

DQE и eDQE цифровой рентгенографической системы сканирующего типа «КАРС»-БКС2

Аннотация

Для цифровой рентгенографической системы сканирующего типа получены оценки DQE и eDQE для четырех вариантов стандартного качества излучения RQA3, RQA5, RQA7 и RQA9. Результаты показывают, что исследуемая система – флюорограф «КАРС»-БКС2 – имеет наибольшие значения $DQE(u, v)$ и $eDQE(u', v')$ при качестве излучения RQA5 и использовании малого фокусного пятна. В области нулевых пространственных частот $DQE(0)$ составила более 40 %, $eDQE(0)$ – 35 %.

Введение

Для использования преимуществ цифровой регистрации рентгеновских снимков необходимо оценивать качество изображений с целью оптимизации режимов и контроля постоянства параметров, что направлено на обеспечение эффективности диагностических обследований пациентов при минимальных дозовых нагрузках в соответствии с принципом ALARA (as low as reasonably achievable). Наиболее признанной характеристикой для цифровых рентгенографических систем является квантовая эффективность регистрации – DQE. Методы измерения DQE в значительной степени стандартизированы (ГОСТ IEC 62220-1–2011).

Недостатком DQE является то, что она характеризует только детектор рентгеновского излучения, а не цифровую рентгенографическую систему в целом. DQE не учитывает такие важные атрибуты системы, как фокусное расстояние, размер фокусного пятна, условия фильтрации, наличие/отсутствие отсеивающей решетки, значение анодного напряжения, значение воздушной кермы на входной поверхности пациента и, что очень важно, свойства исследуемого объекта: его размеры, поглощающие свойства, наличие рассеянного излучения. Таким образом, мера DQE остается в значительной степени академической характеристикой детектора, так как она не характеризует систему в целом [1].

К настоящему времени рядом исследователей опробован метод количественной оценки эффективности цифровой рентгенографической системы в целом – эффективного DQE (eDQE, effective detective quantum efficiency) [1]–[10]. Эта характеристика определяется по изображениям, регистрируемым в присутствии объекта исследования, рассеянного излучения, в условиях масштабирования и размытия изображения за счет конечности размеров фокусного пятна [1]. Разницу характеристик DQE и eDQE можно увидеть при сравнении их значений для плоской панели «GE Revolution xQi» и системы сканирующего типа «Delft Thorascan» [2]; так, на пространственной частоте 0,5 пар линий/мм значения DQE у плоской панели в 4,5 раза выше, чем у сканирующего детектора, а eDQE выше у системы сканирующего типа.

Цель настоящего исследования – определение DQE и eDQE цифровой рентгенографической системы сканирующего типа – флюорографа «КАРС»-БКС2, а также апробация возможности применения этих характеристик для поиска оптимальных режимов регистрации рентгенографических изображений.

Материалы и методы

Исследовались характеристики флюорографа «КАРС»-БКС2 с параметрами: размер рабочего поля 420 × 420 мм; цифровой детектор рентгеновского излучения сканирующего типа: размер пикселя 80 × 80 мкм, ширина рентгеночувствительной области (в направлении сканирования) 6,4 мм, режим работы – временная задержка и накопление (ВЗН), тип люминофора – CsI:TI игольчатого типа толщиной 600 мкм; воздушный зазор (расстояние от входной плоскости системы до плоскости де-

тектора) 50 мм; фокусное расстояние 1500 мм; размер малого фокусного пятна (МФ) 0,6 мм, большого фокусного пятна (БФ) – 1,2 мм; общая фильтрация – 2,5 мм Al.

Определение DQE проводилось по методике ГОСТ IEC 62220-1–2011, примененной без учета особенностей сканирующей системы (как если бы тип системы неизвестен), в координатах u и v , которые являются пространственными частотами в направлении вдоль детектора и сканирования соответственно, с расчетом по формуле

$$DQE(u, v) = MTF(u, v)^2 / [NNPS(u, v) \times q \times DAK], \quad (1)$$

где $MTF(u, v)$ – функция передачи модуляции (MTF); $NNPS(u, v)$ – нормализованный спектр мощности шума (NNPS); DAK (detector air kerma) – воздушная керма в плоскости детектора (в нашем случае – во входной плоскости системы, так как невозможно установить дозиметр и объект «острый край» непосредственно в плоскости детектора), мкГр; q – квадрат идеального отношения сигнал/шум (SNR_m^2), или среднее число фотонов на единицу площади при воздушной керме 1 мкГр при заданном качестве излучения. Заметим, что формула (1) соответствует формулам, приведенным в ГОСТ IEC 62220-1–2011, с учетом выражения $NNPS(u, v) = NPS(u, v) / (G \times q \times DAK)^2$, где $NPS(u, v)$ – спектр мощности шума; G – коэффициент усиления детектора. Определение DQE выполнялось для четырех вариантов стандартного качества излучения RQA3, RQA5, RQA7 и RQA9 по ГОСТ Р МЭК 61267–2001. Значения SNR_m^2 , а также значения толщины дополнительного фильтра, анодного напряжения и слоя половинного ослабления для каждого варианта стандартного качества излучения взяты из стандарта ГОСТ IEC 62220-1–2011. Вычисление $MTF(u, v)$, $NNPS(u, v)$ и $DQE(u, v)$ по цифровым изображениям проводилось средствами программного обеспечения (ПО) ImageJ и дополнительно модуля (plugin) «COQ v2.6», полученных из публичного источника <http://imagej.nih.gov>.

Регистрация изображений и выбор зон интереса для определения эффективной нормализованной спектральной мощности шума eNNPS, эффективной функции передачи модуляции eMTF и eDQE проводились по методикам, изложенным в работах [1], [4]. Перед входной плоскостью системы для симуляции условий регистрации снимка при наличии пациента устанавливался фантом-рассеиватель, изготовленный с использованием пластин размером 300 × 300 мм из ПММА (полиметилметакрилат) и алюминия [1]. Вдоль опорной оси в направлении от фокусного пятна фантом-рассеиватель содержит слои в следующей последовательности: ПММА – 10 мм, алюминий – 3 мм, ПММА – 54 мм, воздушный зазор – 152 мм, алюминий – 1 мм, ПММА – 10 мм. Общая толщина – 230 мм. Определение eMTF, eNNPS, eDQE проводилось для четырех вариантов стандартного качества излучения RQA3, RQA5, RQA7 и RQA9 по ГОСТ Р МЭК 61267–2001. Использовалось то же ПО, что и для определения DQE. Добавление слова «эффективный» в названиях перечисленных выше характеристик связано с тем, что для их определения изображения регистрировались в условиях, максимально приближенных к условиям клинических

исследований пациентов, т. е. при наличии перед детектором фантома-рассеивателя, симулирующего как ослабление излучения, так и его рассеяние.

eMTF, eNNPS, eDQE обычно определяются не в плоскости детектора, а во входной плоскости фантома-рассеивателя, ближайшей к излучателю. Она удалена от плоскости детектора на расстояние, равное сумме толщины фантома и воздушного зазора. К обозначению пространственных частот в любой плоскости интереса, не совпадающей с плоскостью детектора, добавлен апостроф – u' и v' . Из-за конусной природы излучения объект проецируется на плоскость детектора с коэффициентом увеличения m , поэтому $u' = m \times u$ и $v' = m \times v$, где $m = FDD / FOD$; FDD (focus to detector distance) – фокусное расстояние; FOD (focus to object distance) – расстояние от фокусного пятна до входной плоскости фантома-рассеивателя. В нашем случае $FDD = 1500$ мм, $FOD = 1220$ мм.

Вычисления эффективной квантовой эффективности регистрации проводились в соответствии с работами [1], [4] по формуле

$$eDQE(u', v') = [eMTF(u', v')^2 \times (1 - SF)^2] / [eNNPS(u', v') \times q \times TF \times ESAK / m^2], \quad (2)$$

где SF – доля рассеянного излучения в общем потоке излучения за фантомом-рассеивателем (scattering factor); TF – коэффициент его пропускания (transmission factor); $ESAK$ – воздушная керма, измеренная во входной плоскости фантома-рассеивателя (entrance skin air kerma). Отметим, что в формуле (2) в знаменателе можно выделить выражение для воздушной кермы в плоскости детектора при наличии фантома-рассеивателя. По аналогии с eDQE добавим символ «е» к обозначению DAK :

$$eDAK = TF \times ESAK / m^2. \quad (3)$$

Коэффициент SF вычислялся согласно работам [1], [4] по формуле $SF = (I_s - a) / (I_o - a)$, где I_s – сигнал детектора, обусловленный потоком рассеянного излучения; I_o – сигнал детектора, обусловленный общим потоком; a – сигнал детектора в отсутствии излучения (для «КАРС»-БКС2 $a = 500$).

Для определения значений I_s и I_o использовалось изображение объекта «решетка свинцовых цилиндров», расположенного во входной плоскости фантома-рассеивателя. Объект представлял собой ПММА-пластину толщиной 6 мм с смонтированными свинцовыми цилиндрами (высотой 6 мм и диаметром 3 мм) с шагом 25 мм в двух ортогональных направлениях. На изображении выделялась центральная область с тенями 25 цилиндров (5 строк и 5 столбцов), по которой строилась гистограмма, содержащая два пика. Значение I_s определялось положением пика, обусловленного тенями цилиндра, а I_o – при их отсутствии. Значения SF рассчитывались для каждого стандартного качества излучения.

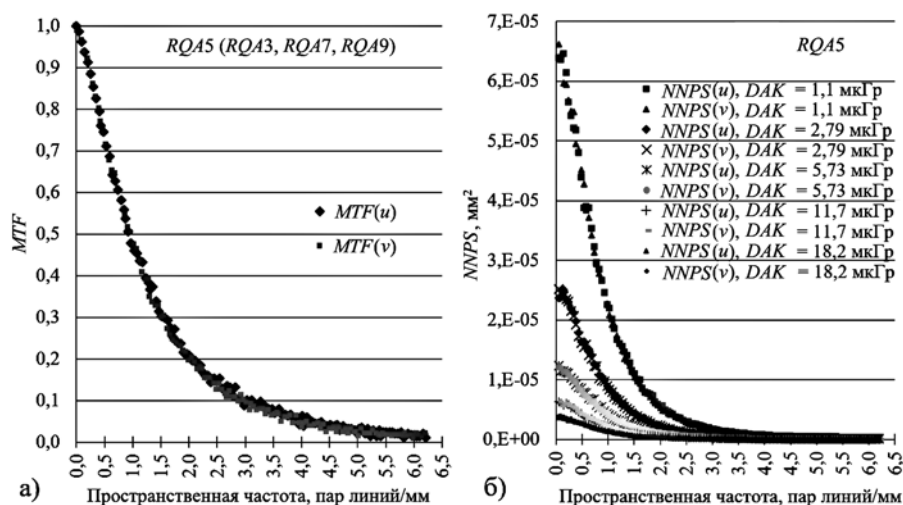


Рис. 1. Характеристики «КАРС»-БКС2: а) $MTF(u)$ и $MTF(v)$; б) $NNPS(u)$ и $NNPS(v)$ для пяти значений DAK при стандартном качестве излучения RQA5

Значение коэффициента ослабления TF определялось как отношение воздушной кермы, измеренной во входной плоскости системы при регистрации снимка с фантомом-рассеивателем и без него. Расчет TF производился отдельно для каждого стандартного качества излучения.

Результаты и обсуждение

Исследуемые двумерные функции $MTF(u, v)$, $NNPS(u, v)$ и $DQE(u, v)$ обычно представляют одномерными срезами вдоль осей u и v . В рассматриваемой работе использованы следующие обозначения, например для MTF : $MTF(u) = MTF(u, 0)$ по оси u (вдоль детектора сканирующего типа) и $MTF(v) = MTF(0, v)$ по оси v (вдоль сканирования). Подобные обозначения используются для $NNPS$, DQE , $eMTF$, $eNNPS$ и $eDQE$.

На рис. 1 представлены результаты вычислений MTF и $NNPS$. Видно, что графики $MTF(u)$ и $MTF(v)$ практически совпадают (рис. 1а). Подобное совпадение для пространственных частот u и v характерно как для $NNPS(u)$ и $NNPS(v)$ (рис. 1б), так и для $DQE(u)$ и $DQE(v)$, полученных при одинаковых значениях DAK . Отметим, что такая изотропия характерна не для всех рентгенографических систем сканирующего типа. В работах [10], [11] представлены результаты, где $NNPS(v)$ вдоль сканирования, в отличие от $NNPS(u)$ вдоль детектора, практически не меняется во всем диапазоне пространственной частоты вплоть до частоты Найквиста при определенном значении DAK . Связано это с использованием в детекторе одной строки рентгеночувствительных элементов и полным отсутствием корреляции между сигналами соседних вдоль сканирования пикселей изображения. Для флюорографа «КАРС»-БКС2 полученные результаты $MTF(u)$, $MTF(v)$, $NNPS(u)$, $NNPS(v)$, $DQE(u)$ и $DQE(v)$ позволяют говорить об изотропии этих характеристик. Поэтому далее по тексту будут приводиться данные только для одного направления – вдоль детектора, хотя проверка совпадения зависимостей характеристик от u и v проводилась на всех этапах исследования. Результаты вычисления $MTF(u)$ не зависят от использованного при регистрации изображений варианта стандартного качества излучения. Влияние величины DAK на $MTF(u)$ проявлялось лишь в увеличении погрешности измерения с уменьшением DAK .

Результаты определения $DQE(u)$ для четырех вариантов стандартного качества излучения представлены на рис. 2. Видно, что для исследуемой цифровой рентгенографической системы $DQE(u)$ имеет максимальные значения для стандартного качества излучения RQA5. Эти результаты хорошо согласуются с литературными данными, приведенными для системы регистрации на цифровой рентгенографической системе «GE Silhouette VR» с плоско-панельным детектором «Carestream DRX-1C» [12]. Результаты вычислений $DQE(u)$ для значений DAK в диапазоне 1...20 мкГр практически совпадают.

Для определения $eDQE$ использовались результаты оценки SF и TF , приведенные в табл. 1 для четырех вариантов стандартного качества изображения.

Таблица 1

Результаты измерения SF и TF

Качество изображения	Коэффициент SF	Коэффициент TF
RQA3	0,087	0,067
RQA5	0,086	0,122
RQA7	0,089	0,151
RQA9	0,093	0,182

$eMTF$ и $eNNPS$ представлены на рис. 3. $eMTF$ не зависит от качества изображения, что согласуется с литературными данными [1], [4], [8]. Так же, как и в ситуации влияния значений DAK на $MTF(u)$, влияние величины $eDAK$ на $eMTF(u')$ проявлялось лишь в погрешности ее измерения. Зависимость $eNNPS(u')$ от величины $eDAK$ хорошо согласуется с литературными данными [1], [4]: чем выше уровень экспозиции, тем ниже график $eNNPS(u')$.

Результаты определения $eDQE(u')$ представлены на рис. 4. Видно, что $eDQE(u')$ имеет наибольшие значения при стандартном качестве изображения RQA5 так же, как и DQE . Используя $eDQE$ как меру качества изображения, которое может обеспечивать цифровая рентгенографическая система, можно сделать

вывод, что для «КАРС»-БКС2 оптимальные установки анодного напряжения лежат в области 70 кВ. Из рис. 4 также видно, что значения $eDQE(u')$ при использовании большого фокусного пятна существенно ниже, чем при малом фокусном пятне, кроме участка от 0 до 0,2 пар линий/мм. Отметим, что ответственность за снижение $eDQE(u')$ при большом фокусном пятне несет $MTF(u')$.

Результаты измерения $eNNPS(u')$ для исследуемой рентгенографической системы сканирующего типа не зависят от размера фокусного пятна. Это было подтверждено экспериментами с определением $eNNPS(u')$ при одном и том же значении воздушной кермы во входной плоскости фантома-рассеивателя ($ESAK$), но при разных размерах фокусного пятна. Более того, разворот фантома-рассеивателя его более толстой, следовательно, более поглощающей и рассеивающей частью, к входной плоскости системы не повлиял на результат вычисления $eNNPS(u')$. То есть при соблюдении неизменности состава и значений толщины фантома-рассеивателя, размещенного перед входной плоскостью системы, размер воздушного зазора, общая толщина фантома-рассеивателя, последовательность расположения слоев в фантоме-рассеивателе для цифровой рентгенографической системы сканирующего типа не оказывают значимого влияния на результаты определения $eNNPS(u')$ и, следовательно, на отношение сигнал/шум. Это позволяет подтвердить вывод, что для цифровой рентгенографической системы сканирующего типа [3] рассеянное излучение не оказывает значительного влияния на результат измерения $eDQE$,

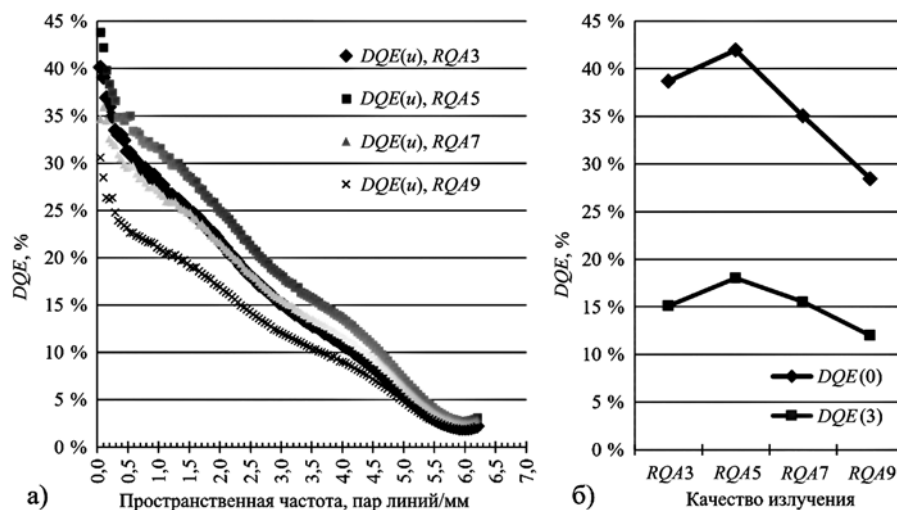


Рис. 2. DQE флюорографа «КАРС»-БКС2 для четырех вариантов качества изображения: а) $DQE(u)$; б) $DQE(0)$ и $DQE(3)$

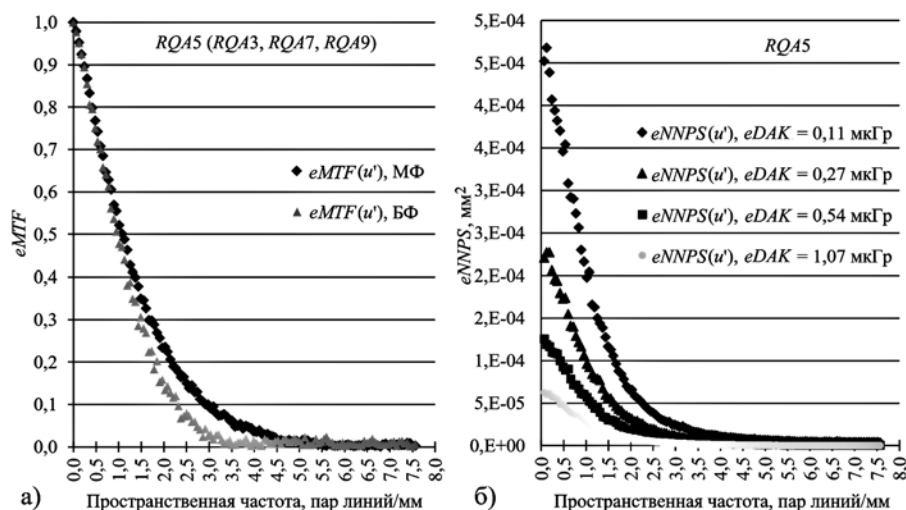


Рис. 3. Характеристики «КАРС»-БКС2: а) $eMTF(u')$ при использовании малого (МФ) и большого (БФ) фокусных пятен; б) $eNNPS(u')$ для четырех значений $eDAK$, рассчитанных по формуле (3)

что обеспечивается регистрацией изображений в узком пучке рентгеновского излучения за счет наличия специального коллиматора на выходе излучателя.

При определении $eDQE$ обычно плоскостью интереса выбирается входная плоскость фантома-рассеивателя, в которой негативное влияние размера фокусного пятна максимально [5]. Для сравнения на рис. 5 представлены графики $eDQE(u')$, полученные для входной плоскости системы, в которой его негативное влияние минимально: различия $eDQE(u')$ для большого и малого размеров фокусного пятна малы.

Заклучение

Для цифровой рентгенографической системы сканирующего типа – флюорографа «КАРС»-БКС2 – определены DQE и $eDQE$ для четырех вариантов стандартного качества излучения $RQA3$, $RQA5$, $RQA7$ и $RQA9$. Наибольшие значения $DQE(u, v)$ и $eDQE(u', v')$ получены для стандартного качества излучения $RQA5$. В области нулевых пространственных частот $DQE(0)$ составила более 40 %, $eDQE(0)$ – 35 %. С использованием $eDQE$ как меры качества регистрируемых изображений показано преимущество малого фокусного пятна. Рассеянное излучение для исследуемой цифровой рентгенографической системы не оказывает заметного влияния на величину $eDQE$.

Список литературы:

1. Samei E., Ranger N.T., MacKenzie A., Honey I.D., Dobbins III J.T., Ravin C.E. Detector or System? Extending the Concept of Detective Quantum Efficiency to Characterize the Performance of Digital Radiographic Imaging Systems // Radiology. 2008. Vol. 249. № 3. PP. 926-937.
2. Страница «Assessment of digital radiographic detectors and systems using eDQE», сайт «Carl E. RAVIN advanced imaging laboratories» / <http://deckard.duhs.duke.edu/railabs/radiographicassessment.html> (дата обращения: 25.05.2019).
3. Зеликман М.И., Кабанов С.П., Кручинин С.А. Оценка влияния рассеянного в теле пациента излучения на характеристики тракта формирования цифрового рентгеновского изображения // Медицинская техника. 2013. № 5 (281). С. 4-9.
4. Samei E., Ranger N.T., MacKenzie A., Honey I.D., Dobbins III J.T., Ravin C.E. Effective DQE (eDQE) and speed of digital radiographic systems: An experimental methodology // Med. Phys. 2009. Vol. 36. № 8. PP. 3806-3817.
5. Bertolini M., Nitrosi A., Rivetti S., Lanconelli N., Pattacini P., Ginocchi V., Iori M. A comparison of digital radiography systems in terms of effective detective quantum efficiency // Med. Phys. 2012. Vol. 39. № 5. PP. 2617-2627.

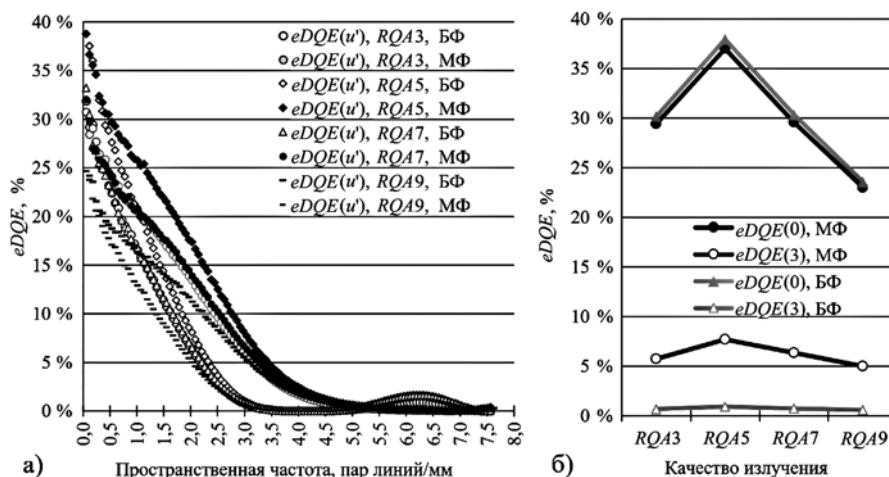


Рис. 4. Характеристики «КАРС»-БКС2: а) $eDQE(u')$; б) $eDQE(0)$ и $eDQE(3)$ в условиях четырех вариантов стандартного качества излучения при использовании малого (МФ) и большого (БФ) фокусных пятен

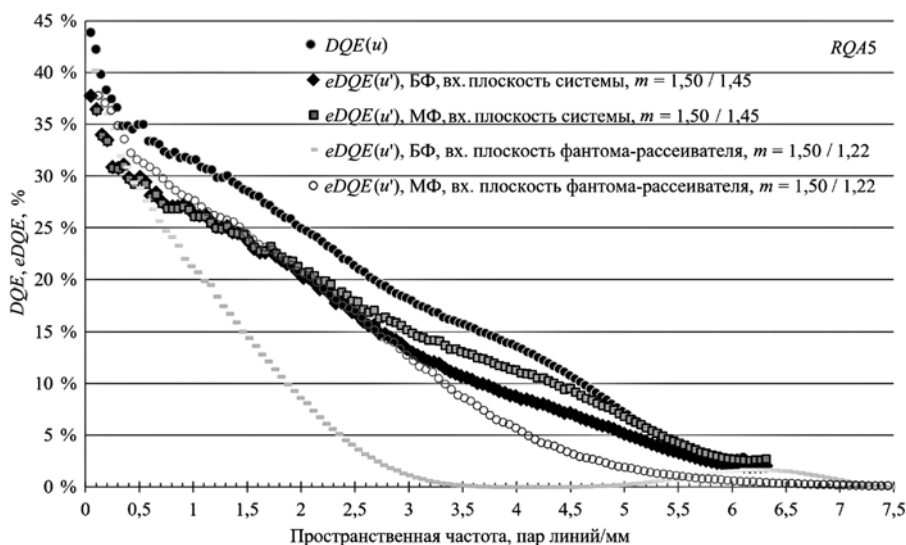


Рис. 5. Характеристики «КАРС»-БКС2: $DQE(u)$ и $eDQE(u')$ во входной плоскости системы и входной плоскости фантома-рассеивателя при использовании большого (БФ) и малого (МФ) фокусных пятен

6. *Ranger N.T., Mackenzie A., Honey I.D., Dobbins III J.T., Ravin C.E., Samei E.* Extension of DQE to include scatter, grid, magnification, and focal spot blur: A new experimental technique and metric // *Proc. of SPIE.* 2009. Vol. 7258. PP. 1-12.
7. *Samei E., Ranger N.T., Dobbins III J.T., Ravin C.E.* Effective dose efficiency: An application-specific metric of quality and dose for digital radiography // *Phys. Med. Biol.* 2011. Vol. 56. № 16. PP. 5099-5118.
8. *Yalcin A., Olgar T.* Characterizing the digital radiography system in terms of effective detective quantum efficiency and CDRAD measurement // *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research.* 2018. Vol. A 896. PP. 113-121.
9. *Alves A.F.F., Alvarez M., Ribeiro S.M., Duarte S.B., Miranda J.R.A., Pina D.R.* Association between subjective evaluation and physical parameters for radiographic images optimization // *Physica Medica.* 2016. Vol. 32. № 1. PP. 123-132.
10. *Clavel A.H., Monnin P., Le?tang J.M., Verdun F.R., Darbon A.* Characterising the EOS slot-scanning system with the effective detective quantum efficiency // *Radiation Protection Dosimetry.* 2016. Vol. 169 (1-4). PP. 319-324.
11. *Кабанов С.П.* Исследование и разработка методов и аппаратно-программных средств контроля квантовой эффективности регистрации цифровых приемников рентгеновского изображения / Дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук; 05.11.10 – Приборы и методы для измерения ионизирующих излучений и рентгеновские приборы. – М.: Научно-практический центр медицинской радиологии ДЗ г. Москвы, 2011. 143 с.
12. *Bor D., Guven A., Yusuf A.R., Birgul O., Yuksel S., Yalcin A., Marshall N., Olgar T.* A modified formulation of eDQE for digital radiographic imaging // *Radiation Physics and Chemistry.* 2019. Vol. 156. PP. 6-14.

Алексей Владимирович Бехтерев,
зам. директора,
Роман Владимирович Котков,
инженер,
ООО «Предприятие «МЕДТЕХ»,
Владимир Александрович Лабусов,
д-р техн. наук, зав. лабораторией,
лаборатория оптических информационных систем,
Институт автоматики и электрометрии,
зав. кафедрой,
кафедра оптических информационных технологий,
Новосибирский государственный
технический университет,
директор,
ООО «Предприятие «МЕДТЕХ»,
Роман Александрович Лохтин,
ведущий инженер,
Дмитрий Алексеевич Пьянов,
инженер,
ООО «Предприятие «МЕДТЕХ»,
Игорь Иванович Строков,
канд. хим. наук, ведущий инженер-программист,
лаборатория оптических информационных систем,
Институт автоматики и электрометрии СО РАН,
Михаил Сергеевич Храмов,
инженер,
ООО «Предприятие «МЕДТЕХ»,
г. Новосибирск,
e-mail: labusov@ymk.ru

З.М. Юлдашев, А.М. Сергеев, Н.С. Настуева

Перспективы использования Интернета вещей в носимых online-кардиомониторах

Аннотация

Рассматривается технология Интернета вещей как основа построения глобально коммуницирующих систем кардиомониторинга. Показаны преимущества технологии и тренды ее развития, оцениваются перспективы широкого внедрения в устройства online-кардиомониторинга. Оцениваются требования к технологии Интернета вещей, существующие проблемы общего характера, относящиеся в основном к обеспечению защищенных и надежных коммуникаций.

Введение

Развитие современных медицинских технологий сегодня уже немыслимо без использования сетевых коммуникаций в реальном масштабе времени. В значительной степени это относится к системам дистанционного наблюдения за функционированием жизненно важных систем организма человека, за его состоянием. Деятельность в этом сегменте медицинских услуг, относящихся к телемедицине, регламентируется Приказом Министерства здравоохранения РФ [1] и документами Международного общества телемедицины [2].

Поскольку создание дистанционной технологии и поддержание ее устройств лежит на стыке науки, медицины и техники, прогресс в последней остро ставит задачу выбора технических решений в совокупности с требованиями медицинских технологий.

Одна из технологий, востребованных сегодня в медицине, технология Internet of Things (IoT) – Интернет вещей [3]. Она настолько проникла в различные решения для медицины, что появился отдельный термин IoMT (Internet of Medical Things) [4]-[6]. Технология помогает автоматизировать процессы ух-

да за пациентами и контроля их состояния при обеспечении мобильности как врача, так и пациента. Она повысила вовлеченность и удовлетворенность пациентов процессом лечения, поскольку взаимодействие с врачами стало легче и эффективнее [3]-[6]. IoT также оказывает значительное влияние на существенное снижение расходов на здравоохранение и улучшение результатов лечения, а это важные аспекты реализации принципов здравоохранения и организации работы медицинских учреждений следующего поколения.

Целью настоящей работы является анализ перспектив использования технологии IoT, включающей в себя большинство востребованных функций, для создания отечественных систем дистанционного online-мониторинга.

Виды мониторов и их особенности

На современном рынке устройств мониторинга [7]-[12] различают стационарные (прикроватные) мониторы для мониторинга состояния пациента в стационарных условиях, мобильные (переносные) – для мониторинга в условиях мобильной медицины и медицины катастроф, холтеры (носимые) – для мониторинга состояния в течение заданного промежутка