

体表面画像誘導放射線治療(SGRT)適正利用指針 2026

(略称：SGRT 適正利用指針 2026)

2026年5月8日

2024・2025年度JASTRO研究課題

「体表面画像誘導放射線治療(SGRT)の国内適正利用に資する研究」班 作成

SGRT 適正利用指針 2026 目次

1. SGRT 適正利用指針策定の背景と目的	2
2. SGRT 総論	2
2.1. 定義	2
2.2. 原理	2
2.3. 基準体表面画像	3
2.4. 適応疾患	4
2.5. 施設基準（機器的要件を除く）	6
2.6. 機器的要件	6
2.7. SGRT システムと治療機システムの信号伝達	7
2.8. 指針策定現在で利用可能な SGRT システム	7
2.9. その他の参考にすべきガイドライン	9
2.10. 技術の限界と留意点	11
3. SGRT の QA/QC	11
3.1. 概要	11
3.2. 推奨品質管理項目	12
3.2.1. 概要	12
3.2.2. 静的精度	12
3.2.3. 動的精度	14
3.2.4. カメラ特性	14
3.2.6. 安全性	16
3.2.7. CT 室内の SGRT システム	17
3.2.8. End-to-End 試験	17
3.3. SGRT に使用するファントム	18
3.4. FMEA	20
4. SGRT の治療計画	21
4.1. 固定具の選択	21
4.2. 衣類の選択	22
4.3. CT 撮影条件	22
4.4. SGRT システムによる治療計画用 CT 撮影時の体表面画像取得	22
4.5. CTV-PTV マージン設定	23
4.6. ビーム設定	24
4.7. DIBH 時の心臓の線量評価	24
5. SGRT による位置照合	25
5.1. 照合結果の確認	25
5.2. 治療前の位置決め	25

5.3.	リアルタイム監視	26
5.4.	IGRT との併用	27
6.	SGRT による呼吸性移動対策	28
6.1.	適応判断.....	28
6.2.	呼吸同期照射.....	29
6.3.	息止め・深吸気息止め照射	29
6.4.	Audio-visual フィードバック	30
7.	SGRT の臨床利用.....	31
7.1.	各部位の代表的な ROI 設定	31
7.2.	皮膚マークレス治療.....	33
7.3.	各部位の治療ワークフロー	34
7.3.1.	頭部定位照射.....	34
7.3.3.	頭頸部照射	36
7.3.5.	自由呼吸下乳房照射.....	38
7.3.7.	左乳がん DIBH 照射	40
7.3.8.	骨盤部照射	42
7.3.10.	四肢照射	44
8.	参考文献.....	46

1. SGRT 適正利用指針策定の背景と目的

体表面画像誘導放射線治療(surface guided radiation therapy: SGRT)の概念は 1979 年に提唱され、2000 年代に初めて医療現場において導入された[1]。SGRT の最大の利点は X 線を使用せずに患者の位置決めや治療中のリアルタイム監視が可能となることであり、これにより低侵襲かつ高精度な放射線治療を実施することが可能となる。

本邦においては、2010 年代から徐々に稼働施設が増え始め、先駆的な施設における見学や研修を通じて技術を習得し、各施設が慎重に臨床導入を行ってきた。その後、2018 年度診療報酬改定において、画像誘導放射線治療(image guided radiation therapy: IGRT)加算の一つとして、「体表面の位置情報によるもの」が乳房照射に係るものに対して新たに保険適用となり、SGRT システムの導入施設数は、2024 年 10 月現在で 170 施設を超えた。

海外では、2020 年代に入り SGRT に特化したガイドラインが発刊された[2, 3]。一方で、国内では「IGRT ガイドライン 2022」[4]や「呼吸性移動対策ガイドライン 2019」[5]の一部において SGRT に言及しているものの、SGRT に特化した利用指針は策定されていない。また、海外のガイドラインでは言及されていない国内でのみ臨床稼働している SGRT システムも存在するため、本邦で適切に利用可能な SGRT 利用指針の整備が必要となった。

本指針の目的は、SGRT を使用する医師、診療放射線技師、医学物理士らを対象に、SGRT を適切に利用するための理論や品質管理項目、および具体的な臨床導入方法を提示することである。2024・2025 年度日本放射線腫瘍学会(JASTRO)研究課題「体表面画像誘導放射線治療(SGRT)の国内適正利用に資する研究」班(研究代表者：齋藤正英 (山梨大学))内の有識者らにより、既に発刊されている海外のガイドラインを参考に、本邦における最新の利用状況を加味したうえで、有識者のコンセンサスに基づき本指針の原案が作成された。

2. SGRT 総論

2.1. 定義

SGRT とは、可視光等の非電離放射線を発生する光学カメラシステムにより取得した治療直前もしくは治療中の三次元患者体表面情報と、治療計画用 CT 画像等に基づき事前に取得した基準体表面画像の位置誤差に基づいて、放射線治療時の位置決めおよびリアルタイム監視を行う画像誘導技術である[3]。従来の IGRT が X 線を用いて患者内部の構造を把握するのに対し、SGRT は光学カメラシステムを用いて患者の体表面の構造を把握する。本邦においては IGRT の一手法に位置付けられているが、国際的には IGRT を補完する技術として扱われることが多い[6]。通常、照射系座標中心と基準体表面画像を用いた照合系座標中心を一致させるが、SGRT を照射体位のねじれや屈曲の確認のために利用する場合には、必ずしも一致させる必要はない。

2.2. 原理

SGRT は、主に(a)構造化光投影法(structured light projection method)、(b)ステレオビジョン法(stereovision method)、(c)光切断法(light-section method)などによる患者表面の三次元形状の取得に基づいている[3]。以下に各原理の概要を示す。

- (a) 構造化光投影法[7]：患者の体表面に既知のパターン光(例：縞模様や格子)を投影し、物体の凹凸による歪みをカメラで検出することにより、三次元形状を再構成することができる光学的手法。
- (b) ステレオビジョン法[8]：複数のカメラを用いて物体を異なる角度から同時に検出し、それぞれの画像間の視差を利用して対象物までの深度情報を推定する手法。これは人間の両眼立体視と同様の原理である。構造化光投影法では投影されるパターンを基準として評価するが、ステレオビジョン法では視差マッチングが検出精度に影響するため、対象物に認識しやすい構造物や特徴点があるほうが良いとされる。
- (c) 光切断法[9]：対象物に線状のレーザーを投影し、物体表面の形状に沿ってどのように変形するかをカメラで検出することにより断面形状を再構築する手法。産業界では寸法計測や表面検査に利用されており、構造化光投影法やステレオビジョン法と異なる利点として対象物の断面像を直接取得できることが挙げられる。

これらの技術により三次元形状の取得がなされたのち、対象物までの距離の計算が行われる。この手順では Time-of-Flight(ToF)法や三角測量法などにより計測が可能である。ToF 法は、照射した光が物体に反射して検出器に戻るまでの時間を計測し、その計測時間から距離を計算する手法である。三角測量法は三角形の幾何学的性質を利用し、離れた地点までの距離や位置を計測する技術である。医療応用されている SGRT システムでは三角測量法が最も利用されている[3]。

基準物体と検出物体との位置誤差はマッチングアルゴリズムにより得ることができる。マッチングアルゴリズムには反復最近接点(iterative closest point: ICP)アルゴリズムや正規分布変形(normal distribution transform: NDT)アルゴリズムなどが挙げられる[10]。基準物体と検出物体の画像をそれぞれ点群データ化したものを基準データと検出対照データとしたとき、ICP アルゴリズムは基準データと検出対照データの 2 つの点群間の最近傍点を対応点として対応関係にある点間の距離が最短になる場合をマッチングポイントとする方法である。NDT アルゴリズムは基準データと検出対照データの 2 つの点群分布を正規分布で近似し、2 つの点群間の最適変換を求める手法である。医療応用されている SGRT システムでは、ICP アルゴリズムによるマッチングが最も利用されている。

2.3. 基準体表面画像

SGRT に使用される基準体表面画像として、治療計画用 CT 画像から作成した基準体表面画像(CT リファレンス(もしくは DICOM リファレンス))と SGRT システムを用いてスキャンした基準体表面画像(カメラリファレンス(もしくは SGRT リファレンス))がある[11]。表 1 に示すようにそれぞれの特徴は異なるため、使用する基準体表面画像の特徴を理解して使用しなければならない。なお本指針における基準体表面画像は、IGRT ガイドライン 2022[4]における「三次元患者体表面情報」と同義である。

CT リファレンスは、治療計画装置もしくは SGRT システムの管理端末により体輪郭を定義する

ことにより作成される。初回治療から治療期間中を通して使用可能であるが、治療計画装置毎に閾値設定など描出条件が異なる場合があるため、一貫した条件での体輪郭抽出を実施する[12]。

カメラリファレンスは、治療計画 CT 室や治療期間中に治療室の SGRT システムで取得した体輪郭情報を使用する。CT リファレンスとは異なり、体表面画像の品質が SGRT システムの撮像条件や撮像環境に依存するため、必要な範囲が十分な画質で撮像されているか確認する。

表 1. SGRT に使用する基準体表面画像の特徴

	CT リファレンス	カメラリファレンス
取得元データ	治療計画用 CT 画像データ	SGRT システムスキャンデータ
CT アーチファクトの影響	影響あり	影響なし
初回治療における患者位置決めでの使用可否	治療計画用 CT 撮影時の位置決めを反映した情報であるため、使用可能	治療計画 CT 室に SGRT システムを保有している場合には使用可能
治療計画装置での体表面閾値設定の影響	体表面閾値設定の数値の影響を受ける	影響なし
治療室環境(照度)による影響	影響なし	治療室内の照度やカメラ視野の制限による影響を受ける
画角(Field of view: FOV)	治療計画用 CT 画像の撮像範囲に依存	SGRT システムの撮像範囲に依存(一般に広い FOV で取得可能)
呼吸性移動を伴う部位での使用	治療計画用 CT 撮像時の呼吸状態を再現するため、任意の呼吸位相の基準画像が取得可能である一方で、不確かさの要因ともなりえる	治療計画用 CT 撮像時とは異なる任意の呼吸位相の基準画像も容易に取得可能

2.4. 適応疾患

SGRT は、位置決め精度の向上、照射中のリアルタイム監視(体動、呼吸など)、多岐にわたる機能を有し、特に表在性病変や動体管理が求められる症例において有用である[2, 3, 13]。なお、2026 年現在、本邦において SGRT 技術が診療報酬として認められているのは、IGRT 加算においては「乳房照射に係るもの」、体外照射呼吸性移動対策加算および定位放射線治療呼吸性移動対策加算においては「深吸気位において心臓の線量低減が可能な左乳がん」を代表とする適応疾患に対する使用に限定されている。

SGRT が有用であると考えられる代表的な疾患及び技術に関して、下記 (a)～(e)に示す。

(a) 乳がん

乳がんは SGRT の非常に良い適応である。SGRT を乳がん患者の位置決め技術として応用することにより、皮膚マークレス治療が実現可能となる。従来の壁レーザーによる位置決めと比較して患者位置決めに必要な時間が有意に短縮されるだけでなく[14]、皮膚マークが不要となることで美容上の利点があり、患者の心理的負担軽減にも寄与する[15]。

左乳がんに対する放射線治療においては、深吸気息止め(deep inspiration breath hold: DIBH)により心臓被ばくを軽減する治療法が広く採用されている。SGRT は、DIBH 施行中の体表位置をリ

リアルタイムにモニタリングし、ビーム照射と同期制御することを可能にするため、照射精度および治療の安全性の向上に寄与する[16, 17]。

(b) 頭蓋内病変に対する定位放射線照射

頭蓋内病変に対する定位放射線照射(stereotactic irradiation: STI)では、熱可塑性マスク(シェル)などの頭部固定具による位置再現性確保が求められる。オープンフェイスマスクを用いて STI を施行する症例では、頭部位置をリアルタイム監視する手段として SGRT が有効である。

(c) 体幹部定位放射線治療(SBRT)

肺・肝臓・脊椎などに対する体幹部定位放射線治療(stereotactic body radiation therapy: SBRT)では、高精度な体動管理が必要である。SGRT は、治療中の患者体動のリアルタイム監視に加えて、息止め照射や呼吸同期照射等の呼吸性移動対策が可能である。SBRT においては、照射部位と病変の特性を踏まえた上で、SGRT の導入を検討することが望ましい。

(d) 頭頸部病変

頭頸部放射線治療においては、咽頭・喉頭領域の生理的運動やシェル固定の不確実性に起因する位置再現性の確保が臨床的課題である。SGRT は、オープンフェイスマスクと併用することにより、照射前・照射中・照射後の体動を連続的かつ高精度に監視することを可能とする[18]。また、緩和照射症例において、全身状態の低下や疼痛増強等によりシェル装着が困難な患者に対しても、SGRT を応用することで、従来のシェル固定を省略しながらも安全かつ確実に全脳照射を完遂できることが実証されている[19]。以上より、頭頸部病変においては、個々の症例の臨床状況や固定方法に応じて、SGRT を補完的または代替的位置照合技術として活用することが有効である。

(e) 胸腹部領域

(a)乳がんや(c)SBRT 以外の、肺がん、食道がん等の胸腹部領域の疾患においても、SGRT を呼吸性移動対策に活用することが可能である。呼吸性移動対策の具体的手法は、(6. SGRT による呼吸性移動対策)を参照していただきたい。

(f) 骨盤領域

骨盤領域における SGRT は、体表面と内部標的の動きの相関が低いという課題が指摘されているが、初期患者セットアップにおいて従来のレーザーによる 3 点位置決め法よりも高い精度と効率性(セットアップ時間の短縮)を提供することが複数の研究で示されている[13, 20]。特に前立腺がん患者を対象とした研究では、SGRT を用いることでセットアップ時間が約 1 分短縮され、三次元的な位置決め誤差も有意に減少したと報告されている[21]。したがって、骨盤領域の初期セットアップに SGRT の活用することは有効である。ただし、体表面はあくまで患者全体の姿勢の指標であり、内部標的位置を保証するものではないため、SGRT での位置決め後は、必ず骨構造や腫瘍の位置情報に基づく IGRT での最終的な位置検証が不可欠である[13, 20]。

(g) 四肢・体表面近接病変

四肢ならびに体表面近接病変に対する放射線治療においては、従来の皮膚マークに代わる高精度かつ患者負担を軽減する位置決め技術として SGRT の臨床応用が有用である。上肢・下肢などの解剖学的自由度が高く従来法では位置再現性の確保が困難であった部位においても、SGRT によって高い幾何学的精度と照射位置安定性が達成可能となる[13]。

2.5. 施設基準（機器的要件を除く）

本邦において SGRT は、IGRT 加算として診療報酬を算定することができる。診療報酬における施設基準[22]のうち機器的要件以外を以下に示す。

- (a) 放射線科を標榜している保険医療機関であること。
- (b) 放射線治療を専ら担当する常勤の医師又は歯科医師(放射線治療の経験を5年以上有するものに限る。)が配置されていること。
- (c) 放射線治療を専ら担当する常勤の診療放射線技師(放射線治療の経験を5年以上有するものに限る。)が1名以上配置されていること。
- (d) 放射線治療における機器の精度管理、照射計画の検証、照射計画補助作業等を専ら担当する者(診療放射線技師その他の技術者等)が1名以上配置されていること。
- (e) 当該保険医療機関において、IGRT に関する手法と機器の精度管理に関する指針が策定されており、実際の画像誘導の精度管理が当該指針に沿って行われているとともに、公開可能な実施記録と精度管理に係る記録が保存されていること。

医師、診療放射線技師、技術者等については、その他の診療報酬の施設基準の人員との兼任可否も定められている点に留意する必要がある。

2.6. 機器的要件

SGRT の機器的要件は、診療報酬における IGRT 加算に関する施設基準[22]において「体表面の位置情報により位置照合可能な装置」が照射室内に設置されていることが求められている。本邦では診療報酬において、SGRT は IGRT の技術の一部に含まれるため、その機器的要件については、IGRT ガイドライン 2022[4]も参考となる。同ガイドラインにおいては、位置照合装置が放射線照射装置と同室に設置され、寝台を共有しているとともに、三次元的患者体表面情報を基に患者位置変位量を計測するための患者位置情報を取得できるシステムであることが、IGRT 機器の要件として示されている。

現在、商用化されている SGRT システムは光学カメラシステムを有し、CT リファレンスまたはカメラリファレンスと治療時に取得される体表面画像を照合し、患者の位置変位量を算出する機能を有している。また、装置によっては放射線治療装置側と所定のインターフェイスを介して算出した位置変位量を転送できる自動寝台制御機能や、照射中に体表面位置をリアルタイム監視し、設定された閾値を超えた場合には自動的に照射を停止するビームホールド機能を備えている。さらに、SGRT システムと放射線治療装置の座標系を一致させるための座標系校正機能、および各治療時における位置照合の結果を記録・保存する機能も搭載されており、安全かつ高精度な位置照合の実現

に寄与している。

2.7. SGRT システムと治療機システムの信号伝達

放射線治療装置との連携が可能である SGRT システムの場合には、カメラによる位置検出からビームオン/オフまでの一般的な一連の信号処理過程と遅延時間の概念を理解しておくべきである。図 1 に SGRT システムと放射線治療装置間の連携による一連の処理過程を示す。SGRT システム内では、①カメラ体動検出(カメラによって患者体表面の関心領域(region of interest: ROI)内をリアルタイム監視し体動を検出)、②トリガー判断(ROI 内の変位が事前設定した閾値を超えたかを判定)、③ビームオン/オフ信号生成(ビーム出力/停止のための出力信号を生成)までが行われ、この処理で生じた遅延を本指針では(a)SGRT システム内遅延と定義する。SGRT システムで生成された信号は物理的にケーブルなどにより放射線治療装置へ伝送され、この際に (b)システム間信号伝送遅延が生じる。放射線治療装置側では、④ビームオン/オフ信号受理・認識(ビームオン/オフ信号を受け取り、治療機のコマンドを処理)、および⑤ビームオン/オフの実行(物理的なビーム入出力制御)が行われ、この際に(c)放射線治療装置内遅延が発生する。これらすべてを含めた(a)+(b)+(c)が、臨床的に重要な(d)システム全体遅延時間に相当する。システム全体遅延時間の品質管理については、(3.2 推奨品質管理項目)を参照されたい。

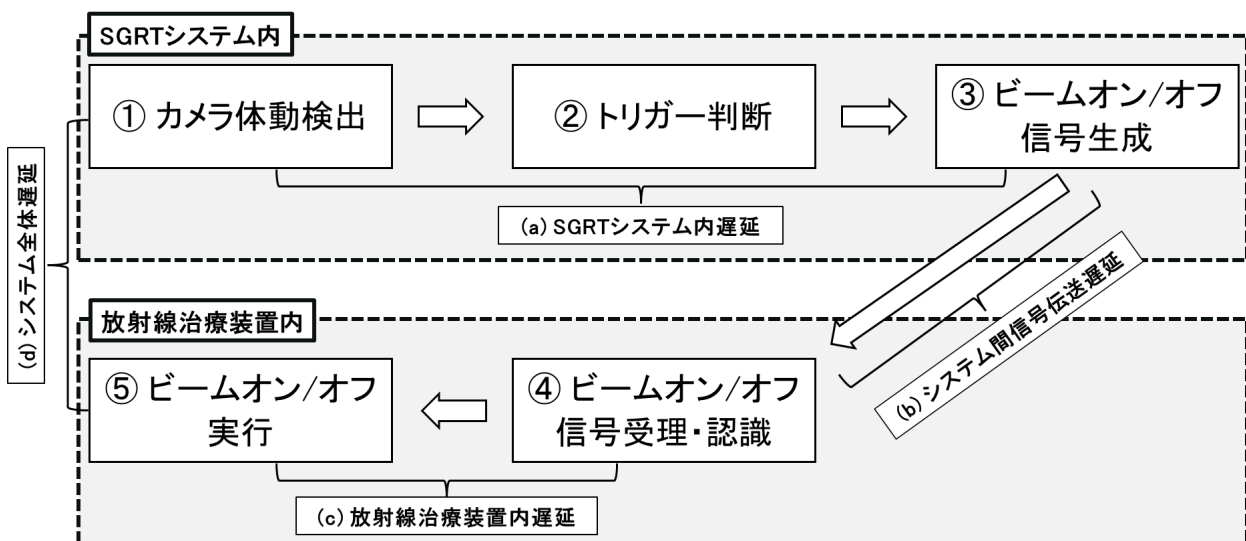


図 1. SGRT システムと放射線治療装置間の連携による一連の信号処理過程

2.8. 指針策定現在で利用可能な SGRT システム

治療室で使用可能な SGRT システムのうち、国内で薬機承認を受けているものには、AlignRT(VisionRT 社)、Catalyst(C-RAD 社)、ExacTrac Dynamic (ブレインラボ株式会社)、IDENTIFY(株式会社バリアンメディカルシステムズ)、VOXELAN(株式会社イーアールディー)がある。さらに、CT 室内に設置可能な装置として、SimRT /GateCT (VisionRT 社)、Sentinel(C-RAD 社)、IDENTIFY(株式会社バリアンメディカルシステムズ)、VOXELAN(株式会社イーアール

ディー)がある。治療室内に設置可能な各 SGRT システムの特徴を表 2 に、CT 室内に設置可能な各 SGRT システムの特徴を表 3 に示す。なお、開発状況により装置情報が更新されるため、最新情報は各取り扱い企業に問い合わせること。

表 2.治療室内に設置可能な各 SGRT システムの特徴

	AlignRT	Catalyst	ExacTrac Dynamic	IDENTIFY	VOXELAN
カメラ数	3 台	3 台もしくは 1 台	1 台	3 台	1 台
FOV	W: 700 mm	W: 1200 mm	W: 580 mm	W: 500 mm	W: 450 mm
	D: 1000 mm	D: 1400 mm	D: 595 mm	D: 500 mm	D: 600 mm
	H: 580 mm	H: 1000 mm	H: 595 mm	H: 400 mm	H: 600 mm
公称 フレームレート	Non-SRS: 18-25 fps (低解像度) SRS: 7-10 fps (中・高解像度)	165 fps	15-20 fps	5-10 fps	位置決め支援モ ード時: 2 fps 呼吸管理モード 時: 10 fps
公称精度	0.5mm /0.5°	0.5-1 mm /0.5°	— / —	0.5-1 mm /0.5°	1 mm /1°
公称遅延時間	50 - 100 ms	—	—	< 400 ms	< 33 ms
公称遅延時間の 定義・補足	図 1(a)SGRT シス テム内遅延に相当	—	—	図 1 (d)システム 全体遅延に相当 条件: region-of- interest ≤ 17'000 surface points (~25 cm x 25 cm)	呼吸管理モード にて患者体表面 計測開始から PC モニターへ表示 されるまでの最 大時間 (放射線 治療装置連携は ないが、図 1 (a)SGRT システ ム内遅延に相当)
レジストレーシ ョン	Rigid	Non-Rigid	Rigid	Rigid	Rigid
マッチングアル ゴリズム	ICP	ICP	ICP	ICP	ICP
治療機連携 (ビー ムホールド)	あり	あり	あり	あり	なし
治療機連携 (自動 寝台制御)	あり	あり	あり	あり	なし
その他の特徴*	- Postural Video 3D Photo - Skin Tone	- プロジェク ションマッ ピング機能 - 露光時間調 整機能	体表面温度分布 を用いたリアル タイム監視機能	ハンドヘルド	- 基準画像作 成ソフト - 断面表示機 能

表 3. CT 室内に設置可能な各 SGRT システムの特徴

	SimRT	Sentinel	IDENTIFY	VOXELAN
カメラ数	1 台	1 台	1 台	1 台
FOV	W: 500 mm D: 900 mm H: 500 mm	W: 700 mm D: 1300 mm H: 800 mm	W: 700 mm D: 1000 mm H: 500 mm	治療室内と同等
治療時の基準画像としての利用	不可	可	不可	可
4DCT 連携	可	可	不可	不可
呼吸管理	可	可	可	可
専用コーチングデバイスの有無(治療室内でも使用可能なもの)	あり (Realtime Display)	Coach (ゴーグル)	あり (Visual Coaching)	あり (音声・ゴーグル)

※ 表 2, 3 の備考

- ・ ー： 非公表事項
- ・ Postural Video：基準体表面のアウトラインおよび各カメラボッドからのライブ映像を用いて患者の位置決めを行い、患者の全体的なアライメントを基準位置とリアルタイムで比較しながら、姿勢のズレを監視・評価し、必要に応じて修正を行う機能。
- ・ 3D Photo：静的な治療面または基準体表面をキャプチャする際に、アクセサリや衣類などの非患者物体を除外し、ROI を選択しやすくするために、3D のフォトリアリスティックビューを表示する機能。
- ・ Skin Tone：肌の色に応じて基準体表面の撮影時に使用される露光時間が変更できる機能
- ・ プロジェクションマッピング機能：患者体表に位置誤差を反映したカラーマップを直接投影する機能
- ・ 体表面温度分布を用いたリアルタイム監視：サーマルカメラで取得した温度画像を用いたリアルタイム監視機能
- ・ ハンドヘルド：モードの切り替えや患者画像撮影、メモ機能を搭載したワイヤレスの SGRT システム操作用端末
- ・ 基準画像作成ソフトウェア：SGRT システム独自で設定した閾値による CT リファレンスの作成用ソフトウェア
- ・ 断面表示機能：任意の 2 軸における、基準体表面画像とリアルタイム体表面画像の 2 次元の断面表示

2.9. その他の参考にすべきガイドライン

SGRT を有効かつ安全に利用するためには、適切なガイドラインを参考にすることが推奨される。本節では、SGRT に関連する既存のガイドラインや資料を示す。

①国内学会

(a) IGRT ガイドライン 2022[4]

IGRT の技術を安全かつ効果的に臨床で使用するための基準や推奨事項をまとめたガイドラインである。初版は 2010 年に発行され、その後の IGRT に関する技術の進歩や 2018 年の診療報酬改定を経て、現ガイドラインでは位置照合に必要な画像および情報を取得する装置として、患者体表

面情報取得装置も含まれている。IGRT を実施するための機器的要件、QA/QC に関する項目や、スタッフに求められる推奨資格、IGRT における医師から診療放射線技師へのタスク・シフト/シェアの取り組みについて示されており、SGRT 導入施設においても参照すべき内容を含んでいる。

(b) 呼吸性移動対策ガイドライン 2019[5]

呼吸による腫瘍移動を考慮した治療の精度・安全性向上を目的とし、発行されたガイドラインである。このガイドライン中で、体表面情報画像は、照射直前、および照射中の腫瘍位置確認のための機器として紹介されている。ガイドライン中では、呼吸性移動対策の定義と具体例や、呼吸性移動対策の施行に関する施設基準等が記載されている。呼吸性移動による心臓への線量増加が懸念される左乳がんへの照射においては、有効な対策として DIBH 照射が挙げられている。

(c) 放射線治療計画ガイドライン 2024 年度版 [23]

総論 (VII. IGRT の手法と品質管理)において SGRT に関する言及がある。

② 海外学会

(a) ESTRO(European Society for Radiotherapy and Oncology)

2022 年、ESTRO と ACROP(Advisory Committee for Radiation Oncology Practice)によって、SGRT に関する包括的なガイドラインが策定された[2]。このガイドラインでは、CT シミュレータ、汎用リニアック、リング型リニアック、粒子線治療システムなどに搭載される SGRT システムの購入から、受け入れ試験、品質保証に関する推奨事項を提供している。特に、SGRT を使った位置決め信頼性や、品質管理項目と許容値に関する詳細なデータを提供しており、実践的な指針を示している。

(b) AAPM(American Association of Physicists in Medicine)

ESTRO と同時期に、AAPM では、SGRT の技術的な側面に関する詳細な資料として、Task Group (TG)-302 を提供している[3]。TG-302 では、SGRT システムの精度検証や治療における使用方法、ワークフロー、教育訓練に関する情報を含んでおり、ユーザーがシステムを安全かつ効果的に使用するための指針として、有益な資料となっている。また、TG-302 の中では、例えば、装置の QA については、すでに発表されている TG-142[24]や TG-147[25]を、また、乳がんに対する深吸気息止め DIBH 照射では、TG-76[26]なども参考にすることを推奨している。

また、AAPM Medical Physics Practice Guideline 9.a[27]は、リニアックを用いた STI や SBRT の実施においてサポートとなる物理技術的なガイドラインであり、頭部定位照射における SGRT の導入・運用を検討するうえで参考となる。

(c) ASTRO(American Society for Radiation Oncology)

ASTRO と AAPM によって共同で運営している Radiation Oncology Incident Learning System (RO-ILS)からは、SGRT における安全性に着目した報告書が発行されている[28]。SGRT の利点

として、治療中の患者の動きをリアルタイム監視できることが挙げられる一方で、誤った位置決めによる位置ずれや、データ転送ミスなどが報告されている。RO-ILS は、このような放射線治療に関連するインシデント(事故やヒヤリハット)を共有できる仕組みを提供しており、現在 750 以上の施設が参加している。この報告書では、SGRT が患者の安全性にどのような影響を与えるかを分析し、インシデントを軽減するための対策として、プロセスの改善、スタッフのトレーニング、技術の適切な導入などが提案されている。

2.10. 技術の限界と留意点

SGRT の限界として、画像化の対象が患者の体表面に限定されることから、体内腫瘍の位置と完全には一致しない可能性があるため、特に深部腫瘍などにおいては、X 線による IGRT を併用することを推奨する。また皮膚の露出状況や固定具の選択、その他の治療室内環境やガントリ角度等によってカメラの視野制限が生じる場合には、SGRT システムの認識精度が低下する可能性がある。そのため、個々の症例に応じた適切な運用が求められる。

またビームホールド機能を有するシステムの場合、当該機能は ROI 内の変位が閾値を超えた場合にのみ作動する。ROI 外や閾値未満の変位では自動停止されないため、閾値設定と ROI 選択に関しては、SGRT 時に適応するマージンや臨床的判断を含めた運用方針に基づき、施設ごとに適切に設定することが求められる。

3. SGRT の QA/QC

3.1. 概要

SGRT を臨床使用するにあたり、受け入れ試験、コミッショニングおよび定期的な QA/QC は、システムを安全かつ効果的に臨床応用するために適切に実施するべきである。

システム導入時は、メーカーが提示する仕様を満たしていることを、納入業者とユーザー双方の立会いの下で受け入れ試験により確認する。

SGRT システムは、他のシステムを基準とした座標系で校正されることが多いため、基準となる位置照合装置やレーザーなど、アイソセンタを定義する周辺システムの精度を確認した上でコミッショニングを行う。コミッショニングでは、SGRT を用いるすべての臨床シナリオについて精度・機能を検証し、併せてシステムの制限・限界を把握し文書化することが望ましい。また、定期的な QA/QC あるいはシステム更新時や修理時にシステム性能を一貫して評価できるよう、再現可能な方法で実施するべきである。試験結果は使用ファントムに依存するため、適切なファントムの選定(3.3 SGRT に使用するファントムを参照)が重要となる。

本指針では、コミッショニングおよび定期的な QA/QC において実施が推奨される品質管理項目を、静的精度、動的精度、カメラ特性、システム動作、安全性試験、End-to-End 試験の 6 つに分類した。品質管理項目には、SGRT システムと周辺機器(治療計画装置、記録検証システム(Record and Verify system: R&V system))、治療寝台等)間のデータ連携・座標整合性試験、および患者インターフェイス(タブレット端末や音声コーチング等)の動作確認も含まれる。各施設においては、これらの項目に基づき自施設の SGRT 利用方法・要求精度やメーカー推奨試験を考慮し、独自の

QA/QC プログラムを策定することが望ましい。

なお運用経験の蓄積に伴い、過去の QA データやスタッフ熟練度を踏まえて、項目の簡素化や頻度・許容値の見直しを行うことは合理的である。その際には、3.4 で示す故障モード影響解析 (Failure Mode and Effects Analysis: FMEA) を用いたリスク評価が有用である。定期的な QA/QC に加え、ソフトウェア・ハードウェアの更新、治療室内環境の変更など、SGRT システムに影響を及ぼす事象が発生した場合は、必要に応じて適時 QA を実施し、システムの性能を評価することが望ましい。また、SGRT システムの使用方法や適用部位に変更が生じる際には、実施する QA 項目を見直し、必要に応じて変更することが望ましい。

3.2. 推奨品質管理項目

3.2.1. 概要

本指針が推奨する品質管理項目の一覧を表 4 に示す。品質管理項目と頻度および許容値は、AAPM TG-302 および ESTRO-ACROP ガイドライン等[2, 3, 25] の推奨を反映しつつ、新しい技術や臨床ニーズに対応するための試験項目を新たに導入した形で、国内の SGRT に関する QA/QC の専門家が、共通の合意に基づいて策定した。本項目は特定の SGRT システムに依存しない一般項目であるが、システム固有の要素が品質管理結果に影響し得るため、臨床条件下での精度・機能への影響評価が推奨される。なお本項目は治療室内 SGRT システムに関して、C-arm 型、リング型の双方に適用可能な項目であり、CT 室内 SGRT システムに関してもこれに準ずる QA/QC を行うことを推奨する。3.2.2 以降で、各項目に関して詳細を説明する。

3.2.2. 静的精度

SGRT の静的精度は、並進移動精度と回転移動精度に分類される。並進移動精度は、並進 3 方向における移動精度である。また、回転移動精度は、回転 3 軸における移動精度である。並進移動精度および回転移動精度の公称値は各装置によって異なるが、表 2 に示すように、概ね 0.5-1.0 mm、0.5-1.0° となっている。本指針では静的精度に関する品質管理項目として、カメラ座標の校正、簡易的な位置照合精度、位置照合精度、並進移動精度、回転移動精度を挙げている(表 4)。カメラ認識座標の校正では、3.3 で示す SGRT システムに付属する QA ファントムを用いて、メーカー推奨の手順に従い、校正を行う。またカメラ認識座標の校正は、SGRT システムのコミッショニング時およびシステムの更新時など適時行うことを推奨する。

位置照合精度では、ファントムをアイソセンタに設置した後、既知の量を移動させ、その移動量と SGRT システムの測定値の一致を評価する。図 2(h)のマネキンファントムを用いるなど、過去の類似研究を参考に実施することが望ましい[29]。毎日の定期品質管理項目である簡易的な位置照合精度の許容値は、SGRT システムの公称値が 1 mm 以内であることを考慮して、2 mm 以内を推奨する。毎月の定期品質管理項目である位置照合精度の許容値は、SGRT システムの公称値と同様、1 mm/1° 以内を推奨する。頭部定位照射を行う施設では、さらに高精度な静的精度を必要とするため、位置照合精度の許容値は 0.5 mm/0.5° 以内を推奨する。また、並進移動精度および回転移動精度の許容値は、それぞれ 1 mm/1° を推奨する。

表 4. 本指針が推奨する SGRT の品質管理項目一覧

頻度	分類	項目	推奨される許容値
コミッショニング時および適時 (つづき)	静的精度	カメラ認識座標の校正	実施
	動的精度	システムの遅延時間	期待される値+100 ms 以内 (システム全体遅延(図 1 参照)が 500 ms を超えない)
	カメラ特性	体表面位置の色依存性	1 mm/1°
		体表面位置の照度依存性	1 mm/1°
		フレームレート特性	メーカー仕様
	(CT 室 SGRT システム)	CT-SGRT システムトリガー信号の適正性/ 連携性	正常動作
毎日	静的精度	簡易的な位置照合精度	2 mm
	カメラ特性	体表面画像の品質 (アイソセンタ付近)	正常
	システム動作	患者インターフェイス	正常動作
		寝台駆動との連携	正常動作
毎月	静的精度	位置照合精度	1 mm/1° 0.5 mm/0.5° (頭部定位照射)
		並進移動精度	1 mm
		回転移動精度	1°
	動的精度	呼吸波形・体動検出	正常動作
		ビームホールド機能	正常動作
毎年	動的精度	動的位置認識精度の確認	1 mm/1°
		ビームホールド使用時の出力の不変性	2%
		ビームホールド使用時のプロファイルの不 変性	$\gamma > 95\%$ (2 mm/2%, 10% threshold)
	カメラ特性	位置の安定性	0.5 mm
		カメラの視野遮蔽の影響	1 mm/1°
		FOV サイズ	ベースラインまたはメーカー仕 様
		体表面画像の品質 (FOV 全体)	正常
	安全性	カメラ温度によるインターロック	正常動作
		データバックアップ	実施
		セキュリティ設定の確認	実施
		システム設定の確認(体輪郭抽出閾値を含 む)	実施
	End-to-End テスト	End-to-End テスト	2 mm/1°
			1 mm/0.5° (頭部定位照射)

3.2.3. 動的精度

動的精度は SGRT システムを用いたリアルタイム監視や呼吸性移動対策において重要な品質管理項目である。呼吸波形・体動検出およびビームホールド機能の確認は、動体ファントムの動きを SGRT システムで検知できるか、設定した閾値を逸脱した体表面の動きを検知した場合に自動的にビームを一時停止されるかを、それぞれ毎月の品質管理項目として確認する。

毎年の品質管理項目としては、動的位置認識精度の確認に関して、動体ファントムの既知量の並進(回転)移動に対して、SGRT システムで移動量が正しく認識されるかを評価する。本指針では許容値として $1\text{ mm}/1^\circ$ を推奨する。また、ビームホールド機能を用いる場合には、ビームが断続的に照射されることが想定されることから、出力や線量プロファイルに変化が生じる可能性がある。そのため、ビームホールド使用時の出力や線量プロファイルの変化を評価し、本指針では出力の不変性を 2%、プロファイルの不変性を $\gamma > 95\%$ ($2\text{ mm}/2\%$, 10% threshold)を許容値として推奨する。一方で、SGRT システムによっては体表面 ROI のサイズや体表面画像の撮像範囲によってフレームレートが変化する。したがって、動的精度を検証する場合には、臨床で使用する各条件を再現して評価すべきである。

コミッショニング時には、システムの遅延時間を計測することを推奨する。なお、本指針の品質管理項目における遅延時間の定義は、各メーカーにより異なるため、詳細については表 2 を参考にすること。遅延時間の計測方法に関しては、フィルムや電子的放射線治療照合装置(Electronic Portal Imaging Device: EPID)を用いて画像の濃度を遅延時間に変換する方法[30]や、ビームトリガー信号またはモニタ線量計の信号から直接遅延時間を算出する方法[31]、シンチレータを用いる方法[32]等がある。AAPM TG-142 では、システムの遅延時間の許容値は期待される値から 100 ms と記載され[24]、AAPM TG-147 において、同許容値が SGRT システムにも適応された[25]。一方で、遅延時間の計測法はいまだ確立しておらず、どのような計測を実施するかによって遅延時間の評価値は異なる可能性がある。さらに、AAPM TG-302 では、どのような場合であってもシステム全体遅延時間は 500 ms を超えないことが推奨されている[3]。これらを考慮して、本指針では、遅延時間の QA の頻度はコミッショニング時と適時とし、遅延時間に対して絶対的な許容値を設けず、期待される値+100 ms 以内であること推奨する。なお、ここで示す期待される値とは、コミッショニング時ではメーカー仕様値または遅延時間の要求値であり、その他の QA 時ではコミッショニング時の値とする。

3.2.4. カメラ特性

カメラ特性に関する QA は SGRT システムに固有であり、その詳細は、毎日の品質管理項目としてアイソセンタ付近における体表面画像の品質の評価、毎年の品質管理項目として位置の安定性、カメラの視野遮蔽の影響、FOV サイズ、および FOV 全体の体表面画像の品質を評価する。また、コミッショニング時およびシステムの更新時など必要に応じて、上記の品質管理項目に追加して体表面検出位置に対する、体表面の色依存性、治療室内の照度依存性、およびフレームレート特性の評価を推奨する。

毎日の品質管理項目として、アイソセンタ付近の体表面画像にノイズが含まれていないか、画像

が分裂または多重表示されていないか等の画像の異常の有無を目視で評価することを推奨する。

毎年の品質管理項目として、位置の安定性に関して、SGRT のカメラは温度の変化によって位置座標がドリフトすると報告されている[33]。一方で多くの SGRT システムでは、カメラ温度に対するインターロック機構が備わっているため、最もドリフトが大きくなる可能性があるカメラの電源投入後しばらくの間はシステム自体が使用できない。したがって、臨床使用が可能な条件下にて位置の安定性を評価すべきであり、その変化量が 0.5 mm 以内であることを確認する。カメラの視野遮蔽の影響に関して、回転照射技術および寝台回転を伴う照射では、ガントリ、kV 撮影用アーム、EPID により 1 つまたは複数のカメラが遮蔽されることによるカメラの認識座標精度の低下が報告されている[2, 3, 34]。QA としては、カメラを遮蔽しない場合の認識座標と、複数のカメラのうちいくつかを遮蔽する、またはカメラの一部を遮蔽した場合の認識座標の差を評価する。本指針では、認識座標精度の許容値は $1\text{ mm}/1^\circ$ を推奨する。また、剛体レジストレーションで位置照合を行う SGRT システムでは、体型変化などの非剛体的な変化が生じた場合にカメラの視野遮蔽の影響が大きくなる可能性があるため注意する[35]。FOV サイズに関しては、メーカーの仕様値を逸脱していないかを評価する。QA の手法の例としては、寝台上に設置したファントムを各軸方向に移動し、ファントムが認識できなくなる位置を記録し、メーカーの FOV 仕様を満たす、もしくは、コミッショニング時の値(ベースライン)から大きく変化しないことを確認する。体表面画像の品質(FOV 全体)は、毎日の QA で実施する体表面画像の品質(アイソセンタ付近)の確認を FOV 全体で実施する。評価は、毎日の QA に準じて行い、正常であることを確認する。

コミッショニング時および適時の品質管理項目に関しては、体表面位置の色依存性に関して、AAPM TG-302 では、投影された光のパターンを反射できる不透明でかつ、光沢がない明るい色の表面で最も SGRT システムは効果的に機能することが報告されている[3]。また、体表面色に対して感度調整が可能なシステムもある。これらから、本指針では、臨床使用で想定される体表面色にて認識座標精度を評価することを推奨し、その許容値は $1\text{ mm}/1^\circ$ とする。一方で、一部の装置では暗黒色に対して認識座標精度が低下[33]、もしくは認識不可になることが報告されているため、自施設の SGRT システムの色に対する認識の可否の評価も合わせて推奨する。また、体表面位置の照度依存性について、SGRT システムの認識座標精度は治療室内の照度に影響を受ける可能性があり、メーカーによっては、推奨の照度を指定している。一方で、複数の文献において、照度による認識座標の影響は軽微であると報告されている[33, 36]。ただし、体表面色によっては、照度の影響を受ける可能性も否定できない。したがって、本指針では、臨床で利用する室内照度の範囲内において照度の依存性を評価することを推奨し、このときの許容値は $1\text{ mm}/1^\circ$ とする。フレームレート特性について、表 2 に示すように SGRT システムは各メーカーによって、フレームレートの公称値が異なる。一部の装置では、フレームレートは ROI サイズや体表面画像の撮像範囲に依存する。また、フレームレート特性は動的精度に影響することが報告されている[36]。したがって、コミッショニング時に、ROI サイズの変更等に伴うフレームレートの変化を評価することを推奨する。

3.2.6. 安全性

安全性に関する項目は、カメラ温度によるインターロックや、データバックアップとセキュリティの設定、体輪郭抽出閾値を含むシステム設定など患者の安全性に関わる機能や、システムの健全性に関わる項目を毎年の QA として確認することを推奨する。また、SGRT システムの故障時の対応とバックアップ体制について整備しておく。

(a) カメラ温度によるインターロック

3.2.4 のカメラ特性で示されたように SGRT システムに搭載されているカメラは、カメラの温度変化によって位置認識精度に変化が生じ、患者の位置決めや治療精度に影響を与える可能性がある[33, 35, 37]。安定した位置精度を確保するためには、カメラが使用前に最適温度に達している必要がある。最適温度の範囲は装置メーカーごとに異なり、起動時に自動ウォームアップ機能により温度管理が行われる[38]。カメラの温度が閾値設定を外れた場合、ソフトウェアやハードウェアのインターロックにより計測や照合機能が一時的に制限され、安全性が確保される。ウォームアップ時間は室温や設置環境、装置の稼働設定により変動する。位置認識精度の維持のため、カメラ温度や室温、機器状態の確認が推奨され、またカメラの温度変化によるドリフトの影響を最小限にするために、定期的なカメラの校正が必要である。

(b) データバックアップとセキュリティ設定

SGRT システムのデータ管理として、データ取込や転送、患者情報に関わるデータベースのバックアップおよびコンピュータのセキュリティ設定の確認を行う[2, 3, 25]。治療計画装置や放射線治療情報システムとのデータ転送では、データの整合性(氏名、識別・登録番号(ID)、治療計画プラン情報、基準体表面画像、アイソセンタ座標など)を確認する[3, 25]。また SGRT システムにおいて取得された画像および照合結果の記録が、正しく保存されていることを確認する[4, 5, 39]。各施設においては、診療報酬で求められる公開可能な実施記録が保存されなければならない[4]。画像保存に関する要件は、医療情報システムの安全管理に関するガイドライン[40]および画像情報の確定に関するガイドライン[41]を参考に適切に管理を行う。

(c) システム設定の確認

システムに関わる設定は、ユーザーが確認可能な範囲内において、基準体表面画像取得における設定、各治療部位における位置決めやリアルタイム監視の閾値、ビームホールドや呼吸同期および DIBH 照射における閾値などの設定値が正しいか、または変更されていないかを確認する。特に、基準体表面画像として CT リファレンスを使用する場合は、体輪郭の抽出アルゴリズムや使用する CT 値の閾値が変更されていないことを確認する。体輪郭を抽出する CT 値の閾値は、定期的に確認するとともに、閾値が自動で適用されるような機能を使用する、または適用された閾値が正しいことを既知のファントムでチェックするなど、誤った閾値が治療に使用されないようなワークフローを構築することが望ましい。

(d) システム故障時の対応とバックアップ体制

SGRT システムの故障には、カメラや付属機器とデータサーバー間の接続および通信エラー、治療装置との連携設定の不一致、放射線治療情報システムとの患者データ不整合、カメラの故障、システム障害、毎日の QA の失敗などがある[38]。対応策として、エラーメッセージの確認、メーカー提供のトラブルシューティングの実施、電源や接続設定の確認、カメラやシステムの再起動、データ整合性の確認、カメラ校正の再実施などを行う[38]。装置に故障が生じた場合、診療放射線技師と精度管理担当者(医学物理士等)が協力し、システムの復帰および安全確認を実施する[4, 5]。故障が解消しない場合はカスタマーサポートへ連絡し、必要に応じて治療装置とのシステム連携の無効化手順を検討する場合もある[38]。連携を無効化した場合や SGRT システムが使用できない場合を想定し、予めバックアップ体制を整備しておくことを推奨する。システム故障時の対応の一例として、固定具をインデックスバーで寝台に固定する[42, 43]、身体正中を寝台正中と一致させる、などの簡単な工夫で、2 日目以降の治療であれば治療初日の寝台位置が既知であるため、おおよその治療位置に患者を配置でき、X 線を用いた IGRT による照射位置の確認後に治療が可能となる。また、治療計画用 CT 画像におけるユーザー原点位置を定点化し、ユーザー原点からアイソセンタへのシフト量を絶対的な寝台パラメータに変換することで、患者位置を再現する方法もある[44]。各施設は、バックアップ体制に関わる指針や手順を医師、診療放射線技師および精度管理担当者(医学物理士等)と共に物理技術と臨床的観点から協議し、整備しておく。

3.2.7. CT 室内の SGRT システム

SGRT システムの中には、表 3 に示すように治療計画 CT 室内に設置可能な機種があり、4DCT 撮影や息止め CT 撮影などのトリガーとして利用できる。これに関して、本指針においては CT 室内の SGRT システム特有の項目として、CT-SGRT トリガー信号の適正性/連携性の確認を追加(表 4)し、その他は治療室内の SGRT システムの推奨品質管理項目と準ずることとした。

3.2.8. End-to-End 試験

SGRT システムの End-to-End 試験は、コミッショニング時、システム的大幅な変更時、および年に 1 回の頻度で実施することを推奨する。End-to-End 試験では、実際の治療の流れに沿って一連の治療に必要な手順を実施する。CT の撮像、輪郭描出、治療計画の作成、データの転送、SGRT に必要な ROI などの設定、R&V システムからのデータ転送、SGRT システムを用いたファントムの位置決め、IGRT などによる位置の確認作業、MV ビームの照射、照射後のデータ転送・保存といった手順を行い、一つ一つの手順を問題なく実施可能かを確認することが望ましい。また、精度の担保された IGRT システムによる照合結果や、MV 画像上での金属球の位置などと比較することで、より臨床条件に即した SGRT システムの幾何学的精度を評価することができる。本指針では、この時の許容値として $2\text{ mm}/1^\circ$ を推奨する。高い精度を求められる頭部定位照射に SGRT を適用する施設においては、より厳格な許容値として $1\text{ mm}/0.5^\circ$ を推奨する。

End-to-End 試験では他にも、SGRT における様々な事項を評価することができる。実際に各施設で実施する臨床手順に応じ、以下のような事項を実施することが望ましい。

- ・ SGRT 照合の基準となる体輪郭を抽出するための適切な CT 値の決定
- ・ CT リファレンスによる位置照合と、カメラリファレンスによる位置照合の差の評価
- ・ 臨床的なシナリオにおける、SGRT カメラが遮蔽されるガントリ角度の確認およびその時の精度の評価
- ・ 適切な ROI 形状の決定
- ・ 息止め照射や同期照射、ノンコプラナ照射に SGRT システムを用いる場合には、その手順の確認及び実施

使用するファントムは、人体を模擬した形状のファントムであることが望ましい。ファントムの色や素材に関する特徴は、3.3 に記載されている。本邦においては黄色人種の治療を行う頻度が高いと想定されるため、実際に使用する患者の体表面に合わせ、明るい色で不透明な、あまり反射のない表面材質であることが望ましい。

3.3. SGRT に使用するファントム

表 4 に示す定期品質管理の多くの項目は、ファントムを用いて実施される。SGRT においては、位置照合精度が体表面画像の品質に大きく左右されるため、コミッショニング・品質管理に使用するファントムの選択は重要である。とくに、ファントムの色、形状、質感は大きな影響を与える。

ファントムの色に関しては、SGRT では被写体からの反射光を利用して体表面画像を描出しているため、投影光を透過させる透明や、吸収する暗黒色は適さない。安定した体表面画像の描出を得るためには、白をはじめとした明るい色が適している。また、臨床において、様々な肌の色の患者が想定される場合は、想定される範囲で色を変えて、試験を行うことも重要である。色による影響の詳細に関しては、(3.2.4 推奨品質管理項目：カメラの特性)を参照されたい。SGRT システムの中には、露光時間やゲインを調整可能な装置もあり、この場合はより広い範囲の色のファントムを使用することも可能である。Stieler ら[45]は、Catalyst において、ファントムの色、露光時間、ゲインによる体表面画像の描出範囲の違いを調査し、黒では露光時間、ゲインを調整してもほとんどの領域は描出されないことを示している。

ファントムの形状に関しては、SGRT では画像照合の際に立体的凹凸(トポグラフィー)が必要となるため、平板等の凹凸がない形状は適していない。各品質管理項目を合理的な範囲かつ臨床応用に近い形で実施するためには、擬人化ファントムに代表される解剖学的な形状に近いものが適していると考えられる。また、立方体などの四角形のファントムを使用する場合は、体表面画像にトポグラフィーが含まれるように、ROI を設定する。

ファントムの質感に関しては、光沢がある場合、投影光が多重反射し、体表面画像の描出が困難となることがある。また、発泡スチロールやポリスチレンビーズのように粗い質感の素材も、投影光のパターンが不鮮明となることがある。このような場合は、表面に塗装やテープ貼付を施すことで対応することができる。

SGRT システムのコミッショニング・品質管理で使用されるファントム例を図 2-3 に示す。静的精度やカメラ特性の確認では、主に図 2 に示す SGRT システムに付属する QA ファントムが用いられている。これらのファントムは、SGRT システムの校正でも使用されており、白色・トポグラフ

ィーとした、体表面画像の描出において優れた特徴を有したものが多い。また発泡スチロールを使用したファントムにおいても、表面が滑らかとなるように工夫されている。

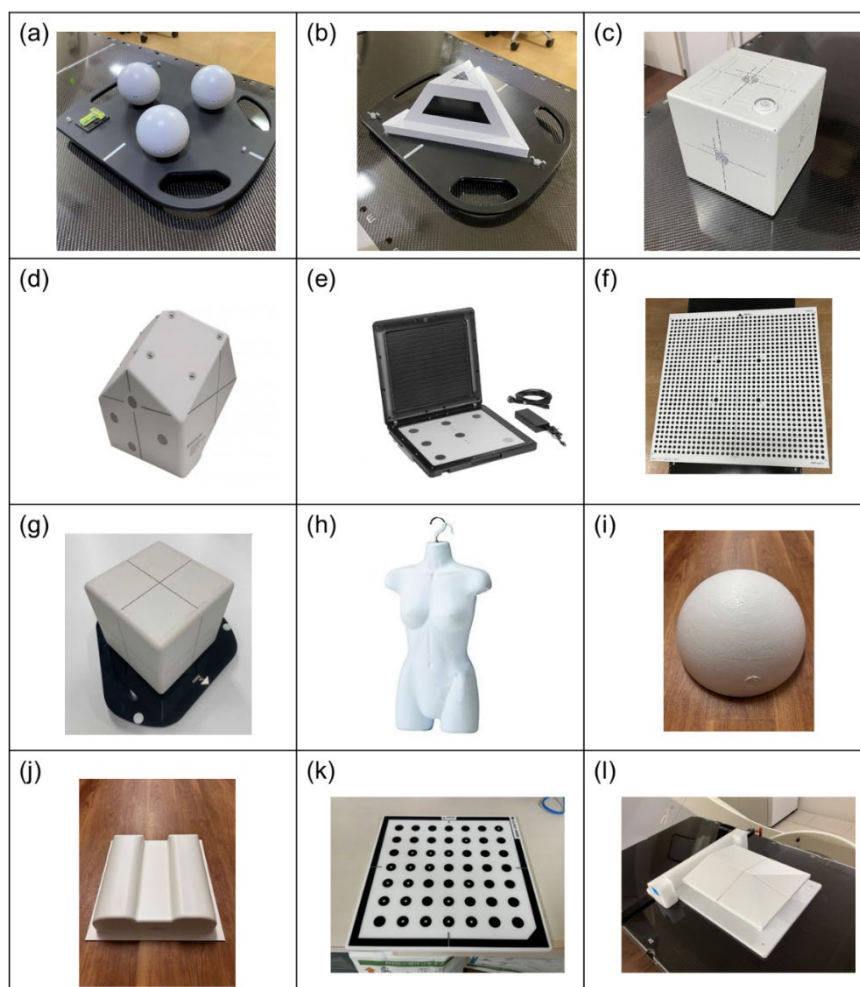


図 2. SGRT システムに付属する QA ファントム。(a) Spheres Phantom、(b)C-RAD 社製 Daily QA ファントム、(c)Modus QA 社製 Penta Guide ファントム、(d) System Calibration Phantom、(e) Thermal to 3D Calibration Phantom、(f)Vision RT 社製 Daliy QA ファントム、(g)Vision RT 社製 Calibration Cube ファントム、(h)Vision RT 社製マネキンファントム、(i)Vision RT 社製半球ファントム、(j)Vision RT 社製剛体テストファントム、(k)Varian 社製 Daily QA ファントム、(l) (株)イーアールディー社製 VOXELAN 基準物体

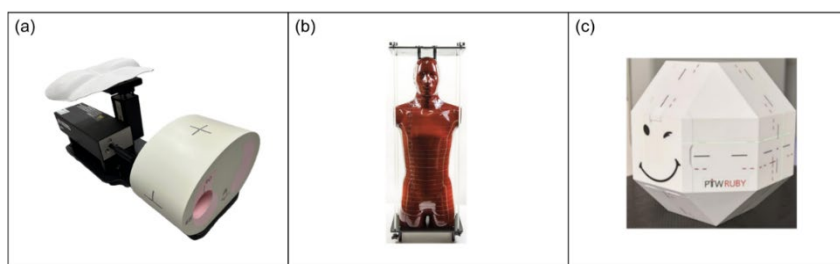


図 3. SGRT システム検証用の動体ファントムの例((a) CIRS 社製 Thorax ファントム)および End-to-End テスト用ファントムの例((b)Radiology Support Devices 社製 The Alderson Radiation Therapy ファントム、 (c)PTW 社製 Ruby modular QA ファントム)

表 4 で示されている動的精度の確認には、動体ファントムが必要となる。図 3(a)に市販の動体ファントムの例を示す。動的精度の確認には、任意の振幅、周期が設定できることが望ましく、図 3(a)に示したようなファントムは、それらの設定が可能である。

また、表 4 で示されている SGRT における照射精度を確認するためには、End-to-End テストの実施が必要となる。図 3(b)(c)に End-to-End テスト用ファントムの例を示す。End-to-End テストでは、体表面画像描出における優れた特徴に加えて、他の IGRT システムとの比較のための内部マーカーや治療計画 CT で作成した体輪郭 (DICOM RT structure) を基準画像として使用するための外部マーカーがあること、場合によっては、線量測定が可能なことも重要となる。

SGRT システムの一部では、非剛体画像照合アルゴリズムを用いているものがあり、その場合、非剛体ファントムを用いた試験が必要となる。しかし、非剛体ファントムは市販されておらず、また非剛体変化を定量的に評価することは難しい。このような場合、ファントムを非剛体変形させるのではなく、SGRT で基準画像となる DICOM RT Structure 情報を放射線治療支援装置で非剛体変形し、変形後の RT Structure を基準画像として使用することで非剛体画像照合の試験が可能である。Meyer ら[46]は、Catalyst HD において、非剛体変形した RT structure を用いて、非剛体画像照合のテストを行い、非剛体変形は位置照合精度に大きな影響を与えるため、非剛体画像照合機能を最適に活用するためには、治療計画時に軸外アイソセンタを避けることが推奨されると報告している。

3.4. FMEA

SGRT の臨床運用には多くのプロセスが関与し、潜在的なリスクが潜んでいる。このようなリスクを体系的に把握・管理する手法の一つとして、FMEA がある。FMEA は、放射線治療プロセスで発生し得る“故障モード(Failure Mode)”を洗い出し、「発生頻度(Occurrence)」、「重大度(Severity)」、「検出難易度(Detectability)」の指標尺度を評価し、リスク優先度数(Risk Priority Number: RPN)を算出することで、優先的に対策を講じるべきリスクとプロセスを特定する解析手法であり、AAPM TG-100 レポート[47] に代表されるように、放射線治療分野においても利用が進んでいる。AAPM TG-302 レポートでは、SGRT の臨床導入におけるリスク解析手法として FMEA の活用例が記載されており、QA プログラムなどの設計や導入の際に参考となる[3]。近年では、SGRT の利用に関連した FMEA の実践例の報告もある[48]。

安全な SGRT の臨床運用を進めるためには、施設ごとにプロセスマップで可視化し、FMEA により高リスク項目の抽出を行い、その対策を検討・実践する体制が理想的である。FMEA による治療プロセスの評価を行うことは、治療に携わる医療スタッフが実際の臨床現場で各ステップがどのように実施されているかを理解する機会にも繋がる。一方で、FMEA の限界の一つとして、プロセスマップに依存して故障モードや RPN が決まる点がある。システム更新やワークフローの変更など、治療プロセスの順序が変更する場合には、それに応じて新たな故障モードが発生する可能性があり、FMEA の再評価が必要である。

4. SGRT の治療計画

4.1. 固定具の選択

SGRT 実施時には、吸引式固定具やオープンフェイスマスクなどを用い、すべての治療部位において適切に ROI を確保できるよう固定具を選択・作成する必要がある。固定具作成にあたっては、SGRT カメラの台数・位置・視野を考慮し、ROI や基準体表面画像取得時への影響を最小限に抑えるよう配慮することが重要である。補助具として傾斜台や吸引式固定具を用い、頭側を挙上することでカメラの検出領域の拡大や、快適性を重視した固定具作成を考慮してもよい。また、ボークスを使用する場合、ボークス表面は皮膚と反射特性が異なるため、カメラによる表面画像の取得が困難な場合がある。表面に光沢がある一般的なボークスは、表面をスプレー塗装または不透明テープの利用により SGRT に対応させることが可能な場合がある。また、真鍮メッシュボークスには、反射を抑えるためにマットホワイト塗装が施された製品も市販されている[49]。ボークスを使用する場合、はじめに非ボークス状態で位置決めを行い、その後ボークス装着時の基準体表面画像を取得する。

図 4 に、体表面認識と患者固定再現性を両立させる部位別の使用固定具例を示す。

(a) 頭頸部

照射範囲により、頭部のみの頭部シェルと頭部～肩まで固定できる頭頸部シェルを使用して、オープンフェイスマスクで作成する。頭部定位照射においては、ダブルシェルタイプの固定システムや吸引式固定具などを用いて、後頭部についても患者形状を型取り、ROI を確保するようにシェルの一部を切り取るかオープンフェイスマスクとの組み合わせが有効である。固定具作成の工夫として、バイトブロックを使用して固定精度や再現性を担保することが重要である。患者は上半身脱衣し、可能な限り力を抜いてリラックスさせるように心がけ、可動する関節部はできる限り固定する。また、自然体位で頭部に側方回旋がみられる場合、固定具作成時にこれを矯正すると、治療中の体動が大きくなることもあり、注意が必要である。

(b) 体幹部

体幹部領域の固定具は、上肢挙上固定具や吸引式固定具、膝下枕を使用するなど、可能な限り抑制しないものを使用する。骨盤部領域の固定具は、体幹ベルトや膝下枕、下肢補助具を使用する。

(c) 四肢

四肢領域の固定具は、患肢を専用固定具や吸引式固定具などを使用して、可能な限り患者の安静保持に努め、固定精度や再現性を担保する。

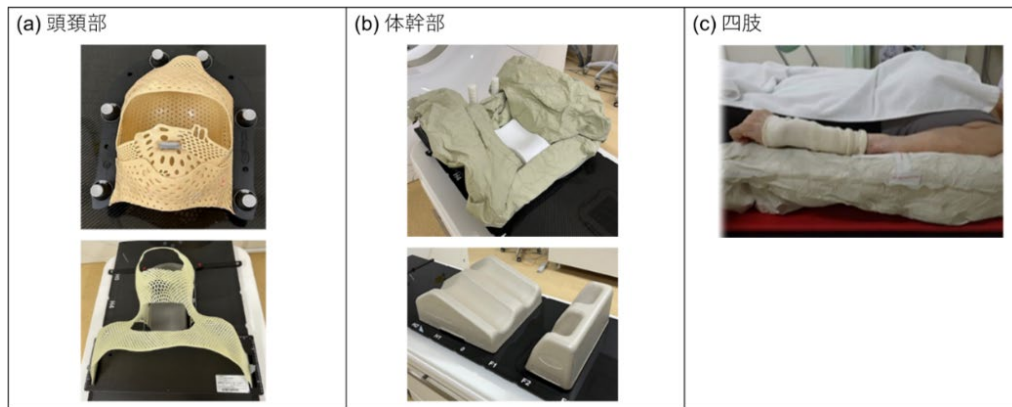


図 4. 部位別の使用固定具((a)頭頸部、(b)体幹部、(c)四肢)

4.2. 衣類の選択

SGRT 実施時は、位置照合精度の低下を防ぐため、体表面として誤認識されうる衣服を可能な限り除外し、視認性および再現性の高い体表面を確保することが望ましい[50]。乳房や骨盤領域では、羞恥心への配慮から着衣下での実施が検討課題であるが、一般衣類の日常的使用を支持する直接的エビデンスは、本指針策定時点では乏しい。したがって衣服着用下での SGRT の実施は各施設で十分に検証したうえで、慎重に導入判断する必要がある。

4.3. CT 撮影条件

ヘリカルスキャンを基本とし、体表面情報を再構築するために、治療部位を中心に頭尾方向に十分な撮影範囲を確保する。過剰な低線量化は体表抽出の不安定化を招くため、管電圧・電流は標準的な施設プロトコルに準拠し、ピッチファクターは 1 未満、mAs 値は標準的な設定とする。また、特に検出範囲が狭く精細な描出が求められる顔面や頭頸部では撮影スライス厚を薄くすることは有用である。高解像度フィルタ関数はノイズを助長するため、軟部組織向けのフィルタを推奨する。逐次近似再構成はコントラストやエッジを保持しつつノイズを低減するため体表面抽出精度の向上に寄与するが、空間分解能の変化には注意する[51]。金属アーチファクトによる体表面の変形や欠損には、金属アーチファクト低減機能が有効であり、ストリークアーチファクトを約 70%低減する[52]。呼吸による体表面変化に対しては、息止めや DIBH など照射手技に合わせた呼吸状態での撮影が必要である。なお 4DCT では、SGRT システムによる体表面振幅を呼吸位相の同期信号として用いることで、各呼吸位相の画像を正確に取得し、標的やリスク臓器の動態の把握が可能となる。

4.4. SGRT システムによる治療計画用 CT 撮影時の体表面画像取得

SGRT システムを利用した治療計画 CT 撮影時における体表面取得の利点は、CT 撮影条件や治療計画装置による体輪郭描出の違いの防止、CT 再構成時のアーチファクトなどの防止などが考えられる。図 5 に治療室内および CT 室内の SGRT システム(Catalyst と Sentinel の場合)による体表

面の違いを示す。治療計画 CT 室に設置可能な SGRT システムの場合は、体表面画像取得のタイミングが治療計画用 CT 撮影時のタイミングと必ずしも一致しない可能性があることや、治療室内の体表面取得用の計測条件(有効視野、カメラパラメータ)と異なる場合があるため、これらの特性について臨床使用前に確認することを推奨する (表 3 参照)。

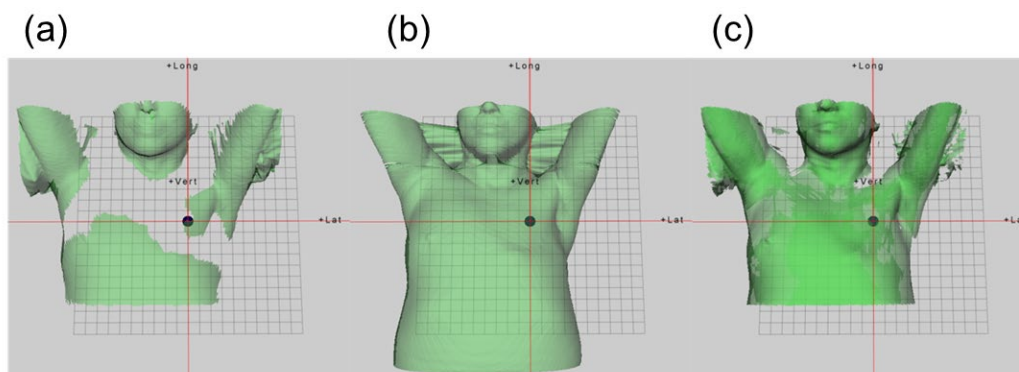


図 5. 取得システムによる体表面の違い。(a)治療計画 CT 室で取得されたカメラリファレンス (Sentinel™,C-RAD)、(b) CT リファレンス、(c)治療室で取得されたカメラリファレンス (Catalyst™, C-RAD)

4.5. CTV-PTV マージン設定

放射線治療における CTV-PTV マージン(臨床標的体積：Clinical Target Volume (CTV)，計画標的体積：Planning Target Volume (PTV))は、治療装置の幾何学的な不確かさに加え、位置決め誤差や体内臓器の動きなど、照射時の患者位置の不確かさを補償するために設定される。SGRT は位置決め精度を向上させ、CTV-PTV マージンの縮小に寄与する可能性がある。皮膚マークを用いた従来の位置決めと比較して、SGRT では特に系統誤差を低減し、位置決め精度を向上させることが報告されている[53, 54, 55, 56, 57]。SGRT と週 1 回の CBCT 撮影を併用した場合の CTV-PTV マージンは、皮膚マークと隔日の CBCT 撮影を併用した場合と同等であると報告されている[53]。なお表 5 に CTV-PTV マージンの報告例を示すが、あくまで参考値であり、実際の CTV-PTV マージン設定は各施設において慎重に検討する必要がある。

表 5 SGRT における部位別 CTV-PTV マージンの報告例

部位	CTV-PTV マージン	概説	参考文献
頭頸部	2-3 mm	SGRT とオープンフェイスマスクを併用した際のセットアップマージン	Rudat V, et al.[53]
乳房 (DIBH)	4-6 mm	SGRT 単独でのセットアップマージン	Rudat V, et al.[54]
肺 (SBRT)	3-5 mm	SGRT を用いて、Intrafraction motion を観察した際の誤差から算出されたマージン	Guo HL, et al.[55]
体幹部 (胸部/腹部/骨盤部)	2-6 mm	SGRT と週 1 回 CBCT におけるセットアップマージン	Rudat V, et al. [53] Mankinen M, et al.[56]
四肢	4-5 mm	SGRT と定期的な CBCT を併用した際のセットアップマージン	Zhang YX, et al.[57]

4.6. ビーム設定

C-arm 型リニアックによる SGRT では、三次元原体放射線治療におけるフィールド・イン・フィールド法(Field in field: FIF)や、強度変調放射線治療(Intensity modulated radiation therapy: IMRT)および強度変調回転放射線治療(Volumetric modulated arc therapy: VMAT)等の動的な照射野を含めて、基本的に従来と同様のビーム設定が可能である。ただし、特定のガントリ角度やノンコプラナ照射時にはカメラが遮蔽され、体表面監視の精度に影響を及ぼす可能性があるため、事前に各施設で使用可能な角度を確認することを推奨する。またリング型リニアックでは、SGRT 実施時においても基本的に従来と同様のビーム設定で治療が可能であり、ボア内にカメラを装着することでビーム照射中のリアルタイム監視も可能である[58]。

また息止め照射の場合には、患者の不快感は息止め時間が長く、息止め回数が多くなるほど増加しやすい[26]。したがって、治療計画の立案者は 1 回の息止めでビームを照射できるようにビームを作成することが望ましい。また、必要に応じてウェッジフィルターや FIF 等を使用し、良好な線量分布を得られるようにするが、ウェッジの使用は対側乳房への被ばく増加およびビーム照射時間を増加させる可能性があるため、特に SGRT による息止め照射を実施する場合は、ウェッジの代替として FIF を採用することも考慮すべきである[26]。

4.7. DIBH 時の心臓の線量評価

左乳がんの放射線治療において、心臓への被ばくは長期的な心血管疾患のリスクとなり得る[59]。SGRT を用いた DIBH 照射は、肺容積を拡張して心臓や冠動脈左前下行枝を照射野から離すことで、標的への線量を確保しながら心臓ならびに冠動脈左前下行枝へ投与される線量を効果的に低減する技術である(図 6)。

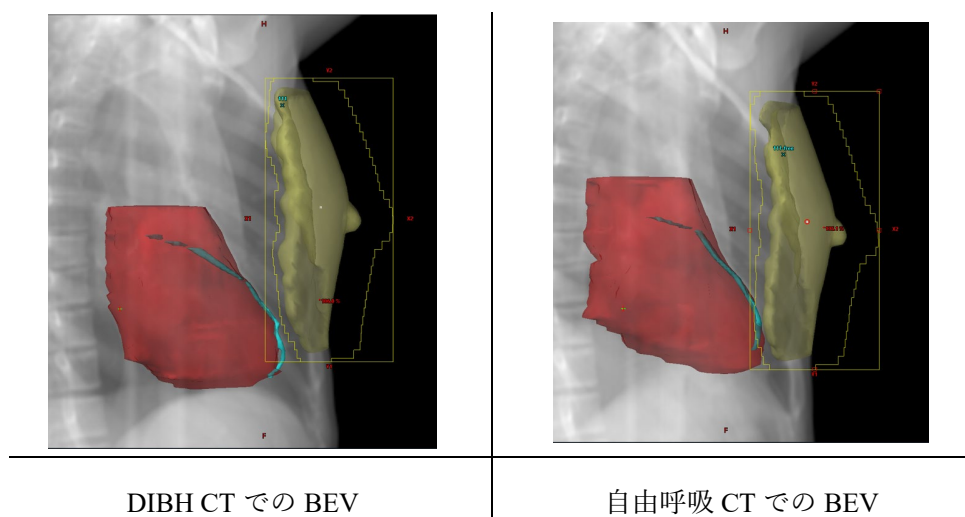


図 6. DIBH CT および自由呼吸 CT での Beam's Eye View (BEV)の比較(赤：心臓、シアン：冠動脈左前下行枝、黄：PTV。自由呼吸 CT の BEV(右)では、心臓および冠動脈左前下行枝が照射野内に含まれている。)

しかし BMI が高値の患者では、自由呼吸下での心臓線量が比較的低く、DIBH の恩恵が相対的に小さくなる場合があると報告されており[60]、適切な適応判断が求められる。また左乳がんに対して呼吸性移動対策加算を算定する場合の記録に係る要件として、深吸気時において心臓の線量低減が可能であることを示す必要がある[5]。方法としては、治療計画 CT 撮影時に DIBH 下だけでなく、自由呼吸下もしくは深呼気下でも撮像を行い、以下(a)~(c)のいずれか、または複数の手法を利用することができる。

- (a) 各呼吸位相 CT で治療計画を作成し、心臓および冠動脈左前下行枝の線量を評価する。
- (b) 各 CT 呼吸位相を比較し、DIBH 下では、自由呼吸下もしくは深呼気下と比較して、心臓および冠動脈左前下行枝が照射野からより遠位に位置していることを確認する。
- (c) DIBH 下 CT に基づく治療計画（線量分布）に、自由呼吸下 CT もしくは深呼気下 CT の心臓および冠動脈左前下行枝の輪郭を画像融合し、それらに対する線量を評価する。

5. SGRT による位置照合

5.1. 照合結果の確認

治療開始前の患者位置決めにおいて SGRT の位置照合結果から患者の最終的な照射位置が決定される場合、X 線等を用いた IGRT と同様に、最終的な位置照合結果の判断は医師によって行われる必要があるが[4]、診療放射線技師は、医師の具体的な指示のもとで体表面画像の一次照合を行い、照射位置精度を確認したうえで、放射線の照射を行うことが可能である[4, 61]。ただし、位置照合結果があらかじめ定められた許容範囲を逸脱した場合には、速やかに医師に報告し、精度管理担当者(医学物理士等)と協議のうえ、物理技術的および臨床的観点から照射の継続又は中断を判断する必要がある[62]。なお、照合結果は記録し、適切に管理することが必要であり、位置照合結果の定量的情報に加えて、基準体表面画像の選択や ROI の設定を確認できることが望ましい。SGRT における照合結果の確認と運用に際しては、IGRT ガイドライン 2022[4]を参考にされたい。

5.2. 治療前の位置決め

各 SGRT システムは特徴や機能に違いがあるが、SGRT による位置決めの基本的な考え方や手順は共通している。SGRT システムは取得した体表面画像を基準体表面画像と照合し、FOV 全体もしくは ROI 内の位置変位量を視覚的に表示する(図 7)。その情報をもとに手動、または自動寝台制御機能によって患者の位置を補正する。そして、SGRT システムが示す位置変位量が設定した閾値内であることを確認し、位置決めを完了する。さらに必要に応じて他のモダリティによる IGRT を組み合わせることで体表面と体内の標的位置との位置関係を保証する[2, 3](5.4 SGRT と IGRT の併用参照)。表 6 に SGRT 治療前の位置決めの留意事項を記載する。

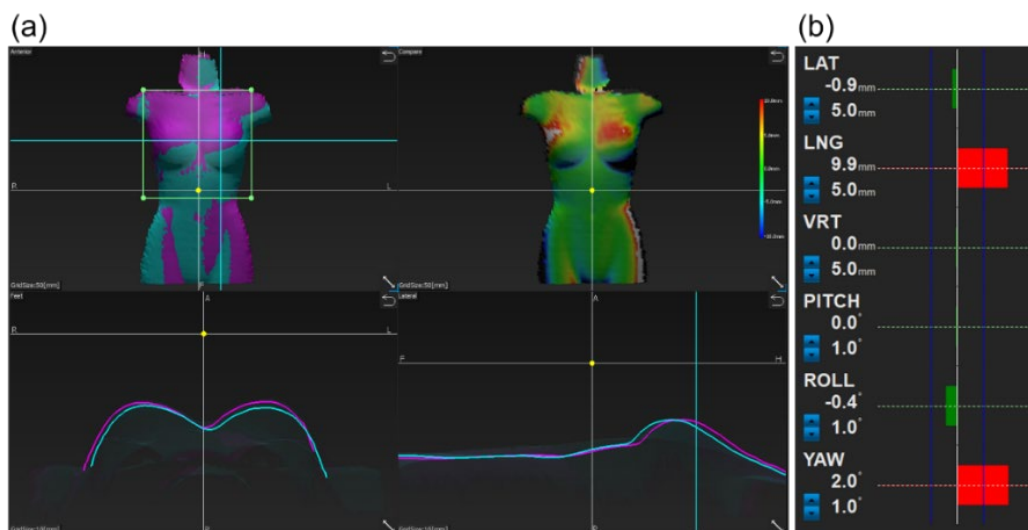


図 7. SGRT システムが表示する位置変位量の情報(SGRT システムが取得した体表面画像(マゼンタ)と基準体表面画像(シアン)の照合結果が、(a) カラーマップや、(b) 6 軸変位量として可視化されている。)

表 6. SGRT による治療前の位置決めの留意事項

ROI 設定	- ROI 内に治療領域を表す特徴的な体表面形状を含める。治療部位毎の推奨される ROI は、(7.1 代表的な ROI 設定)を参照。 - 平坦な部位や対称性の高い部位では照合結果の正確性が低下するため、周囲の明瞭な凹凸を含めることが推奨される。
基準体表面画像の選択	- CT リファレンスとカメラリファレンスの特徴を理解し、目的に応じて適切なものを選択する。 - 複数の基準体表面画像を使用する場合は、選択間違いを防ぐ工夫が必要である。
皮膚マークによる位置決めとの比較	- 皮膚マークと比較して、SGRT はより多くの患者位置情報を得ることができる。 - SGRT を皮膚マークの代替とすることで、皮膚マークレス治療が可能となる。皮膚マークレス治療に関する詳細は「7.2 皮膚マークレス治療」を参照。
技術的な制限への対応	- 深部腫瘍や、体表面の形状変化が起こりやすい部位では、別モダリティによる IGRT を補完的に併用することを推奨する(5.4 参照)。 - 視野遮蔽となる領域や、十分な反射光が得られない領域では体表面画像の欠損が生じ、照合精度が低下する可能性があるため注意する。衣類については「4.2 SGRT 実施時の衣類」を参照。

5.3. リアルタイム監視

SGRT システムは、FOV 全体もしくはユーザーが設定した ROI の動きを治療前及び治療中に監視し、リアルタイムに基準位置からの体表面の変位量を表示・記録できる。さらに、リニアックと連携し、ビームホールド機能を有する機種もある。また、リアルタイム監視時のフレームレート

は、ROI の大きさや光学カメラが作成する体表面の解像度に依存する。

その中でも、ExacTrac Dynamic では、体表面の凹凸形状と温度分布の 2 つの情報を基にリアルタイム監視を行う点が特徴的である。そのため、ROI を設定した後に体表面温度が変化すると、その変化を位置ずれとして誤検出する恐れがある。実際に、0.5°C の温度変化が約 1 mm の位置エラーとして認識される可能性があることが報告されている[63]。したがって、固定具を使用する頭頸部や脳などの部位では、治療中に患者と接する固定具の表面温度が変化する可能性があり、特に注意する。表 7 に、SGRT によるリアルタイム監視を実施する上での留意事項を記載する。

表 7. SGRT リアルタイム監視の留意事項

ROI 設定	- ROI 内に治療領域を表す特徴的な体表面形状を含める。特に、凹凸が少ないと、動きの検出精度が低下する[64]。治療部位毎の推奨される ROI は、(7.1 代表的な ROI 設定)を参照。 - ExacTrac Dynamic では、体表面温度を利用してリアルタイム監視時の精度を向上させている。この場合、ROI 内の温度変化に注意する[63]。
基準体表面画像の選択	- CT リファレンスとカメラリファレンスを目的に応じて選択する。 - 別 IGRT システムによって位置照合と修正を実施した場合には、カメラリファレンスを取得し基準体表面画像に設定する。
フレームレート	- ROI の大きさがフレームレートに影響を与える。 - ROI 小→高速フレームレート - ROI 大→低速フレームレート - 光学カメラの高解像度モードを選択するとフレームレートは低下するため、ROI を限定するなどの対策を検討する。
放射線治療装置連携	- 体表面移動量が設定した許容値を超えた場合は、放射線治療装置と連携し、照射を中断できる(対応できない SGRT システムもある)。リアルタイム監視時に設定するフレームレートとも関連がある[36]。 - 照射中、操作者は患者の体表面を注意深く観察する。特にビームホールドを行う機能を有していない SGRT システムでは、閾値を逸脱した場合には速やかにビーム停止を行わなければならない。

5.4. IGRT との併用

初回治療時に SGRT による位置決めを実施した場合、X 線による位置照合を行う必要がある。また、初回から数回の治療においては、SGRT による位置決め精度を評価するため、IGRT との併用が推奨される。リング型放射線治療装置では、SGRT による位置決めが照射位置(アイソセンタ)とは異なる位置で行われるため、位置決め位置から照射位置への移動精度に加え、移動中の患者の体動にも注意を要する。そのため、装置によっては照射直前に IGRT による位置照合が必須とされている。

すべての治療部位において、SGRT に IGRT を適切に組み合わせた位置決めワークフローの導入

が望ましい。例えば、乳房照射では SGRT による初期位置決め後、数回の IGRT で SGRT との位置照合位置の整合性を確認し、以後は週 1 回の照合が望ましい。DIBH では心臓位置の変動が大きく、X 線併用が有効とされる[65, 66]。SBRT では体表面と内部臓器の相関が低く、脳定位照射でも体表面のみでは内部位置を正確に反映できない場合があるため、高い位置照合精度を達成するためには CBCT 等による X 線照合が必須である[67]。治療部位毎の具体的なワークフロー例については(7. SGRT の臨床利用)を参照されたい。

6. SGRT による呼吸性移動対策

6.1. 適応判断

SGRT による呼吸性移動対策の適用には、患者の呼吸状態や体表形状、システムの性能を踏まえた判断が求められる。そのため、以下の評価項目に基づき、治療計画用 CT 撮影時に適応判断を行うことが望ましい[5, 26]。これらの適応判断は、放射線治療医、診療放射線技師、精度管理担当者(医学物理士等)など複数の専門職によるチームで実施し、各評価項目の判定内容はチェックリストや判定表に記録することが望ましい[5]。

(a) 解剖学的位置と呼吸性移動の確認

治療対象となる臓器や腫瘍、および腫瘍近傍の体内構造の呼吸性移動は、治療計画用 CT 撮影時に 4DCT や X 線透視などを用いて、頭尾、左右、前後方向の三次元的な最大移動長を計測する[5]。SGRT を用いる場合は、体表面の動きと腫瘍の動きの相関関係を確認する[3]。

(b) 患者の呼吸安定性と協力の可否

患者の呼吸安定性は、SGRT や外部呼吸信号を取得可能なシステムを用いて呼吸波形を観察し、安定した周期的な呼吸が維持されているかどうかを評価する。呼吸同期照射を実施する場合は、呼吸の大きな変動が認められると治療精度が低下する可能性があるため、適応を慎重に判断する(6.2 呼吸同期照射参照)。息止め・深吸気息止め照射を実施する場合は、息止めを複数回にわたり安定して再現できるかを確認する(6.3 息止め・深吸気息止め照射参照)。また、Audio-visual フィードバックを使用する場合には、患者がその内容を理解し、呼吸制御の指示に従えるかどうか適応判断の重要な要素となる(6.4 Audio-visual フィードバック参照)。認知機能の低下や全身状態の不良などにより呼吸管理への協力が困難な場合は、他の呼吸管理手法や対策を検討する。

(c) SGRT システムによる体表監視の安定性と再現性

SGRT による呼吸性移動対策の適応判断においては、体表面を安定的に監視できることが必要である。患者の体型、体毛、術後の変化、および浮腫などの影響で ROI の設定が不安定となる場合や、SGRT カメラの視野内に監視の障壁となる機器が存在する場合には、適応外となる可能性がある。CT 室に SGRT 機器が設置されている場合は、SGRT システムによる呼吸波形取得の再現性および追従性を評価し、十分な精度が確認された場合に適応と判断する。

(d) 他手法との比較および代替策の検討

SGRT 以外にも、外部呼吸信号を取得可能なシステム(RPM(Real time Position Management)、RGSC(Respiratory Gating for Scanners) (以上、株式会社バリアンメディカルシステムズ)、アブチエス (エイペックスメディカル株式会社) など)も呼吸性移動対策に用いられている。これらは、取得対象や信号形式、フィードバック方法に違いがあるため、SGRT とは別に適応判断を行う必要がある。また、SGRT で適応外と判断された場合には、これらの外部呼吸信号を取得可能なシステムの導入を代替策として検討してもよい。

6.2. 呼吸同期照射

SGRT システムでは体表面に ROI を設定し、その鉛直方向変位のみを抽出して時間軸上にプロットした呼吸サロゲート波形をリアルタイムで表示できる場合がある。既存の SGRT システムを用いた呼吸同期照射は体表面振幅を基準とする「振幅同期」に分類され、4DCT で使用される位相同期とは同期の種類が異なる。実際の治療では、治療計画用 CT 撮影時に取得した 4DCT から体内腫瘍の移動幅を評価し、それに対応する体表振幅を SGRT システムに同期幅として登録する。

呼吸監視用 ROI は波形が鋭敏に現れる胸壁または腹壁にノイズが許容できる十分小さな領域を設定することで、S/N 比 (Signal-to-Noise Ratio : 信号対雑音比) が向上し遅延時間を抑えられる (7.1 各部位の代表的な ROI 設定参照)。また ROI を複数設定できる装置では、各 ROI の信号を合算することで呼吸方法による影響を緩和できる。監視用閾値は過度に小さく設定すると照射効率が低下し治療時間が延長するため、体内標的の残余誤差が治療計画時の Internal Margin 未満となる範囲で調整するのが实际的である。なお、SGRT システムの遅延時間はビーム OFF 時の遅延が重要であることから事前に十分評価する (3.2.3 推奨品質管理項目 : 動的精度参照)。

体表面振幅と体内臓器移動の相関は治療期間中にも変動し得る。SGRT システムの呼吸監視機能を用いて取得した計画用の 4DCT と、4DCBCT で体内-体表相関を比較し、必要に応じて同期幅を再調整する運用が望ましい。

6.3. 息止め・深吸気息止め照射

息止め照射では、治療計画用 CT で取得した呼吸位相と治療時の呼吸位相を常に一致させる。患者が自身の呼吸量を確認できない状態で息止めを繰り返す場合、回数を重ねるにつれ息止めが浅くなり、体表面振幅にもばらつきが生じる場合がある。したがって、リアルタイムの Audio-visual フィードバックによって患者が呼吸量を確認できる環境を整備することが望ましい。

息止め照射における治療計画用 CT では体表面情報を取得しながら、同一の体表面位置で複数回 CT 撮影を行い、標的位置の再現性を確認し体内マージンを検討する。

ビーム制御は、声掛けで息止めを指示し、体表振幅が設定範囲に入った瞬間に自動でビーム ON、外れた時に自動でビーム OFF にする方式(ビームホールド機能)の利用が推奨される [68]。ビームホールド機能の設定範囲は呼吸停止のばらつきを考慮するため一定の幅を設定する必要がある。体内マージンが増える可能性があるものの、操作者間のばらつきがなく安全性が高い。一方、声掛けとビーム ON/OFF を操作者の手動で行う方式は、操作者間における設定値と体表面位置の一致

認識のばらつきや、患者が突発的に息止めを解除した際のビーム OFF 操作が遅れる懸念があるため、注意する。

長時間治療では安静呼吸位の経時変動(ベースラインドリフト)が生じやすい。ベースラインドリフトが自施設で定めた閾値外となった場合、CBCT 等で体内腫瘍位置を確認し、必要に応じて基準体表面画像の再登録と閾値の再設定をする[2]。

左乳がんに対する DIBH 照射では、左前胸壁と心臓を物理的に離して照射することが目的であるため、十分な吸気量が必要となる。しかし、最大吸気量まで吸わせると回を重ねるごとに呼吸苦により再現が難しくなり、背部伸展により前胸壁を意図的に持ち上げる動作が混在する懸念があるため、繰り返し実施しても安楽に息止めが可能な吸気量を設定することが望ましい[3]。

6.4. Audio-visual フィードバック

Audio-visual フィードバックとは、呼吸や体動などの生体情報をリアルタイムに音声や視覚情報として提示し、患者が自らの状態を把握・調整できるよう支援する手法である。SGRT を用いた呼吸性移動対策において、Audio-visual フィードバックを組み合わせることで、患者自身が安定した呼吸状態を把握・維持できるようになる[26, 69]。

図 8 に SGRT に使用される Audio-visual フィードバックの例を示す。フィードバックの方法はシステムによって多様であるが、一般的に以下のような形式で提供される。

(a) 視覚フィードバック

患者目線上に設置されたモニター(図 8a)、患者に装着するスマートグラスと呼ばれる眼鏡型モニター(図 8b)などの映像出力機器が使用される。目標とする息止めレベルを示すターゲットライン、バー、またはウィンドウと、患者の現在の体表面位置を示すリアルタイムの表示(線、点、グラフなど)を同一画面上に提示する(図 8c,d)。患者は自身の体表面位置が目標とする息止め範囲に収まるように呼吸を調整する。体表面位置の基準からの差は、数値(mm)での表示や、許容範囲内にあるか範囲外であるかを色分け(例：緑、黄、赤)で表示する手法が用いられる。

(b) 聴覚フィードバック

SGRT システムに搭載されたスピーカー等の音声出力機器が使用される(図 8e)。息止めの開始や終了を促す音声指示やチャイム音、体表面位置が許容範囲から逸脱した場合に警告するアラーム音などで患者に呼吸状態をフィードバックする。許容範囲内外で音のリズムや音色を変化させ呼吸状態をフィードバックする手法も用いられる。



図 8: SGRT に使用される Audio-visual フィードバックの例((a)患者目線上設置モニター, (b)スマートグラス, (c)視覚画面の例 (AlignRT), (d)視覚画面の例 (VOXELAN),(e)SGRT システム搭載スピーカー(VOXELAN))

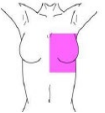
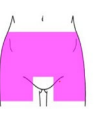
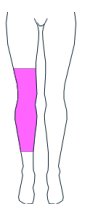
Audio-visual フィードバックを用いる際の留意点として、フィードバック信号が許容範囲内であっても、治療計画用 CT 撮影時の呼吸状態が正確に再現されていない可能性があることが挙げられる。さらに、各システムへの適応性については、患者ごとに視覚機能や聴覚機能に問題がないかを、治療計画用 CT 撮影時に評価する必要がある。

7. SGRT の臨床利用

7.1. 各部位の代表的な ROI 設定

治療前の位置決めおよびリアルタイム監視における代表的な ROI 設定について表 8 に示す。各部位の特徴を理解し ROI を設定しなければならない。

表 8 代表的な ROI 設定

部位	頭部 (STI 含む)	頭頸部	乳房および 胸壁	胸腹部	骨盤部	四肢
含める	・ 額、鼻、側頭骨などの骨構造[2, 70]	・ 額、鼻、側頭骨に加え、肩などの骨構造 [71] および下顎や咽頭部	・ 乳房 ROI として検側乳房や胸骨 ・ 全体 ROI として腕や顎、胸部全体	・ 胸骨、胸郭などの骨構造 ・ 側腹部など曲面	・ 骨盤骨などの骨構造 ・ 側腹部など曲面	・ 検側の肘、膝、手、足など凹凸のある骨構造 [57, 72, 73]
含めない	・ 頭髪および目、口、下顎などの可動部位	・ 頭髪および咳など不随意運動が起きやすい部位	・ 対側乳房や胸郭	・ 呼吸変動の大きな腹部および外陰部や体毛		・ 対側四肢
備考	・ STI においては、1 秒あたり 3~5 フレーム以上の時間分解能を確保できるよう ROI サイズを制限する [3]。	・ 下顎や咽頭部は標的と位置相関性が高い場合は含める。	・ 全体 ROI と乳房 ROI の併用が推奨される [3, 46]。 ・ 対側乳房や胸郭は代替 ROI として含めてもよい。	・ 外陰部や体毛は位置再現性が低い場合、除外も検討する。	—	
ROI 設定例 (桃色 : ROI)	 	 	  	  	 	 

SGRT システムのレジストレーション計算は、設定された ROI 範囲内に制限される。ROI のサイズや形状は照射位置精度や時間分解能の双方に影響を与えるため、患者および治療部位ごとに最適な設定が必要である [2, 3, 71]。ROI の適切性は、X 線等を用いた IGRT により確認することが推奨される。

ROI には、体表面と誤認識する恐れのある固定具や衣服等は除外したうえで、治療領域の体表面上における特徴的な形状や解剖学的構造(凹凸や曲面など)を含めるとよい。また、治療領域が平坦

または対称的で特徴的が乏しい場合には正確なレジストレーションが困難となる可能性があり、治療領域外の解剖学的構造(対側乳房や治療領域近傍の骨格)の包含および治療領域外における代替 ROI の設定を検討する必要がある[74]。

また表 8 とは別に、呼吸管理に SGRT を用いる際は、以下の(a)~(e)の条件を満たす 30 mm x 30 mm 以下の小さな ROI を治療計画用 CT 撮影時および治療時に設定することを推奨する[3, 75]。

- (a) 急峻な傾斜面上を避ける
- (b) CT ボア内でカメラの視野遮蔽がない
- (c) 呼吸中の突発的な動きが少ない
- (d) 呼吸周期や呼吸停止の再現性が高い
- (e) CT 撮影中もダイナミックに追跡可能である

7.2. 皮膚マークレス治療

放射線治療の長い歴史の中で、永久的または一時的な皮膚マークは、治療室内のレーザーと照合する体表面の基準として使用され、再現性の高い位置決めを可能にしてきた[72, 76]。しかしながら、永久的な皮膚マークは、乳がん患者や小児患者に対する心理的影響が指摘されており[15, 20, 64, 77, 78]、一時的な皮膚マークは、心理的負担は少ないものの[79]、消失や再描画の不正確さ、衛生面、皮膚刺激等の課題がある[42, 43]

近年では、SGRT の普及により、皮膚マークを利用せずに照射位置をあわせる放射線治療（皮膚マークレス治療）の可能性が高まっている[6, 20, 42, 64, 80]。SGRT は、皮膚マークのような点または線の基準情報を用いる方法と比較して、患者の体表面全体を三次元で可視化することで、より広範囲な位置情報を提供する[42, 43, 81]。いくつかの研究では、SGRT を用いた皮膚マークレス位置決めは、従来の皮膚マークとレーザーによる位置決めと比較して、同等以上の精度を実現すると報告している[13, 14, 20, 42, 49, 72, 73, 76, 78, 80, 82, 83]。

皮膚マークレス治療は殆どの治療部位において適用可能である[13, 20, 43]。乳房・胸壁や四肢は、体表面と標的の相関関係が高く良好な位置決め精度が報告されている[14, 42, 72, 73, 76, 78, 80, 83]。腹部・骨盤部では、体表面と標的の相関関係は不確実である[76, 82, 84, 85]が、皮膚マークの代替としては十分有用である[76, 82]。

皮膚マークレス治療の臨床導入に先立ち、単純な形状や人体を模擬したファントムを用いた皮膚マークレス位置決め精度の評価を行う[43]。皮膚マークレスワークフローに沿って実施することで、運用時の流れも確認できる。その他、各施設の要件に応じた検証や準備も求められる。

皮膚マークレス治療を安全かつ円滑に臨床導入するには、段階的な導入が効果的である。はじめに従来の皮膚マークと SGRT を併用し、装置の運用に習熟するとともに SGRT の精度を確認し、徐々に皮膚マークを減らしていく[43]。最初に 1 つの治療部位で皮膚マークレス治療を導入し、十分な経験を積んだ上で適用範囲を広げていく方法も有効である。また、皮膚マークレスを実施するための適切な ROI の設定(7.1 各部位の代表的な ROI 設定参照)について各施設で協議し、治療スタッフで共有することが必要である。

皮膚マークレス導入に際しては、患者説明から治療実施までの一連のワークフローを見直す必要がある。これは技術的な変更だけでなく、患者対応やチーム間の連携も含めた全体的な体制の再構築が求められるため、治療チーム全体での協議と情報共有が不可欠である。

7.3. 各部位の治療ワークフロー

代表的な SGRT の適応部位についてワークフローの例を示す。各施設において、例を参考に部位ごとの運用を検討し導入することが望ましい。

7.3.1. 頭部定位照射

①治療計画用CT撮影	■安定性・再現性・快適性を兼ね備えた固定具の選択(固定具作成後、CT撮影の前にCT室や治療室のSGRTシステム等を用いて固定精度に問題がないかどうかを確認) ■頭頸部用(オープンフェイスマスク)の使用 ■自由呼吸(FB)下での撮影
②治療計画	■DICOMデータを用いた基準体表面の取得(CTリファレンス) ■SGRTシステムへプランおよび体輪郭情報の転送
③SGRTシステムの準備	■プランおよび体輪郭情報のインポート ■ROI設定およびビームホールド閾値の設定
④SGRTシステムによる照射前の位置決め	■CTリファレンス(FB)を用いた位置決め
⑤別IGRTシステムによる位置照合	■初期位置決めはSGRTにより実施 ■その後IGRT(kV X線撮影、CBCT)により位置照合
⑥照射/治療中リアルタイム監視	■IGRTによる位置照合後、改めて取得したカメラリファレンスからの動きをSGRTシステムにて監視(目視による閾値を超えた動きがあるかの監視、またはビームホールド機能による監視) ■同時に、必要に応じて照射中にCBCT撮影

図 9. SGRT を用いた頭部定位照射のワークフロー

固定フレーム不使用(フレームレス)の頭蓋内病変に対する STI においては、SGRT と IGRT との併用下におけるオープンフェイスマスクを用いた手法の臨床応用が拡大し[86]、従来と同等の治療効果が得られたとの報告がされている[87]。SGRT はオープンフェイスマスクでも安定した位置決めとリアルタイム監視が可能であり、高齢者や小児、閉所恐怖症の患者など幅広い患者への利用が期待される。また、STI で用いられるノンコプラナ照射においては、SGRT を用いることで

照射中の患者位置情報の取得が可能となる一方、寝台の角度によってカメラから頭部の一部が見えづらくなり、体表面検出に死角が生じる可能性がある点に注意する。

【各プロセスにおける留意点】

<治療計画用 CT 撮影>

- ・ オープンフェイスマスクを固定具として利用する場合、ROI の設定が可能となるように額、鼻、側頭骨などの骨構造を適切に開放して作成することが必要である。マスクの縁や反射、素材の不透明性は、市販の一般的なものであれば SGRT のカメラの検出精度への影響は少ないことが報告されている[88]。作成したオープンフェイスマスクの固定の評価については、CT 撮影前に治療室の SGRT システムを用いて確認することも可能である。スライス厚などの撮影条件については、AAPM Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT[27]等を参考にする。また治療計画 CT から基準体表面画像を取得する場合、固定具や、患体内の金属によるアーチファクトの影響に注意する。

<位置決めと照射中リアルタイム監視>

- ・ 患者を寝台に配置した状態からの最初の位置決めでは、CT リファレンスを SGRT ソフトウェアで確認しながら、3 軸、または 6 軸にて患者位置を補正する。その後、CBCT などの X 線画像を取得し、体内情報をもとに位置補正を行う。この位置補正後、照射中に利用するカメラリファレンスを取得する。
- ・ 治療中に検出される体表面の動きについて、STI では $1\text{ mm}/1^\circ$ を許容値としてリアルタイム監視する。これを超えた場合、マニュアル、または自動で照射を停止する。照射中断の閾値について、過敏な設定にすると、微細な頭部動揺でも頻繁に照射が止まり、治療効率が低下することがある。一方、閾値の設定が緩い場合には、実際の動きが見逃される可能性もある。各施設で許容範囲を明確に定め、閾値の調整が必要である。

<QA/QC、および患者安全性について>

- ・ 精度の高い照射が求められる頭部定位照射においては、SGRT システム自体の定期的なキャリブレーション、品質管理(毎日/毎月/毎年の QA)が不可欠である。これに関しては、本指針 3.2 に記載の推奨品質管理項目で STI に特化したものを実施することが望ましい。

7.3.3. 頭頸部照射

①治療計画用CT撮影	■安定性・再現性・快適性を兼ね備えた体位の選択 ■頭頸部用シェルマスクの使用 ■自由呼吸(FB)下での撮影
②治療計画	■DICOMデータを用いた基準体表面の取得(CTリファレンス) ■SGRTシステムへプランおよび体輪郭情報の転送
③SGRTシステムの準備	■プランおよび体輪郭情報のインポート ■ROI設定およびビームホールド閾値の設定
④SGRTシステムによる照射前の位置決め	■CTリファレンス(FB)を用いた位置決め
⑤別IGRTシステムによる位置照合	■初期位置決めはSGRTにより実施 ■その後はCBCT等の別IGRTシステムによる毎回位置照合
⑥照射/治療中リアルタイム監視	■別IGRTシステムによる照合後、SGRTシステムでカメラリファレンスを取得 ■オープンフェイスマスクの開口部にROIを指定し監視 ■体動が生じた場合は、SGRTによる位置照合からやり直す

図 10. SGRT を用いた頭頸部治療のワークフロー

近年、頭頸部がん治療への SGRT の導入が進んでおり、従来のレーザーと皮膚マークによる位置決めと同等、あるいはそれ以上の位置精度を実現することが報告されている[53, 89, 90, 91]。さらにオープンフェイスマスクとの併用により、治療中のリアルタイム監視が可能となるとともに、患者の快適性向上が期待できる[18]。

【各プロセスにおける留意点】

<治療計画用 CT 撮影>

- ・ 固定用枕は後頭部との間に隙間が生じないものを選択し、頭頂部から肩部までを十分に含んだ頭頸部用シェルマスクによる固定が望ましい。カメラの視野を確保するためにオープンフェイスマスクを使用することが推奨される。

<治療計画/SGRT システムの準備>

- ・ 治療計画 CT から基準体表面画像を取得する場合、固定具や、患体内の金属によるアーチファ

クトの影響に注意する。

<SGRT システムによる治療前の位置決め>

- ・ クローズドフェイスマスクを使用する場合、シェルマスク装着前の SGRT による位置決めが体全体のねじれや回転誤差の低減に有効である[91]。
- ・ オープンフェイスマスクを使用する場合、ROI を顔面開口部に限定すると、SGRT の照合精度が頭部に偏り、下頸部や肩領域の照合精度が低下する可能性があることに注意する[89]。

<別 IGRT システムによる位置照合>

- ・ 治療期間中の体重減少や、頸部や肩などの変形やねじれが生じやすい部位の位置変化が SGRT の照合精度に影響するため、別 IGRT システムによる毎回の位置照合が推奨される。
- ・ 治療期間中の解剖学的変化がある場合は、別 IGRT システムによる照合後に SGRT システムで基準体表面画像を取得することが望ましい。

<照射/治療中リアルタイム監視>

- ・ 照射/治療中監視では、別 IGRT システムによる照合後に SGRT システムで取得した基準体表面画像を使用することが望ましい。

7.3.5. 自由呼吸下乳房照射

①治療計画用CT撮影	■安定性・再現性・快適性を兼ね備えた体位・固定具の選択 ■位置決めに必要な範囲を含めた撮影 ■自由呼吸(FB)下での撮影
②治療計画	■DICOMデータを用いた基準体表面の取得(CTリファレンス) ■SGRTシステムへプランおよび体輪郭情報の転送
③SGRTシステムの準備	■プランおよび体輪郭情報のインポート ■ROI設定およびビームホールド閾値の設定
④SGRTシステムによる照射前の位置決め	■CTリファレンス(FB)を用いた位置決め ■体位補正及び腕/顎の位置調整
⑤別IGRTシステムによる位置照合	■X線画像(kV/MV/CBCT)による位置照合 ■初回から数回及び定期的な頻度での照合
⑥照射/治療中リアルタイム監視	■基本はCTリファレンスによる監視(FB) ■別IGRTによる位置照合で補正した場合はカメラリファレンスによる監視(FB) ■可能であればビームホールド機能を使用 ■閾値を超えた場合は補正

図 11. SGRT を用いた乳房治療のワークフロー

自由呼吸下での乳房照射は、患者にとって身体的・心理的な負担が少なく快適性に優れる一方で、リラックスに伴う身体沈み込みや呼吸のベースラインドリフト [92, 93]、治療時間の経過に伴い姿勢が崩れる傾向が指摘されている [92, 94]。SGRT システムはこうした変化をリアルタイムに検出し、必要に応じて補正を行うことが可能である。

【各プロセスにおける留意点】

<治療計画用 CT>

- 自由呼吸下における胸郭の動きは通常 2-3 mm 以内であり、基準体表面画像作成への影響は少ないとされる [95]。ただし、呼吸運動が大きい場合には、CT 画像に波状のアーチファクトが生じる可能性がある。これは、CT 撮影が複数の呼吸サイクルにまたがって行われことに起因する [96, 97, 98]。アーチファクトは CT リファレンスに影響を及ぼす可能性があるため [98]、撮影時間の短縮や浅呼吸指示等の対策を講じることが望ましい。
- 術創や正中の目印としてマーカーを使用する場合、体輪郭として認識されない CT 値の材質を

選定する。SGRT による位置照合への影響を事前に検討する。

- ・ 治療体位は基本的に両上肢挙上とするが、挙上困難な症例や上肢とガントリとの干渉が想定される場合は、患側のみの挙上を検討する[99]。
- ・ 撮影範囲は、SGRT による位置決めに必要な体表面を取得可能な範囲を含める。

<SGRT システムの準備>

- ・ 閾値は、呼吸による胸郭の動き(2-3 mm)を考慮し、並進±5 mm/回転±3° 以内を初期設定の目安とする[86, 100]。最終的な設定は、各施設の運用方針に基づいて検討する。

<SGRT システムによる照射前位置決め時の留意点>

- ・ CT リファレンスを用いた位置決めを基本とすることで、計画時の体位再現性が向上する[3, 101]。ただし、乳房は比較的形状変化が起こりやすい部位[102]であるため、治療期間中に変化が認められた場合には、IGRT を実施し、必要に応じて SGRT システムでの基準体表面画像の再取得を検討する。
- ・ 腕の位置は乳房の形状に影響を与える[13, 42, 66, 72, 85, 103, 104]ため、体位調整と併せて腕の位置の調整も重要である。

<別 IGRT システムによる照合時の留意点>

- ・ 全乳房照射における照合方法には複数の選択肢がある[49, 98, 101, 105]。照射の堅牢性を考慮し、各施設において最適な方法を選定することが望ましい。

<その他>

- ・ 加速乳房部分照射(accelerated partial breast irradiation: APBI)では、治療標的が切除腔に限定されるため、位置特定の目的で外科用クリップが埋め込まれることが多い[49]。SGRT は皮膚マークよりも優れた位置精度を有しており、外科用クリップの代替として有効であるとする報告も多く[14, 96, 98, 99, 106]、APBI における照射前位置決めへの活用が進んでいる。ただし、切除腔は術後の時間経過とともに形状変化を生じる可能性があるため、X 線画像照合との併用が望ましい[99]。
- ・ 乳房全切除術後放射線療法(postmastectomy radiation therapy: PMRT)では、回転軸方向の変位は脊椎の最大線量に[100]、腕の変位は腋窩リンパ節の照射精度に影響する可能性が指摘されており[104, 107]、全乳房照射と比較してより厳密な位置精度が求められる。そのため、X 線画像による位置照合は必須であり、特に IMRT や VMAT では CBCT 照合が推奨される[49, 56, 108]。

7.3.7. 左乳がん DIBH 照射

①治療計画用CT撮影	■安定性・再現性・快適性を兼ね備えた体位・固定具の選択 ■自由呼吸(FB)および息止め(DIBH)下でのCT撮影 ■心臓位置の変位および乳房位置の再現性の確認
②治療計画	■DICOMデータを用いた基準体表面の取得(CTリファレンス) ■SGRTシステムへプランおよび体輪郭情報の転送
③SGRTシステムの準備	■プランおよび体輪郭情報のインポート ■ROI設定およびビームホールド閾値の設定
④SGRTシステムによる照射前の位置決め	■FB基準体表面を用いた初期位置決め ■DIBH基準体表面を用いた微調整
⑤別IGRTシステムによる位置照合	■X線画像による位置照合(照射位置および心臓位置) ■初回および定期的な頻度での照合 ■医師による最終的な位置照合結果の確認および定期的な照合位置の確認
⑥照射/治療中リアルタイム監視	■CTリファレンスによる体表面モニタリング ■可能であれば、ビームホールド機能を有効にして監視 ■体動やベースラインシフトなどが生じた際は、「④SGRTシステムによる照射前の位置決め」からやり直す

図 12. SGRT を用いた左乳がん DIBH 治療のワークフロー

DIBH 照射は、主に左乳がん放射線治療において心臓や肺への不要な線量を低減する目的で広く用いられている。DIBH における治療精度を確保するためには、吸気量の一貫性および体位再現性の維持が重要である。SGRT システムは、非侵襲的かつリアルタイムに体表面の位置や呼吸状態を監視でき、DIBH の自発的な再現を支援するとともに、位置決めおよび照射中の位置管理を高精度に行うことが可能である。

【各プロセスにおける留意点】

<患者選択と教育>

- ・ SGRT システムを用いて実施する DIBH は、患者の随意的な息止めによって行われることが一般的である。そのため、撮影および照射に関する十分な説明を行い、患者の理解と協力を得る [17, 109] 。
- ・ 息止め時間は通常 15～20 秒が必要とされ、呼吸ベースラインからの最小振幅は 0.5 cm-1.0 cm 程度が求められる [2]。

- ・ 息止め方法の事前指導と練習は、心臓線量の低減と位置決め時間の短縮に有効である[109]。
- ・ Audio-visual フィードバックを使用する際は、患者がシステムに適応できるよう、CT 撮影時や治療前の段階で十分な説明と練習を行うことが望ましい(6.4 Audio-visual フィードバック参照)。
- ・ 患者適応判断のための意思決定チャートを定義することが望ましい。

<治療計画用 CT 撮影>

- ・ 最大吸気位である必要はないが、再現性が高く、かつ持続可能な吸気レベルを維持するよう患者を指導する必要がある。
- ・ 背部伸展やその他の体位変化を避けるよう指導し、安定した姿勢を保持させることが望ましい。
- ・ 呼吸振幅の再現性を評価するために、RPM や RGSC、アブチェス等の他のシステムを用いることも可能である。
- ・ DIBH の再現性を確認するために、複数回の DIBH 下での練習を行い、その適応可否を判断することが望ましい。
- ・ DIBH の適応可否を判断し、心臓線量の低減を治療計画上で確認するため、自由呼吸下もしくは深呼吸下でのスキャンを併せて取得することが推奨される (4.6DIBH 時の心臓の線量評価参照)。
- ・ 息止めの再現性の向上のため、Audio-visual フィードバックを利用することが望ましい。とくに、振幅の制御においては視覚フィードバックが有用とされている[110]。

<SGRT システム準備時>

- ・ DIBH 照射においては、自由呼吸下および息止め時で異なる基準体表面を使用するため、誤った基準体表面を選択しないように注意する必要がある。

<照射前位置決め>

- ・ はじめに自由呼吸下（深呼吸下）の基準体表面を用いて乳房の位置決めを行い、その後、顎、肩、肘など、乳房とは独立して動く解剖学的構造の姿勢を確認する。次に、DIBH の基準体表面を使用し、許容範囲内(通常は乳房 SGRT と同様に並進 ± 5 mm/回転 $\pm 3^\circ$ 以内)に入るように位置決めを行う。
- ・ 自由呼吸下から DIBH の基準体表面に移行する際には、適切な吸気量が確保されていることを確認する。これにより、位置決め誤差と息止め再現性の問題を区別するのに有用である。
- ・ 呼吸振幅は一定に保つべきであり、不十分な吸気を補うために寝台を垂直方向にシフトさせて補正することは避けるべきである。
- ・ 可能であれば、CT リファレンスを用いて、DIBH 時の系統誤差およびランダム誤差の双方を定量的に評価することが望ましい。

<IGRT システムによる照合>

- ・ 患者の体表面は、乳房組織や標的の位置を評価する上では有用な代替指標となり得るが、DIBH 中の心臓の位置に関する直接的な情報を提供することはできない。したがって、X 線を用いた IGRT を使用し、心臓の位置を視覚的に確認することが求められる。
- ・ 心臓の位置確認は、初回照射時に必ず実施し、その後も少なくとも週に 1 回は実施することが望ましい。

7.3.8. 骨盤部照射

①治療計画用CT撮影	■安定性・再現性・快適性を兼ね備えた体位・固定具の選択 ■自由呼吸(FB)下での撮影
②治療計画	■DICOMデータを用いた基準体表面の取得(CTリファレンス) ■SGRTシステムへプランおよび体輪郭情報の転送
③SGRTシステムの準備	■プランおよび体輪郭情報のインポート ■ROI設定およびビームホールド閾値の設定
④SGRTシステムによる照射前の位置決め	■CTリファレンスを用いた位置決め
⑤別IGRTシステムによる位置照合	■初期位置決めはSGRTにより実施し、その後はCBCT画像による毎回位置照合
⑥照射/治療中リアルタイム監視	■基本的には、CTリファレンスを使用するが、別IGRTによる照合後はカメラリファレンスを使用する(可能であればビームホールド機能を使用する)

図 13. SGRT を用いた骨盤部治療のワークフロー

骨盤部は並進方向と回転方向のずれが生じやすい領域であるが[111]、SGRT によってこれらを事前に軽減することが可能であり、皮膚マークレスによる患者位置決めと照射中のリアルタイム監視を主目的として活用される[112]。

【各プロセスにおける留意点】

<治療計画用 CT 撮影>

- ・ 骨盤領域における治療体位は基本的に仰臥位であり、吸引式固定具や下肢補助具を使用し、骨

盤部および大腿から下腿部領域の回転や体軸の変位を抑えることが望ましい。患者体位の再現性を確保するため、腰から臀部にかけて不要な筋緊張が生じないように声かけを行い、安定した姿勢を保持させたうえで撮影を行うこと。

<位置決めと照射中リアルタイム監視>

- ・ 最初の照射前位置決めは、CT リファレンスを用いて、骨盤部および大腿から下腿部領域の並進や回転方向、体軸の変位を調整する。その後、kV-X 線画像や CBCT 画像による位置照合を行う。
- ・ 照射中リアルタイム監視は、施設のポリシーによるが CT リファレンス、または kV-X 線画像や CBCT 画像による位置照合後に SGRT システムでスキャンしたカメラリファレンスを使用してリアルタイム監視を実施する。監視時は、治療中の予期せぬ体動に対応できるようにビームホールド機能を用いて、並進 3-5mm・回転 2-3° を目安に閾値を設定し、放射線治療の安全性を高めることができる。

<その他>

- ・ SGRT システムを使用すれば、骨盤部においても皮膚マークレス照射が可能である。ただし、SGRT システムではさまざまな要因により位置照合精度が低下する可能性があるため、皮膚マークレス照射を開始する際は、自施設の SGRT の手順を確立したうえで開始することを推奨する(7.2 皮膚マークレス治療参照)。

7.3.10. 四肢照射

①治療計画用CT撮影	■安定性・再現性・快適性を兼ね備えた体位・固定具の選択 ■SGRT位置決めに必要な範囲を含めた撮影
②治療計画	■DICOMデータを用いた基準体表面の取得(CTリファレンス) ■SGRTシステムへプランおよび体輪郭情報の転送
③SGRTシステムの準備	■プランおよび体輪郭情報のインポート ■ROI設定およびビームホールド閾値の設定 ■四肢は特徴構造が少ない部位のため、ROI設定には関節部や骨隆起部を含める
④SGRTシステムによる照射前の位置決め	■CTリファレンスを用いた位置決め ■特に、四肢の回旋(回転量)に留意して位置調整
⑤別IGRTシステムによる位置照合	■CBCT撮影またはkV-X線撮影は、最初の3～5回の治療では毎日、その後は週1回から必要に応じた回数に調整する
⑥照射/治療中リアルタイム監視	■基本的には、CTリファレンスによる体表面モニタリング(可能であれば、ビームホールド機能を有効にする) ■IGRT照合を実施した後は、SGRT装置で取得したカメラリファレンスを用いる。

図 14. SGRT を用いた四肢治療のワークフロー

四肢は関節可動域が大きく、筋緊張や標的の体積変化により体表面形状が変わりやすいが、SGRTによって従来の皮膚マークによる位置決めでは認識困難であった微小な位置誤差を検出可能であるなど、より高精度な位置決めや治療中リアルタイム監視への活用が期待される。

【各プロセスにおける留意点】

<治療計画用 CT 撮影>

- ・ 四肢は吸引式固定具やシェルで固定した場合でも動きやすい部位であるため、治療計画用 CT 撮影時には患者に対し患肢を動かさないことの重要性を説明し、協力を得ることが望ましい。
- ・ 治療計画用 CT 撮影時において、治療時と同一固定具を使用し、ROI に含めるべきランドマーク(肘、膝、足関節周囲などの凹凸部位)の可視化を確保する[57]。

<SGRT システムの準備>

- ・ 四肢は特徴構造が少ない部位のため、関節突起や骨隆起部を ROI に含めることを推奨する。

ROI サイズはシステム推奨値以内に抑えることでフレームレートを確保する[3, 73]。

<SGRT システムによる照射前位置決め／SGRT システムによる照合>

- ・ 位置決め手順として、CT リファレンスまたは前回治療時に取得されたカメラリファレンスを用いた体表面照合 → CBCT または kV-X 線撮影で骨構造を用いた画像照合 → 必要に応じて、カメラリファレンスを更新する、といったステップが推奨される[3, 57]。

<照射/治療中リアルタイム監視>

- ・ 自動ビームホールド機能の利用が推奨される[2, 3]が、過度な中断を避けるため、患肢全体＋体幹一部を含む広域 ROI でリアルタイム監視する運用も有用である[3]。
- ・ 上肢照射時にガントリによるカメラの視野遮蔽が生じる場合、肩部に ROI を追加することで患肢周囲の視認性を確保する。下肢照射でも同様に、足甲部や膝蓋部などに複数の ROI を設定することで患肢の体動検出が容易となる。

8. 参考文献

1. Mast M, Perryck S. Introduction to: Surface Guided Radiotherapy (SGRT). Tech Innov Patient Support Radiat Oncol. 2022;22:37-8.
2. Freisleder P, Batista V, Ollers M, Buschmann M, Steiner E, Kugele M, et al. ESTRO-ACROP guideline on surface guided radiation therapy. Radiother Oncol. 2022;173:188-96.
3. Al-Hallaq HA, Cervino L, Gutierrez AN, Havnen-Smith A, Higgins SA, Kugele M, et al. AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. Med Phys. 2022;49(4):e82-e112.
4. 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 (略称: IGRT ガイドライン 2022). 2022.
5. 公益社団法人日本放射線腫瘍学会他. 呼吸性移動対策を伴う放射線治療に関するガイドライン 2019 (略称: 呼吸性移動対策ガイドライン 2019) . 2019.
6. Batista V, Meyer J, Kugele M, Al-Hallaq H. Clinical paradigms and challenges in surface guided radiation therapy: Where do we go from here? Radiother Oncol. 2020;153:34-42.
7. Nguyen Thi Kim C, Vu TT, Cao BX. Accurate 3D reconstruction of highly reflective mechanical part surfaces using a structured light method with combined phase shift and gray code. Results in Engineering. 2024;23.
8. Yu W, Xu B. A Portable Stereo Vision System for Whole Body Surface Imaging. Image Vis Comput. 2010;28(4):605-13; Li S, Kleinberg LR, Rigamonti D, Wharam Jr MD, Rashid A, Jackson J, et al. Clinical results of a pilot study on stereovision-guided stereotactic radiotherapy and intensity modulated radiotherapy. Technology in cancer research & treatment. 2010;9(6):603-17.
9. Gao H, Gu Q, Takaki T, Ishii I. A Self-Projected Light-Section Method for Fast Three-Dimensional Shape Inspection. International Journal of Optomechatronics. 2012;6(4):289-303.
10. Lee H, Park JM, Kim KH, Lee DH, Sohn MJ. Accuracy evaluation of surface registration algorithm using normal distribution transform in stereotactic body radiotherapy/radiosurgery: A phantom study. J Appl Clin Med Phys. 2022;23(3):e13521.
11. Al - Hallaq HA, Cerviño L, Gutierrez AN, Havnen - Smith A, Higgins SA, Kügele M, et al. AAPM task group report 302: Surface guided radiotherapy. Medical Physics. 2022.
12. Saito M, Ueda K, Nemoto H, Tozuka R, Miyasaka Y, Onishi Y, et al. Clinical technique: evaluation of detection accuracy in surface-guided radiation therapy using CT references from different treatment planning systems. Radiol Phys Technol. 2025.
13. Freisleder P, Kugele M, Ollers M, Swinnen A, Sauer TO, Bert C, et al. Recent advanced in Surface Guided Radiation Therapy. Radiat Oncol. 2020;15(1):187.
14. Jimenez RB, Batin E, Giantsoudi D, Hazeltine W, Bertolino K, Ho AY, et al. Tattoo free setup for partial breast irradiation: A feasibility study. J Appl Clin Med Phys. 2019;20(4):45-50.
15. Moser T, Creed M, Walker R, Meier G. Radiotherapy tattoos: Women's skin as a carrier of personal memory-What do we cause by tattooing our patients? Breast J. 2020;26(2):316-8.

16. Cervino LI, Gupta S, Rose MA, Yashar C, Jiang SB. Using surface imaging and visual coaching to improve the reproducibility and stability of deep-inspiration breath hold for left-breast-cancer radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2009;54(22):6853-65.
17. Latty D, Stuart KE, Wang W, Ahern V. Review of deep inspiration breath-hold techniques for the treatment of breast cancer. *J Med Radiat Sci*. 2015;62(1):74-81.
18. Zhao B, Maquilan G, Jiang S, Schwartz DL. Minimal mask immobilization with optical surface guidance for head and neck radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(1):17-24.
19. Dekker J, Rozema T, Boing-Messing F, Garcia M, Washington D, de Kruijf W. Whole-brain radiation therapy without a thermoplastic mask. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2019;11:27-9.
20. Li G. Advances and potential of optical surface imaging in radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2022;67(16).
21. Mannerberg A, Kugele M, Hamid S, Edvardsson A, Petersson K, Gunnlaugsson A, et al. Faster and more accurate patient positioning with surface guided radiotherapy for ultra-hypofractionated prostate cancer patients. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol*. 2021;19:41-5.
22. 厚生労働省保険局医療課長. 特掲診療料の施設基準等及びその届出に関する手続きの取扱いについて. 2024;保医発 0305 第 6 号令和 6 年 3 月 5 日.
23. 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 2024 年版. 2024.
24. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2009;36(9):4197-212.
25. Willoughby T, Lehmann J, Bencomo JA, Jani SK, Santanam L, Sethi A, et al. Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: report of Task Group 147. *Med Phys*. 2012;39(4):1728-47.
26. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*. 2006;33(10):3874-900.
27. Halvorsen PH, Cirino E, Das IJ, Garrett JA, Yang J, Yin FF, et al. AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(5):10-21.
28. PSO C. RO-ILS THEMED REPORT: Surface Guided Radiation Therapy. 2021.
29. Ohno T, Kamiguchi A, Honda M, Shimohigashi Y, Kuraoka A, Toyota M, et al. Enhancing patient positioning precision: a comparative analysis of surface-guided radiation therapy systems. *Radiol Phys Technol*. 2025;18(3):833-50.
30. Nakayama H, Okamoto H, Nakamura S, Iijima K, Chiba T, Takemori M, et al. Film measurement and analytical approach for assessing treatment accuracy and latency in a magnetic resonance-guided radiotherapy system. *J Appl Clin Med Phys*. 2023;24(5):e13915; Stock MG, Chu C, Fontenot JD. Measurement of the temporal latency of a respiratory gating system using two distinct approaches. *J Appl Clin Med Phys*. 2022;23(10):e13768.

31. Saito M, Sano N, Ueda K, Shibata Y, Kuriyama K, Komiyama T, et al. Technical Note: Evaluation of the latency and the beam characteristics of a respiratory gating system using an Elekta linear accelerator and a respiratory indicator device, *Abches. Med Phys.* 2018;45(1):74-80.
32. Worm ES, Thomsen JB, Johansen JG, Poulsen PR. A simple method to measure the gating latencies in photon and proton based radiotherapy using a scintillating crystal. *Med Phys.* 2023;50(6):3289-98.
33. Dekker J, van Het Schip S, Essers M, de Smet M, Kusters M, de Kruijf W. Characterization of the IDENTIFY(TM) surface scanning system for radiation therapy setup on a closed-bore linac. *J Appl Clin Med Phys.* 2024;25(4):e14326.
34. Covington EL, Stanley DN, Sullivan RJ, Riley KO, Fiveash JB, Popple RA. Commissioning and clinical evaluation of the IDENTIFY(TM) surface imaging system for frameless stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys.* 2023;24(10):e14058.
35. Tanoue M, Matsushita N, Sasaki M, Fujimoto T, Nakata M, Ono Y, et al. [Accuracy of Setup in Deep-inspiration Breath-hold Irradiation Following Left Mastectomy Using Surface Imaging Guidance]. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi.* 2025;81(5).
36. Yamauchi R, Tomita F. Evaluation of dynamic accuracy and latency of a surface-guided radiotherapy system. *Radiol Phys Technol.* 2025;18(1):136-46.
37. Lehmann J, Standen TS, Kaur G, Wolf J, Wilfert A, Simpson J. Methodology of thermal drift measurements for surface guided radiation therapy systems and clinical impact assessment illustrated on the C-Rad Catalyst(+) HD system. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol.* 2022;21:58-63; Lee SK, Huang S, Zhang L, Ballangrud AM, Aristophanous M, Cervino Arriba LI, et al. Accuracy of surface-guided patient setup for conventional radiotherapy of brain and nasopharynx cancer. *J Appl Clin Med Phys.* 2021;22(5):48-57.
38. BrainLab. ExacTrac Dynamic クリニカルユーザーガイド Rev.1.0. 2021; VarianMedicalSystems. IDENTIFY 使用説明書. 2023; VisionRT. AlignRT Advance ユーザーガイド. 2021; C-RAD. Catalyst+ ユーザーズガイド. 2024; 株式会社イーアールディー. ボクセラノ HEV-600M_RMS ユーザーズマニュアル. 2024.
39. 公益社団法人日本放射線腫瘍学会他. 強度変調放射線治療における物理技術ガイドライン 2023 (略称: IMRT 物理技術ガイドライン 2023). 2023.
40. 厚生労働省. 医療情報システムの安全管理に関するガイドライン 第 6.0 版. 2023.
41. 日本放射線技術学会. 画像情報の確定に関するガイドライン 第 2.2 版. 2025.
42. Sauer TO, Ott OJ, Lahmer G, Fietkau R, Bert C. Prerequisites for the clinical implementation of a markerless SGRT-only workflow for the treatment of breast cancer patients. *Strahlenther Onkol.* 2023;199(1):22-9.
43. Hoisak JDP, Pawlicki T. The Role of Optical Surface Imaging Systems in Radiation Therapy. *Semin Radiat Oncol.* 2018;28(3):185-93.

44. Sueyoshi M, Olch AJ, Liu KX, Chlebik A, Clark D, Wong KK. Eliminating Daily Shifts, Tattoos, and Skin Marks: Streamlining Isocenter Localization With Treatment Plan Embedded Couch Values for External Beam Radiation Therapy. *Pract Radiat Oncol*. 2019;9(1):e110-e7.
45. Stieler F, Wenz F, Shi M, Lohr F. A novel surface imaging system for patient positioning and surveillance during radiotherapy. A phantom study and clinical evaluation. *Strahlenther Onkol*. 2013;189(11):938-44.
46. Meyer J, Smith W, Geneser S, Koger B, Kalet AM, Young LA, et al. Characterizing a deformable registration algorithm for surface-guided breast radiotherapy. *Med Phys*. 2020;47(2):352-62.
47. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, Gibbons JP, Jr., Ibbott GS, Mundt AJ, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys*. 2016;43(7):4209.
48. Manger RP, Paxton AB, Pawlicki T, Kim GY. Failure mode and effects analysis and fault tree analysis of surface image guided cranial radiosurgery. *Med Phys*. 2015;42(5):2449-61; Bright M, Foster RD, Hampton CJ, Ruiz J, Moeller B. Failure modes and effects analysis for surface-guided DIBH breast radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2022;23(4):e13541.
49. HOISAK JDP, et al. (ed.). . Surface Guided Radiation Therapy. CRC Press. 2020.
50. Gutierrez A, Al-Hallaq H, Stanley D. Surface Image-guided radiotherapy: overview and quality assurance. AAPM 2018 Summer School Proceedings. 2018; Al-Hallaq H, Gutierrez A, Padilla L. Surface Image-guided radiotherapy: clinical applications and motion management. . AAPM 2018 Summer School Proceedings. 2018.
51. Wiant D, Liu H, Hayes TL, Shang Q, Mutic S, Sintay B. Direct comparison between surface imaging and orthogonal radiographic imaging for SRS localization in phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(1):137-44.
52. Bolstad K, Flatabo S, Aadnevik D, Dalehaug I, Vetti N. Metal artifact reduction in CT, a phantom study: subjective and objective evaluation of four commercial metal artifact reduction algorithms when used on three different orthopedic metal implants. *Acta Radiol*. 2018;59(9):1110-8.
53. Rudat V, Shi Y, Zhao R, Xu S, Yu W. Setup accuracy and margins for surface-guided radiotherapy (SGRT) of head, thorax, abdomen, and pelvic target volumes. *Sci Rep*. 2023;13(1):17018.
54. Rudat V, Zhao R, Wang B, Zhang L, Shi Y. Impact of deep inspiration breath hold, surface-guided radiotherapy, and daily CBCT on the organs at risk in breast cancer radiotherapy. *Sci Rep*. 2024;14(1):27814.
55. Guo HL, Wu WW, Huan Y, Zhang HW. SGRT-based stereotactic body radiotherapy for lung cancer setup accuracy and margin of the PTV. *J Appl Clin Med Phys*. 2024;25(3):e14195.

56. Mankinen M, Viren T, Seppala J, Koivumaki T. Interfractional variation in whole-breast VMAT irradiation: a dosimetric study with complementary SGRT and CBCT patient setup. *Radiat Oncol.* 2024;19(1):21.
57. Zhang YX, Huan FK, Wan B, Li ZH, Li W, Zhu GQ, et al. Optical Surface-guided Radiation Therapy for Upper and Lower Limb Sarcomas: An Analysis of Setup Errors and Clinical Target Volume-To-Planning Target Volume Margins. *Advances in radiation oncology.* 2024;9(8):101526.
58. Lorchel F, Nguyen D, Mamou A, Barbet N, Camoesas J, Deglulaire Y, et al. Reproducibility of Deep-Inspiration Breath Hold treatments on Halcyon performed using the first clinical version of AlignRT InBore: Results of CYBORE study. *Clin Transl Radiat Oncol.* 2022;35:90-6.
59. Darby SC, Ewertz M, McGale P, Bennet AM, Blom-Goldman U, Bronnum D, et al. Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *N Engl J Med.* 2013;368(11):987-98.
60. Yamauchi R, Mizuno N, Itazawa T, Saitoh H, Kawamori J. Dosimetric evaluation of deep inspiration breath hold for left-sided breast cancer: analysis of patient-specific parameters related to heart dose reduction. *J Radiat Res.* 2020;61(3):447-56.
61. 厚生労働省医政局長. 現行制度の下で実施可能な範囲におけるタスク・シフト/シェアの推進について. 医政発 0930 第 16 号. 2021.
62. 公益社団法人日本放射線技術学会. 放射線医療技術学叢書 (40) : 実践 IGRT. 2023.
63. Katayama H, Takahashi Y, Kitaoka M, Kawasaki H, Tanii T, Taniguchi Y, et al. Determining the optimal surface tracking area on the stereotactic mask in brain stereotactic radiosurgery using thermo-optical surface-guided radiotherapy. *Phys Med.* 2025;130:104921.
64. Naidoo W, Leech M. Feasibility of surface guided radiotherapy for patient positioning in breast radiotherapy versus conventional tattoo-based setups- a systematic review. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol.* 2022;22:39-49.
65. van Haaren P, Claassen-Janssen F, van de Sande I, Boersma L, van der Sangen M, Hurkmans C. Heart position variability during voluntary moderate deep inspiration breath-hold radiotherapy for breast cancer determined by repeat CBCT scans. *Phys Med.* 2017;40:88-94; Lu W, Li G, Hong L, Yorke E, Tang X, Mechalakos JG, et al. Reproducibility of chestwall and heart position using surface-guided versus RPM-guided DIBH radiotherapy for left breast cancer. *J Appl Clin Med Phys.* 2023;24(1):e13755.
66. Laaksomaa M, Sarudis S, Rossi M, Lehtonen T, Pehkonen J, Remes J, et al. AlignRT((R)) and Catalyst in whole-breast radiotherapy with DIBH: Is IGRT still needed? *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(3):97-104.
67. Heinzerling JH, Hampton CJ, Robinson M, Bright M, Moeller BJ, Ruiz J, et al. Use of surface-guided radiation therapy in combination with IGRT for setup and intrafraction motion monitoring during stereotactic body radiation therapy treatments of the lung and abdomen. *J Appl Clin Med Phys.* 2020;21(5):48-55; Lai JL, Liu SP, Jiang XX, Liu J, Li A, Li B, et al. Can Optical

- Surface Imaging Replace Non-coplanar Cone-beam Computed Tomography for Non-coplanar Set-up Verification in Single-isocentre Non-coplanar Stereotactic Radiosurgery and Hypofractionated Stereotactic Radiotherapy for Single and Multiple Brain Metastases? *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2023;35(12):e657-e65; Sanchez-Rubio P, Rodriguez-Romero R, Pinto-Monedero M, Alejo-Luque L, Martinez-Ortega J. New findings on clinical experience on surface-guided radiotherapy for frameless non-coplanar stereotactic radiosurgery treatments. *J Appl Clin Med Phys*. 2024;25(12):e14510.
68. Reitz D, Walter F, Schonecker S, Freislederer P, Pazos M, Niyazi M, et al. Stability and reproducibility of 6013 deep inspiration breath-holds in left-sided breast cancer. *Radiat Oncol*. 2020;15(1):121.
69. Linthout N, Bral S, Van de Vondel I, Verellen D, Tournel K, Gevaert T, et al. Treatment delivery time optimization of respiratory gated radiation therapy by application of audio-visual feedback. *Radiother Oncol*. 2009;91(3):330-5.
70. Kang HJ, Grelewicz Z, Wiersma RD. Development of an automated region of interest selection method for 3D surface monitoring of head motion. *Med Phys*. 2012;39(6):3270-82; Li G, Lovelock DM, Mechalakos J, Rao S, Della-Biancia C, Amols H, et al. Migration from full-head mask to "open-face" mask for immobilization of patients with head and neck cancer. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(5):243-54.
71. Hoisak JDP, Paxton, A.B., Waghorn, B.J., & Pawlicki, T. (Eds.). . *Surface Guided Radiation Therapy* (1st ed.). : CRC Press.; 2020.
72. Stanley DN, McConnell KA, Kirby N, Gutierrez AN, Papanikolaou N, Rasmussen K. Comparison of initial patient setup accuracy between surface imaging and three point localization: A retrospective analysis. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(6):58-61.
73. Gierga DP, Turcotte JC, Tong LW, Chen YL, DeLaney TF. Analysis of setup uncertainties for extremity sarcoma patients using surface imaging. *Pract Radiat Oncol*. 2014;4(4):261-6.
74. Alderliesten T, Sonke JJ, Betgen A, van Vliet-Vroegindeweij C, Remeijer P. 3D surface imaging for monitoring intrafraction motion in frameless stereotactic body radiotherapy of lung cancer. *Radiother Oncol*. 2012;105(2):155-60.
75. Spadea MF, Baroni G, Gierga DP, Turcotte JC, Chen GT, Sharp GC. Evaluation and commissioning of a surface based system for respiratory sensing in 4D CT. *J Appl Clin Med Phys*. 2010;12(1):3288; Vasquez AC, Runz A, Echner G, Sroka-Perez G, Karger CP. Comparison of two respiration monitoring systems for 4D imaging with a Siemens CT using a new dynamic breathing phantom. *Phys Med Biol*. 2012;57(9):N131-43.
76. Mueller B, Song Y, Chia-Ko W, Hsu HY, Zhai X, Tamas P, et al. Accuracy and Efficiency of Patient Setup Using Surface Imaging versus Skin Tattoos for Accelerated Partial Breast Irradiation. *Advances in radiation oncology*. 2023;8(3):101183.
77. clow b. Psychosocial Impacts of Radiation Tattooing For Breast Cancer Patients; Seravalli E. Surface guided radiotherapy practice in paediatric oncology: a survey on behalf of the SIOPE

- Radiation Oncology Working Group; Brown E, Barry T, Mai T, Harvey J. Clinical experience of a tattoo application device. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol.* 2024;30:100254; Landeg SJ, Kirby AM, Lee SF, Bartlett F, Titmarsh K, Donovan E, et al. A randomized control trial evaluating fluorescent ink versus dark ink tattoos for breast radiotherapy. *Br J Radiol.* 2016;89(1068):20160288; Lastrucci A, Marrazzo L, Meattini I, Simontacchi G, Wandael Y, Talamonti C, et al. Advancing patient setup: A comprehensive scoping review of tattoo-less techniques in radiation therapy. *Crit Rev Oncol Hematol.* 2024;204:104518.
78. Rigley J, Robertson P, Scattergood L. Radiotherapy without tattoos: Could this work? *Radiography (Lond).* 2020;26(4):288-93.
 79. Probst H, Rosbottom K, Crank H, Stanton A, Reed H. The patient experience of radiotherapy for breast cancer: A qualitative investigation as part of the SuPPORT 4 All study. *Radiography (Lond).* 2021;27(2):352-9.
 80. Giantsoudi D, Lalonde A, Barra C, Vanbenthuyzen L, Taghian AG, Gierga DP, et al. Tattoo-Free Setup for Patients With Breast Cancer Receiving Regional Nodal Irradiation. *Pract Radiat Oncol.* 2023;13(1):e20-e7.
 81. Bellala R, Kuppusamy A, Bellala VM, Tyagi T, Manoharan S, Gangarapu G, et al. Review of clinical applications and challenges with surface-guided radiation therapy. *J Cancer Res Ther.* 2023;19(5):1160-9.
 82. Sotiropoulou V, Tsironi F, Tolia M, Mazonakis M. Comparison between the SGRT and the conventional setup method for patients undergoing VMAT for pelvic malignancies. *Appl Radiat Isot.* 2025;217:111659; Zhao H, Paxton A, Sarkar V, Price RG, Huang J, Su FF, et al. Surface-Guided Patient Setup Versus Traditional Tattoo Markers for Radiation Therapy: Is Tattoo-Less Setup Feasible for Thorax, Abdomen and Pelvis Treatment? *Cureus.* 2022;14(8):e28644.
 83. Yamashita K, Shimizu T, Miyabayashi K, Iwase T, Togasaki G, Hara R. Utility of a skin marker-less setup procedure using surface-guided imaging: a comparison with the traditional laser-based setup in extremity irradiation. *Radiol Phys Technol.* 2024;17(2):569-77.
 84. Carl G, Reitz D, Schonecker S, Pazos M, Freisleder P, Reiner M, et al. Optical Surface Scanning for Patient Positioning in Radiation Therapy: A Prospective Analysis of 1902 Fractions. *Technol Cancer Res Treat.* 2018;17:1533033818806002.
 85. Walter F, Freisleder P, Belka C, Heinz C, Sohn M, Roeder F. Evaluation of daily patient positioning for radiotherapy with a commercial 3D surface-imaging system (Catalyst). *Radiat Oncol.* 2016;11(1):154.
 86. Batista V, Gober M, Moura F, Webster A, Oellers M, Ramtohul M, et al. Surface guided radiation therapy: An international survey on current clinical practice. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol.* 2022;22:1-8.
 87. Pham N-LL, Reddy PV, Murphy JD, Sanghvi P, Hattangadi-Gluth JA, Kim GG-Y, et al. Frameless, real-time, surface imaging-guided radiosurgery: Update on clinical outcomes for brain

- metastases. *Translational Cancer Research*. 2014;3(4); Pan H, Cervino LI, Pawlicki T, Jiang SB, Alksne J, Detorie N, et al. Frameless, real-time, surface imaging-guided radiosurgery: clinical outcomes for brain metastases. *Neurosurgery*. 2012;71(4):844-51.
88. Kügele M, Konradsson E, Nilsing M, Ceberg S. EP-1958 Eight different open face masks compatibility with surface guided radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*. 2019;133:S1068.
 89. Wei W, Ioannides PJ, Sehgal V, Daroui P. Quantifying the impact of optical surface guidance in the treatment of cancers of the head and neck. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(6):73-82.
 90. Haraldsson A, Ceberg S, Ceberg C, Back S, Engelholm S, Engstrom PE. Surface-guided tomotherapy improves positioning and reduces treatment time: A retrospective analysis of 16 835 treatment fractions. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(8):139-48; Sasaki F, Yamashita Y, Nakano S, Ishikawa M. Verification of patient-setup accuracy using a surface imaging system with steep measurement angle. *J Appl Clin Med Phys*. 2023;24(4):e13872.
 91. Komori R, Hayashi N, Saito T, Amma H, Muraki Y, Nozue M. Improvement of patient localization repeatability using a light-section based optical surface guidance system in a pre-positioning procedure. *Cancer Radiother*. 2022;26(4):547-56.
 92. B. D. Surface imaging-based analysis of intrafraction motion for breast radiotherapy patients.
 93. Jensen CA, Acosta Roa AM, Lund JA, Frengen J. Intrafractional baseline drift during free breathing breast cancer radiation therapy. *Acta Oncol*. 2017;56(6):867-73.
 94. Crop F. Surface imaging, laser positioning or volumetric imaging for breast cancer with nodal involvement treated by helical TomoTherapy; Ricotti R, Ciardo D, Fattori G, Leonardi MC, Morra A, Dicuonzo S, et al. Intra-fraction respiratory motion and baseline drift during breast Helical Tomotherapy. *Radiother Oncol*. 2017;122(1):79-86.
 95. Batin E, Depauw N, MacDonald S, Lu HM. Can surface imaging improve the patient setup for proton postmastectomy chest wall irradiation? *Pract Radiat Oncol*. 2016;6(6):e235-e41.
 96. Bert C, Metheany KG, Doppke KP, Taghian AG, Powell SN, Chen GT. Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;64(4):1265-74; Chang AJ, Zhao H, Wahab SH, Moore K, Taylor M, Zoberi I, et al. Video surface image guidance for external beam partial breast irradiation. *Pract Radiat Oncol*. 2012;2(2):97-105.
 97. Chen GT, Kung JH, Beaudette KP. Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Semin Radiat Oncol*. 2004;14(1):19-26.
 98. Gierga DP, Riboldi M, Turcotte JC, Sharp GC, Jiang SB, Taghian AG, et al. Comparison of target registration errors for multiple image-guided techniques in accelerated partial breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;70(4):1239-46.

99. Mast ME, Leong A, Korreman SS, Lee G, Probst H, Scherer P, et al. ESTRO-ACROP guideline for positioning, immobilisation and setup verification for local and loco-regional photon breast cancer irradiation. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol.* 2023;28:100219.
100. Sauer TO, Stillkrieg W, Ott OJ, Fietkau R, Bert C. Plan robustness analysis for threshold determination of SGRT-based intrafraction motion control in 3DCRT breast cancer radiation therapy. *Radiat Oncol.* 2023;18(1):158.
101. Padilla L. Assessment of interfractional variation of the breast surface following conventional patient positioning for whole-breast radiotherapy.
102. Alderliesten T, Heemsbergen WD, Betgen A, Topolnjak R, Elkhuizen PHM, van Vliet-Vroegindewij C, et al. Breast-shape changes during radiation therapy after breast-conserving surgery. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2018;6:71-6; Jain P, Marchant T, Green M, Watkins G, Davies J, McCarthy C, et al. Inter-fraction motion and dosimetric consequences during breast intensity-modulated radiotherapy (IMRT). *Radiother Oncol.* 2009;90(1):93-8; Truong MT, Hirsch AE, Kovalchuk N, Qureshi MM, Damato A, Schuller B, et al. Cone-beam computed tomography image guided therapy to evaluate lumpectomy cavity variation before and during breast radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2013;14(2):4243.
103. Kugele M, Mannerberg A, Norring Bekke S, Alkner S, Berg L, Mahmood F, et al. Surface guided radiotherapy (SGRT) improves breast cancer patient setup accuracy. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(9):61-8.
104. Li G, Lu W, O'Grady K, Yan I, Yorke E, Arriba LIC, et al. A uniform and versatile surface-guided radiotherapy procedure and workflow for high-quality breast deep-inspiration breath-hold treatment in a multi-center institution. *J Appl Clin Med Phys.* 2022;23(3):e13511.
105. Batumalai V, Phan P, Choong C, Holloway L, Delaney GP. Comparison of setup accuracy of three different image assessment methods for tangential breast radiotherapy. *J Med Radiat Sci.* 2016;63(4):224-31; Peng H, Yang H, Lei J, Dai X, Cao P, Jin F, et al. Optimal fractionation and timing of weekly cone-beam CT in daily surface-guided radiotherapy for breast cancer. *Radiat Oncol.* 2023;18(1):112; Shah AP, Dvorak T, Curry MS, Buchholz DJ, Meeks SL. Clinical evaluation of interfractional variations for whole breast radiotherapy using 3-dimensional surface imaging. *Pract Radiat Oncol.* 2013;3(1):16-25; Topolnjak R, Sonke JJ, Nijkamp J, Rasch C, Minkema D, Remeijer P, et al. Breast patient setup error assessment: comparison of electronic portal image devices and cone-beam computed tomography matching results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;78(4):1235-43.
106. Zhao H, Williams N, Poppe M, Sarkar V, Wang B, Rassiah-Szegedi P, et al. Comparison of surface guidance and target matching for image-guided accelerated partial breast irradiation (APBI). *Med Phys.* 2019;46(11):4717-24.
107. Kuo L, Ballangrud ÅM, Ho AY, Mechalakos JG, Li G, Hong L. A VMAT planning technique for locally advanced breast cancer patients with expander or implant reconstructions requiring comprehensive postmastectomy radiation therapy. *Medical Dosimetry.* 2019;44(2):150-4.

108. Rossi M, Boman E, Skytta T, Haltamo M, Laaksomaa M, Kapanen M. Dosimetric effects of anatomical deformations and positioning errors in VMAT breast radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(5):506-16.
109. Kim A, Kalet AM, Cao N, Hippe DS, Fang LC, Young L, et al. Effects of Preparatory Coaching and Home Practice for Deep Inspiration Breath Hold on Cardiac Dose for Left Breast Radiation Therapy. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2018;30(9):571-7; Kefeli AU, Diremsizoglu U, Erdogan S, Karabey AU, Konuk AO, Tirpanci B, et al. Patient coaching for deep inspiration breath hold decreases set-up duration and left anterior descending artery dose for left-sided breast cancer radiotherapy. *Support Care Cancer*. 2025;33(5):387; Khan L, Khan M, Shakeel F, Ali T, Hina M, Arif A, et al. Effect of DIBH Coaching on Dosimetric Parameters of Heart and Lung Doses in Patients Undergoing Adjuvant Breast Radiotherapy. *Asian Pac J Cancer Prev*. 2025;26(5):1809-13.
110. Kini VR, Vedam SS, Keall PJ, Patil S, Chen C, Mohan R. Patient training in respiratory-gated radiotherapy. *Med Dosim*. 2003;28(1):7-11; Murofushi KN, Nakajima M, Tomita T, Sumi M, Yoshioka Y, Oguchi M, et al. Impact of visual feedback on dose-volume histograms for organs at risk in postoperative radiotherapy with deep inspiration breath-holding for patients treated with breast-conserving therapy: a planning study. *Breast Cancer*. 2018;25(6):656-62; Cervino LI, Gupta S, Rose MA, Yashar C, Jiang SB. Using surface imaging and visual coaching to improve the reproducibility and stability of deep-inspiration breath hold for left-breast-cancer radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*. 2009;54(22):6853; Yamauchi R, Mizuno N, Itazawa T, Masuda T, Akiyama S, Kawamori J. Assessment of visual feedback system for reproducibility of voluntary deep inspiration breath hold in left-sided breast radiotherapy. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*. 2021;52(4):544-51.
111. Tsujii K, Ueda Y, Isono M, Miyazaki M, Teshima T, Koizumi M. Dosimetric impact of rotational setup errors in volumetric modulated arc therapy for postoperative cervical cancer. *J Radiat Res*. 2021;62(4):688-98.
112. Oku Y, Toyota M, Saigo Y. Characteristics of detection accuracy of the patient setup using InBore optical patient positioning system. *Radiol Phys Technol*. 2023;16(4):532-42; Macedo-Jimenez F, Kalisch I, Simeonova-Chergou A, Boda-Heggemann J, Fleckenstein J, Dreher C, et al. Analysis of intra-fractional surface motion during adaptive radiation therapy and relation of internal vs. external position for prostate cancer. *Radiat Oncol*. 2025;20(1):57.

SGRT 適正利用指針 2026 策定メンバー

2024・2025 年度 JASTRO 研究課題「体表面画像誘導放射線治療(SGRT)の国内適正利用に資する研究」 研究代表者

齋藤 正英 山梨大学 医学部放射線治療学講座

研究協力者

山内 遼平	聖路加国際病院 放射線腫瘍科
遠山 尚紀	駒澤大学 医療健康科学部診療放射線技術科学科
齊藤 江里子	千葉徳洲会病院 放射線治療科
黒岡 将彦	東京医科大学病院 放射線治療部 放射線治療品質管理室
佐々木 誠	京都大学医学部附属病院 放射線部
奥 好史	鹿児島大学病院 医療技術部放射線部門
齋藤 龍典	聖隷浜松病院 放射線部
林 直樹	藤田医科大学 医療科学部医学物理学分野
北川 智基	愛知県がんセンター 放射線治療部
鈴木 秀和	帝京大学 医療技術学部診療放射線学科
熊谷 仁	帝京大学医学部附属病院 中央放射線部 放射線治療品質管理室
小島 礼慎	金沢大学附属病院 放射線部
黒河 千恵	順天堂大学 保健医療学部
大野 剛	熊本大学 大学院生命科学研究部
下東 吉信	熊本大学病院 医療技術部診療放射線技術部門
片山 博貴	香川大学医学部附属病院 医療技術部放射線部門
坂本 昌隆	浜松医科大学医学部附属病院 放射線部
上島 佑介	浜松医科大学 地域創成防災支援人材教育センター
金井 貴幸	東京女子医科大学 放射線腫瘍学分野
大西 洋	山梨大学 医学部放射線治療学講座

協力企業担当者

小林 真	株式会社バリアンメディカルシステムズ
杉 健太郎	アキュレイ株式会社
浜野 雄基	株式会社浜野エンジニアリング
村上 浩茂	株式会社イーアールディー
岩井 良夫	エレクトラ株式会社
土屋 子夏	エレクトラ株式会社
笠川 雄二	ユーロメディテック株式会社
樽谷 和雄	VisionRT 社
滝沢 大地	ブレインラボ株式会社

第三者評価

公益社団法人日本放射線腫瘍学会 ガイドライン委員会

特定の団体からの経済的援助状況に関する記載

指針作成にあたり、特定の団体から資金的援助はなく、独立性が担保されている。

利益相反の開示

研究協力者の利益相反に関して、1.顧問、2.株保有・利益、3.特許使用料、6.研究費、7.寄付金、8 寄付講座、9.組織 COI(その他)については該当するメンバーがいなかったことから割愛した。開示はガイドライン公表時から過去3年分の1年ごとに行った。(2023-2025 年)

なお協力企業担当者は、それぞれ各企業の役員または社員である。本指針策定に伴い、必要な技術的知見の提供および企業間の公平性を担保するための意見聴取のみを行った。

氏名	年	4 講演料	組織 COI_6.研究費	組織 COI_7.寄付金
齋藤 正英	2023		アキュレイ、アイラト	日立製作所
	2024		アキュレイ、アイラト	日立製作所
	2025		アキュレイ、アイラト	日立製作所
遠山 尚紀	2023			
	2024			
	2025	ユーロメディテック		
佐々木 誠	2023	ユーロメディテック、 VARIAN		
	2024	フジデノロ		
	2025			
大西 洋	2023		アキュレイアイラト	日立製作所
	2024		アキュレイアイラト	日立製作所
	2025		アキュレイアイラト	日立製作所