

Режим удвоения количества срезов для реконструкции КТ изображений

Введение

В области компьютерной томографии (КТ) некоторые производители представили в последнее время технологии, которые позволяют улучшить пространственное разрешение в продольном направлении. Была разработана новая технология coneXact™, которая позволяет удвоить количество срезов на оборот гентри без потери половины квантов для интенсивности сигнала на считывание среза, как это было с методикой смещающегося фокуса. В результате минимизируются эффекты частичного объёма, что позволяет получать подробные MPR изображения при сохранении возможности обнаружения деталей со сверхнизким контрастом¹. Далее мы проведём обсуждение этой технологии, которая позволяет улучшить качество изображений в направлении оси Z и обеспечить диагностическое отображение запястья и пирамиды височной кости при использовании КТ сканера фирмы Toshiba Aquilion™CX (Toshiba Medical Systems, Япония). Режим удвоения срезов с толщиной 0.5 мм и интервалом 0.25 мм позволяет гораздо лучше обнаруживать сверхтонкие структуры.

Реконструкция изображений в режиме с удвоением срезов

Алгоритм реконструкции coneXact используется с увеличенными конусными углами пучка для выполнения объёмного сканирования и основывается на трёхмерной методике фильтрации обратной проекции².

С использованием сырых данных от всех углов проектирования реконструируется объём, из которого теоретически может генерироваться неограниченное количество аксиальных изображений с использованием сырых данных от их окружения, как показано на Рис. 1. Усовершенствованный алгоритм coneXact при поперечном охвате детектора 32 мм (Aquilion CX с 64 рядами 0.5 мм элементов в детекторе) генерирует 128 оригинальных срезов за оборот с интервалом 0.25 мм (Рис. 2). Перед выполнением реконструкции изображений из сырых данных можно выбрать стандартный или с удвоением срезов режим, который даст 64 или 128 срезов.

Результаты

1. Тестирование на фантоме

Были проведены тестирования на фантомах с использованием клинических протоколов. В фантомах были высверлены ряды отверстий с диаметрами 0.31 - 0.50 мм и расстояниями между отверстиями 0.30 - 0.49 мм. Размер отверстий и расстояние между ними были проверены при помощи микроскопа. Для каждого ряда отверстий вычислялись средний диаметр отверстий и среднее расстояние между ними (Рис. 3). После одного оборота гентри с параметрами на рентгеновской трубке 120 кВ, 75 мАс из одних и тех же данных в идентичных положениях были сгенерированы изображения коронарных срезов в стандартном режиме

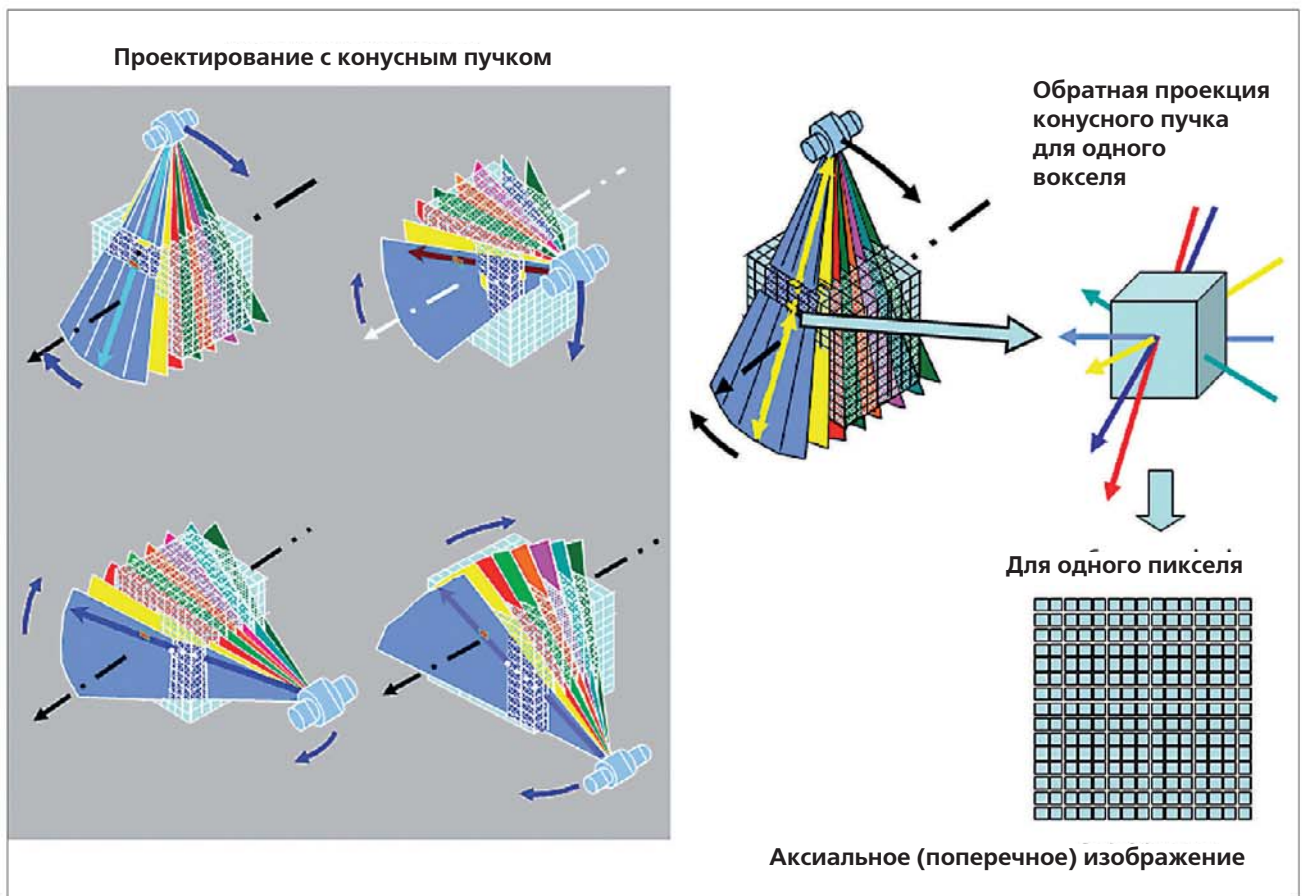
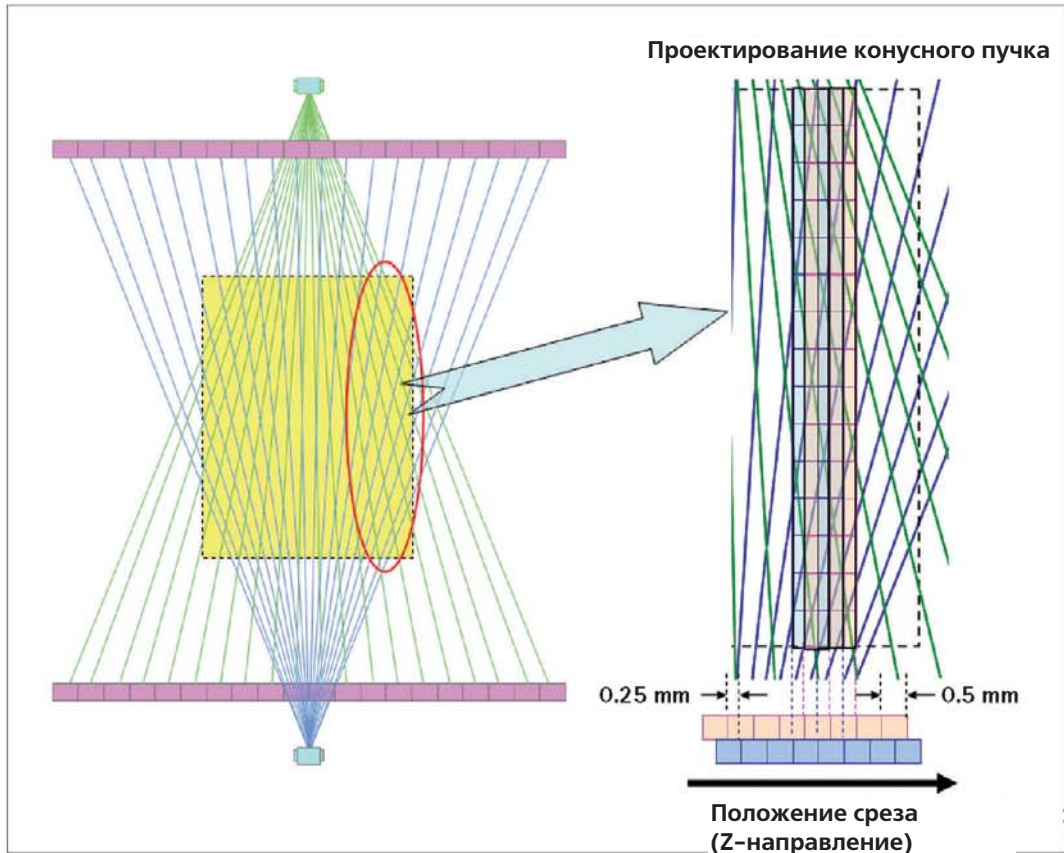


Рис. 1. Принцип реконструкции с использованием алгоритма coneXact на основе вычисления матрицы при работе с КТ сканером Aquilion CX

Рис. 2. Принцип удвоения количества срезов изображений с использованием алгоритма coneXact



(предварительные установки: 0.5-0.5) и режиме с удвоением срезов (предварительные установки: 0.5-0.25). Установки ширины и уровня окна на изображениях для обоих объёмов данных были одинаковыми. Оба изображения сравнивались с обычными TCOT реконструкциями после использования протокола спирального сканирования пирамиды височной кости (120 кВ, 75 мАс, питч-фактор 0.64, срезы 64 x 0.5 мм). Все изображения реконструировались со стандартным для органов ядром реконструкции FC30 для мелких костных структур. На Рис. 3а и 3б производится сравнение латеральной разрешающей способности отверстий в фантоме при стандартном режиме и режиме с удвоением срезов после сканирования объёма. В режиме с удвоением имеется возможность разрешения отверстий диаметром 0.34 мм, а в стандартном - 0.49 мм, что составляет различие примерно в 44%. Считается, что многосрезовое спиральное сканирование даёт лучшее качество изображений по сравнению с односрезовым сканированием в результате повышения разрешающей способности по оси Z. Для достижения высокого пространственного разрешения при спиральном сканировании необходимо выбирать питч-фактор, который обеспечивает перекрытие. При малом значении питч-фактора спирального сканирования и реконструкции TCOT (толщина срезов 0.5 мм, интервал реконструкции 0.3 мм) разрешающая способность отверстий в том же фантоме составляет 0.37 мм, как показано на Рис. 3с. Различие в латеральной разрешающей способности отверстий между режимами спирального и обычного сканирования составляет примерно 32%.

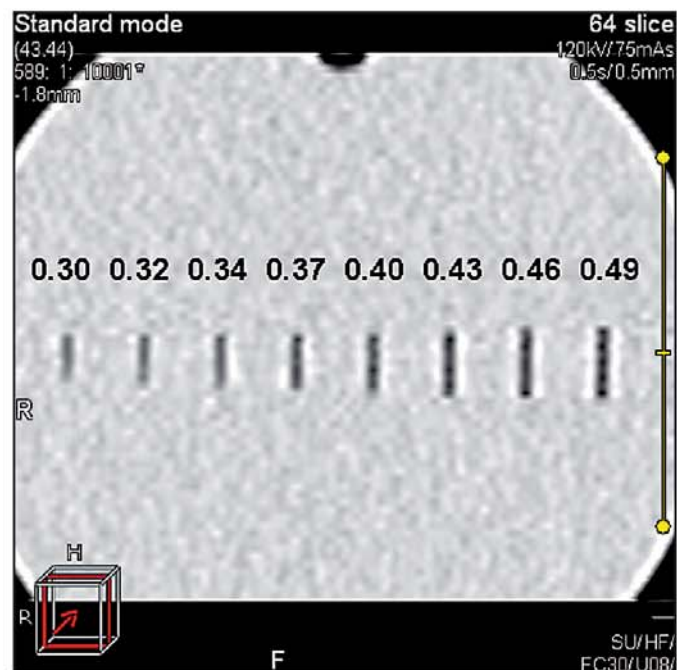


Рис. 3а. Изображение коронального среза фантома с разрешением 0.49 мм в стандартном режиме

Шум в изображении измерялся в шести областях интереса (ROI) на идентичных изображениях коронального среза. Средние значения в корональных срезах толщиной 0.5 мм составили 23.4 HU в стандартном режиме, 24.9 HU в режиме с удвоением срезов и 19.1 HU в спиральном режиме. Различия в уровнях шума между режимами объёмного и спирального сканирования вызвано различием в значениях мАс (75 мАсэф. относительно 117 мАсэф.). Значения CTDIvol составили 15.4 мГр и 25.0 мГр соответственно - разница 62% в пользу объёмного сканирования.

В результате этических соображений недопустимым является сканирование пациента два раза. Поэтому мы сравнивали качество изображений режима с удвоением срезов (120 кВ, 50 мАс, FC30, CTDIvol = 10.3 мГр) и спирального режима (120 кВ, 40 мАс, pitch-фактор 0.64, FC30, CTDIvol = 12.8 мГр) с использованием фантома имитирующего запястье. На Рис. 4а и 4б показано улучшение резкости деталей в режиме удвоения срезов с использованием ядра реконструкции FC30.

В заключение, результаты тестов при использовании фантомов с отверстиями и фантома, имитирующего запястье, в практических условиях подтверждают улучшение качества изображений в режиме реконструкции с удвоением срезов.

В заключение, результаты тестов при использовании фантомов с отверстиями и фантома, имитирующего запястье, в практических условиях подтверждают улучшение качества изображений в режиме реконструкции с удвоением срезов.

2. Примеры обследований пациентов

Всесторонняя оценка структур пирамиды височной кости требует высококачественных изображений с высоким разрешением^{3,4}. Поэтому для таких структур необходим особый усовершенствованный подход, который может реализовываться в результате использования новых поколений КТ систем и их прикладных технологий для представления соответствующей анатомической структуры с

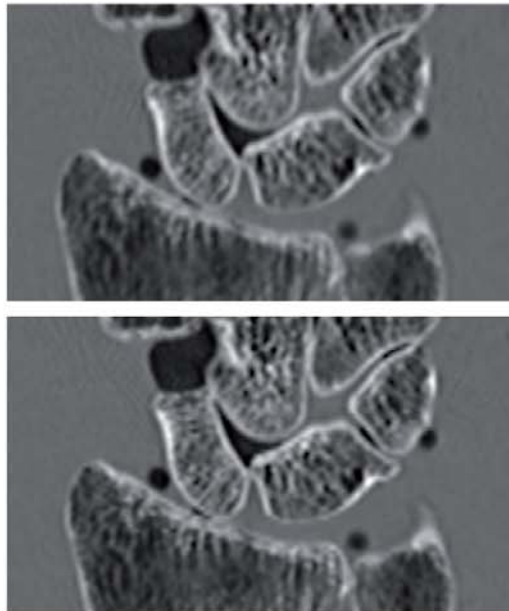


Рис. 4. Корональные изображения фантома, имитирующего запястье, в спиральном режиме (вверху) и режиме с удвоением срезов (внизу)

подтверждением качества изображений. В первом примере производилось сравнение изображений мультипланарных реформатирований (MPR) в стандартном режиме и режиме с удвоением срезов пирамиды височной кости при обследовании пациента (протокол сканирования: 120 кВ, 75 мАс, DLP = 49.2 мГр*см, E = 0.10 мЗв с k = 0.0021 мЗв/мГр/см)⁵. Реконструкции выполнялись с ядром высокого разрешения FC30. Все параметры для обеих реконструкций из одного и того же объёма данных были идентичными. При сравнении режима со стандартными срезами (Рис. 5а) и режима удвоения срезов (Рис. 5б) супраструктура стремечка с измеряемыми диаметрами сегментов 0.3 мм отображалась лучше на Рис. 5б.

При использовании того же протокола сканирования и ядра реконструкции, что и раньше, во втором примере для режима с удвоением срезов показан измеренный

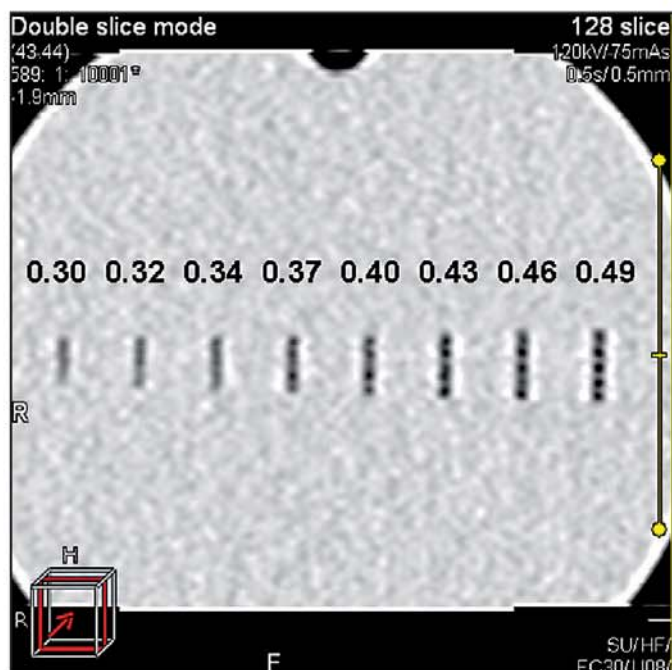


Рис. 3б. Изображение коронального среза тестового фантома с разрешающей способностью 0.34 мм в режиме с удвоением

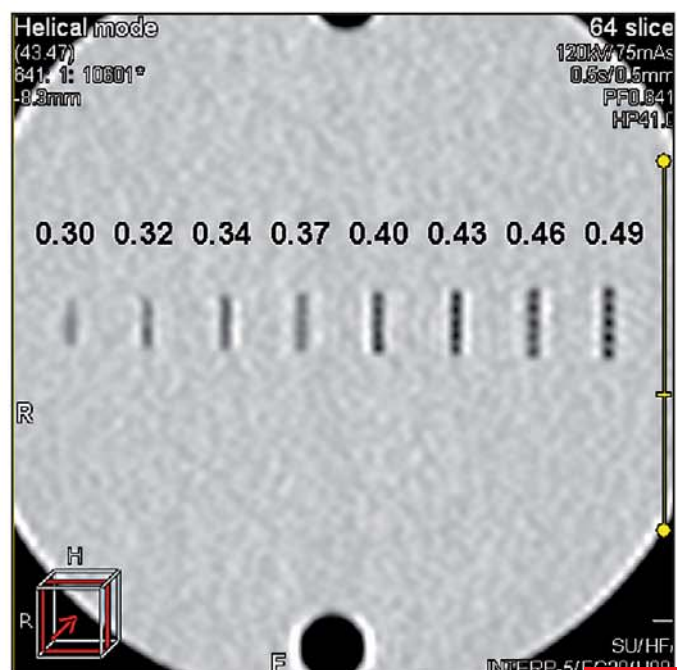
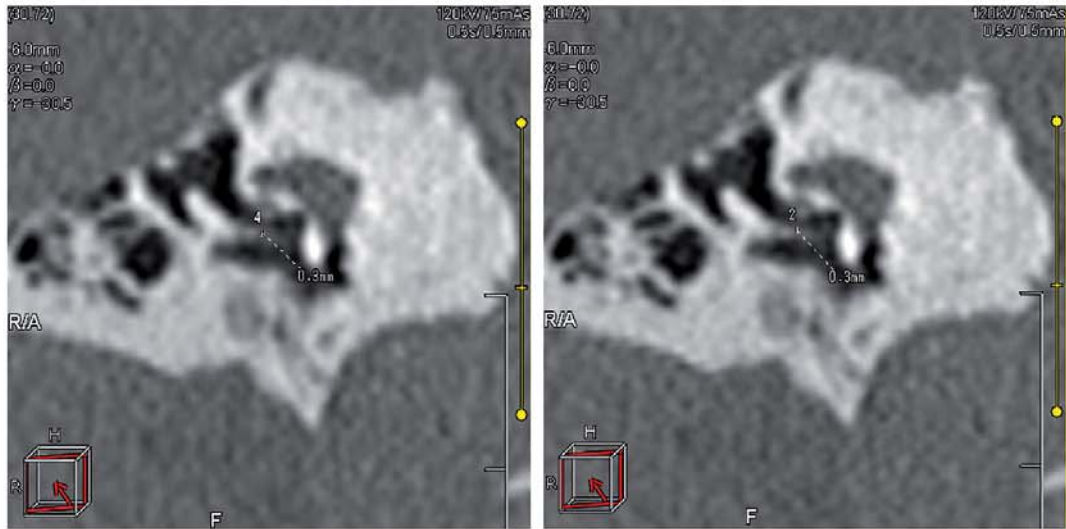


Рис. 3с. Изображение коронального среза тестового фантома с разрешающей способностью 0.37 мм в спиральном режиме

Рис. 5. Сравнение супраструктуры стремечка с диаметром измеряемых сегментов 0.3 мм в стандартном режиме (слева) и режиме с удвоением срезов (справа)



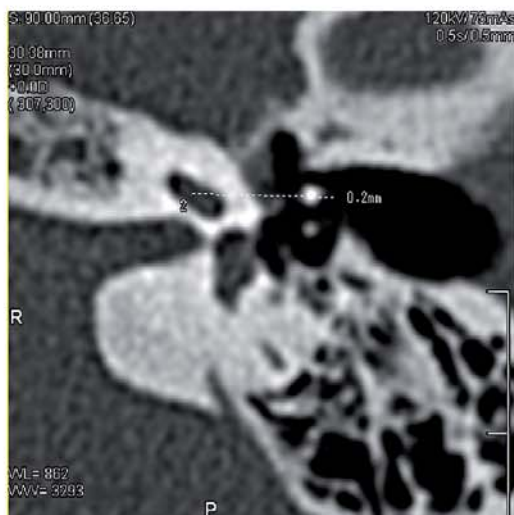
анатомический диаметр интерскалярной мембраны 0.2 мм, который визуализируется в виде чёткой структуры в диапазоне со средним контрастом (Рис. 6). Этим продемонстрирован повышенный диагностический потенциал в обнаружении окостенения лабиринта.

Резюме

Тестирование на фантоме с отверстиями показало увеличение разрешающей способности при реконструкции изображений в режиме с удвоением срезов. При этом различие со стандартным режимом составило примерно 44%, а со спиральным режимом примерно 9%. Разрешающая способность для фантома с отверстиями составила 0.34 мм в режиме с удвоением срезов, 0.49 мм в стандартном режиме и 0.37 мм в спиральном режиме при использовании клинически обоснованного ядра FC30 для

всех режимов. Однако, применение специального технического ядра даёт ещё более высокое значение пространственного разрешения. С использованием функции удвоения срезов алгоритма coneXact пространственное разрешение и качество изображений улучшается. В то же время, для режима объёмного сканирования требуется гораздо меньшая доза. Высокая разрешающая способность латеральных структур, которая составила 0.34 по отверстиям фантома, обеспечивает хорошую визуализацию важных патоанатомических сверхмелких деталей, как показано в трёх примерах на запястье, супраструктуре стремечка и интерскалярной мембране. Отображение пирамиды височной кости является диагностической задачей с высоким контрастом, поэтому резонным для реконструкции является использование низкой эффективной лучевой нагрузки на пациента порядка 0.10 мЗв с использованием алгоритма coneXact и режима удвоения срезов.

Рис. 6. Измерение интерскалярной мембраны с диаметром 0.2 мм (режим удвоения срезов)



Acknowledgement

We would like to thank Dr R Klingebiel and Dr HC Bauknecht (Charité Berlin, Germany) for their kind support and clinical explanations.

References

- 1 J Blobel, H de Vries, R Irwan, J Mews, Y Ogawa; 640 Multislice Reconstruction with the Dynamic Volume CT; VISIONS 2009; 13:16-19 (ISSN 1617-2876).
- 2 A Katsevich, K Taguchi, AA Zamyatin; Formulation of Four Katsevich Algorithms in Native Geometry; IEEE Trans Medical Imaging 25:855-868, 2006.
- 3 R Klingebiel, HC Bauknecht, P Rogalla, U Bockmühl, O Kaschke, M Werbs, R Lehmann; High-resolution Petrous Bone Imaging Using Multi-slice Computerized Tomography; Acta Otolaryngol 2001; 121: 632-636.
- 4 R Klingebiel, HC Bauknecht, O Kaschke, M Werbs, B Freigang, H Behrbohm, P Rogalla, R Lehmann; Virtual endoscopy of the Tympanic Cavity Based on High-resolution Multislice Computed Tomographic data; Otolology Et Neurotology. Vol 22, No 6, 2001:803-807.
- 5 J Valentin; Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT); Annals of the ICRP, Publication 102, Vol. 37, 1 (2007).