

ИНФОРМАТИВНОСТЬ ВИЗУАЛЬНОГО АНАЛИЗА ЛУЧЕВЫХ СЕРОШКАЛЬНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

ПАСЫНКОВ ДМИТРИЙ ВАЛЕРЬЕВИЧ, канд. мед. наук, зав. отделением лучевой диагностики ГБУ «Республиканский онкологический диспансер Республики Марий Эл», Россия, 424037, Йошкар-Ола, ул. Осипенко, 22, e-mail: passynkov@mail.ru
КЛЮШКИН ИВАН ВЛАДИМИРОВИЧ, докт. мед. наук, профессор кафедры общей хирургии ФГБОУ ВО «Казанский государственный медицинский университет», Россия, 420012, Казань, ул. Бутлерова, 49, e-mail: hirurgivan@rambler.ru
ПАСЫНКОВА ОЛЬГА ОЛЕГОВНА, канд. мед. наук, доцент кафедры экологии ФГБОУ ВО «Марийский государственный университет», Россия, 424000, Йошкар-Ола, пл. Ленина, 1, e-mail: olgaved@inbox.ru

Реферат. Цель – оценка дискриминационной способности человеческого глаза (в градациях серой шкалы 0–255) при визуальном анализе изображений на современных мониторах в условиях реальной клинической практики лучевой диагностики. **Материал и методы.** 20 врачам-рентгенологам и врачам ультразвуковой диагностики предлагали: а) оценить, различают ли они квадрат на однородном фоне, яркость которых отличалась на заданное количество градаций серой шкалы; б) воспроизвести случайной формы полигон с 4–7 углами на однородном фоне, яркость которых также отличалась на заданное количество градаций серой шкалы. Эти эксперименты повторяли после наложения на полученное изображение белого (с яркостью 255 градаций) или черного (с яркостью 0 градаций) случайного шума. **Результаты и их обсуждение.** В наиболее оптимальных для восприятия условиях [максимальной яркости монитора и затемнении кабинета (50 лк)] минимальное визуальное воспринимаемое различие яркости серой шкалы составило (8±2) градации в диапазоне 0–15 градаций (черный цвет), (3±1) градация – в диапазоне 16–30 градаций и (3±1) градация – далее до 255 градаций (белого цвета). Наложение случайного белого шума практически во всех случаях приводило к повышению минимального визуального воспринимаемого различия яркости в среднем на (5±2) градации. Напротив, наложение случайного черного шума не изменяло минимальное визуальное воспринимаемое различие яркости. **Выводы.** Даже в наиболее благоприятной для визуального восприятия ситуации (однородный объект на однородном фоне) компьютер системы генерировал в 3–5 раз большее количество оттенков серого, нежели воспринималось человеческим глазом, что требует разработки математических методов анализа лучевых изображений с целью извлечения из них максимальной информации.

Ключевые слова: лучевое изображение, серая шкала, минимальное визуальное воспринимаемое различие.

Для ссылки: Пасынков, Д.В. Информативность визуального анализа лучевых серошкальных изображений / Д.В. Пасынков, И.В. Ключкин, О.О. Пасынкова // Вестник современной клинической медицины. – 2018. – Т. 11, вып. 5. – С.69–73.

DOI: 10.20969/VSKM.2018.11(5).69-73.

INFORMATIVE VALUE OF VISUAL ANALYSIS OF RADIOLOGIC GRAY-SCALE IMAGES

PASYNKOV DMITRY V., C. Med. Sci., Head of the Department of radiologic diagnostics of Republican Oncology Center of the Republic of Mari El, Russia, 424037, Yoshkar-Ola, Osipenko str., 22, e-mail: passynkov@mail.ru

KLYUSHKIN IVAN V., D. Med. Sci., professor of the Department of general surgery of Kazan State Medical University, Russia, 420012, Kazan, Butlerov str., 49, e-mail: hirurgivan@rambler.ru

PASYNKOVA OLGA O., C. Med. Sci., associate professor of the Department of ecology of Mari State University, Russia, 424000, Yoshkar-Ola, Lenin square, 1, e-mail: olgaved@inbox.ru

Abstract. Aim. The aim of the study was to assess the discriminative ability of the human eye (of the scale 0–255 shades of gray) during the conventional visual analysis of medical images with the help of modern high-resolution monitors in the real clinical radiology settings. **Materials and methods.** 20 radiologists and specialists in ultrasound diagnostics were offered: a) to assess whether they distinguish a square against a uniform background, the brightness of which differed by a given number of grayscale; b) to reproduce a random polygon with 4–7 angles on a uniform background, the brightness of which also differed by a given number of grayscale. The same experiments were repeated after applying the white (with 255 shade brightness) or black (with 0 shade brightness) random noise on the images. **Results and discussion.** Maximal visually perceived gray scale difference values in the optimal conditions for visual assessment [highest screen brightness and room darkening [50 lux]] were the following: (8±2) shades – in the range of 0–15 shades (black color), (3±1) shades – in the range of 16–30 shades, and (3±1) shades – in the range of 255 shades. Applying the random white noise in almost all cases increased the maximal visually perceived gray scale difference values by (5±2) (mean) shades. On the contrary, the black noise had no influence on this value.

Conclusion. Even in the best conditions for the visual assessment (homogenous object on the homogenous background) the system computer generated 3–5 times more information compared to visual perception. Such limited ability of the human eye requires development of mathematical approaches to image analysis in order to maximize the amount of diagnostic information.

Key words: medical image, grayscale, minimal visually perceived difference.

For reference: Pasyнков DV, Klyushkin IV, Pasynkova OO. Informative value of visual analysis of radiologic gray-scale images. The Bulletin of Contemporary Clinical Medicine. 2018; 11 (5): 69–73. **DOI:** 10.20969/VSKM.2018.11(5).69-73.

Введение. В настоящее время большинство режимов лучевых исследований [рентгенографии, компьютерной (КТ) и магнитно-резонансной (МРТ) томографии, ультразвукового исследования (УЗИ) и др.] преусматривает визуальное отображение данных в виде так называемых серошкальных изображений (5, 6), когда каждый пиксель, помимо плоскостных координат, кодируется еще степенью яркости, традиционно – в диапазоне от 0 до 255 градаций, где 0 соответствует абсолютно черному, а 255 – абсолютно белому цвету (т.е. суммарный объем цветопередачи соответствует 8 битам информации). Однако современные детекторы позволяют получить гораздо больший исходный объем информации (до 10–16 бит/

пиксель), в связи с чем ряд производителей предприняли попытки приблизить объем воспроизводимой на экране информации к этим значениям, добившись на мониторах высокого разрешения отображения до 1024 оттенков серого (10 бит) [1].

В то же время зрительный анализатор человека имеет определенный порог минимального различия яркости изображения, что может ограничивать возможности невооруженного восприятия визуальной информации человеческим глазом. Также предполагаются различия данного показателя в отдельных диапазонах (темном и светлом) серой шкалы. В результате согласно модели Бартена человеческий глаз различает не более 700–900 оттен-

ков серого, но даже эти цифры получены в идеальных условиях — без пыли на экране, при оптимальном угле обзора, внешней освещенности и т.п. [2].

Дополнительной проблемой является то, что, как правило, реальное лучевое изображение, не являющееся однородным (5, 6), представлено чередующимися пикселями с различной степенью яркости. Это также сказывается на способности глаза правильно воспринимать форму и границы объекта, который в большинстве случаев размещен на столь же неоднородном фоне [3].

Все это привело к разработке принципа оконного отображения изображений при КТ, когда были выделены легочное, мягкотканное и костное окна, по сути соответствующие трансформированным диапазонам серой шкалы, характерным для соответствующих структур организма, поскольку объединение всех их только на одном изображении неизбежно приводит к невозможности детального визуального восприятия [4]. В данной ситуации последовательно анализируются изображения во всех трех окнах. Однако при других исследованиях (рентгенографии, УЗИ, МРТ) использование данного подхода затруднено или невозможно.

В связи с этим **целью** настоящей работы явилась оценка дискриминационной способности человеческого глаза при визуальном анализе лучевых серошкальных изображений на современных мониторах в условиях реальной клинической практики лучевой диагностики.

Материал и методы. С целью определения минимального различаемого различия яркости объектов был проведен следующий эксперимент. Испытуемым предлагали: а) оценить, различают ли они квадрат на однородном фоне, яркость которых отличалась на заданное количество градаций серой шкалы (рис. 1а); б) воспроизвести случайной формы полигон с 4–7 углами на однородном фоне, яркость которых также отличалась на заданное количество градаций серой шкалы (рис. 1б). Данный эксперимент проводился с использованием нескольких современных мониторов систем лучевой диагностики (аппарата УЗИ Esaote MyLab С, врачебной рабочей станции SyngoVia компьютерного томографа Siemens Somatom Definition AS) с целью отслеживания различий отображения визуальной информации на них.

Для генерирования описанных визуальных задач нами был разработан соответствующий не имеющий специального названия программный продукт (рис. 2).

Данный программный продукт также позволял накладывать на полученное изображение белый (с яркостью 255 градаций) или черный (с яркостью 0 градаций) случайный шум заданной частоты с целью оценки его влияния на возможность восприятия минимального порога яркости (рис. 3).

В экспериментах принимали участие 20 врачей-рентгенологов и врачей УЗИ (как специалистов, имеющих опыт дифференцирования низкоконтрастных объектов).



Рис. 1. Пример визуальных экспериментов по определению минимального различаемого порога яркости: а – квадраты (фон – 40 градаций, квадрат – 70 градаций); б – полигон с теми же характеристиками яркости

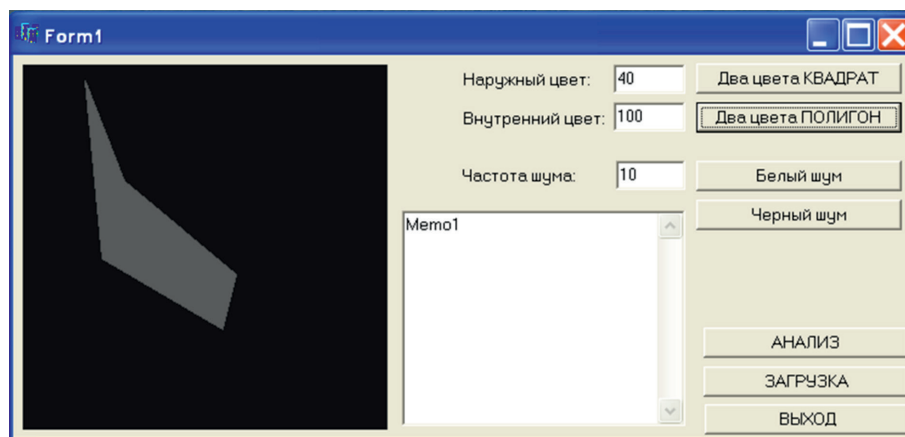
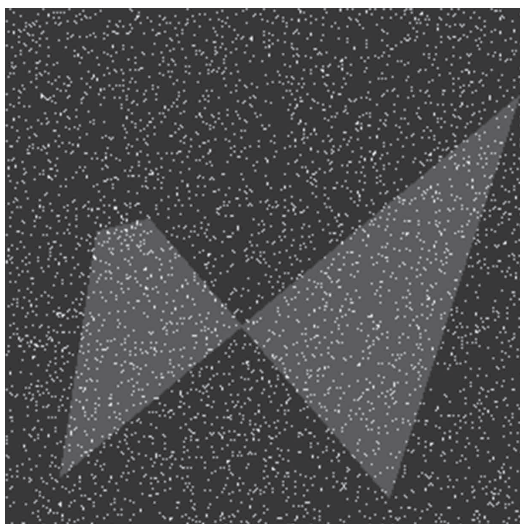
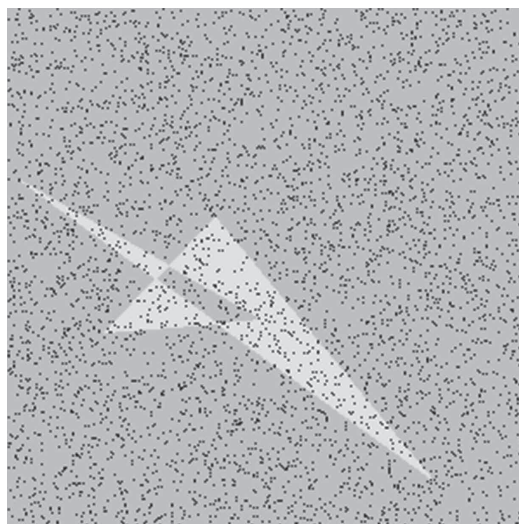


Рис. 2. Общий вид основной формы программного продукта для оценки минимального различаемого порога яркости. Показан полигон с яркостью 100 градаций на фоне с яркостью 40 градаций



а



б

Рис. 3. Пример наложения белого (а) и черного (б) случайного шума с вероятностью 10 на изображение полигонов с яркостью 90 градаций на фоне с яркостью 40 градаций (а) и с яркостью 240 градаций на фоне с яркостью 200 градаций (б)

Результаты и их обсуждение. Оценка минимального определяемого порога при отсутствии шума. При проведении эксперимента проводили: а) оценку визуально различаемого порога яркости; б) оценку равномерности данного различия во всем диапазоне серой шкалы; в) оценку влияния различных факторов на данное различие, в частности, скорректированной остроты зрения, яркости монитора (минимальной, половинной и максимальной при постоянной контрастности, составлявшей 20%) и яркости внешнего освещения (50 лк, 400 лк, 600 лк).

В результате было установлено, что при минимальной яркости монитора и в условиях стандартной дневной освещенности кабинета (400 лк) минимальное визуально воспринимаемое различие яркости серой шкалы составляло (15±3) градации в диапазоне 0–15 градаций (черный цвет), (10±2) градации – в диапазоне 16–30 градаций и (5±2) градации – далее до 255 градаций (белого цвета). Увеличение яркости монитора в этих условиях внешней освещенности до половинной практически не изменило указанные показатели. Увеличение яркости монитора до максимальной в этих условиях внешней освещенности привело к снижению минимально воспринимаемого порога яркости на 2–3 градации (табл. 1).

Т а б л и ц а 1

Значения минимального воспринимаемого различия яркости при различной яркости монитора и его внешней освещенности (±SE)

Внешняя освещенность	Диапазон серой шкалы	Яркость монитора		
		Минимальная	Половинная	Максимальная
50 лк (затемнение кабинета, закрытые шторы)	0–15	15±3	8±2	8±2
	16–30	10±2	3±1	3±1
	31–255	5±2	3±1	3±1
400 лк (стандартная дневная освещенность)	0–15	15±3	15±3	11±2
	16–30	10±2	10±2	8±2
	31–255	5±2	5±2	5±2
600 лк (солнечный день)	0–15	35±5	30±5	20±4
	16–30	25±5	15±3	10±3
	31–255	20±3	10±2	7±2

Примечание: значения диапазона серой шкалы соответствовали яркости фона, на который накладывался объект более высокой яркости. При этом яркость наложенного объекта могла выходить за указанные пределы.

В условиях затемнения кабинета (50 лк) минимальное визуально воспринимаемое различие яркости серой шкалы составляет (15±3) градации в диапазоне 0–15 градаций (черный цвет), (10±2) градации – в диапазоне 16–30 градаций и (5±2) градации – далее до 255 градаций (белого цвета). Эти результаты не отличаются от аналогичных значений для предыдущего эксперимента. Однако при половинной и максимальной яркости монитора соответствующие показатели составили (8±2), (3±1) и (3±1) градаций.

При ярком внешнем освещении в солнечный день (600 лк) и минимальной яркости монитора минимальное визуально воспринимаемое различие яркости серой шкалы составляло (35±5) градаций – в диапазоне 0–15 градаций (черный цвет), (25±5) градаций – в диапазоне 16–30 градаций и (20±3) градаций – далее до 255 градаций (белого цвета). При половинной яркости монитора соответствующие показатели составили (30±5), (10±3) и (7±2) градации, а при максимальной его яркости – (20±4), (15±3) и (10±2) градации (см. табл. 1).

Недостаточная коррекция остроты зрения (только до 0,3–0,4 вместо 0,7–1,0) увеличивала указанные показатели во всех экспериментах в среднем на (4±2) градации.

Влияние шума. Выше описаны результаты, полученные при наложении объекта, имеющего однородный цвет, на однородный фон другого цвета. Однако на практике однородного фона и однородного объекта не бывает практически никогда. В качестве примера на рис. 4 приведено типичное ультразвуковое изображение рака молочной железы в режиме серой шкалы.

Несмотря на то что опухолевый узел выглядит менее эхогенным, нежели окружающий его фон, и первый, и второй неоднородны и содержат множественные гиперэхогенные включения. Собственно, нечеткость контура узла (стрелки) во многом обусловлена приближением количества гиперэхогенных включений к таковому в окружающей ткани. В связи с этим описанные выше эксперименты были выполнены повторно с наложением на изображение случайного шума. Для этого в первую очередь были определены характеристики аналогичного шума на серии (50 штук) ультразвуковых изображений различной очаговой патологии молочной железы (кист с содержимым различной вязкости и содержащим различное количество белка, доброкачественных и злокачественных опухолей).

Используя функцию «Анализ» программного продукта, были определены значения доли градаций серой шкалы более 156 (соответствующих светло-серому и белому цве-

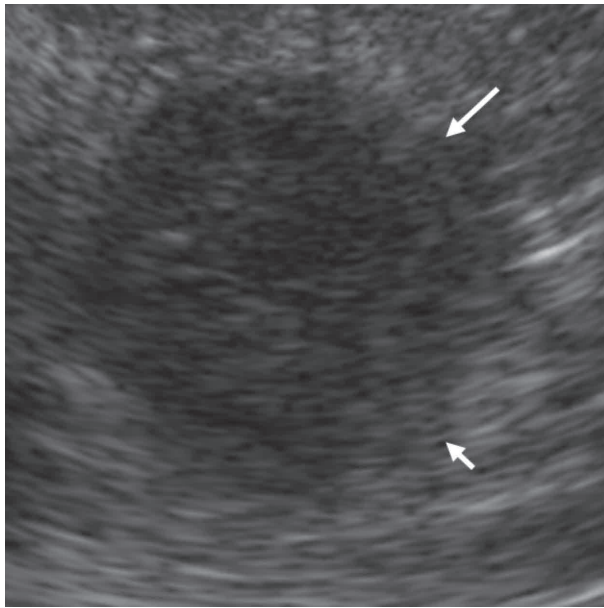


Рис. 4. Типичное ультразвуковое изображение рака молочной железы в режиме серой шкалы

там) на данных изображениях. Соответствующее среднее значение составило $0,017 \pm 0,009$. В итоге для наложения использовался шум с аналогичными характеристиками. (Значение параметра «Частота шума» программного продукта определяет вероятность точки являться шумом при его случайном сгенерированном распределении и не соответствует частоте, поэтому необходимый параметр частоты шума подбирался эмпирически с использованием той же функции «Анализ» и соответствовал 5).

Затем повторяли эксперимент, описанный выше, с дополнительным наложением шума с вероятностью 5 на получаемые изображения геометрических фигур (рис. 5).

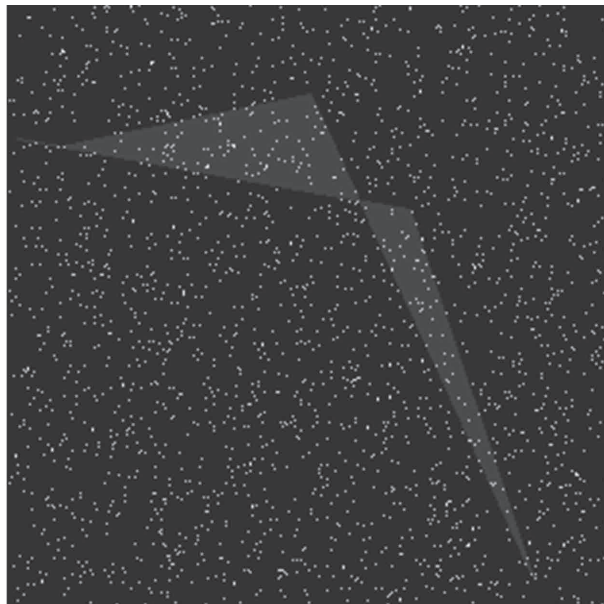


Рис. 5. Пример изображения, аналогичного приведенному на рис. 1б, после наложения белого шума с вероятностью 5

Было показано, что наложение случайного белого шума практически во всех случаях приводило к повышению минимального визуально воспринимаемого различия яркости в среднем на (5 ± 2) градации (табл. 2). Напротив, наложение случайного черного шума не изменяло мини-

мальное визуально воспринимаемое различие яркости. В то же время такая ситуация с наличием выраженного черного шума не характерна для реальной клинической практики.

Таблица 2

Значения минимального воспринимаемого различия яркости при различной яркости монитора и его внешней освещенности в условиях наложения черного и белого (в скобках) шума* ($\pm SE$)

Внешняя освещенность	Диапазон серой шкалы	Яркость монитора		
		Минимальная	Полная	Максимальная
50 лк (затемнение кабинета, закрытые шторы)	0-15	15 \pm 3 (17 \pm 5)	7 \pm 2 (12 \pm 4)	8 \pm 2 (14 \pm 3)
	16-30	11 \pm 2 (15 \pm 3)	3 \pm 1 (5 \pm 3)	3 \pm 1 (6 \pm 2)
	31-255	5 \pm 2 (8 \pm 3)	3 \pm 1 (5 \pm 3)	4 \pm 1 (6 \pm 3)
400 лк (стандартная дневная освещенность)	0-15	15 \pm 3 (18 \pm 4)	14 \pm 3 (18 \pm 4)	11 \pm 2 (15 \pm 4)
	16-30	9 \pm 2 (12 \pm 3)	10 \pm 2 (14 \pm 3)	8 \pm 2 (12 \pm 4)
	31-255	5 \pm 2 (8 \pm 3)	5 \pm 2 (8 \pm 3)	5 \pm 1 (8 \pm 3)
600 лк (солнечный день)	0-15	32 \pm 5 (35 \pm 7)	28 \pm 5 (35 \pm 9)	20 \pm 4 (25 \pm 6)
	16-30	23 \pm 5 (27 \pm 7)	15 \pm 3 (19 \pm 3)	8 \pm 3 (12 \pm 4)
	31-255	20 \pm 3 (25 \pm 5)	10 \pm 2 (15 \pm 3)	7 \pm 2 (12 \pm 3)

* С вероятностью 5. В скобках указаны значения для белого шума.

Примечание: значения диапазона серой шкалы соответствовала яркость фона, на который накладывался объект более высокой яркости. При этом яркость наложенного объекта могла выходить за указанные пределы.

Результаты, полученные с помощью различных мониторов, существенно не различались.

Результаты и их обсуждение. Как и ожидалось, минимальный воспринимаемый градиент яркости не является постоянным во всем диапазоне значений серой шкалы. Особенно высокие значения отмечались в зоне, соответствующей черному цвету (см. табл. 2), что весьма актуально, например, для ультразвуковой диагностики, поскольку соответствует широкому кругу жидкостных структур, воспалительных и опухолевых процессов. Тем не менее, даже в других диапазонах серой шкалы и в наиболее благоприятной для визуального восприятия ситуации (однородный объект на однородном фоне), компьютер системы генерировал в 3–5 раз большее количество оттенков серого, нежели воспринималось человеческим глазом. В условиях наличия шума данный показатель возрастал приблизительно в 2 раза. Кроме того, эксперимент был основан на дифференцировании правильных геометрических фигур, углы которых соединены прямыми линиями, что упрощало восприятие. Упрощало его и то, что размеры фигур были сопоставимы с размерами фона. Соответственно, при малых размерах интересующего объекта и большей плавности перехода оттенков серого в зоне его границы вероятность дифференцировать его, как ожидается, была бы ниже.

Нашей целью не являлась точная оценка минимального визуально определяемого различия яркости, учитывая широкий спектр вариаций как характеристик мониторов, так и условий визуального восприятия информации, однако полученные данные обуславливают необходимость разработки методов математического анализа полного спектра генерируемой компьютерной системой информации, нежели возможно воспринять путем стандартного

визуального анализа формируемых ею изображений с целью извлечения максимальной информации из визуальных результатов стандартных лучевых исследований, повысить их информативность и клиническую ценность.

Прозрачность исследования. Исследование не имело спонсорской поддержки. Авторы несут полную ответственность за предоставление окончательной версии рукописи в печать.

Декларация о финансовых и других взаимоотношениях. Все авторы принимали участие в разработке концепции, дизайна исследования и в написании рукописи. Окончательная версия рукописи была одобрена всеми авторами. Авторы не получали гонорар за исследование.

ЛИТЕРАТУРА

1. Kimpe, T. Increasing the Number of Gray Shades in Medical Display Systems—How Much is Enough? / T. Kimpe, T. Tuytschaever // Journal of Digital Imaging. — 2007. — Vol. 20 (4). — P.422–432.
2. Barten, P.G.J. Physical model for contrast sensitivity of the human eye / P.G.J. Barten // Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng. — 1992. —Vol. 1666. — P.57–72.
3. Impact of phosphor luminance noise on the specification of high-resolution CRT displays for medical imaging / E. Muka, T. Mertelmeier, R.M. Slone, E. Senol // Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng. — 1997. — Vol. 2431. — P.210–221.
4. Window Classification of Brain CT Images in Biomedical Articles / Z. Xue, S. Antani, L.R. Long [et al.] // AMIA Annual Symposium Proceedings. — 2012. — Vol. 2012. — P.1023–1029.
5. Варианты рентгеноультразвуковых изменений после оперативных вмешательств на молочных железах по поводу доброкачественных процессов / О.В. Бусыгина, Р.Ф. Бахтиозин, Д.В. Пасынков, И.В. Ключкин // Российский

электронный журнал лучевой диагностики. — 2017. — Т. 7, № 2. — С.78–87.

6. Automatic differentiation cystic and solid breast lesions at ultrasonic images / I. Egoshin, D. Pasyнков, A. Kolchev [et al.] // International journal of computer assisted radiology and surgery. — 2018. — Vol. 13, suppl. 1. — P.1–27.

REFERENCES

1. Kimpe T, Tuytschaever T. Increasing the Number of Gray Shades in Medical Display Systems—How Much is Enough? Journal of Digital Imaging. 2007; 20 (4): 422-432. doi:10.1007/s10278-006-1052-3.
2. Barten PGJ. Physical model for contrast sensitivity of the human eye. Proc SPIE Int Soc Opt Eng. 1992; 1666: 57–72.
3. Muka E, Mertelmeier T, Slone RM, Senol E. Impact of phosphor luminance noise on the specification of high-resolution CRT displays for medical imaging. Proc SPIE Int Soc Opt Eng. 1997; 2431: 210–221.
4. Xue Z, Antani S, Long LR, Demner-Fushman D, Thoma GR. Window Classification of Brain CT Images in Biomedical Articles. AMIA Annual Symposium Proceedings. 2012; 2012: 1023-1029.
5. Busygina OV, Bakhtiozin RF, Pasyнков DV, Klyushkin IV. Varianty rentgeno-ul'trazvukovykh izmeneniy posle operativnykh vmeshatel'stv na molochnykh zhelezakh po povodu dobrokachestvennykh protsessov [Variants of X-ray ultrasound changes after surgery on the mammary glands about benign processes]. Rossiyskiy elektronnyy zhurnal luchevoy diagnostiki [Russian Electronic Journal of Radiation Diagnostics]. 2017; 7 (2): 78-87.
6. Egoshin I, Pasyнков D, Kolchev A, Kliouchkin I, Pasynkova O. Automatic differentiation cystic and solid breast lesions at ultrasonic images. International journal of computer assisted radiology and surgery. 2018; 13 (1): 1-27.

© Д.В. Пасынков, И.В. Ключкин, О.О. Пасынкова, А.Л. Федоров, 2018

УДК 618.19-073.75:004.9

DOI: 10.20969/VSKM.2018.11(5).73-79

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТОКОЛИРОВАНИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ МАММОГРАФИИ

ПАСЫНКОВ ДМИТРИЙ ВАЛЕРЬЕВИЧ, канд. мед. наук, зав. отделением лучевой диагностики ГБУ «Республиканский онкологический диспансер Республики Марий Эл» Россия, 424037, Йошкар-Ола, ул. Осипенко 22, e-mail: passynkov@mail.ru

КЛЮШКИН ИВАН ВЛАДИМИРОВИЧ, докт. мед. наук, профессор кафедры общей хирургии ФГБОУ ВО «Казанский государственный медицинский университет», Россия, 420012, Казань, ул. Бултерова, 49, e-mail: hirurgivan@rambler.ru

ПАСЫНКОВА ОЛЬГА ОЛЕГОВНА, канд. мед. наук, доцент кафедры экологии Марийского государственного университета, Россия, 424000, Йошкар-Ола, пл. Ленина, 1, e-mail: olgaved@inbox.ru

ФЕДОРОВ АЛЕКСЕЙ ЛЕОНИДОВИЧ, канд. мед. наук, доцент кафедры фундаментальной медицины Марийского государственного университета, Россия, 424000, Йошкар-Ола, пл. Ленина, 1, e-mail: alex-doctor74@mail.ru

Реферат. Цель – разработка и оценка эффективности программного продукта, обеспечивающего получение полного структурированного протокола маммографии согласно классификации BIRADS 2013 при максимальном сокращении времени врача, расходуемого на его подготовку. **Материал и методы.** Для анализа были взяты 504 протокола маммографии из 17 лечебных учреждений. В рамках анализа времени на создание протокола производилась оценка временных затрат на создание стандартного протокола маммографии 25 врачам-рентгенологами со стажем работы в маммологии не менее трех лет. В рамках анализа возможности мысленного воссоздания маммограммы по ее описанию просили схематично зарисовать впечатление врачей, возникшее после прочтения описания. Затем сравнивали данную схему с реальной маммограммой. **Результаты и их обсуждение.** По общей информативности разработанный нами автоматизированный протокол достоверно превосходил все другие методы подготовки протокола, повышая ее приблизительно в 2 раза ($p < 0,05$). По времени, затрачиваемому на подготовку протокола, автоматический протокол достоверно превосходил все другие способы ($p < 0,05$), за исключением сравнения с электронным вариантом с использованием шаблона в ситуации, когда отсутствовали очаговые изменения, обеспечивая сокращение показателя в среднем в 3 раза, а также повышал точность воспроизведения маммограмм по их описанию до 20% ($p < 0,05$). **Выводы.** Использование разработанного нами автоматизированного протокола исследования существенно экономит рабочее время, позволяет повысить точность описания изменений, а также точность воссоздания маммографической картины на основе описания как специалистом, выполнившим его, так и другим специалистом.

Ключевые слова: маммография, протокол, программный продукт.

Для ссылки: Повышение эффективности протоколирования результатов маммографии / Д.В. Пасынков, И.В. Ключкин, О.О. Пасынкова, А.Л. Федоров // Вестник современной клинической медицины. — 2018. — Т. 11, вып. 5. — С.73–79. DOI: 10.20969/VSKM.2018.11(5).73-79.