

### ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

*Н.Н. Блинов, А.И. Мазуров*

#### **Визуализация медицинских изображений в цвете**

##### **Аннотация**

Рассмотрены методы визуализации медицинских изображений в цвете – раскраска черно-белых изображений и параметрическое кодирование. Указаны причины, затрудняющие дешифрование цветных изображений.

В последние годы, благодаря развитию новых методов лучевой диагностики и их комбинаций, приводящих к дальнейшему усложнению медицинских изображений, все чаще возникает необходимость в использовании цвета для их дешифрования. В статье наряду с известными методами представлен новый параметрический метод визуализации невидимых изображений в цвете.

#### **1 Цвет в процессе диагностики**

Что такое цвет? В настоящее время наука не дает однозначного ответа на этот вопрос. В Международном светотехническом словаре есть два определения этого феномена [1]. С точки зрения колориметрии, цвет определяется как трехмерная векторная величина, характеризующая группу излучений, неразличимых в колориметрических условиях наблюдения. С точки зрения психологии восприятия, цвет – это физиологическое зрительное ощущение, позволяющее наблюдателю различать цветовые стимулы, отличающиеся по спектральному составу излучения. На основании этих определений можно сделать вывод, что цвет как объективная физическая величина и одновременно характеристика психофизиологического состояния зрения человека представляет собой дуальное понятие.

Для рассматриваемого в статье вопроса важны оба понятия – как физика цвета, так и его психология. Так как зрительная система чувствительна только в диапазоне длин волн электромагнитного излучения от 380 до 760 нм, то физические поля вне этого диапазона трансформируются в видимый диапазон, т. е. визуализируются. Однако большинство современных визуализируемых изображений являются черно-белыми и не несут информацию о различиях спектров детектируемых физических полей. Исключения составляют спектрально-интроскопические системы [2]. При использовании всех остальных методов визуализации информация о спектральном составе невидимых изображений теряется. Как правило, они воспроизводятся в черно-белом спектре или применяется их «раскраска». Такая ситуация сложилась

в связи с тем, что колориметрия не дает ответа на вопрос, по каким параметрам зрительная система собирает в метамерные (неразличимые) группы спектры, воспринимаемые как один цвет. Выявление таких параметров и использование их в преобразовании невидимых изображений в оптический диапазон изоморфно позволит создать «электронное зрение», аналогичное зрению человека. Таким образом, станет возможным потенциально воспринимать в цвете не одну октаву электромагнитных волн, а  $2^{67}$  октав. Этот вопрос будет подробнее рассмотрен в разделе «Параметрическое кодирование».

Не менее важно для визуализации цветных медицинских изображений цветовое ощущение (психология восприятия цвета). Восприятие цветного изображения человеком глазом многозначно и зависит от таких факторов, как эффекты цветового контраста, структура изображения, яркость и др. Особенно важно знание психологии зрения при раскраске черно-белых изображений. Эта проблема подробно рассмотрена в монографии [3]. Цветовое ощущение определяется тремя основными характеристиками: цветовым тоном, насыщенностью и яркостью (светлотой), которые существенно расширяют наше восприятие.

В связи с этим цвет занимает особое место в анализе образов внешнего мира, воспринимаемого нашими глазами. Число воспроизводимых зрительной системой градаций цвета на много порядков больше, чем число градаций у одноцветного изображения. Цветоощущение во много раз расширяет возможности глаза в разделении объемов, деталей, предметов, облегчает выделение контуров и линий.

По мере развития лучевой диагностики сюжеты изображений усложнились, появились дополнительные детали и контуры, которые необходимо анализировать. Информационной емкости черно-белого изображения стало недостаточно для обеспечения таких возможностей. Эти факторы обуславливают все более частое появление цвета в современных диагностических изображениях.

Цветовое кодирование в лучевой диагностике может осуществляться по различным параметрам. Иногда удобно присвоить свой цвет уровням яркости черно-белого изображения, цветом можно обозначить длины волн, можно раскрасить все изображение или только наиболее важную для анализа его часть. В трехмерном изображении цвет может соответствовать удельной плотности объемного элемента (вокселя).

В лучевой диагностике цвет может выполнять следующие важные функции:

- увеличивать градиционную разрешающую способность;
- расширять возможности глаза в разделении объемов, контуров и линий;
- во много раз повышать различимость деталей и контрастную чувствительность;
- облегчать разделение признаков при сложном изображении: например, совмещенное изображение компьютерного и позитронно-эмиссионного томографов (КТ – ПЭТ) может быть удобно представлено с помощью цветового кодирования (КТ – одна гамма цветов, ПЭТ – другая);
- при молекулярной диагностике, контрастных исследованиях кровеносной системы цвет позволяет выделить области интереса;
- при создании 3D (объемных) изображений, где сконцентрировано огромное количество информации, цветовое кодирование резко улучшает восприятие (например, если кодировать КТ-изображение по единицам Хаунсфилда, то в каждом вокселе реконструированного изображения можно получить ценную диагностическую информацию). Некоторые из этих функций рассмотрены в статье.

## 2 Раскраска изображений в псевдоцвета

### 2.1 Аналоговая и дискретная раскраски

Начиная с 50-х годов прошлого века разработчики систем лучевой диагностики начали проводить исследования по определению диагностических возможностей кодирования изображений цветом [2], [4], [5]. Исследователи рассчитывали на эффективность цветового кодирования, так как хорошо известен факт увеличения обнаружительной способности при придании каждому элементу изображения дополнительных дешифровочных признаков. При цветовом кодировании дополнительными признаками к светлоте являются цветовой тон и насыщенность. Сущность методов аналоговой и дискретной раскраски заключается в трансформации яркостной шкалы изображения в непрерывную или дискретную цветовую шкалу. Непрерывная (аналоговая) шкала выбирается внутри цветового тела монитора, исходя из принципа непрерывности линии цветов и монотонного возрастания или убывания яркости [2]. Дискретная (цифровая) раскраска состоит в квантовании яркости на ряд уровней и кодировании одним цветом всех пикселей изображения, имеющих одну яркость. Медицинская практика показала, что уровней квантования не должно быть больше восьми.

Совместно с лучевыми диагностами авторы исследовали возможность цветового кодирования на установках для анализа рентгенограмм УАР-1 и УАР-2, фото одной из которых приведено на *рис. 1*. Наши исследования [2], а также анализ результатов работ [4]-[6] показали, что из-за сложной цветовой структуры медицинских изображений раскраска, интерпретация которой неоднозначна из-за особенностей восприятия зрения, находит ограниченное применение в медицинской практике. Там, где этот метод применяется, раскрашенные снимки являются, как правило, дополняющими, но не заменяющими исходные. Исключение составляет раскраска симметричных органов, а также органов и систем объемных изображений в цифровых томографах различных классов (рентгеновских, магнитно-резонансных и др.) В томографии раскраска позволяет более рельефно выделить отдельные органы и системы, например сосудистую; при этом снижается восприятие других структур.



Рис. 1. Установка для анализа рентгенограмм УАР-2

### 2.2 Локальное кодирование в цвете

В последние годы в лучевой диагностике на одном изображении все чаще сочетают разные методы физического воздействия на объект исследования, например, КТ – МРТ, КТ – ЦР (компьютерная томография + цифровая рентгенография), КТ – ПЭТ и т. п. В этих случаях удобно кодировать контрастными цветами изображения разных исследований либо раскрашивать одно изображение, а другое оставлять черно-белым. Так поступают, например, при ультразвуковом исследовании, где совмещается доплеровское изображение с отраженным ультразвуковым.

Локальное кодирование может быть полезным при использовании контрастных веществ (ангиография).

## 3 Параметрическое кодирование

Возможна трансформация интроскопических изображений в видимую область спектра в цвете по тем же признакам электромагнитного излучения, по которым зрительная система идентифицирует цвет воспринимаемого света.

В работах [7], [8] установлено, что зрительная система классифицирует спектры света в метамерные группы, которые воспринимаются как один цвет, по трем признакам: числу эффективно поглощенных фотонов, их суммарной энергии и ее дисперсии. Это соответствует тому физическому факту, что поток фотонов несет не только энергию, но и энтропию [9].

Если спектр каждого пикселя визуализируемого изображения отобразить изоморфно в соответствующем масштабе в видимую область спектра, то зрительная си-

стема будет воспринимать информацию, аналогичную той, которую она воспринимает в видимом участке спектра от натуральных сцен.

Такое параметрическое кодирование потенциально можно реализовать в тех интроскопических системах, в которых на входе детектора сохранена информация о спектрах элементов невидимого изображения.

В рентгеновских изображениях имеется корреляция между интенсивностью излучения за объектом и его спектральным составом. Чем меньше интенсивность излучения, тем больше средняя энергия рентгеновских квантов. Это объясняется большей относительной фильтрацией в объекте длинноволнового (мягкого) излучения по сравнению с коротковолновым (жестким). Флуктуации этого излучения (дисперсия) подчинены закону Пуассона.

В тепловизионных изображениях спектр излучения тела человека имеет взаимосвязь с поверхностной температурой и излучательной способностью. Следовательно, каждой температуре поверхности тела могут быть однозначно поставлены в соответствие определенные числа фотонов, энергия этих фотонов и их дисперсия.

Излучения изотопов, применяемых в ядерной медицине, также имеют свой спектр, который может быть охарактеризован указанными выше параметрами, но не так, как в рентгеновском тормозном излучении, применяемом в рентгенодиагностике. В других физических полях пиксели невидимых изображений на входе детектора также разнятся по спектру.

Наиболее просто параметрическое цветовое кодирование можно реализовать в системах визуализации невидимых изображений, в которых детектор работает в режиме счета фотонов. В качестве примера на рис. 2 представлена функциональная схема рентгеновского приемника, регистрирующего число фотонов  $F$  с каждого пиксела изображения и их суммарную энергию  $E$  за время кадра. В видеопроцессоре системы вычисляются средние значения числа фотонов  $\bar{F}$ , энергии  $\bar{E}$  и дисперсия этой энергии  $D(E)$ . Данные параметры в матрице трансформируются в три сигнала (красный, зеленый и синий) в соответствии с системой уравнений

$$\begin{cases} \bar{F} = a_1(m_R + m_G + m_B); \\ \bar{E} = a_2(m_R \epsilon_R + m_G \epsilon_G + m_B \epsilon_B); \\ D(E) = a_3(m_R \epsilon_R^2 + m_G \epsilon_G^2 + m_B \epsilon_B^2), \end{cases} \quad (1)$$

где  $a_1, a_2, a_3$  – постоянные коэффициенты, масштабирующие невидимые спектры в видимую область;  $m_r, m_g, m_b$  – сигналы, пропорциональные яркости красного, зеленого и синего каналов.

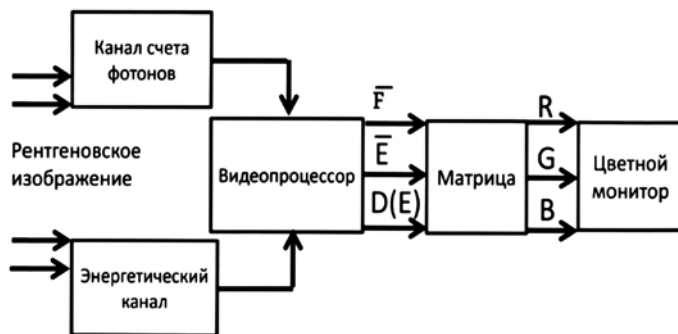


Рис. 2. Функциональная схема «цветного» рентгеновского приемника

Полученные на мониторе цвета каждого пиксела рентгеновского изображения будут однозначно характеризовать средние значения количества детектированных фотонов, их энергии и дисперсии этой энергии первичного физического поля.

Достоинство цветового метода визуализации различных спектров пикселей для медицинской интроскопии заключается в том, что метрические параметры цветов приобретают некоторый физический смысл. Причем метрики такого интроскопического зрения в любом диапазоне спектра подобны метрике зрительного анализатора.

Полученные на изображении цвета однозначно характеризуются средними значениями  $F, E$  и  $D(E)$  образовавшихся их световых потоков независимо от основных цветов  $R, G$  и  $B$ , выбранных для синтеза изображений.

Недостатком метода является зависимость полученного цвета от целого ряда факторов: количества рассеянного излучения, геометрии и физико-технических условий исследований, толщины объекта. Эти обстоятельства усложняют, а порой делают нецелесообразным параметрическое кодирование по спектру. Несмотря на такую зависимость, параметрическое кодирование имеет большие потенциальные возможности.

Проведенный анализ показал, что цветовое кодирование представляет собой результативный инструмент, облегчающий анализ изображения в лучевой диагностике и расширяющий его возможности. Для цветового кодирования в лучевой диагностике могут использоваться различные методы, каждый из которых требует дополнительного исследования с целью его оптимизации.

#### Список литературы:

1. Международный светотехнический словарь / Под ред. Д.Н. Лазарева. – М.: Русский язык, 1979. 279 с.
2. Блинов Н.Н., Мазуров А.Н. Системы прикладного телевидения (цветное телевидение в биологии и медицине). – М.: Знание, 1987. 64 с.
3. Блинов Н.Н. Глаз и изображение. – М.: Медицина, 2004.
4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005. 1072 с.
5. Levkowitz H., Herman G.T. The Design and Evaluation of Color Scales for Image Date // IEEE Computer Graphics and Applications. 1992. Vol. 12. № 1. PP. 72-80.
6. Технические средства медицинской интроскопии / Под ред. Б.И. Леонова. – М.: Медицина, 1989. 304 с.
7. Мазуров А.И. Зрение роботов. – М.: Знание, 1991. 64 с.
8. Мазуров А.И., Раевская К.А. Квантовая модель низшей метрики цвета // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 1. С. 45-47.
9. Планк М. Теория теплового излучения. – М.: КомКнига, 2006. 208 с.

Николай Николаевич Блинов,  
д-р техн. наук, профессор,  
заведующий лабораторией № 23,  
ФГУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,  
Анатолий Иванович Мазуров,  
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,  
зам. директора по науке,  
ЗАО «НИПК «Электрон»,  
г. Москва,  
e-mail: ot-del-22@mail.ru