

# 体表面画像誘導放射線治療システムの カメラ感度設定の効率化に向けた検討

*Streamlining of Camera Sensitivity Settings of Surface-Guided Radiation Therapy System*

小島 礼慎<sup>1)</sup>, 武村 哲浩<sup>2)</sup>, 能登 公也<sup>1)</sup>, 磯村 直樹<sup>1)</sup>, 横山 春奈<sup>1)</sup>, 渡辺 沙緒莉<sup>1)</sup>, 高松 繁行<sup>3)</sup>

1) 金沢大学附属病院 放射線部

2) 金沢大学医薬保健研究域 保健学系

3) (医師) 金沢大学附属病院 放射線治療科

**Key words:** surface-guided radiation therapy, SGRT, sensitivity, gain, integration time

## 【Abstract】

Sensitivity of surface-guided radiation therapy (SGRT) system depends on an object's surface color. The aim of this study was to streamline the camera sensitivity setting process of the SGRT system. A Catalyst HD (C-RAD, Sweden) was used as the SGRT system. Six A4-size papers in different colors, which assumed different racial skin tones, were captured with the SGRT system. Area of the papers which the SGRT system could capture at combinations of gain and integration time (IT) was evaluated by five grades 0% to 100%. A center of gravity of the 100% region in the result sensitivity map of the gain and IT was obtained as the optimal values of gain and IT. The relationship between the obtained optimal setting values and the lightness  $L^*$ , chromaticity  $a^*$ , and  $b^*$  of the color printed papers was evaluated. A basic algorithm and a stereotactic radiosurgery (SRS) algorithm which captures higher resolution surface were evaluated. We revealed the camera sensitivity distribution maps and the optimal gain and IT setting values for the various colors. In particular, assuming yellow race skin tones; Yellow-2, the optimal gain and IT values were 220.0% and 4815.8  $\mu$ s, respectively on the basic algorithm, and 234.9% and 13164.4  $\mu$ s, respectively on the SRS algorithm. Moreover, a strong negative correlation was found between the gain and IT optimal setting values and the lightness  $L^*$ . Therefore, it was suggested that the quantitative evaluation of the lightness  $L^*$  of a patient's skin surface could streamline the camera sensitivity setting process.

## 【要旨】

SGRTシステムのカメラ感度設定の効率化を図ることを目的とした。

明度と色度が明確なさまざまな色の試料を用い、Catalyst HDでGainとIntegration time (IT) 設定値を変化させて画像化した。画像化面積を感度と定義し、各設定値に対するカメラ感度分布を取得した。感度100%領域の重心座標を示す各設定値を求め、これらの設定値と試料の明度および色度との関係の評価した。

カメラ感度分布および感度100%領域の重心座標を示す各設定値を明示した。各設定値には明度と強い負の相関があることが分かった。感度分布の臨床応用や患者皮膚の明度測定により、カメラ感度設定が容易になることが示唆された。

## 緒 言

近年、体表面画像誘導放射線治療 (Surface-Guided Radiation Therapy: SGRT) システムが普及し、患者のセットアップやモニタリング、呼吸同期を被ばくなしで実現可能である<sup>1-3)</sup>。SGRTシステムの一つであ

るCatalyst HD (C-RAD Positioning AB, Uppsala, Sweden) は、波長405 nmの青色の可視光を投光し、患者体表面からの反射光を電荷結合素子 (Charge-Coupled Device: CCD) カメラで捉えて再構築した体表面画像を利用する。

しかしながら、Catalyst HDのCCDカメラに入力される反射光量は対象物の表面色に依存して変化するため<sup>4)</sup>、人種間の異なる皮膚色や同人種間の多様な皮膚色、放射線性皮膚炎による皮膚の発赤や色素沈着への対応にしばしば苦慮する<sup>5,6)</sup>。SGRTにおける画質や位置照合精度<sup>7)</sup>を保証するためには、さまざまな表面色に対してCCDカメラの感度特性を事前に把握することが重要である。また適切な露光量となるCatalyst HDシステムの設定値をあらかじめ把握することで、臨床におけるCCDカメラ感度調整に係る作業の効率化にもつながる。

Stielerらの先行研究では、複数の表面色の試料を用

KOJIMA Hironori<sup>1)</sup>, TAKEMURA Akihiro<sup>2)</sup>,  
NOTO Kimiya<sup>1)</sup>, ISOMURA Naoki<sup>1)</sup>,  
YOKOYAMA Haruna<sup>1)</sup>, WATANABE Saori<sup>1)</sup>,  
TAKAMATSU Shigeyuki<sup>3)</sup>

1) Department of Radiology, Kanazawa University Hospital

2) Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University

3) Department of Radiation Therapy, Kanazawa University Hospital

Received August 16, 2022; accepted May 26, 2023

いてGainおよびIntegration time (IT) の設定値に対するCatalyst(C-RAD Positioning AB, Uppsala, Sweden) のCCDカメラの感度特性を報告している<sup>8)</sup>。しかし、表面色の明度や色度が定量的に評価されていないため実験再現性に乏しい。また試料は複雑な形状を呈しているため汎用的ではなく、臨床応用が困難という問題点がある。

本研究では、さまざまな表面色の汎用性の高い試料を作製し、明度や色度を定量的に評価した上でCatalyst HDのCCDカメラの感度特性を評価すること、さらに表面色ごとに適切な露光量となるCCDカメラの感度調整に係る設定値を明らかにし、明度や色度との関係性を評価することで感度調整に係る作業の効率化を図ることを目的とした。

## 1. 方法

### 1-1 SGRTシステム

SGRTシステムとしてCatalyst HDを使用した。Catalyst HDは、中央1台および左右2台のCatalystユニットで構成され、120度間隔でアイソセンター位置からおおむね等距離・等角度で天井に設置されている。CatalystユニットにはCCDカメラ (CCD Pike F032B GOF ASG16) とプロジェクター (ViALUX DLP three high-power LED) が内蔵されている。3台全てに同型のCCDカメラが内蔵されているため、体表面画像構築に係る性能は一律である<sup>9)</sup>。

CCDカメラ感度調整に係る設定値としてGainとITがある。GainはCCDカメラの受光素子からの読み出し信号を増幅する増幅度、ITはCCDカメラの受光素子が電荷を収集するために許容されたインターバル時間を示す。c4Dソフトウェアversion 6.1.2 (C-RAD Positioning AB, Uppsala, Sweden) を使用し、GainとITの設定値の組み合わせを変更させた。

画像レジストレーションの計算アルゴリズムとして、体幹部を対象とした基本アルゴリズムと、頭部の定位放射線治療や定位手術的照射 (SRS) を対象としたSRSアルゴリズムが搭載されている。両者共に非剛体の画像レジストレーション法が採用されている。本研究では、2種類の画像レジストレーションの計算アルゴリズムについて検討を行った。

### 1-2 CCDカメラの感度測定用試料の準備

多様な人種の皮膚色を想定して6色を選定し、簡便

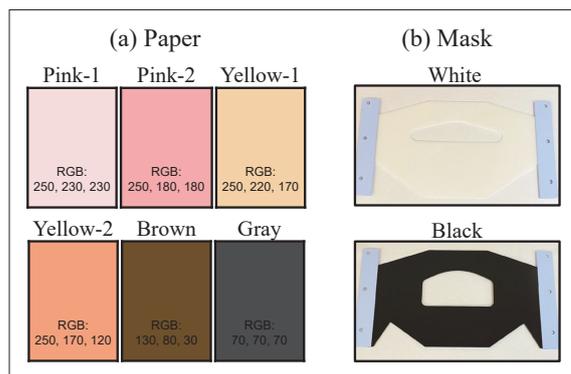


Fig.1 Color variations of the papers and masks for the sensitivity measurement

- (a) Six colors printed on A4 paper: Pink-1, Pink-2, Yellow-1, Yellow-2, Brown, and Gray
- (b) Two types of unformed immobilization masks: white and black

かつ汎用性の高い試料作製を目指して、A4サイズの中性紙にカラープリンターでおのおの印刷を行った。使用した用紙は白色度、坪量、紙厚がそれぞれ82%, 81.4 g/m<sup>2</sup>, 0.1 mmのKB用紙: カラーコピー用(コクヨ S&T)、使用したプリンターはカラーLEDプリンターのCOREFIDO3 MC863dnwv (沖電気工業) である。カラー印刷された用紙をCatalyst HDのCCDカメラの感度測定用の試料として使用した。

Fig.1 (a) で示すように、試料の6色はそれぞれ、皮膚色が薄色で白に近い白色人種を想定したピンク色のPink-1 (RGB: 250, 230, 230)、Pink-1よりも濃いピンク色のPink-2 (RGB: 250, 180, 180)、黄色人種の皮膚色を想定した薄黄色のYellow-1 (RGB: 250, 220, 170)、Yellow-1よりも少し暗い黄色のYellow-2 (RGB: 250, 170, 120)、皮膚炎による色素沈着を想定した茶褐色のBrown (RGB: 130, 80, 30)、皮膚色が濃色で黒に近い黒色人種を想定したGray (RGB: 70, 70, 70) と定義した。

Catalyst HDでは、スキャン範囲に含まれる頭頸部固定用マスク表面を皮膚表面と誤認識し、ミスレジストレーションを起こす恐れがある。そこで皮膚色を想定した試料に加え、Fig.1 (b) で示すように、白色と黒色の成形前の頭部固定用マスク (Engineering System Co., Ltd., Nagano, Japan) も検討の対象とした。

### 1-3 CCDカメラの感度測定

6色の用紙と2色のマスクは治療用寝台上に水平に配置し、中央部がアイソセンター位置と一致するよう

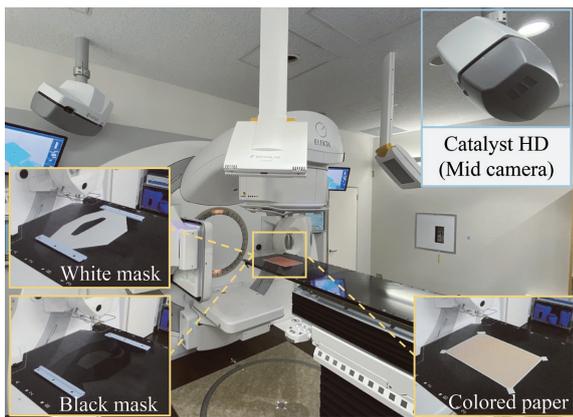


Fig.2 Geometric arrangement of the sensitivity measurement for the SGRT system

にポジショニングした (Fig.2).

本研究で使用したCatalyst HDは、線形加速器システム Infinity (Elekta AB, Stockholm, Sweden) に併設されているため、実験時は死角ができないようガントリー角度は0度に固定した。照射野光による試料からの反射光をCCDカメラが受光しないよう、コーリメーターは全閉状態に設定した。またCatalyst HDを使用した実臨床における患者ポジショニング直後や、モニタリング時の照明条件と一致するように、室内の照明は常に点灯した状態とした。なお、位置決め用レーザーポインターは消灯した状態とした。

まず、カラー印刷後の試料やマスクの明度および色度を明確に表現するため、分光測色計CM-700d (Konica Minolta Sensing, Inc., Tokyo, Japan) による測色を実験条件下で行い、国際照明委員会 (CIE) が策定する CIE  $L^*a^*b^*$  色空間で再定義した<sup>10)</sup>。直径 8 mm の開口径で各試料の表面を 5 点測定し、その測色値の平均値 ± 標準偏差を求めた。明度 (反射率) は  $L^*$ 、色度 (色相と彩度) は  $a^*$  および  $b^*$  で表される。なお、測定光源は標準イルミナント  $D_{65}$ 、受光方式には試料からの正反射光を受光する SCI 方式で一定とした<sup>11)</sup>。

さらに全乳房照射 (50 Gy/25 回) を受けた患者 10 人の照射野内の皮膚色を 1 回目と 25 回目についておのおの 3 点測定し、その測色値の平均値 ± 標準偏差を求めることで試料の配色の妥当性を検討した。なお、対象者の年齢は中央値 59 歳 (範囲 42~69 歳) であった。

次に、Catalyst HD の中央 1 台の Catalyst ユニットののみを使用し、c4D ソフトウェア上で Gain および IT の設定値を変更させながら 6 色の用紙と 2 色のマスクを順次スキャンし、画像化した。基本アルゴリズムに

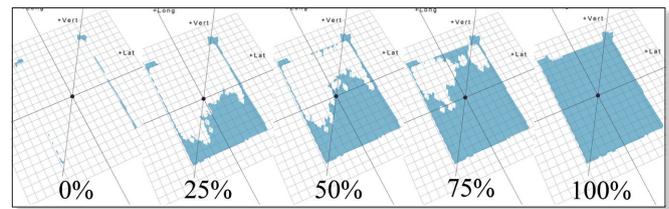


Fig.3 An example of five grades in the evaluation of the sensitivity for the SGRT system

における Gain および IT の設定範囲は 50%~800% および 500~8000  $\mu$ s、SRS アルゴリズムにおける Gain および IT の設定範囲は 50%~800% および 500~20000  $\mu$ s とし、両アルゴリズム共に Gain は 50% 刻み、IT は 500  $\mu$ s 刻みで設定値を変更した。

Fig.3 で示すように、Gain および IT の設定値の組み合わせごとに画像化された各試料の表面画像の面積を算出し、実際に配色された面積に対する割合が 5% 以下の場合を 0%、5% を超え 35% 以下の場合を 25%、35% を超え 65% 以下の場合を 50%、65% を超え 95% 以下の場合を 75%、95% を超える場合を 100% と、5 段階にスコアリングした。この 5 段階のスコアを Catalyst HD の CCD カメラ感度と定義し、Gain および IT の設定値に対する Catalyst HD の CCD カメラの感度分布を求めた。

#### 1-4 Gain および IT の設定値と $L^*$ , $a^*$ および $b^*$ の関係性評価

6 色の用紙と 2 色のマスクに関して得られた Catalyst HD の CCD カメラの感度分布測定の結果から、感度 100% と評価された Gain と IT の組み合わせに順番を付け、 $i = 1, 2, 3, \dots, n$  とした。そして以下の式 (1)、(2) を用いて感度 100% 領域の重心座標を示す Gain および IT の設定値 ( $Gain_g, IT_g$ ) を求めた。

$$Gain_g = \sum_i gain_i^{S=100\%} / n, \quad (i = 1, 2, 3, \dots, n) \quad (1)$$

$$IT_g = \sum_i it_i^{S=100\%} / n, \quad (i = 1, 2, 3, \dots, n) \quad (2)$$

ここで、 $gain_i$  および  $it_i$  は、それぞれ感度 100% と評価された Gain および IT の組み合わせにおいて  $i$  番目の Gain と IT の設定値である。また Catalyst ユーザーズガイド<sup>12)</sup> では Gain を 400% より高く設定しないことを推奨しているため、Gain が 400% よりも大

きくなる設定値の組み合わせは除外した。

基本アルゴリズムおよびSRSアルゴリズムに関して、算出された感度100%領域の重心座標を示すGainおよびITの設定値 ( $Gain_g, IT_g$ ) と、6色の用紙それぞれの明度 $L^*$ および色度 $a^*$ および $b^*$ の相関性を評価した。解析にはデータ分析ソフトウェアJMP 13.2.0 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) を使用し、単回帰分析により決定係数 $R^2$ 値を求めた。

### 1-5 倫理的配慮

本研究は、金沢大学の医学倫理審査委員会による承認を受け実施した (承認番号: 2019-185)。

## 2. 結果

Table 1に、CCDカメラの感度測定に使用した6色の用紙と2色のマスク、乳房照射 (50 Gy/25回) を受けた患者10人の1回目と25回目の照射野内の皮膚色の明度 $L^*$ 、色度 $a^*$ および $b^*$ の平均値と標準偏差を示す。使用した各試料の明度および色度が明確になり、それぞれ異なることが定量的に示された。

黄色人種を想定したYellow-1およびYellow-2は、乳房照射を受けた患者の1回目の皮膚色とおおむね一致し、皮膚炎による色素沈着を想定した茶褐色のBrownは、乳房照射を受けた患者の25回目の皮膚色とおおむね一致していた。

Fig.4に、基本アルゴリズムにおけるGainとITの

各設定値に対するCatalyst HDのCCDカメラの感度測定の結果を示す。基本アルゴリズムを使用した場合、Catalyst HDのCCDカメラの100%感度分布の重心座標を示すGainおよびITの設定値 ( $Gain_g, IT_g$ ) は、Pink-1において (194.4%, 1875.0  $\mu$ s), Pink-2において (200.0%, 2875.0  $\mu$ s), Yellow-1において (199.3%, 3318.8  $\mu$ s), Yellow-2において (220.0%, 4815.8  $\mu$ s), Brownにおいて (318.0%, 6940.0  $\mu$ s), Grayにおいて (366.7%, 7666.7  $\mu$ s) であった。また白色の頭部固定用マスクでは (201.4%, 1777.8  $\mu$ s) であった。一方で、黒色の頭部固定用マスクは、実験した設定値の範囲では感度100%の領域は認められなかった。

Fig.5に、SRSアルゴリズムにおけるGainとITの各設定値に対するCatalyst HDのCCDカメラの感度測定の結果を示す。SRSアルゴリズムを使用した場合、Catalyst HDのCCDカメラの100%感度分布の重心座標を示すGainおよびITの設定値 ( $Gain_g, IT_g$ ) は、Pink-1において (197.5%, 6686.6  $\mu$ s), Pink-2において (202.7%, 10038.6  $\mu$ s), Yellow-1において (215.8%, 11110.0  $\mu$ s), Yellow-2において (234.9%, 13164.4  $\mu$ s), Brownにおいて (357.1%, 18500.0  $\mu$ s), Grayにおいて (400%, 20000  $\mu$ s) であった。また白色の頭部固定用マスクでは (197.7%, 6841.1  $\mu$ s) であった。一方で、黒色の頭部固定用マスクは、実験した設定値の範囲では感度100%の領域は認められなかった。

Table 1 Results of colorimetry using  $L^*a^*b^*$  color space

	$L^*$ Mean $\pm$ SD	$a^*$ Mean $\pm$ SD	$b^*$ Mean $\pm$ SD
Pink-1	82.02 $\pm$ 0.49	4.04 $\pm$ 0.39	2.15 $\pm$ 0.43
Pink-2	72.46 $\pm$ 0.50	16.38 $\pm$ 0.60	6.75 $\pm$ 0.24
Yellow-1	77.50 $\pm$ 0.10	6.42 $\pm$ 0.08	18.64 $\pm$ 0.46
Yellow-2	66.43 $\pm$ 0.67	8.80 $\pm$ 0.48	14.43 $\pm$ 0.57
Brown	44.12 $\pm$ 0.92	13.08 $\pm$ 0.31	17.76 $\pm$ 1.21
Gray	35.19 $\pm$ 0.99	1.53 $\pm$ 0.03	2.88 $\pm$ 0.05
White mask	72.25 $\pm$ 0.57	-0.02 $\pm$ 0.03	-1.00 $\pm$ 0.07
Black mask	26.54 $\pm$ 0.13	-0.11 $\pm$ 0.05	-0.78 $\pm$ 0.49
Breast (Fraction 1)	68.71 $\pm$ 3.95	6.14 $\pm$ 1.59	17.88 $\pm$ 2.53
Breast (Fraction 25)	54.54 $\pm$ 5.33	11.48 $\pm$ 2.35	18.14 $\pm$ 2.20

$L^*$  represents lightness value,  $a^*$  and  $b^*$  represent chromatic values, respectively.  
 $L^* = 0$  means perfect absorption and  $L^* = 100$  means perfect diffuse reflection.

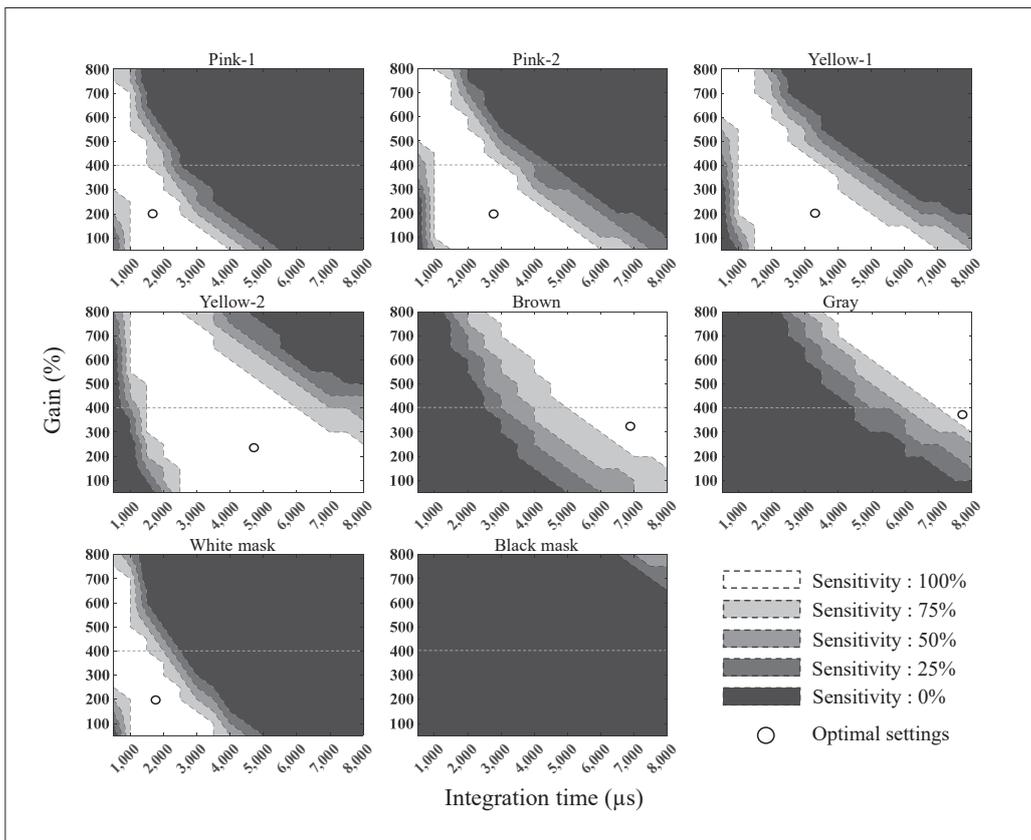


Fig.4 Results of the sensitivity measurement for the basic algorithm

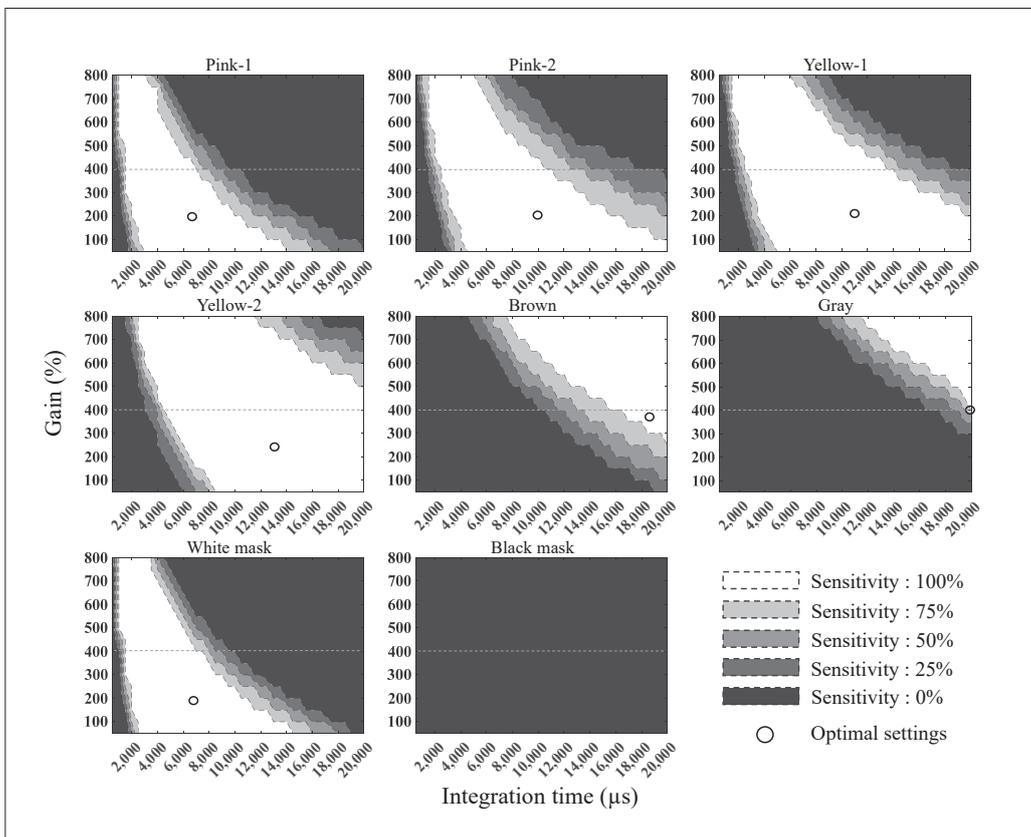


Fig.5 Results of the sensitivity measurement for the SRS algorithm

Fig.6に、 $L^*$ 、 $a^*$ および $b^*$ と感度100%領域の重心座標を示すGain設定値との関係を示す。両アルゴリズムにおいて、明度 $L^*$ とGain設定値には $R^2$ 値が0.9を超える強い負の相関関係があることが分かった。また色度 $a^*$ および $b^*$ とGain設定値には相関性は認められなかった。

Fig.7に、 $L^*$ 、 $a^*$ および $b^*$ と感度100%領域の重心座標を示すIT設定値との関係を示す。Gain設定値の結果同様に、両アルゴリズムにおいて、明度 $L^*$ とIT設定値には $R^2$ 値が0.9を超える強い負の相関関係があり、色度 $a^*$ および $b^*$ とIT設定値には相関性は認められなかった。

### 3. 考察

本研究では、A4サイズの中性紙に多様な人種を想定した色をカラー印刷した簡便かつ汎用的な試料を作

製した。乳房照射（50 Gy/25回）を受けた患者10人の1回目と25回目の照射野内の皮膚色の明度 $L^*$ 、色度 $a^*$ および $b^*$ の平均値は、黄色人種の皮膚色を想定したYellow-1およびYellow-2、黄色人種の皮膚炎による色素沈着を想定したBrownとおおむね一致したため、試料の配色は妥当であったと考えられる。

黄色人種の皮膚色を想定したYellow-1およびYellow-2に対する、Catalyst HDのCCDカメラの100%感度分布の重心座標を示すGainおよびITの設定値はそれぞれ、基本アルゴリズムを使用した場合で199.3%~220.0%、3318.8~4815.8  $\mu$ s、SRSアルゴリズムを使用した場合で215.8%~234.9%、11110.0~13164.4  $\mu$ sの範囲に存在することが分かった。Catalyst HDのCCDカメラの感度分布図（Fig.4、5）に加え、これらのGainおよびITの設定値を活用することで、黄色人種間の多様な皮膚色に対してSGRTにおける画質の保証が容易になると考えられる。また黄

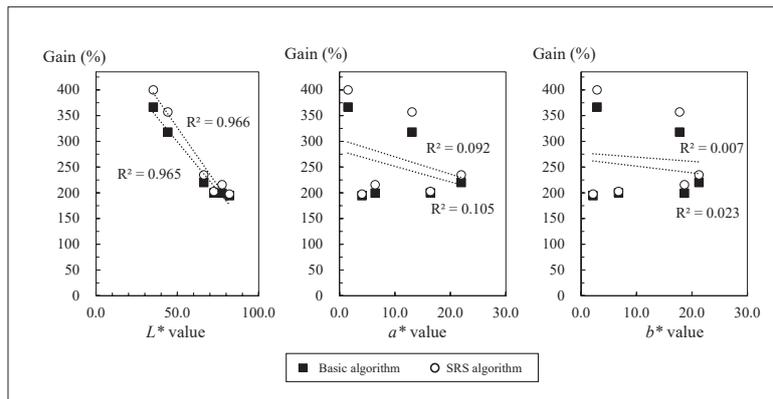


Fig.6 Relationship between the  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  values and the Gain values indicating the coordinates of the center of gravity in the 100% area

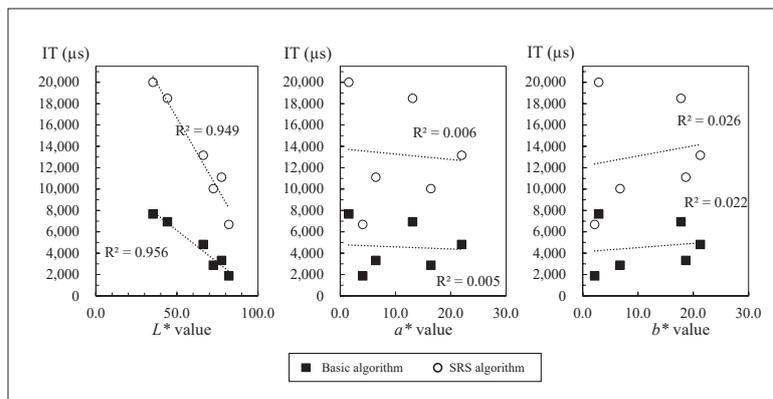


Fig.7 Relationship between the  $L^*$ ,  $a^*$ , and  $b^*$  values and the IT values indicating the coordinates of the center of gravity in the 100% area

色人種の皮膚炎による色素沈着を想定したBrown, 白色人種を想定したPink-1およびPink-2, 黒色人種を想定したGrayにおける, CCDカメラの感度分布図および100%感度分布の重心座標を示すGainおよびITの設定値を明示したことにより, 異なる人種や皮膚の変色に対するCCDカメラ感度調整に係る作業効率化を図ることも可能になると考えられる。

明度 $L^*$ とCCDカメラの100%感度分布の重心座標を示すGainおよびITの設定値には, それぞれ強い負の相関関係があることが分かった (Fig.6, 7)。明度 $L^*$ が高値を示す場合, 対象表面における光の反射率は増加するため, GainおよびITの設定値を低く設定しCCDカメラの露光過剰を防止する必要がある<sup>4,13)</sup>。一方, 放射線性皮膚炎に起因する色素沈着により皮膚が濃色へ変化した場合, 明度 $L^*$ 値は治療開始前よりも低値を示すことが想定される。CCDカメラの露光過剰を防ぐため, GainおよびITの設定値をより高値に調整する必要がある。実臨床においては, 患者の皮膚表面の明度 $L^*$ を分光測色計で定期的に定量評価することで, GainおよびITの設定値の最適化や微調整がより容易に実現可能になると考えられる。ただし, Gainを過剰に高く設定すると読み出しノイズが増加する観点から, Gainの設定値は可能な限り低い状態を維持したまま, ITの設定値を徐々に高い値へ変更していくことが望ましい<sup>12, 14, 15)</sup>。

Fig.4およびFig.5で示すように, Pink-1, Pink-2, Yellow-1およびYellow-2におけるCatalyst HDのCCDカメラの100%感度分布は, 白色の頭部固定用マスクにおける感度分布と重複する領域が広く存在する。すなわちGainおよびITの設定値によっては, 白色の頭部固定用マスクが体表面として検知される可能性が高い。一方, 黒色の頭部固定用マスクは感度分布が重複することはないため検知されない。頭部の放射線治療を実施する際, 白色の場合には, マスクを皮膚と誤認識することでポジショニングやモニタリングに係る表面画像のレジストレーション計算精度を低下させる恐れがあると考えられる。黒色の場合には, Catalyst HDのCCDカメラに入力される信号がないため, マスク部分が欠落した体表面画像が構築される。従って前述したマスクと皮膚の誤認識によるレジストレーション計算の精度低下はないため, 本邦における実臨床ではCatalyst HDを使用する場合には黒色マスクが有用であると考えられる。ただし, 体表面画像の欠落部分を可能な限り減らし, レジストレーション計算精度を担保する必要がある。オープンタイプの黒色マスク

の採用がさらに有用であると考えられる<sup>16)</sup>。なお, GrayにおけるCatalyst HDのCCDカメラの100%感度分布は, 白色の頭部固定用マスクにおける感度分布と重複しない。黒色人種の場合にはオープンタイプの白色マスクの採用が有用であると考えられる。

本研究では, プリンターでカラー印刷したA4用紙を使用するだけでもCCDカメラの感度測定が可能であることを実証した。本研究で用いた試料や感度測定方法は, CCDカメラ感度調整に係る作業効率化を進める上で簡便かつ汎用性が高く, いかなる施設においても実施可能である。またSGRTシステムの設置条件の違いやCCDカメラの個体差に関する検討も容易に行うことが可能と考える。しかしながら, A4用紙は2次元形状であるため, 人体のように複雑な立体形状の場合にはCCDカメラの感度測定結果が本研究と必ずしも一致しない可能性がある。それ故, 感度測定用試料の形状の影響についてはさらなる検討の余地があると考える。

## 4. 結 語

本研究では, A4サイズの中性紙に多様な人種を想定した色をカラー印刷した簡便かつ汎用的な試料を作製し, 試料としての妥当性を明らかにした。さまざまな表面色の試料を使用し, GainおよびITの設定値の組み合わせを変更させたときのCatalyst HDのCCDカメラ感度分布を評価し, 表面色ごとにCCDカメラの100%感度分布の重心座標を示すGainおよびITの設定値を明示した。またこれらのGainおよびIT設定値と明度 $L^*$ には強い負の相関関係があることが分かった。明示された感度分布や各設定値の臨床応用, 患者の皮膚表面の明度 $L^*$ の定量評価により, CCDカメラ感度設定の効率化が可能であることが示唆された。

## 利益相反

筆頭著者ならびに共著者全員に開示すべき利益相反はない。

## 表の説明

Table 1  $L^*a^*b^*$ 色空間による対象試料および患者皮膚の測色結果  
 $L^*$ は明度,  $a^*$ と $b^*$ はそれぞれ色度を表す。  
 $L^*=0$ は完全吸収,  $L^*=100$ は完全拡散反射を意味する。

## 図の説明

- Fig.1 感度測定に用いた用紙とマスクのカラーバリエーション  
(a) A4用紙に印刷された6色：Pink-1, Pink-2, Yellow-1, Yellow-2, Brown, Gray  
(b) 2種類の形成前の頭部固定用マスク：白と黒
- Fig.2 SGRTシステムの感度測定のための幾何学的配置
- Fig.3 SGRTシステムの感度評価における5段階評点の一例
- Fig.4 基本アルゴリズムにおけるSGRTシステムの感度測定結果
- Fig.5 SRSアルゴリズムにおけるSGRTシステムの感度測定結果
- Fig.6 明度 $L^*$ 、色度 $a^*$ および $b^*$ と感度100%領域の重心座標を示すGain設定値との関係
- Fig.7 明度 $L^*$ 、色度 $a^*$ および $b^*$ と感度100%領域の重心座標を示すIT設定値との関係

## 参考文献

- 1) Hoisak JDP, et al.: The Role of Optical Surface Imaging Systems in Radiation Therapy. Semin Radiat Oncol, 28(3), 185-193, 2018.
- 2) Al-Hallaq HA, et al.: AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. Med Phys, 49(4), e82-e112, 2022.
- 3) Freisleder P, et al.: ESTRO-ACROP guideline on surface guided radiation therapy. Radiother Oncol, 173, 188-196, 2022.
- 4) JIS Z 8722 : 2009 色の測定方法—反射及び透過物体色.
- 5) Hymes SR, et al.: Radiation dermatitis: clinical presentation, pathophysiology, and treatment 2006. J Am Acad Dermatol, 54(1), 28-46, 2006.
- 6) Böhner AMC, et al.: Objective Evaluation of Risk Factors for Radiation Dermatitis in Whole-Breast Irradiation Using the Spectrophotometric  $L^*a^*b$  Color-Space. Cancers (Basel), 12(9), 2444, 2020.
- 7) Kojima H, et al.: Evaluation of technical performance of optical surface imaging system using conventional and novel stereotactic radiosurgery algorithms. J Appl Clin Med Phys, 22(2), 58-68, 2021.
- 8) Stieler F, et al.: A novel surface imaging system for patient positioning and surveillance during radiotherapy. Strahlenther Onkol, 189(11), 938-944, 2013.
- 9) C-RAD, (2020 C-RAD positioning AB), Catalyst FS100 Manual.
- 10) JIS Z 8781-4 : 2013 測色—第4部 : CIE 1976  $L^*a^*b^*$ 色空間.
- 11) JIS Z 8781-2 : 2012 測色—第2部 : CIE測色用標準イルミナント.
- 12) C-RAD, (2021 C-RAD Positioning AB), Catalyst User's Guide.
- 13) Weatherall IL, et al.: Skin color measurements in terms of CIELAB color space values. J Invest Dermatol, 99(4), 468-473, 1992.
- 14) HAMAMATSU PHOTON IS OUR BUSINESS. (nodate): N I Hamamatsu Photonics. <https://www.hamamatsu.com/jp/en/support/glossary/n/index.html> (Accessed January 18, 2021)
- 15) Moomaw B: Camera technologies for low light imaging: overview and relative advantages. Methods Cell Biol, 114, 243-283, 2013.
- 16) Bry V, et al.: Quantifying false positional corrections due to facial motion using SGRT with open-face Masks. J Appl Clin Med Phys, 22(4), 172-183, 2021.