

разработки отечественного неинвазивного абсорбционного киловольтметра, отличающегося возможностью осуществления прямых радиационных измерений практического пикового напряжения.

Список литературы:

1. ГОСТ Р МЭК 61676-2006 Медицинское электрическое оборудование. Дозиметрические приборы, используемые для неинвазивного измерения напряжения на рентгеновской трубке в диагностической радиологии.
2. Ramires-Jimenez F.J., Lopez-Callejas R., Bentez-Read J.S., Pacheco-Sotelo J.O. Considerations on the measurement of practical peak voltage in diagnostic radiology // Br. J. Radiol. 2004. 77. PP. 745-750.
3. Terini R.A., da Penha Albuquerque Potiens M., Herdade S.B., Guedes Pereira M.A., dos Santos Justo Pires J., Videira H.S. Measurement of the quantity Practical Peak Voltage in the radiology practice // Radiol. Bras. 2009. Nov/Dez. 42(6). PP. 389-394.
4. Муслимов Д.А., Лелюхин А.С. Восстановление спектра излучения рентгеновской трубки по абсорбционной кривой / Материалы III Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии «Медицинская физика-2010». Сб. материалов. Том 2. – М., 2010. С. 97-99.
5. Тараско М.З. Об одном методе решения линейных систем со стохастическими матрицами. В книге В.Ю. Терещиж «Введение в статистическую теорию обратных задач». – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2005. 376 с.

6. Кульбак С. Теория информации и статистика. – М.: Наука, 1967. 408 с.
7. Колесников С.В. Метод обнаружения и идентификации источников по спектрам испускаемых ими нейтронов / Диссертация на соискание уч. степ. канд-та физ.-мат. наук. – М., 2001. 134 с.
8. Kramer H.-M., Selbach H.-J, Iles W.J. The practical peak voltage of diagnostic X-ray generators // Br. J. Radiol. 1998. 71. PP. 200-209.

Дмитрий Алексеевич Муслимов,
аспирант,
Александр Сергеевич Лелюхин,
канд. техн. наук, доцент,
Константин Анатольевич Гамалей,
аспирант,
кафедра проектирования и технологии
радиоэлектронных средств,
ГОУ ВПО «Оренбургский
государственный университет»,
г. Оренбург,
e-mail: muslimov_dima@mail.ru

А.С. Афанасенко

ОЦЕНКА ДВИЖЕНИЯ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ В АНГИОГРАФИИ

Аннотация

В статье рассмотрены вопросы влияния подвижности органов и тканей на качество рентгеновских изображений в ангиографии. Показано, что использование информации о движении позволяет несколькими путями повысить диагностическую ценность снимков. Рассмотрен метод совмещения блоков, позволяющий извлечь из серии изображений информацию о движении в виде поля векторов смещения. Предложены модификации данного метода, включающие в себя сегментацию изображения на подвижные и неподвижные участки на основе измеряемых характеристик шума, а также введение коэффициента мерцаний, позволяющего улучшить устойчивость метода к колебаниям средней яркости.

Различные типы подвижности на рентгеновских изображениях

Многие виды рентгенологических исследований требуют выполнения серии снимков, на которых органы и ткани пациента могут менять свое положение. Имеются следующие причины возникновения таких перемещений:

- подвижность внутренних органов и тканей, обусловленная их физиологией;
- произвольные перемещения пациента в процессе исследования;
- направленное пространственное перемещение элементов рентгеновского аппарата.

Динамика внутренних органов – это естественный процесс, который может негативно влиять на

качество изображений, приводя к смазу. Количественные характеристики такого движения имеют значительный разброс. Например, мгновенная скорость распространения крови варьируется от 0,5 мм/с в капиллярах до 500 мм/с в артериях. Ткани сердца перемещаются со скоростью до 100 мм/с [1]. Непроизвольные движения пациента, как правило, имеют небольшую амплитуду, но также могут отрицательно сказываться на качестве изображения. Например, в субтракционной ангиографии перемещение пациента приводит к возникновению артефактов движения на изображениях сосудистой системы. В некоторых случаях при сканировании органов применяется целенаправленное перемещение рентгеновского излучателя и приемника относительно пациента. Точная информация о таком

движении может быть получена с помощью датчиков положения, встроенных в рентгеновский аппарат.

Особенности обработки изображений в ангиографии

Методика ангиографического исследования заключается во введении рентгеноконтрастного вещества в сосудистое русло. При этом производится серия рентгеновских снимков, фиксирующих распространение контрастного вещества по сосудам пациента. В данном случае только часть изображения имеет диагностическую ценность – это контрастное вещество, заполняющее сосуды. Все остальные объекты, присутствующие на изображении, можно рассматривать как структурную помеху. Для удаления этих объектов с изображения в начале исследования запоминается так называемая маска – снимок, сделанный до начала ввода контрастного вещества. В соответствии с законом Ламберта-Бера приближенные формулы яркости масочного и текущего изображений записываются в виде

$$\begin{cases} M = I_0 e^{-\mu x}; \\ I = I_0 e^{-(\mu + \Delta\mu)x}, \end{cases} \quad (1)$$

где I , M – соответственно интенсивность текущего и масочного изображений; I_0 – интенсивность излучения перед объектом; μ – коэффициент линейного ослабления; x – толщина объекта; $\Delta\mu$ – изменение коэффициента ослабления при вводе контрастного вещества. Путем логарифмирования обоих уравнений в системе (1) и вычитания маски из текущего изображения можно оценить $\Delta\mu$ с точностью до постоянного множителя:

$$\ln I - \ln M = -\Delta\mu x. \quad (2)$$

Для операции вычитания маски (2) также используется термин «субтракция».

Изменение положения пациента в ходе рентгеновской съемки может затруднить диагностику, так как при этом сдвиг маски относительно текущего снимка вносит артефакты в разностное изображение (рис. 1б).

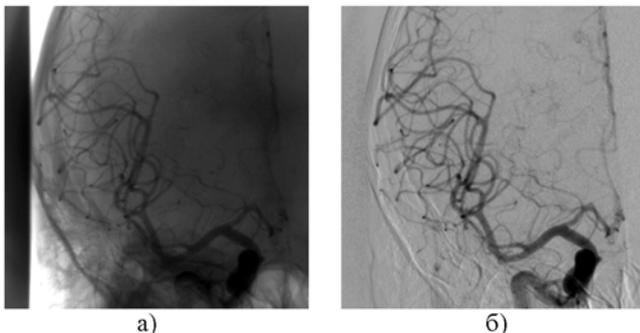


Рис. 1. Снимок с контрастом (а) и результат вычитания маски (б). Заметны артефакты движения. Снято аппаратом «GE Innova 3100IQ» (США)

В то же время субтракция не является обязательным элементом обработки ангиографических снимков. Во многих случаях ткани, которыми окруже-

ны исследуемые сосуды, не создают помех для визуального анализа изображений.

Помимо вычитания маски, при обработке изображений в ангиографии часто используются гамма-коррекция, улучшение амплитудно-частотной характеристики изображения и шумоподавление.

Применение оценки движения

Для решения многих задач обработки изображений предпочтительно использовать данные о перемещении объектов съемки на протяжении исследования. Это позволяет отслеживать отдельные объекты и накапливать информацию об их свойствах. Основная трудность при оценке перемещений заключается в том, что видимое перемещение объектов является лишь проекцией их перемещений в трехмерном пространстве на плоскость датчика изображения. В общем случае эти два явления не имеют взаимно-однозначной связи.

Применение оценки движения в обработке ангиографических изображений позволяет:

- более точно совместить маску и снимок с контрастом, благодаря чему уменьшается заметность артефактов на разностном изображении [2];
- повысить эффективность подавления шумов за счет использования временной избыточности, содержащейся в серии снимков;
- измерить и предоставить рентгенологу сведения о скорости перемещения или о величине смещения отдельных органов и тканей.

Многообразие форм, в которых выражаются деформация и перемещение объектов на изображениях, является причиной существования большого числа методов описания и оценки движения.

Если перемещение объекта или группы объектов представляет собой совокупность параллельных переносов, вращений и изменений масштаба, то такое движение можно описывать аффинным преобразованием на плоскости [3]:

$$[wx' \quad wy' \quad w'] = [wx \quad wy \quad w] \begin{bmatrix} a_1 & a_4 & 0 \\ a_2 & a_5 & 0 \\ a_3 & a_6 & 1 \end{bmatrix}, \quad (3)$$

где wx , wy , w – однородные координаты объекта на исходном снимке; wx' , wy' , w' – координаты этого же объекта, изменившиеся в результате движения; $a_1 \dots a_6$ – параметры аффинного преобразования. Следующие соотношения связывают однородные и декартовы координаты точки:

$$x = wx / w; \quad y = wy / w. \quad (4)$$

Использование двумерного аффинного преобразования для описания подвижности органов и тканей на рентгеновских изображениях неоптимально с точки зрения погрешности измерения. Тем не менее такая модель достаточно широко используется для грубого совмещения изображений и отдельных органов благодаря своей простоте [4].

Для описания сложного движения, при котором изменяются положение и форма объектов, а также

взаимное положение различных частей объекта, наиболее перспективным является модельный подход [5]. Идея данного подхода состоит в том, чтобы сопоставить каждый объект интереса, присутствующий на изображении, с некоторой параметризованной моделью. Модели строятся таким образом, чтобы учитывать возможные перемещения и деформации объекта. Однако реализация методов анализа движения на основе модельного подхода, таких как метод активных контуров и метод активных форм [6], [7], требует вычислительных затрат, на сегодняшний день несопоставимых с требованиями обработки в реальном времени.

В настоящей статье более подробно рассматривается подход к оценке движения на основе метода совмещения блоков. Данный метод описывает динамические изменения на изображении в виде поля векторов смещения. Каждому элементарному участку кадра (прямоугольному блоку пикселей) приписывается вектор, характеризующий его параллельный перенос относительно опорного кадра. Векторы для всех блоков ищутся независимо друг от друга. Недостаток такого подхода состоит в том, что изначально не учитывается единство движущихся объектов. Тем не менее поле векторов смещения может служить основой для построения более высокоуровневых моделей движения, например для оценки параметров аффинного преобразования.

Оценка движения методом совмещения блоков

Метод совмещения блоков основан на корреляционном поиске соответствий между малыми участками двух изображений и наиболее широко используется для оценки движения в кодировании телевизионных изображений [8]. На его основе создано большое число алгоритмов для анализа подвижных сцен и сопровождения движущихся объектов [9], [10]. Предложенный алгоритм включает в себя ряд доработок, учитывающих специфику оценки движения на рентгеновских изображениях, и далее рассмотрен поэтапно.

Разбиение на блоки. Изображение текущего кадра делится на перекрывающиеся квадратные блоки с размером стороны N . Перекрытие блоков, не используемое при кодировании [8], позволяет более точно локализовать подвижные объекты, а также уменьшить заметность границ блоков при компенсации движения. При этом возрастают вычислительные затраты. Отношение размера блока к расстоянию между центрами блоков фиксировано и составляет 3:4. Размер блока выбран с учетом типового размера рабочей области ангиографического аппарата и составляет 16 пикселей при разрешении 512×512 пикселей.

Определение неподвижных блоков. Отдельная процедура для сегментации изображения на подвижные и неподвижные блоки позволяет сократить объем вычислений для снимков с неподвижными областями, а также снизить вероятность появления

аномальных результатов. Неподвижные блоки выявляются на основе сравнения дисперсии разности снимков с дисперсией шума:

$$R = \frac{1}{N^2} \frac{\sum_{x=x_0}^{x_0+N-1} \sum_{y=y_0}^{y_0+N-1} (cur(x, y) - ref(x, y))^2}{noise_map(x_0 + N/2, y_0 + N/2)}, \quad (5)$$

где x_0, y_0 – координаты левого верхнего угла блока; $ref(x, y)$ – распределение яркости опорного снимка; $cur(x, y)$ – распределение яркости текущего снимка; $noise_map(x, y)$ – распределение дисперсии шума. С целью упрощения расчетов для каждого блока используется только одно значение дисперсии шума, взятое из центра блока. Шум на рентгеновских изображениях является преимущественно мультипликативным, его оценка производится одним из известных методов [11], [12].

Величина R является статистическим критерием, на основе которого принимается решение о том, вызваны ли различия между текущим и предсказанным кадрами исключительно воздействием шумов. При значениях R от 0 до величины $noise_threshold$ считается, что блок неподвижен.

Одноуровневый поиск векторов движения. При поиске каждый блок текущего кадра сравнивается с блоками в предсказанном кадре, смещенными относительно его исходного положения (x_0, y_0) . В переборе участвуют все смещения в диапазоне $\pm search_radius$ пикселей по обеим осям. Для блоков, определенных как неподвижные, поиск векторов не производится.

Вектор движения v для текущего блока определяется по наилучшему совпадению блоков текущего и опорного снимков (рис. 2).

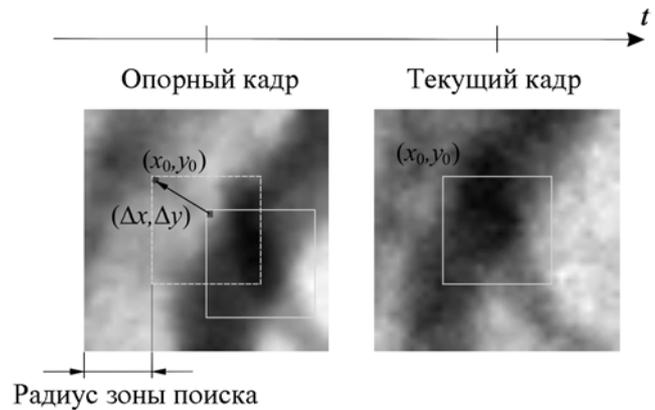


Рис. 2. Определение наилучшего совпадения между блоками текущего и опорного снимков

Мерой различия блоков служит евклидово расстояние

$$v = \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \end{pmatrix} = \arg \min_{\Delta x, \Delta y} \left\{ \sum_{x=x_0}^{x_0+N-1} \sum_{y=y_0}^{y_0+N-1} (cur(x, y) - ref(x - \Delta x, y - \Delta y))^2 \right\}. \quad (6)$$

Многоуровневый поиск векторов движения. Для снижения вычислительных затрат и одновременно для повышения устойчивости метода к высокочастотным шумам применяется многоуровневая схема [10]. Векторы движения сначала ищутся на пониженном разрешении, а затем уточняются на более высоком. Недостатком такой схемы является то, что на грубом разрешении могут пропадать мелкие детали, существенные для оценки движения. Поэтому разложение осуществляется не более чем на 2-3 уровня.

Формирование низкочастотных копий анализируемых снимков может быть выполнено любым доступным способом, например, путем свертки изображения с гауссовым ядром размером 3×3 пикселей с последующим прореживанием.

Основной выигрыш по вычислительным затратам достигается в многоуровневой схеме за счет того, что диапазон доиска векторов на всех уровнях, кроме самого нижнего, является фиксированным: ± 2 пикселя (значение получено эмпирически). Пример карты смещений показан на рис. 3.

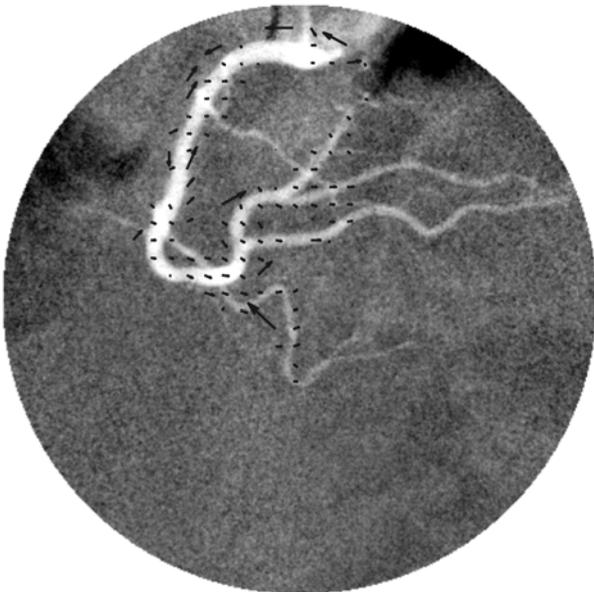


Рис. 3. Карта смещений, вычисленная методом совмещения блоков на субтракционном изображении (черными стрелками показаны векторы смещения подвижных блоков)

Часть векторов движения является аномальными, т. е. не отражает реального перемещения объектов на изображении. Для измерительных задач требуется коррекция таких векторов.

Инвариантность оценки движения к мерцаниям

Мерцания на рентгеновских изображениях могут возникать вследствие нестабильности напряжения и тока рентгеновской трубки, а также из-за колебаний времени экспозиции снимка. Собственные пульсации современных рентгеновских питающих устройств не превышают 3...4 %, что несуще-

ственно при цифровой обработке изображений. Тем не менее при эксплуатации аппарата «АКР-ОКО» производства НИПК «Электрон» (Россия) отмечены случаи, когда амплитуда мерцаний на изображении составляет 10...15 % от среднего значения яркости (рис. 4). Установлено, что амплитуда мерцаний возрастает при малых токах рентгеновской трубки (и соответственно малых дозах облучения). При этом штатный способ регулировки времени экспозиции с помощью рентгеноэкспонетра не срабатывает, а точность аналогичной регулировки, выполняемой высоковольтным генератором, оказывается недостаточной при времени экспозиции в единицы миллисекунд.

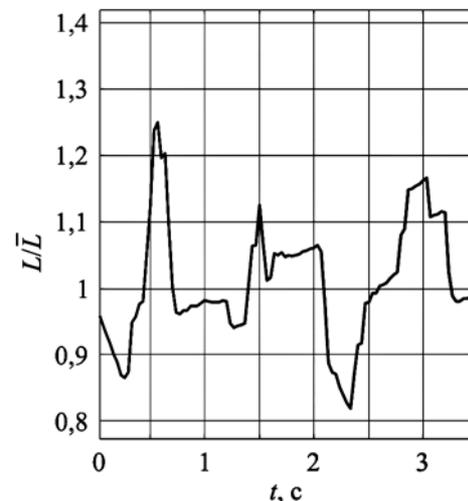


Рис. 4. Колебания средней яркости неподвижного изображения, измеренные при малодозовой ангиографической съемке

Мерцания негативно сказываются на точности оценки движения методом совмещения блоков. При использовании евклидова расстояния в качестве меры сравнения блоков вероятность правильного определения смещений заметно падает при различиях яркости в текущем и опорном кадрах более 5 %. Предложенный в [9] способ снижения чувствительности алгоритма совмещения блоков к изменениям яркости состоит в использовании линейного коэффициента корреляции вместо евклидова расстояния:

$$r = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 \sum (y - \bar{y})^2}}; \quad r \in [-1, 1], \quad (7)$$

где x и y – записанные в виде одномерных векторов блоки из текущего и опорного кадров.

Хотя данный критерий позволяет выявить соответствие сигналов, отличающихся по энергии в десятки раз, при обработке небольших фрагментов изображений он не учитывает низкочастотные составляющие, несущие основную долю информации. Кроме того, на гладких участках изображения линейный коэффициент корреляции неприменим, так как знаменатель (4) в этом случае стремится к нулю.

Как показывает эксперимент, описанные колебания яркости на рентгеновских изображениях носят мультипликативный характер. Поэтому подход, основанный на непосредственной оценке коэффициента мерцаний, является более эффективным. В первом приближении коэффициент мерцаний K_L – это отношение средней яркости текущего кадра к средней яркости опорного кадра. Для определения неподвижных блоков и оценки смещения предложено изменить формулы (5) и (6) следующим образом:

$$R = \frac{1}{N^2} \frac{\sum_{x=x_0}^{x_0+N-1} \sum_{y=y_0}^{y_0+N-1} (cur(x, y) - K_L ref(x, y))^2}{noise_map(x_0 + N/2, y_0 + N/2)}; \quad (8)$$

$$v = \arg \min_{\Delta x, \Delta y} \left\{ \sum_{x=x_0}^{x_0+N-1} \sum_{y=y_0}^{y_0+N-1} (cur(x, y) - K_L ref(x - \Delta x, y - \Delta y))^2 \right\}. \quad (9)$$

Данное значение может быть уточнено после компенсации движения и использовано для частичной или полной компенсации мерцаний, если это требуется.

Выводы

Учет подвижности, имеющей место в ангиографической съемке, позволяет по нескольким показателям улучшить качество снимков, предъявляемых оператору, в частности, устранить артефакты движения пациента при субтракции, а также повысить эффективность подавления шума за счет использования временной избыточности.

Для оценки движения предложена модификация известного метода совмещения блоков, имеющая следующие особенности:

- изображение предварительно сегментируется на подвижные и неподвижные участки путем сравнения межкадровых различий с шумом;
- поиск векторов смещения проводится последовательно на нескольких уровнях разрешения, от грубого к точному, благодаря чему повышается достоверность данных о движении и снижаются вычислительные затраты;
- при сравнении блоков текущего и опорного кадров учитываются изменения средней яркости изображений, имеющие значительную амплитуду при съемке с малой дозой излучения.

Результатом работы стала реализация описанного алгоритма на вычислительной платформе NVIDIA CUDA™ и включение данного алгоритма в комплект программного обеспечения аппарата «АКР-ОКО» (НИПК «Электрон», Россия), где с его помощью выполняются процедуры шумоподавления и субтракции.

Список литературы:

1. Фальк Я. Квантовая эффективность и качество изображения в рентгеновских системах / Автореферат диссертации к. т. н. – С.-Петербург: Издательство СПбГЭТУ (ЛЭТИ), 2007. С. 14.

2. Афанасенко А.С. Компенсация перемещений пациента в процессе ангиографического исследования // Биотехносфера. 2010. № 4 (10). С. 16-19.
3. Шишкин Е.В., Боресков А.В. Компьютерная графика. Динамика, реалистические изображения. – М.: Диалог-МИФИ, 1995. С. 76.
4. Maintz J.B.A., Viergever M.A. A Survey of Medical Image Registration // Medical Image Analysis. 1998. Vol. 2. № 1. PP. 1-36.
5. Vogel J., Schiele B. Semantic Modeling of Natural Scenes for Content-Based Image Retrieval // International Journal of Computer Vision. 2007. № 2. PP. 133-157.
6. Blake A. and Isard M. Active Contours: The application of techniques from graphics, vision, control theory and statistics to visual tracking of shapes in motion. – Springer-Verlag, London, 1998.
7. Cootes T.F., Taylor C.J., Cooper D.H., Graham J. Active shape models – their training and application // Computer Vision and Image Understanding. 1995. Vol. 61. № 1. PP. 38-59.
8. Orchard M.T. A comparison of techniques for estimating block motion in image sequence coding // SPIE, Visual Communications and Image Processing IV. 1989. Vol. 1199. PP. 248-258.
9. Stefano L., Viarani E. Vehicle detection and tracking using the block matching algorithm / Proc. of 3rd IMACS/IEEE, Athens, Greece. July 1999. Vol. 1. PP. 4491-4496.
10. Thoma R., Bierling M. Motion compensating interpolation considering covered and uncovered background // Signal Processing: Image Communications. 1989. Vol. 1. PP. 191-212.
11. Amer A., Dubois E. Reliable and fast structure-oriented video noise estimation // IEEE Trans Circuits and Systems for Video Technology. 2005. № 15. PP. 113-118.
12. Foi A., Trimeche M., Katkovnik V., Egiazarian K. Practical Poissonian-Gaussian noise modeling and fitting for single image raw data // IEEE Transactions on Image Processing. 2008. Vol. 17. № 10. PP. 1737-1754.

Арсений Сергеевич Афанасенко,
канд. техн. наук,

доцент кафедры электронных
и телевизионных систем,

Санкт-Петербургский государственный
университет аэрокосмического

приборостроения,

инженер-программист,

ЗАО НИПК «Электрон»,

г. С.-Петербург,

e-mail: afanasenko@electronxray.com