

## 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」

### IMRT の実際と問題点

千葉県がんセンター放射線治療部 清水孝行

#### 1.はじめに

放射線治療における最大の目標は、腫瘍への線量を増大させ危険臓器の線量を無くすることである。これまでの放射線治療の歴史の中でさまざまな方法で正常組織、危険臓器の線量を抑える努力がなされてきた。近年のコンピュータ技術あるいは機械制御技術の進歩は、この目標により近づく IMRT という新しい治療技術を生み出し、現在わが国内で急速に普及しつつある。しかしながらその一方で数々の問題点も浮上してきている。今回は、この 1 年間当センターで行ってきた IMRT の実際と問題点を治療の流れに沿いつつ報告していく。

#### 2. IMRT の特徴

まずは IMRT の有益な特徴の数々を下記に示す。

- ・ 標的体積の形状に合致した線量の集中性
- ・ 不均等線量分布の作成が可能
- ・ 重要臓器の線量低減
- ・ 標的体積に対するマージンの縮小
- ・ Dose Escalation Study の可能性

IMRT は基本的にどのような線量分布も作成することが出来るため、複雑な形状の腫瘍に対しても少ないマージンで形状に合致した良好な 3 次元線量分布が得られる。しかも正常組織、重要臓器の線量は大幅に抑えられることから、従来の照射方法では不可能であった Dose Escalation Study への進展が期待される。またその反面問題となる点も多くある。次に IMRT を行う上で問題となる特徴を示す。

- ・ 治療計画から照射まで時間がかかる
- ・ 治療計画から照射までの自動化が不可欠
- ・ 照射前の QA がより重要になる
- ・ 患者ポジショニングの厳密化

治療計画、特に線量計算においては膨大な計算時間が必要となる。コンピュータが高速化しているとはいえ、IMRT に関しては、いくつもの最適化ステップを踏み算出するため、1 つのプランの線量分布を表示するまで少なく、とも 40 分は必要となる。

当然のことながら、治療前の QA は重要となってくる。また、標的マージンの縮小などによって治療時の患者ポジショニングがより厳密化する。今回はこの患者ポジショニングに重点をおいて報告していく。

#### 3. システム構成

当センター放射線治療部のシステム構成図を Fig.1 に示す。中央に放治セントラル HUB を置き、その周囲に放射線治療周連機器がネットワークを形成している。CT シミュレータ(PQ6000)で撮影された画像はネットワークを介し、治療計画用ワークステーションである AcQsim へと転送される。

AcQsim 上で輪郭、アイソセンター・の情報を入力した後 FOCUS に転送、実際の線量計算を行う。

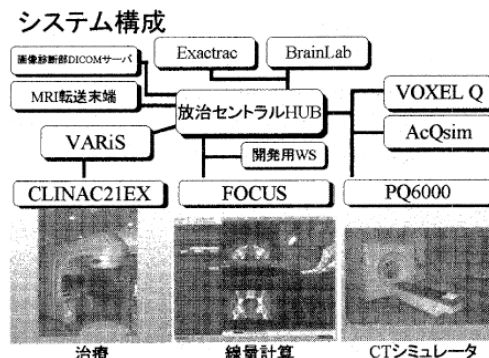


Fig.1 放射線治療部 システム構成図

計算より得られた治療データは患者情報管理ソフトウェアである VARiS へ登録、実際の治療に備える。加速器は CLINAC21EX (Varian 社)、60 対の MLC を装備し Step and Shoot 方式での IMRT 治療を行っている。

現在までの治療件数は、2001 年 9 月の時点で頭頸部領域が 10 件、前立腺が 12 件、その他が 3 件となっており、さまざまな重要臓器が隣接する頭頸部及び前立腺の治療が大部分を占めている。

#### 4. 治療の流れ

全体の治療の流れとおおよその時間を Fig.2 に示す。

##### 4-1. セットアップ

##### 1) 治療用固定具の選択・作成

Fig.3 に実際の固定具作成の様子を示す。頭頸部領域の患者に対しては、現在通常の外照射用のシェルをそのまま用いている。Fig.3-b は使用済みシェルを用いて眉間と歯のかみ合わせ部分に補強を施した例である。通常よりもかなり頑丈な固定具の作成が可能であり、今後このようなシェルでの再現性の検証も試みたい。体幹部用シェルを用いる際は患者に楽な姿勢で寝てもらい、シェル作成後は出来る限り多くの指標を設けている。(Fig.3-c,d)患者臍部に小さな穴をあけるなどして治療時の再現性向上に努めている。

##### 2) 治療計画用 CT の撮影

固定具の作成が完了した後、治療計画用 CT の撮影を行う。撮影条件はおおむね下記のとおりである。

管電圧：130kv、管電流：250mA、Thickness/Interval: 3mm/3mm、Spiral Pitch: 1.25~1.75

##### 3) 治療計画用 CT の撮影

固定具の作成が完了した後、治療計画用 CT の撮影を行う。撮影条件はおおむね下記のとおりである。

管電圧：130kv、管電流：250mA、Thickness/Interval: 3mm/3mm、Spiral Pitch: 1.25~1.75

##### 4) アイソセンターの決定

撮影された CT 画像はネットワークを介して治療計画用ワークステーションである AcQsim に転送される。AcQsim 上でアイソセンターを決定するとその位置を示す座標がモニター上に表示される。この値を元に CT 撮影室内のレーザをアイソセンターに合わせマーキングする。

#### 4-2. 線量計算~治療データ登録

##### 1) 輪郭の作成

AcQsim 上で腫瘍および重要臓器の輪郭を作成し、アイソセンターの情報と共に FOCUS に転送する。

##### 2) パラメータの設定

FOCUS 上で実際の計算に必要な各パラメータを入力する。

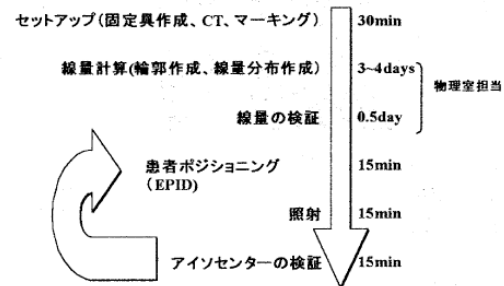


Fig.2 治療の流れと所要時間

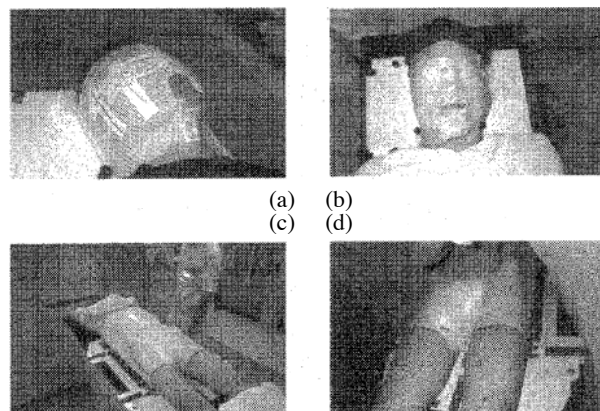


Fig.3 固定具の作成. a: 頭頸部用シェル、b: 使用済みシェルでの補強例、c: 体幹部用シェル(Hip Fix, MED-TEC)、d: 体幹部シェルの指標マーキング例

- ・ エネルギー(4MV、10MV)
- ・ 門数
- ・ 線束方向
- ・ 標的体積マージン
- ・ MLC セグメント数
- ・ Importance Weight (%)

門数は様々であるが平均して5門から7門で行っている。線束方向は腫瘍や重要臓器の位置関係、に依存し、場合によっては寝台角

度をつけ、ノンコプラナーでの照射も行っている。標的体積マージンは5mm前後、MLC セグメント数は前立腺の場合40~50程度である。Importance Weight (%)は各臓器に対する線量分布寄与の程度を決定付ける値である。つまりこの値を高く設定することによりその臓器に対しより厳密な線量分布を作成する。これらパラメータを設定した後実際の線量計算を行う。

### 3) 計算結果の比較検討

条件の異なるパラメータ設定でいくつかの計算結果を得、それをDVH等で比較検討したうえで最もよいものを採択する。

### 4) 線量の検証

線量計算で得られたデータをもとに線量、及び線量分布の検証を行う。RANDO ファントムにアイソセンターを中心に複数枚の工業用フィルム(Kodak X-OMAT VX2)を挟み込み、実際の治療データで照射し、その黒化度から専用ソフトウェア(当センター物理室成田氏開発)を用いて解析を行っている(Fig.4)。

### 5) 治療データの登録

検証の結果、線量分布の形状及び照射線量等に問題がなければ患者データ管理ソフトウェアであるVARis(Varian 社)へ治療に必要なデータを登録し治療に備える。

### 4-3. 患者ポジショニング

当センターでは大きく分けて2つの方法で患者ポジショニングを行っている。1つはシェル上のマークを直接アイソセンターにあわせる方法(以下シェル法)。もう1つは赤外線反射マーカを用いたExactrac System (Brain Lab.社)を用いて行っている。今回はその両方法における患者位置再現性の検証を行ったので報告する。

#### 1) シェル法

セットアップ時と同様の体位でシェルを装着し治療室のアイソセンターにシェル上のマークをあわせる。次にEPID(Portal Vision, Varian 社)にてAP、Latの2方向の画像を撮影、アイソセンターの位置確認を行う。(Fig.5)

EPID で得られた画像とCTシミュレータのDRR画像を比較しアイソセンターの照合をする。確認は周辺の骨格位置等を中心に技師2名及び放射線治療医1名が目視にて行う。この時点でずれがあると判断された場合は正しい位置へシフトさせた後に照射となる。このシフト量を頭尾、腹背、左右の各方向について日々記録し傾向の観察をした。

シェル法頭頸部領域の結果をFig.6に示す。2人の患者の結果であるがどちらもほぼ2mm以下のずれにとどまっている。Patient #2で後半2mmを超えるずれが検出されたが、治療が進むに伴い患者の頬周辺が痩せシェルの固定が甘くなったためと思われる。5mmのマージンに対して2mm以下のずれでポジショニングが行われている結果となり良好な固定がされたといえる。

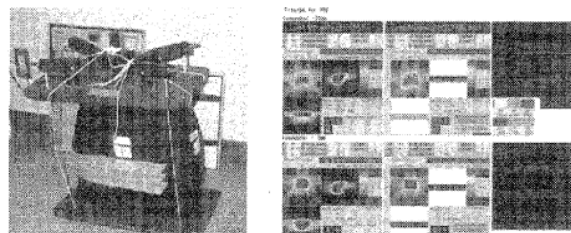


Fig.4 解析ソフトウェアによる線量検証

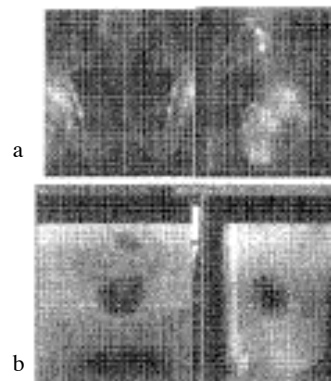


Fig.5 アイソセンターの照合. a : DRR, b : EPID.

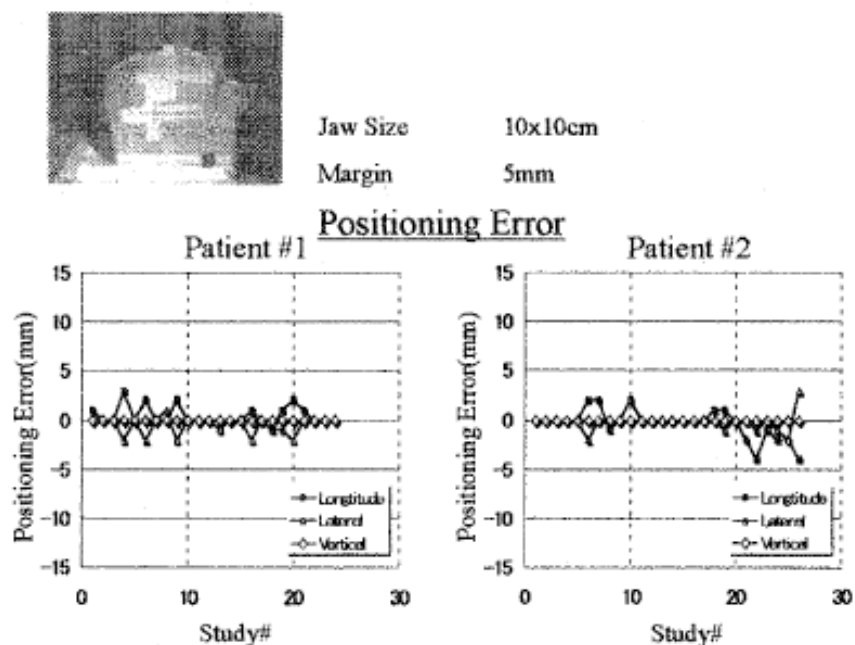


Fig.6 シェル法（頭頸部）における位置設定誤差

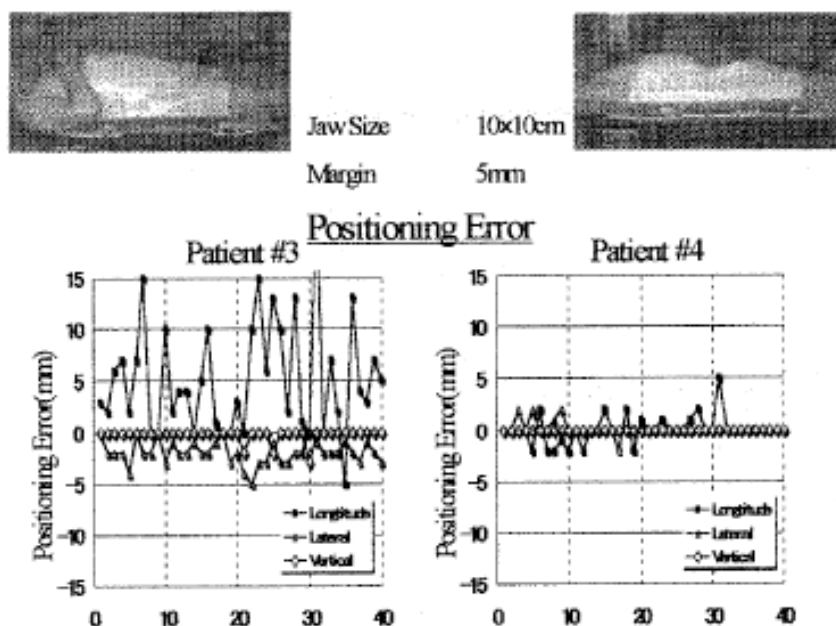


Fig.7 シェル法（体幹部）における位置設定誤差 1

Fig.7 は体幹部におけるシェル法の結果である。Patient #3 の頭尾方向へのずれが非常に大きく、EPID 等確認作業なしで治療を行うことは危険である。このような結果を招いた要因として患者の体格が挙げられる。この患者は極端な肥満体型でありシェル作成時に骨格を捕えることが出来ず、従ってシェルが頭側に大きく開き凹凸のない形状となってしまった。それゆえ常に体が頭側に抜

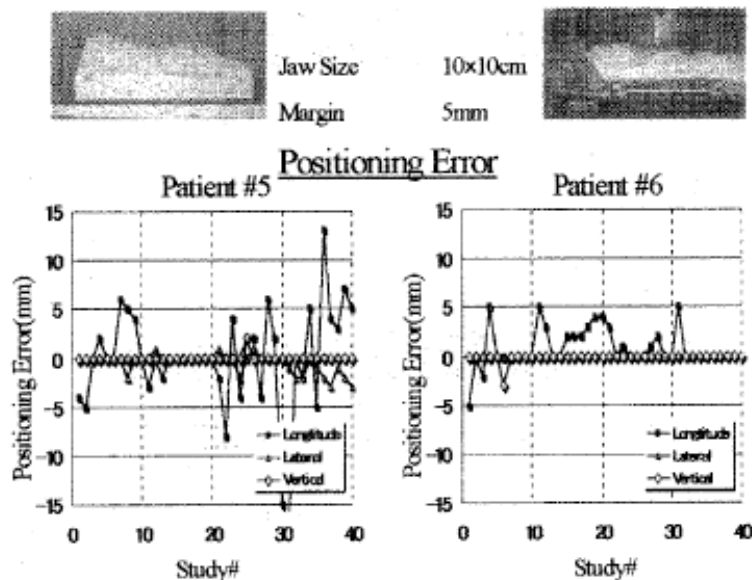


Fig.8 シェル法（体幹部）における位置設定誤差 2

ける傾向が見られた。また、皮下脂肪などを介して体が対軸で回転する傾向もみられた。対して Patient #4 は痩せ型体型で肋骨下線及び腸骨前縁が突押ししておりその形状を捕えてシェル作成ができ、頭尾方向へのずれを抑えることができた。すべての方向において 2mm 以下のずれにとどまり良好な結果が得られた。

Fig.8 も体幹部シェルの結果であるが、Patient #5 は腹臥位での治療を行った例である。凹凸が比較的なだらかなため頭尾方向へのずれが大きく検出された。対して Patient #6 は Patient #4 同様痩せ型で頭尾方向へのずれが抑えられている。このように体幹部シェルを用いたポジショニングでは体格が再現性に大きく影響してくる。今回の結果からは、肥満型より痩せ型で骨格をとらえてシェル作成ができる患者で体幹部シェルによる固定が有効であった。

## 2) Exaetrac System

Extatract System (Fig.9) は患者体表に配置した複数の赤外線反射マーカを治療室天井に設置された 2 つの赤外線カメラで捕え、あらかじめ記録させておいたアイソセンターとのずれの値を各方向についてモニター上に表示するシステムである。ポジショニングではまずこのモニター画面を見ながら患者をアイソセンター位置へ移動させる。システムのずれの許容範囲は 0.3mm 以内に設定してある。その後はシェル法同様 EPID 撮影にてアイソセンター位置の確認、ずれが確認された場合は正しい位置へシフトさせた後に治療となる。この時点でモニター上に表示されているアイソセンターとのずれの値を記録し傾向観察を行った。

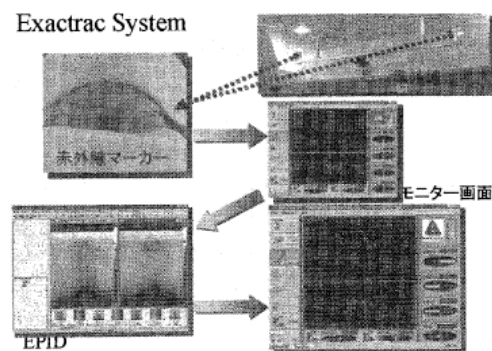


Fig.9 Exaetrac System

Fig.10 にその結果を示す。Patient #7 は 5mm を超える比較的大きなずれが全 Study にわたって検出されている。EPID 等の確認作業は避けられない値である。一方 Patient #8 はすべての方向について 5mm 以内のずれにとどまっている。しかしながら治療を容認できる精度(誤差 2mm 以内)には至っていない。次に Exaetrac System のみでポジショニングした場合(Fig.10 上段)と体表マークでポジショ

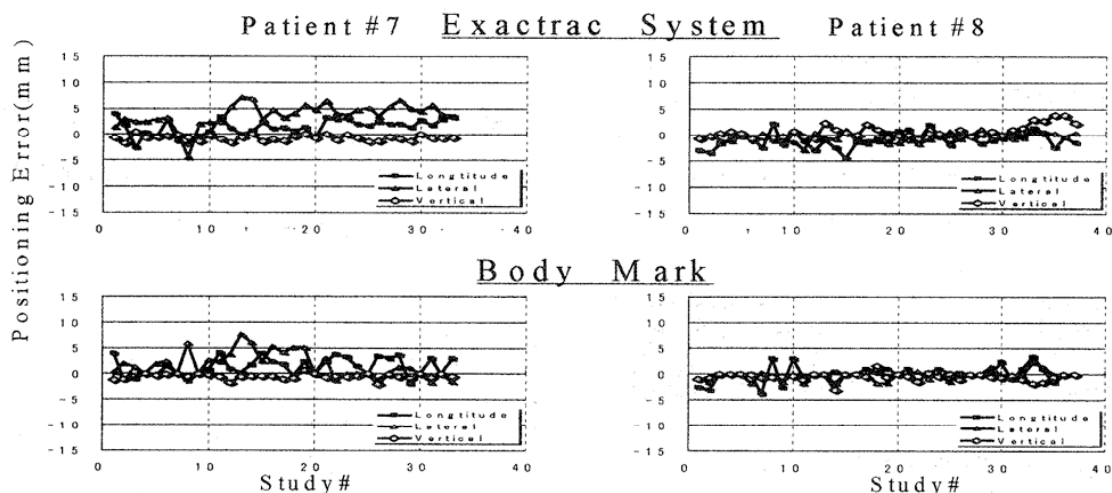


Fig.10 Exactrac System における位置設定誤差. 上段: Exactrac System のみによる設定、下段: 体表マークで設定.

ニングした場合(Fig.10 下段)で比較してみる。どちらの患者においてもずれの傾向が似通っていることがうかがえる。つまり Exactrac System は体表マークを用いた位置再現システムであり個々の患者の皮膚状態や柔軟性によって精度が大きく左右される。また赤外線反射マークを貼り付ける位置の微妙な誤差なども再現性低下につながる要因でもある。以上のことから現在当センターにおいて Exactrac System のみを用いたポジショニングは行っておらず、あくまでも補助的に用い、必ず EPID での確認作業を行っているのが現状である。今後 Exactrac System においては治療中の動態監視や上縦隔など体側部のマーキングが困難な部位でのポジショニングに活用していきたい。

#### 4.4. アイソセンターの検証

EPID を用い目視でのアイソセンター確認作業は、あくまでも骨格位置のみを判断材料としたもので、移動を伴う臓器(嚥嚥)を狙った IMRT においては正確性に欠ける部分がある。EPID (Portal Vision, Varian 社)のスペックも解像度  $256 \times 256$ 、コントラスト 14bit と従来のリニアックグラフィ同等の画質は期待できない。そこで当センターでは週に 1 度、治療終了後にアイソセンターチェック CT を撮影し臓器移動を含めたアイソセンターの確認を行っている。手順は治療終了後、治療室のレーザが示すアイソセンター位置に BB マーカ(直径 1mm ほどのスチール球)を 3 点(A,R,L)貼り付けそのまま体位変換せず CT 撮影を行う。得られた CT 画像と治療計画時の CT 画像を 3 次的に比較し再現性の検証を行う。骨格位置に関しては現在のところ問題となるずれが検出された例はない。しかしながら病巣位置においては多少のずれが見られる。前立腺では頭尾方向へのずれが CT 画像 1 スライス分(3mm)程度になる例もある。このような臓器位置の傾向を観察する点でもアイソセンターチェック CT は重要である。

### 5. その他の問題点

#### 5-1. EPID の与える影響

現在 IMRT 治療中の患者はほぼ毎回 EPID にてアイソセンター位置の確認を行っているが、これがどの程度線量および線量分布に影響を与えているのか FOCUS 上で EPID 線量を含め再計算することによって検証した。頭頸部領域ではとくに線量の配慮が重要となる眼球(レンズ)が存在する。今回はこのレンズ線量に着目して EPID 撮影の有無で DVH 曲線の変化を比較した。

Fig.11 に頭頸部領域の EPID 撮影による DVH 曲線の変化を示す。図内の○印は左右のレンズの

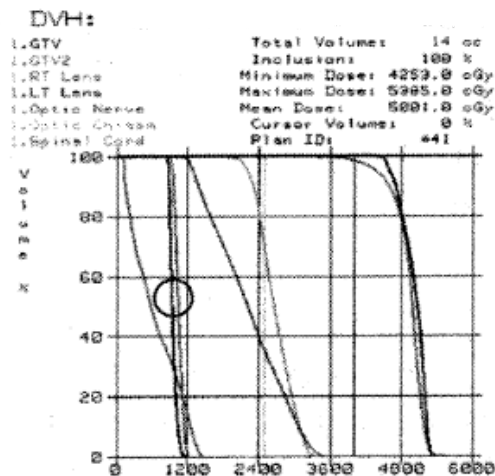


Fig.11-a 計画時の DVH 曲線

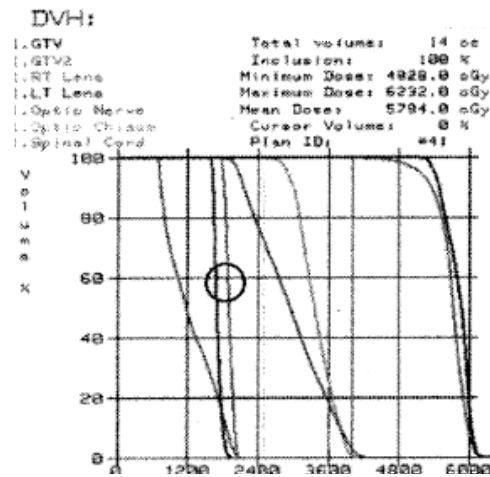


Fig.11-b EPID 線量加算時の DVH 曲線

DVH 曲線を指している。Fig.11-a は治療計画時の DVH 曲線であり、これに 1 日 2 回(AP、Lat 各 1 画像)の EPID 撮影線量を 25 日分加算したものが Fig.11-b の曲線で曲線全体が高線量側にシフトしている。レンズ線量は計画時の約 1.5 倍程度にまで増加している。この線量増大を防ぐために EPID 撮影時に MLC を用いレンズ部分をブロックしたものが Fig.11-c である。レンズの曲線は計画時とほぼ同等のものとなった。

前立腺においても EPID 撮影頻度が増加するに従い高線量の分布が現れ、膀胱や直腸線量の増大につながる可能性がある。このような EPID の影響が直接生物学的効果として現れるとは断言出来ないが、重要臓器は可能な限り防護し、再現性のとれる固定がなされている場合は撮影頻度を考慮する必要がある。

## 5-2. 腸内ガス等の与える影響

臓器の位置は呼吸や食物、腸内ガスなどの影響で治療期間中一定ではない。前立腺を例にとると直腸と膀胱にはさまれた位置関係から、排泄物の蓄積量などが臓器位置に影響を及ぼしかねない。

実際週 1 度のアイソセンターチェック CT で腸内ガスによって前立腺が押し上げられ、治療計画時(Fig.12-a)より前方頭側へ移動しているケースが見受けられる(Fig.12-b)。こうなると本来前立腺にかかるべき高線量の分布が直腸粘膜部分にまで達し障害をきたす可能性が出てくる。

腸内ガスの様子は EPID 画像上でも十分確認が可能である。このような傾向が見られる患者に対しては治療前に排泄排ガスをお願いし、臓器の位置再現性向上に努めている。

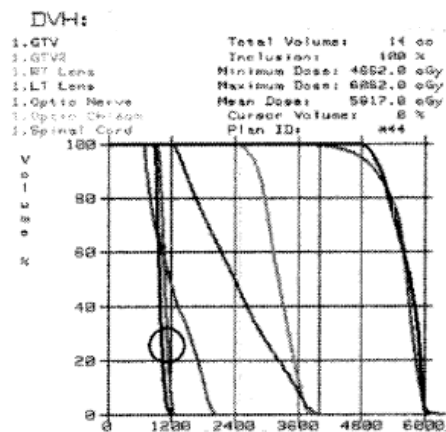


Fig.11-c レンズブロック時の DVH 曲線

## 6. まとめ

- 固定具作成時患者に適した固定具ならびに固定法を選択することはもとより、治療時の再現性を考慮した細かな指標設定などが重要となる。
- 患者ポジショニング時シェル法では頭頸部でほぼ 2mm 以内の誤差にとどまった。体幹部では患者体格が再現性に大きく影響してくる。肥満体系の患者に対する固定法を検討課題としたい。

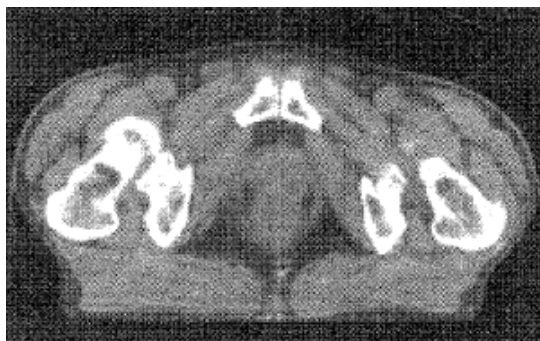


Fig.12-a 計画時の CT



Fig.12-b アイソセンタ確認 CT

Exactrac System は皮膚上マークでポジショニング

した場合と比較し顕著な有意差は確認できなかった。治療中の動態監視およびマーキング困難な部位の治療に活用したい。

- ・アイソセンター検証治療後のアイソセンターチェック CT 画像より EPID 確認後は正確な治療が行われていたことが確認できた。ただしこれは骨格位置のみを対象とした場合で臓器、(病巣)位置については3mm程度の誤差が確認されている。
- ・その他の問題点：EPID 撮影による線量増加は単純積算では大きく影響する。再現性が保てる患者であれば撮影頻度を考慮する必要がある。腸管内ガスによる臓器圧迫の影響も無視できない。EPID およびアイソセンターチェック CT 等で観察することが重要である。

治療装置の制御精度は格段に向上、治療計画用ソフトウェアも convolution/superposition 法さらにはモンテカルロ法など精度の高い計算法へ移行し、より質の高い放射線治療の供給が期待される。しかしながら患者ポジショニングに関するデバイスは位置再現性で確実な成果をあげられるものが少ない。そのような中で2つのポジショニング法にて再現性検証をおこない、その精度と特色を確認することができたのは有意義であった。今後は、呼吸を含めた臓器移動に対する対策と、より確実性のある固定法を課題としたい。

## 7. 謝辞

今回のシンポジウム発表に機会を与えてくださった分科会役員、委員の方々に感謝申し上げます。また、本報告は同放射線治療部の医師、技師ならびに医学物理士の協力のもと作成されたことをここに報告する。