に照射線量に影響する因子としては、前述した時間効果以外に、体積効果、分割効果、総治療期間、などが考えられる。これらの生物学的因子を含めた総合的線量分布を、今後の治療計画に導入してゆく必要がある。最終的には、個体の遺伝子情報についての検討も必要である。

7. 4 新しいImage guided radiotherapy (IGRT)

照射装置の開発

現在は、機械工学の進歩がめざましい。IGRT照射装置とは、照射室内に新たな画像取得装置を導入し、治療前後に取得した画像を実際の照射に反映させる最新装置である。具体的には、On board imaging (OBI) をリニ

アックの周囲に配置した北海道大学のRT-RT照射装置や、VarianおよびElektaの最新照射装置、サイバーナイフ (Cyberknife) , ハイパーナイフ (歳差運動照射) , トモセラピー (Tomotherapy) , 国産のIGRTマシン (TM-2000) などが開発、臨床応用されている。

今後の新しい照射装置の開発によって、将来的には新たな照射法が開発される可能性がある。

8. おわりに

近年の放射線治療は、従来の二次元治療から三次元治療に変化してきた。現在広く用いられている三次元原体照射や定位放射線照射、強度変調放射線治療は、後者に位置づけられるものである。そして時代は四次元治療に進化しつつある。今後も高精度放射線治療の発展と臨床応用成果が期待される場所である。

■文献

- 1) Nishidai T, Nagata Y, Takahashi M, et al : CT simulator : A new 3-d planning and simulating system for radiotherapy : Part 1. *Description of the system IJROBP* 18 : 499-503, 1990
- 2) Nagata Y, Nishidai T, Abe M, et al : CT simulator : A new 3-d planning and simulating system for radiotherapy : Part 2. *Clinical application. IJROBP* 18 : 505-513, 1990
- 3) Mizowaki T, Nagata Y, Okajima K, et al : Development of an MR Simulator : Experimental Verification of Geometric Distorsion and Clinical Application. *Radiology* 199 : 855-860, 1996
- 4) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) : *Report 62*, ICRU Publications, 1999
- 5) Nagata Y, Okajima k, Murata R, et al : Development of an integrated radiotherapy network system. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 34 : 1105-1111, 1996
- 6) 森田皓三 : 原体照射法とその発展. *癌の臨床* 40 : 33-46, 1994
- 7) Takahashi S : Conformation radiotherapy-Rotation technique as applied to radiography and radiotherapy of cancer. *Acta Radiol Suppl* 242 : 1-143, 1965
- 8) Ling CC, Humm J, Larson S, et al : Towards multi-dimensional radiotherapy : Biological imaging and biological conformality. *Int J Radiat Oncol* 47 : 551-560, 2000
- 9) Shirato H, Shimizu S, Shimizu T, et al : Real-time tumor-tracking radiotherapy. *Lancet* 353 : 1331-1332, 1999
- 10) Adler JR, Chang SD, Murphy MJ, et al : The Cyberknife : a frameless robotic system for radiosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg* 69 : 124-128, 1997
- 11) Tamaki N, Ehara K, Fujita K, et al : C-arm multi-axis rotation stereotactic linac radiosurgery system. *J of Radiosurgery* 3 : 21-27, 2000
- 12) Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, et al : Tomotherapy : A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* 20 : 1709-1716, 1993

がん・放射線療法2010

定価26,250円(本体25,000円+税)

2010年11月1日 第1版第1刷発行

編 著 者 大西 洋 唐澤久美子 唐澤克之
発 行 者 藤原 大
編 集 協 力 粥川準二
表紙デザイン 有限会社ティー・エー・ティー
DTP・印刷 小宮山印刷工業株式会社

発行所 **株式会社 篠原出版新社**

〒113-0034 東京都文京区湯島2-4-9MDビル
電話 (03) 3816-5311 (代表) 郵便為替 00160-2-185375
E-mail : info@shinoharashinsha.co.jp

乱丁・落丁の際はお取り換えいたします。

本書の内容の一部または全部を無断で複写・複製・転載すると著作権・
出版権の侵害となることがありますのでご注意下さい。

©Hiroshi Ohnishi, Kumiko Karasawa, Katsuyuki Karasawa

ISBN978-4-88412-344-4 Printed in Japan

2 | 肺(体幹部定位照射)

永田 靖/木村智樹

■ セットアップ上の注意

1. 患者固定法について

現在、わが国で入手可能な体幹部定位放射線照射用固定具は、脱気型発砲スチロールの固定具を使用したものと真空密着型タイプの物である。近年、画像誘導装置の進歩で、治療中の患者体位固定について軽視する考え方もあるが、通常30分程度の照射時間中に体位保持の安楽さを確保するためにも、個別の固定具作成は必須であろう。

2. 呼吸の調整について

肺腫瘍においては、腫瘍の呼吸性移動を無視するわけにはゆかない。患者の呼吸移動に対応した照射法を大きく分けると、1) 息止め法、2) 呼吸制限法(腹部圧迫法)、3) 呼吸同期法、がある。これらのいずれかによって、腫瘍の呼吸性移動(IM)を縮小させる試みが体幹部定位放射線照射には不可欠である。1) 息止め法とは、患者に音声や光による合図で呼吸を一時的に停止させて、その間に照射することをくり返す音声同期間歇照射法である。2) 呼吸制限法は、板状の固定具やベルトを用いて季肋部を圧迫することによって、患者の大きな横隔膜の動きを抑制する。ただ、現実に肺癌で8~10 mm以上呼吸移動し、呼吸抑制を必要とするのは全患者の20~25%程度である。3) 呼吸同期法は、患者に自由に呼吸をさせながらも、照射を呼吸位相(主に呼気相)に同期させるために開発された方法である。具体的には、患者の胸壁にセンサーを付着させたり、腫瘍内に金マーカーを刺入したりして患者呼吸を感知しながら照射する方法である。

■ Target 入力上の注意

肺定位照射におけるGTVは、肺野条件のCT画像で確認できる体積である。CTVとはGTVの周辺に位置するがん細胞の微少な浸潤を含む体積であるが、孤立性肺腫瘍の場合はGTVと同一とされる。腫瘍の肋膜への連続性浸潤いわゆるpleural indentationについてはターゲットに含めるべきとされるが、炎症性変化との境界設定に苦慮する症例があるのも事実である。ITVとは呼吸や心拍動などによる病変の体内移動を含めた体積、PTVとは毎日の治療時における患者のベッド上での位置再現の誤差(セットアップマージン: SM)などを含めた体積である。CT撮像条件については上記の治療時の呼吸条件にあわせた撮像法で行うべきであるとされる。同期法や息止め法の場合はそれに準じてCTを撮像する。また呼吸抑制法の場合は、できるだけ照射時の条

件に近似させる目的で4秒程度のスキャン時間をかけて1枚のスライス画像をゆっくり撮像する、いわゆるLong time scan CTないしSlow scan CT撮像法が用いられる。その他、深吸気位と深呼気位のCT画像を2回撮像してITVを決定する方法もある。近年、すべての患者呼吸位相を反映した四次元CT撮像法も普及しつつある。肺定位照射でLong time CTスキャン法を用いた場合、PTVマージンは腫瘍の軸方向周囲が5~10 mm、腫瘍の体軸方向は患者呼吸移動に応じて10~20 mm程度のマージンを設定し、かつ5 mm程度のリーフマージンを設定することが一般的である。

■ 放射線治療計画

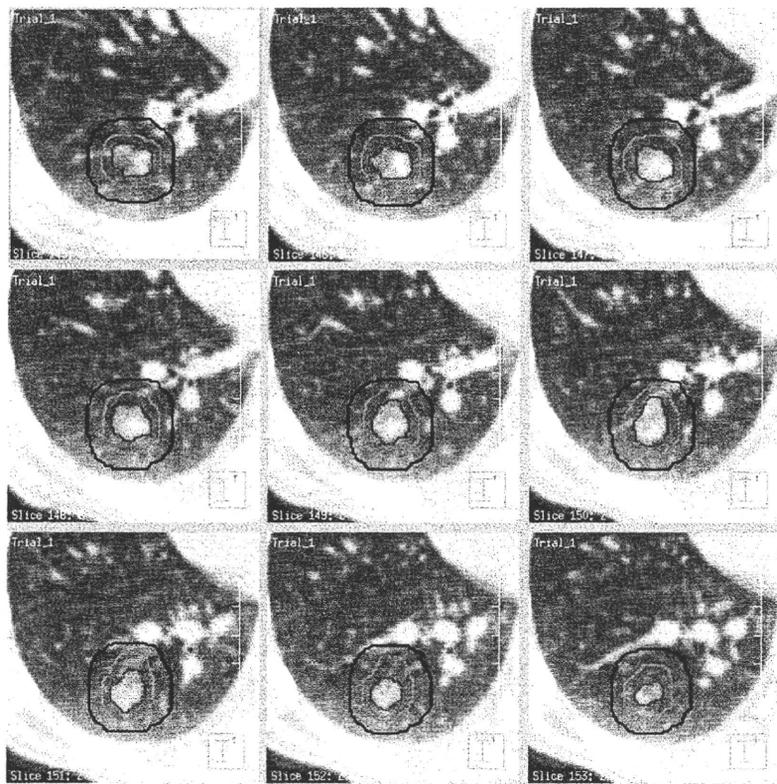
1. 治療計画について

体幹部定位照射においては、Beam's eye viewやRoom's eye viewなどの再構成三次元画像を用いることによって、照射方向や門数、放射線のエネルギーなどさまざまな要素を組み合わせて照射野を決定する。ノンコプラナー三次元固定多門照射法や多軌道回転原体照射(SMART)が用いられることも多い。通常6門以上の固定多門照射でも400°以上の回転照射でも、ほぼ類似した線量分布が実現可能である。筆者らは、固定多門照射を行う場合は、コプラナーから2~4門、ノンコプラナーから2~4門選択している。計画の目標値は、ターゲット内の線量の均一性(10%以内)と20 Gy以上照射肺容積(V20)の縮小(<15%)である。むろん、フレームによる線量の減弱補正や、肺による不均質補正を行った三次元線量計算は必須である。また線量表記法についてはわが国では通常はアイソセンターを線量評価点とする場合が多いが、欧米では(80~90%)辺縁線量で表示される場合があるので注意を要する。

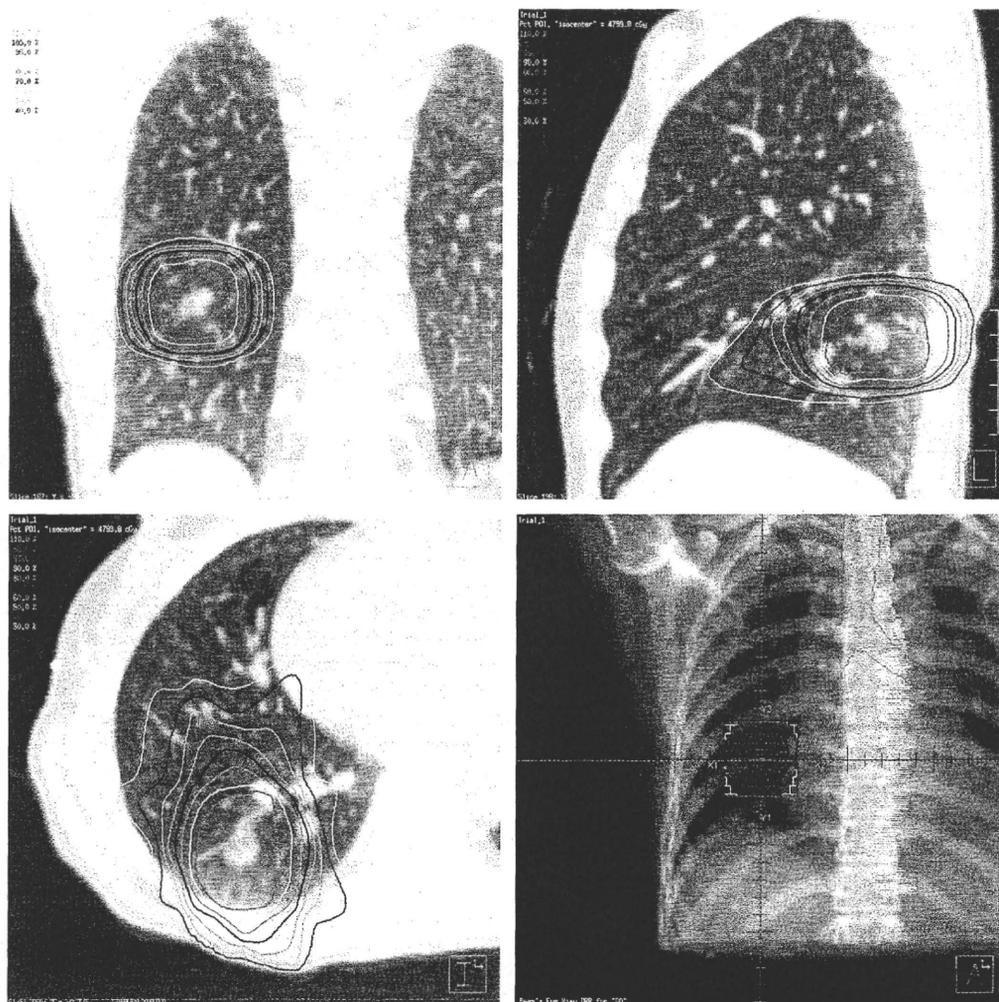
2. 治療前照合法について

放射線治療において毎回の照射前には、適切な部位に照射されるかどうかを高エネルギーX線画像やポータルビジョン、治療室内同室CTなどで照合画像を作成し確認する。特に定位放射線照射では、大線量小分割照射を行うために、毎回照射前の照合を行うことが不可欠である。以前は正面と側面のリニアックグラフィを撮像して、治療計画時のシミュレーションフィルムとの体位の再現性を再確認することが一般的であった。しかし、近年はCTを放射線治療装置と同じ部屋に設置して毎回の治療前にCTで位置照合を行う施設(CT on rails)や、画像誘導放射線治療装置(IGRT)に付設されたX線装置を利用してCBCT(コーンビームCT)を撮像することにより、治療前位置照合を行う施設も増加している。

■ 連続する9枚の典型的なCT画像でのターゲットと、三次元治療計画画像



■ 種々の断面による線量分布図



左上：coronal
 右上：sagittal
 左下：axial
 右下：beam's eye view

がん・放射線療法2010 別冊
代表的照射野とCT上のターゲット

定価(本体7,000円+税)

2010年11月25日 第1版第1刷発行

編著者 大西 洋, 唐澤久美子, 唐澤克之

発行人 藤原 大

発行所 株式会社篠原出版新社

〒113-0034 東京都文京区湯島 2-4-9 MDビル

ホームページURL <http://www.shinoharashinsha.co.jp>

TEL 03-3816-5311 FAX 03-3816-5314

郵便振替 00160-2-185375

E-mail: info@shinoharashinsha.co.jp

本文デザイン・DTP=白井デザイン事務所 印刷所=小宮山印刷工業株式会社

カバーデザイン=有限会社ティー・エー・ティー

乱丁・落丁はお取り替えいたします。

本書の内容の一部、または全部を無断で複写・転載すると著作権・出版権の侵害となることがありますので、ご注意ください。

ISBN978-4-88412-346-8

©2010. Printed in Japan

