

Aquilion ONE™ Многосрезовая (640 срезов) реконструкция с КТ динамического объёма

J. Blobel, H. de Vries, R. Irwan, J. Mews, Y. Ogawa

Введение

В компьютерной томографии (КТ) число рядов детекторов удваивалось ежегодно на протяжении последних восьми лет. Разрабатывались новые алгоритмы реконструкции изображений в соответствии с увеличением конусных углов рентгеновского пучка. Для системы Aquilion ONE™ (фирма Тошиба, Япония) был разработан усовершенствованный алгоритм трёхмерной реконструкции coneXact™. Он обеспечивает получение удвоенного числа изображений срезов при эффективном устранении артефактов.

Для улучшения пространственного разрешения и уменьшения количества артефактов в изображении другие производители разработали рентгеновские трубки со смещающейся в z-направлении фокальной точкой (FFS). Циклическое изменение положения фокуса даёт возможность получить двойной рентгеновский пучок, при этом количество данных от объекта, при двух направлениях проектирования, даёт увеличение количества срезов для вычисления на элементах детектора 2 : 1. После сбора данных от каждого из наборов элементов детектора серии полученных изображений перекрываются на величину, равную половине ширины детектора.

Одним из недостатков технологии FFS является увеличение лучевой нагрузки. Поскольку

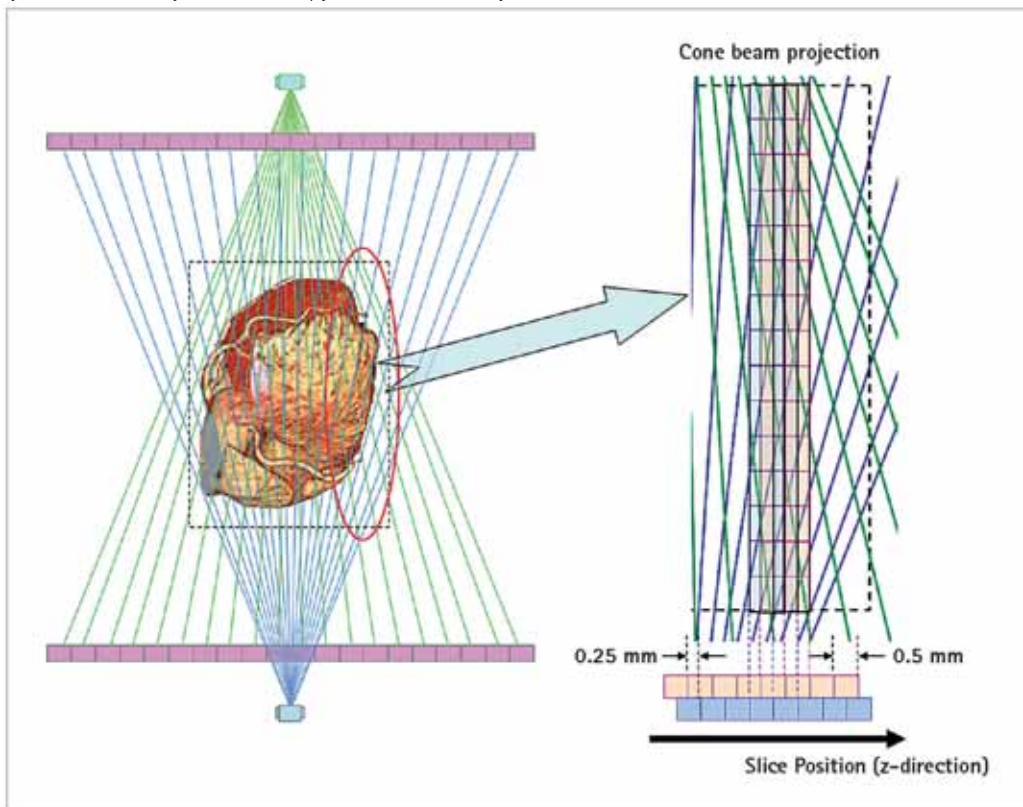
электронный луч переключается между двумя фокальными точками, каждый отсчёт среза получается в результате использования половины суммарной энергии, как это имеет место в обычных системах с одиночной фокальной точкой. Использование технологии FFS по сравнению с обычными системами требует более широкой коллимации рентгеновской трубки, что увеличивает лучевую нагрузку на пациента². Насколько мы знаем, в научных публикациях отсутствуют результаты специальных исследований, посвящённых использованию FFS с двойным источником в отображении сердца; толщина срезов 0.75 мм с интервалом реконструкции 0.5 мм в опубликованных данных не может обеспечить пространственное разрешение по оси Z менее 0.5 мм.

Для уменьшения лучевой нагрузки на пациента используется алгоритм реконструкции coneXact™, который является полноценной альтернативой FFS в плане улучшения пространственного разрешения при эффективном устранении структурных артефактов. Мы выполнили проверочные тестирования на фантомах, и они подтвердили пригодность и клинический потенциал этого алгоритма реконструкции при выполнении КТА сердца.

Реконструкция с количеством срезов 640

КТ сканер Aquilion ONE™ обеспечивает максимальный охват объёма протяжённостью 16 см по изоцентру с 320 рядами элементов детекторов при толщине 0.5

Рис. 1. Удвоение количества изображений срезов (розовый, синий) на базе трёхмерной реконструкции в режиме с удвоением количества срезов: 1- проектирование конусного пучка; 2- положение срезов (направление Z)



мм каждый. Алгоритм реконструкции coneXact™ был разработан для конусных углов³ вплоть до 15.2° с возможностью получения удвоенного числа срезов 640 с толщиной 0.5 мм и интервалом в 0.25 мм, что намного улучшило возможность обнаружения мелких структур (Рис. 1). Перед началом реконструкции изображений из сырых данных можно выбрать стандартный или с удвоением срезов режим, что позволит получить 320 или 640 срезов соответственно.

При использовании сырых данных со всех углов проектирования реконструируется огромная матрица объёмных данных, как показано на Рис. 1. Поскольку плотность трёхмерных сырых данных при сборе с конусным пучком (розовые и синие в примере на Рис. 1) очень велика, они реконструируются в виде 640 срезов. Двумерная реконструкция проиллюстрирована на Рис.1, реально же реконструкция трёхмерной матрицы данных для 640 срезов алгоритмом coneXact™ выполняется в трёх измерениях.

Результаты

Тестирование с использованием фантомов.

Тесты с фантомами проводились на системе Aquilion ONETM в медицинском центре университета Берлина Charite. Структура типа отверстий в кости с количеством рядов 8, диаметрами отверстий 0.31 - 0.50 мм и расстояниями между отверстиями 0.30 - 0.48 мм для тестирования в виде фантома была изготовлена под микроскопом. Для каждого ряда отверстий диаметр и расстояние между ними усреднялись, при этом каждому ряду приписывалась геометрически определённая разрешающая способность (Рис. 2а - 2b). Фантом для тестирования располагался со смещением 5.5 см оси Y линий центров отверстий по отношению к изоцентру. После одного оборота гентри с параметрами для рентгеновской трубки 120 кВ и 75 мАс, изображение одного и того же коронального среза реконструировалось в режиме с удвоением (предварительные установки: 0.5 SR-0.25) при количестве срезов 640 x 0.5 мм и в стандартном режиме - с количеством срезов 320 x 0.5 мм (предварительные установки: 0.5 - 0.5). Установки уровней окна в единицах Хаунсфилда после реконструкции этих наборов объёмных данных были одинаковыми. На Рис. 2 производится сравнение латеральной геометрической разрешающей способности для стандартного режима и режима с удвоением при фильтре реконструкции FC51, который обычно используется в протоколах для сканирования грудной полости. Этот фильтр даёт возможность получать максимальную разрешающую способность порядка 0.32 мм для режима с удвоением, при этом на Рис. 2b отдельно отображаются все пять отверстий в пределах 2.9 мм. Разделение отверстий диаметром 0.32 мм в режиме удвоения на Рис. 2b соответствует разрешению отверстий диаметром 0.49 мм в стандартном режиме (Рис. 2а). Это свидетельствует об улучшении разрешения отверстий примерно на 35% при использовании более совершенной методики реконструкции. Этот же результат действителен и для эксцентричных областей объёма, поскольку отверстия вместе с фантомом для тестирования были смещены от изоцентра на 5.5 см.

Примеры с пациентами

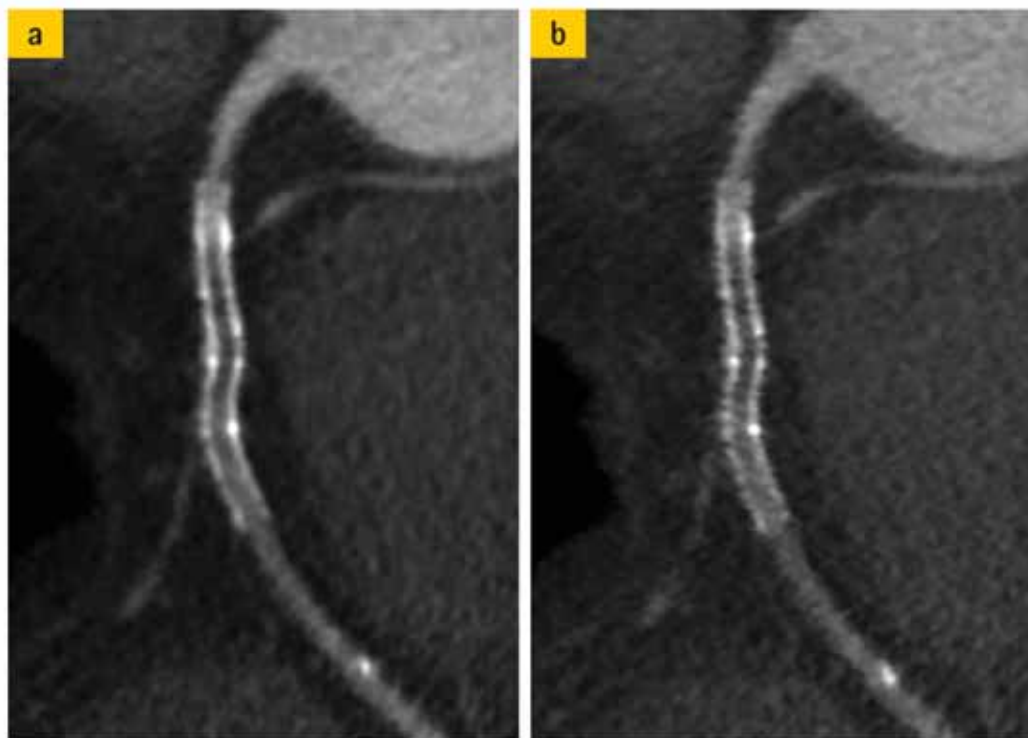
Намного труднее продемонстрировать улучшение качества изображения при реконструкции в режиме с удвоением для реальных обследований сердца,

Рис. 2. Корональные изображения тестового фантома с разрешающей способностью 0.32 мм и фильтром FC51 для: а) стандартного режима; в) режима с удвоением количества срезов



поскольку имеется взаимодействие и наложение пространственного и временного разрешения. Изображения пациентов в этом исследовании реконструировались с использованием стандартных фильтров для диагностического отображения стентов (Рис. 3), а также для количественных оценок кальцифицированных и некальцифицированных бляшек (Рис. 4). Могут использоваться фильтры QDS+ для уменьшения шума в изображении. Кроме использования клинически рекомендованных фильтров не производилось никакой дополнительной вторичной обработки изображений. На Рис. 3 сравниваются мультипланарные реконструкции (MPR) в стандартном режиме и режиме с удвоением на примере первого пациента (протокол сканирования: один удар сердца, KTA с

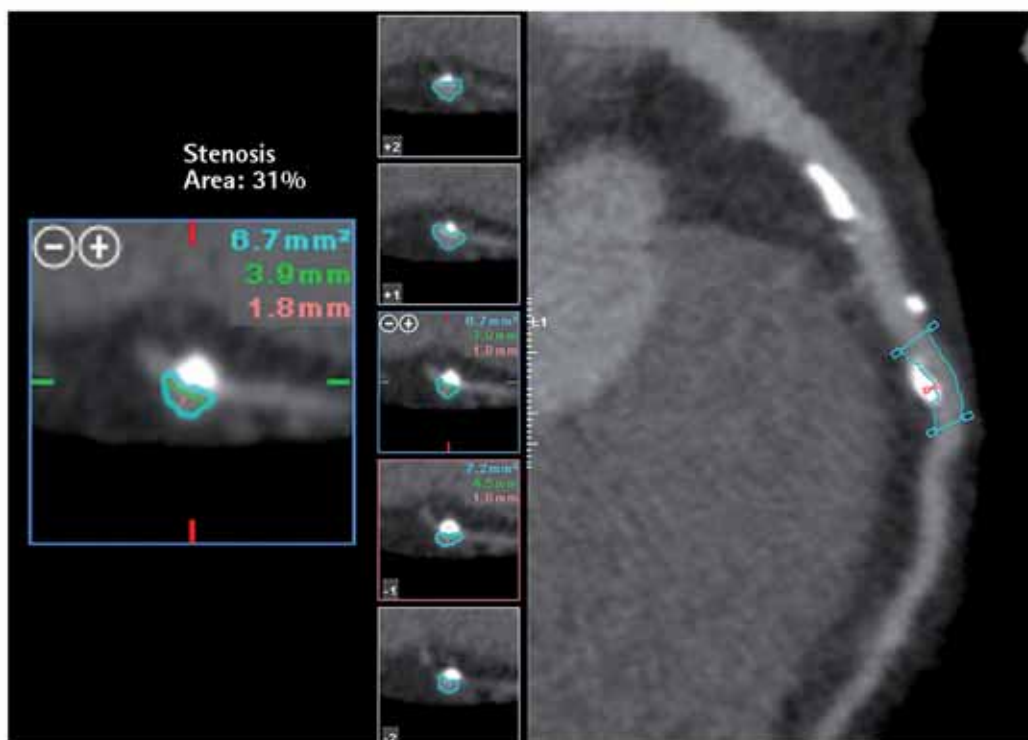
Рис. 3. MPR вдоль кривой поверхности стента 2.5 мм в RCA при а) стандартном режиме и в) режиме с удвоением (пациент 1)



перспективной синхронизацией в точке 65% интервала RR, DLP = 277 мГр*см, E = 3.9 мЗв с коэффициентом преобразования $k = 0.014$ мЗв/мГр/см для данного обследования⁷⁾ при использовании универсального фильтра для сердца. Все остальные параметры для обеих реконструкций одного и того же набора объёмных данных были одинаковыми. Более подробное изображение стента

диаметром 2.5 мм в RCA получено в режиме с удвоением (Рис. 3b) по сравнению с изображением стандартного режима (Рис. 3a). Места состыковки стента на Рис. 3b в режиме с удвоением показывают улучшение качества изображения бьющегося сердца. Использование режима с удвоением в клинической практике не требует дополнительного облучения пациента по сравнению со стандартным режимом,

Рис. 4. Область стеноза со степенью 31% в режиме с удвоением (пациент 2)



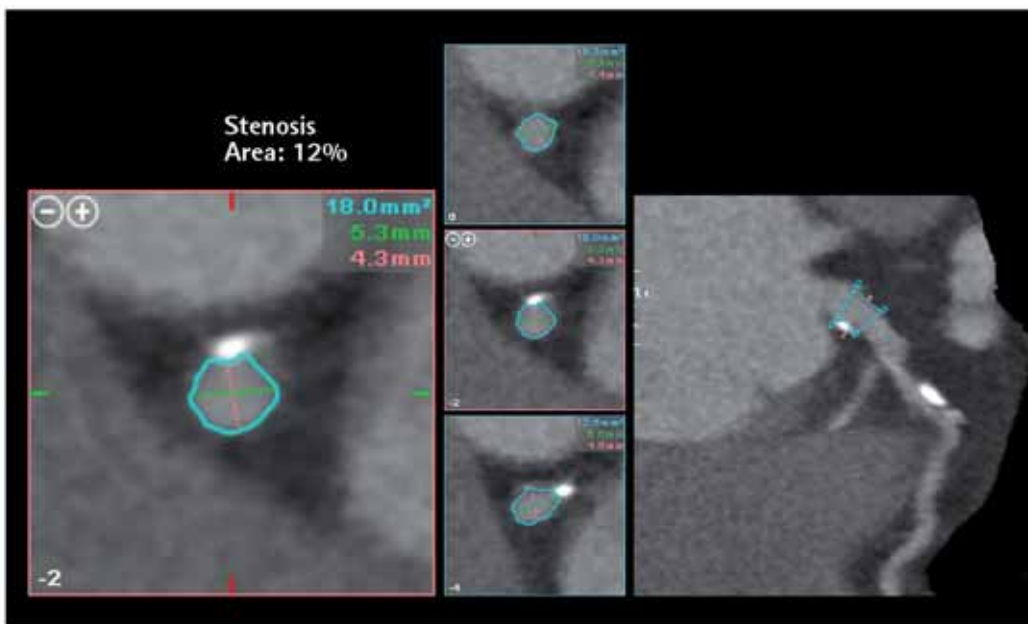


Рис. 5. Область стеноза 12% определена в режиме с удвоением (пациент 3)

поскольку более подробное отображение деталей компенсирует небольшую разницу в уровнях шума. Повышение пространственного разрешения в режиме с удвоением помогает также минимизировать переоценку степени стеноза. Такая переоценка была качественно описана^{4,5}, но количественные данные при этом отсутствуют⁶. При мультипланарной реконструкции левой коронарной артерии (LAD) в обследовании пациента 1 (протокол сканирования: один удар сердца, КТА с перспективной синхронизацией в точке 65% интервала RR, DLP = 271 мГр*см, E = 3.8 мЗв) на основе анализа поперечного сечения была установлена степень стеноза 31%. На Рис. 4 показаны три сосудистые бляшки, при этом использовался режим с удвоением, который обеспечил уменьшение величины переоценки степени стеноза при использовании стандартного фильтра для обследований сердца. У второго пациента (протокол сканирования: один удар сердца, КТА с перспективной синхронизацией в точке 65% интервала RR, DLP = 271 мГр*см, E = 3.8 мЗв) резкое очерчивание бляшки с диаметром 1 мм в проксимальном сегменте LAD (Рис. 4) позволяет в результате уменьшения эффекта распычатости провести точную количественную оценку стеноза с результатом 12% от всей области. Научное количественное сравнение режима с удвоением и результатами количественной коронарной ангиографии (QCA) пока ещё отсутствует ввиду того, что эта методика реконструкции появилась всего несколько недель тому назад.

Резюме

При тестировании на фантомах реконструкция изображений в режиме с удвоением позволяет различать в z-направлении отверстия диаметром до 0.32 мм. Методика режима с удвоением улучшает разрешение мелких структур при различных сочетаниях фильтров на 35% по сравнению с реконструкцией в стандартном режиме. Тестирование на фантомах подтвердило это улучшение качества изображения при использовании стандартного фильтра для клинической практики FC5 1. Примеры с пациентами подтверждают улучшение качества изображений, особенно для высококонтрастных объектов типа структурных составляющих бляшек и отображения стентов в диагностической кардиологии. Эффект

распычатости и его отрицательное влияние на оценку степени стеноза заметно уменьшен, а временное разрешение 175 мс не вызывает дополнительной распычатости. При использовании режима с удвоением для компенсации небольших различий уровней шума нет необходимости в увеличении мощности излучения по сравнению со стандартным режимом.

Оба пациента обследовались в один день с выполнением тестирования на фантоме в медицинском центре университета Берлина Charite при использовании стандартной методики обработки изображений с 640 срезами, которая была описана выше. Данный алгоритм является одинаково успешным при использовании для других областей тела, которые требуют аналогичных технических решений.

Ссылки

References

- 1 T Flohr, K Stierstorfer, R Raupach, S Ulzheimer, H Bruder; Performance Evaluation of a 64-Slice CT System with z-Flying Focal Spot; Fortschr Röntgenstr 2004; 176; p: 1803-1810.
- 2 M Kachelrieß, M Knaup, Ch Penßel, WA Kalender; Flying Focal Spot (FFS) in Cone-Beam CT; Institute of Medical Physics (IMP), University of Erlangen-Nürnberg, Germany; Poster RSNA 2005; download at www.imp.uni-erlangen.de.
- 3 A Katsevich, K Taguchi, AA Zamyatin; Formulation of Four Katsevich Algorithms in Native Geometry; IEEE Trans. Medical Imaging 25:855-868, 2006.
- 4 A Ascarelli, M Francone, M Mangia, I Iacucci, F Vasselli, G Tanzilli, E Mangeri, C Gaudio, C Catalano, R Passariello; Accuracy of 64-row multidetector computed tomography (64-MDCT) in quantification of coronary artery stenosis: comparison between visual estimation and semi-automatic (SA) analysis in reference to selective coronary angiography (SCA); e-Poster: P133; Congress: ESCR 2007.
- 5 A W Leber, T Johnson, A Becker, F von Ziegler, J Tittus, K Nikolaou, M Reiser, G Steinbeck, CR Becker, A Knez; Diagnostic accuracy of dual-source multi-slice CT- coronary angiography in patients with an intermediate coronary angiography in patients with an intermediate pretest likelihood for coronary artery disease; European Heart Journal, Advanced Access published July 21, 2007.
- 6 A Aldrovandi, A Menozzi, F Ugo, D Lina, E Maffei, A Palumbo, M Fusaro, F Cademartiri, D Ardissino; Multislice computed tomography for coronary plaque detection in patients with acute myocardial infarction with non significant coronary artery disease; e-Poster: P4318; Congress: ESC 2008.
- 7 J Valentin; Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT); Annals of the ICRP, Publication 102, Vol 37, 1 (2007)