会期:2004年 4 月10日
会場:パシフィコ横浜会議センター

強度変調放射線治療 (IMRT) の実際 ～すべては患者さまのために～

成田雄一郎

千葉県がんセンター放射線治療部物理室

Scene of the Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT): All for Patient!!

Yuichiro Narita

Division of Radiation Therapy Physics, Chiba Cancer Center

要 旨

ここまで多くのマスコミ等に取り上げられている強度変調放射線治療(intensity modulated radiation therapy: IMRT)であるが、現在日本国内でこの治療を行っている施設は限られている。臨床的にはすべての疾患に有効であるとはいえないが、IMRTだからこそその利点を最大限にいかし、根治に導ける症例も多い。

技術的には、放射線治療装置からのビーム線束に対し多分割コリメータを駆使して計画的に強度変調を加える。そして患者体内の腫瘍容積に線量を集中させるといった単純明快な方法である。現在では、多分割コリメータと逆方向治療計画(inverse planning)装置を導入するとどこでもIMRTを開始できる状況にある。

とかくIMRTでは、機器的な質的保証/質的管理(QA/QC)、線量検証(dosimetric verification)が大きく取り上げられがちであるが、最大の難しさは実際の治療の現場にある。線量分布を究極なまでに腫瘍容積に集中させるため、治療計画通りの線量集中を実際の日々の治療でいかに実現するかが課題なのである。そのため、セットアップ精度をいかに上げるか、腫瘍の体内変動をいかに補正するか、これらに起因する位置変動誤差を治療計画の計画マージン[計画標的容積(planning target volume: PTV)]にいかに妥当に設定できるかが、結果的にIMRTの臨床的有効性に大きく関わってくるのである。

IMRTを行う実際の現場では、機器的QA/QC、線量検証はもちろん、治療計画の妥当性、最適治療計画の臨床的判断、治療時の患者固定によるセットアップ精度向上の試みとその評価など、従来の治療でも当たり前前に実施してきたことをより慎重に行う必要がある。“すべては患者さまのために”

はじめに

良くも悪くも放射線治療にかかわるトピックスがマスコミ等に取り上げられる機会が増えているようである。放射線は診断や治療など、適切に利用されている分には医療ということで患者に利益があり問題視されることはないのだが、その使用方法を誤るとたちまち誤照射事故、医療事故として放射線が本来持っている人体への有害性が取り沙汰されることになる。

放射線治療という分野は、健常人(組織)には決して無害とはいえない放射線をがん治療に利用するという点で極めて特異的な存在であるといえる。ゆえに放射線治療は常に危険と隣り合わせということがいえる。しかし、放射線治療における放射線がいかなる状況においても有害であるわけではない。その理由は、仮に放射線が照射されている周囲に健常な組織あるいは臓器があったとしても、これらの放射線被ばくによる確定的影響の発現に対してはある程度の閾値が存在するからである。

放射線治療の臨床上の施行条件としてしばしば登場するものに、「局所の制御率が有害事象の出現率に対し有意に高いこと」というのがある。昨今の放射線治療で広く用いられている高エネルギーX線は、放射線物理学あるいは生物学的には決して放射線治療に有利な線源ではない。しかしその高エネルギーX線を用いた究極的な外部照射技術として三次元原体照射法、そのなかでも強度変調放射線治療が少しずつではあるがわが国でも広がりを見せている^{1, 2)}。

強度変調放射線治療は、高エネルギーX線が持つ不利な側面を、放射線制御のハイテク化とそれらを支援する高速処理コンピュータの導入により克服した。その一つがマルチリーフコリメータ(multileaf collimator: MLC)の搭載による、任意の不整形かつ不均一なX線照射野を実現できるようになったこと³⁻⁶⁾、

二つ目にこの不均一X線照射野の起源である腫瘍容積の最適な線量分布を算出する逆方向治療計画アルゴリズムの実用化である^{1, 7-18)}。

本稿は、IMRTを実施するにあたってのさまざまな留意点に触れ、より安全に治療を遂行するための方法について記述する。

1. 強度変調放射線治療の概要

ビーム線束の強度変調は、ウェッジフィルタに代表されるコンペンセータによる方法として従来行われてきた。また複数の物理ブロックを組み合わせる方法も従来存在したが、これらは順方向治療計画(forward planning)によるもので、今でいう逆方向治療計画装置とMLC等の可変式多分割絞りの組み合わせによる強度変調とは異なる。

MLCによるIMRTもMLCの動作方法の違いで2種類に分類されている。つまり俗称step-and-shoot法と呼ばれているSMLC-IMRT(static multileaf collimator-IMRT)^{19, 20)}と、俗称sliding window法と呼ばれるDMLC-IMRT(dynamic multileaf collimator-IMRT)^{3, 21, 22)}である。

SMLC-IMRTはMLCが形成する極小不整形照射野が変化と静止を繰り返し、静止のときにX線が照射される方法である。対するDMLC-IMRTは対をなすリーフの開閉口が連続的に変化する方法で、X線照射が途切れることがない。これらSMLC-IMRTあるいはDMLC-IMRTのいずれを行うかは、治療計画装置に依存する場合が多い。SMLC-/DMLC-IMRTのいずれにおいても、各ビームの強度変調マップを最適化するのが逆方向治療計画装置である(Fig. 1)。

IMRTにおける逆方向治療計画と従来の順方向治療計画の大きな違いは、入射フルエンスの最適化の一部をコンピュータに委ねるという点である。実際には標的容積および危険臓器に対し目標とする線量設定値(制限)を与え、この目標値を実現するための最適フルエンス(強度変調マップ)をコンピュータが導き出す手順を踏む。結果、計算された入射フルエンスには、体内の標的容積に対し均一な高線量を、逆に危険臓器にはその線量が最小になるような強度の変調が施される。

IMRTに最も期待される臨床的有効性は、標的容積に対しては根治が十分見込める高線量を照射し、近傍の危険臓器には副作用が出現しない許容線量、もしくはそれ以下の可能な限り低い線量で抑える治療を実現できるということである。

2. IMRTの臨床適用

IMRTは、基本的には三次元原体照射法の延長線上にあり、その目的は根治的放射線治療である。従来の

Fig. 1 前立腺がんに対する7門-IMRT治療計画で計算された各ビームの強度変調マップ。計算はXio(CMS-JKK)で行い、その強度変調方法はSMLC-IMRTによる。

三次元原体照射法から進化したIMRTは、標的容積への線量集中性が増し、周囲の危険臓器への被ばくが究極まで低減できる可能性がある点で臨床的な有益性が高い治療である。そのため危険臓器における放射線障害を従来のまま維持、あるいはそれ如何に低減し、かつ病変に十分な放射線量を投与することができる。このIMRTの有用性は、逆にいうと放射線照射の中心(アイソセンター)を十分な精度で確保できない場合、標的容積に集中したはずの高線量が危険臓器側へシフトする危険性を含んでいるともいえるのである。

そのため、IMRTの実際の臨床適用の範囲は決して広くはなく、以下に限定されているといってもよい。

- 1) IMRTにより根治が見込める病変、病期あるいは悪性度の高い腫瘍に対する治療
- 2) 病変容積の近傍に危険臓器があり、従来の外部照射法では十分な線量低減が達成できない場合の治療
- 3) 病変容積内のアイソセンターを十分な精度で確保できるように、患者固定あるいは位置照合を適切に実行できる場合の治療

現在わが国でIMRTを施行している主ながんは、前立腺がんと頭頸部がんである。前立腺がんはT3期までは外部放射線照射の適用とされており、これまでは全骨盤照射と局所へのブースト照射の合計65～70Gyの治療が外部放射線照射の標準治療として行われてきた。前立腺は膀胱と直腸に挟まれた位置関係にあり、従来行われてきた～70Gyの外部照射では、決して近傍にある膀胱および直腸に対し安全な線量で治療が行われてきたとはいえない。さらに～70Gyの線量では再発率も決して低くはないことが指摘されており、それ以上の線量が望まれる。IMRTが前立腺がんに対しいち早く適用されているのは、まず第一に前立腺がん

Fig. 2 上咽頭がんに対するSIB-IMRT治療計画。頭頸部領域は危険臓器が密集している部位で、IMRTの良い適用症例である。図は原発巣および浸潤のあるリンパ節に対し68Gy、その他のリンパ節領域に40Gyを投与している。

患者が増加傾向にあること、第二に膀胱および直腸への線量を低減し前立腺に高線量を集中できることなどが要因として挙げられる。実際には、5～7門のIMRTで投与線量は72～78Gy (2Gy/fr)で治療が行われている (Fig. 1)。

頭頸部がんでは、主に上・中咽頭がん、副鼻腔がん、上額腺がん等に対しIMRTが施行されている (Fig. 2)。頭頸部がんがIMRTが行われる理由は、頭頸部領域の危険臓器の多さにある (眼、視神経、脳幹、脊髄、耳下腺、顎下腺、唾液腺、口腔粘膜、食道など)。また、頭頸部がんは患者の固定が比較的容易でアイソセンターの確保が簡便である。

そのほかにIMRTのもう一つの有用性はSIB (simultaneous integrated boost) 照射が可能であるということである。上咽頭がんなどではこの方法により、原発巣および浸潤が疑われるリンパ節に対し高線量 (60～70Gy) を、その他のリンパ節領域には中線量 (40～50Gy) を同時に照射、治療を行っている。また、当センターでは術後の神経膠腫症例に対しSIB-IMRTを行っている²³⁾。

3. IMRTを実施するための必要条件

IMRTは技術的にはリニアック装置とMLC、さらに逆方向治療計画装置があれば施行可能である。現在機器更新等でリニアック装置の入れ替えを行うと、導入時にすでにIMRTが行える状況にあることが多い。

Fig. 3にIMRTを施行するまでの流れ図を示す。手順の上では従来の放射線治療のそれと大きく異なることはないが、より高い治療精度を保証するために以下の

点に留意しなければならない。

- 患者の適切な固定のための固定具の使用
- 治療計画で算出した投与線量の精度を確認するための治療前線量検証、またそれに必要な物理ファントム、線量計、あるいはフィルム法で線量分布を検証するための解析ソフトウェアの用意
- 日々の患者照射位置照合の遂行

IMRTは従来の放射線治療と比べ、照射時間 (使用時間：文部科学省法令) が延長される可能性が十分ある。そのため、

- 法令で規定されている遮へいに係る線量限度に対する施設基準等を見直し、特に使用時間 (総線量) や方向利用率の算定に関し十分検討する必要がある。

また、IMRTは放射線腫瘍学のほかに、複雑化した治療計画、線量測定といった物理工学を十分に理解した人材の介入、さらに実際の治療を実施する診療放射線技師の熟練度が要求されることから、

- 適切な人員確保とその配備
 - 従事する人員の専門性に対する教育、学習のための時間と費用の確保
- が必要となる。

4. IMRTにおける患者固定、位置照合、PTVの設定

IMRTはその高い線量集中性のために、患者の固定方法と位置照合の精度が伴わないとPTVさらには臨床標的容積 (clinical target volume：CTV) 内に低線量 (コールドスポット) が出現する可能性がある。同時に近接する危険臓器においては高線量がシフトしてくる場合が起こりうる。しかしIMRTはがん治療の手段であ

Fig. 3 IMRT実施の流れ図

るため、まず第一に局所の制御が必要条件となる。そのため、治療計画におけるPTVが妥当に設定される必要がある。PTVはCTVに対し、CTVが体内で変動する量のマージンで広げ(IM: internal margin), さらに患者のセットアップにかかわるマージン(SM: setup margin)を追加して設定される²⁴⁾。

患者の固定は通常シェルによる方法が行われる。さらに照射位置(アイソセンター)の照合はフィルム、EPID(electric portal imaging device)あるいはフラットパネル装置を用いたLG(lineac graphy)法で行われるが、いずれの方法も位置照合を行う対象は標的容積周辺の骨格であることが多い。他の位置照合の方法としては、体表もしくはシェル上に接着した赤外線反射マーカーと赤外線カメラを用いる方法、あるいは体表計測型の超音波装置を用いる方法などがある。

頭頸部に対するIMRTにおいては、体内での標的容積の体内変動が比較的少なく、またシェル内での患者位置のズレも多くはないため、IMとSMの両方を最小化することができ、最終的にPTVマージンは少なく済む。

しかし体幹部(ここでは前立腺IMRTについて述べるが)においては、骨格内での前立腺の体内変動は比較的大きく、骨格を位置照合の対象としている場合にはIMとして1~2cm程度は設定しなければならない。赤外線反射マーカーを用いる場合はこれに準じる。荒木らは毎回の治療の前にLG法で骨格位置の再現を行っている場合、その骨格位置の変動は平均で1.5mmであるという報告を行っており²⁵⁾、SMはこれと連動し最小限の設定でよいことが示されている。またこの平均1.5mmの変動は頭部、頸部、骨盤部のすべての部位で同様の結果となっている。

前立腺がんに対するIMRTにおいて、骨盤による位置照合を行った後にCT撮影を行い、計画時のアイソセンター(前立腺の重心)と実際のアイソセンターの偏位を求め、前立腺の線量[等効果均一線量(equivalent uniform dose: EUD)]との関係を調査した結果をFig. 4に示す。PTVマージンは12mmを設定しており、検

Fig. 4 前立腺がんIMRTにおける、前立腺の体内変動と線量変化の関係。骨盤による位置照合の後に撮影したCT画像上の前立腺の位置と計画時の位置のズレをX軸に、骨盤照合によるアイソセンターに計画時のビームを移し込み計算した線量(CTVのEUD)をY軸に示した。PTVマージン12mmでは前立腺位置変動による線量への影響は少ないことが確認できた。

出された最大の偏位1.08cm(n=13)のなかで、前立腺(CTV)のEUDの最大の減少は2.4%と少ない結果となった。

現在当センターでは、前立腺がんにおけるIMRTの位置照合を前立腺内に留置した三つの金球(直径2mm)を対象に行っている(Fig. 5)。また白土らの動態追跡照射²⁶⁾も同様で、位置照合を骨格ではなく標的容積内あるいは周辺のlandmarkを対象に行う場合にはIMを低減させることが可能となる。超音波装置による位置照合におけるIMは、照合の対象が標的容積そのものであるという点でlandmark法に準じている。

このようにPTVマージンの設定は、どのような患者固定を行うか、位置照合として何を対象とするかに応じて施設に依存すべきものである。根拠なく少なくPTVマージンを見積もると、がんの根治が望めなくなり、逆にマージンを多く見積もると不用意な放射線障害を誘発してしまう危険性があり、いずれの場合も良い結果をもたらさない。

前立腺がんに対するIMRTにおいて、PTVマージンの設定値に応じて、アイソセンターが変動した場合の標的容積の線量への影響をFig. 6に示す。Fig. 6ではPTVマージンとして3mmおよび8mmを設定し治療計画をたて、これをレファレンスとしてアイソセンターを頭尾、腹背、左右方向それぞれに5mmずつ故意にずらした場合のCTVおよびPTVのEUD、D95(PTVの

Fig. 5 前立腺がんIMRTにおいて、前立腺内に三つの金球(直径2mm)を留置した様子。金球の位置関係をもとに位置照合を行う。位置照合の対象が標的容積内に設定することでPTVマージンを軽減できる可能性がある。

Fig. 6 前立腺がんIMRTにおいて、PTVマージンを変えた場合(3mmと8mm)のアイソセンター変動による前立腺(CTV)の線量の変化。アイソセンターの変動は、ない場合がNon、頭側、尾側、腹側、背側、右、左へ5mm移動させた場合が、それぞれSup、Inf、Ant、Post、Rt、Ltである。注目すべきはCTV(実線)の線量変化で、マージンを8mm(●)にした場合は、5mmのアイソセンター変動の影響をほとんど受けて、3mm(○)にした場合には、マージン以上の位置変動のためにCTVの線量低下が顕著に示されている。

95% volumeをカバーする線量)および最小線量の変動をプロットした。アイソセンターの変動幅5mmに対し、それ以上のPTVマージンを設定している場合には、CTVの線量変動は最小限にとどめられている。逆にPTVマージンを少なく見積もってしまった場合には、当然ではあるが大きなアイソセンター変動はCTVの線量低下を誘発してしまう結果となった。

このようにPTVマージンの設定値には根拠が必要で、各施設ごとに固定方法、位置照合の方法に応じて最適マージンを見積もる必要がある。

5. IMRT治療計画の最適性

IMRTに限らず、すべての治療計画は患者のある状態のときのCT画像を用いて行われる。CT画像上では

標的容積は動くことはなく理想的な線量投与を行うことができる。しかし、治療計画として実際の治療を見据えて最適なものを発案できたか否かが重要であり、そのためには以下のことに留意して治療計画を進めなければならない。

- i) PTVの妥当性
- ii) 生物学的効果に着眼した最適計画の発案
 - i) については先に述べた。

inverse法によるIMRTの治療計画は、計画者と計画装置の間で、「条件の設定」→「与えられた条件の下で最適な解の導出」→「判断」→「条件の修正」→「修正された条件の下で最適な解の導出」→「判断」→○○○→○ ○○というようなやりとりが行われる。ここで重要なことは、条件の設定方法は治療計画装置によって異なる

ること、条件に対する治療計画装置の解(反応)は装置によって異なることであり、最終的に最適な解であるか否かの判断は計画者が行わなければならないということである。そのため、計画者であるわれわれは治療計画装置が計算してきた線量分布の善し悪しを、あらゆる指標を介して判断しなければならない。線量分布は全スライスにわたり観察しなければならない、これ自体は視覚的判断指標としては有効である。さらに、標的容積あるいは危険臓器ごとに、平均線量、最大および最小線量、D95あるいはV100など、数値化した指標を用いることが有効である。そのほかには、TCP/NTCP法、biological effective dose (BED) あるいは EUD²⁷⁻³⁰⁾ など、生物学的効果を考慮した指標を用いることが望まれる。Fig. 7には、当センターで前立腺IMRTの最終治療計画を発案する過程の一例を示す(7門: 0-55-105-155-205-255-305deg, 76Gy/38fr)。

線量-容積ヒストグラム (dose volume histogram : DVH) は治療計画の最適性を視覚的に把握するものとしては有効であるが、時に間違った判断を誘発する可能性があり注意が必要である。Fig. 8は、前立腺IMRT

において、(a)直腸の輪郭をCTVが写っている最頭側スライスおよび最尾側スライスからそれぞれ1cmの範囲まで描いた場合と、(b)S字結腸から肛門部までの範囲を描いた場合とでDVHを比較したものである。(a)に比べ(b)はより安全であるような判断につながる可能性があり、時に直腸線量を過小評価する危険性がある。Fig. 7の最終治療計画に対するDVHをFig. 9に示す。図中の白丸2点は、直腸のDVHに対する線量制限点でありDVH曲線がこの2点の下にあることが最適計画の必要条件である。ただし、この2点は直腸の輪郭を前述の(a)の方法で描いた場合の線量制限点であり、これと異なる輪郭を描く場合には線量制限点は別の場所に設定すべきものである。

このようにDVH曲線は、線量を評価する対象である臓器/器官の輪郭をどの範囲で描くかによって変化し(見かけのDVH)、最適性の判断に際し恒常的な基準を欠く場合がある。特に、直腸、気管、食道などの管臓器あるいは脊髄などの線量をDVHで評価する場合には、輪郭の描出に一定の条件を設ける必要がある。

Fig. 7 IMRTにおいて最適治療計画を決定する過程のグラフの一例(前立腺IMRT)。CTV、PTVおよび危険臓器に設けた線量制限をすべて満たす計画を得るまで最適化のパラメータを変更していく(Plan IDはパラメータ変更の通し番号)。グラフの凡例内に書かれた符号と数字がそれぞれに設定した線量制限である。この例では最終的にPlan 11を最終計画案として選択した。

6. IMRTのための線量検証

IMRTはMLCが形成する多数の極小照射野(MLC重照射野)の重ね合わせにより線量照射が行われる。治療計画も同様で、基本的には多数あるMLC重照射野に対する線量計算が行われる。IMRTでは、この線量計算と実際の線量照射に対する検証が必須である。その理由は大きく二つあり、一つには線量計算法が未だ完璧な精度を実現できていないなかで高精度なIMRTを行わなければならないこと、二つ目にはIMRTの強度変調を実現するMLCの動作が決して計算通りに行われないことにある。いずれにせよ、線量検証の最終的な目的は、治療計画により計算された線量分布が実際の照射で実現できているか否かの確認を行うことにある。ただし、検証すべき線量は患者に対するものではあるのだが、患者体内の線量分布を直接測定することは不可能であるため、実際の検証は物理ファントムと線量測定器を用いた物理実験により間接的に行われる。その手順を以下に示す。

[1]線量測定器を所定の位置に設置した線量検証用の物理ファントムのCT画像を撮影し、患者の場合と同様に治療計画装置に取得させておく。また、必要な輪郭を描いておく(例えば、電離箱線量計を用いる場合には、電離体積の輪郭)。

[2]患者の治療データ(ビーム入射方向、コリメータ角、MLCデータ、MU値、JAW照射野)を物理ファントムに移し込みアイソセンターを決定し、線量分布を計算する。

[3][2]と同様の実測を行い、計算結果と比較する。また、検証を行う項目としては以下が想定される^{31), 32)}。

[a]電離箱線量計を用いた出力の測定

[b]フィルムを用いた線量分布の測定

[c]フィルムを用いた強度変調マップの測定

電離箱線量計を用いた出力の測定にも、[a-1]ガントリ角度を患者に対し治療を行うときと同じように測定する場合、[a-2]ガントリ角度を0度もしくは90度とすべてのビームを同じ方向から測定する場合(このとき、さらに電離箱線量計の深さを5cmあるいは10cmと一定にする場合と患者体内でのそれぞれの深さにする場合が想定される)とが考えられるが(Fig. 10)、どの方法を採用するかは治療計画装置に依存することが多い。つまり治療計画装置によっては[a-2]の方法でファントム中に患者ビームデータを移し込めないものもあるからである。いずれの検証方法にせよ、治療計画装置で準備した検証用の線量計算を確実に再現するような測定を遂行することが最も重要である。特にファントムおよび電離箱線量計の設置固定に関しては最新の注意を払い実施しなければならない。ビームによっては電離箱線量計を設置した点が強度変

Fig. 8 危険臓器に対するDVH解析をする際、対象臓器の容積(輪郭を描くスライス数)によってDVH曲線が変化する。対象臓器の容積を大きくすると、DVH曲線は視覚的に下がり、直感的に安全な被ばく線量であるかのような誤解をする場合がある。特に管状臓器を解析する場合には輪郭の抽出に基準を設ける必要がある。

Fig. 9 Fig. 7で最終発案した治療計画に対するDVH曲線、図中2点の白丸は直腸に対し設けている線量制限点であり、直腸のDVH曲線は少なくともこの2点の下になければならない。

調マップの線量勾配の強いライン上にある場合があり、線量計の設置精度が大きな線量誤差につながる場合がある。

フィルム法による[b]線量分布および[c]強度変調マ

Fig. 10 電離箱線量計を用いたIMRT線量検証。(a)治療と同じビーム入射による合計線量の検証。ただし、治療計画装置でビームごとの線量を評価できる場合にはこの実験体系で合計線量およびビームごとの線量の両方を評価できる。(b),(c)平板水等価ファントムに各ビームをすべて垂直に入射する方法。線量計をある一定の深さに設置する方法(b)と、各ビームの患者体内での体厚にする方法(c)が想定される。いずれの場合も、照射するMU値は患者の1回線量に相当するMU値と同じにすることが望まれる(MU値の増減はMLCの動作に違いをもたらす)。下段のDVHは電離箱の実効有感体積内での線量である。

ップは、それぞれ[a-1]および[a-2]の方法でファントム中の線量分布を計算し、測定結果と比較し検証が行われる。

[b]線量分布の検証で注意すべき点は、フィルム黒化度—線量変換テーブルの精度とフィルム線量分布のアイソセンターの確保に関する精度である。フィルム法による線量分布の比較は、測定値と計算値の比較により行われるが、両者の線量をどこで規格化するか、比較中心(アイソセンター)をどこにとるかによって比較結果(差分)は変化し、結果的に相対的な比較検証であるにもかかわらずその相対比較そのものが全く意味をなさない可能性がある。そのため、両者を絶対線量(テーブルで変換された生の線量と計算値)で比較し、その中心は測定の際に確保したアイソセンター(計算値のアイソセンターは既知)を合わせることが理想である。

さて、すべての検証法において最終的に得られる線量誤差には、先に述べた治療計画装置の線量計算精度および実際の照射の際のMLCの動作精度による影響のほかに、①リニアック装置自体の出力変化(IMRT線量検証誤差とリニアックの出力変動は相関するは

ず)と②線量検証の手順における人的な影響がかかっている。特に②人的影響はIMRTを始めた初期の段階で見受けられる誤差要因(不慣れ)である。

重要なのは、検証あるいは照合を行うための方法を、いかに客観的に評価あるいは検証をしているかということである。主観的あるいは相対的な(時として相対的であってもよいが)判断による方法は避けるべきである。よって検証にしろ照合にしろ、その是非を評価するために用いる指標は客観的かつ絶対的なものを仲介することが望ましいと思う。

7. IMRTのための質的保証/管理

IMRTを安全に施行するためには、まず第一にIMRTを実際に行う機器等のQA/QCが重要である。また、立案された治療計画の安全性も重要であり、治療計画装置とリニアック装置(MLCを含む)の機械的あるいは線量的な整合性が図られる必要がある。このようなQA/QCプログラムの遂行は、より安全な放射線治療を提供し、患者のQOLの向上を図ることを目的としたものである。

IMRTは従来の外部照射放射線治療の延長上にある

が、従来と異なる点はMLCおよび逆方向治療計画を用いる点である。IMRTに特化したQA/QCガイドラインは平成16年9月に日本放射線腫瘍学会のQA委員会から発表されたので、本論文では詳細については触れない。

IMRTを安全に施行するためのQA/QCガイドラインは以下に従わなければならない。

1. 「外部放射線治療におけるQuality Assurance (QA) システムガイドライン (平成9年)」—日本放射線腫瘍学会QA委員会編
2. 「多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン (Ver.1)」—日本放射線腫瘍学会QA委員会編³³⁾
3. 「外部放射線における吸収線量の標準測定法 標準測定法 01 (平成14年)」—日本医学物理学会編

おわりに

IMRTがわが国で本格的に行われるようになって5年目になろうとしているが、実際にIMRTを行っている医療施設の数は伸び悩んでいるように思われる。その理由の一つに、IMRTを実施するうえで従来の放射線治療とは比べものにならない手間がかかるということがいえると思われる。緻密な治療計画はもちろんの

こと、線量検証およびMLCのQA/QCは確かに片手間ではできない業務である。一方で本来このようなことを行うべき医学物理士の整備は立ち後れており、診療放射線技師が毎日の治療を終了した後の時間外で線量検証等を行っているのが現状である。また、診療報酬の面でも決して恵まれてはおらず、通常が多門外照射と同等であり、手間の割には医療点数が低すぎるという状況が続いている。

しかしながら、IMRTの臨床的な有効性は欧米の長い歴史(日本にくらべれば)が証明しており、患者のQOL向上が図られることは周知のとおりである。

わが国におけるIMRTを取り巻く状況はすべてにおいて過渡期であるといえる。この過渡期から脱出するためには広くIMRTが浸透していく必要があるのだが、一方で手間がかかる治療計画や検証、低い医療点数などはIMRTの浸透の足枷になっているようにも思えるのであるが、過渡期であるからこそIMRTの有効性を証明し、広く認知してもらうために手間のかかる業務を確実に遂行していかなければならない。

“すべては患者さまのために”，より高度な治療技術を普及させていくことはわれわれ医療従事者の責務であると私は考えます。

参考文献

- 1) Brahme A: Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiother Oncol*, 12(2), 129-140, (1988).
- 2) Kallman P, Lind B, Eklof A, et al.: Shaping of arbitrary dose distributions by dynamic multileaf collimation. *Phys Med Biol*, 33(11), 1291-1300, (1988).
- 3) Convery DJ, and Rosenbloom ME: The generation of intensity modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation. *Phys Med Biol*, 37, 1359-1374, (1992).
- 4) Spirou SV, and Chui CS: Generation of arbitrary intensity profiles by dynamic jaws or multileaf collimators. *Med Phys*, 21(7), 1031-1041, (1994).
- 5) Stein J, Bortfeld T, Dorshel B, et al.: Dynamic X-ray compensation for conformal radiotherapy by means of multi-leaf collimation. *Radiother Oncol*, 32(2), 163-173, (1994).
- 6) Svensson R, Kallman P, and Brahme A: An analytical solution for the dynamic control of multileaf collimators. *Phys Med Biol*, 39(1), 37-61, (1994).
- 7) Holmes T, and Mackie TR: A filtered backprojection dose calculation method for inverse treatment planning. *Med Phys*, 21(2), 303-313, (1994).
- 8) Webb S: Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the x-ray intensity. *Phys Med Biol*, 37(8), 1689-1704, (1992).
- 9) Webb S: Optimisation of conformal radiotherapy dose distributions by simulated annealing. *Phys Med Biol*, 34(10), 1349-1370, (1989).
- 10) Webb S: Optimization of conformal radiotherapy dose distributions by simulated annealing: 2. Inclusion of scatter into the 2D technique. *Phys Med Biol*, 36(9), 1227-1237, (1991).
- 11) Webb S: Optimization by simulated annealing of three-dimensional conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator. *Phys Med Biol*, 36(9), 1201-1226, (1991).
- 12) Morrill SM, Lane RG, Jacobson G, et al.: Treatment planning optimization using constrained simulated annealing. *Phys Med Biol*, 36(10), 1341-1361, (1991).
- 13) Bortfeld T, Burkelbach J, Boesecke R, et al.: Methods of image reconstruction from projections applied to conformation radiotherapy. *Phys Med Biol*, 35(10), 1423-1434, (1990).
- 14) Brahme A: "Treatment optimization using physical and radiobiological objective functions." in *Radiation Physics*, edited by A. R. Smith, pp.210-246, Springer, Berlin, (1995).
- 15) Holmes T, and Mackie TR: A comparison of three inverse treatment planning algorithms. *Phys Med Biol*, 39(1), 91-106, (1994).
- 16) Mohan R, Wang X, Jackson A, et al.: The potential and limitations of the inverse radiotherapy technique. *Radiother Oncol*, 32(3), 232-248, (1994).
- 17) Xing L, and Chen GT: Iterative methods for inverse treatment planning. *Phys Med Biol*, 41(10), 2107-2123, (1996).
- 18) Xing L, Hamilton RJ, Spelbring D, et al.: Fast iterative algorithms for three-dimensional inverse treatment planning. *Med Phys*, 25(10), 1845-1849, (1998).
- 19) Verhey L, Xia P, and Akazawa P: Clinically practical intensity modulation for complex head and neck lesions using multiple. Static MLC fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 39, 237, (1997).
- 20) Boyer AL, Geis P, Grant W, et al.: Modulated beam conformal therapy for head and neck tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 39(1), 227-236, (1997).
- 21) Ling CC, Burman C, Chui CS, et al.: Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 35(4), 721-730, (1996).
- 22) Chui CS, LoSasso T, and Spirou S: Dose calculation for photon beams with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimations. *Med Phys*, 21(8), 1237-1244, (1994).
- 23) 井内俊彦, 幡野和男, 成田雄一郎, 他: 悪性gliomaに対する3次元放射線治療の試み. *Neuro-Oncology*, 2(1), 58-63, (2002).
- 24) ICRU Report 62: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), ICRU, Washington D.C. (1999).
- 25) 荒木 仁, 幡野和男, 酒井光弘: EPIDによる照射野照合の精度の検討. *J Jpn Soc Ther Radiol Oncol*, 14(1), 96, (2002).
- 26) Shirato H, Harada T, Harabayashi T, et al.: Feasibility of insertion/implantation of 2.0-mm-diameter gold internal fiducial markers for precise setup and real-time tumor tracking in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 56(1), 240-247, (2003).
- 27) Niemierko A: Reporting and analyzing dose distributions: a concept of equivalent uniform dose. *Med Phys*, 24(1), 103-110, (1997).
- 28) Niemierko A: Radiobiological models of tissue response to radiation in treatment planning systems. *Tumori*, 84(2), 140-143, (1998).
- 29) Jones LC, and Hoban PW: Treatment plan comparison using equivalent uniform biologically effective dose (EUBED). *Phys Med Biol*, 45(1), 159-170, (2000).
- 30) Ebert MA: Viability of the EUD and TCP concepts as reliable dose indicators. *Phys Med Biol*, 45(2), 441-457, (2000).
- 31) 成田雄一郎, 幡野和男, 清水孝行, 他: IMRT(強度変調放射線治療)における線量検証. *日放技学誌*, 58(6), 761-772, (2002).
- 32) Narita Y, and Hatano K: Quantitative dosimetric verification for IMRT. *J. ESTRO*, 68, 105, (2003).
- 33) 日本放射線腫瘍学会QA委員会編: 多分割コリメータによる強度変調放射線治療の機器的精度確保に関するガイドライン(Ver.1). *日放腫会誌*, 16(3), 192-203, (2004).