

Сравнительный анализ программного обеспечения для оценки квантовой эффективности регистрации цифровых приемников рентгеновского изображения

М. И. Зеликман, С. П. Кабанов, С. А. Кручинин

Научно – практический центр медицинской радиологии
Департамента здравоохранения Москвы

Comparative analysis of software for the detective quantum efficiency of digital x-ray imaging devices determination

M. I. Zelikman, S. P. Kabanov, S. A. Kruchinin

Scientific and Practical Center of Medical Radiology,
Department of Health City of Moscow

Реферат

В работе представлены результаты сравнительного анализа российского и зарубежного программного обеспечения, предназначенного для оценки зависимости квантовой эффективности регистрации от пространственных частот в цифровых приемниках рентгеновского изображения.

Ключевые слова: Программное обеспечение, цифровой приемник рентгеновского изображения, квантовая эффективность регистрации, функция передачи модуляции.

Abstract

The paper presents results of a comparative analysis of Russian and foreign software intended for evaluation of detective quantum efficiency dependence on spatial frequencies for digital X-ray imaging devices.

Keywords: Software, X-ray imaging device, detective quantum efficiency, modulation transfer function.

Введение

Последние десять лет у нас в стране, в основном усилиями сотрудников Научно-практического центра медицинской радиологии Департамента здравоохранения Москвы, активно проводились работы, связанные с разработкой и внедрением в повседневную практику эксплуатационных проверок оборудо-

вания аппаратных и программных средств контроля цифровых рентгенодиагностических систем [1-3]. Самое пристальное внимание было уделено разработке компьютерных программ, с помощью которых можно произвести оценку наиболее информативных характеристик качества формирования изображения в

цифровых рентгеновских приемниках: функции передачи модуляции (MTF) и квантовой эффективности регистрации как функции пространственных частот и дозы во входной плоскости приемника – $DQE(u,v)$. То, что зависимость квантовой эффективности регистрации от пространственных частот представляет собой обобщенную характеристику качества формируемого изображения, в настоящее время уже не вызывает сомнений у большинства специалистов, занятых разработкой, производством, техническим обслуживанием и контролем качества цифровой рентгенодиагностической техники. Подтверждением этому тезису служит и тот факт, что контролю качества цифровых рентгеновских приемников к настоящему времени посвящен лишь один международный стандарт IEC 62220-1, существующий в трех частях: IEC 62220-1 (оценка квантовой эффективности как функции пространственных частот и дозы в плоскости приемника – приемники для общей рентгенодиагностики), IEC 62220-1-2 (для маммографических приемников) и IEC 62220-1-3 (приемники для рентгеноскопии) [4-6]. Первая часть стандарта гармонизирована в России и введена в действие в 2006 году [7].

В отмеченных стандартах достаточно подробно описаны процедуры, связанные как с последовательностью и условиями проведения физического эксперимента на рентгеновском аппарате, так и с оценкой зарегистрированных в процессе эксперимента данных. Однако ряд положений (например, способ определения профиля «острого» края при вычислении MTF) может трактоваться неоднозначно, в результате чего возможны некоторые различия в оценках. Как правило, эти различия незначительны,

но чтобы убедиться в этом, необходимо сравнить результаты, полученные при использовании тех или иных алгоритмов. Эта одна из причин, по которой представляет интерес сравнение результатов оценок $DQE(u,v)$, а также определяемых в процессе вычисления этой функции MTF и спектра мощности шума (NPS), полученных на базе одних и тех же экспериментальных данных при использовании различных компьютерных программ. Вторая причина – подтверждение корректной работы отечественного программного обеспечения, ориентированного на решение поставленной задачи, так как зачастую у отечественных пользователей существует некоторое недоверие к российским программам.

Материалы и методы

В качестве экспериментальных данных использовались изображения «чистого поля» и тест-объекта «острый край», полученные на ангиографическом аппарате Toshiba «Infinix Bi Plane» с приемником на основе твердотельной кремниевой панели (размер чувствительной части приемника приблизительно 40 x 30 см, размер пикселя 0,194 мм) при качестве излучения RQA5 (анодное напряжение на рентгеновской трубке 70 кВ, дополнительный фильтр 20 мм Al). Данные регистрировались в режиме рентгенографии. Для оценки характеристик цифровой маммографии использовались изображения, полученные на маммографе «Mammomat 1000» компании Siemens, в котором используется цифровой приемник на базе фотостимулируемых люминофоров (CR-система) «DirectView CR850» компании Kodak (размер чувствительной поверхности люминофора приблизительно 18 x 24 см, размер пикселя 0,049 мм).

Испытания характеристик маммографического приемника проводились при качестве излучения RQA-M 2 (анодное напряжение на рентгеновской трубке 28 кВ, дополнительный фильтр 2 мм Al).

Для оценки MTF, NPS и DQE(u,v) по зарегистрированным цифровым изображениям в соответствии с упомянутыми выше стандартами использовались отечественные программы «DQE(u,v)» и «DQE(u,v)_Маммо» (регистрационный № 2008612512), разработанные ООО «КБ РентгенТест» при участии сотрудников НППЦ медицинской радиологии. Программы реализованы на базе профессиональной среды разработки программного обеспечения (ПО) — Microsoft Visual Studio 2005 (в качестве языка программирования был выбран C++). Дополнительно отметим, что в настоящее время эти компьютерные программы используются сотрудниками НППЦ медицинской радиологии в рутинной работе по технической паспортизации кабинетов, в состав которых входит цифровое рентгенодиагностическое оборудование. Полученные результаты сравнивались с

оценками, рассчитанными программой «MIQuaELa», разработанной сотрудниками службы радиационной защиты и дозиметрии клиники Грегорио Мараньон (Мадрид, Испания). Данная программа была представлена осенью 2009 года на Всемирном конгрессе по медицинской физике и биомедицинской инженерии (Мюнхен, Германия). Она разработана в среде MATLAB 7.5.

Обсуждение результатов

Результаты оценок функции передачи модуляции, спектральной плотности мощности шума и квантовой эффективности регистрации для приемников обоих типов (сечения соответствующих зависимостей вдоль осей пространственных частот u и v) представлены на рисунках 1–6. Регистрация данных эксперимента проводилась при значении дозы в плоскости приемника 7,8 мкГр для аппарата «Infinix Bi Plane» и 38,9 мкГр для маммографической системы, что близко к средним режимам съемки при проведении клинических исследований. Размерность пространственных

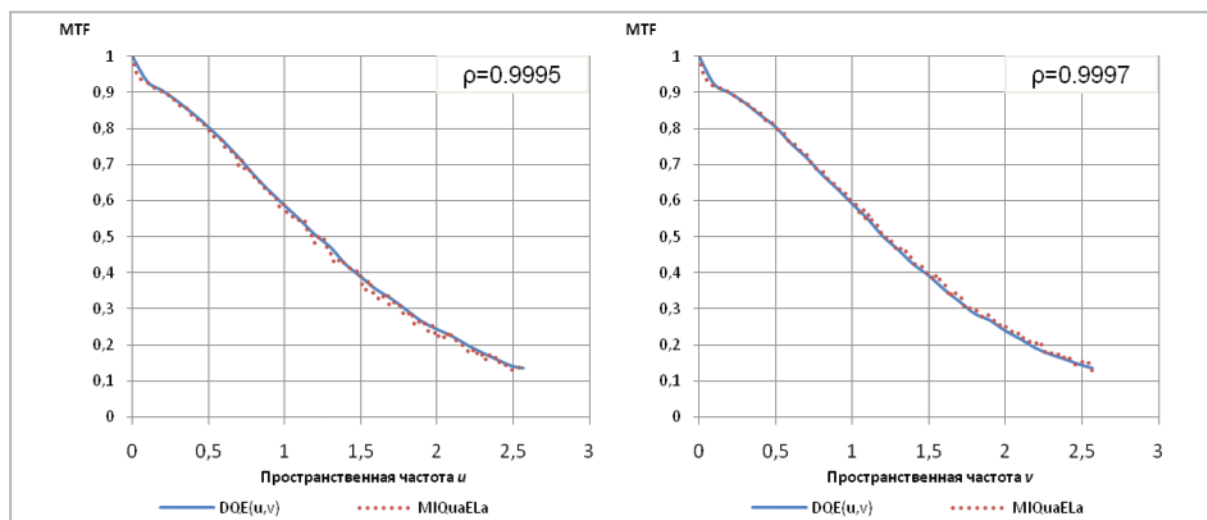


Рис. 1. Функция передачи модуляции системы «Infinix Bi Plane».

частот на представленных рисунках – пары линий/мм, спектральной плотности мощности шума – мм². Совпадение соответствующих характеристик, полученных при использовании двух различных программ, оценивалось по коэффициенту корреляции ρ (показан на каждом из рисунков в верхнем правом

углу). Оценки квантовой эффективности регистрации представлены лишь для значений пространственных частот кратных 0,5 пар линий/мм, как того требуют соответствующие стандарты [4,5,7]. Этот же набор данных для DQE (u,v) использовался при оценке коэффициента корреляции.

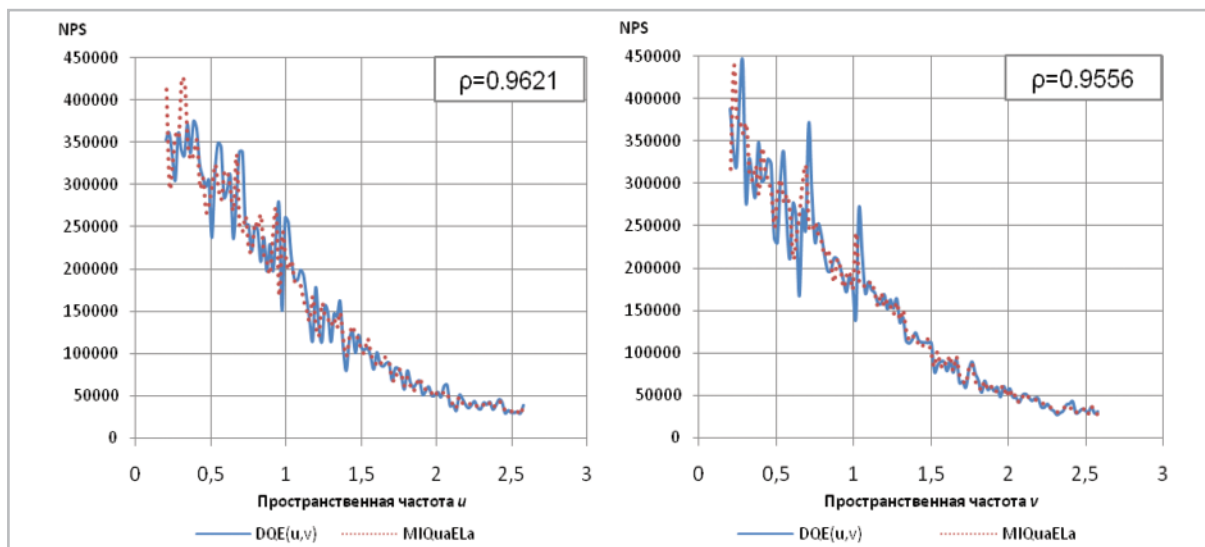


Рис. 2. Спектральная плотность мощности шума системы «Infinix Bi Plane».

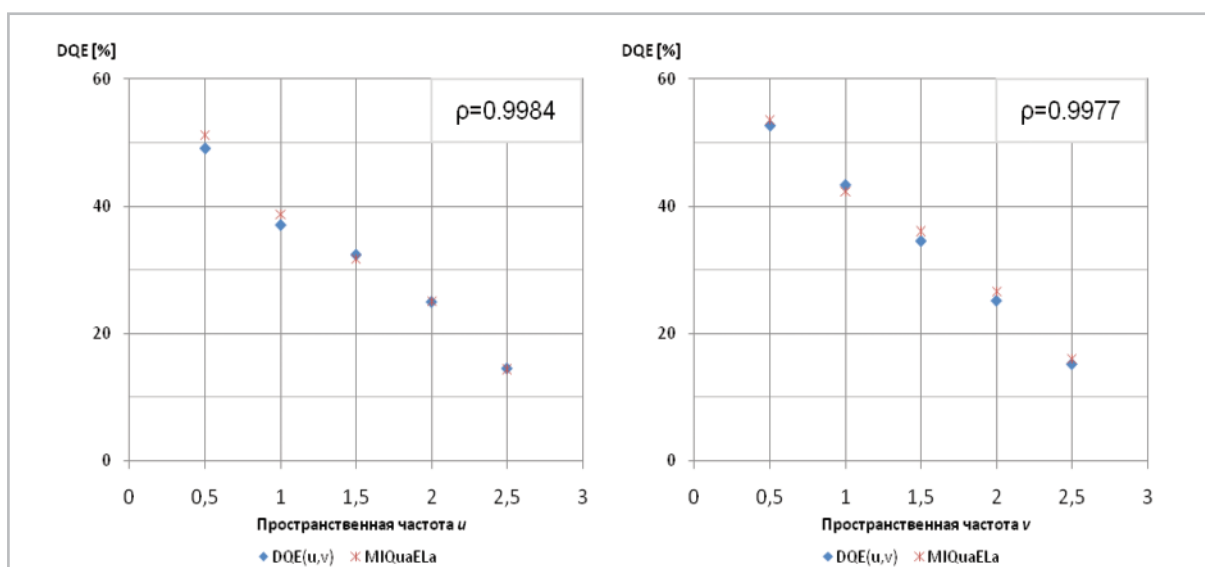


Рис. 3. Квантовая эффективность регистрации системы «Infinix Bi Plane».

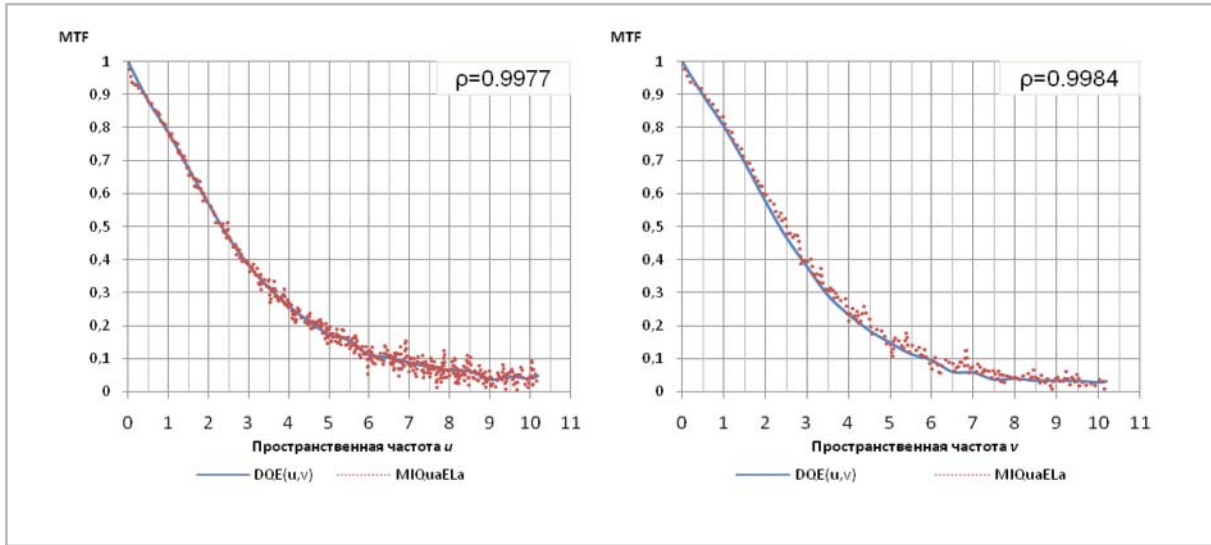


Рис. 4. Функция передачи модуляции маммографической системы на базе цифрового приемника «Direct View CR850».

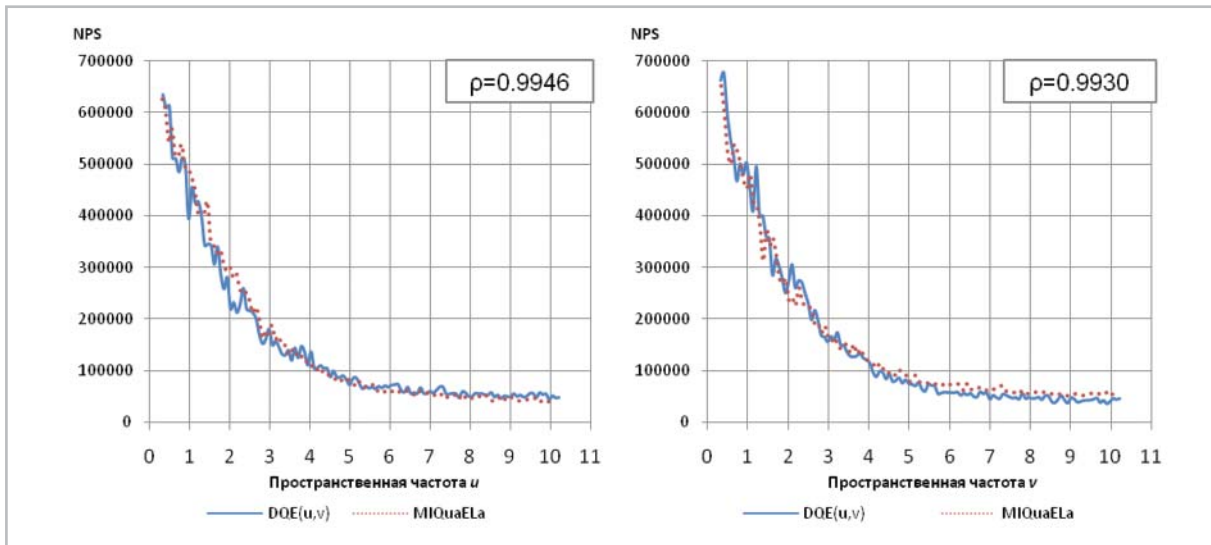


Рис. 5. Спектральная плотность мощности шума маммографической системы на базе цифрового приемника «Direct View CR850».

Анализ представленных данных свидетельствует о достаточно высокой степени совпадения результатов, полученных с использованием описанных программных продуктов.

Некоторые отличия в кривых МТФ, полученных при использовании различных программ, объясняются, в том числе, и следующим обстоятельством. Стандартами предусмотрено сглаживание

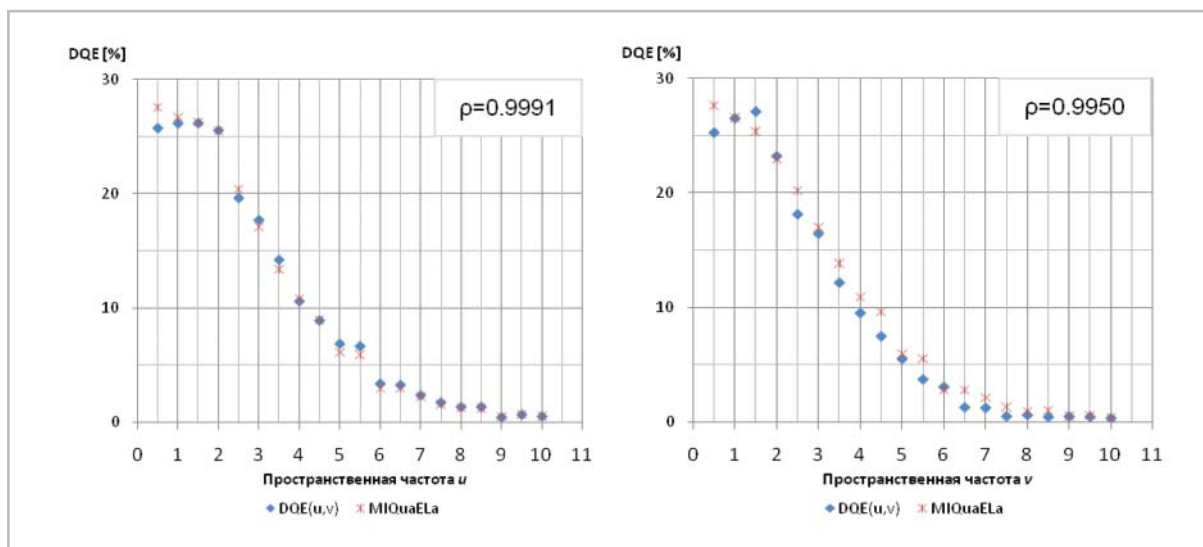


Рис. 6. Квантовая эффективность регистрации маммографической системы на базе цифрового приемника «DirectView CR850».

полученных значений MTF в частотном интервале f_{int} ($f - f_{int} \leq f \leq f + f_{int}$) вокруг задаваемых пространственных частот f , где f_{int} определяют по формуле:

$$f_{int} = \frac{0,01}{\text{размер пикселя [мм]}}$$

В программах «DQE(u,v)» и «DQE(u,v)_Маммо» предусмотрен вывод сглаженных данных с задаваемым оператором интервалом пространственных частот.

В программе «MIQuaELa» такая возможность отсутствует – в ней сглаживаются лишь данные для пространственных частот кратных 0,5 пар линий / мм, которые в дальнейшем используются для расчета квантовой эффективности регистрации. То есть на рисунках 1 и 4 представлены несглаженные значения MTF, полученные при использовании испанской программы, в то время как кривые, рассчитанные на базе программ «DQE(u,v)» и «DQE(u,v)_Маммо», показаны в сглаженном варианте.

В процессе сравнительного анализа были выявлены и другие различия в заложенных алгоритмах, которые не оказывают влияния на конечный результат оценок параметров, но влияют на организацию процедуры вычислений. Представим еще одно из таких различий. В программе «MIQuaELa» заложена возможность поворота изображения тест-объекта «острый край» в нужную сторону, так как в соответствующем алгоритме при определении профиля края, который используется для оценки MTF, реализуется сканирование зарегистрированных данных лишь в одном заданном направлении. В программах же «DQE(u,v)» и «DQE(u,v)_Маммо» подобной корректировки не требуется – в зависимости от знака определяемого в программе угла наклона тест-объекта автоматически определяется направление сканирования данных.

Кроме того, в процессе работы были выявлены некоторые (незначительные

и практически не оказывающие влияния на результат вычислений) ошибки в организации интерфейса программы «MIQuaELa», о чем было сообщено разработчику.

По заверению разработчика, в последующих версиях программы эти замечания будут учтены.

Вывод

Проведенный сравнительный анализ подтвердил корректность работы, простоту и удобство в использовании отечественных компьютерных программ «DQE(u,v)» и «DQE(u,v)_Маммо», позволяющих обеспечить контроль качества формирования изображений в цифровых рентгенодиагностических системах.

Литература

1. М. И. Зеликман. Экспериментально-расчетные методы контроля характеристик цифровых рентгенодиагностических систем // Здравоохранение и медицинская техника, №3 (17), 2005, С. 4-6.
2. М. И. Зеликман С. П. Кабанов, С. А. Кручинин, Д. П. Лобов. Анализ факторов, влияющих на оценку квантовой эффективности регистрации цифровых рентгеновских приемников в областях низких и высоких

пространственных частот// Медицинская техника, № 5, 2007, С. 6-9.

3. М. И. Зеликман С. П. Кабанов, С. А. Кручинин, Д. П. Лобов. Контроль квантовой эффективности цифровых рентгеновских приемников на базе фотостимулируемых люминофоров // Медицинская техника, № 5, 2008, С. 25-29.
4. International Standard IEC 62220-1: 2003. Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency.
5. International Standard IEC 62220-1-2: 2007. Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in mammography.
6. International Standard IEC 62220-1-3: 2008. Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in dynamic imaging.
7. ГОСТ Р МЭК 62220-1-2006. Изделия медицинские электрические - Характеристики цифровых приемников рентгеновского изображения - Часть 1: Определение квантовой эффективности регистрации.