

Рис. 3. Изображение исследуемого объекта

При реализации обработки для 16ти канальной системы с учетом оптимизации требуется 32768 бита памяти.

Построение системы обработки данных с фазированной антенной решеткой по описанному выше алгоритму, с учетом минимизации памяти, требуемой для хранения временных промежутков, позволяет сократить требуемый объем памяти в N^2 раз, где N – количество элементов в решетке.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1.Трехмерная реконструкция объектов контроля методом SAFT во временной области с использованием корреляционной функции. // Буй Д.В., Солдатов А.И., Солдатов Д.А., Хаскова Е.С. – Контроль. Диагностика. –2014. – № 13. – с. 128-132.
- 2.Nondestructive testing of pallets defects by multichannel ultrasound system. // Soldatov A.I., Sorokin P.V., Makarov V.S., Soldatov A.A., Kvasnikov K.G., Bolotina I.O. В сборнике: 52nd Annual Conference of the British Institute of NDT. – 2013. – с. 466-472.
- 3.Особенности ультразвуковой 3D-визуализации в современных средствах контроля. // Болотина И.О. [и др.] – Контроль. Диагностика. – 2013. – № 13. – с. 154-157.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТРЕХМЕРНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ ДЛЯ ПЛАНИРОВАНИЯ И СОПРОВОЖДЕНИЯ ХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ

Битужева С.И., Щаденко С.В., Толмачев И.В.

Научный руководитель: Толмачев И.В., к.м.н.

Национальный исследовательский Томский политехнический университет

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

E-mail: sib3@tpu.ru

THE APPLYING OF THREE-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION FOR PLANNING AND SUPPORTING SURGICAL OPERATIONS

Bitueva S.I., Shadenko S.V., Tolmachev I.V.

Scientific Supervisor: Ph.D. Tolmachev I.V.

Tomsk Polytechnic University

Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

E-mail: sib3@tpu.ru

Аппаратно-программный комплекс для помощи хирургу во время проведения операции, представляет собой систему отображения набора анатомических компьютерных 3D моделей зоны интереса на дисплее в хирургической операционной. Данные анатомические модели получают в результате предварительной реконструкции на основе сегментации медицинских изображений, таких модальностей как КТ, МРТ, ПЭТ и др. Аппаратно-программный комплекс поддержки проведения хирургического вмешательства включает в себя также систему захвата движения, предназначенную для бесконтактного управления, за счёт жестов оператора набором анатомических 3D моделей на дисплее. Система позволяет управлять положением набора 3D моделей, их масштабом и прозрачностью отдельных

моделей, а также перемещаться между наборами 3D моделей, построенных для различных стадий проведения хирургической операции.

Hardware and software system to assist the surgeon during surgery. This is a system for displaying a set of anatomical 3D computer models of regions of interest on display in the surgery. These anatomical models are obtained by a preliminary reconstruction based segmentation of medical images of such modalities as CT, MRI, PET, etc. Hardware and software system support surgery also includes motion-capture system designed for contact management, through gestures of the operator, a set of 3D anatomical models on display. The system allows to control the position of the set of 3D models, their scale and transparency of individual models and to navigate between sets of 3D models for various stages of the surgery

В настоящий момент медицина в целом, и хирургия в частности, движется по пути улучшения качества предоставляемых услуг, с применением компьютерных технологий.

За счёт детального планирования операции с использованием современных компьютерных технологий можно значительно уменьшить негативное воздействие на пациента, за счёт уменьшения инвазивности, сокращения времени операции, а также времени восстановления после операции.

Развитие технологий медицинской визуализации привело к их активному внедрению в процесс планирования и сопровождения хирургических операций. В современных операционных для предоставления результатов визуализирующей диагностики (КТ, МРТ, ПЭТ, рентген) используются специализированные мониторы. Представляемые хирургу медицинские изображения позволяют правильно определить последовательность действий и учесть анатомические особенности пациента в процессе оперативного вмешательства. Помимо исходных медицинских изображений хирург в процессе операции может взаимодействовать с реконструированными анатомическими 3D моделями. Данные объекты компьютерной графики предварительно создаются при помощи специализированного программного обеспечения на основании обработки медицинских изображений пациента [1].

Не решенной до конца, остается задача навигации по базе данных медицинских изображений и компьютерных моделей в условиях асептики. В большинстве случаев для увеличения, уменьшения, поворота, изменения контрастности изображения и переключения между изображениями используются стандартные устройства ввода - клавиатура и мышь. Для того, чтобы не нарушать условия асептики, хирург может попросить кого-либо из врачей или медсестер управлять медицинскими изображениями, но это не всегда возможно и к тому же может сопровождаться временными задержками.

В мировой практике известен подход, когда для управления медицинским контентом использовался манипулятор- оптическая мышь, помещенная в стерильный мешок [2]. Решение оказалось довольно простым и эффективным, но обладает рядом недостатков: во-первых, существует вероятность нарушения целостности оболочки; во-вторых, с техническим устройством может в процессе операции непосредственно контактировать несколько человек, что тоже может нарушить асептику; в-третьих, указанная система позволяет работать только с исходными медицинскими изображениями без использования анатомической 3D реконструкции.

Таким образом, с точки зрения управления медицинскими изображениями в операционной, основной интерес представляют способы, основанные на бесконтактном взаимодействии с компьютером. Х. Уочс и соавт. в 2008 г. [2] реализовали систему управления радиологическими изображениями с использованием видеокамеры. Представленная система позволяет хирургу в реальном времени осуществлять навигацию по базе данных DICOM-изображений. К сожалению, использование камеры Canon VC-C4, несмотря на высокое качество регистрируемого изображения, часто приводит к ошибкам распознавания жестов и не позволяет реализовать достаточное количество команд для управления снимками.

С развитием технологии безмаркерного видео захвата появилась возможность реализации сравнительно дешевых систем управления изображениями. Одним из наиболее используемых сенсоров является Microsoft Kinect. Принцип его работы основывается на параллельном использовании лазера и горизонтально расположенной видеокамеры, работающей в инфракрасном диапазоне. Лазер создает проекцию с известной конфигурацией на поверхности регистрируемого объекта. Глубина расположения каждой точки определяется по деформации отраженного лазерного излучения зафиксированной видеокамерой. Далее данные обрабатываются при помощи алгоритма автоматического распознавания движений и формируется 31 сегментная модель (skeletal model) тела человека, в случае если он присутствует на изображении [4].

Как создается 3D модель?

Рассмотрим основные этапы, необходимые для реконструкции 3D-модели зоны интереса, с ее дальнейшим использованием для диагностики состояния, виртуального планирования операции, а также разработки персонализированного имплантата. На основе данных этапов будет сформирована функциональная структура разрабатываемой системы 3D-визуализации для выполнения хирургических вмешательств.

Как показано на рис. 1, в системе можно выделить шесть основных этапов.

На первом этапе происходит формирование набора медицинских изображений для оцифровки зоны интереса пациента. Для этого необходимо большое количество снимков (срезов) объекта с разных ракурсов, для чего используется ряд методов визуализации, таких как компьютерная, магнитно-резонансная, позитронно-эмиссионная томография, рентген, ультразвук [7, 8]. Следует отметить, что качество и точность реконструируемой 3D-модели зоны интереса будут напрямую зависеть от качества полученных первичных медицинских изображений, поэтому необходимо уделить максимально пристальное внимание выбору визуализации и оборудования, а также составлению корректной процедуры первичного сканирования. Полученный набор 2D-срезов, в подавляющем большинстве современных аппаратов для медицинской визуализации, сохраняется в формате DICOM [5].

На втором этапе набор полученных 2D-изображений в DICOM-формате подвергается обработке с целью улучшения их качества, а именно для повышения контрастности и четкости, фильтрации шумов и т.д. Для задач улучшения качества первичных медицинских изображений применяются адаптивные фильтры изображений, многоуровневые нелинейные операторы, Фурье-дескрипторы и гибридные фильтры [6].

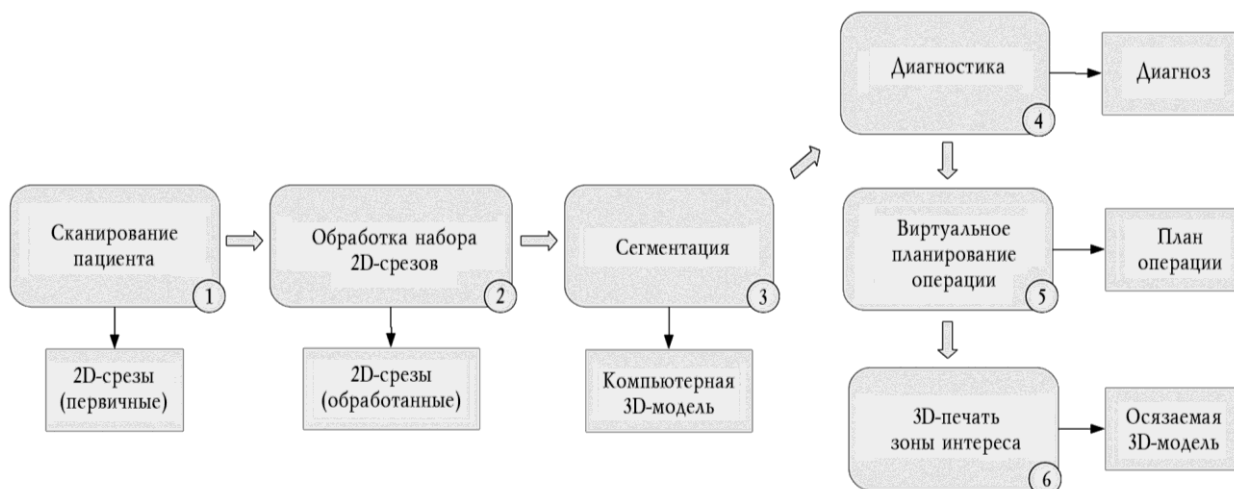


Рис. 1. Алгоритм создания 3D модели

После улучшения качества набора 2D-изображений, на третьем этапе, происходит регистрация улучшенных медицинских изображений с целью их приведения к единой системе координат [7, 8] и выполнения сегментации, для формирования точной анатомической компьютерной 3D-модели. В настоящее время разработано большое количество алгоритмов сегментации с применением методов, основанных на использовании локальных порогов и оттенков серого, на гистограммах, пиксельной корреляции, наращивании областей, сжатию, дереву квадрантов, дифференциальных уравнениях в частных производных и многих других [9, 10].

На четвертом этапе, представленном на рис. 1, реконструированная 3D-модель используется хирургом либо вспомогательным персоналом для детального осмотра зоны интереса с целью анализа ее геометрических размеров, расположения органов друг относительно друга, выявления аномалий и отклонений в строении. Для более точной диагностики зон интереса с мелкими органами, например, кровеносными сосудами, требуются медицинские изображения высокого пространственного разрешения.

Следует отметить, что кроме диагностики, проводимой человеком, перспективной задачей является разработка методов автоматического сравнения сформированной компьютерной 3D-модели зоны интереса пациента с заранее подготовленными наборами 3D-моделей, соответствующих органам с патологиями и без таковых. В результате подобного сравнения автоматически формируется диагноз пациента, который в дальнейшем может быть верифицирован врачом.

После реконструкции компьютерной 3D-модели и формирования диагноза, на пятом этапе происходит импортирование модели в CAD-систему для предоставления хирургу возможности проведения манипуляций над ней с целью планирования оптимального хирургического вмешательства. При необходимости, если того требует характер травмы или патологии пациента, в CAD-системе по полученной 3D-модели зоны интереса возможна разработка идеальной, персонифицированной 3D-модели имплантата.

На заключительном этапе компьютерная 3D-модель зоны интереса пациента, а при необходимости и модель имплантата, может быть создана с использованием современных систем быстрого прототипирования. Для этого компьютерные модели подвергаются предварительной подготовке, после чего передаются в систему 3D-печати.

В системах 3D-визуализации и виртуального планирования операций на основе использования медицинских изображений стоит задача обработки и преобразования медицинских изображений с последующей реконструкцией 3D-изображения и построением 3D-модели. Работа с 3D-изображениями и 3D-моделями приводит к необходимости применения систем высокопроизводительных вычислений. С учетом объема исходных данных и круга решаемых задач наиболее оптимальным способом реализации высокопроизводительных вычислений в CAS-системах является использование графической карты с возможностью организации параллельных вычислений на ней. В частности, для выполнения нашей работы, наряду с процессором Intel Core i7-3770K и 16 Гбайт оперативной памяти (DIMM DDR3), использовалась видеокарта NVIDIA GeForce GTX 660 с поддержкой технологии CUDA (Compute Unified Device Architecture) [11].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Щаденко С.В., Горбачёва А.С., Арсланова А.Р., Толмачёв И.В.//Бюллетень сибирской медицины-2014, Т.13.-№ 4, -С. 165–171

2. Computer Assisted Surgery. Precision Technology for Improved Patient Care, March 22, 2004, <http://www.advamed.org/newsroom/caswhitepaper.pdf>
3. С.Б. Буцан, С.Б. Хохлачев, С.А. Перфильев, Ш.Н. Йигиталиев Хирургическое лечение больных с дефектами и деформациями скуло-глазничной области с применением трехмерного компьютерного моделирования при планировании оперативного вмешательства. // «Институт стоматологии» — Санкт-Петербург, № 47, июнь 2010.
4. DICOM [Электронный ресурс] // Digital Imaging and Communications in Medicine (<http://medical.nema.org/dicom>).
5. Pinykh O.S. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)// A Practical Introduction and Survival Guide. Springer, 2009.
6. Жук Д.М., Перфильев С.А. CAS-системы – системы автоматизированного проектирования в хирургии // Наука и образование-2011, Т.3.
7. El-Baz A.S., Acharya U.R., Mirmehdi M., Suri J.S. Multi Modality State-of-the-Art Medical Image Segmentation and Registration Methodologies // Biomed. Sci. V. 1. Springer, 2011.
8. Hajnal J.V., Hill D.L.G. Medical Image Registration // CRC Press, 2001.
9. Suri J.S., Setarehdan S.K., Singh S. Advanced Algorithmic Approaches to Medical Image Segmentation //Mammography and Pathology- Neurology Springer, 2002.
10. Dougherty G. Medical Image Processing //Techniques and Applications. Springer, 2011.
11. Cook S. CUDA Programming: A Developer's Guide to Parallel Computing with GPUs. //Newnes, 2013.

ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ФАЗИРОВАННЫХ АНТЕННЫХ РЕШЕТОК ПРИ ОБСЛЕДОВАНИЯ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ

Булгакова О.В., Асочаков А.С., Шульгина Ю.В.
Научный руководитель: Шульгина Ю.В., ассистент
Национальный исследовательский Томский политехнический университет,
Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050
E-mail: illoisa@mail.ru

USING OF PHASED ARRAYS TO STUDY OF INTERNAL ORGANS

Bulgakova O.V., Asochakov A.S., Shulgina Yu.V.
Scientific Supervisor: Assistant Shulgina Yu.V.
Tomsk Polytechnic University
Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050
E-mail: illoisa@mail.ru

В статье показаны преимущества использования фазированных антенных решеток по сравнению с одиночными ультразвуковыми датчиками, также рассмотрены сложности разработки устройств на основе фазированных антенных решеток и возможные пути их устранения. В статье подробно рассмотрен метод SPA (Sampling phased array), разработанный в Фраунгоферовском институте неразрушающих методов контроля (Германия). Приводится последовательность обработки данных, полученных с антенной решетки для построения изображения объекта контроля. В статье приводится изображение объекта контроля, для случая сканирования антенной решеткой из пяти датчиков. Для получения экспериментальных данных был выбран материал со скоростью распространения ультразвука 1480 м/с, что близко к скорости распространения ультразвука в мягких тканях. Исходя из полученных результатов, был сделан вывод о высокой информативности сравнительно высокой скорости ультразвукового исследования при использовании фазированных антенных решеток.

The article shows the advantages of phased arrays in comparison with single ultrasonic sensors also considered the complexity of developing devices based on phased arrays and possible ways of their elimination. The