

8. Андреев В.Г., Демин И.Ю., Корольков З.А., Шанин А.В. Движение сферических микрочастиц в вязкоупругой среде под действием акустической радиационной силы // Известия Российской академии наук. Серия физическая. 2016. Т. 80. № 10. С. 1321-1326.
9. Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Морозов С.П., Ким С.Ю. Исследование причин возникновения мерцающего артефакта в доплеровских режимах ультразвукового медицинского диагностического устройства // Акустический журнал. 2018. Т. 64. № 1. С. 100-111.
10. Кульберг Н.С., Леонов Д.В. Ультразвуковой детектор минеральных включений / Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ RUS 2018610936; 24.11.2017.
11. Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Морозов С.П., Владимирский А.В. Режим обнаружения твердых минеральных включений при медицинской акустической визуализации // Акустический журнал. 2018. Т. 64. № 5. С. 618-631.
12. Кульберг Н.С., Громов А.И., Леонов Д.В., Осипов Л.В., Усанов М.С., Морозов С.П., Владимирский А.В. Диагностический режим обнаружения кальцинатов и конкрементов при ультразвуковом исследовании // Радиология-практика. 2018. Т. 67. № 1. С. 37-49.
13. Громов А.И., Кубова С.Ю. Ультразвуковые артефакты. – М.: Видар, 2007.
14. Aytac S.K., Ozcan H. Effect of color Doppler system on the «twinkling» sign associated with urinary tract calculi // Journal of Clinical Ultrasound. 1999. Vol. 27. № 8. PP. 433-439.
15. Behnam H., Hakkam A., Rakhshan H. Modeling Twinkling Artifact in Sonography / 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. 2010.
16. Denstedt J., Rosette J. International Consultation on Urological Diseases. Stone Diseases // Scotland, Glasgow, Société Internationale d'Urologie. 2014.
17. Gao J., Hentel K., Rubin J.M. Correlation between twinkling artifact and color Doppler carrier frequency: Preliminary observations in renal calculi // Ultrasound in Medicine and Biology. 2012. № 9. PP. 1534-1539.
18. Hirsch M.S., Palavencino T.B., Leon B.R. Color Doppler Twinkling Artifact: A Misunderstood and Useful Sign // Revista Chilena de Radiol. 2011. Vol. 17. № 2. PP. 82-84.
19. Wang M., Li J., Xiao J., Shi D., Zhang K. Systematic Analysis of Factors Related to Display of the Twinkling Artifact by a Phantom // Journal of Ultrasound in Medicine. 2011. Vol. 30. № 11. PP. 1449-1457.
20. Weinstein S.P., Seghal C., Conant E.F., Patton J.A. Microcalcifications in Breast Tissue Phantoms Visualized with Acoustic Resonance Coupled with Power Doppler US: Initial Observations // Radiology. 2002. Vol. 224. № 1. PP. 265-269.
21. Кульберг Н.С., Осипов Л.В., Усанов М.С. Сравнительный анализ технологий ультразвуковой эластографии и использования эластографического фантома // Радиология-практика. 2016. Т. 56. № 2. С. 6-23.

Денис Владимирович Леонов,
 научный сотрудник,
 Николай Сергеевич Кульберг,
 канд. физ.-мат. наук, руководитель отдела
 разработки средств медицинской визуализации,
 ГБУЗ «Научно-практический клинический центр
 диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ»,
 Александр Игоревич Громов,
 д-р мед. наук, профессор,
 «Московский государственный
 медико-стоматологический университет
 им. А.И. Евдокимова» Минздрава России,
 Сергей Павлович Морозов,
 д-р мед. наук, директор,
 ГБУЗ «Научно-практический клинический центр
 диагностики и телемедицинских технологий ДЗМ»,
 г. Москва,
 e-mail: d.leonov@nrcmr.ru

А.К. Авакян, И.Л. Дергачева, А.А. Еланчик, Т.А. Крылова,
 Т.К. Лобжанидзе, С.А. Полихов, В.П. Смирнов

Учет остаточного сигнала плоскострельного детектора в системе конусно-лучевой компьютерной томографии

Аннотация

Проведено исследование факторов, определяющих величину и характер остаточного сигнала (ОС) на примере плоскострельного детектора «PaxScan 4343 CB». Средняя величина ОС составляет 1...2 % от сигнала единичной засветки в зависимости от режима съемки. Показано влияние ОС на точность измерения усредненного кадра светлого поля; при некорректном учете ошибка достигает 3,6 %. Приведены результаты коррекции проекционных изображений с учетом пространственной неравномерности ОС.

Введение

При проведении лучевой терапии важнейшими задачами являются обеспечение высокой точности подведения дозы излучения к мишени и минимизация дозовых нагрузок на органы и ткани, чувствительные к действию излучения (критические органы и структуры). Для этого на протяжении всего курса лучевой терапии необходимо контролировать форму и положение мишени, а также критических органов и структур. В большинстве комплексов дистанционной лучевой терапии в качестве основного инструмента контроля применяется конусно-лучевой компьютерный томограф (КЛКТ), состоящий из рентгеновского аппарата и плоскострельного детектора

(ППД) рентгеновского излучения. Такой системой оснащается разрабатываемый в АО «НИИТФА» в рамках соглашения с Минобрнауки России и АО «Русатом Хэлскеа» комплекс лучевой терапии «Оникс» [1].

Остаточный сигнал (ОС) определяется присутствием остаточной доли исходного сигнала в кадрах, следующих за тем кадром, в котором был сгенерирован исходный сигнал. Возникновение эффекта объясняется [2]-[6]:

- неполным считыванием заряда накопительных конденсаторов;
- эффектом захвата зарядов с последующим высвобождением в полупроводниковых фотодиодах;
- послесвечением сцинтиллятора;

- изменением передаточной характеристики каналов при облучении.

В случае некорректного учета данный эффект создает существенные артефакты как на проекционных (2D), так и на томографических (3D) изображениях [7]. Для соответствия техническим требованиям к характеристикам рентгеновских изображений необходима разработка комплексной методики учета и компенсации ОС детектора. В статье демонстрируются следующие основные результаты:

- зависимость ОС от числа считанных кадров после засветки, скорости считывания кадров, биннинга, интенсивности единичной засветки и множественных последовательных засветок;
- пространственная неравномерность ОС;
- влияние ОС на точность измерения кадра светлого поля (результата засветки ППД в отсутствие объекта в поле излучения) и, как следствие, на измерение коэффициентов рентгеновского ослабления тканей.

На основании результатов исследования ОС реализован алгоритм коррекции проекционных изображений. Показана коррекция кадров с учетом пространственной неравномерности ОС.

Материалы и методы

Макет компьютерного томографа

Исследования проводятся на экспериментальном КЛКТ, состоящем из рентгеновского аппарата КРД-СМ-150-1 («Спектр-АП», Россия) и детектора «PaxScan 4343 CB» («Varex», США). ППД выполнен с использованием структурированного кристаллического сцинтиллятора из йодида цезия CsI и полупроводниковой подложки из аморфного кремния a-Si. Общая площадь чувствительной области – 427² мм², число каналов – 3072 в длину и 3072 в ширину. Скорость считывания – до 25 кадр/с. Имеется возможность аналогового биннинга. Величина цифрового сигнала на выходе канала измеряется в ADU (Analog-to-Digital Units) в диапазоне от 0 до 2¹⁶.

В экспериментах данной работы (если не указано иное) параметры рентгеновского аппарата – 40 кВ, 40 мА, 10 мс; скорость считывания кадров – 25 кадр/с; биннинг – 3². Все изображения корректируются вычитанием усредненного темнового кадра, записанного непосредственно перед началом эксперимента. Относительная величина ОС выражается в процентах от сигнала первого засвеченного кадра серии.

Исследование факторов, определяющих величину ОС

Проведен ряд экспериментальных измерений ОС в зависимости от различных факторов, а именно:

- числа считанных кадров после засветки единичным импульсом при скорости считывания 5 и 15 кадр/с (биннинг – 3²);
- числа считанных кадров после засветки единичным импульсом при биннинге 1² и 3² (скорость считывания кадров – 5 кадр/с);
- величины сигнала единичной засветки (измерения выполнены при фиксированном напряжении 40 кВ для 12 значений произведения тока трубки на длительность импульса, обеспечивающих изменение цифрового сигнала от 1000 до 54 000 ADU в засвеченном кадре);
- пространственного расположения канала детектора (предположение о пространственной неравномерности ОС основано на алгоритме считывания сигнала от центра к периферии матрицы детектора и, как следствие, возникающих временных задержках);
- числа предшествующих засвеченных кадров.

Алгоритм коррекции ОС

Реальный сигнал на выходе детектора Y выражается сверткой истинного сигнала X с мультиэкспоненциальной импульсной переходной функцией (ИПФ) [2], [3]. Алгоритм восстанов-

ления истинного сигнала реализуется в соответствии с системой уравнений

$$\begin{cases} S_{n,k} = X_{k-1} + S_{n,k-1} \cdot e^{-a_n}; \\ X_k = Y_k - \sum_{n=1}^N b_n \cdot S_{n,k}, \end{cases} \quad (1)$$

где k – номер кадра; b_n , a_n – параметры ИПФ, измеряемые при калибровке; N – число экспоненциальных компонент; $S_{n,k}$ – динамическая буферная переменная, накапливающая информацию о предыдущих экспозициях.

На основании предварительных исследований выбрано число экспоненциальных компонент $N = 4$, при котором суммарная остаточная ошибка аппроксимации экспериментальной ИПФ не превышает 0,01 %.

Влияние ОС на реализацию адаптивной лучевой терапии

Нормировка на светлое поле определяет величину ослабления интенсивности рентгеновского излучения, прошедшего через вещество, а также компенсирует пространственную неравномерность интенсивности излучения и статистические различия передаточных характеристик каналов ППД [8]–[11]. Для реализации методики адаптивной лучевой терапии электронные плотности тканей вычисляются на основании коэффициентов рентгеновского ослабления μ , которые, в свою очередь, определяются исходя из экспоненциального закона ослабления (2):

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}. \quad (2)$$

В общем случае коэффициент μ зависит от ряда факторов, в том числе от спектра излучения, и является интегральной величиной. Для измерения I_0 с достаточной точностью необходимо усреднение как минимум 128 кадров светлого поля.

Проведено измерение коэффициента ослабления μ твердой воды «Solid Water HE» («Gammex», США) в зависимости от толщины вещества при двух различных методиках измерения кадра светлого поля I_0 . В первом случае I_0 получен усреднением последовательно записанных кадров, во втором – записанных по методике с промежуточными считываниями, при которой для подавления влияния ОС после каждого засвеченного кадра считывались 25 темновых кадров [12].

Целью проведенного эксперимента являлась оценка влияния методики измерения кадра светлого поля I_0 на расчет коэффициента ослабления μ в условии влияния ОС детектора. Величина ослабленного веществом сигнала I измерялась на проекции, полученной при засветке единичным рентгеновским импульсом, следовательно, заведомо не подверженной влиянию ОС. Такой способ измерения позволяет провести независимую от условий получения проекции I оценку влияния усредненного кадра светлого поля I_0 на расчет μ . В режиме сбора проекций для выполнения томографии (засветка детектора непрерывной последовательностью импульсов, вызывающей возникновение ОС) полученная оценка применима исходя из предположения о полной коррекции ОС при обработке проекций программными средствами.

Параметры рентгеновского аппарата – 70 кВ, 15 мА, 10 мс; фильтры рентгеновского излучения – 2 мм Al, 50 мкм Cu; скорость считывания кадров – 25 кадр/с, биннинг – 3². Перед ППД установлен свинцовый коллиматор с диаметром окна 2,5 мм с целью подавления влияния рассеянного излучения, измерение сигналов выполнено в проекции окна коллиматора.

Коррекция ОС с учетом пространственной неравномерности

Коррекция ОС с учетом пространственной неравномерности выполняется по алгоритму, использующему систему уравнений (1), при калибровке параметры b_n , a_n измеряются индивидуально для областей кадра размером 32 пикселя в длину и 32 пикселя в ширину. При данном размере отклонение сигнала в единичном канале от усредненного значения по области

не превышает 8 %, т. е. в пределах области ИПФ каналов допускаются постоянными. Увеличение размера области приводит к невозможности допущения постоянства ИПФ, а уменьшение – к резкому снижению точности измерения параметров b_n , a_n по причине высокого уровня шумов.

Сигнал анализировался в шестнадцати точках вдоль центрального столбца последнего засвеченного кадра, а также первого кадра после окончания засветки серией из 100 последовательных импульсов. При коррекции ОС в первом случае использовались параметры b_n , a_n , измеренные для локальных областей кадра, во втором – по усредненному сигналу всего кадра. К изображениям была применена нормировка на светлое поле.

Результаты

Факторы, определяющие величину ОС

Для скоростей считывания 15 и 5 кадр/с относительная величина ОС в первом кадре после засветки единичным импульсом составляет 1,5 и 2,1 % соответственно, при этом спад ОС до значения 0,1 % в обоих случаях происходит после считывания 6 кадров. Для режимов биннинга 1^2 и 3^2 относительная величина ОС в первом кадре после засветки единичным импульсом составляет 0,6 и 2,1 % соответственно.

Абсолютная величина ОС в первом кадре, считанном после единичной засветки, линейно возрастает с ростом сигнала засветки. Аналогичная линейная зависимость характерна и для последующих кадров, считанных после единичной засветки.

Пространственное распределение ОС на первом кадре, считанном после единичной засветки, представлено на рис. 1. В направлении столбцов прослеживается снижение с 1,5 до 0,7 % от центра к периферии кадра.

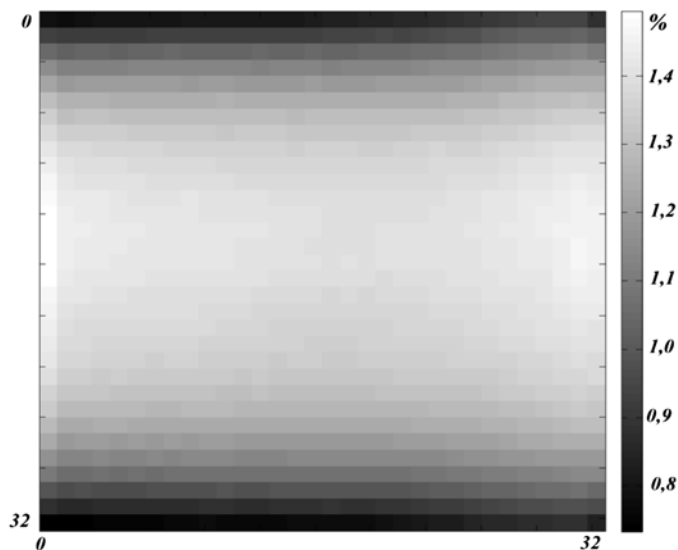


Рис. 1. Двумерное пространственное распределение относительной величины ОС на первом считанном кадре после единичной засветки

Величина ОС демонстрирует эффект накопления при засветке непрерывной последовательностью импульсов (табл. 1).

Таблица 1

Зависимость ОС в первом кадре после окончания засветки от числа предшествующих последовательно засвеченных кадров (значение ОС показано в процентах от сигнала первого засвеченного кадра серии)

Число предшествующих последовательно засвеченных кадров	1	5	10	100	1000
ОС, %	1,0	1,6	1,9	2,7	3,1

ОС при нормировке на светлое поле

Сигнал светлого поля в канале детектора при промежуточных и последовательных считываниях показан на рис. 2. Характерно проявление эффекта накопления ОС, приводящего к ошибке в 3,2 % измерения среднего значения сигнала светлого поля.

Зависимость коэффициента рентгеновского ослабления μ от толщины твердой воды показана на рис. 3. В теории, согласно формуле (2), величина μ должна быть постоянной при любой толщине ослабляющего вещества. Однако на практике наблюдается снижение оценки значения μ на 26 % для последовательных и на 12 % для промежуточных считываний с ростом толщины вещества от 1 до 20 см. Эффект объясняется совместным влиянием двух факторов: методики измерения сигнала светлого поля I_0 и ужесточения непрерывного спектра излучения при прохождении через слой ослабляющего вещества. Применение методики с промежуточными считываниями позволяет существенно снизить ошибку оценки μ при малой (до 8 см) толщине ослабляющего вещества. При дальнейшем увеличении толщины подавляющее влияние на оценку μ оказывает эффект ужесточения спектра.

Коррекция ОС

На рис. 4 показаны значения сигнала, нормированного на светлое поле, в сотом засвеченном кадре серии вдоль центрального столбца кадра. Сигнал показан до коррекции ОС, а также после коррекции по локальным и усредненным параметрам ИПФ. Были построены аналогичные профили сигнала для первого темного кадра после окончания засветки, демонстрирующие снижение нормированного сигнала с 2,5...3,0 до 0 %.

Заключение

В данной статье представлены результаты исследования эффекта ОС на примере модели детектора «PaxScan 4343 CB». В зависимости от режима съемки средняя величина ОС составляет 1...2 % от сигнала единичной засветки и возрастает до 3,0...3,5 % при множественных последовательных засветках. Существенный спад ОС происходит в момент считывания кадра. В статье показаны зависимости величины ОС от скорости считывания кадров, биннинга, интенсивности единичной и множественных засветок. Показана пространственная неравномерность ОС: в направлении столбцов прослеживается снижение с 1,5 до 0,7 % от центра к периферии кадра.

Результаты исследований являются основанием использования мультиэкспоненциальной математической модели ИПФ в алгоритме коррекции ОС. Представлено сравнение результатов коррекции изображений по пространственно-локализованным и усредненным по кадру параметрам ИПФ. В обоих случаях получен удовлетворительный результат как для последнего кадра динамической серии засветки (снижение нормированного сигнала с 103 до 100 %), так и для первого темного кадра после окончания засветки (снижение нормированного сигнала с 2,5...3,0 до 0 %). Учет пространственной неравномерности в алгоритме коррекции не дал ощутимого преимущества.

Подтверждена необходимость применения методики с промежуточными считываниями при калибровке усредненного кадра светлого поля. При последовательной записи кадров светлого поля ошибка усреднения, вызванная эффектом накопления ОС, достигает 3,2...3,6 %, что приводит к некорректному измерению коэффициента рентгеновского ослабления тканей пациента. Данный результат особенно важен при реализации методики адаптивной лучевой терапии.

Дальнейшее развитие работы будет направлено на оценку влияния используемой методики коррекции ОС на качество 3D-реконструкции. Также необходимой задачей является разработка методики учета эффекта ужесточения спектра при измерении коэффициентов рентгеновского ослабления тканей.

Работа подготовлена в рамках выполнения соглашения между Минобрнауки России и АО «НИИТФА» о предоставлении субсидии от 03.10.17 г. № 14.582.21.0011 «Создание и передача

на клинические испытания образца импортозамещающего комплекса лучевой терапии на базе инновационного оборудования (6 МэВ ускорителя и конусно-лучевого томографа)». Уникальный идентификатор соглашения RFMEFI58217X0011.

Список литературы:

1. Rod'ko I. et al. Development of a radiotherapy system based on 6 MeV LINAC and Cone-Beam computer tomograph // Atomic Energy. 2019. Vol. 125. № 5. PP. 292-296.
2. Starman J. Lag correction in amorphous silicon flat-panel x-ray computed tomography / PHD thesis. – Stanford University, 2011.
3. Di Sopra L. Geometric Misalignment Calibration and Detector Lag Effect Artifact Correction in a Cone-Beam Flat Panel micro-CT System for Small Animal Imaging / Master's thesis. – KTH, School of Technology and Health, 2015.
4. Hsieh J. Analysis of the temporal response of computed tomography fluoroscopy // Medical Physics. 1997. Vol. 24. № 5. PP. 665-675.

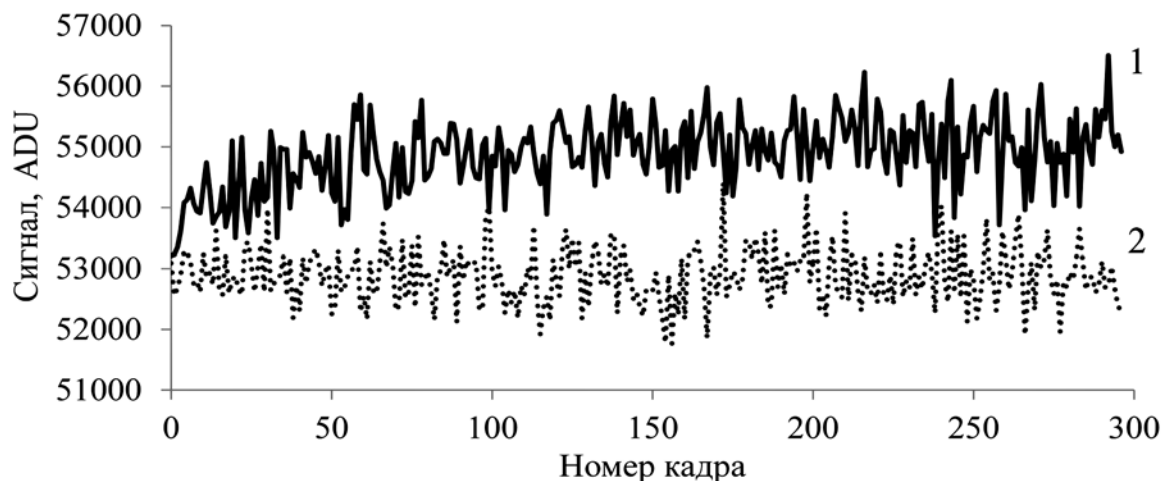


Рис. 2. Сигнал светлого поля в канале детектора при последовательных (1) и промежуточных (2) считываниях

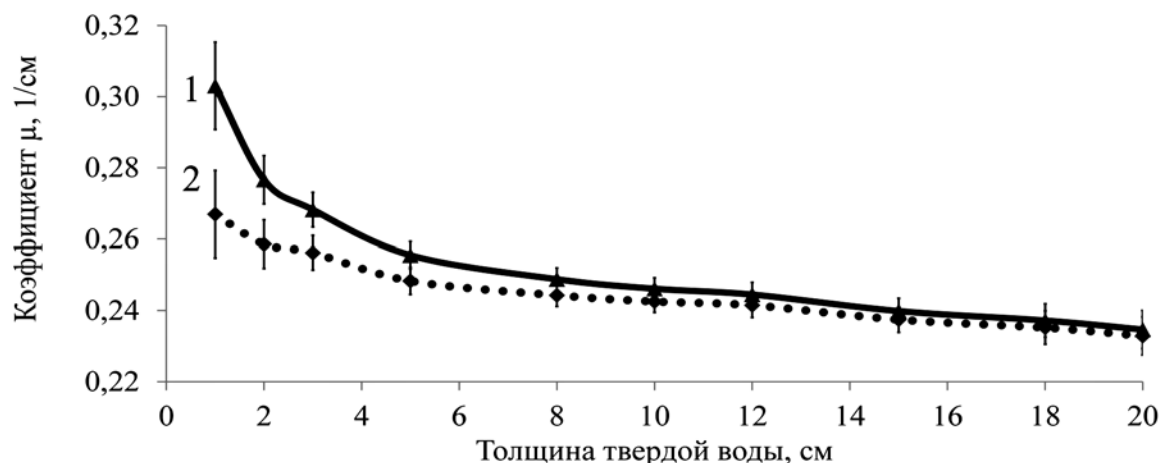


Рис. 3. Коэффициент рентгеновского ослабления при последовательных (1) и промежуточных (2) считываниях

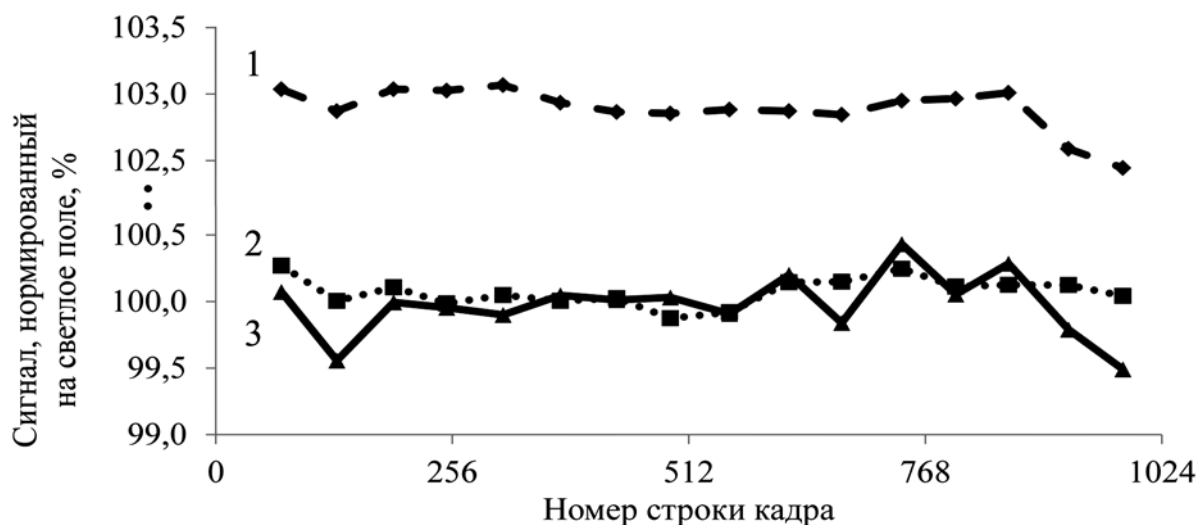


Рис. 4. Сигнал вдоль центрального столбца кадра до и после коррекции ОС:
1 – исходный с ОС; 2 – по локальным параметрам; 3 – по усредненным параметрам

5. *Rosas S.F.P.* Lag correction for Cone-Beam CT / Master's thesis. – Tecnico Lisboa, 2016.
6. *Sato H. et al.* Evaluation of image lag in a flat panel, detector equipped cardiovascular X-ray machine using a newly developed dynamic phantom // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2015. Vol. 16. № 2. PP. 366-375.
7. *Shaw C.C. (ed.)* Cone beam computed tomography. – Taylor & Francis, 2014. PP. 9-19.
8. *Клюев В.В., Соснин Ф.Р., Аертс В.* Рентгенотехника / Справочник. 2-е изд. – М.: Машиностроение, 1992. С. 9.
9. *Shafiei S.A., Hasanzadeh H.* A simple calculation method for determination of equivalent square field // *Journal of Medical Physics*. 2012. Vol. 37. № 2. PP. 107.
10. *Avakyan A.K., Zvestovskaya I.N., Lobzhanidze T.K., Polikhov S.A., Smirnov V.P.* Digital Flat Panel Detectors in Medical Imaging Systems // *Bulletin of the Lebedev Physics Institute*. 2018. Vol. 45. № 11. PP. 356-359.
11. *Keuschnigg P. et al.* Flat-Field Correction Pipeline for a Cone-Beam Computed Tomography Imaging Device with Independently Movable Source and Detector // *Med. Phys.* 2017. Vol. 44. № 1. PP. 132-142.
12. *Лобжанидзе Т.К., Полихов С.А., Авакян А.К.* Способ определения передаточных характеристик пикселей плоскопанельного детектора / Патент 2690105 РФ. № 2018137860. Заявл. 26.10.2018. Оpubл. 30.05.2019.
Артем Каренович Авакян,
ведущий инженер,
Ирина Леонидовна Дергачева,
ст. научный сотрудник,
Александр Александрович Еланчик,
ведущий инженер,
Татьяна Алексеевна Крылова,
руководитель проекта,
Тенгиз Константинович Лобжанидзе,
ст. научный сотрудник,
Степан Александрович Полихов,
руководитель проектного офиса,
Валентин Пантелеймонович Смирнов,
научный руководитель института,
АО «Научно-исследовательский институт
технической физики и автоматизации»,
г. Москва,
e-mail: AKAvakyan@niitfa.ru

*В.Э. Олейников, Ю.Г. Смирнов, А.В. Голубева,
Л.Ю. Кривоногов, В.А. Галимская, Е.А. Гундарев*

Оценка сократительной способности миокарда на основе технологий 2D- и 3D-Speckle Tracking

Аннотация

Раннее выявление повреждения миокарда у пациентов без клинической симптоматики является важным достоинством технологии определения деформации миокарда. В настоящем обзоре авторами рассмотрены современные аспекты оценки сократительной функции миокарда левого желудочка на основе ультразвукового исследования с дополнительными методиками. Преодолевая ограничения предыдущего метода – тканевой доплерографии, двухмерный и трехмерный speckle tracking позволяет быстро, в полуавтоматическом режиме с высокой воспроизводимостью определить деформации миокарда. Эти методы предоставляют уникальную информацию об ориентации волокон миокарда, что позволяет оценить новый параметр – деформацию площади, на что рекомендовано обратить внимание российским производителям ультразвукового оборудования. Дополнительно представлены ограничения и перспективы данных диагностических методов.

Введение

Изучение биомеханики сердца является важнейшим в познании функции всей сердечно-сосудистой системы в норме и при патологии. Ранее были предприняты попытки оценки функции миокарда на основе гемодинамических индексов. Однако они не нашли широкого применения, поскольку позволяют судить о сократимости сердца косвенно и обладают достаточно низкой прогностической ценностью. Внедрение некоторых методик (магнитно-резонансная томография, сцинтиграфия, тканевой доплер, методика speckle tracking) несколько улучшило оценку сократительной функции, так как они позволяют наблюдать движение структур сердца в реальном времени.

Знание анатомической структуры и трехмерной механики миокарда левого желудочка (ЛЖ) является ключевым для понимания и интерпретации трехмерной деформации в клинической практике. Стенка ЛЖ образована поперечными и продольными мышечными волокнами. Продольные волокна миокарда ЛЖ ориентированы в правую спираль в субэндокарде и левую спираль в субэпикарде, а поперечные волокна лежат между ними.

Эта сложная анатомическая структура миокарда объясняет различные закономерности деформации миокарда.

Изменение деформационных характеристик миокарда ЛЖ может быть признаком раннего обнаружения дисфункции

миокарда различной этиологии [1]. Их измерение позволяет провести топическую оценку поражения миокарда после перенесенного инфаркта, оценить эффективность реваскуляризационных вмешательств, сформировать прогноз для пациентов с сердечной недостаточностью [2].

Деформация миокарда и ее параметры

Когда две соседние точки миокарда движутся с разными скоростями, миокард меняет свою форму (деформируется). В противном случае миокард движется, но не деформируется. Когда скорость движения стенок миокарда известна, можно получить несколько параметров.

Смещение является интегралом скорости во времени:

$$d = \int_{T_0}^T v(t) dt.$$

Деформация и скорость деформации связаны с изменением формы ЛЖ.

Для одномерных деформаций, т. е. укорочения или удлинения, простейшим измерением является обычная, или лагранжева, деформация:

$$\epsilon(t) = \frac{L(t) - L_0}{L_0}.$$