

## 画像誘導放射線治療の現状

有馬彰吾<sup>\*,\*\*</sup>, 秀徳孝仁<sup>\*,\*\*</sup>, 佐藤弘史<sup>\*</sup>, 村上龍次<sup>\*\*\*</sup>

### Present status of image-guided radiotherapy

Shogo Arima<sup>\*,\*\*</sup>, Takahito Shutoku<sup>\*,\*\*</sup>, Hiroshi Sato<sup>\*</sup>, Ryuji Murakami<sup>\*\*\*</sup>

**Key words:** image-guided radiotherapy (IGRT), particle-beam radiation therapy, set-up error

受付日 2023 年 10 月 20 日 採択日 2024 年 1 月 9 日

\*九州国際重粒子線がん治療センター \*\*熊本大学大学院保健学教育部 放射線技術科学コース

\*\*\*熊本大学大学院生命科学研究部 医用放射線科学講座

投稿責任者: 村上龍次 murakami@kumamoto-u.ac.jp

### I. はじめに

近年、放射線治療の革新的な発展により、強度変調放射線治療、定位放射線治療、粒子線治療などの高精度放射線治療が臨床応用されている。これらは、正常組織への照射線量を抑えつつ、腫瘍に高線量を照射し、高い治療効果を期待する。腫瘍に対する線量集中のためには、高精度の患者固定と照射位置合わせ（セットアップ）が不可欠である。セットアップを支える技術として、画像誘導放射線治療（image-guided radiotherapy: IGRT）が普及している。

本稿では IGRT に注目し、画像取得技術毎に特徴と問題点について解説する。さらに、九州国際重粒子線がん治療センター（Saga Heavy Ion Medical Accelerator in Tosu: SAGA HIMAT）における IGRT を紹介する。

### II. 標的体積の設定

#### 1. 標的体積

治療体位で撮影した CT 画像をもとに放射線治療計画（CT シミュレーション）を行う。照射する領域である標的体積およびその周囲のリスク臓器を描出する（図 1）。これらの体積決定には、CT, MR, PET などの診断画像だけでなく、医師による

視診、触診、内視鏡所見なども参考に<sup>1)</sup>。以下に各種標的体積の概要を記載する。

- ・肉眼的腫瘍体積（gross tumor volume: GTV）  
画像診断や視診、触診により腫瘍が存在すると判断された範囲。
- ・臨床標的体積（clinical target volume: CTV）  
腫瘍の顕微鏡的浸潤が疑われる範囲。
- ・内的標的体積（internal target volume: ITV）  
呼吸や蠕動運動など患者の生理動態に伴う体内臓器移動を考慮したマージン（internal margin: IM）を CTV に付加した範囲。  
 $ITV = CTV + IM$

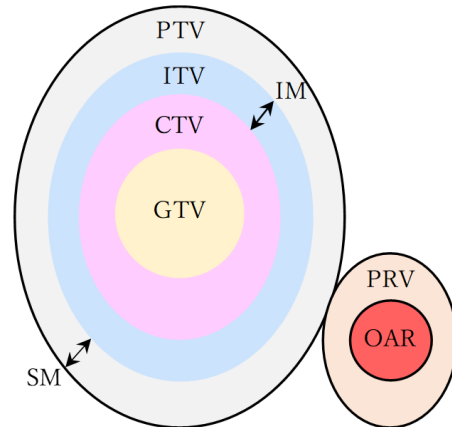


図 1 放射線治療計画に用いられる体積

- ・計画標的体積 (planning target volume: PTV)  
治療装置の機械的なずれや無作為に発生する患者セットアップの不確かさ (set-up error: SE) を考慮したマージン (set-up margin: SM) を ITV に付加した範囲.  
 $PTV = ITV + SM$
- ・リスク臓器 (organ at risk: OAR)  
標的に処方線量を投与する際、何らかの有害事象の発生リスクがある正常臓器.
- ・計画リスク臓器体積 (planning organ at risk volume: PRV)  
リスク臓器に患者の生理動態や SE を考慮した範囲.  
 $PRV = OAR + IM + SM$

## 2. 患者セットアップ

患者セットアップは固定具作成の時点から始まり、CT シミュレーション時に得られる画像情報が今後の治療を行う上での基準となる。絶食、排便、蓄尿など治療部位に応じて標的体積や OAR の再現性を高める前処置を施設ごとに工夫する。CT シミュレーションや毎回の照射時に再現しやすい体位で固定する。レーザーポインタおよび患者の皮膚や固定具表面のマークを利用して、CT 撮影時と毎回の照射時におけるセットアップの再現性を担保する。

治療室内でのセットアップ後、治療用 MV-X 線を用いてリニアックグラフィ (linac graphy: LG) を撮影し、CT シミュレーションで得られる digitally reconstructed radiograph (DRR) 画像との照合によって SE を評価する。

## 3. SM の設定

SE には systematic error と random error が存在し、前者は治療装置の機械的なずれなどにより一律に発生する誤差、後者は患者の動きなど無作為に発生する誤差と定義される<sup>1)</sup>。各患者における systematic error は全治療期間における位置誤差の平均値 ( $\mu_i$ )、random error はその標準偏差 ( $\sigma_i$ ) で表される<sup>2)</sup>。各施設における SM の設定には、van Herk<sup>3)</sup>らの式 (1) が応用されることが多く、「患者



図 2 前立腺癌治療の基本体位

の 90%において、処方線量の 95%が CTV をカバーする」という条件で成立する<sup>4)</sup>。

$$SM = 2.5\Sigma + 0.7\sigma \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $\Sigma$ 、 $\sigma$  は各施設での systematic error、random error であり、前者は全患者における  $\mu_i$  のばらつきを表す標準偏差、後者は全患者における  $\sigma_i$  の二乗平均平方根である<sup>5)</sup>。

## 4. SM および IM の縮小

マージンの縮小は、正常組織の線量低減につながる。汎用型の枕や足型、固定具を用い、CT 撮影時と毎回の照射時におけるセットアップの再現性を高め、SM の縮小を目指す。図 2 に患者セットアップの一例として前立腺癌における基本体位を示す。また、前立腺内に埋め込まれた金マーカーは、X 線画像で視認可能な前立腺の位置情報として、SM や IM の縮小に有用である<sup>6-8)</sup>。近年、照射中の超音波や X 線透視、MR 画像を用いた臓器位置のモニタリングによって、腫瘍に対するピンポイント照射および正常組織の線量低減が実現している<sup>9)</sup>。

体幹部の放射線治療において、呼吸性移動は IM の最も大きな要因である。呼吸の規則性と随意性を把握し、IM を縮小させるために以下の方法が検討されている<sup>10)</sup>。

### 1) 酸素吸入

呼吸数や換気量を減らし、呼吸を安定させる。

## 2) 腹部圧迫

腹式呼吸を抑制し、横隔膜の移動量が減少する。患者が窮屈に感じ、再現性や固定精度の低下が欠点である。

## 3) 規則性呼吸学習 (メトロノーム法)

呼吸運動の幅を小さく一定にするが、その習熟度や再現性は良好とはいえない。

## 4) 呼吸停止法

呼吸位相をモニタリングしながら自発的、または受動的に同一レベルで呼吸を停止する方法。呼吸停止位置の信頼性を高めるためには、患者自身の十分な理解と練習が必要である。

## 5) 呼吸同期法

自由呼吸の中で一定の呼吸位相 (一般的には呼気終末相) に照射する。腫瘍の近傍に埋め込んだ X 線不透過マーカを透過視下で確認し、照射する方法 (迎撃) もある。呼吸位相の把握から実際の照射までの時間的遅延に注意が必要である。

## 6) 動体追尾照射法

呼吸位相に合わせて腫瘍位置を予測し、照射野を移動 (追尾) する方法。腫瘍位置に関する予測誤差、呼吸に伴う腫瘍形状の変化に注意が必要である。

## III. IGRT の定義

「画像誘導放射線治療の臨床施行のためのガイドライン」によると<sup>11)</sup>、IGRT とは「2 方向以上の二次元画像、三次元画像、または三次元患者体表面情報に基づいて治療時の患者位置変位量を三次元的に計測、修正し、治療計画で決定した照射位置を可能な限り再現する照合技術」である。診療報酬上、「IGRT とは毎回の照射時に治療計画時と照射時の照射中心の位置の三次元的な空間的再現性が 5 ミリメートル以内であることを照射室内で画像的に確認・記録して照射する治療」である。

## IV. IGRT の種類 (画像取得技術)

IGRT に用いる画像取得の方法として、高エネルギーの治療用 MV-X 線あるいは診断用 kV-X 線を用いる X 線撮影装置や cone beam computed tomography (CBCT)、超音波装置、患者体表面情報取得装置などが主に臨床使用されている (表 1)。CBCT は、診断用 CT とは異なり X 線が円錐状に広がるため、X 線管球一回転のみで広範囲を撮影できる。最近では MR 画像や核医学画像を用いた一体型 IGRT 装置も開発されている<sup>4)</sup>。

### 1. MV-X 線画像

治療用 MV-X 線によって画像を取得し、DRR 画像と重ね合わせ、位置照合を行う<sup>9)</sup>。multi-leaf collimator (MLC) 形状を反映した画像を取得可能だが、コントラストが低い<sup>12)</sup>、骨輪郭の把握が困難な場合がある<sup>13)</sup>。

### 2. kV-X 線画像

診断用 kV-X 線によって画像を取得する。MV-X 線画像よりコントラストが良く、骨構造や金マーカーを同定しやすい。透視画像によってリアルタイムに腫瘍位置の計測が可能である<sup>9)</sup>。

### 3. ExacTrac System

BrainLab 社製の高精度位置照合システムであり、床面 2 箇所に設置された X 線管と天井に設置された検出器により、2 方向の X 線画像を取得する<sup>1)</sup>。CBCT と比較して短い時間で撮影でき、被ばく線量を抑えられる<sup>14,15)</sup>。

### 4. MV-CBCT

治療用 MV-X 線を CT のスキャン線源として画像を取得する。CBCT 撮影と治療に同じ線源を用いるため、他にシステムの追加が必要なく、コストを抑えることができる<sup>9)</sup>。高エネルギー X 線を使用するため、金属アーチファクトは少ないが、kV-CBCT と比較するとコントラスト分解能は劣る。撮影時間はガントリーの回転速度に依存し、呼吸性移動によるモーションアーチファクトが問題となる<sup>9)</sup>。

表 1 IGRT の種類

取得方法	特 徴	問 題 点
MV-X 線画像	<ul style="list-style-type: none"> <li>治療用 MV-X 線を用いて画像を取得</li> <li>リニアックグラフィと DRR 画像を比較し、照射位置を確認する</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>骨との位置関係が変わる腫瘍には適さない</li> <li>コントラストが低く、軟部組織や腫瘍の判別が困難</li> </ul>
kV-X 線画像	<ul style="list-style-type: none"> <li>診断用 kV-X 線を用いて画像を取得</li> <li>MV-X 線画像よりもコントラストに優れる</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>骨との位置関係が変わる腫瘍には適さない</li> <li>アームの出し入れが必要</li> </ul>
ExacTrac System	<ul style="list-style-type: none"> <li>アームの出し入れやガントリー回転が不要</li> <li>赤外線システムで照射中の体動をモニタリング可能</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>アイソセンタ面での FOV が小さく、広範囲照射の場合 FOV 外で位置ずれの危険性</li> </ul>
MV-CBCT	<ul style="list-style-type: none"> <li>治療用 MV-X 線を CT のスキャン線源として画像を取得</li> <li>金属アーチファクトが少ない</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>コントラストが低く、軟部組織や腫瘍の判別が困難</li> <li>撮影に時間がかかる</li> </ul>
kV-CBCT	<ul style="list-style-type: none"> <li>診断用 kV-X 線を CT のスキャン線源として画像を取得</li> <li>コントラストに優れ、軟部組織も同定可能</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>散乱線や投影サイズの影響で画質が劣る</li> <li>モーションアーチファクトが現れやすい</li> </ul>
超音波画像	<ul style="list-style-type: none"> <li>軟部組織のコントラストが優れる</li> <li>被ばくがない</li> <li>コストが抑えられる</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>部位によっては使用できない</li> <li>手技により腫瘍の位置が変わる</li> </ul>
患者体表面情報	<ul style="list-style-type: none"> <li>光学システムを利用し三次元患者表面情報を取得</li> <li>リアルタイムでの情報が得られる</li> <li>体表面のマーカレスが望める</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>赤外線マーカーの位置を追跡するため、臓器の位置情報が得られない</li> </ul>
MR 画像	<ul style="list-style-type: none"> <li>被ばくがない</li> <li>腫瘍と周囲正常組織の識別が容易</li> <li>リアルタイムでの撮像が可能</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>患者によっては使用できない場合がある</li> <li>QA・QC に専用の装置が必要</li> </ul>

### 5. kV-CBCT

放射線治療装置に搭載された kV-X 線装置を回転しながら撮影することで画像を取得する。MV-CBCT と比較してコントラスト分解能や解像度は高いが、MV-CBCT と同様に呼吸性移動によるモーションアーチファクトが問題となる<sup>9)</sup>。散乱線の増加や投影サイズが大きいため、診断用 CT と比較すると画質は劣る<sup>16)</sup>。

### 6. 超音波画像

赤外線カメラと連動したプローブを用い、超音波画像に位置情報を付加した三次元画像を取得する<sup>17,18)</sup>。前立腺のような軟部組織に有用であり、照射

中のモニタリングも可能となる。被ばくがなく、コストを抑えられるが、骨や空気の影響を受けやすく、部位によっては使用できない<sup>9)</sup>。

### 7. 患者体表面情報

光学システムにより三次元患者体表面情報を取得する。乳癌での使用報告が多い<sup>19)</sup>。同じ姿勢、同じ位置での患者固定を確認でき、セットアップ用の患者表面マーカーは不要となる<sup>20)</sup>。

### 8. MR 画像 (適応放射線治療)

放射線治療装置と一体になった MR 装置を用いて画像を取得する。良好なコントラスト分解能によって腫瘍と周囲正常組織の識別が容易となり、組織

内の生理学的変化も評価可能である。体内除細動器や人工内耳などの体内金属を有する患者は本装置の適応外となる場合がある<sup>21)</sup>。

臨床で使用されている MRIdian (ViewRay 社) および Unity (Elekta 社) は、適応放射線治療 (adaptive radiation therapy : ART) に応用されている<sup>22)</sup>。照射期間中における CTV や OAR の形態変化、ならびに体内臓器の確率的な生理動態に対して、IGRT によるセットアップの補正のみでは不十分な場合がある。ART とは、形態変化に対して、治療計画を適宜修正する方法である。照射後に行う off-line ART, 照射直前に行う on-line ART, 照射中に行う real-time ART の 3 つに大別され、real-time ART における一体型 MR 装置の有用性が報告されている<sup>23)</sup>。

## V. QA・QC

IGRT を行うにあたって、放射線治療装置、位置照合装置、放射線治療計画装置の整備、スタッフのトレーニングが必要である。また、IGRT を実施する保険医療機関では、IGRT に関する手法と機器の精度管理に関する指針に沿って、位置照合の実施状況がわかる画面キャプチャなどの公開可能な実施記録と精度管理に係る記録の保存が必要である<sup>11)</sup>。

QA・QC プログラムや IGRT の実施指針に必要な項目を以下に示す<sup>11, 21)</sup>。

- 1) 位置照合装置の位置精度
- 2) 位置照合装置の画質や歪み
- 3) 位置照合装置と放射線照射装置の両座標系の一致度
- 4) 位置照合装置の機械的接触防止インターロック
- 5) 位置照合装置の被ばく線量
- 6) 剛体および非剛体レジストレーション
- 7) レーザー照準器の位置精度
- 8) 治療寝台(カウチ)の位置精度
- 9) 位置照合装置と放射線治療情報管理システムとの通信の信頼性
- 10) End to End 試験

超音波画像ならびに患者体表面情報を用いた IGRT については、X 線を用いた IGRT と同等の位置精度が保証できるように、各施設において検証項目を決めて実施する<sup>11)</sup>。また、MR 画像を用いた IGRT については、吸着防止のため、MR 装置に対応した QA・QC 用機器を使用し、磁性体検出器などを用いて磁性体の有無を確認する<sup>21)</sup>。

## VI. 重粒子線治療における IGRT

### 1. 特徴

重粒子線治療はブラックピークを利用するため、腫瘍までの水等価距離の違いによる飛程変化の影響を大きく受ける。したがって、水等価距離の変化を最小限に抑えるために骨構造を基準とした IGRT を行い、腫瘍に対する線量低下を抑制することが望ましい。また、体内マーカーを積極的に活用するが、水等価距離が大きく異なる場合は治療計画の修正を考慮する<sup>24, 25)</sup>。

### 2. SAGA HIMAT での IGRT

- 1) 患者をセットアップ後、照射位置までカウチを移動する。
- 2) 可動式の kV-X 線管球および flat panel detector (FPD) を設置する (図 3)。
- 3) 正側 2 方向の kV-X 線画像を撮影する。
- 4) kV-X 線画像と CT シミュレーションで得られた DRR 画像を用いて位置照合を行い、三次元的な患者位置変位量を計測する。(図 4)
- 5) 6 軸カウチを用いて、0.1 mm 単位で患者位置を補正する (図 5)。改善が困難な場合は、患者を再度セットアップする。
- 6) 位置補正後に再撮影した kV-X 線画像と DRR 画像上で任意のポイントにおける位置ずれが全て 1 mm 以内になるまで 3-5 を繰り返す。
- 7) 照射位置決定後、公開可能な実施記録として画面をキャプチャする。(図 6, 7)



図3 X線管球, FPDの挿入

左図 重粒子線ビーム照射時 (ビーム通過穴は正側2方向に設置)

右図 kV-X線画像撮影時 (X線管球およびFPDの設置後).

モニタ駆動架台 (ライトロクライザ, X線管球, 平坦度モニタ, ビーム通過穴が同一軸上に存在) が水平移動し, X線管球が挿入される.

No	$\Delta X$	$\Delta Y$	$\Delta Z$	$\Delta Y$
1	0.0	-0.0	0.5	-0.5
2	0.0	-0.0	-0.5	-1.0
3	-0.5	-0.0	-0.5	-0.5
4	1.0	-0.5	0.0	-1.0
5	0.0	-0.5	0.0	-1.0
6	0.0	-0.5	0.5	-0.0
7				
8				
9				
10				
平均:	0.2	-0.2	0.2	-0.7

図4 IGRTにおける患者位置変位量

正側2方向における位置照合から, 上下, 左右の変位量 (mm) を算出する.

SAGA HIMAT では, 体位の再現性を高めるために並進および回転移動が可能な6軸カウチ (図5) や患者ごとに作成されたシェルや汎用型の枕, 足型など (図2) を使用する. 体位保持が困難な患者に対してはモールドケアを使用する場合もある. IGRTによるセットアップの補正が困難な場合は, 主治医と相談の上, 再撮影によってCTシミュレーションを修正する.

臓器位置の再現性を高めるために, 治療部位毎にIGRTを工夫している. 前立腺癌および肝細胞癌についてSAGA HIMATにおけるセットアップを紹介する.

a) 前立腺癌 (図6)

前処置として, 来院後の排尿および飲水 (200-250 mL) を指示し, 蓄尿時間 (約1時間) を設ける. CTシミュレーション時の蓄尿量にあわせて飲水量や蓄尿時間は適宜調整する.

kV-X線画像を撮影し, 位置補正は骨構造を基準とする. 前立腺内に金マーカーや石灰化がある場合は, それらを位置補正に利用する. 直腸ガスがある場合, 肛門からネラトンカテーテルを挿入してガス抜きを行う.

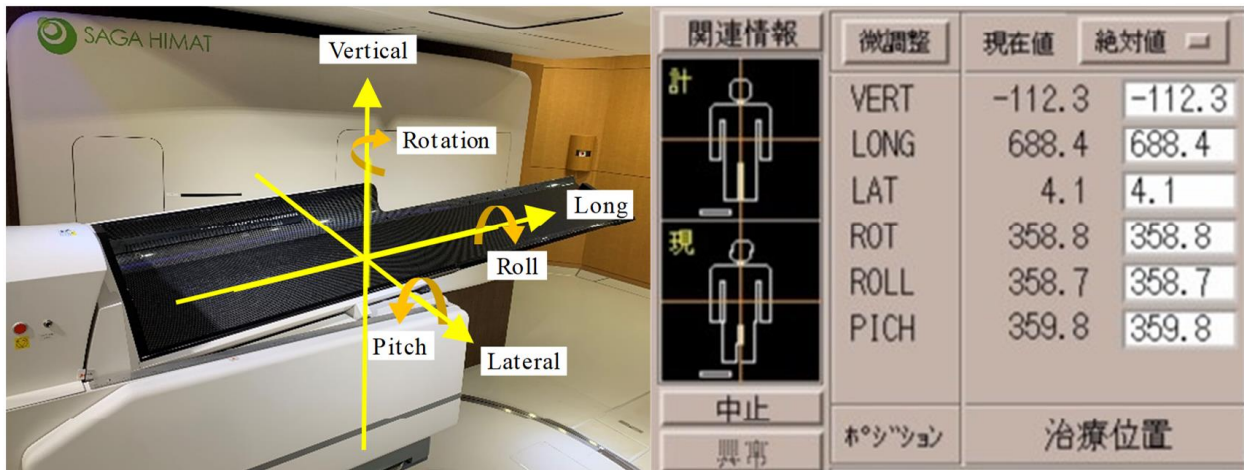


図5 6軸カウチ

左図 治療寝台(カウチ)の外観, 右図 現在のカウチ位置を示すモニタ表示.

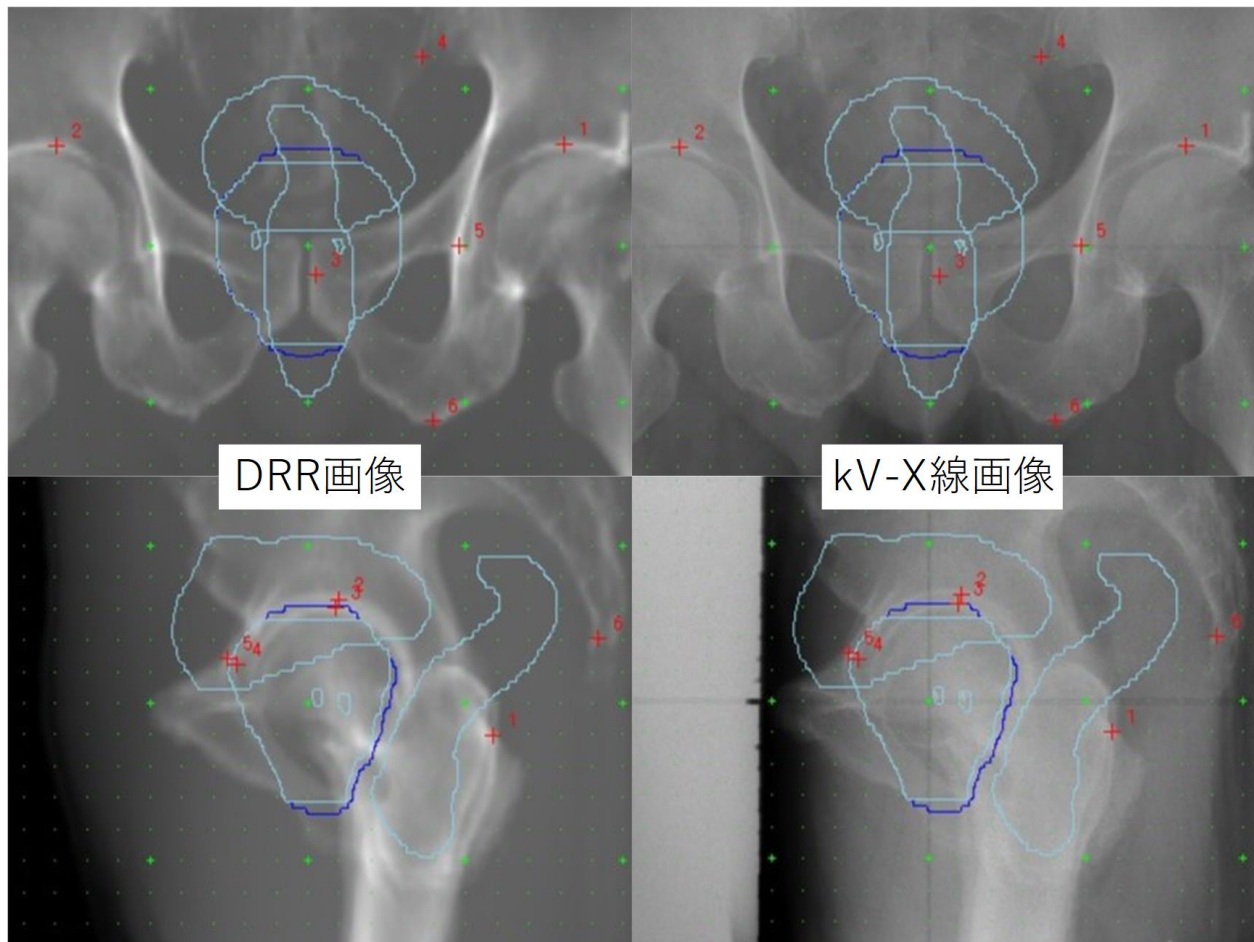


図6 前立腺癌の位置補正後

正側2方向において、kV-X線画像をDRR画像と照合し、任意ポイント(赤十字マーク)の位置ずれを確認する。

**b) 肝細胞癌 (図 7)**

前処置として、13 時までの来院には朝からの絶食、13 時以降の来院には朝 8 時までに軽い朝食を摂るよう指示する。さらに、治療 3 時間前からは絶飲とする。

安静呼吸位で kV-X 線画像を撮影する、位置補正は骨構造を基準とし、肝臓内にコイルやリピオドールなどの塞栓物質がある場合は、それらを位置補正に利用する。結腸の位置や内容物の影響で、肝臓の位置が大きく異なる場合、固定具の再装着を行い、修正を試みる。改善がみられない場合は、時間を置いて再度患者をセットアップする。

**3. 今後の展望**

2017 年に国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 (National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology: QST) で超電導磁石を搭載した回転式ガントリーが導入された<sup>26)</sup>。回転式ガントリーを応用し、kV-X 線装置の搭載および CBCT 撮影が可能となれば、今まで以上に高精度な画像誘導重粒子線治療が実現する<sup>27)</sup>。また、近年、粒子線から発生するガンマ線を観測できる電子飛程型コンプトンカメラが開発された。将来的に、治療中のリアルタイムモニタリングが実現すれば、より信頼性の高い重粒子線治療を提供できる<sup>28)</sup>。

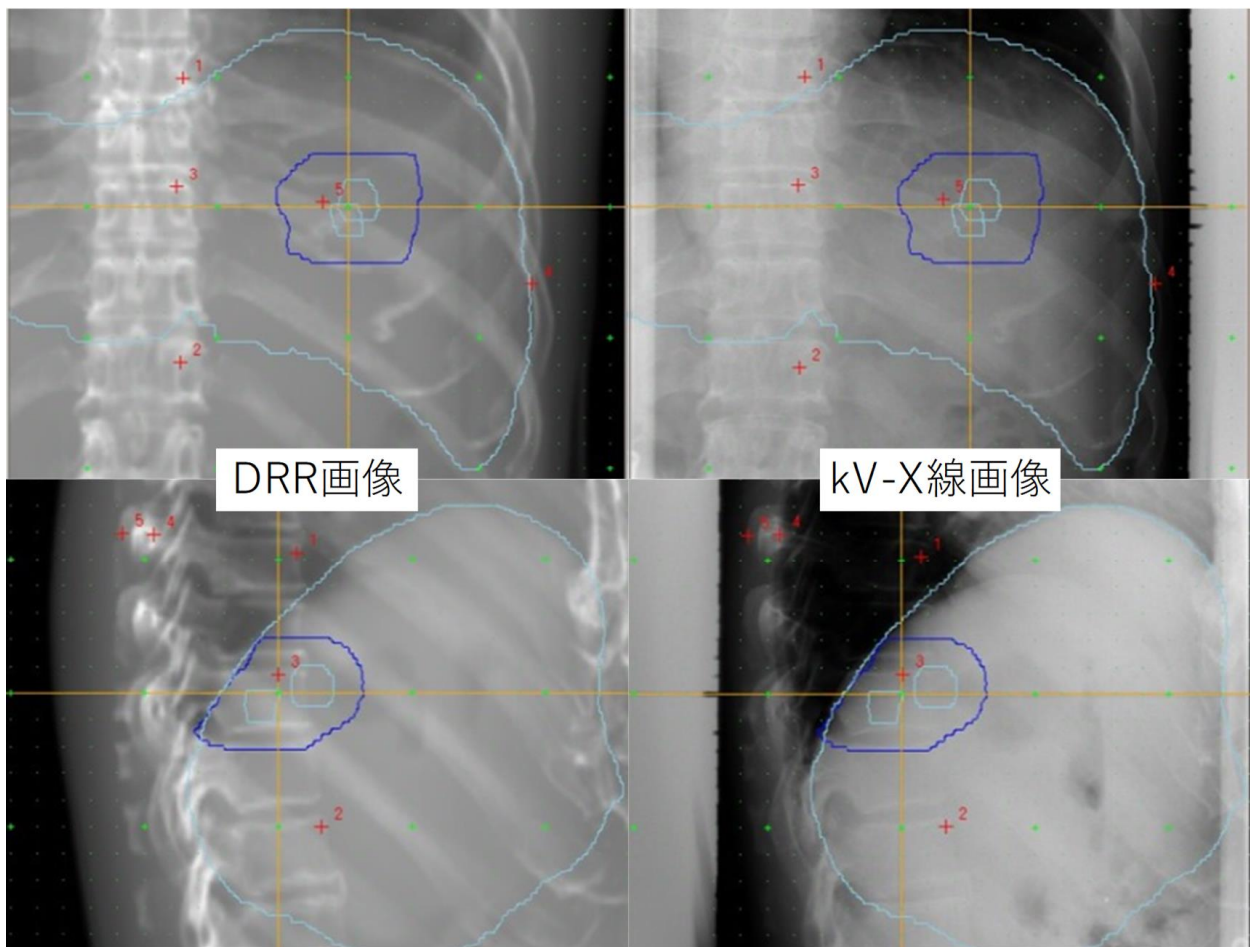


図 7 肝臓癌の位置補正後

正側 2 方向において、kV-X 線画像を DRR 画像と照合し、任意ポイント (赤十字マーク) の位置ずれを確認する。



## VII. おわりに

現在,ほとんどの放射線治療施設で IGRT が実施され,患者のセットアップ精度は向上している. SM および IM の縮小によって,腫瘍への線量増加および正常組織の線量減少が可能となり,治療成績向上や副作用減少などのメリットが得られるようになった<sup>9)</sup>. しかし,臓器や腫瘍の形態変化,ならびに呼吸や蠕動運動などの生理動態に対して,IGRTには限界があり,治療計画通りの放射線治療を提供できない場合がある. IGRT の利点・欠点を理解し,再現しやすい体位での固定具作成や CT シミュレーション時の患者状態の把握,治療計画の適切な修正が必要である.

## 参考文献

- 1) 榮武二, 他:放射線治療基礎知識図解ノート, 131-133. 金原出版株式会社, 東京, 2021.
- 2) 高倉亨, 他:外部放射線治療におけるシステムティックセットアップエラー修正法に関する検討. 日放技学誌, 64(1): 2008.
- 3) van Herk M, et al. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat oncol Biol Phys.* 47(4): 1121-1135, 2000.
- 4) 荒木不次男:医学物理教科書放射線治療物理学, 262-296. 国際文献社, 東京, 2019.
- 5) 正井範尚: The Van Herk Formula その偉大さと使えない理由. 放射線治療かたろう会誌 22: 169-179, 2016.
- 6) Bruno Sorcini, et al: Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform). *Cancer/Radiothérapie.* 10(5): 252-157, 2006.
- 7) Ghaffari H, et al: Fiducial markers in prostate cancer image-guided radiotherapy. *Med J Islam Repub Iran.* 33(15): 2019.
- 8) 武田繁雄, 他:マーカー金球による位置補正を併用した前立腺 3 次元原体外照射療法(3D-CRT)の照射方法と短期安全性. *泌尿器科紀要,* 50(9): 611-616, 2004.
- 9) 大西洋, 他:がん・放射線療法 2010, 498-506. 篠原出版新社, 東京, 2010.
- 10) 公益社団法人 日本放射線腫瘍学会:放射線治療計画ガイドライン 2020 年版, 41-48. 金原出版株式会社, 東京, 2021.
- 11) 公益社団法人 日本放射線腫瘍学会, 他:画像誘導放射線治療の臨床施行のためのガイドライン 2022. 2022.
- 12) 浜幸寛:画像誘導放射線治療 (IGRT) -症例ごとに適した IGRT 手法の選択をめざして. *月刊インナービジョン.* 26(3): 75-77, 2011.
- 13) Jaffray DA, et al: X-ray scatter in megavoltage transmission radiography: physical characteristics and influence on image quality. *Med Phys.* 21(1): 45-60, 1994.
- 14) Hamada K, et al: Examination of a dose evaluation method for floor-mounted kV X-ray image-guided radiation therapy systems. *Radiol Phys Technol.* 13(3): 288-295, 2020.
- 15) Ma J, et al: ExacTrac X-ray 6 degree-of-freedom image-guidance for intracranial non-invasive stereotactic radiotherapy: comparison with kilovoltage cone-beam CT. *Radiother Oncol.* 93(3): 602-608, 2009.
- 16) Graham SA, et al: Compensators for dose and scatter management in cone-beam computed tomography. *Med Phys.* 34(7): 2691-2703, 2007.
- 17) Bouchet LG, et al: Calibration of three-dimensional ultrasound images for image-guided radiation therapy. *Phys Med Biol.* 46(2): 559-577, 2001.
- 18) Tome WA, et al: Commissioning and quality assurance of an optically guided three-dimensional ultrasound target localization system for radiotherapy. *Med Phys.* 29(8): 1781-1788, 2002.
- 19) Freislederer P, et al: Recent advanced in surface guided radiation therapy. *Radiat Oncol.* 15(1): 187, 2020.
- 20) Lau SK, et al: Clinical efficacy and safety of surface imaging guided radiosurgery (SIG-RS) in

- the treatment of benign skull base tumors. *J Neuro-Oncol.* 132(2): 307-312, 2017.
- 21) 公益社団法人 日本放射線腫瘍学会, 他: MR 画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン 2021 年版. 2021.
  - 22) Bryant JM, et al: Stereotactic Magnetic Resonance-Guided Adaptive and Non-Adaptive Radiotherapy on Combination MR-Linear Accelerators: Current Practice and Future Directions. *Cancers (Basel).* 15(7): 2081, 2023.
  - 23) Glide-Hurst CK, et al: Adaptive Radiation Therapy (ART) Strategies and Technical Considerations: A State of the ART Review From NRG Oncology. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 109(4): 1054-1075, 2021.
  - 24) Mori S, et al: Variation in patient position and impact on carbon-ion scanning beam distribution during prostate treatment. *Br J Radiol.* 88(1051): 20140623, 2015.
  - 25) Abe S, et al: Fiducial marker matching versus vertebral body matching: dosimetric impact of patient positioning in carbon ion radiotherapy for primary hepatic cancer. *Phys Med.* 33: 114-120, 2017.
  - 26) 白井敏之: 超電導技術を用いた重粒子線がん治療用回転ガントリー. *Isotope News.* 750: 18-21, 2017.
  - 27) Yang Li, et al: Value of Three-Dimensional Imaging Systems for Image-Guided Carbon Ion Radiotherapy. *Cancers.* 11(3): 297, 2019.
  - 28) 黒澤俊介, 他: 電子飛程型コンプトンカメラを用いた粒子線治療リアルタイムモニタの開発の現状. *Isotope News.* 763: 8-11, 2019.