

12. Jena – A Semantic Web Framework for Java, 2010 [Электронный ресурс, англ.]: <<http://jena.sourceforge.net/>>.
13. The HyperGraph Homepage, 2003 [Электронный ресурс, англ.]: <<http://hypergraph.sourceforge.net/>>.
14. *Munzner T.* 3D Hyperbolic Quasi-Hierarchical Graphs., 2003 [Электронный ресурс, англ.]: <http://graphics.stanford.edu/papers/munzner_thesis/html/node8.html>.
15. Система пользовательского поиска, 2010 [Электронный ресурс, русск.]: <<http://www.google.com/cse/>>.
16. *Муромцев Д. И., Баландин Е. А., Катков Ю. В., Починок И. Н.* Опыт использования онтологий верхнего уровня при проектировании базы знаний музея оптических технологий // Материалы Всеросс. Конф. „Знания – Онтологии – Теории“ (ЗОНТ-09). Новосибирск, 2009. Т. 1. С. 165—172.

Сведения об авторах

- Дмитрий Ильич Муромцев** — канд. техн. наук, доцент; Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра проектирования компьютерных систем; E-mail: mouromtsev@mail.ifmo.ru
- Владимир Андреевич Горовой** — ассистент; Высшая школа менеджмента Санкт-Петербургского государственного университета, кафедра информационных технологий в менеджменте; E-mail: a.malinin@gmail.com
- Алексей Николаевич Злобин** — аспирант; Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра проектирования компьютерных систем; E-mail: alexey.zlobin@gmail.com
- Юрий Валериевич Катков** — аспирант; Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра проектирования компьютерных систем; E-mail: ganqturgon@gmail.com
- Ирина Николаевна Починок** — аспирант; Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, кафедра проектирования компьютерных систем; E-mail: i.pochinok@gmail.com

Рекомендована кафедрой
проектирования компьютерных систем
СПбГУ ИТМО

Поступила в редакцию
08.02.10 г.

УДК 681.3

С. В. КУЛЕШОВ

МЕТОД 3D-КОМПРЕССИИ ДАННЫХ РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Предлагается алгоритм компрессии данных компьютерной томографии для создания банков данных томографических исследований и телемедицины. Приводятся схема построения компрессора/декомпрессора и результаты экспериментальной оценки его эффективности.

Ключевые слова: компрессия данных, кодек, компьютерная томография, 3D-данные.

Введение. Современная томография базируется на использовании серии слоев объекта (двумерных измерений, сделанных под различными углами), позволяющих определить его трехмерную структуру. Такой тип данных может быть сформирован с использованием различного оборудования, в том числе рентгеновских систем и электронных микроскопов.

Одним из наиболее распространенных видов томографических данных являются данные компьютерной томографии, полученные в результате исследований, проводимых на рентгеновском томографе. В типичном случае такие данные представляют собой набор томограмм (слоев) общим числом до нескольких сотен, при этом каждая томограмма является полутоновым

изображением, целочисленные значения яркости точек которого соответствуют относительным плотностям тканей в плоскости сканирования (в единицах Хаунсфилда) [1]. Пример томограммы (одного слоя) приведен на рис. 1. Томографические данные одного исследования, полученные на современных сканерах, могут иметь объем в несколько гигабайт [2].



Рис. 1

Обеспечить долгосрочное хранение (архивирование) и передачу томографических данных, а также удаленный доступ к ним можно путем компрессии (сжатия) данных. Имеющиеся алгоритмы и реализованные на их основе программы ориентированы главным образом на сжатие изображений типа цветных фотографий и не могут быть эффективно использованы для сжатия изображений типа томограмм. Наибольшее распространение получили алгоритмы сжатия цветных изображений с потерями (стандарт JPEG), но эта группа алгоритмов в принципе не применима к задачам, в которых требуется обеспечить сжатие без потерь. Сжатие без потерь может быть осуществлено в рамках стандарта JPEG2000, однако алгоритмы, реализующие этот стандарт, не являются томографически-ориентированными, не учитывают специфику томографических данных и, как следствие, не могут обеспечить высокий коэффициент сжатия и необходимые функциональные свойства.

Все сказанное означает, что задача разработки эффективных методов и алгоритмов сжатия томографических данных является в высшей степени актуальной. Большинство известных методов компрессии объемных томографических данных основаны на реконструкции объемного представления как серии двумерных массивов, причем обработка каждого двумерного массива производится независимо, что ведет к нарушению связности локальных областей. Так, например, методы, разработанные в Институте проблем передачи информации РАН (Москва) [3] основаны на дискретном вейвлет-преобразовании, применяемом к каждому срезу, и обеспечивают компрессию в 1,9—3,0 раз.

В ряде известных алгоритмов процедура сжатия осуществляется за счет устранения корреляционной зависимости между последовательными двумерными массивами (слоями). Так, существуют примеры комплексного подхода к передаче биологических данных [2], основанного на использовании совокупности различных методов (реконструкции объекта, использовании форматов MPEG, использовании распределенных сервисов и др.)

Здесь следует отметить, что для медицинских исследований требуется сохранение локальных особенностей данных. Обработка многомерных данных в виде плоскостного послойного сканирования массивов не обеспечивает трехмерной связности (не обеспечивается изотропия многомерных данных). Соответственно потенциально более эффективными являются методы, основанные на сохранении локальных особенностей данных (обеспечивающие трехмерную связность данных).

Описание метода. На общей схеме обработки томографических данных (рис. 2) показано место компрессора/декомпрессора (кодека) в потоке данных, получаемых с использованием компьютерного томографа. Кодек не зависит от аппаратной составляющей сканера, так

как реализует стандартный формат данных DICOM, который поддерживается основными производителями медицинского оборудования и медицинского программного обеспечения.

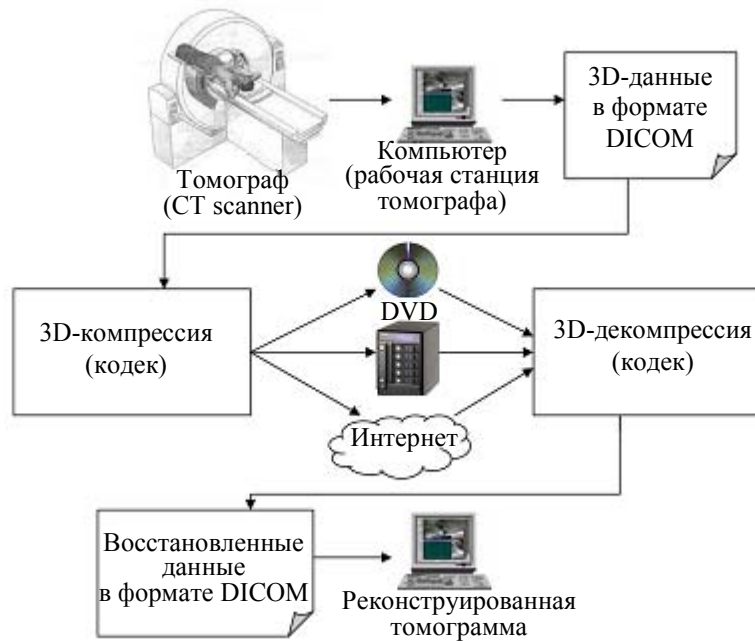


Рис. 2

Реализация предлагаемого метода компрессии осуществляется по схеме, сходной с форматом True3D Vision п [4]. Метод основан на разбиении трехмерного (3D) пространства томографических данных (объединенной последовательности срезов) на равные элементы, состоящие из $N \times N \times N$ точек, при этом компрессия каждого из элементов осуществляется независимо (рис. 3); N может быть иметь значения 4, 8, 16 в зависимости от реализуемого алгоритма, что влияет на степень компрессии и скорость обработки данных.



Рис. 3

На первом этапе выполняется нормализация данных (здесь используется терминология, принятая в работе [5]), т.е. преобразование данных, характеризуемое следующими свойствами:

- возможностью взаимно-однозначного обратного восстановления;
- способностью к квантованию (загрублению некоторых элементов пространства данных, т.е. уменьшению количества различных состояний элемента, или их исключению в целях уменьшения битового объема);
- получение данных, обладающих способностью к компрессии, с использованием методов вторичного сжатия [6].

В качестве алгоритмов нормализации могут быть использованы ассоциативно-пирамидальная развертка [7], многомерное дискретное косинусное преобразование [6] и ряд других алгоритмов, обладающих указанными свойствами.

Этап квантования повышает степень компрессии данных в случае, если задача допускает сжатие с потерями [5] (при компрессии томографических данных это приводит к появлению дополнительных артефактов на изображении). Квантование позволяет представить данные с минимально достаточной точностью, которая обеспечивает требуемый уровень качества изображения.

После этапов нормализации и квантования с помощью алгоритмов вторичного сжатия осуществляется компрессия полученных данных. Экспериментально были апробированы алгоритмы Хаффмана, арифметического кодирования, кодирования длинных последовательностей (RLE) и алгоритм сжатия на основе терминальных программ [8].

Наилучшие результаты были получены при следующей схеме построения кодека:

— *размер элемента 3D-пространства данных*: $16 \times 16 \times 16$ (в случае необходимости увеличения скорости вычисления рекомендуется использовать элементы $8 \times 8 \times 8$);

— *алгоритм нормализации данных*: трехмерное дискретное косинусное преобразование (3D DCT) с последующей разверткой с использованием зигзаг-сканирования;

— *квантование*: подбирается экспериментально в соответствии с конкретной задачей;

— *вторичное сжатие*: арифметическое кодирование.

Сжатая битовая последовательность может быть дополнена маркерами, обозначающими каждый из элементов, что увеличивает помехозащищенность в задачах передачи томографических данных в телемедицине (в случае ошибки будет утерян только единичный элемент размером $N \times N \times N$).

В связи с тем, что изменение параметров изображения (например контрастности) при работе с томограммой уменьшает информационную емкость данных (сокращает количество различимых состояний), для минимизации вносимых искажений используются исходные данные, полученные непосредственно со сканера.

Предварительная оценка степени компрессии для данных, полученных с использованием мультисрезовой компьютерно-томографической системы Toshiba Aquilion 64, при изменении уровня квантования (количества вносимых артефактов) от минимального до максимального показала возможность компрессии от 10 до 120 раз. Данные, использованные в ходе исследования, были получены при следующих параметрах сканирования: 300 мА, 120 кВ, толщина слоя 3 мм, время экспозиции 0,3 с, поле реконструкции (FOV) $25,4 \times 25,4$ см.

Заключение. В настоящее время созданы и очень быстро пополняются многочисленные банки данных томографических исследований, широко используемых в медицине для диагностики, планирования лечения и т.д.

Предложенный метод позволяет производить сжатие томографических данных с динамическим управлением степенью компрессии, что обеспечивает высокую скорость получения предварительных данных, а при необходимости — дополнительную передачу выбранной области изображения с исходным качеством (без применения этапа квантования) во избежание возможного влияния артефактов на постановку диагноза.

Создание централизованных банков данных затруднено в связи с несоответствием объема дисковых накопителей и количеством пациентов. В лучшем случае данные томографического обследования выдаются пациенту в виде DVD-диска, а в худшем удаляются после постановки диагноза. Для наблюдения динамики состояния пациента при лечении требуется сравнение данных обследования, сделанных в различное время. С этой целью возможность ведения централизованного банка данных томографических исследований (даже при компрессии с потерями) является весьма перспективной.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Марусина М. Я., Казначеева А. О. Современные виды томографии: Учеб. пособие // СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. 132 с.
2. Insley J., Laszewski G., Kesselman C., Thiebaux M. distance visualization: data exploration on the grid // Computer. 1999. N 12, P. 36—43.
3. Сушко Д. В., Штарьков Ю. М. О сжатии томографических данных // Информационные процессы. 2008. Т. 8, № 4. С. 240—255.

4. Кулешов С. В. Формат представления реальных трехмерных сцен для объемного телевидения (True3D Vision) // Информационно-измерительные и управляющие системы. 2009. Т. 7, № 4. С. 49—52.
5. Александров В. В., Кулешов С. В., Цветков О. В. Цифровая технология инфокоммуникации. Передача, хранение и семантический анализ текста, звука, видео // СПб: Наука, 2008. 244 с.
6. Кулешов С. В. Пространственно-временное представление, обработка и компрессия видеопотока // Информационно-измерительные и управляющие системы. 2008. Т. 6, № 4. С. 33—37.
7. Кулешов С. В., Зайцева А. А., Аксенов А. Ю. Ассоциативно-пирамидальное представление данных // Там же. 2008. Т. 6, № 4. С. 14—17.
8. Александров В. В., Кулешов С. В. Этерификация и терминальные программы // Там же. 2008. Т. 6, № 10. С. 50—53.

Сведения об авторах

Сергей Викторович Кулешов

— канд. техн. наук; Санкт-Петербургский институт информатики и автоматизации РАН, лаборатория автоматизации научных исследований; старший научный сотрудник; E-mail: kuleshov@iias.spb.su

Рекомендована СПИИРАН

Поступила в редакцию
31.03.10 г.

УДК 53.082.5

М. Е. Кононенко, Ю. И. Копилевич, Е. И. Задорожная

ВЛИЯНИЕ ИНДИКАТРИСЫ РАССЕЯНИЯ МОРСКОЙ ВОДЫ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ АВИАЦИОННОГО ОКЕАНОЛОГИЧЕСКОГО ЛИДАРА

В приближении малоуглового рассеяния для уравнения переноса излучения получены аналитические выражения для характеристик пространственного разрешения авиационного океанологического лидара и скорости затухания лидарного эхо-сигнала при увеличении глубины при произвольном виде индикатрисы рассеяния морской воды. Проведен численный анализ для трех типов воды с использованием полученных Петцольдом экспериментальных данных по измерению функции рассеяния. Результаты сравниваются с расчетами на основе модельной индикатрисы Долина и малоуглового диффузионного приближения. Обсуждается применимость рассмотренных моделей в различных условиях.

Ключевые слова: авиационный океанологический лидар, пространственное разрешение, системный показатель ослабления, индикатриса рассеяния, показатель малоуглового рассеяния.

Авиационные системы дистанционного лазерного зондирования океана (океанологические лидары) используются сегодня как для батиметрии прибрежных акваторий и обнаружения малоразмерных объектов в водной толще, так и для восстановления характеристик морской среды и дна по данным лидарных измерений [1, 2]. Важнейшими характеристиками лидара, определяющими его эффективность для перечисленных приложений, являются пространственное разрешение и максимальная глубина зондирования. Эти характеристики зависят как от конструктивных параметров лидарной системы, так и от оптических свойств морской воды [3, 4]. Учет последнего обстоятельства принципиально важен для эффективного планирования лидарного обследования заданной акватории.

Целью настоящей статьи является исследование влияния формы индикатрисы рассеяния в малые углы на пространственное разрешение и скорость затухания лидарного сигнала при увеличении глубины, а также оценка применимости известных модельных индикатрис в различных условиях.