

## 【放射線治療研究会】

2023 年度放射線治療研究会報告

今回の研究会では「臨床知識の習得」と「DIR の利活用」をテーマにして Hybrid で開催した。参加者は現地 33 名、Web79 名の計 112 名であった。

前半のテーマは臨床知識の習得ということで、徳島市民病院の古谷先生から乳がんの放射線治療の進め方というタイトルでご講演頂いた。乳癌の疫学、乳腺の解剖、乳癌の組織学分類、好発部位。病気分類および、乳癌診療ガイドライン 2022 年度版より、治療方針や放射線治療のエビデンスについてについてご提示頂いた。

放射線治療の実際として、放射線治療計画ガイドラインより CTV や OAR の輪郭、治療計画作成方法について説明頂き、最後に自施設での Surface-IGRT, DIBH について紹介頂いた。また、DIBH 等実施施設によるシンポジウムとしてユーザーの立場から広島がん高精度放射線治療センターの金本先生と高知医療センターの近藤先生から実際のワークフローを中心に注意点やチェックポイントについて詳細にご紹介頂いた。後半の「DIR の利活用」では、徳島大学大学院の

佐々木先生に詳説の解説について、2020 年 12 月に発刊された『詳説 非剛体レジストレーション—放射線治療領域—』について解説いただいた。臨床現場で DIR を利用するケースとして、マルチモダリティレジストレーション、自動輪郭抽出、輪郭プロパゲーション、線量合算の 4 つが考えられる。その 4 つのケースについて注意点を含めて詳細にご説明頂いた。

代表的な DIR ソフトウェアの利用施設によるシンポジウムでは「MIM ユーザー」として徳島県立中央病院の杉本先生、「RayStation ユーザー」として広島大学大学院の河原先生、「Velocity ユーザー」として徳島大学病院の櫻川先生より各施設での取り組みについて具体的かつ分かりやすくご紹介頂いた。また、各ソフトウェアを臨床導入するにあたり、適用する部位および使用するアルゴリズムやパラメータ等によって精度が異なるため、コミッショニング等により十分に検証した上で、臨床使用することの重要性についてご講演頂いた。

本報告書では、夏季学術大会について、そのプログラムを記載し、詳細な内容に関しては抄録を参照していただきたい。

代表世話人 広島がん高精度放射線治療センター 山田 聖

2023 年度 JSRT 中国・四国支部 夏季学術大会 放射線治療研究会

日時：2023 年 7 月 2 日（日）10：00～15：00

開催：Hybrid（現地&Web）開催

テーマ 1：臨床知識の修得（10：00～12：00）	司会：岡山大学病院院	青山英樹
乳がんの放射線治療の進め方	徳島市民病院	古谷 俊介 先生
DIBH 等実施施設によるシンポジウム		
呼吸モニタリング装置	HIPRAC	金本 賢司 先生
光学式位置情報監視装置	高知医療センター	近藤 匡史 先生
テーマ 2：DIR の利活用（13：00～15：00）	司会：広島大学病院	越智悠介
詳説の解説	徳島大学大学院	佐々木幹治 先生
代表的な DIR ソフトウェアの利用施設によるシンポジウム		
MIM	徳島県立中央病院	杉本 渉 先生
RayStation	広島大学大学院	河原 大輔 先生
Velocity	徳島大学病院	櫻川加奈子 先生

放射線治療研究会 座長集約

座長 岡山大学病院 青山英樹

テーマ I : 臨床知識の取得 (10:00~12:00)

乳がんの放射線治療の進め方 徳島市民病院

古谷俊介 先生

DIBH 等実施施設によるシンポジウム

呼吸モニタリング装置

広島がん高精度放射線治療センター

金本賢司 先生

光学式位置情報監視装置

高知医療センター

近藤匡史 先生

今年の放射線治療研究会は、午前“臨床知識の修得”という企画を設けた。

まず、徳島市民病院 放射線科 診療部長の古谷俊介先生に“乳がんの放射線治療の進め方”という題目での講演を依頼し、①乳癌の疫学罹患数・死亡数・発症リスク、②乳腺の解剖、③乳癌の組織学的分類・好発部位・病期分類、④治療方針、⑤乳癌に対する放射線治療のエビデンス、⑥放射線治療の実際という内容で講演頂いた。併せて我々にも関係する多くのガイドライン(乳癌診療ガイドライン 2022 年版, 国立がん研究センターがん情報サービス, 放射線治療計画ガイドライン 2020 年版, NCCN ガイドライン 2023 年版)を丁寧に解説して頂いた。放射線治療における乳がんの割合は、JASTRO 構造調査 2019 において 22.9%と最も多く報告され、罹患年齢は 40 代後半から 70 代前半の年齢層にピーク分布している。個人的には若年や働き盛りの女性にも多い印象を持っているが皆様の施設ではどうだろうか。このような背景の中、参加頂いた会員の皆様の多くが経験している照射技術であり、興味深く聴講されたと想像している。治療方針(外科療法・薬物療法・放射線療法)は確立しており、放射線治療が果たす役割も大きく基本的な内容(従来の方法)から最新のガイドラインを常に把握して診療に取り組むことが必要だと再認識された会員も多いはずである。治療計画に関しては、“腫瘍床は確実に照射する”、“乳房内の線量分布を均等にする”、“正常組織への照射を最低限にする”、“照射野内側は正中を超えない”という原則を掲げられた後、照射野の目安や線量基準点など大切な基本事項や代表的なリスク臓器障害である放射線肺臓炎や心臓線量に関する内容も盛り込んで頂いた。特に放射線肺臓炎は、CLD (central lung distance)  $\leq 3$  cm で治療した場合の肺臓炎は稀であるという古典的指標の紹介や古谷先生がま

とめられた臨床研究では、CLD $>1.8$  cm が肺臓炎のリスク因子となっているとの内容は印象的であった。講演の終盤は、呼吸性移動対策や患者体表面情報取得装置を駆使した乳がん治療を紹介頂き、熱心に診療に取り組まれている様子が伝わり、興味深い時間を過ごすことができた。

次に、DIBH (深吸気息止め照射: Deep Inspiration Breath Hold) 等実施施設によるシンポジウムと題して呼吸性移動対策や患者体表面情報取得装置に関する講演を 2 名に講演頂いた。広島がん高精度放射線治療センターの金本賢司先生には、呼吸モニタリング装置 Abches ET (Apex) を用いた左乳房 DIBH と体幹部息止め症例について、また、高知医療センターの近藤匡史先生には、光学式位置情報監視装置 Catalyst の使用経験を講演頂いた。治療計画 CT や照射の際のワークフローを詳細に解説頂き、また、診療における問題点などを取り上げ、丁寧なスライド資料を基に参加者の興味を引きつける内容であった。加えて、自施設で取得したデータを先行研究と照らし合わせての説明や紹介は、真剣に診療に取り組んでいる様子が伝わってきた。最後に日々の診療でお忙しい中、今回の研究会で講演頂いた 3 名の講師の皆様に感謝申し上げます。

## 臨床技術の習得

### 乳癌の放射線治療の進め方

徳島市民病院 放射線科

古谷俊介

#### 【はじめに】

本講演では乳癌の基礎的な知識と治療方針、放射線治療計画上のポイント、乳癌診療ガイドラインのアップデートされた情報などを中心に報告した。

#### 【疫学】

日本人女性における乳癌の罹患者数は 97,142 人(2019 年)であり、女性の癌の中で最も多く、一生のうちに 9 人に 1 人は乳癌と診断される。乳癌の死亡数は 14,650 人(2021 年)で、日本人女性の第 4 位となっている。日本人女性乳癌の 5 年相対生存率は 92.3% (2009-2011 年診断例)であり、臨床進行度別に限局 99.3%、領域 90%、遠隔 39.3%となっており、早期発見で根治する可能性が高い癌である。JASTRO 構造調査(2019 年)によると日本における放射線治療の新患者数は乳癌 22.9%、肺癌 17.3%、前立腺癌 14.2%と続き、乳癌が最も多い。

乳癌の発生・増殖には、女性ホルモンのエストロゲンへの曝露が深くかかわっており、初経年齢が早い、閉経年齢が遅い、出産歴がない、初産年齢が遅い、授乳歴がないなど、発症のリスクが高くなる。その他、閉経後の肥満、高線量の被曝、乳癌の家族歴など発症のリスク因子となる。乳癌の 5~10%は遺伝性であるといわれており、遺伝性乳癌卵巣癌症候群(HBOC)は癌抑制遺伝子である BRCA1 遺伝子あるいは BRCA2 遺伝子に病的変異を有する。

#### 【解剖】

乳房は乳腺と周囲の脂肪組織から構成され、乳腺は 15~20 の腺葉に分かれる。腺葉は乳管と小葉から構成される。乳癌の多くは乳管から発生し、一部小葉から発生する。領域リンパ節としては腋窩リンパ節(レベル I、II、III)、内胸リンパ節、鎖骨上リンパ節がある。

#### 【組織学的分類】

乳癌取扱規約において乳癌を非浸潤癌、微小浸潤癌、浸潤癌、Paget 病に大別し、非浸潤癌を

乳管癌と小葉癌、浸潤癌を乳管癌と特殊型にそれぞれ分ける。浸潤性乳管癌はさらに腺管形成型、充実型、硬性型、その他の 4 つに分ける。

#### 【病期分類、サブタイプ分類】

乳癌の進行度は原発巣の大きさ(T 因子)、領域リンパ節転移の広がり(N 因子)、遠隔転移の有無(M 因子)により評価され、Stage 0~IV 期に分類される。Stage 0~III A 期を切除可能乳癌、Stage III B、III C 期を局所進行乳癌、IV 期を転移乳癌と定義している。

また乳癌の病理組織検査にてホルモン受容体、HER2、Ki-67 の状態により 5 つのサブタイプに分類され(Luminal A、Luminal B、Luminal HER2、HER2 type、Triple negative)、薬物療法選択の指標になる。

#### 【治療方針】

0 期は手術±放射線療法、I~III A 期は手術±放射線療法+薬物療法、III B、III C 期は薬物療法先行後の手術+放射線療法、IV 期は薬物療法が中心となる。

①乳房全切除か部分切除か

1) 乳房部分切除術の適応:

- ・乳癌を断端陰性で部分切除し、整容性が保てること

- ・温存乳房への放射線療法が可能であること

2) 乳房全切除術の適応:

- ・乳癌病変が広範で乳房部分切除術では整容性が保てない患者

- ・局所再発リスクが高い、局所進行もしくは炎症性乳癌患者

- ・乳房部分切除をした際に放射線療法ができない患者

- ・リスク低減乳房切除術を行う遺伝性乳癌卵巣癌症候群の患者

②乳房手術後に放射線療法が勧められない場合

1) 絶対的禁忌:

- ・妊娠中

- ・放射線療法による二次性悪性腫瘍のリスクが極めて高い遺伝性疾患

## 2) 相対的禁忌：

- ・背臥位にて患側上肢挙上不能
- ・膠原病のうち活動性の強皮症や全身性エリテマトーデス (SLE) を合併
- ・患側乳房、胸壁への放射線療法の既往 (同一部位への再照射)
- ・Li Fraumeni 症候群などの放射線療法による二次性悪性腫瘍のリスクが高い遺伝性疾患

### 【術後照射のエビデンス】

- ①早期乳癌において、乳房全切除術と乳房温存療法 (部分切除+放射線治療) の生存率に差を認めない。
- ②乳房部分切除後に放射線治療を加えると、10年までの乳癌の再発をほぼ半減させ、15年までの乳癌死を約 1/6 減少させる。
- ③非浸潤性乳管癌に関しては部分切除後に放射線治療を加えると、温存乳房内再発を有意に減少させる。
- ④乳房全切除術後の放射線療法 (PMRT) は腋窩リンパ節転移 4 個以上の患者において、局所・領域リンパ節再発を約 1/4~1/3 に低下させ、生存率を改善させる。
- ⑤腫瘍床に対するブースト照射は温存乳房内再発率を低下させ、特に若年者では効果が大きい。しかし、全生存率の改善は認めず、リスクを評価して適応を決定する必要がある。

### 【放射線治療の進め方】

- ①CTV や OAR の輪郭作成について  
CTV：温存乳房全体±所属リンパ節領域  
OAR：肺、心臓、対側乳房、上腕骨頭など  
CTV の輪郭作成は描き手によるバリエーションが大きく、解剖学的な指標や CTV アトラスなどを用いたり、術前の CT や対側の乳腺組織などを参考にする。
- ②治療計画のポイント
  - 1) 腫瘍床は確実に照射する：乳房温存療法における乳房内再発は主に腫瘍床からの再発である。
  - 2) 乳房内の線量分布を均等にする：線量分布の均一性の改善のために、ウェッジフィルターや field-in-field 法を用いる。
  - 3) 正常組織への照射を最低限にする
    - ・放射線肺臓炎に関して：乳房温存療法における放射線肺臓炎は、703 例を対象とした日本の

多施設前向きコホート研究によると、Grade 2 以上の放射線肺臓炎は 1.28% に認められた。照射野に含まれる肺の深さが CT 画像水平断上で 3 cm を超えなければ放射線肺臓炎は稀である。

- ・心臓へのリスクに関して：心臓の平均線量が 1 Gy 増すごとに冠動脈イベントは相対的に 7.4% 増加することが示されている。MLC を用いた心臓遮蔽や深吸気息どめ照射 (DIBH) など心臓への放射線量低減の配慮が必要である。

4) 照射野内側は正中を超えない：対側乳癌発症のリスク、および対側発症した場合の治療に備えて。

### ③寡分割照射について

カナダやイギリスのランダム化比較試験にて通常分割照射 (50Gy/25 回) と寡分割照射 (42.5Gy/16 回や 40Gy/15 回) は治療成績や晩期有害事象は同等であることが示された。日本で行われた JCOG0906 試験においても寡分割照射が安全に行えることが示された。本邦の乳癌診療ガイドライン 2018 年版において寡分割照射の適応条件として、50 歳以上、乳房部分切除術後の pT1-2N0、全身化学療法を行っていない患者を強く推奨し、それ以外の患者を弱く推奨としていたが、2022 年版では上記以外の患者も強く推奨するに変更となった。ただし寡分割照射をする上で線量の均一性や心臓などの正常組織への線量に注意する必要がある。

### 【参考資料】

- 1) 日本乳癌学会 編. 乳癌診療ガイドライン 2022 年版 第 5 版. 金原出版.
- 2) 国立がん研究センターがん情報サービス Web 版.
- 3) 日本乳癌学会 編. 乳癌取扱い規約 第 18 版. 金原出版.
- 4) 日本放射線腫瘍学会 編. 放射線治療計画ガイドライン 2020 年版 第 5 版. 金原出版.
- 5) NCCN ガイドライン 2023 年版 Version 4.

## DIBH 等実施施設によるシンポジウム

呼吸モニタリング装置

広島がん高精度放射線治療センター

金本 賢司

### 【はじめに】

乳がん放射線治療において、深吸気息止め (deep inspiration breath hold: DIBH) 照射は、深吸気息止め時の肺野の拡張を利用し、標的と心臓間のスペースを確保することで心臓線量を低減する目的に利用されている。

呼吸制御手法は、スパイロメーターをベースとした active breath coordinator システムなどで機械的に制御する手法と、患者の自発的な息止めによる手法に大別される。また、呼吸停止位置の指標としては、皮膚マーキングと治療室レーザーを利用する簡便な方法、体表面に設置した各種サロゲートマーカー (指針、赤外線反射マーカーなど)、あるいは光学的に体表面の三次元情報を取得する方法など、多様な選択肢が存在する。

呼吸モニタリング装置は、主にスパイロメーター、体表面センサー、光学式体表面モニタリングが代表的なものとして挙げられる。スパイロメーターは、吸気量を機械的に制御し呼吸を管理する。体表面センサーとして Abches (Apex 社製) は胸腹部の体表面動きを観察することで体内臓器の動きを推測する。また、RPM (Varian 社製) は赤外線カメラと体表面に配置された赤外線反射マーカーを用いて呼吸をモニタリングしている。Catalyst (C-Rad 社製)、AlignRT (Vision RT 社製) や ExacTrac Dynamic (BRAINLAB 社製) は、表面撮像カメラを備えた 3 次元光学追跡装置を使用している。当センターで、呼吸モニタリング装置として AbchesET を用いた左乳房 DIBH 照射について概説する。

### 【AbchesET について】

本体は、スタンド式になっており治療台天板への装着位置の自由度がアーム式よりも高くなっている。2 本のアーム先端部を胸腹部にそれぞれ配置し、体表面のモニタリングを行う。呼吸信号は、液晶パネルの赤・青・黄色の 3 色マーカーで呼吸停止位置を確認でき、患者呼吸のベースラインシフトも容易に補正ができる。ま

た、操作用 PC では呼吸波形として表示し定量化ができる。

AbchesET の利点として以下が挙げられる。

- 本体の設置や操作が容易
- マーカー認識やキャリブレーションが不要
- 呼吸波形データの保存と過去のデータの参照が可能

一方、問題点として以下が挙げられる。

- ガントリと干渉する可能性がある
- 体表面の体動量モニタのため腫瘍位置との相関性の確認が必要

### 【左乳房 DIBH の治療計画フロー】

DIBH の選別基準として、診察時に医師が認知機能、パニック障害、心臓病の既往歴とリスク、心臓の位置や大きさ、息止めの可否等を総合的に判断する。DIBH の必要がある場合は、自由呼吸と DIBH の CT 撮影をし、治療計画立案後に最終決定している。当センターにおける治療計画フローを以下に示す (図 1)。

検査所要時間は約 30 分である。

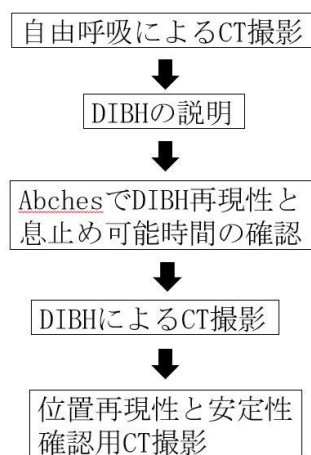


図 1. 左乳房 DIBH の治療計画フロー

- (1) 自由呼吸による CT 撮影  
固定具: WingBoard, KneeFix (CIVCO 社製), E ボード (ESFORM 社製)
- (2) DIBH の説明  
呼吸法は胸式呼吸とし、息の吸い方、吸気

量の統一と深吸気時に身体を反らし背中が浮かないように注意を促す。

(3) AbchesET で DIBH 再現性と息止め停止時間の確認

確認は複数回行い、AbchesET 波形で同位置に停止可能か、また息止め停止可能時間の確認も行う。

(4) DIBH による CT 撮影

CT 原点は、自由呼吸で定義したものをを用いる。AbchesET 波形でスカウト撮影時と同停止位置を確認した後、撮影する。撮影中は、体動に注意し、撮影終了まで AbchesET において息止めの安定性をモニタリングし、自由呼吸 CT 画像に対し DIBH の CT 画像において心臓が離れたことを確認する。

(5) 位置再現性と安定性確認用 CT 撮影

本スキャンに対し、確認用スキャンの撮影範囲は、乳房上縁から上へ 1cm、下縁から下へ 1cm に狭め、線量も約 1/15 に下げて撮影する。メルクマークとして外科用クリップ (Petz) などを基準に位置再現性等の確認を行う。撮影は 3 度行うが、スキャン開始のタイミングは DIBH 後、Abches 波形で呼吸停止を確認したのち 5 秒後、10 秒後、15 秒後に撮影し、DIBH 開始から終了までの位置再現性+安定性が 5mm 以下であることを確認し検査終了とする。

【左乳房 DIBH の照射フロー】

当センターにおける照射フローを以下に示す (図 2)。

治療所要時間は初回治療が約 30 分、2 回目以降が約 15 分である。

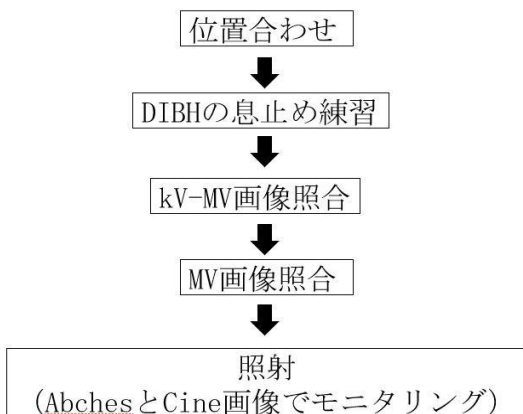


図 2. 左乳房 DIBH の照射

位置合わせ

自由呼吸にてレーザーセットアップした後、アイソセンタへ移動させる。DIBH した際に照射野内側縁が正中を越えないことを確認する。

(1) DIBH の息止め練習

AbchesET 波形と光照射野で DIBH の位置再現性の確認を複数回行う。

(2) kV-MV 画像照合

MV は Open Port で撮影することで画像照合だけでなく、横隔膜にて計画 CT 時との吸気量評価を簡易的に行う。吸気量が少なく、心臓が照射野内に入り込む場合は、吸気量増加の指導をする。

(3) MV 画像照合

確認用で撮影を行う。確認する点として DIBH の位置再現性と心臓位置である。

(4) 照射

AbchesET 波形で画像照合時と同停止位置であることを確認し、照射直後は Cine 画像と計画 CT 再構成画像 DRR を比較して、DIBH の位置再現性とその後の安定性確認を行う。照射中は、AbchesET と Cine 画像によりモニタリングを行う (図 3)。

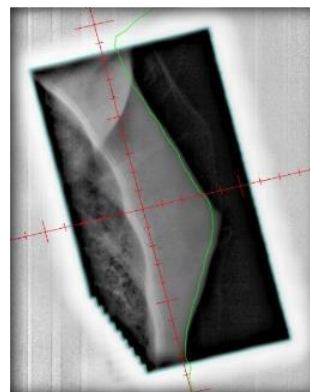


図 3. AbchesET と Cine 画像によるモニタリング

### 【Cine 画像における視覚的評価点について】

DIBH における位置再現性について LR, CC, AP 方向で同程度<sup>1)</sup>であり、照射中に最も位置変動する方向は、AP 方向<sup>2)</sup> という報告がある。これらことから Cine 画像においてアイソセンタ面での AP 方向の胸壁位置再現性と安定性を評価し、さらに心臓が照射野内に入り込んでいないか確認をしているが、視覚評価点について各施設で技師間の統一が必要である。

### 【おわりに】

AbchesET は体表面センサーであるが、乳房との相関性を治療計画時や画像照合時に確認し、照射中は Cine 画像と組み合わせモニタリングすることで、より安全な治療が可能となる。

### 【参考文献】

- 1) Hamming VC, Visser C, Batin E, et al. Evaluation of a 3D surface imaging system for deep inspiration breath-hold patient positioning and intra-fraction monitoring. *Radiat Oncol.* 2019;14(1):125
- 2) Xiao A, Crosby J, Malin M, et al. Single-institution report of setup margins of voluntary deep-inspiration breath-hold (DIBH) whole breast radiotherapy implemented with real-time surface imaging. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(4):205-213.



## DIBH 等実施施設によるシンポジウム

光学式位置監視装置

高知県・高知市病院企業団立 高知医療センター 近藤 匡史

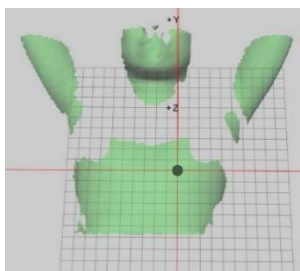
### 1. Catalyst について

当院は 2017 年末より VersaHD(Elekta 社製)を導入し、これまで Catalyst を臨床使用してきた。Catalyst は、患者体表面に投影された可視光を利用して SGRT を行うシステムである。当院に設置されている Catalyst では、天井にプロジェクターと CCD カメラを搭載した 1 台のスキヤナ(図 1)で構成されている。プロジェクターから可視光を患者体表面へ照射し、これを CCD カメラで計測・解析して体表情報(図 2)を取得する。

機能として、三次元の体表面ガイドによる患者ポジショニング・治療中のリアルタイムのモニタリング・呼吸信号を用いたゲーティングが利用できる。



(図 1) Catalyst スキヤナ



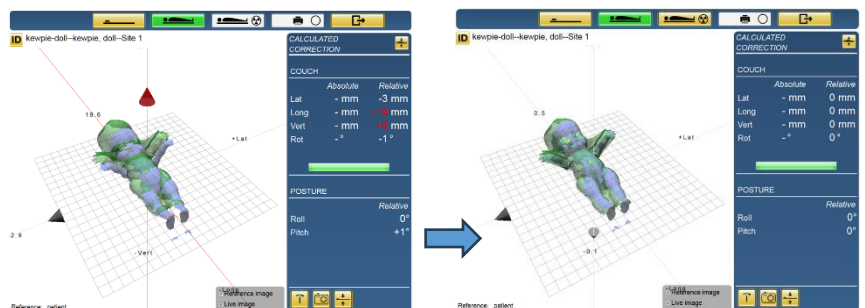
(図 2) Catalyst 体表面画像

Catalyst を用いたポジショニングでは、患者を動かすことで体位を合わせこむ、非剛体位置合わせ (Non-Rigid Registration) を採用している。SGRT による照合範囲は最大 130 cm と広範囲の位置合わせが可能である。

リファレンスに対して位置が高くズレている部分は赤色(当日ポジショニングの位置が高い)、低くズレている部分は黄色が患者体表面に投影(Interactive Visual Guide\_図 3)される。この表示を確認しながら、体位補正と体表情報から算出されるアイソセンタ位置と PLAN アイソセンタ位置のズレを修正(図 4)することで治療位置へのポジショニングが完了する。一般的に、患者セットアップが容易な寝台の高さにおいて、体表面表示情報を基にした体位補正と算出されたアイソセンタ位置のズレ値を基にした回転方向の体位補正のアプローチを相補的に実施されている。その結果、体表面の位置ズレ表示がなく、算出された回転方向のアイソセンタ位置のズレ値が 0 の状態となる。最終的には、患者セットアップが容易な寝台の高さから並進方向のズレを寝台補正することで、より正確なポジショニングを可能とする。



(図 3) Interactive Visual Guide



(図 4) アイソセンタ位置のズレの修正画面

Catalyst を用いたモニタリングでは、照射中の動きの監視をリアルタイムで行っている。体表から計算されるアイソセンタ位置(図 5)や、部分的な局所位置(図 6)の監視を行っている。くしゃみ等の突発的な大きな動きや、監視モニタ

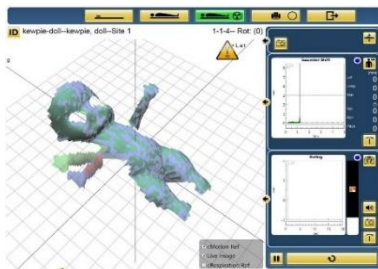


越しの目視確認では見逃してしまうような小さくゆっくりとした動きの双方を確認することができる。

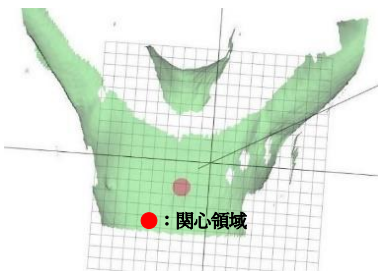
Catalyst を用いたゲーティング機能では、患者へ器具の取り付けを行うことなく呼吸波形を取得することが可能である。関心領域は任意の場所に設置できる(図 7)為、確認したい箇所呼吸状態を把握することが可能である。また、取得した波形を基に、呼吸同期照射や、息止め照射が実施できる機能を有している。



(図 5) アイソセンタの位置ズレ



(図 6) 局所位置ズレの表示



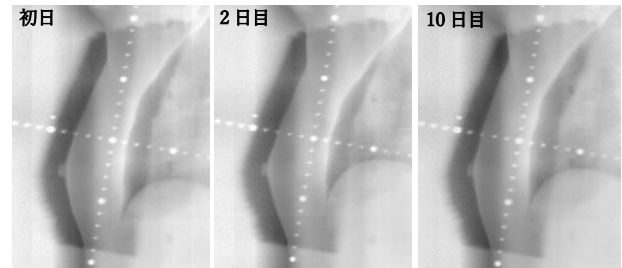
(図 7) 呼吸波形取得の設定画面

## 2. 当院の Catalyst 臨床使用について

Catalyst を使用したポジショニングについては、Malin Kügele<sup>1)</sup>らの報告などで有用性が示されている。当院では主に、乳癌術後の接線照射(2.5Gy-17Fr)と PMRT 症例(2Gy-25Fr\_VMAT)で、Catalyst を利用したポジショニングに使用し

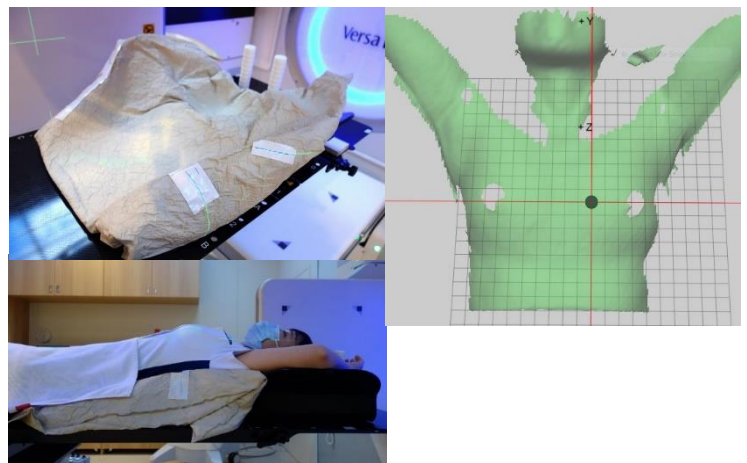
ている。

接線照射の場合は、照射初日・2回目・10回目にリニアックグラフィ(以下 LG)を撮影(図 8)し、Catalyst の位置精度確認を実施してい



(図 8) LG 比較 \_ Catalyst セットアップの再現性確認例

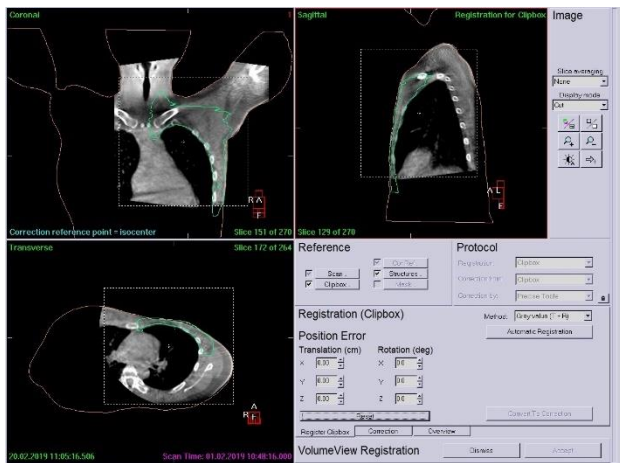
PMRT 症例では鎖骨部分の確認を行いたいが、当院の Catalyst はカメラが 1 台仕様の為、図 2 のように鎖骨周囲は画像が欠損してしまう。これを解消する為に、Vac-Lok を使用し上体を起こすことで鎖骨部の確認ができるように工夫した(図 9)。



(図 9) Vac-Lok 使用によるポジショニングの工夫

Catalyst のポジショニング精度の確認は、週に 1 度 CBCT との比較を行っている(図 10)。

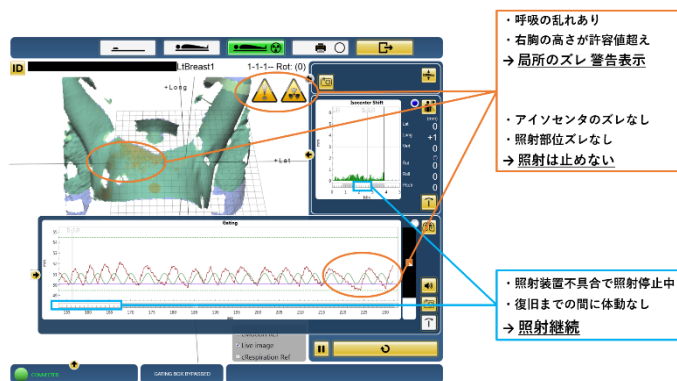
Catalyst を使用したポジショニングは、体全体を含めた広い範囲を合わせこむことができる。その結果、図 10 に示すように CBCT では確認できない部位を含め、精度の高い位置合わせが可能である。



(図 10) PMRT 症例\_照射 15 回目\_CBCT での位置確認

Catalyst は体表データを基に位置合わせを実施するため、正確な体表情報の取得が必要になるなど注意点はありますが、高い精度と再現性の良い患者ポジショニングが可能である。

また、照射中のモニタリング機能はリアルタイムの患者体動を監視できる(図 11)ため、照射時間が長くなってしまいう VMAT 症例や、照射中断などで患者の目視監視が不十分になってしまう場合でも安心して実施できる。



(図 11) 照射中モニタリング例

## 参考文献

- 1) Kügele M, Mannerberg A, Nørring Bekke S, et al. Surface guided radiotherapy (SGRT) improves breast cancer patient setup accuracy. J Appl Clin Med Phys. 2019;20(9):61-68.

## 放射線治療研究会 座長集約

座長 広島大学病院 越智悠介

テーマⅡ：DIR の利活用 (13:00~15:00)

詳説の解説	徳島大学大学院	佐々木幹治 先生
代表的な DIR ソフトウェアの利用施設によるシンポジウム		
MIM	徳島県立中央病院	杉本 渉 先生
RayStation	広島大学大学院	河原大輔 先生
Velocity	徳島大学病院	櫻川加奈子先生

Deformable Image Registration (DIR)の利活用について、佐々木先生にはDIRの概要について解説いただき、3名の先生には自施設のDIRソフトウェアの運用や活用方法などについて紹介いただいた。

佐々木先生にはDIRの主な4つの利用方法とその注意点などについて解説いただいた。マルチモダリティレジストレーションでは、モダリティ間でのDIR精度と注意点に解説いただいた。CT-MR間では同一モダリティ間と比べ精度は劣るが対象部位やアルゴリズムによっては良好な一致を示し、CT-PET間ではPET/CTのPET画像とCT画像のFusion精度がDIRの結果に影響を与えることに注意が必要であった。自動輪郭抽出および輪郭プロパゲーションでは、部位ごとの輪郭作成精度と注意点について解説いただいた。輪郭作成精度は参照するアトラスやモーションアーチファクト、コントラストが低い軟部組織などの影響を受けるとのことであった。線量合算は再照射などの治療計画を行う上で重要な役割を果たすが、線量が急峻な領域はDIR精度の影響を受けやすいため注意が必要である。DIR精度評価では、視覚評価や輪郭情報による評価、解剖学的指標による評価方法について注意点を含め解説いただいた。輪郭情報による定量的な精度評価では、輪郭の大きさによって実際のDIR精度と定量値に相違が生じる可能性があることを認識しておく。

杉本先生にはMIM (MIM Software 社製) について講演いただいた。MIMはワークフローを組んでおくことで自動化でき、効率的な運用を実現できる特徴があるとのことであった。施設運用ではマルチモダリティレジストレーションなどの利用に加え、フォローアップ時のCTに線量分布をDIRし有害事象の評価にも利用されていた。また、医師が行ったDIRに対し放射線技

師がチェックリストを使用し確認する運用をされていた。注意点として、MIMで作成したROIはTPSに転送後のROIの確認も重要であると解説いただいた。

河原先生にはRayStation (RaySearch Laboratories 社製) におけるDIRアルゴリズム、精度評価、臨床での活用例と研究ベースでの活用例について講演いただいた。臨床では、プロパゲーションやCT-MR間のDIR、initial planとboost planの線量合算、CBCT画像を利用した日々の線量トラッキング、4D画像における線量評価に活用でき、CT-MR間のDIR精度は高いとの事であった。研究においては、乳房や前立腺におけるセットアップエラーやorganモーションを考慮した線量評価、さらにそれらを考慮した線量最適 (Robust Optimazation) 機能について解説いただいた。RayStationは治療計画装置を兼ねているため、DIRを利用した最適化計算が可能との事であった。

櫻川先生にはVelocity (Varian 社製) の主な機能、それらを用いた外部照射やRALSの運用について講演いただいた。外部照射においては、アトラスベースセグメンテーションによる自動輪郭抽出、再計画時のプロパゲーション、マルチモダリティレジストレーションや線量合算について講演いただいた。DIR精度は被変形画像の解像度、アーチファクトなどの影響を受けるためDIR後はVector viewを用いて視覚的な評価も行うことが重要であると述べられた。また、DIR使用時は医師と目的を明確にすること、不確かさを含んでいることを理解しておくことが重要であると述べられた。

以上、DIR技術はこれまで手作業で行ってきたことなどを効率的に行うことを可能にするが、いくつかの注意点に留意して使用する必要があると改めて認識できた。

## 1. はじめに

放射線治療における画像データを効率的に利用するため、非剛体レジストレーション (Deformable Image Registration: DIR) 機能を有する放射線治療計画支援装置の利用が急速に広まった。

これらの状況を鑑み、国内においては、「放射線治療における非剛体画像レジストレーション利用のためのガイドライン 2018 年版」が公開された。その後、2020 年 12 月には、臨床現場で使用する場合の技術的・臨床的問題の注意点や疑問点の解決の一助として、『詳説 非剛体レジストレーション—放射線治療領域—』が発刊された。本稿では、『詳説 非剛体レジストレーション—放射線治療領域—』について解説する。

## 2. DIR の利活用 (注意点を含めて)

臨床現場で DIR を多く使うケースとしては、マルチモダリティレジストレーション、自動輪郭抽出、輪郭プロパゲーション、線量合算の 4 つが考えられる (Figure 1)。

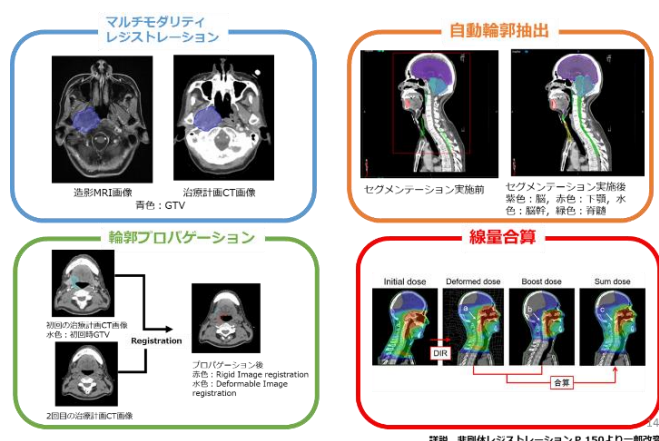


Figure 1 臨床現場で DIR を使用するケース

骨盤領域における CT-CT 間 DIR は、セグメンテーション、再照射時や適応放射線治療におけるプロパゲーションや線量合算評価に利用される。DIR を利用する際の注意点は、使用する DIR

アルゴリズムや体内臓器変化の大小によって DIR 精度が大きく変化する点である。直腸や膀胱のような解剖学的変化が大きい臓器や直腸ガスの有無により画像強度ベース DIR ではダイス係数が 0.8 を下回る場合がある。線量合算評価時のように被変形画像と目標画像に輪郭がある場合には、輪郭ベース DIR やハイブリッド DIR を用いることでダイス係数を 0.9 以上に向上させることができるため有用である。CT と MR 間の DIR では、同一モダリティ間の DIR と比較して、その DIR 精度が低下する可能性が報告されている<sup>1)</sup>。

自動輪郭抽出とは、対象となる領域を自動的に抽出することである。放射線治療で用いられる自動輪郭の抽出対象は、臨床標的体積 (CTV) とリスク臓器 (OAR) である。自動輪郭抽出の方法には、セグメンテーションとプロパゲーションの 2 種類があり、用途に応じて使い分けられる。多くの商用ベースの DIR ソフトウェアでは、自動輪郭抽出としてセグメンテーションが利用されている。セグメンテーションは、異なる患者データに基づき、自動で輪郭抽出する方法である。セグメンテーションの中でも、よく使用されている方法が、アトラスベースセグメンテーションである。アトラスセグメンテーションでは、事前に登録されたアトラス (画像データと輪郭データのセット) と輪郭抽出を行いたい画像との類似度に基づいて、画像間で DIR を行い、自動的に輪郭を抽出する手法である。自動輪郭抽出を用いた臨床評価では、頭頸部、乳腺、胸部、女性骨盤など様々な部位で利用され、輪郭作成に要する時間が 28~50% 低減されたと報告されている<sup>2-5)</sup>。

プロパゲーションは、同一患者の同一又は異なる種類のモダリティデータに基づき、自動で輪郭抽出する方法である。臨床現場では、初回 CT の輪郭を変更 CT 上へ輪郭を変形させる際に用いられる。

線量合算時には、画像を変形させる際に算出される変形ベクトル場 (Displacement Vector Field: DVF) を利用して、被変形画像上の線量

分布を変形し、目標画像上にその変形された線量分布を移行される。線量合算時には、輪郭プロパゲーションや自動輪郭抽出と異なり、修正が不可能である。したがって、以下の点に注意して利用する必要がある。DIR の精度評価を行ったいくつかの多施設研究では、DIR の不確かさはモダリティや部位にも依存するが、平均で 1 から 7 mm 程度であったと報告されている<sup>6)</sup>。また、使用する DIR アルゴリズムによっては、合算線量分布が変化すると報告されている。

線量分布が均一な領域では、多少の DIR の不確かさは線量分布に大きな影響を及ぼさないが、線量分布の勾配が大きい領域では、僅かな DIR の不確かさが大きな線量誤差に繋がるため注意が必要である。ここで、重要な点は、線量勾配に DIR の不確かさを掛け算することで、おおよその線量誤差を見積もっておくことである。

### 3. まとめ

本稿では、DIR の利活用方法として DIR の精度やプロパゲーションの妥当性そして、線量分布合算の注意点を含めて解説した。DIR の利活用方法次第では、放射線治療を効率的に実施する上での武器となる可能性がある。

### 参考文献

- 1) Wu RY, Liu AY, Yang J, et al. Evaluation of the accuracy of deformable image registration on MRI with a physical phantom. J Appl Clin Med Phys. 2020;21(1):166-173.
- 2) Chao KS, Bhide S, Chen H, et al. Reduce in variation and improve efficiency of target volume delineation by a computer-assisted system using a deformable image registration approach. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2007;68(5):1512-21.
- 3) Reed VK, Woodward WA, Zhang L, et al. Automatic segmentation of whole breast using atlas approach and deformable image registration. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2009; 73(5): 1493-1500.
- 4) Lustberg T, van Soest J, Gooding M,

et al. Clinical evaluation of atlas and deep learning based automatic contouring for lung cancer. Radiother Oncol. 2018 ;126(2):312-317.

- 5) Young AV, Wortham A, Wernick I, et al. Atlas-based segmentation improves consistency and decreases time required for contouring postoperative endometrial cancer nodal volumes. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2011;79(3):943-7.
- 6) 詳説 非剛体レジストレーション-放射線治療領域- P.184
- 7) 詳説 非剛体レジストレーション-放射線治療領域- P.180



## 代表的な DIR ソフトウェアの利用施設によるシンポジウム

MIM

徳島県立中央病院

杉本 渉

近年、非剛体レジストレーション（以下 DIR: Deformable Image Registration）の機能を備えたソフトウェアが普及し、放射線治療の臨床現場においても利用されている。本シンポジウムでは、MIM ソフトウェア社が提供する放射線治療計画・診断支援ソフトウェアである MIM Maestro（以下 MIM）について当院の臨床例を交えながら述べる。

MIM の機能の一つとしてマルチモダリティフュージョンが挙げられる。PET-CT や MRI 画像を利用することにより、ターゲット輪郭およびリスク臓器輪郭描出の精度向上が図られる。SPECT 等の機能画像を利用することにより Variable な領域評価が可能となる。これらの情報を放射線治療計画立案時にビーム配置の参考とすることで、Variable な正常組織の温存を図ることが可能となる。その結果、有害事象の低減を図り、より安全な放射線治療計画を立案する事に繋がる。ひいては、患者 QOL を向上させることに寄与すると考えている。

MIM は輪郭描画についての補助ツールを備えており、本シンポジウムでは当院で利用頻度の高い PET-Edge および CoPilot 機能について述べる。PET-Edge は SUV の閾値を利用して自動で輪郭を抽出する機能であり、Transversal, Sagittal, Coronal の 3 軸で同時に描画される。CoPilot 機能は、あるスライスに描画した輪郭情報を利用して別スライスに輪郭候補を自動生成する機能である。これらの機能を利用することによりターゲットおよびリスク臓器の描出に要する時間を短縮することが可能である。

また、MIM の DIR 機能を利用することで放射線治療期間中の再計画の必要性を評価することが可能である。治療期間中に血腫が消失した頭部血管肉腫の症例において、治療時の CBCT 画像に対して初期治療計画 CT を DIR 処理することで線量分布を変形させ、線量分布の変化の影響を報告した。また、消失した血腫を輪郭描出し、空気の CT 値で上書きして治療計画装置で再計算を実施した。両者を比較した結果、固定具部

分で線量分布の変化を認めたが、その他の部分においては概ね一致を認めた。

再計画を実施した場合には、初期治療計画線量分布と再計画線量分布の合算評価を実施する必要がある。再計画 CT に対して初期治療計画 CT を DIR 処理し、変形情報を利用して線量分布を変形し、合算線量分布を得る。得られた線量分布を評価する際には、レジストレーション時の不確かさを含んでいることを念頭に置かなければならない。当院ではリスク臓器に対して過大に線量を見積もることで、想定以上の線量がリスク臓器に対して照射されることがないように安全面に配慮を行っている。

さらに、放射線治療終了後のフォロー時の有害事象と線量分布の関係を評価する際にも MIM を利用している。フォロー CT に対して治療計画 CT を DIR することにより、フォロー CT 上に線量分布を表示することで、有害事象の範囲と投与された線量範囲の関係性を視覚化することで診療の参考にしている。

再照射の症例に対しては、前回治療計画 CT と現治療計画 CT 間で DIR を行い、前回線量分布を現治療経過 CT に表示させる。表示された等線量曲線を輪郭化することにより、治療計画立案の参考とする。得られた DIR の結果は、セットアップや線量計算を含め前回治療が高精度で行われたことが前提の結果である。したがって、日々の治療精度の向上に努めることが重要と考える。

MIM の特徴の一つとして、ワークフローのプリセットが挙げられる。一般的にはプロセスを 1 つずつ実行していく必要があるが、MIM は複数プロセスをプリセット化することが可能である。これにより、操作ワークフローの時間が大幅に短縮される。また、ワークフローをユーザーで作成できることもあり、MIM は発展性の高いソフトウェアであるといえる。

当院で MIM を利用する際にチェックすることを挙げる。まず、使用する画像の種類や検査日が正しいかどうかである。同一モダリティにおいても複数検査が存在する場合もあるため、DIR



に利用する検査の事前確認は必須であると考え  
る。次に、DIR ソフトウェアを利用する目的を  
明確化することである。焦点をはっきりさせて  
おくことにより、DIR により得られた結果を適  
切に評価することが可能となる。得られた結果  
が適切であるかどうかを評価することは最も重  
要なプロセスの一つである。ヤコビヤンやベク  
トル回転の度合いを利用し、変形が大きく生じ  
た部分について特に注視する。結果はスライス  
バイスライスで必ず確認し、得られた結果を過  
信しないようにすることが重要であると考え  
る。

MIM から治療計画装置 (Eclipse) に輪郭を転  
送する際に、MIM 上で表示される輪郭と Eclipse  
上で表示される輪郭が異なることがある。これ  
は、輪郭点の扱いが各ソフトウェアで異なるこ  
とに起因すると考えられ、定位照射など小さい  
ターゲットを扱う治療の場合に特に注意が必要  
である。

MIM は放射線治療開始からフォローに至るまで、  
長期間放射線治療を支援してくれるソフトウェ  
アであるといえる。

## 代表的な DIR ソフトウェアの利用施設によるシンポジウム

RayStation

広島大学大学院

河原大輔

### I. はじめに

DIR (Deformable Image Registration) では、被変形画像の各画素 (グリッド) ごとに目標画像の画素 (グリッド) 位置へ移動させる変形ベクトルを作成し、被変形画像を目標画像に一致するように変形させる。RayStation ではアルゴリズム、設定も複数あり、DIR を活用した様々な機能もある。本稿では当院が RayStation 導入に際して検討したこと、臨床や研究へ活用している事例について紹介する。

### II. RayStation の DIR アルゴリズム

RayStation の DIR アルゴリズムは Hybrid Deformable Registration でアルゴリズム名 ANACONDA (ANatomically CONstrained Deformation Algorithm)、Biochemical model based Registration でアルゴリズム名 MORFEUS の 2 種類がある。ANACONDA ではグリッドベースの B-spline 法を用いており、さらに画像強度情報と輪郭情報を組み合わせることで精度向上を図った手法である。MORFEUS では弾性力学や流体力学方程式に基づく有限要素解析である。アルゴリズム間の精度の違いについては Zhang らが報告しており、頭頸部の腫瘍、正常臓器の輪郭作成精度で ANACONDA の方が MORFEUS より精度が向上していることが示されている<sup>1)</sup>。

### III. DIR の精度評価

ANACONDA では DIR プロセス上のレジストレーション指標として相互情報量、相関係数の 2 種類が設定可能であり、さらに初期グリッドサイ

ズも設定可能である。DIR の精度に関して図 1 に示す金マーカーが挿入された動物ファントムで検証を行った<sup>2)</sup>。

変形後の金マーカーの重心位置変動差の結果を表 1 に示す。Similarity measure について 2 種類 (MI ; 相互情報量、CC ; 相関係数)、グリッドサイズについて 2 種類 (2.5mm, 1mm) で検討を行った。グリッドサイズが小さいほど位置変動差は小さい傾向を示し、相互情報量を使用した方が精度は高い傾向を示した。本検証は人体ではないため、人体に近い検証を行い施設ごとに許容可能な条件設定することを推奨する。

表 1 金マーカー位置変動差による DIR 精度評価

	mm			
	CC_G2.5	MI_G2.5	CC_G1.0	MI_G1.0
Marker1	1.1	3.0	0.4	0.9
Marker2	2.3	0.9	0.6	0.2
Marker3	2.4	1.6	2.9	0.6
Marker4	5.2	0.4	3.4	0.4
Marker5	9.0	5.9	8.2	0.0
Marker6	7.9	4.1	9.1	0.4
Marker7	13.2	7.3	13.2	4.0
Marker8	8.4	9.7	5.6	6.2
Average	6.2	4.1	5.4	1.6

### IV. 臨床への活用

臨床における RayStation の DIR の活用は大きく分けて下記の 4 つである。

- ①画像変形、輪郭 (Structure) mapping : 治療前 CT 画像を治療中に撮影された CT 画像へ DIR を行い、変形させたマップを使用して輪郭を移しこむ
- ②線量変形、合算線量 : 線量計算されたそれ

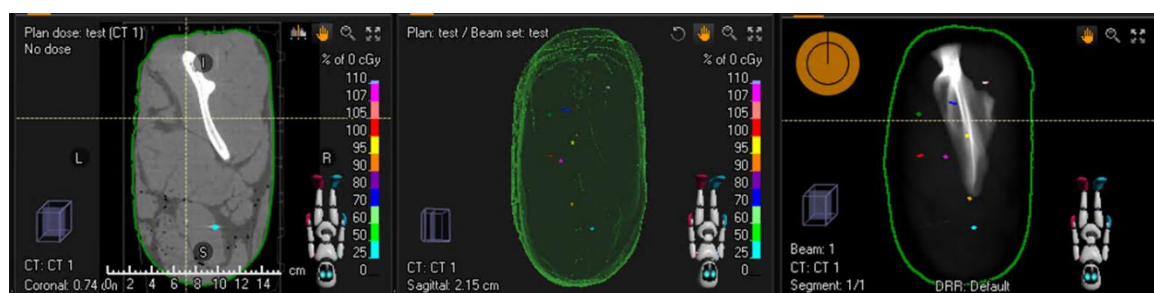


図 1 金マーカー挿入された動物ファントム

それぞれ異なるアライメント、臓器移動がある画像に対して DIR を行い、1 つの画像位置に合うように変形させることで変形マップを作成し、これを使用して線量分布も変形を行い、線量合算を行う

③日々の線量 Tracking: 日々撮影された画像、例えば Cone Beam CT (CBCT) などに対して治療計画 CT 画像に対して線量計算を行い、変形マップに合わせて線量分布も変形させ線量合算

④4DCT 線量評価: 各フェーズで計算した画像に対して線量計算を行い、評価対象フェーズ画像 (例. 50%呼吸相) に DIR を行い、変形マップを使用して線量分布も変形し線量合算

以上、DIR を活用臨床へ活用することで迅速な治療計画変更、適応放射線治療の導入が目指せる。各施設の治療計画フローを整理し活用法について検討すべきである。

## V. QA, 研究への活用

現在臨床では活用されていないが研究レベルで活用されている DIR 機能として Simulated organ motion (SOM)、Robust optimization がある。SOM では仮想的に ROI を非線形に変形させ、それに追従するように画像変形を行う。これによって臓器の位置変動を仮想的に起こすことが可能であり、線量評価を行うことでこれまで評価が難しかった呼吸性移動や生理的な臓器の位置変動による線量評価が可能になる。講演では仮想 4DCT による食道癌線量堅牢性評価について解説した。さらに Robust optimization では臓器やセットアップエラーにおける影響を考慮した線量最適化が可能である。これにより、これまで位置変動について評価のみ行われてきたが、今後はこの影響を考慮した線量最適化が行えるため位置変動による線量差も大きく低減することが期待できる。

## VI. 総括

RayStation における DIR の活用について、パラメータの違い、精度検証、臨床及び研究への活用を紹介した。DIR の精度に関しては対象も異なることから各施設で評価を行い、精度について把握した上で使用するべきである。臨床への活用の幅は非常に広いため、治療計画の負担

軽減、さらに今後適応放射線治療を導入する場合には活躍が期待される。また、DIR 機能を活用することで従来評価が難しかった臓器位置変動に対して評価及び線量最適化を行うことができるため、線量堅牢性の高い治療計画立案に大きく貢献する。本講演が DIR 導入にあたり参考になれば幸いである。

## 参考文献

1. Zhang L, et al. J Appl Clin Med Phys. 2018 Jul;19(4):185-194.
2. <https://wiki.cancerimagingarchive.net/pages/viewpage.action?pageId=3722470>

## 代表的な DIR ソフトウェアの利用施設によるシンポジウム

Velocity

徳島大学病院

櫻川加奈子

### 1. 徳島大学病院について

徳島大学病院は病床数 692 床の特定機能病院である。放射線治療部門では、2022 年に外来患者 477 人、入院患者 415 人の治療を行っており、使用している放射線治療装置は Varian 社製 TrueBeam, Novalis Tx, Accuray 社製 Radixact, Nucletron 社製マイクロセレクトロン HDR である。放射線治療計画システム (Treatment Planning System: TPS) は Varian 社製 Eclipse, Accuray 社製 Precision, BrainLAB 社製 iPlan を使用し、治療計画支援システムとして Varian 社製 Velocity を使用し、自動輪郭抽出や線量合算などを行っている。

### 2. 当院の Velocity 運用について

#### 2-1 自動輪郭抽出 (セグメンテーション)

当院では頭頸部 IMRT の初回計画時に、自動輪郭抽出 (セグメンテーション) を使用している。Velocity では輪郭の自動抽出を行う際に、対象症例に適したアトラスセット (CT と輪郭情報) が自動的に選択される。当院においては、頭頸部領域では業者から納入時に提供されたアトラスセットである「Head and Neck Atlas Set」を使用している。このアトラスセットは 11 名のアトラスデータを含んでおり、その中より自動的に最適な RT SS データが選択され輪郭の自動抽出が行われる。作成される輪郭はリスク臓器と予防領域であり、予防領域は頸部リンパ節のレベル分類となっている。

自動輪郭抽出時間は 4 分弱で完了し、各輪郭を医師が手動で修正したうえで計画に使用する。

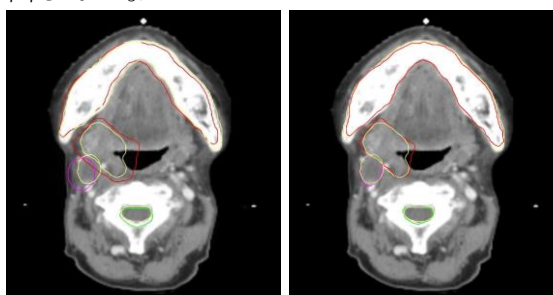
#### 2-2 再計画時の輪郭プロパゲーション

当院では頭頸部 IMRT の再計画時に輪郭のプロパゲーションを行っている。

手順として、まず再計画 CT と変更前の計画 CT に対して適切な範囲の ROI を設定し Rigid Image Registration (RIR) を行う。次に Deformable Image Registration (DIR) を行う。DIR を実施する際にも ROI を設定するが、ROI が大きすぎると精度が下がるため、

必要な範囲を選択する。RIR でもプロパゲーションは可能であるが、DIR を使用することでプロパゲーションの精度が向上する (Figure 1)。

再計画時のプロパゲーションでは OAR, GTV, CTV の輪郭抽出を実施する。PRV や PTV は OAR, GTV, CTV を医師が修正した輪郭にマージを加えて作成するため、プロパゲーション時には抽出していない。



a) RIR のみ使用

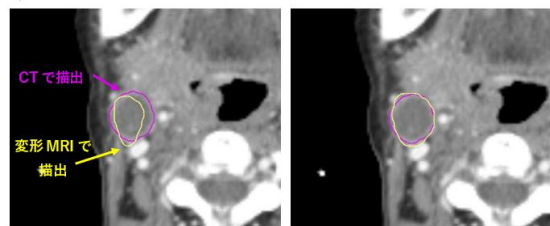
b) DIR を使用

Figure 1 手法の差によるプロパゲーションの変化  
黄色輪郭は医師による修正済み輪郭である。

#### 2-3 マルチモダリティ画像レジストレーション

##### 2-3-1 CT-MRI レジストレーション

Velocity では変形画像の分解能が DIR 精度に影響することに留意すべきである。当院では同一モダリティ間のレジストレーションの場合、目標画像に新しい画像 (変更 CT)、被変形画像に過去画像 (初回計画 CT) を指定するが、CT-MRI 間のレジストレーションでは MRI より分解能の高い CT を変形画像に指定することで DIR 精度が向上する (Figure 2)。また、MRI はできる限り高解像度で有効視野サイズの広い画像を使用することで、DIR 精度が向上する。



a) MRI を変形画像に指定

b) CT を変形画像に指定

Figure 2 非変形画像の違いによる DIR 精度の変化

### 2-3-2 CT-PET/CT レジストレーション

当院では、CT-PET 間の DIR は、主に計画の主病巣もしくはリンパ節転移の GTV の輪郭作成のために使用している。ただし、多くの DIR を使用しているユーザは、CT と PET 間で直接 DIR を実施することはほとんどない。一般的には、PET/CT の CT 画像と計画 CT 画像間で DIR を行い、得られた変形ベクトル場 (Displacement Vector Field: DVF) を PET 画像に適応させることで PET 画像を変形させて利用されている。

注意が必要なのは、PET/CT の PET 画像と CT 画像に明らかな位置ずれがある場合である。PET の収集は足側から頭側へ順に行うため、PET 収集開始前に撮影した CT との位置ずれが頭頸部では生じやすい。このような場合では、生理的に集積された扁桃などを目安として、PET/CT の PET 画像と CT 画像を手動で位置ずれを修正することで、精度の高い GTV の輪郭を抽出することが可能となる。

### 2-3-3 臨床使用時の注意点

マルチモダリティ画像レジストレーションを臨床で使用する場合、以下の点に注意する必要がある。

まず、レジストレーションを行う目的によって ROI 範囲が異なるため、担当医と相談し Target がリンパ節か主病巣か等を明確にする必要がある。

注意点の二つ目として撮影時の体位が異なる場合 (口の開口や閉口等) では、レジストレーション方法によっては正確性が下がる場合がある。この場合、DIR の範囲を狭くするか、RIR を活用するなどの対応が必要となる。

また、Target 等に対して過小評価とならないように注意する必要がある。DIR 精度が低い場合は、DIR と RIR の両方の輪郭描出を参照する等、Target サイズを過小評価しないような対策が必要である。

## 2-4 線量合算

線量合算の目的として OAR や Target の総線量の確認、高線量領域の確認、照射範囲の重なりの確認等が挙げられる。

総線量の確認を目的とした場合は線量合算後、線量分布と DVH, Target の線量, OAR(cord 等)

の耐容線量の確認を行う。

高線量領域の確認を目的とした場合では、線量合算した線量分布より高線量領域を輪郭化し、最適化計算時の Avoidance 用の輪郭として使用することがある。TPS による再計算後の線量分布を用いて再び DIR による線量合算を行い、高線量領域の確認を行う。以上の作業を繰り返すことで、適切な計画を作成することが出来る。

照射範囲の重なりの確認では、過去の計画と照射が重なると予想される範囲を中心にレジストレーションを行い、OAR の耐容線量を確認する。

線量合算の臨床使用上の注意点としては、線量合算を行う目的を明確にすること、OAR に対して過小評価をしないことや、TPS から転送する線量が 1 回線量か総線量か把握して合算時のミスが減らす、などが挙げられる。また、複数のレジストレーションがある場合は合算の対象を間違えないように注意しなければならない。

### 2-5 RALS での応用利用

当院の RALS で使用している Venezia applicator はオボイドの穴から針を刺入することで、一定方向に任意の長さの針の刺入が可能となる。事前に撮影した Venezia applicator の Phantom 画像と前回 RALS 時の計画 CT を RIR することで、2 回目以降の針を刺入する位置を決定することが可能である。

## 3. まとめ

DIR を使用する上で、レジストレーションを行う際の目的を明確にすることが重要である。DIR を技師が行うのであれば、DIR 精度等について医師と情報共有を徹底する必要がある。また、DIR で得られた結果はあくまでも参考値であり、計算精度や DIR 精度、セットアップ精度などの不確かさを含んでいることに留意する必要がある。