

DOI: <https://doi.org/10.17816/ps803>

# Стандартизация колориметрии медицинской фотографии в клинической практике

Д.С. Савельев, С.Ю. Городков, И.В. Горемыкин

Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Саратов, Россия

## АННОТАЦИЯ

**Обоснование.** Для многих медицинских специальностей фотография — рутинный элемент работы. Факторы внешней среды равнозначно и значимо влияют на интерпретацию цветовосприятия и качество фотофиксации. Стандартизация условий проведения медицинской фотосъёмки необходима для последующей количественной оценки послеоперационного кожного рубца посредством анализа цветовых координат в системе RGB.

**Цель.** Определить влияние условий освещённости и расстояния съёмки на цветовые координаты при исследовании неизменённой кожи.

**Методы.** В исследовании приняли участие пять студенток без кожных заболеваний, а также без косметики на коже лица. Тип кожи по Фишпатрику II–III. Цифровая фотосъёмка осуществлялась при помощи камеры мобильного устройства с расстояния 30 см. Для каждой участницы была выполнена серия цифровых фотографий на расстоянии 20, 30, 40, 50, 60, 70 см от источника света. Цветовые координаты в системе RGB измеряли в цифровом графическом редакторе Adobe Photoshop CS6. Статистический анализ полученных данных осуществлялся в программах Microsoft Office Excel 2019 и Phyton 3.11.

**Результаты.** В качестве метода статистического анализа применялся дисперсионный анализ по методике ANOVA. С целью определения статистически значимого различия между множествами был проведён тест Тьюки. Всего статистическому анализу подверглось 1764 координаты трёх цветов ( $R=588$ ,  $G=588$ ,  $B=588$ ). При построении тепловой карты взаимной корреляции абсолютных значений каждого цвета на каждом из расстояний с учётом типа источника света между собой, данные имели сильную прямую корреляцию вне зависимости от зоны исследования. При построении линейного графика, координаты любой из зон располагались на одной прямой.

**Заключение.** Экспериментально были определены условия фотосъёмки, при которых цветовая интерпретация света постоянна. Результаты проведённого исследования следует учитывать при медицинской съёмке и последующей цветовой оценке послеоперационных кожных рубцов.

**Ключевые слова:** медицинская фотография; цветовые координаты; постоянство цвета; оценка кожного рубца; колориметрия; хирургия.

## Как цитировать:

Савельев Д.С., Городков С.Ю., Горемыкин И.В. Стандартизация колориметрии медицинской фотографии в клинической практике // Детская хирургия. 2024. Т. 28, № 5. С. 460–471. DOI: <https://doi.org/10.17816/ps803>

DOI: <https://doi.org/10.17816/ps803>

# Standardization of color measurement in the medical photography in clinical practice

Dmitri S. Savelev, Sergei Yu. Gorodkov, Igor V. Goremykin

Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky, Saratov, Russia

## ABSTRACT

**BACKGROUND:** For many medical specialties, photography is a routine element of work. Environmental factors equally and significantly influence the interpretation of colour light perception and the quality of photographic recording. Standardization of conditions in medical photography is necessary for subsequent quantitative assessment of the postoperative skin scar by analysing colour coordinates in the RGB system.

**AIM:** To determine the impact of illumination and shooting distance at colour coordinates when studying unaltered skin.

**METHODS:** Five volunteers without any skin diseases and no make-up on their facial skin were taken in the study. Skin type by the Fitzpatrick scale was II–III. Digital photography was made with a mobile device camera at distance 30 cm from the subject. For each participant, a series of digital photographs was taken at a distance of 20, 30, 40, 50, 60, 70 cm from the light source. Colour coordinates in the RGB system were measured in the digital graphics editor Adobe Photoshop CS6. Statistical analysis of the obtained data was carried out using Microsoft Office Excel 2019, Phyton 3.11.

**RESULTS:** The analysis of variance by the ANOVA method was used as a statistical analysis. In order to determine a statistically significant difference between the sets, Tukey HSD test was performed. A total of 1764 coordinates of three colours were subjected to statistical analysis ( $R=588$ ,  $G=588$ ,  $B=588$ ). When constructing a heat map of the cross-correlation of the absolute values of each colour at each distance, taking into account the type of light source among themselves, the data had a strong direct correlation, regardless of the study area. When constructing a linear graph, coordinates of any of the zones were located on the same straight line.

**CONCLUSION:** Photography conditions were experimentally determined under which the color interpretation of light is constant. Results of the study should be taken into account during medical photography and subsequent color assessment of postoperative skin scars.

**Keywords:** medical photography; color coordinates; color constancy; skin scar assessment; colorimetry; surgery.

## To cite this article:

Savelev DS, Gorodkov SYu, Goremykin IV. Standardization of color measurement in the medical photography in clinical practice. *Russian Journal of Pediatric Surgery*. 2024;28(5):460–471. DOI: <https://doi.org/10.17816/ps803>

Submitted: 02.05.2024

Accepted: 11.10.2024

Published online: 17.10.2024

## ОБОСНОВАНИЕ

Применение фотографии в медицине — распространённое явление. Первые опубликованные фотографические снимки, сделанные для медицинских целей, датируются 1863 годом [1]. История фотографии как явления неразрывно связана с историей медицины. В своём развитии медицинская фотография прошла путь от применения простой камеры обскура и дагеротипирования до плёночного и цифрового фотоаппарата. Появление новых форматов и возможностей фотофиксации всегда находили практическое применение. В настоящее время возник термин визуально ориентированные специальности, подчёркивающий высокую значимость эстетической составляющей результата лечения. В числе прочих к ним относят специальности хирургического профиля. Для некоторых медицинских специальностей фотография — рутинный элемент работы.

Цель медицинской фотографии — максимально точно представить данные о пациенте, в отличие от фотографии портретной, необходимой для художественного изображения личности и слаживания недостатков. Сегодня медицинская фотофиксация находит применение в регистрации динамики лечения болезней кожи, оценке цветовых показателей зубной эмали и зубных протезов, в судебной медицине. В частности, дерматология практически на всем протяжении своего развития является сугубо визуальной наукой. В дофотографическую эпоху именно развитие дерматологии привело к появлению восковых фигур, нарисованных атласов и других различных методов визуализации заболеваний. Среди хирургических специальностей медицинская фотография повсеместно используется в пластической и реконструктивной хирургии для сравнения исходной картины и послеоперационного результата, выступая инструментом его оценки. При помощи фотографии происходит демонстрация этапов хирургической операции, фиксация нестандартных случаев в практике врача. Сегодня устройство для фиксации изображения — смартфон — находится у каждого врача в кармане халата. При мнимой простоте применения камеры смартфона её качественное использование в медицинских целях затруднено отсутствием стандартизации как в проведении фотосъёмки, так и в объективной интерпретации данных.

В настоящее время в хирургии детского возраста важной составляющей успеха лечения является качество жизни пациента. Видимым исходом оперативного вмешательства является кожный рубец. В зависимости от локализации, размера и строения он может приносить психологический и физический дискомфорт ребёнку, являясь источником буллинга в коллективах. Специалистами были созданы шкалы субъективной оценки кожного рубца. В качестве регистрации физических изменений на этапе созревания рубца и роста ребёнка применяется фотография.

Медицинская фотография на сегодняшний день неразрывно связана с обучением в высших учебных заведениях.

Уже трудно представить лекцию без демонстрации фотографических снимков на экране, независимо от того, фундаментальная или клиническая часть медицины подлежит рассмотрению. Применение фотографии для медицинских целей имеет свои немногочисленные, но всё же очень значимые ограничения. Первое — этические аспекты осуществления фотосъёмки. На сегодня не существует общепринятых этических рекомендаций по медицинской фотографии в клинической практике [2, 3]. Второе — нет стандартизованных условий для осуществления медицинской фотосъёмки. Факторы внешней среды равнозначно и значительно влияют на интерпретацию цветовосприятия и качества фотофиксации. На наш взгляд, ключевые принципы медицинской фотографии — последовательность (максимально идентичные условия внешней среды при фотосъёмке) и стандартизация (объективность при интерпретации измерений).

Связь между восприятием цвета и физическими свойствами объектов не так проста, как мы можем предположить, основываясь на повседневном рутинном опыте. Не всегда банан только жёлтый, а клубника красная [4]. Цветовую координату одного цвета можно присвоить объекту только в строго стандартизованных условиях, при точном знании материала и его формы, а также с учётом уровня освещённости помещения. В самых идеальных условиях монохромный подход к оценке цвета возможен только на световых бликах, от направленного источника света, либо на идеально ровной матовой поверхности [5].

Естественные объекты окружающей среды имеют полихроматическое распределение цвета и не могут быть охарактеризованы одной цветовой координатой. Интерпретируя полученную перцептивную информацию, мы представляем кожу человека, например на лице, как один конкретный внутренний цвет, например смуглый или светлый. И не обращаем внимания на наличие дополнительных элементов, таких как веснушки или невус. Оценка кожи требует от исследователя определения цвета, который является репрезентативным для объекта восприятия. А затем отделения этого цвета от других источников хроматических изменений на поверхности, отвергнув нерепрезентативные части (рубец, невус, волосы).

Для оценки цвета как изолированного явления разработаны цветовые системы, например RGB. На сегодняшний день цветовая модель RGB наиболее широко используется для интерпретации цвета в медицинских исследованиях. Являясь аддитивной цветовой моделью, она состоит из трёх основных цветов: красного, зелёного, синего. Именно на такие цвета распадается видимый человеческому глазу цвет светового спектра [6]. Цветовая координата — количественная характеристика цветового воздействия на предмет в системе координат различных цветовых моделей. Каждому цвету соответствуют индивидуальные координаты. Таким образом, определение стандартизованных условий для проведения фотосъёмки значимо для развития медицинской фотографии.

Для определения этих условий мы попытались оценить не только функциональное восприятие цвета человеком, но и изучить цвет как изолированное явление. Цвет может служить устойчивым атрибутом объекта при восприятии зрительным анализатором только в том случае, если цвет стабилен в пространстве и времени вне зависимости от условий освещённости. На освещённость существенное влияние может оказывать расстояние от источника света, а также тип самого источника.

## ЦЕЛЬ

Основой нашей работы стал исследовательский вопрос: «Как меняются абсолютные и относительные величины цветовых координат кожи человека в системе RGB в зависимости от типа источника света и расстояния до него?». Ответ на данный вопрос будет полезен для последующей количественной оценки кожных рубцов в практике врача.

## МЕТОДЫ

### Дизайн исследования

Данное интервенционное выборочное одноцентровое исследование проводилось на базе кафедры хирургии детского возраста ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского» МЗ РФ с марта 2022 по январь 2023 года.

### Описание исследования

На первом этапе мы последовательно измерили динамику освещённости на расстоянии 20, 30, 40, 50, 60 и 70 см от источника света. Использовали два источника искусственного света. Первый источник — лампа светодиодная «Feron.PRO LB-1307 Свеча E14 9W 6400K». Второй источник — лампа светодиодная «Feron.PRO LB-1309 Свеча E14 9W 2700K». Основное различие между ними — цветовая

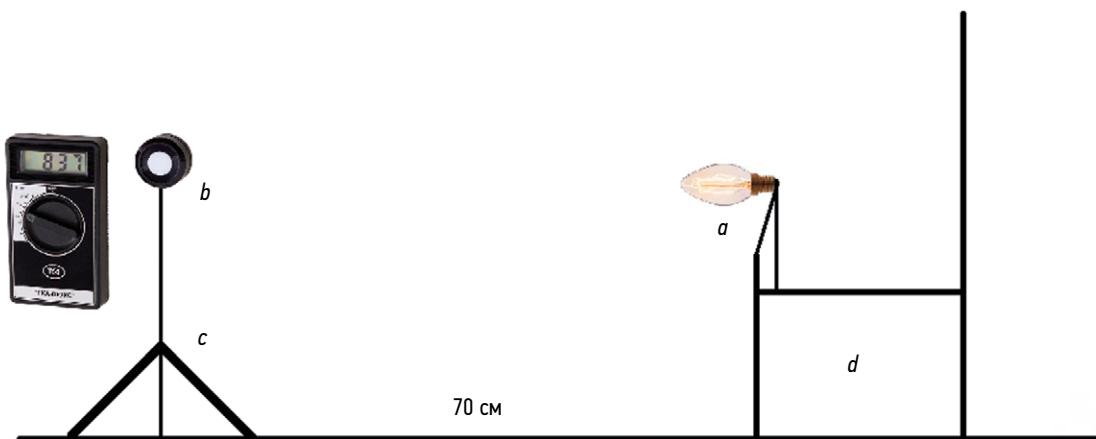
температура. Лампа с температурой 2700 K — лампа тёплого света, лампа с температурой 6400 K — лампа холодного света. Для измерений освещённости использовали прибор люксметр («ТКА-ЛЮКС», диапазон измерений освещённости 1–200 000 лк, основная относительная погрешность измерения  $\pm 6\%$ , произведён ООО «Научно техническое предприятие ТКА», ТУ 4437–005–16796024–2000, год выпуска 2013).

Светодиодная лампа была помещена и закреплена в светильнике (настольная лампа), который был установлен на расстоянии 40 см от пола. Датчик люксметра был помещён строго напротив источника света при помощи устойчивой треноги (рис. 1). Постепенно зафиксированы значения освещённости для двух источников света. Отдельно для лампы холодного и тёплого света.

Второй этап исследования предполагал изучение цветовых координат в системе RGB на фотоснимках лиц участниц. В исследовании приняли участие 5 студенток в возрасте 20–22 года без кожных заболеваний. Обязательным условием было отсутствие нанесённой на кожу косметики, в том числе и ежедневной уходовой. Тип кожи по Фишпатрику II–III.

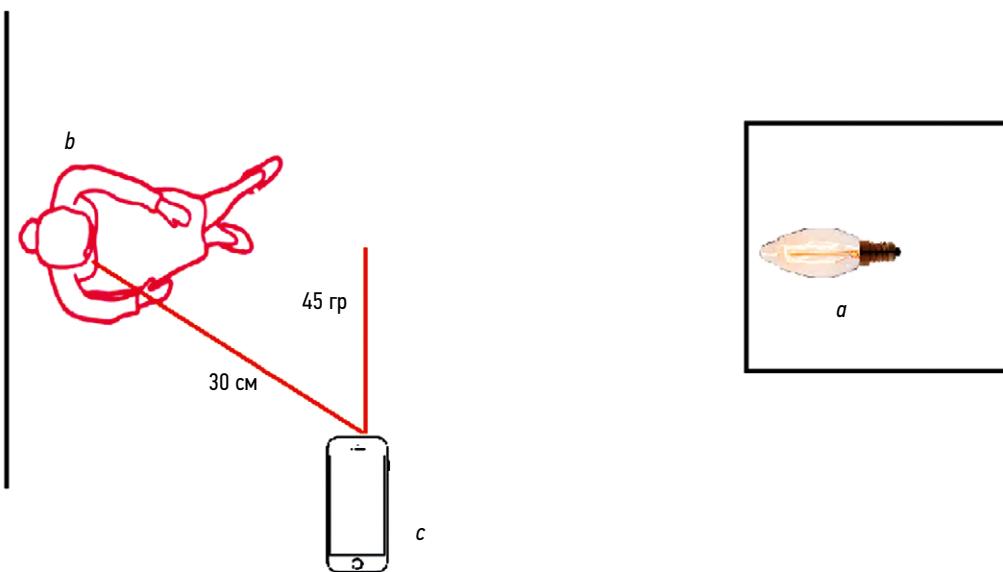
Фотосъёмка участниц осуществлялась при помощи встроенной камеры мобильного устройства iPhone 7 (камера 12 Мп, f/1.8, оптическая стабилизация изображения, контроль экспозиции). Источник света располагался напротив лица участниц на прежних расстояниях. Мобильное устройство было закреплено в устойчивой треноге и расположено на расстоянии 30 см от лица участниц под углом 45° к световому потоку (рис. 2).

Таким образом, в ходе этого этапа эксперимента мы получили 14 фотографий каждой участницы. Всего 70 фотоснимков со следующими параметрами: тип файла — JPEG, разрешение фотоснимка 1536×2048 пикселей. Анализ полученных изображений проводили в цифровом графическом редакторе Adobe Photoshop CS 6 при помощи



**Рис. 1.** Схема определения уровня освещённости: *a* — источник света, *b* — датчик люксметра, *c* — тренога, *d* — стол с закреплённым источником света.

**Fig. 1.** Scheme for determining the illumination level: *a* — light source, *b* — sensor of the luxmeter, *c* — tripod, *d* — table with fixed light source.



**Рис. 2.** Схема проведения фотосъёмки, вид сверху: *a* — источник света, *b* — участница, *c* — смартфон с встроенной фотокамерой.  
**Fig. 2.** Scheme of photography, top view: *a* — light source, *b* — participant, *c* — smartphone with built-in camera.

инструмента «цветовой эталон». На фотоснимках лиц участниц мы определили три точки для оценки цветовых координат. Схема забора точек для оценки представлена на рис. 3. Точка 1 — на пересечении двух взаимно перпендикулярных прямых: вертикальная линия проходила через угол рта ближний к фотокамере, а горизонтальная — пересекала наиболее удалённую точку крыла носа. Точка 2 — на пересечении двух взаимно перпендикулярных прямых: вертикальная линия проходила через колумеллу носа, а горизонтальная — через середину красной каймы нижней губы. Точка 3 — на прямой, проходящей через середину арки купидона.

В каждой точке цветовые координаты в системе RGB определялись трижды для уменьшения статистической погрешности. Всего получили 1764 координаты трёх цветов ( $R=588$ ,  $G=588$ ,  $B=588$ ).

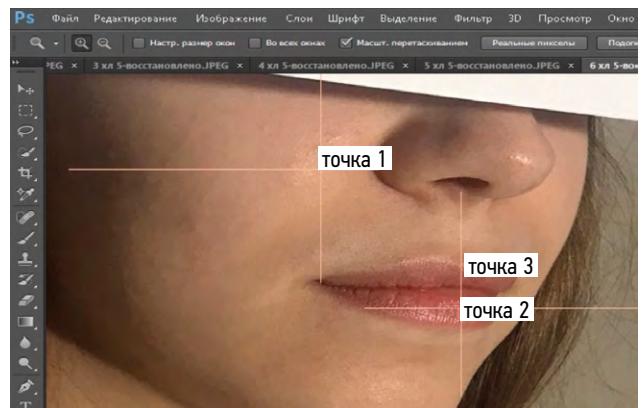
## Статистический анализ

Статистический анализ полученных данных осуществлялся при помощи программ Microsoft Office Excel 2019 и Phyton 3.11. В качестве метода статистического анализа применялся дисперсионный анализ по методике ANOVA. С целью определения статистически значимого различия между множествами был проведён тест Тьюки.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты измерения зависимости освещённости от расстояния и типа источника света представлены в табл. 1.

Анализ полученных данных свидетельствовал о том, что на минимальном расстоянии от источника света уровень освещённости был максимальным. Ожидаемо,



**Рис. 3.** Схема забора точек в графическом редакторе.  
**Fig. 3.** A schematic of point acquisition in the graphical editor.

чем дальше измерительный прибор находился от источника света, тем ниже становились показатели освещённости, вне зависимости от типа источника. Данная динамика была заметна даже невооружённым глазом и закономерно подтверждалась в измерениях. Абсолютные числовые значения на одинаковых расстояниях измерения оказались сходными. Это, по всей видимости, обусловлено одинаковой мощностью источников света, а различия укладывались в погрешность люксметра. На расстоянии 30 см получен идентичный показатель в 558 лк. Расстояние для измерений имело равный шаг удаления от источника света в 10 см, однако значения уровня освещённости менялись неравномерно. Так, при измерении на 20–30 см зафиксировано «падение» почти на 50%, на 40–50 см — на 35–37%, на 60–70 см — на 25–26%. Таким образом, можно зафиксировать следующую измерительную тенденцию: относительный

**Таблица 1.** Динамика освещённости на различном расстоянии от источника света**Table 1.** Illuminance dynamics at different distances from the light source

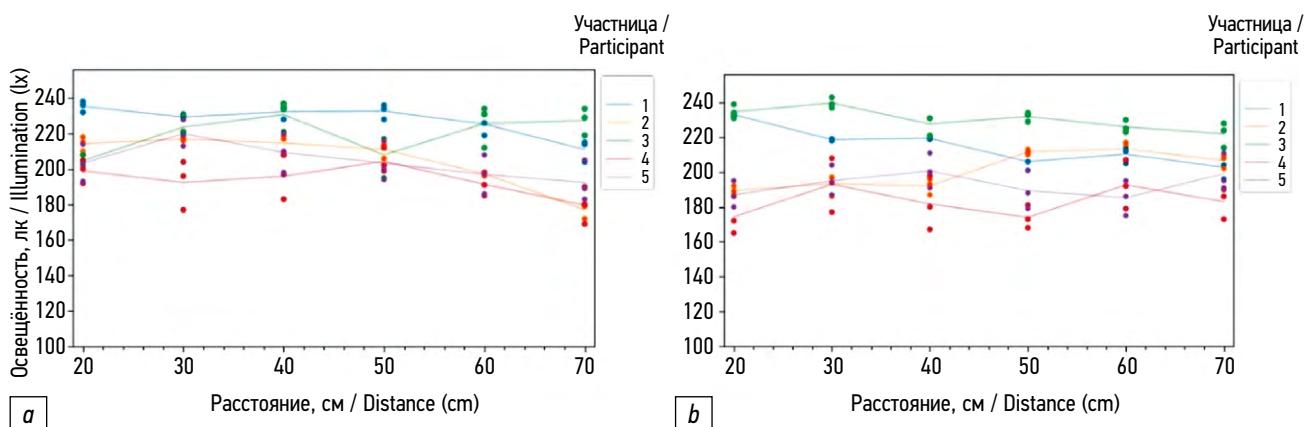
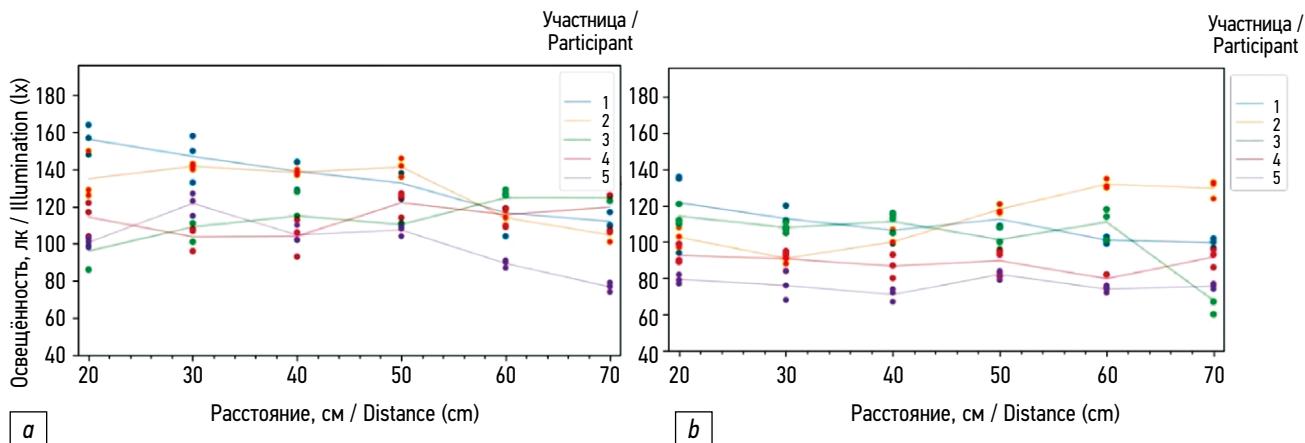
Расстояние, см / distance (cm)	Освещённость, лк / Illumination (lx)	
	Лампа тёплого света / Warm light lamp	Лампа холодного света / Cold light lamp
20	1157	1182
30	558	558
40	362	346
50	236	221
60	156	149
70	116	110

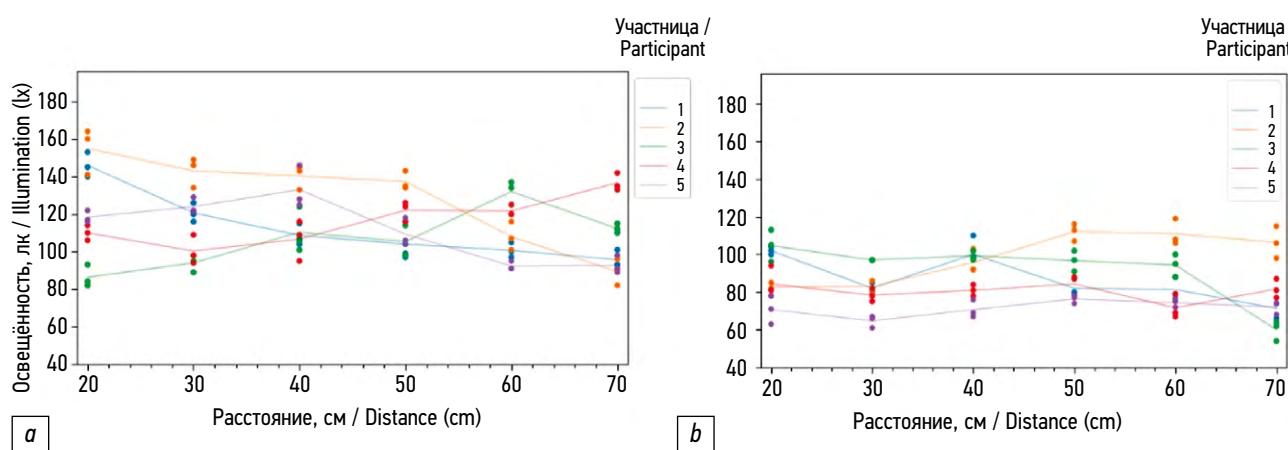
показатель уровня освещённости находится в нелинейной зависимости от расстояния между объектом и источником освещения.

Для анализа динамики изменений абсолютных значений цветовых координат на фотографиях лиц участники изучили графики зависимости абсолютных значений цветовых координат от расстояния до источника света

в известных условиях освещённости. Примеры некоторых графиков зависимостей представлены на рис. 4, 5, 6.

Анализ полученных данных свидетельствовал, что абсолютные значения цветовых координат точки на фотографии не связаны с динамикой освещённости. Так значение цветовых координат одного цвета в точке может быть выше при низком уровне освещённости и наоборот.

**Рис. 4.** Изменение цветовой координаты «R» в точке 1 в зависимости от расстояния: *a* — холодный свет, *b* — тёплый свет.**Fig. 4.** Change of color coordinate "R" at point 1 depending on distance: *a* — cold light, *b* — warm light.**Рис. 5.** Изменение цветовой координаты «G» в точке 2 в зависимости от расстояния: *a* — холодный свет, *b* — тёплый свет.**Fig. 5.** Change of color coordinate "G" at point 2 depending on distance: *a* — cold light, *b* — warm light.



**Рис. 6.** Изменение цветовой координаты «В» в точке 3 в зависимости от расстояния: *a* — холодный свет, *b* — тёплый свет.

**Fig. 6.** Change of color coordinate "B" at point 3 depending on distance: *a* — cold light, *b* — warm light.

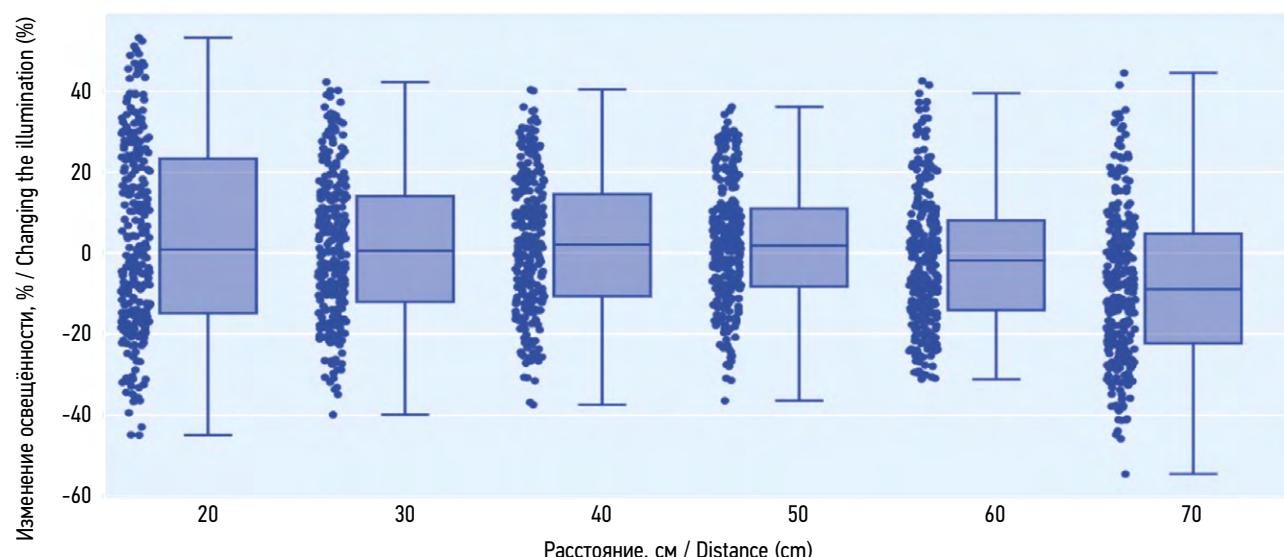
Иллюстрацией данного факта, к примеру, являются данные участницы № 4. При заборе у неё значения цифрового показателя цвета «В» вышеуказанным способом, от источника света с цветовой температурой 2700 K, в точке «1» на расстоянии 20 см получено значение 72, а на расстоянии 70 см — 110. В тех же стандартизованных условиях освещения измерение в тёплом спектре значение цвета «G» имело вариативность от 126 до 142 на прежних расстояниях в той же точке. Данная динамика прослеживается и для холодного излучения практически для каждой участницы. У участницы № 3 значение показателя цвета «В» для точки «2» изменялось следующим образом: 73, 105, 92, 102, 106, 96.

При этом абсолютные значения координат синего и зеленого цвета при освещении источником «холодного» света всегда больше координат синего и зеленого цвета при освещении источником «теплого» света.

Это возможно объяснить тем, что цветовая температура лампы холодного света кратно выше.

Для того чтобы выяснить, на каком расстоянии из предложенных абсолютные значения цветовых координат имеют нормальное распределение, выдвинута нулевая гипотеза: «Распределение абсолютных значений данных выборки вне зависимости от типа источника освещения равномерно на расстоянии съёмки 30–40 см.». Данное расстояние мы выбрали не случайно. Во-первых, по нашему мнению, именно на таком расстоянии от источника света не формируются блики на коже человека при фотофиксации без вспышки камеры. Во-вторых, если мы предполагаем фотосъёмку ребёнка, данное расстояние было бы достаточно комфортно и не вызывало бы негативного восприятия источника света, как триггера медицинской процедуры в сознании пациента.

Чтобы доказать данное предположение о равномерности распределения значений, выполнили центрирование абсолютных значений цветовых координат с последующим построением коробчатой диаграммы (Microsoft Office 2019,  $n=1784$ , boxplot). Диаграмма представлена на рис. 7.



**Рис. 7.** Сводная диаграмма общих значений для каждого из расстояний.

**Fig. 7.** Summary diagram of the total values for each of the distances.

Медиана множеств абсолютных значений цветовых координат, полученных при фотофиксации на расстоянии 20 и 70 см, ниже оставшихся. Это подтверждается после анализа данных по методике ANOVA ( $p=1,975$ ). Выполнен тест Тьюки для сравнения множеств между собой. Между множествами значений 20–60, 20–70, 30–70, 40–70, 50–70, 60–70 см имеют место статистически значимые различия ( $p=0,001$ ). Таким образом значения абсолютных величин в выборках, взятых на расстоянии фотосъёмки 30–60 см, распределены равномерно.

Чтобы узнать законы изменения относительных величин цветовых координат, мы построили карту взаимной корреляции двух параметров. Первый параметр — среднее значение цветовых координат во всех точках

измерений при «теплом» освещении. Второй параметр — среднее значение цветовых координат во всех точках измерения при «холодном» освещении.

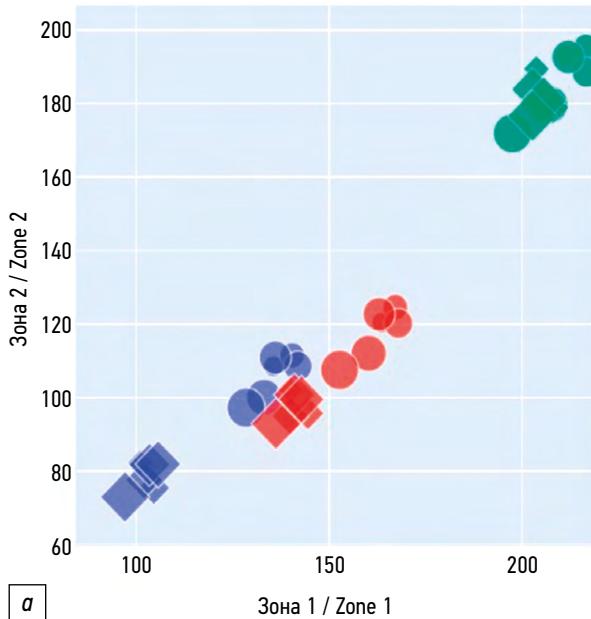
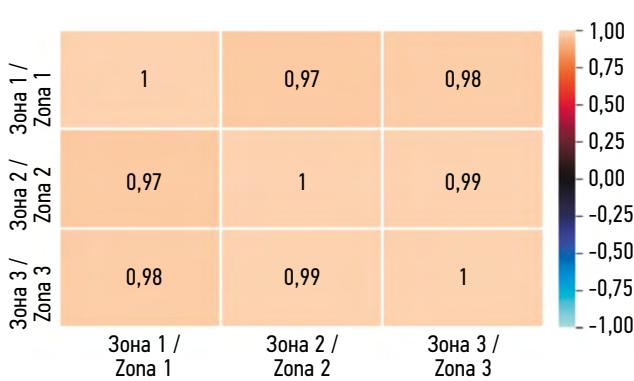
Перед построением данной карты провели сознательную аппроксимацию данных. Ввели новое понятие — «зона оценки». Зона оценки — среднее значение абсолютно всех измерений в системе RGB на обозначенных ранее расстояниях, которое включает в себя значения освещенности для двух источников. Таким образом, у нас получилось три зоны оценки. Это число кратно количеству точек забора в графическом редакторе. В построении данной тепловой карты (рис. 8) мы использовали численные (значения цветовых координат) и категориальные переменные (вид источника света; цвет; повторяющееся, заранее известное, расстояние).

Данные имели сильную прямую корреляцию между собой вне зависимости от зоны исследования. При построении линейного графика, координаты любой из зон располагались на одной прямой (рис. 9). Аналогично можно выполнить построение графиков для любой цветовой зоны с сохранением результата. Символами на графике обозначены следующие исследуемые единицы: цвет определяет одноименные параметры в системе RGB; круг — координаты, полученные после анализа данных лампы тёплого света; ромб — координаты, полученные после анализа данных лампы холодного света; размеры фигур — расстояние от источника освещения.

Аналогичным образом можно построить графики для любой пары цветовых координат, где их значения будут располагаться на одной прямой, так как все зоны между собой имеют прямую сильную корреляцию ( $R^2=0,95$ ,  $p < 0,05$ ).

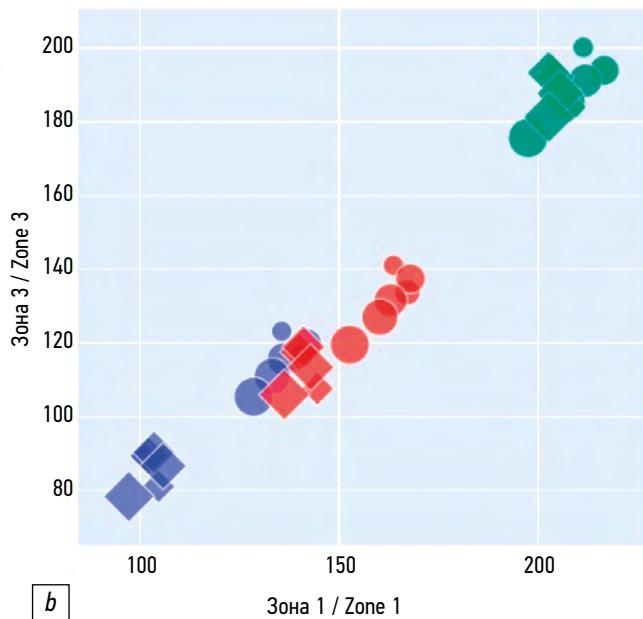
**Рис. 8.** Тепловая карта относительной зависимости цветовых координат в зоне оценки.

**Fig. 8.** Heatmap of the relative dependence of color coordinates in the evaluation area.



**Рис. 9.** Графики относительной зависимости цветовых координат: *a* — в зонах 1 и 2, *b* — в зонах 1 и 3.

**Fig. 9.** Graphs of the relative dependence of color coordinates: *a* — in zones 1 and 2, *b* — in zones 1 and 3.



## ОБСУЖДЕНИЕ

На наш взгляд, проведенное исследование — это шаг к объективной интерпретации рубцовых изменений кожи при помощи изолированной оценки цвета в системе координат RGB.

Рубец на коже — это неизбежный исход любого повреждения, будь то оперативное вмешательство в пла-новом или экстренном порядке или естественное заживление после травмы [7]. Многие пациенты, в том числе дети, испытывают не только физические неудобства, связанные с наличием рубца, но и серьёзные психосоциальные последствия социальной дезадаптации [8]. Рубцы имеют различное строение от еле заметных белесоватых линий, до грубых, выходящих за пределы вмешательств структур розового или синеватого цвета. Именно поэтому необходима оценка рубца не только для деления на «патологические» и «нормальные», но и для регистрации динамики заживления.

На сегодня разработаны немало шкал оценки рубцов. Все они призваны облегчить клиницисту интерпретацию негативного влияния рубца на пациента. Можно оценить размер, цвет, высоту, податливость патологической ткани почти каждого рубца, присвоив балльную характеристику этим параметрам. По сумме баллов можно оценить общее впечатление от наличия рубца на коже. В 2014 году S.H. Baе и соавт. проанализировали использование наиболее распространённых шкал оценки рубцов в 96 клинических исследованиях, посвящённых этой теме. Учёные пришли к выводу, что не существует объективных методов оценки рубцов [9].

Параметр «цвет» можно оценить почти по любой шкале. Это и категоричные вербальные словесные определения «красный — белый» (Manchester scar scale), и предложения самостоятельно заполнить характеристику, в том числе и при помощи эталонных фотоснимков (Stony Brook Scar Evaluation Scale, Seattle Scale). Некоторые шкалы подразумевают единичную оценку цветового параметра «эрitemа» в качестве единственной возможной цветовой характеристики, выдвигая её на первый план.

Присутствие данной характеристики в алгоритмах оценки крайне важно, поскольку помимо размеров рубца, именно колориметрические характеристики влияют на восприятие рубца относительно неизменённой кожи. Кроме того, рубцы изменяют цвет в процессе «созревания». Необходима точная количественная оценка этого параметра.

Были проведены исследования, в которых доказано, что количественная интерпретация цвета «на глаз», имеет критическую межэкспертную погрешность даже при повторных оценках [10]. Кроме того, доля полного или частичного дальтонизма среди мужчин составляет 8%, что так же может негативно сказываться на результатах [11].

Были разработаны колориметры и программное обеспечение для точной цветовой интерпретации. Однако их

рутинное использование дорого и не имеет широкого распространения. Помимо этого, технология использования колориметров предусматривает плотную компрессию тканей, что влечёт за собой изменение кровотока и регистрацию «ложно-белого» сигнала [12].

Дополнительная проблема заключается в том, что глянцевые поверхности, включая кожу, имеют зеркальное отражение, которое меняется в зависимости от направления освещения. Отражение границы разделения воздуха и среды фотосъёмки создаёт световые блики, которые усиливаются за счёт диффузного (ламбертовского) отражения, вызванного рассеянием света в пигментированной среде (например, из-за содержания пигмента меланина в коже и циркуляции крови). Человеческий глаз способен отличить зеркальные блики или блеск от основного цвета пигмента, но для автоматических алгоритмов фотокамеры эта проблема не решена.

Использование для оценки и интерпретации количественной разницы цветовых координат между неизменённой кожей и патологической тканью весьма привлекательно для исследователя. Однако появление световых бликов на коже может вести к ложной интерпретации цветовой координаты, усредняя патологическое влияние. Это заметно при оценке зоны 3 в нашем исследовании, которая располагается на границе неизменённой кожи и слизистой участниц № 1, 2 и 4 в холодном спектре на расстояниях 20, 30, 40 и 50 см. Поэтому важна тщательная постобработка изображения. В том числе и для решения данной проблемы мы осуществляли забор точек трижды без вовлечения в зону исследования линии блика и вызываемой ей тени.

Многие исследователи предлагали ведение фотофиксации цифровой фотокамерой патологических рубцов с целью их динамической оценки. Это стало стандартной практикой среди врачей, однако интерпретация фотоснимков по-прежнему осуществляется только «на глаз», а условия фотосъёмки не стандартизированы. Ограничения данного метода оценки фотоснимков связано с понятием постоянства цвета, о котором мы упоминали в обосновании [13]. Постоянство цвета неразрывно связывает мозг со зрительным анализатором и практически не поддаётся алгоритмическому вычислению. Ограничения такой оценки весьма значимы. Иллюстративным примером может служить любой поисковый запрос в интернете, который включает название известной картины, например «Купание красного коня». Каждое изображение несёт в себе различные оттенки цвета коня и купальщика от ярко красного до коричневого или оранжевого и не передаёт оригинальный цвет красок художника. Это равнозначно связано и с качеством фотокамеры, и с последующей цветокоррекцией для насыщения цветом. Но даже если абстрагироваться от данного примера, любое цифровое изображение несёт в себе как минимум два ограничения объективизации. Во-первых, освещённость объекта количественно влияет на спектр отражённого

света (что подтверждается нашими измерениями вне зависимости от типа источника света), а следовательно, влияет и на цветовую характеристику изображения. Данное явление частично корректируется встроенными в софт камеры iSight алгоритмами улучшения, в нашем случае баланс белого и High Dynamic Range. Во-вторых, встроенные в камеру спектральные датчики трёх цветов (RGB) ограничены в своей точности и детализации по сравнению со специализированными приборами (спектрометр), шаг измерения которого составляет 1 нм [14]. А трихроматический зрительный анализатор человека не способен улавливать изменения отражения волны в узком диапазоне спектра. Таким образом, свет различного спектрального состава может быть оценён человеческим глазом как идентичный цветовой характеристике. Лампы различной цветовой температуры неискажали цвет кожи участниц нашего исследования, но при этом были получены различные по своему количественному составу координаты зон исследований. Данное явление носит название метамеризм [15]. Для решения проблемы объективизации и цветовой интерпретации можно прибегнуть к использованию специального оборудования. Например, к камере гиперспектрального анализа, которая увеличивает чувствительность к цвету за счёт увеличения числа эффективных каналов, чувствительных к длине волны. Однако это дорогие и сложные в использовании устройства, которые требуют опыта от пользователя.

В нашем исследовании проблема метамерии и недостоверности цветовой информации решена путём построения тепловых карт зависимости значений цветовых координат вне зависимости от источника света и расстояния проведения фотосъёмки. Мы доказали созависимость величин отражения в каждом из пучков светового спектра, выраженных в величинах системы RGB вне зависимости от внешних условий.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, потенциальные преимущества оценки цвета при помощи цифровой фотографии и графического редактора очевидны. На наш взгляд «идеальный» алгоритм оценки количественных характеристик цвета биологической ткани должен сочетать в себе следующие критерии: простота в использовании и объективная количественная оценка данных.

При медицинской фотосъёмке с расстояния 30 см под углом камеры в 45° к источнику света относительные

величины цветовых координат не зависят от расстояния и типа источника света. Результаты исследования следует учитывать при медицинской съёмке и последующей цветовой оценке кожных изменений. Применение данного подхода позволит улучшить и стандартизировать проведение медицинской фотосъёмки для объективной оценки послеоперационного кожного рубца.

## ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

**Источник финансирования.** Статья публикуется без спонсорской поддержки.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии явных и потенциальных конфликтов интересов.

**Вклад авторов.** Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE. Наибольший вклад распределён следующим образом: Д.С. Савельев — исследование, обзор литературы, написание текста статьи; С.Ю. Городков — концепция и дизайн исследования, написание и редактирование текста статьи; И.В. Горемыкин — редактирование и утверждение окончательного варианта статьи.

**Этическое утверждение.** Протокол исследования был одобрен локальным этическим комитетом ФГБОУ ВО «Саратовского ГМУ им. В.И. Разумовского» МЗ РФ (№ 4 от 27.02.2022).

**Благодарности.** Авторы выражают благодарность за помощь в статистическом анализе данных сотруднику лаборатории биофотоники «Сколтех», канд. физ.-мат. наук А.А. Мердалимовой за помощь в статистическом анализе данных.

## ADDITIONAL INFORMATION

**Funding source.** The publication had no sponsorship.

**Competing interests.** The authors claim that there is no conflict of interest in the article.

**Authors' contribution.** All authors confirm compliance of their authorship with the international ICMJE criteria. The largest contribution is distributed as follows: D.S. Savelev — collection and processing of material; text writing, literature review. S.Yu. Gorodkov — concept and design of the study, text writing, text editing; I.V. Goremykin — editing and approval of the final version of the article.

**Ethics approval.** The present study protocol was approved by the local Ethics Committee of the Saratov State Medical University named after V.I. Razumovsky (No. 4 by 27.02.2022).

**Acknowledgments.** The authors would like to thank A.A. Merdalimova of the Skoltech Biophotonics Laboratory, Cand. Sci. (Physics and Mathematics), for her help in statistical analysis of the data.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Balmano Squire A.J. Atlas of the diseases of the skin. J.&A. Churchill, London, 1878.104 p.
- Del Valle M.A., Albano L.C., Orsi M.C., Martínez Perea M.D. Aspectos éticos de la toma y el uso de la fotografía en la práctica pediátrica // Arch Argent Pediatr. 2020. Vol. 118, N 2. P. S64–S68. doi: 10.5546/aap.2020.S64 (In Spanish).
- Roguljić M., Šimunović D., Poklepović Perićić T., et al. Publishing identifiable patient photographs in scientific journals: Scoping review

- of policies and practices // J Med Internet Res. 2022. Vol. 24, N 8. P. e37594. EDN: DMMEWI doi: 10.2196/37594
4. Milojevic Z., Ennis R., Toscani M., Gegenfurtner K.R. Categorizing natural color distributions // Vis Res. 2018. Vol. 151. P. 18–30. doi: 10.1016/j.visres.2018.01.008
  5. Vurro M., Ling Y., Hurlbert A.C. Memory color of natural familiar objects: Effects of surface texture and 3-D shape // J Vis. 2013. Vol. 13, N 7. P. 20. doi: 10.1167/13.7.20
  6. Westland S., Cheung V. RGB systems. In: Chen J., Cranton W., Fihn M., eds. Handbook of visual display technology. Springer-Verlag, 2012. P. 1–6. doi: 10.1007/978-3-642-35947-7\_12-2
  7. Nguyen T.A., Feldstein S.I., Shumaker P.R., Krakowski A.C. A review of scar assessment scales // Semin Cutan Med Surg. 2015. Vol. 34, N 1. P. 28–36. doi: 10.12788/j.sder.2015.0125
  8. Kim M.S., Rodney W.N., Reece G.P., et al. Quantifying the aesthetic outcomes of breast cancer treatment: Assessment of surgical scars from clinical photographs // J Eval Clin Pract. 2011. Vol. 17, N 6. P. 1075–1082. doi: 10.1111/j.1365-2753.2010.01476.x
  9. Bae S.H., Bae Y.C. Analysis of frequency of use of different scar assessment scales based on the scar condition and treatment method // Arch Plast Surg. 2014. Vol. 41, N 2. P. 111–115. doi: 10.5999/aps.2014.41.2.111
  10. Powers P.S., Sarkar S., Goldgof D.B., et al. Scar assessment: Current problems and future solutions // J Burn Care Rehabil. 2012. Vol. 20, N 1, Pt. 1. P. 54–60. doi: 10.1097/00004630-199901001-00011
  11. Simunovic M.P. Colour vision deficiency // Eye (Lond). 2010. Vol. 24, N 5. P. 747–755. doi: 10.1038/eye.2009.251
  12. Cheon Y.W., Lee W.J., Rah D.K. Objective and quantitative evaluation of scar color using the L\*a\*b\* color coordinates // J Craniofac Surg. 2010. Vol. 21, N 3. P. 679–684. doi: 10.1097/SCS.0b013e3181d7a7eb
  13. Hansen T., Olkkonen M., Walter S., Gegenfurtner K.R. Memory modulates color appearance // Nat Neurosci. 2006. Vol. 9, N 11. P. 1367–1368. doi: 10.1038/nn1794
  14. Elsen T., Fauvel C., Khairallah G., et al. A dataset of optical spectra and clinical features acquired on human healthy skin and on skin carcinomas // Data in Brief. 2024. Vol. 53. P. 110163. EDN: PJDOOX doi: 10.1016/j.dib.2024.110163
  15. Wyszecki G., Stiles W.S. Color science: Concepts and methods, quantitative data and formulae. 2<sup>nd</sup> ed. Wiley-Interscience, 1982. 950 p.

## REFERENCES

1. Balmano Squire AJ. *Atlas of the diseases of the skin*. J.&A. Churchill, London; 1878. 104 p.
2. Del Valle MA, Albano LC, Orsi MC, Martínez Perea MD. Aspectos éticos de la toma y el uso de la fotografía en la práctica pediátrica. *Arch Argent Pediatr*. 2020;118(2):S64–S68. doi: 10.5546/aap.2020.S64 (In Spanish).
3. Roguljić M, Šimunović D, Poklepović Peričić T, et al. Publishing identifiable patient photographs in scientific journals: Scoping review of policies and practices. *J Med Internet Res*. 2022;24(8):e37594. EDN: DMMEWI doi: 10.2196/37594
4. Milojevic Z, Ennis R, Toscani M, Gegenfurtner KR. Categorizing natural color distributions. *Vis Res*. 2018;151:18–30. doi: 10.1016/j.visres.2018.01.008
5. Vurro M, Ling Y, Hurlbert AC. Memory color of natural familiar objects: Effects of surface texture and 3-D shape. *J Vis*. 2013;13(7):20. doi: 10.1167/13.7.20
6. Westland S, Cheung V. *RGB systems*. In book: Chen J, Cranton W, Fihn M, eds. *Handbook of visual display technology*. Springer-Verlag; 2012. P. 1–6. doi: 10.1007/978-3-642-35947-7\_12-2
7. Nguyen TA, Feldstein SI, Shumaker PR, Krakowski AC. A review of scar assessment scales. *Semin Cutan Med Surg*. 2015;34(1):28–36. doi: 10.12788/j.sder.2015.0125
8. Kim MS, Rodney WN, Reece GP, et al. Quantifying the aesthetic outcomes of breast cancer treatment: Assessment of surgical scars from clinical photographs. *J Eval Clin Pract*. 2011;17(6):1075–1082. doi: 10.1111/j.1365-2753.2010.01476.x
9. Bae SH, Bae YC. Analysis of frequency of use of different scar assessment scales based on the scar condition and treatment method. *Arch Plast Surg*. 2014;41(2):111–115. doi: 10.5999/aps.2014.41.2.111
10. Powers PS, Sarkar S, Goldgof DB, et al. Scar assessment: Current problems and future solutions. *J Burn Care Rehabil*. 2012;20(1, Pt. 1):54–60. doi: 10.1097/00004630-199901001-00011
11. Simunovic MP. Colour vision deficiency. *Eye (Lond)*. 2010;24(5):747–755. doi: 10.1038/eye.2009.251
12. Cheon YW, Lee WJ, Rah DK. Objective and quantitative evaluation of scar color using the L\*a\*b\* color coordinates. *J Craniofac Surg*. 2010;21(3):679–684. doi: 10.1097/SCS.0b013e3181d7a7eb
13. Hansen T, Olkkonen M, Walter S, Gegenfurtner KR. Memory modulates color appearance. *Nat Neurosci*. 2006;9(11):1367–1368. doi: 10.1038/nn1794
14. Elsen T, Fauvel C, Khairallah G, et al. A dataset of optical spectra and clinical features acquired on human healthy skin and on skin carcinomas. *Data in Brief*. 2024;53:110163. EDN: PJDOOX doi: 10.1016/j.dib.2024.110163
15. Wyszecki G, Stiles WS. *Color science: Concepts and methods, quantitative data and formulae*. 2<sup>nd</sup> ed. Wiley-Interscience; 1982. 950 p.

## ОБ АВТОРАХ

\* Савельев Дмитрий Сергеевич;  
адрес: Россия, 410012, Саратов, ул. Большая Казачья, д. 112;  
ORCID: 0009-0006-6832-3318;  
e-mail: saveljevs@gmail.com

## AUTHORS' INFO

\* Dmitri S. Savelev, MD;  
address: 112 Bolshaya Kazachia street, 410012 Saratov, Russia;  
ORCID: 0009-0006-6832-3318;  
e-mail: saveljevs@gmail.com

**Городков Сергей Юрьевич**, канд. мед. наук, доц.;  
ORCID: 0000-0001-9281-6872;  
eLibrary SPIN: 2458-6382;  
e-mail: gorodcov@yandex.ru

**Горемыкин Игорь Владимирович**, д-р мед. наук, проф.;  
ORCID: 0000-0002-6074-9780;  
eLibrary SPIN: 4172-3482;  
e-mail: goremykine@gmail.com

**Sergei Yu. Gorodkov**, MD, Cand. Sci. (Medicine), Assoc. Professor;  
ORCID: 0000-0001-9281-6872;  
eLibrary SPIN: 2458-6382;  
e-mail: gorodcov@yandex.ru

**Igor V. Goremykin**, MD, Dr. Sci. (Medicine), Professor;  
ORCID: 0000-0002-6074-9780;  
eLibrary SPIN: 4172-3482;  
e-mail: goremykine@gmail.com

\* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author