

Обработка медицинских изображений как необходимый инструмент медицинского диагностического процесса

Авшаров Е.М., Абгарян М. Г., Сафарянц С.А.

ООО «КУРС-АС1», г. Москва

Medical image processing as a necessary tool for a medical diagnostic process

Avsharov E.M., Abgaryan M.G., Safaryants S.A.

ООО "COURSE-AS1", Moscow

Обосновывается необходимость применения математической обработки медицинских изображений для прогресса в медицинском диагностическом процессе.

Предлагается инструментарий, выполненный по технологии «конвейерная 2D обработка и визуализация реального времени», для работы с медицинскими изображениями.

Представляются результаты «конвейерной 2D обработки медицинских изображений» в виде графического материала.

The authors provide a rationale for mathematically processing medical images for the progression of a medical diagnostic process.

The tools made by the real-time conveyor 2D processing and visualization technology are proposed for work with medical images.

The results of conveyor 2D processing of medical images as graphical presentations are given.

Введение

Развитие новых технологий и цифровой техники за последнее десятилетие привело к появлению большого количества новых методов диагностики и визуализации.

У врача-диагноста появились новые возможности целенаправленно воздействовать на процесс визуализации медицинского изображения для качественной диагностики.

Врачу, в зависимости от вида обследования, необходимо самостоятельно определять алгоритм обработки изображений, для этого ему необходимо предоставить инструментарий, позволяющий проводить такую обработку в минимально сжатые сроки.

Мощность современных процессоров персональных компьютеров и графических средств визуализации способна обеспечить практически любые запросы по обработке медицинских изобра-

жений, а инструментарием для диагностического процесса может служить рабочая станция с программно-аппаратным обеспечением обработки и визуализации медицинских DICOM-изображений (рис. 1).

Об отношении «сигнал/шум» в медицинских изображениях

Понятие отношение «сигнал/шум» пришло в медицину из области радиотехники.

Трансформация понятия «сигнал/шум» в область визуализации изображений произошло с появлением телевизионных систем («снег» на экране, «зашумлённое» изображение...). Природа этих шумов остаётся в области преобразования электрических сигналов, а не в области формирования самого изображения. Существует разница между понятием «сигнал/шум», возника-

ющим при преобразовании сигналов, с которым радиотехника и электроника научились справляться, и «сигнал/шум», возникающим при первичном формировании изображения.

С развитием диагностического медицинского оборудования понятие «сигнал/шум» переключалось в область характеристик самого медицинского оборудования, т.к. сильное уменьшение величины «сигнал/шум» при получении первичного изображения серьезно усложняет диагностический процесс.

Методы получения медицинских радиологических изображений

Ключевые слова: обработка и визуализация медицинских изображений, диагностическая DICOM станция

Index terms: medical image processing and visualization, diagnostic DICOM station

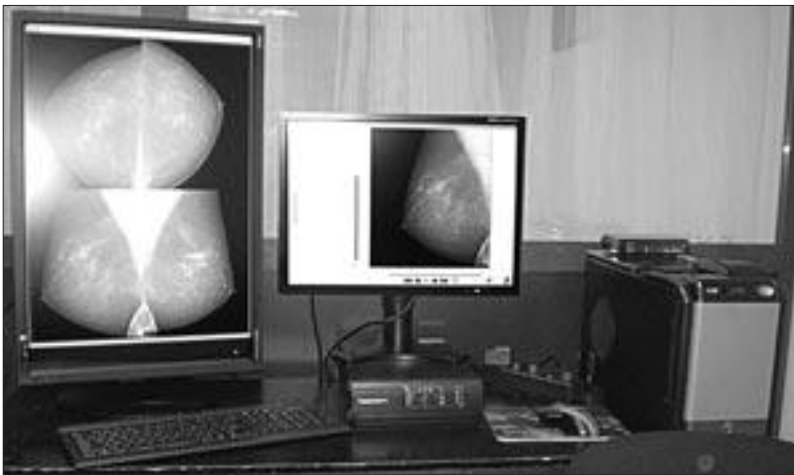


Рис. 1. 2-мониторная DICOM-станция обработки и визуализации «Michelangelo». Визуализация на 30-дюймовом 4-мегапиксельном (Mpix) мониторе формата 1600×2560.

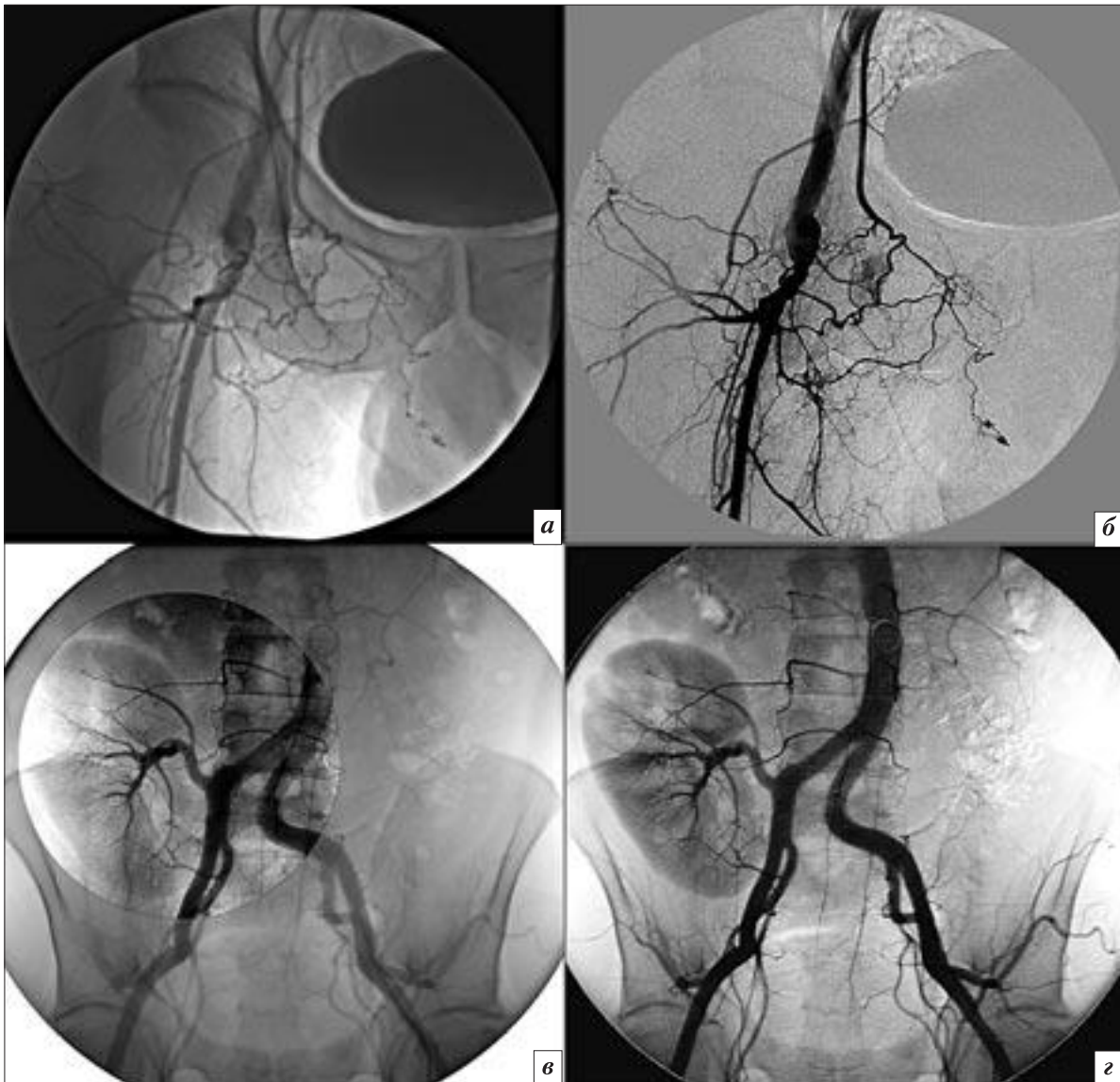


Рис. 2. Применение модуля «DSA реального времени» с разными подфункциями обработки. Формат каждого кадра изображений 1024×1024×10b при 30 кадров/с.

а – исходные кадры ангиографических серий; *б* – показан чистый «DSA-режим»; *в* – отображен режим «зонной обработки» для исходного кадра; *г* – представлен интегрированный DSA-режим с наложением на него исходного кадра серии.

Обработка и визуализация медицинских DICOM-изображений осуществлена на диагностических DICOM-станциях PACS, Крафтвэй.

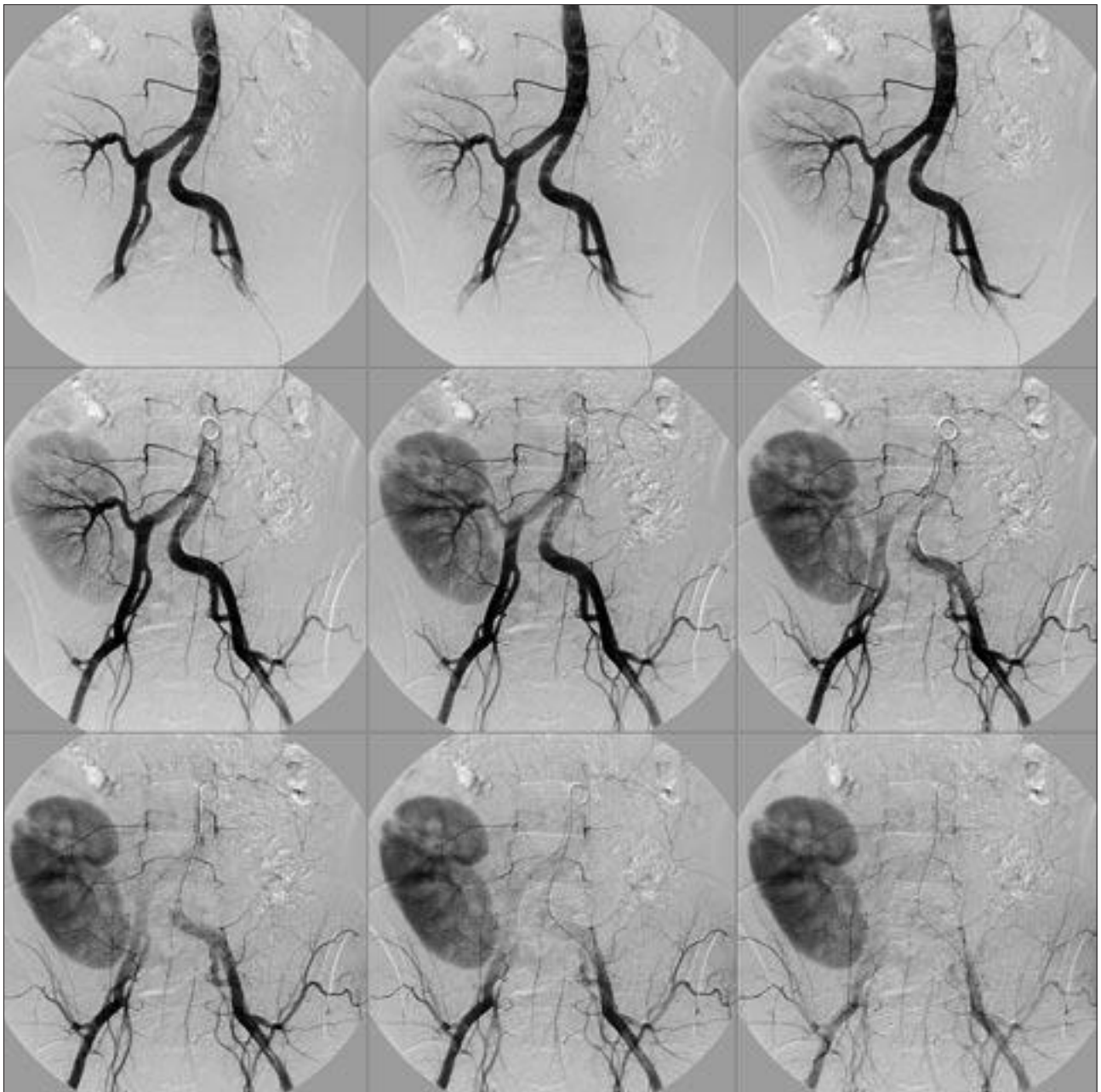


Рис. 3. Пример реализации мультикадровой обработки для DSA-режима. Формат мультикадра DSA-изображения – 3072×3072×10b.

основаны на прохождении излучения через тело пациента, в котором одновременно с поглощением присутствует и всенаправленное отраженное излучение со всего объема, находящегося под воздействием излучения, что характерно для всех физических методов получения первичных радиологических изображений.

В результате получается «истинное» изображение, на которое наложено «наведенное (артефактное) изображение», представляющее собой паразитный шум,

размывающий «истинное» изображение. Этот шум необходимо минимизировать.

О разрешающей способности диагностического оборудования

В последнее время медицинское диагностическое оборудование достигло огромной разрешающей способности:

- по количеству пикселей – более чем 32 миллионов пикселей (32 Mpix) на один

кадр изображения, например, в маммографии, объемом 64МВ и более;

- по разрешению в пикселе – до 16385 градаций серого (14 бит), даже вплоть до 65536 градаций серого (16 бит).

Для динамических процессов, характерных для ангиографии, тенденция увеличения разрешения каждого кадра до формата 1024x1024 сопровождается увеличением скорости съёмки (до 60 кадров/секунду), что приводит

к нелинейному увеличению объема каждой ангиографической серии, которая может достигать 1GB (1 гигабайт), при этом количество серий (проекций) может достигать 10–15 и более (рис. 2, 3). Ожидается увеличение разрешения ангиографической съемки до 2048×2048, что вызовет очередной рост объемов ангиографических исследований.

Серия спиральной компьютерной томографии, при стандартном разрешении кадра 512×512 пикселей, может иметь до 3-х – 4-х тысяч кадров, что выливается в 1.5–2 GB (гигабайт) информации.

Следует отметить, что увеличение разрешающей способности изображения в 2 раза приводит к уменьшению полезного сигнала

в 4 раза при тех же параметрах получения изображения, с одновременным ухудшением отношения «сигнал/шум» в пикселе в 4 раза.

Очень высокое пространственное разрешение медицинских изображений (например, изображения, полученные на сканере EOS фирмы «Biospace Med» могут достигать формата 16000×8000, около 130 Mpix), приводит к тому, что просмотр изображения в масштабе 1:1, и даже 1:2 не имеет смысла, из-за превалирования шума в пикселе над изображением, и никакие математические методы обработки при таком пространственном разрешении не могут обеспечить улучшения качества изображения.

Увеличение разрешающей способности изображений приводит к тому, что отношение «сигнал/шум» в высокоразрешающих изображениях становится значительно хуже в силу физических свойств как датчиков, так и процесса излучения. Улучшение отношения «сигнал/шум» в высокоразрешающем изображении возможно только за счет применения специальных методов обработки с одновременным уменьшением разрешающей способности, что является компромиссом между увеличением разрешающей способности изображения и улучшением отношения «сигнал/шум».

Следует также иметь в виду, что разрешение изображения в пикселях и разрешающая способность этого же изображения в «пар линии на миллиметр» (lp/mm) – это разные понятия, которые связаны между собой через физический размер пикселя, например (теоретические величины):

– теоретическое разрешение маммографического изображения в 10 lp/mm соответствует размеру пикселя 50 микрон, что на изображении размером 24×30см (10×12 inch) вытекает в кадр форматом 4800×6000 пикселей, а на изображении разме-

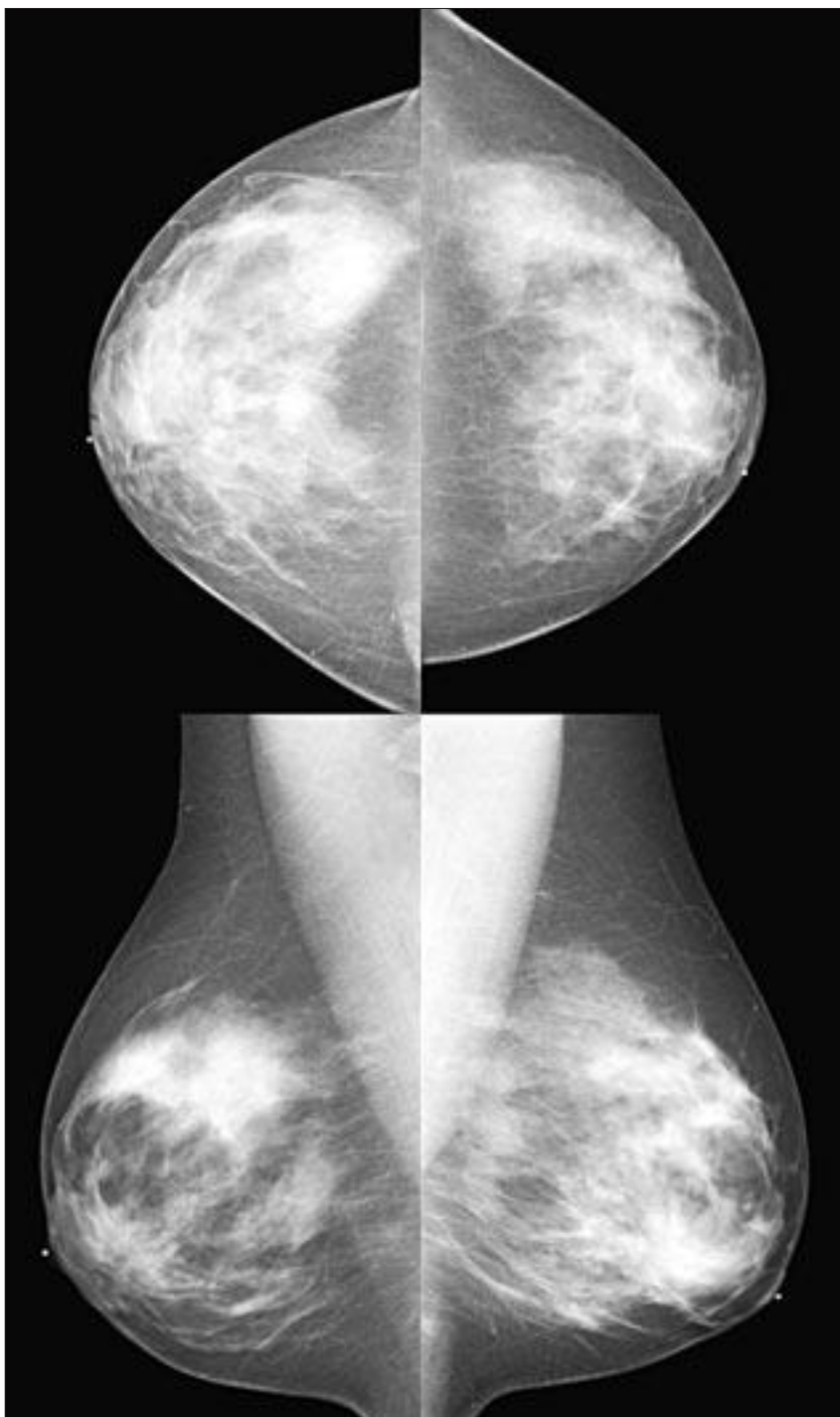


Рис. 4. Фрагмент мультикадровой обработки 4-х изображений одновременно. Формат изображения 7640×9176×12b.

ром 18×24см (8×10 inch) кадр имеет формат 3600×4800 пикселей; при этом желателен просмотр 4-х кадров маммографии одновременно (рис. 4);

– для изображения, получаемых с Digital Flat Panel размером 43,2×43,2см (14×14 inch) форматом 2880×2880, размер пикселя составляет 150 микрон, а теоретическая разрешающая способность панели составляет около 3,3 lp/mm (рис. 5).

О необходимости математической обработки

Необходимо понимать, что теоретическая разрешающая способность изображения недостижима из-за наличия «наведенного (артефактного) изображения», которое представляет собой паразитный шум, размывающий «истинное» изображение.

Результирующая (видимая) разрешающая способность необработанного исходного изображения, вследствие вышеуказанных причин уменьшается на 20–40 %. В то же время «наведенное (артефактное) изображение», за счет последовательного применения нескольких математических функций обработки изображений, может быть частично, а иногда и в значительной мере нивелировано.

Надо учитывать, что технология обработки зависит как от самого изображения, так и методов его получения, поэтому нельзя автоматически задать функции и параметры обработки, а необходимо, по отображаемому изображению, итерационно корректировать функции и параметры обработки, добиваясь качественной визуализации, необходимой для диагностического процесса. Предельная разрешающая способность результатов обработки в первую очередь зависит от отношения «сигнал/шум» исходных изображений.

Аналогичные задачи стоят и при создании образа печати из одного или нескольких изображений – как при печати на медицинских DICOM-принтерах, так

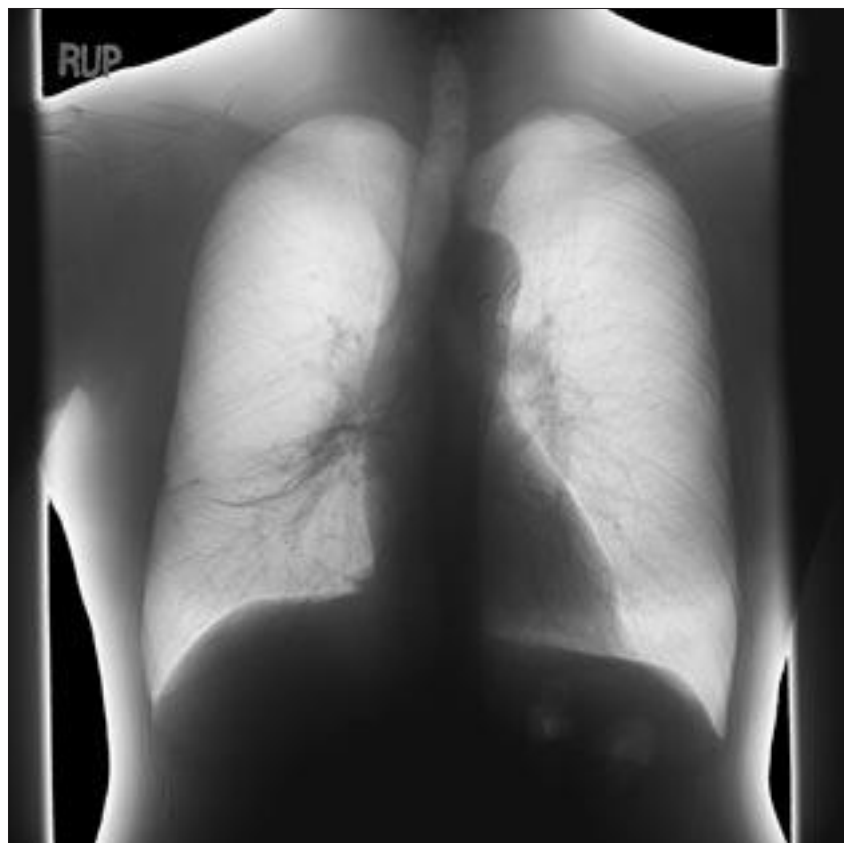


Рис. 5. Обработка изображения легкого, режим Dual_kV, Flat Panel Detector (Direct Conversion). Формат 2880×2880×14b, размер изображения 432×432 мм (пиксель = 150mkm).

и при печати на профессиональных принтерах высокого разрешения.

Для трехмерной (3D) визуализации у подавляющего большинства фирм-разработчиков программного медицинского обеспечения наработан огромный инструментарий для создания трёхмерных моделей исследуемых объектов.

Однако для визуализации двухмерных (2D) изображений использованы не все возможности обработки даже у ведущих производителей медицинской диагностической аппаратуры.

Необходимо также отличать обработку медицинского изображения для визуальной диагностики от специализированных расчетов в конкретных областях медицины. Инструментарий для расчетов обычно имеется как на современных аппаратах, так и на некоторых специализированных рабочих DICOM-станциях, входящих в PACS.

О технологии цифровой обработки медицинских изображений

Фундаментальным изданием по методам математической обработки изображений, в том числе медицинских, является монография Р. Гонсалеса и Р. Вудса «Цифровая обработка изображений». В монографии обработке медицинских изображений отводится одно из важнейших мест, наряду с такими дисциплинами как астрономия, физика и т.п.

Математические функции обработки изображений известны уже довольно давно, вопрос упирается в создание медицинской технологии – последовательности применения отдельных функций математической обработки изображений – для получения и визуализации диагностически значимых изображений [1].

На наш взгляд, врачу-диагносту необходимо предоставить максимально возможный набор

инструментов, который позволит реализовать последовательность прохождения изображения через несколько 16-битных 2D-фильтров, несколько нелинейных 16-битных функций преобразования, через 16-битные функции изменения спектра изображений (гистограммы), специальных функций масштабирования и т.п.

Для максимального качественного нивелирования «наведенного (артефактного) изображения» необходимо построить адаптивный (настраиваемый) последовательный 16-битный конвейер обработки из разных математических функций (методов), реализующих технологию 2D-обработки и визуализации реального времени.

Как показывает опыт авторов, применение последовательности математических функций обработки позволяет повысить видимую разрешающую способность первичного изображения в 1.2–1.5 раза (в lp/mm).

О скорости обработки медицинских изображений

Одновременно надо учитывать, что увеличение разрешающей способности приводит к нелинейному увеличению объемов вычислений, необходимых для качественной, диагностически значимой визуализации, поэтому вопрос «реального времени» становится краеугольным для обеспечения скорости работы системы обработки и визуализации как ответной реакции на изменение параметров функций обработки.

Врач должен чувствовать, что изменение параметров обработки через минимальный промежуток времени, в лучшем случае нулевой, отражаются на изменении самого изображения – это и есть режим «реального времени».

Управление таким инструментарием должно находиться все время под рукой врача для работы в реальном времени – минимизация блуждания по меню, которое совершенно неоправдан-

но отнимает рабочее время, со всеми вытекающими отсюда последствиями.

При этом, на первый взгляд, как бы происходит пресыщение интерфейса управления, но это компенсируется возможностью применения функций обработки, не характерных для стандартных методик визуализации, позволяющих создавать диагностически значимые изображения, например: при двуэнергетической маммограмме, или двуэнергетической съемке легких (см. рис. 5); применение элементов субтракционной технологии позволяет нивелировать мягкие или плотные ткани органов на конечном изображении.

Примеры обработки изображений при радиологических исследованиях приведены на рис. 6–9.

О технологии визуализации медицинских изображений

Глаз, как физиологический объект, не может различить более 256 градаций яркости в пикселях серого изображения. В изображениях с большим разрешением в пикселе все зависит от того, какой диапазон значений, с применением каких методов обработки будет преобразован в конечный диапазон 256 градаций яркости (8 бит), которые могут корректно отобразить современные профессиональные мониторы.

Современные профессиональные мониторы, работающие в полном цветовом RGB-диапазоне, имеют встроенные в монитор средства калибровки – 12-битные (4096 шагов) LUT (Look Up Table) таблицы преобразования, для каждого цвета в отдельности.

12-битный LUT позволяет реализовать идеально линейное, для глаза человека, изменение яркости изображения от величины визуализируемых пикселей.

Обратите внимание, что внутренние LUT монохромных «медицинских» мониторов всего

10-битные (т.е. 1024 шагов). Применение монохромных «медицинских» мониторов было обусловлено необходимостью просмотра затемненных областей необработанного изображения, реализуемого за счет дополнительной DICOM LUT (10-битной) монохромного монитора и нелинейной функции преобразования, помещенной в DICOM LUT.

По техническим характеристикам матриц современные профессиональные цветные мониторы высокого разрешения превосходят монохромные «медицинские» мониторы, за исключением предельной яркости получаемых изображений (у монохромных мониторов она в 2 раза больше). На современном этапе развития нет необходимости в чрезмерном повышении яркости. По опыту авторов, яркость профессиональных мониторов устанавливается на значении 50% (при контрастности 75%), а за счет математической обработки изображения и визуализации на мониторе во всем диапазоне видимости – в 256 градаций каждого цвета (или в 256 градациях серого), – визуализация даже самых затемненных областей не представляет трудностей.

Выводы

1. Обработка медицинских изображений не есть рисование нового на изображении, как считают некоторые, а есть основанная на математике технология выявления внутренних скрытых элементов изображения, практически невидимых без обработки.

2. Обработка медицинских изображений не искажает исходные данные, а позволяет выявить тонкие структуры органов при разных видах исследований, специально визуализированные и усиленные для качественной визуальной диагностики.

3. Визуализация обработанных медицинских изображений является обязательным первым шагом, особенно при сложных

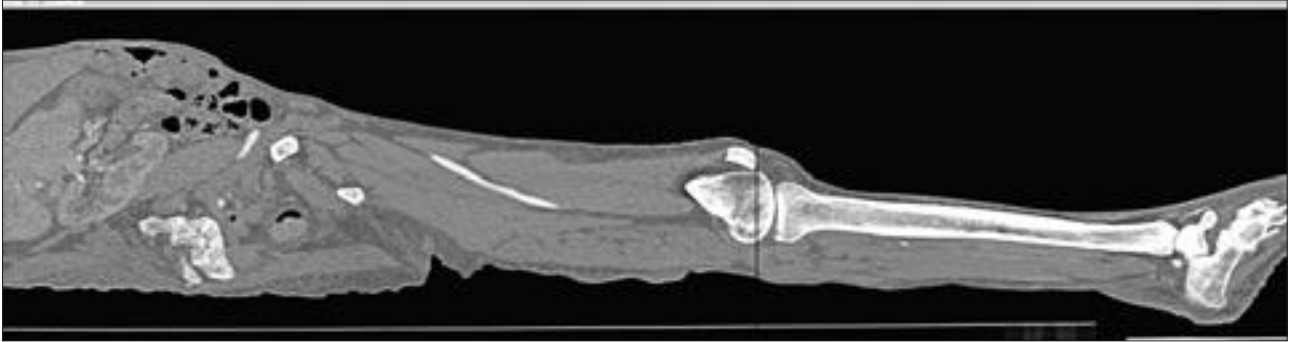


Рис. 6. Пример ортогональной реконструкции КТ-серии с обработкой изображения. Формат кадра изображения 512×1950×12b.



Рис. 7. Пример реализации обработки в зоне интереса на фоне исходного изображения. Формат кадра изображения 1024×1024×10b.

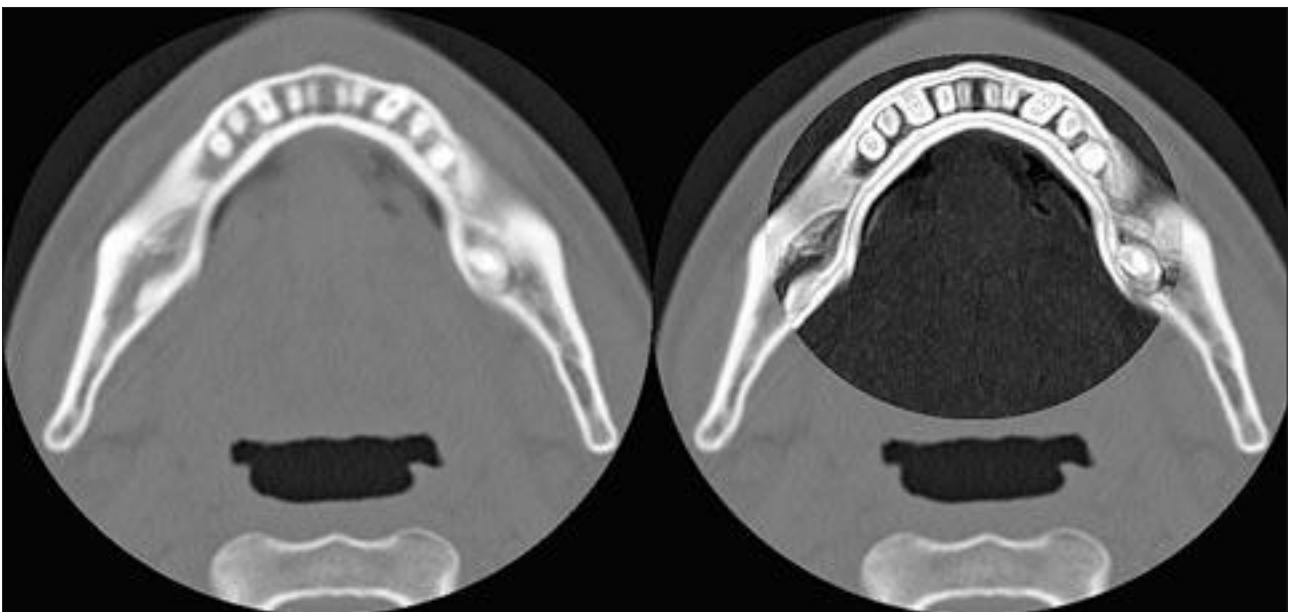


Рис. 8. КТ-изображение и обработка в «зоне интереса» костной ткани в стоматологии.



Рис. 9. Пример обработки МРТ изображения форматом кадра 1024×1024×10b.

патологиях, для достоверной диагностики.

4. Обработка медицинских изображений позволяет использовать профессиональные «DICOM

Ready» LCD-мониторы для качественной визуализации диагностического процесса при более низкой совокупной стоимости владения (ТСО).

P.S. Авторы, для выделения сущности проблемы, и чтобы не перегружать статью, специально не приводят базовые математические формулы и описания технологий обработки медицинских изображений (из-за слишком большого объема информации). Детальное описание последних можно найти в приведенной ниже литературе и на страницах сайта нашей организации.

Литература

1. Гонсалес Р. Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М: Техносфера. – 2005. – 1072 с.
2. Авшаров Е. М. Графическая станция создания, хранения, конвертирования, обработки и визуализации DICOM изображений и PDF документов – AS_GSV «Michelangelo» (PACS «AS_VIMeN»), http://www.course-as.ru/download/pdf/AS_GSV-Michelangelo.pdf. – 2010. – 71 с.

Поступила 30.07.2010