

## 第 43 回放射線治療分科会(名古屋)

シンポジウム「重要臓器を防護する放射線治療技術」からの要約

### MLC を用いた打ち抜き照射

愛知県がんセンター病院放射線治療部 久保田隆士

この報告では吸収体をビーム中に挿入した上で行われる運動照射による決定臓器の遮蔽を、MLC を用いて行うための手法を展開している。

#### 1.はじめに

放射線治療の基本は病巣周辺の正常組織の副作用を許容範囲に抑えながら、病巣に対してできるだけ多くの放射線を投与し局所制御率の向上を図ることである。それには病巣への線量集中性を高め、必要に応じて重要臓器を防護できることが求められる。これまでも MLC(multileaf collimator)による各種原体照射が開発され、病巣への線量集中性は MLC 以前に比べ飛躍的に向上したが、強度変調を取り入れた IMRT(intensity modulated radiation therapy)の登場でさらなる向上が見込まれる。重要臓器の防護については、これまで打ち抜き原体照射が代表的な手段であったが、IMRT でも設定によっては「打ち抜き」以上の防護が可能と考えられ、IMRT への期待は大きい。

期待の大きい IMRT でも、照射法としては他と同じく万能であるはずがない。IMRT の普及の意味は、従来の照射法の壁を破り放射線治療の幅を広げることだと思う。打ち抜き照射も IMRT によって利用機会が減少するかも知れないが、駆逐されるとは考えられない。既存の照射法に対する改良は今後も続けられるべきである。

今回の報告では、以前から一般的に知られている「吸収体を照射口に配置する打ち抜き照射(以下、従来法)」の利便性の欠点を解消した「MLC を用いた打ち抜き照射(以下、MLC 法)」を紹介し、その特徴と将来性、IMRT との共存の可能性について考えてみる。

#### 2.従来法の問題点

従来の打ち抜き照射は他の原体照射に比べて特別な準備や使用上の制約が多くあり移用しやすい方法ではなかった。具体的な内容を以下に述べる。

治療領域の線量分布をできるだけ良好に保つために吸収体の形状は重要臓器にできるだけ一致したものが望ましく、手持ちに適当なものがなければ製作する必要がある。眼球(レンズ部)の保護の場合、形状も大きさもほとんど個人差が問題とならない程度なので既製のタングステン塊や亜鉛塊が利用でき、特に困ることはない。また直線的な形状をしている重要臓器(例えば脊髄の一部)には、やはり既製のタングステン棒が利用できる。しかし、この他は自作することになるが形状は比較的単純なものに限られる。これまでは脊髄の湾曲にあわせてアクリル管を熱で曲げ、内部にタングステン粒を詰めたものを作る程度であった。製作にあたってはタングステン粒がこぼれないように両端を密閉する作業に加え、アダプタへの取り付け部分を現物あわせで整形する作業が必要で決して簡単な作業ではない。太さは一定であるため脳幹部建髄や直腸を防護の対象とする場合には使いづらく打ち抜きそのものを諦めることもあった。防護の対象は事実上、眼球と脊髄に限られていたともいえる。

当治療部では打ち抜き照射の治療計画を CMS 社の FOCUS で行っているが、どんな治療計画装置においても打ち抜き照射を計画するならば、事前に吸収体の物理データ(形状と材質)を登録しておく必要がある。単純なものはテキスト形式で直径・長さを入力すれば済むが、湾曲した吸収体は曲がり具合を再現するため、15 から 20 点の座標を入力する必要がある、単純作業とはいえ時間を要する。ただし、眼球や脊髄の形状は個人差がほとんどないので、吸収体は大抵が使い回しできる。登録は 1 つの吸収体について一度行えばよく、新規のものを追加するときや破損等により作り替えたときしか行わない。

治療計画時には吸収体の選択と、重要臓器と吸収体の位置を合わせる作業が必要である。三次元

表示のできる計画装置のおかげで作業効率は向上したが、それでもなお地道な作業が残る。吸収体の位置についてはある程度自動化されているが、吸収体の選択は自動化されておらず、試しに選んだ吸収体の位置を調整しながら重要臓器とどの程度一致するか画面上で確かめ、充分でなければ別の吸収体を合わせるという試行錯誤なので作業者の慣熟度がものをいう。この作業の結果、よいものがなければ新規に作る必要があるし、作ったものが合わなければ作り直しになる。

治療時では、ガントリに取り付けるアダプタの存在が最大の問題になる。現在使用しているアダプタはガントリの開口部から約 12cm 突出しているの、寝台や患者と接触しないように留意しなければならない。セットアップ後、寝台の左右方向の位置が限られた範囲に制限され、セットアップ作業は通常より神経を使うし、作業効率も悪くなる。吸収体のアダプタへの取り付けは完全に手作業であり、取り付け位置の間違い、吸収体の取り違い、取り付けの忘れなどの可能性をゼロにすることは人間が行う作業である以上、不可能である。

### 3.MLC 法

#### 3.1 打ち抜き効果を得る仕組み

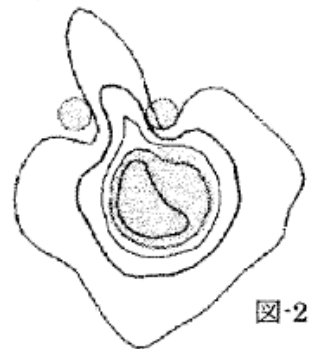
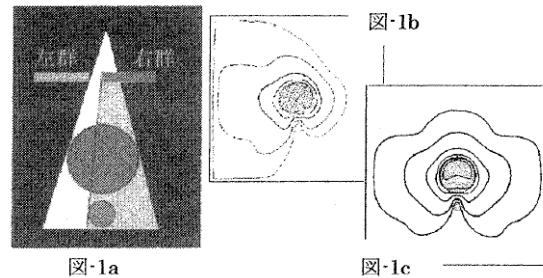
従来法では、照射野は一般的な原体照射と同じく **target** に対して作られたものであり、その中に吸収体の陰を落として打ち抜き効果を得ていた。これに対し、MLC 法ではあらかじめ防護の対象として入力された輪郭情報を MLC によって常時遮蔽しながら回転照射する。つまり、照射野の形状によって打ち抜き効果を作り出す。

防護の対象が 1 つの場合を図 1 に示す。まず、MLC を左群と右群に分けることにする (図 1a)。左群は通常の原体照射と同様に **target** の辺縁にそって動作する。一方、右群は防護の対象を遮蔽することを第一の役目とし、遮蔽の必要のないときは **target** の辺縁を形成する。この条件で 360° の回転照射をおこなう。その際、MLC の構造上、防護の対象よりも付け根側の領域は全て遮蔽されるため、この回転で得られる線量分布は図 1b のようになる。次ぎに左群と右群の条件を入れ替えて照射をすると図 1b と対称の分布が得られ、それらを合成すれば図 1c の分布ができる。

原理的には複数個の防護が可能 (図 2) で、防護の数プラス 1 回転を行えば打ち抜きができるが、数が増えるとそれにつれて臨床における実用性を維持することは困難になる。MLC 法を利用するためには、MLC の 1 葉 1 葉が他のリーフの制限を受けることなく中心軸を越えて稼動できることが必須で、MLC を搭載している全ての治療装置で利用できるわけではない。また、MLC の動きを防護の対象を遮蔽するように指定できるプログラムが治療計画装置に備わっていない。当施設では治療装置が Varian 社 clinac2100C、計画装置は CMS 社 FOCUS を用いて治療を行っている。打ち抜きのためのプログラムは、最大 3 つまで防護する対象を指定することができ、左右両群の MLC に与える遮蔽の役目を beam 設定ごとに自動的に切り替える機能を有している。

#### 3.2 治療計画

この照射法の最大の特長は、吸収体を外付けしないので前項で述べた打ち抜き照射の不都合な点が全て解消できたことである。単に準備の簡便さや安全だけでなく、重要臓器の形状(打ち抜きの範囲)を MLC で再現するため、打ち抜き部分の形状の再現が良くなったことに加え、直腸や脳幹部延髄も過不足なく打ち抜きが



できるようになったことは臨床的にも意味がある。

この照射法を用いるにあたって特別に必要な準備は極めて少なく、一般的な原体照射に近い。通常の原体照射を計画する流れと MLC 法の相違点及び余分に必要になる時間を表 1 に示す。なお、時間は防護の対象となる臓器が一つの場合を示した。二つ以上では更に増える。

表 1. 治療計画の相違点. 空欄は相違点なし.

通常の原体照射	MLC 法オリジナル	余分に必要時間
CT 画像受信		
輪郭記入	重要臓器の輪郭記入	約 5 分
ビーム設定	打ち抜き対象の指定	10 秒程度
	ビーム設定の複数回繰り返し	全作業で約 2 分
不要	照合写真用照射野作成	約 3 分
線量分布計算		数分
MLC データ送信		

治療計画の際、余分に必要となる作業は合計約 10 分ですみ、全ての作業が治療計画装置だけで行うことができる。

MLC 法の beam 設定は、現在のところ全例に 360° 回転照射を行うことにしており、症例ごとに回転の範囲を検討する必要がなく、所要時間はほぼ一定となる。打ち抜きの対象を指定する作業は、打ち抜きのオプションを選択後、プルダウンウィンドウで示される輪郭情報名の一覧から目的のものを選択するだけでよい。また、最低でも 2 回転分の beam 設定を行う必要があるが、先にも述べたように、MLC の役割の入れ替えはプログラムによって自動的におこなえるので、1 回目と同じ設定を繰り返し入力するだけでよい。

MLC 法では照合写真専用の field データが必要で、その作成に約 3 分必要となる。詳しい説明は次項に譲る。線量分布計算は、治療計画システムに使われているコンピューターの性能と、計算の精度の設定で大きく変化するため、実際の時間を提示することにあまり意味がないが、当施設の条件では 360° 回転の原体照射を計算させたときは、およそ 5 分 30 秒であるのに対し MLC 法の 2 回転分を計算させたときは同 8 分 50 秒程度であった。なお、この時間は純粋な「計算時間」ではなく、beam 設定の終了時点から計算後の結果を画面表示するまでの時間を測定したものである。

### 3.3 照合写真

従来法と同様に MLC 法でも正側 2 枚のリニアックグラフィを用いている(図 3)。しかし従来法は治療に用いる開度データをそのまま撮影に使うことができるが、MLC 法の開度データでは target 部分、打ち抜き部分いずれも確認ができない。そのため、target と打ち抜きそれぞれの形状確認ができる照合写真専用の MLC 開度データを治療計画時に beam 設定画面で作る必要を生じた。撮影の方向と同じガントリの角度で target と打ち抜きの対象それぞれを MLC で shaping し、治療時と同じマージンを設定する。この時の isocenter は治療時と同じでなければならない。

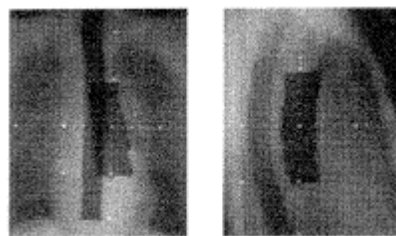


図 3.

このようにして作ったデータで target、打ち抜き、全景と 3 重撮影（打ち抜きの対象が 1 つの場合）を行うと図 3 の写真が得られる。

### 3.4 臨床使用

1999 年 2 月から臨床使用を始め、2001 年 9 月までにおよそ 80 の部位に対してこの照射法が用いられた。打ち抜きの対象臓器は眼球・脳幹部延髄・脊髄全般および直腸で、防護の対象は全例 1 つであった（眼球は 1 例のみ。片眼摘出後の症例で防護の対象は 1 つ）。使用の目的はおおまかに二つに分けられ、一つは根治症例の boost、例えば咽頭部癌の治療最終段階 60Gy から 70 ないし 76Gy ま

で、前立腺癌の治療後半 40Gy から 70Gy までなどである。他の例としては近傍の脊髄に既にかんりの線量が投与されている病巣に対し再照射を可能とするためで、食道癌再発症例が多かった。

MLC 法のモニター・ユニット(MU)値は一般的なパラメーターの他に、病巣と重要臓器の相対的な大きさや互いの距離によっても大きく変化するので、Clinac2100C のような MU 値によってガントリの回転速度が変化するタイプの治療機では治療時間にそれなりの差が生じる。打ち抜きの対象が 1 つの場合、治療の所要時間（照射開始から終了まで）は、中断がなければ 2Gy の照射で約 3~4 分程度かかる。最大 4 分という治療時間は日常的に用いている他の照射法と比べれば確かに長いが、患者のセットアップは他の方法と同じで、毎回の治療直前の特別な準備もなく、入室から退室までの時間が格別長くなるわけではない。治療時間帯を他の治療と別枠としたり、人数を限定するような特別扱いをする必要はなく、日常的に利用できる実用性の高い照射法である。

しかし、打ち抜きの要な症例すべてが MLC 法で治療されているわけではない。防護の対象が一つの症例には全て MLC 法が選択されたが、対象が二つの症例は全て従来法が選択されており、これまでのところ完全な使い分けがされている。対象が二つの症例（事実上、両眼の防護）で MLC 法が使われない利用として次のものがある。

重要臓器が両眼球の症例では、患側眼球は打ち抜きの影響で病巣への線量が低下しないように健側眼球より相対的に弱い打ち抜きの効果を要求されることが多いが、MLC 法は MLC の遮蔽を利用しているため、打ち抜きの効果に強弱を付けることができない。従来法は患側に亜鉛、健側にタンゲステンといった具合に吸収体の材料を変えて強弱を付けることが可能で、照射法としての能力の差がある。

両眼とも同じ強度で防護する場合はいずれの照射法も利用できるが、それでも従来法が使われる。理由は、従来法が 1 回の振り照射ですむのに対し、MLC 法は 360° の回転照射を 3 回必要とするからである。その上、「2.従来法の問題点」の項で述べたように、従来法でも眼球の防護は問題点が少なくなくて利用しやすいことも理由の一つである。

#### 4 打ち抜き照射法の特徴

重要臓器が眼球以外ならば、たとえ防護の対象が複数であっても MLC 法が用いられるかも知れない。しかし、これまでに使用を前提に線量分布を求めたいいくつかの症例では、いずれも満足な分布が得られず利用を見送った。また、防護の対象が一つの場合でも、病巣に対して重要臓器が大きすぎたり近すぎたりすると線量分布に許容できない歪みが生じやすくなる。これは従来法でも MLC 法でも同じことで、打ち抜き照射の原理による特徴である。様々な要求の存在する臨床においては、かえって好都合の場合もあり、一概に欠点とは言えないが適用の制限に結びつくことは間違いない。

##### 4.1 線量分布の全体像

打ち抜きをすると打ち抜きをしない場合に比べて線量分布がどのように変化するか dose profile を比較した。

図 4 は打ち抜きをしない 360° 回転の DCRT(dynamic conformal radiotherapy)と打ち抜き照射の線量分布で、同じ target について isocenter を normalize point として計算したものである。図中 A-B 間の dose profile(図 5)と、同 C-D 間の dose profile(図 6)を比較した。

isocenter を中心とした A-B 間を比較すると、打ち抜きの効果をはっきりとわかる。isocenter から B 点側 5cm を

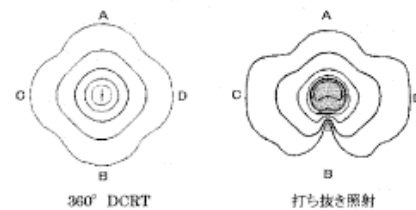


図 4.

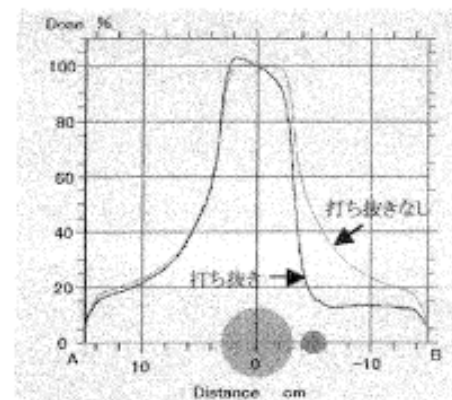


図 5.

中心にして直径 2cm の打ち抜きをおこなった。打ち抜き部の中心線量は 45% から 20% 以下に軽減されている。しかし内部に線量勾配 (30~17%) があり、十分に防護が必要ならば重要臓器の輪郭は target 側にマージンが必要なのがわかる。直径 6cm の target 部分は打ち抜きなしの時 100% 領域はほぼ平坦、90% 領域で全体が包まれていたが、打ち抜きを加えると isocenter を支点にした天秤の片方に打ち抜きというおもりを置いたときのような変化がみられ、重要臓器側で線量不足 (30~40% 減)、反対側は過線量 (4%) が生じた。

打ち抜きの影響は C-D 方向にも広い範囲に見られる。打ち抜きをすると低線量領域ほど拡大 (25% で 3cm) した。また、線量勾配が比較的急峻な部分 (30~50%) では線量が 10% 以上増加した。打ち抜きをした場合、重要臓器の周辺の線量分布が気になるのは当然であるが、このように側方の低線量領域にも影響が及んでいることに留意する必要がある。図 5、6 で見られるような打ち抜きによって起こる影響の程度は、「target」と「打ち抜きの対象」の相対的な大きさと距離といった幾何学的条件によって変化する。

前立腺を target、直腸を重要臓器として図 7 に示した 3 つの照射法の線量分布計算を行った。Target と重要臓器の DVH を三種類の照射法で比較した。打ち抜きをしない照射法は 360° DCRT と、ある程度直腸の線量低減が見込める 240° の DCRT の二つとした。

Target 部分の DVH を図 8 に示す。

打ち抜きをしない二つの照射法はほぼ同じ結果であったのに比べ MLC 法は明らかに劣っている。MLC 法は 100% を越える領域も目立つ。

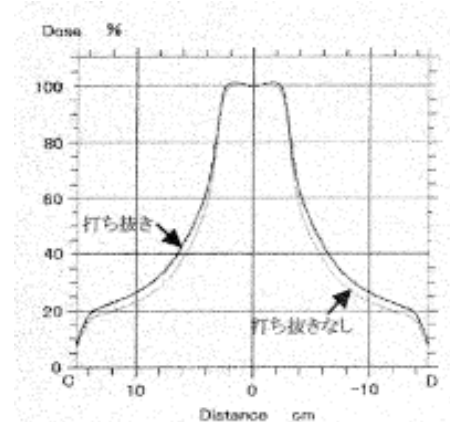


図 6.

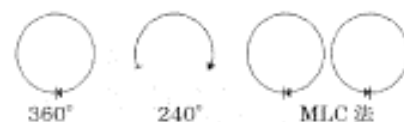
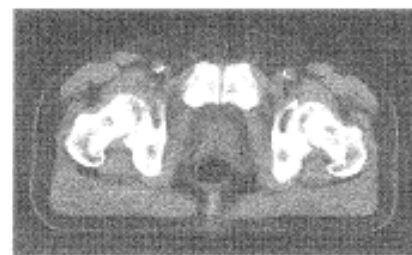


図 7.

#### 4.3 重要臓器の DVH

重要臓器の DVH を図 9 に示す。三つの照射法それぞれに違いが見られ、防護の効果は MLC 法が優れている。240° DCRT でも線量の低減効果は現れており、図 8 で target 部分の DVH にほとんど悪影響が見られなかったことから、病巣部の線量分布を悪くしたくないときには振子照射が有効な手段であることがわかる。MLC 法は、病巣部線量分布の悪化が許容範囲に収まる場合しか利用できないが、強力な防護能力が特長である。

重要臓器の DVH を図 9 に示す。三つの照射法それぞれに違いが見られ、防護の効果は MLC 法が優れている。240° DCRT でも線量の低減効果は現れており、図 8 で target 部分の DVH にほとんど悪影響が見られなかったことから、病巣部の線量分布を悪くしたくないときには振子照射が有効な手段であることがわかる。

MLC 法は、病巣部線量分布の悪化が許容範囲に収まる場合しか利用できないが、強力な防護能力が特長である。

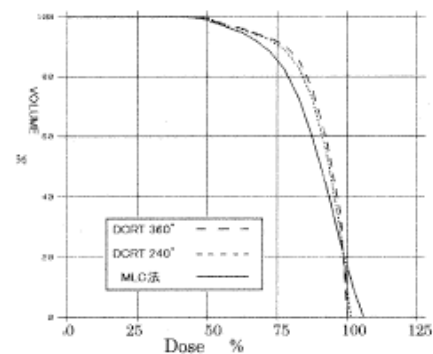


図 8.

#### 4.4 打ち抜き照射の限界

Dose profile と DVH の比較をまとめると、打ち抜き照射は重要臓器の防護には優れるが、代償として target 部分に分布の歪みが生じる。また、打ち抜きの影響は防護の対象周辺に限らず、広範で低線量領域にまで及ぶ。

打ち抜き照射は原体照射に属する照射法であり、打ち抜きをしないときの線量分布に打ち抜きを加えて都合よくバランスを乱しているにすぎない。重要臓器の数が増えたり、たとえ一つであってもサイズが大きくなればなるほど、それにつれて歪みが大きくなる性質からは逃れられない。target に対して重要臓器が充分小さいか、ある程度以上離れている場合、歪みはごく僅かでほとんど問題にならないと考えられるが、そのような症例はどちらかといえば少ない。

多くの症例は、歪みを許容するか防護を緩めるかという二者択一か、あるいは双方を適切に振り分けて治療を受けることになるので、それを受け入れる許容範囲が病巣と重要臓器の少なくとも一方に必要である。

これまで重要臓器の防護ができる照射法が他になかったため、線量分布の歪みやむを得ず受け入れることも少なくなかったが、IMRT によって歪みのない良好な重要臓器の防護が可能になりもしも IMRT が従来法なみに実用的であれば打ち抜き照射をあえて選ぶ理由はどこにもない。

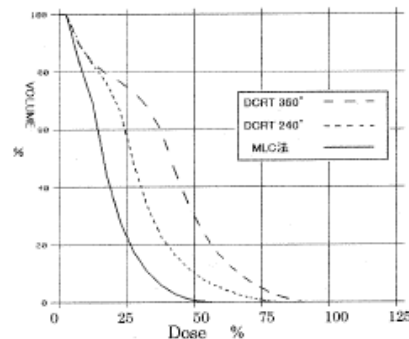


図 9.

#### 5 IMRT と MLC 法の線量分布

図 10 の上下段は CT 画像に target と重要臓器の輪郭を入力した後、複製したもので全く同じ patient data である。図中央の太い白線が target、そのすぐ下のほぼ円形の白線が防護の対象である。上段は MLC 法の線量分布、下段は IMRT の線量分布である。両方ともベストの線量分布ではなく、両照射法の限界を語ることはできないが、おおよその性質はつかめると考えられるので比較の材料に取り上げた。

IMRT の凹型 target に対する線量集中性はすばらしく、90% の等線量曲線が target とほとんど重なって見分けが付きにくい。一方、原体照射の応用である MLC 法の 90% 領域は target に対しかなり広く、凹型の形状も大げさで重要臓器側が一部欠損している。IMRT の 70% 領域はそれほど広がりを認めないが、MLC 法では重要臓器の側方に 70% 領域が巻き付くようにせり出し、膀胱壁は最低でも 50% 領域に包まれるなど、target の周囲の線量は多い。MLC 法では、こういった傾向を考慮して病巣とは異なった形状の target を入力して線量分布をコントロールすることもできるが大幅な改善見込めず、圧倒的に IMRT の線量分布が優れている。

重要臓器に目をやると、MLC 法の最大線量は 50% で、これは MLC の先端がちょうど防護対象の辺縁をたどることからうなずける値である。この例は重要臓器が直腸であるので中心部の線量が少なくてもあまり意味がないが、中心部は 30% 以下であり重要臓器を体積として考えることができる脊髄には有効な防護手段である。重要臓器に若干のマージンを取れば全体を 30% 以下にすることも可能で、直腸のような管状の臓器にも対応できる。IMRT では直腸壁のごく一部が 70% 以上で、その他大半は 30% 以上 50% 以下、内部は 30% 以上である。IMR では防護の設定をより厳しくすれば更に線量軽減が望め、管状型でも mass タイプでも有望な防護手段である。ただし、条件を増えたり

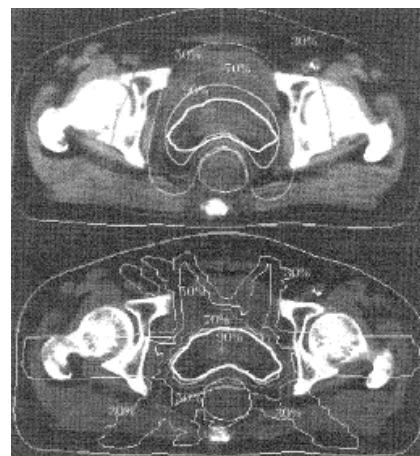


図 10.

厳しくなると、それに応じて実用性が損なわれる可能性がある。

## 6 IMRT と打ち抜き照射の利便性

良好な線量分布が得られることは、治療に用いる照射法を選択する際、最も優先される項目のひとつである。しかし、それが全てではなく、適用可能かどうかが必ず考慮される。状態がよくない患者に対して負担が大きい照射法は除外せざるを得ない。体外照射では主に治療時間と体位が問題となる。IMR では新しい照射法で、現在まだなお改良が進んでおり将来有望であるが、裏を返せば現状では課題の多い発展途上の照射法といえる。改善の余地はあるものの現時点で原体照射と比べ治療時間が長いことは、適用可能範囲を狭めている。

あまりにコスト(人・金・時間)のかかる照射法では医療経済効率を考えると選択される場面は限られる。合理性の維持・追求は現代社会の要求であり、放射線治療にとっても例外ではない。研究を除く一般的な臨床の現場では、限られた施設の能力(装置・人材)を必要以上に資して他の治療にしわ寄せが生じることは好ましくない。最良の線量分布が得られる照射法が IMRT で、MLC 法でも充分に必要な条件を満たす線量分布が得られる症例ならば選択肢が生まれ、この時簡便さで MLC 法が選択されることは、充分考えられる。言い換えれば、よりよい線量分布をできるだけ多くの症例に提供できるよう、IMRT の実用性(簡便性)の改善が早期に望まれる。

## 7 重要臓器の防護の課題

重要臓器の防護が必要とされるようになった今、IMRT の線量分布は群を抜いている。実用性が高まれば、将来の放射線治療の中心的存在になる可能性は大いにある。しかし、強度変調を用いるが故に従来の照射法にはなかった課題を抱えており、改善が見込めるといってもどこまでできるかは不透明である。また、原理に由来する特徴の中には、他の原理を元にする方法にはない欠点が存在すると考えられる。どの方法も元になる原理からは逃れられず、たった一つの方法で全ての要求に対応するのは不可能に近い。MLC 法は重要臓器を防護できる照射法としてベストではなくなったかも知れない。しかし、重要臓器を防護できる照射法の中で簡便性を武器にして生き残り、IMRT が原理的にどうしても解決できない欠点を補い続けることになると思う。

IMRT のように不整形の病巣に線量を集中できる照射は、照射の精度が高く維持されていないと意味を失ってしまう。治療時間の長いことは精度の維持に問題をきたす。セットアップの精度、体動のコントロールに課題の残る現状を考えると原体照射を利用する方が無難だという考え方を否定することはできない。IMRT がだめだというのではなく、放射線治療全体の下支えとなる照射精度の向上を図る技術が、優れた線量集中性を発揮させるのにまだ十分でないということである。照射の精度向上は IMRT の登場によってこれまで以上に早期の改善が求められる。

## 8 まとめ

- ・ MLC 法によって従来法の問題点が改善でき、打ち抜き照射の適用範囲を拡大すると共に、日常業務における利便性を向上することができた。
- ・ 打ち抜き照射は重要臓器の防護にとって有効な照射法であるが、病巣部の線量分布に歪みを生じる。
- ・ 打ち抜き照射の線量分布は IMRT の分布にとうてい及ばない。
- ・ 臨床に用いる照射法としては、打ち抜き照射も IMRT もそれぞれ長所短所を有しており互いの短所を補いながら使い分ければ、臨床の様々な要求に幅広く対応できる。
- ・ 重要臓器の防護は、新しい照射法の開発だけでなく、放射線治療の基本である照射精度の向上これまで以上に必要とする。