



емкость создания новых хирургических тренажеров, а также адаптации существующих симуляционных решений при их внедрении и практическом использовании.

Данная работа поддержана грантом Минобрнауки России 2014-14-579-0003, соглашение 14.607.21.0007.

Литература

1. Колсанов А.В., Яремин Б.И., Воронин А.С., Черепанов А.С., Иващенко А.В., Сапцин Н.В. Программное обеспечение тренажера эндоваскулярной хирургии // Программные продукты и системы, 2013. – № 2. – с. 262 – 267
2. Колсанов А.В., Чаплыгин С.С., Иващенко А.В., Кузьмин А.В., Горбаченко Н.А., Милюткин М.Г. Программное обеспечение тренажера лапароскопической хирургии // Программные продукты и системы, 2013. – № 2. – с. 267 – 270
3. Колсанов А.В., Иващенко А.В., Кузьмин А.В., Черепанов А.С. Комплекс «Виртуальный хирург» для симуляционного обучения хирургии // Медицинская техника, 2013. – № 6. – с. 7 – 10
4. Nystrom R. Component [Электронный ресурс] // Game Programming Patterns. URL: <http://gameprogrammingpatterns.com/component.html> (дата обращения: 12.11.2015).
5. Иващенко А.В. Интервально-корреляционный анализ ритмичности взаимодействия в интегрированной информационной среде предприятия / Системы управления и информационные технологии, 2010, № 1(39) – с. 32 – 36

Н.И. Лиманова, С.Г. Атаев

АЛГОРИТМ ПРОГРАММНОГО АНАЛИЗА И МЕТОД ПАРАМЕТРИЗАЦИИ ОБЪЕКТОВ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

(Поволжский государственный университет
телекоммуникаций и информатики)

В настоящее время компьютерная томография (КТ) является неотъемлемой частью амбулаторной и стационарной медицинской помощи. Показания к её проведению определяет широкий круг врачей многих специальностей. Предложенный авторами метод разработан для рентгеновской компьютерной томографии, однако он не привязан к способу получения томографического изображения и может быть адаптирован для других видов томографии.

Послойная структура томографических снимков дает возможность специалистам получать исчерпывающую информацию об объектах, изображённых на снимках. Толщина каждого среза может варьироваться и выбирается в зависимости от специфики исследуемых органов, однако имеют место и ограничения, налагаемые томографом. Особенностью томографических снимков является размещение изучаемых объектов сразу на нескольких слоях. В настоящее



время диагностика с применением послойных томографических снимков проводится медицинским персоналом визуально. Послойная структура томограмм обуславливает сложность восприятия специалистом информации об исследуемых объектах, что затрудняет процесс проведения диагностики.

В работе предложены метод и алгоритм, позволяющие проводить анализ объектов, изображённых на снимках компьютерной томографии, а также выполнять их параметризацию.

Каждый слой проекции томограммы даёт точное значение плотности любого из пикселей на снимке, которые потом отображаются как светлые и тёмные оттенки серого. Чем светлее оттенок серого, тем плотнее ткань в пределах пикселя [1]. Таким образом, наличие информации о множестве вокселей (аналог пикселя для трёхмерного пространства: область, проецирующаяся на пиксел томографического среза), относящихся к целевому объекту снимка, даёт исчерпывающие сведения о свойствах объекта в каждой точке пространства, и делает возможным его дальнейший анализ и исследование.

Задачу параметризации объекта, изображённого на снимке, можно разделить на подзадачи определения границ объекта (представляет из себя частный случай задачи сегментации изображения [2]) и последующей параметризации этого объекта путём обращения к определённому ранее множеству вокселей. В качестве примера задачи параметризации объекта рассмотрим задачу определения объёма объекта.

В связи с тем, что разрешающая способность мониторов не способна отразить весь диапазон градаций плотности (по шкале Хаунсфилда), каждый томографический снимок имеет свой собственный диапазон плотностей, отображаемых с помощью оттенков, находящихся между чёрным и белым цветами. Данный диапазон зависит от специфики снимаемых объектов, и точная информация о плотности тканей за пределами данного диапазона теряется [3]. Границы диапазона задаются двумя значениями: центром диапазона и его шириной. Чисто белому цвету пикселя соответствует ткань, превосходящая по плотности диапазон отображения, чисто чёрному цвету — ткань, менее плотная, чем диапазон отображения. Промежуточные оттенки серого цвета пикселя проецируют значения плотности из интервала отображения и позволяют делать вывод о точной величине плотности ткани, находящейся в конкретной точке пространства.

Рассмотрим метод определения границ исследуемого объекта. Его работа начинается с загрузки пользователем упорядоченных слоёв томографического снимка в программу и указания начальной точки определения объекта. Также пользователь должен ввести показатель толщины для каждого слоя и указать граничное значение яркости пикселя (в интервале между 0 и 1, т.е. чёрным и белым цветами, соответственно) или плотности в единицах Хаунсфилда, которое послужит критерием проверки принадлежности каждого пикселя к выбранному объекту в процессе дальнейшей работы алгоритма. В список пикселей на данном слое, относящихся к целевому объекту, добавляется стартовый пиксел. Одновременно ведётся список пикселей, в который изначально поме-



щаются координаты пикселей, находящихся на границе с объектом. Таким образом, каждая из координатных пар пограничных пикселей извлекается из списка, и пиксел проверяется на критерий принадлежности. В случае удовлетворения критерию эта пара пополняет список координат пикселей, относящихся к целевой области. Если пиксел не удовлетворяет значению критерия, он обозначается как проверенный и не участвует в дальнейшей работе алгоритма.

Поиск пикселей в рамках стартового слоя заканчивается в момент, когда все граничные пиксели рассмотрены, и дальнейшее расширение исследуемой области невозможно. Далее следует проверка возможности расширения исследуемой области на соседние слои до тех пор, пока это возможно. Для этого необходимо повторять поиск пикселей для каждого нового соседнего слоя, двигаясь как в сторону увеличения номера слоя, так и в сторону уменьшения номера слоя. На каждом из этих слоёв поиск начинается с заполнения списка граничных объекту пикселей в соответствии с наличием на соседних слоях пикселей объекта и проходит аналогично поиску на стартовом слое. В тот момент, когда на рассматриваемом слое не обнаруживается пикселей, удовлетворяющих критерию принадлежности, расширение области на соседние слои в данном направлении завершается.

Как только завершается расширение области на соседние слои в обоих направлениях, поиск новых пикселей объекта заканчивается. Результатом обхода слоёв являются сведения о множестве пикселей, принадлежащих к исследуемому объекту. В совокупности со слоями снимков, хранящими информацию о плотности каждого вокселя объекта, это даёт исчерпывающую информацию о его строении. Её наличие позволяет проводить дальнейшие действия по параметризации объекта.

Анализ совокупности координат пикселей объекта позволяет определять габариты и другие характеристики объекта в пространстве. Учёт величины плотности объекта при этом даёт возможность делать выводы о его внутренних свойствах. Рассмотрим далее аспект параметризации на примере определения объёма объекта.

Общий объём исследуемого объекта равен сумме объёмов тех его частей, которые размещены на каждом из слоёв. Объём объекта на каждом слое можно вычислить как сумму объёмов вокселей этого слоя, относящихся к объекту. Объём каждого вокселя определяется как произведение площади пикселя на слое и толщины этого слоя. В рамках рассмотренного примера толщина слоя постоянна (2,5мм), поэтому постоянны и объём вокселя, вычисляемый по формуле объёма параллелепипеда: $0,54590\text{мм}^3$ ($0,21836\text{мм}^2 * 2,5\text{мм}$). Реальная форма вокселя может быть отлична от параллелепипеда по причине спирального хода томографического аппарата при съёмке, но его объём от этого не изменяется [1, 4]. В результате, зная объём каждого вокселя на слое (V_{vox_i}) и их количество (N_i), можно вычислить объём той части объекта, которая располагается на конкретном слое по следующей формуле:

$$V_i = V_{vox_i} * N_i,$$



где V_i – объём объекта на i -том слое, V_{vox_i} – объём единичного вокселя на i -том слое, а N_i – количество вокселей, принадлежащих объекту также на i -том слое. Итоговый объём вычисляется как сумма объёмов объекта на всех слоях снимка.

Предлагаемые метод и алгоритм реализованы на языке программирования C#. На рисунке 1 приведён внешний вид интерфейса программного комплекса, реализующего алгоритм. В качестве исходных данных использованы 8 слоёв томографического снимка, для которых было выполнено автоматическое определение границ надчелюстной пазухи и последующее вычисление её объёма.



Рисунок 1 – Внешний вид интерфейса программного комплекса

Алгоритм определения границ объекта, описанный выше, способен при необходимости выполнять более комплексные задачи. В качестве примера можно рассмотреть вариант с комбинацией двух областей захвата с различным значением критерия граничной яркости, начинающихся из одной точки. На рисунке 2 изображена верхнечелюстная пазуха, определение границ которой было проведено два раза из одной и той же стартовой точки с различными значениями критерия. Таким образом, вычитая из множества координат пикселей первой области множество координат пикселей второй, можно получить множество координат пикселей, описывающее отличные от нормы наросты во внутричелюстной полости, плотность ткани которых меньше плотности границ полости, но больше плотности воздуха, в нормальном случае наполняющего эту полость.

Применение разработанных метода и алгоритма позволяет автоматизировать процессы анализа послойных снимков КТ путём вычисления параметров объектов и их визуализации. Комбинирование зон захвата даёт возможность определять объекты более сложной структуры. Автоматизированное вычисление параметров объектов способно повысить точность постановки диагнозов и сократить вероятность врачебных ошибок.

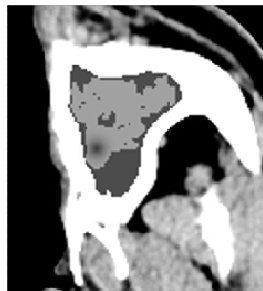


Рисунок 2 – Комбинирование двух областей захвата

Литература

1. Матиас Хофер. Компьютерная томография. Базовое руководство / Пер. с англ. А.П. Кутьков, Ф.И. Плешков, В.В. Ипатов. // Мед. Лит., 2000. – 224 с.
2. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений [Текст] / Р. Гонсалес, Р. Вудс. : пер. с англ. под ред. П. Чочиа. – М.: Техносфера, 2005. – 1070 с.
3. Сканирование на компьютерном томографе. Шкала Хаунсфилда [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://medicalplanet.su/neurology/769.html>, свободный. Яз. рус. (дата обращения 16.01.2015).
4. КТ (Компьютерная томография) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://humbio.ru/humbio/har_nevt/000c9967.htm, свободный. Яз. рус. (дата обращения 20.01.2015).

А.В. Пермяков

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ В МЕДИЦИНЕ

(Пензенский государственный технологический университет)

Развитие современной науки и техники невозможно представить без компьютерных технологий. Информационные технологии, связанные с компьютерами, проникают во все сферы жизни человека. Современная медицина и медицинская инженерия, также не может существовать без электронных вычислительных машин (ЭВМ). Применение ЭВМ имеет большое значение для исследования, разработки и создания медицинской техники и изделий медицинского назначения.

В настоящее время врачи и инженеры, с помощью идей и методов современной кибернетики, могут решать достаточно широкий спектр медицинских проблем. Человеческий организм очень сложная система. Понимание и изучение большинства процессов в организме невозможно провести без моделирова-



ния. Инженер, на основе интересующей физиологической системы, создает упрощенное представление – модель. Ограниченность существующего уровня знания о явлении или объекте делает модель упрощенной и абстрактной, но помогает объяснить существенные стороны наблюдаемого явления.

Количественное описание процесса или утраченной функции организма представляет собой его математическую модель. В свою очередь имитационное моделирование позволяет проводить эксперименты с целью получения информации о моделируемой системе. Воспроизводя эксперимент во времени можно получить новые знания о сути явления, не проводя эксперимента на реальном объекте.

Имитационное моделирование физиологических систем, несмотря на большое число проведенных исследований учеными и инженерами, все еще остается недостаточно изученным. Но благодаря информационным технологиям и современным методам моделирования становится возможным не только изучение отдельных процессов, появляются новые возможности для объективной оценки влияния различных факторов на состояние сложной системы, которой является человек [1].

Для решения задач имитационного моделирования необходимо качественно и количественно анализировать работу систем организма при воздействии внешних факторов. Это становится возможным только при всестороннем тщательном накоплении знаний об анатомии и физиологии человека. Особенно важным имитационное моделирование становится при моделировании состояния больного во время тяжелых оперативных вмешательств и восстановления нарушенных функций организма.

В последние годы остро проявляется проблема высокой заболеваемости и смертности трудоспособной части населения. Причиной, в большинстве случаев, являются болезни сердца и патологии его клапанов. В современной России летальность от заболеваний сердечно-сосудистой системы является очень высокой. В настоящий момент важна работа по внедрению и развитию новых технологий лечения сердца и сосудов. Своевременные способы лечения в виде имплантации эндопротезов клапанов сердца, являются наилучшей заменой традиционным методикам сердечно-сосудистой хирургии.

С увеличением возраста пациентов негативное влияние фактора сердечно-сосудистых заболеваний только усиливается [2]. При патологической работе клапанов сердца, существуют методики внедрения искусственных транскатетерных клапанов сердца. При помощи рентгена врач может следить за своими действиями и осуществлять контроль процесса установки искусственного транскатетерного клапана. Данные методики дают возможность предотвратить негативные последствия болезни сердца и клапанов, позволяют улучшить прогноз пациента.

Сегодня с помощью возможностей прикладного программного обеспечения и имитационного моделирования можно решать проблемы осуществления проектов в сфере биомеханики и сопровождении изделия на всех стадиях жизненного цикла [3]. Производство современной и безопасной медицинской тех-