

Построение объемных геометрических моделей объектов по их растровым изображениям

Е. И. Артамонов, А. В. Болонкин

Аннотация. Проведен анализ алгоритмов и созданы инструментальные средства реконструкции объемных геометрических моделей по набору растровых изображений на примере исследования кровеносных сосудов. Инструментальные средства содержат реализацию алгоритмов предварительной обработки растровых изображений и получения плоских векторных моделей, построения объемной геометрической модели (ОГМ) и ее визуализации.

Введение

В последнее время активно развиваются информационные технологии на основе средств виртуальной реальности. С использованием таких средств разрабатываются новые методы диагностики, технологии подготовки и проведения хирургических операций, обучения специалистов в различных областях медицины. Созданы объемные геометрические модели (ОГМ) органов человека и электронные атласы на их основе, ведутся работы по созданию моделей органов с учетом их аномалий, модели совершенствуются и усложняются по мере накопления знаний, дополняются функциональными моделями. Большая часть подобных работ ведется за рубежом. Разработан ряд компьютерных программ, к числу которых можно отнести 3D-Body Adventure (США), Advantage Windows (США), ADAM (Великобритания), Corps Human (Франция).

В настоящей работе использование ОГМ рассматривается на примере диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы. Основными задачами работы являются анализ существующих алгоритмов и разработка инст-

рументальных программных средств для создания ОГМ по растровым изображениям.

По распознаванию кровеносных сосудов известны зарубежные работы Bouma, Lalonde, Radeva, Vermeer, Wilkinson [1–5]. Большая часть работ посвящена распознаванию кровеносных сосудов на фоне остального изображения и выявлению их различных свойств, таких, например, как сужение, наличие тромбов и т. п. По объемной реконструкции кровеносных сосудов известны зарубежные и отечественные работы [6–8].

1. Исследование методов и алгоритмов трехмерной реконструкции кровеносных сосудов

Реконструкция ОГМ по растровым изображениям включает основные классы алгоритмов по предварительной обработке изображений и получению плоских векторных моделей, построение ОГМ на основе плоских векторных моделей и визуализацию ОГМ. Основной идеей исследования является систематизация методов

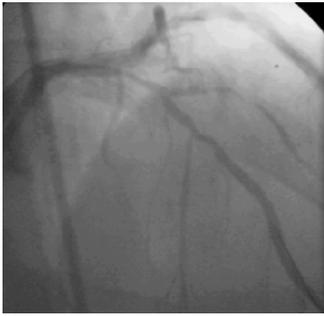
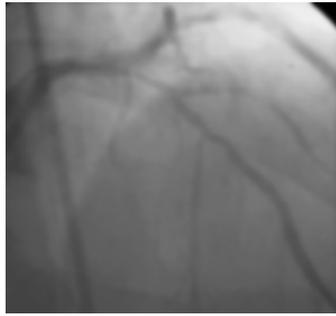


Рис. 1. Пример исходного изображения



а



б

Рис. 2. Применение методов предварительной обработки: а) размытие по Гауссу; б) выравнивание гистограммы

по каждому шагу с дальнейшим их объединением в единый процесс реконструкции.

1.1. Исследование методов обработки изображений

1.1.1. Предварительная обработка

Как правило, исходные изображения кровеносных сосудов, получаемые с томографов и ангиографов, бывают зашумленными, имеют неравномерную яркость и контрастность (Рис. 1). Это приводит к разрывам линейных объектов, маскировке объектов анализа, а следовательно, к большому числу ошибок при распознавании. Поэтому такие изображения требуют предварительной обработки с целью повышения уровня информативности. Основными видами предварительной обработки являются ликвидация высокочастотных помех и различного рода артефактов, а также увеличение контраста и выравнивание уровня яркости изображения.

Среди алгоритмов шумоподавления выделены [9] линейные алгоритмы (однородные (усредняющие) фильтры (uniform (mean) filters), треугольные фильтры (triangular filters)), нелинейные ранговые алгоритмы (медианный фильтр, фильтр Kuwahara, размытие по Гауссу (Gaussian Smoothing)), локально-адаптивные алгоритмы (сохраняющее сглаживание (Conservative Smoothing), частотный фильтр (Frequency Filter)).

К методам повышения контрастности относятся алгоритмы растяжения диапазона контраста (Contrast Stretching), выравнивания гистограммы интенсивности (Histogram Equalization),

оператор логарифма (Logarithm Operator), экспоненциальный оператор (Exponential/“Raise to Power” Operator).

Указанные алгоритмы реализованы практически и проведен их сравнительный анализ. На Рис. 2а представлен результат применения двумерного размытия по Гауссу, в котором интенсивность каждого пикселя рассчитывается как сумма произведений интенсивностей соседних элементов и элементов матрицы гауссиана

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}$$

для стандартного отклонения $\sigma=1,4$, выбранного экспериментально.

На Рис. 2б показан результат выравнивания гистограммы интенсивности изображения с помощью функции преобразования $f'(x, y) = f(x, y) \cdot (\max - \min) + \min$, где \max и \min — соответственно максимальное и минимальное значения интенсивности для рассматриваемого изображения, x, y — координаты обрабатываемой точки.

1.1.2. Сегментация

Под сегментацией понимается процесс поиска и выделения однородных областей изображения. Наиболее распространены алгоритмы, основанные на пороговых методах, методах обнаружения границ, а также наращивание областей [9].

В **пороговых алгоритмах** ключевой задачей является определение порога — значения, с которым сравнивается яркость каждого пикселя, после чего пиксель относится к одной из областей. Различают сегментацию по общим порогам

и адаптивную сегментацию. В первом случае для всего изображения используются общие один или два порога, а во втором — порог выбирается индивидуально для каждой области изображения. Поскольку пороговая сегментация сильно зависит от контрастности изображения, она может использоваться не как самостоятельный метод, а в совокупности с другими, например, для фильтрации результатов сегментации, выполненной другими методами, или на стадии предварительной обработки.

Среди методов **обнаружения границ** можно выделить градиентные методы и методы, использующие вторые производные. Первые основаны на изменении интенсивности изображения на границах его областей. Их реализацией являются соответствующие операторы (Робертса — Roberts' Cross, Собела — Sobel, Превитта — Prewitt). Данные методы дают схожие результаты. Кроме этого, существуют различные модификации: метод Превитта (Prewitt method, Compass Edge Detector), метод Санну.

Последний разработан John Canny в 1986 г. на основе трех принципов: частота ошибок (результаты метода должны соответствовать только краям и находить все из них), локализация (минимальное расстояние между найденными краевыми пикселями и действительным краем), единственный отклик (метод не должен определять несколько краевых пикселей там, где существует только один край). Именно эти принципы определили качество работы данного метода. Фактически метод Санну является объединением нескольких различных методов и состоит из 4 последовательных шагов:

– одномерное сглаживание I_x по x и I_y по y , при котором интенсивность каждого пикселя вычисляется как сумма произведений его соседей на элементы матрицы-строки (матрицы-столбца) гауссиана $G(x) = e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}$;

– одномерное дифференцирование I'_x по x и I'_y по y , при котором интенсивность каждого пикселя вычисляется как сумма произведений его соседей на элементы матрицы-строки (матрицы-столбца) гауссиана $G'(x) = \left(-\frac{x}{\sigma^2}\right)e^{-\left(\frac{x^2}{2\sigma^2}\right)}$;

– подавление (приравнение 0) в точках отсутствия локального максимума величины градиента, вычисляемой как

$$M(x, y) = \sqrt{I'_x(x, y)^2 + I'_y(x, y)^2};$$

– пороговая сегментация по методу гистерезиса на основе двух порогов с использованием рекурсии.

Пример изображения, обработанного методом Санну, показан на Рис. 3.

Методы, основанные на вторых производных, используют оператор Лапласа (лапласиан) и применяются для обнаружения границ в пересечении нуля второй производной (zero crossing edge detectors). Лапласиан очень чувствителен к шуму, поэтому для его уменьшения применяют сглаживание, например, по методу Гаусса. В силу ассоциативности операторов свертки, обычно используют ядро, которое носит название лапласиана гауссиана (Laplacian of Gaussian — LoG).

Методы **наращивания областей** основаны на поиске групп пикселей с близкими значениями яркости. В простейшем варианте такой метод заключается в выборе пикселя, просмотре его соседей на предмет близости значений яркости и включении близких по яркости пикселей в формирующуюся область. К методам наращивания областей относятся центроидное связывание, метод расщепления и слияния (Split-and-Merge), метод водоразделов (watershed segmentation), деформируемые модели (deformable models) и, в частности, активные контуры (active contours).

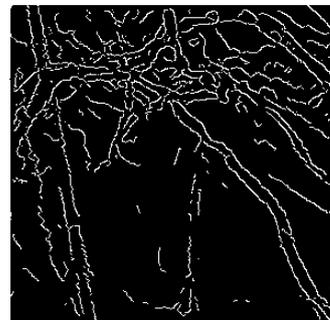


Рис. 3. Результат применения метода Санну

1.1.3. Фильтрация

В результате сегментации часто возникают помехи как в виде разрозненных изолированных элементов изображения, так и в виде искажений некоторых связных областей, которые обычно удаляют с помощью фильтрации. Наибольшее распространение для этих целей получили нелинейные фильтры и морфологические методы [9].

К первым можно отнести такие методы как медианный фильтр (median filter), фильтр Kuwahara (1.1.1). Среди морфологических методов следует выделить методы типа «соль и перец» (salt&pepper) и метод утончения (thinning). Методы типа «соль и перец» предназначены для удаления мелких артефактов изображения. Утончение применяется для удаления определенных пикселей и обычно используется при скелетонизации после применения пороговых методов. В этом случае все линии на исходном бинарном изображении приводятся к толщине в 1 пиксель (Рис. 4), что позволит на этапе преобразования растр-вектор получить однозначный последовательный переход от одного пикселя к другому.

1.1.4. Преобразование растр-вектор и распознавание

Суть задачи распознавания — установить, обладают ли изучаемые объекты фиксированным конечным набором признаков, позволяющим отнести их к определенному классу. Распознавание состоит из двух этапов:

1. приведение исходных данных к виду, удобному для распознавания;

2. собственно распознавание (указание принадлежности объекта определенному классу).

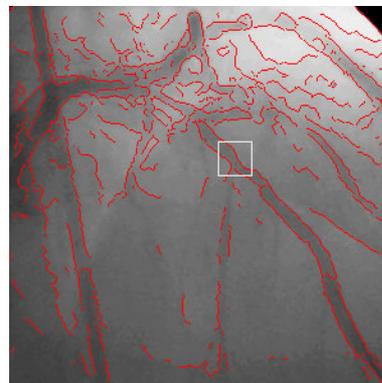
Для построения ОГМ фактически требуется только первый этап, поскольку данные, полученные в результате сегментации, необходимо преобразовать к виду, наиболее удобному для построения объемной модели. В случае решения более сложной задачи — выявления заболеваний кровеносных сосудов (атеросклероз, тромбоз, тромбофлебит, тромбоемболия и др.) — необходимо применение методов распознавания.

Расчет ОГМ предлагается проводить на основе алгоритма слежения (tracking) [2], основными идеями которого являются отслеживание каждой ветви сосудов по каждой из границ, нахождение соответствия между ними и обработка исключительных ситуаций, таких как разветвление, обрыв и отсутствие ветвей. На вход алгоритму подается сегментированное изображение $I(x, y)$, обработанное фильтром утончения, и карта ориентации нормалей $\Theta(x, y)$ (orientation map), полученная на основе градиента. От начала каждой ветви сосудов производится слежение по одному краю сосуда с параллельной регистрацией наличия другого края (Рис. 5). Начальным состоянием алгоритма является тройка (C_0, p_0, dir) , где $C_0 \in I(x, y)$ — начальная точка, p_0 — направляющий вектор слежения, а параметр dir , принимающий значения -1 или 1 , показывает, в какой стороне от направления слежения (слева или справа соответственно) следует искать соседний край сосуда. Благодаря обработке сегментированного изображения методом утончения каждый пиксель границы C_i имеет предшественника C_{i-1}



Рис. 4. Результаты применения метода утончения (thinning)

- а) сегментированное изображение до утончения;
- б) изображение после утончения;
- в) результат применения метода утончения, наложенный на исходное изображение, с выделенным фрагментом



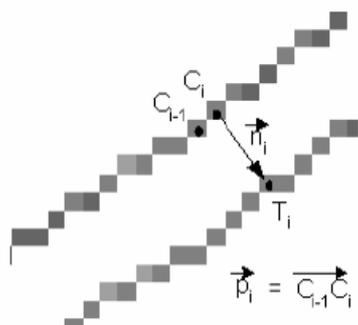


Рис. 5. Принципы алгоритма слежения

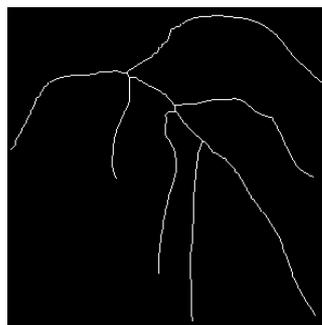


Рис. 6. Результат применения алгоритма слежения

и последователя C_{i+1} . Тогда в каждой точке C_i имеем новый направляющий вектор $P_{C_{i-1}C_i}$. Для каждой точки C_i производится поиск соответствующей точки соседнего края на основе вектора нормали n_0 , полученного из $\Theta(x, y)$. Слежение продолжается до тех пор, пока не произойдет одно из следующих событий: достижение конца линии или обнаружение разветвления линии.

Каждая ветвь сосуда анализируется дважды: первый раз при проходе одного края, второй — при проходе второго. Результаты анализа должны быть согласованы (выбирается только та информация, которая подтверждается каждым из проходов). Переходы через разрывы линий и обработка разветвлений осуществляется благодаря дополнительному алгоритму генерации начальных точек (seed points) алгоритма слежения.

На основе направляющих векторов двух обработанных краев сосуда вычисляются направляющие векторы середины сосуда. В итоге плоская векторная модель представляет собой наборы направляющих векторов и значений толщины сосуда в точках их привязки. На Рис. 6 показано изображение векторной модели. На основе параметров векторной модели в дальнейшем могут быть выявлены участки сосудов с подозрением на сужение просвета или наличие тромбов. Таким образом, закладываются принципы распознавания заболеваний и отклонений от состояния сосудов здорового человека: наличие инородных тел, тромбов (тромбоз, тромбофлебит, тромбоемболия), сужение сосудов (атеросклероз).

1.2. Преобразования плоской геометрической модели кровеносных сосудов в объемную

Построение ОГМ кровеносных сосудов основано на применении специальных методов вычисления значений глубин для точек модели с помощью информации, полученной в результате распознавания. Эти методы тесно связаны с фотограмметрией дисциплиной, использующей фотоснимки для проведения топографической съемки и составления карт, в том числе трехмерных. В медицине фотограмметрия применяется для съемки органов и тканей пациента под различными углами и вычисления объемной модели на основе нескольких плоских моделей, полученных в каждой точке съемки, с учетом параметров каждой точки съемки (ее координаты, угол). Съемка должна производиться как минимум с двух точек (Рис. 7).

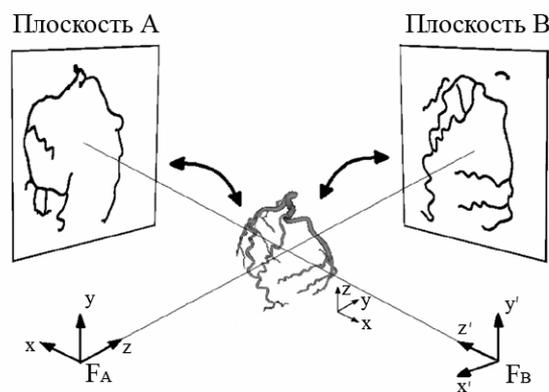


Рис. 7. Проведение съемки для построения объемной геометрической модели

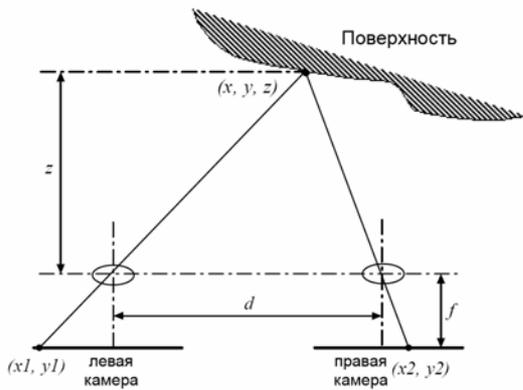


Рис. 8. Расчет глубины точек объемной геометрической модели

После построения плоских моделей по каждому изображению сопоставляются точки на них по выраженным признакам (начало, окончание, изгиб, изменение толщины сосуда). На основе информации о сопоставлении производится расчет глубины точек (Рис. 8):

$$z = \frac{d \cdot f}{x_1 - x_2},$$

где d — расстояние между камерами, f — их фокусное расстояние, x_1 и x_2 — их координаты. Таким образом, строится так называемая скелетная модель.

1.3. Визуализация объемной геометрической модели

На завершающем этапе восстановления ОГМ следует ее расчет на основе скелетной модели, построенной на предыдущем этапе, и визуализация. Можно выделить два основных подхода. Один из них заключается в применении специальных средств визуализации трубчатых поверхностей, а второй — в построении объемных моделей с помощью базовых примитивов на основе полного расчета всех точек. В каждом случае на вход подается скелетная модель в виде опорных точек и значений толщины сосуда в этих точках.

В первом случае используются специальные средства визуализации, позволяющие задавать трубчатые поверхности с помощью минимального набора параметров. Это могут быть, на-

пример, опорные точки и соответствующие им значения толщины трубки, функция, задающая поверхность, или другие подобные способы задания без указания конкретных элементов поверхности.

Одной из наиболее известных возможностей изображения трубчатых поверхностей является GLE Tubing and Extrusion Library [10] — графическая библиотека для построения трубчатых поверхностей и экструзий (поверхностей, построенных с помощью выдавливания), разработанная Linas Vepstas. Библиотека является открытой и кросс-платформенной. Она основана на использовании OpenGL и предоставляет программный интерфейс (API) в виде набора процедур, каждая из которых предназначена для изображения того или иного вида поверхности. Основной функцией, используемой для визуализации кровеносных сосудов, является изображение усеченных конусов на основе векторов-направляющих. Результат ее работы показан на Рис. 9.

Во втором случае расчет ОГМ ведется на основе графических примитивов (многоугольников). Визуализация такой модели возможна базовыми средствами трехмерной графики, например, OpenGL (с использованием примитивов треугольников и четырехугольников). Особенностью такой модели является высокая степень точности и реалистичности в результате детального просчета разветвлений и изгибов сосудов. Однако, как следствие этого, такая модель требует больших вычислений и занимает больше памяти, поскольку состоит из большего числа примитивов. Поэтому на начальном этапе был выбран более универсальный способ построения с использованием GLE.

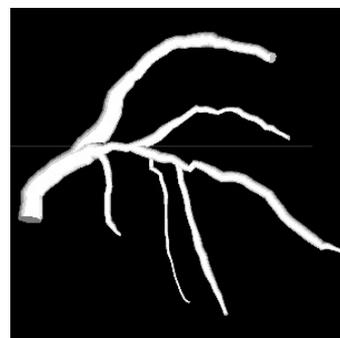


Рис. 9. Объемная геометрическая модель, полученная с помощью GLE

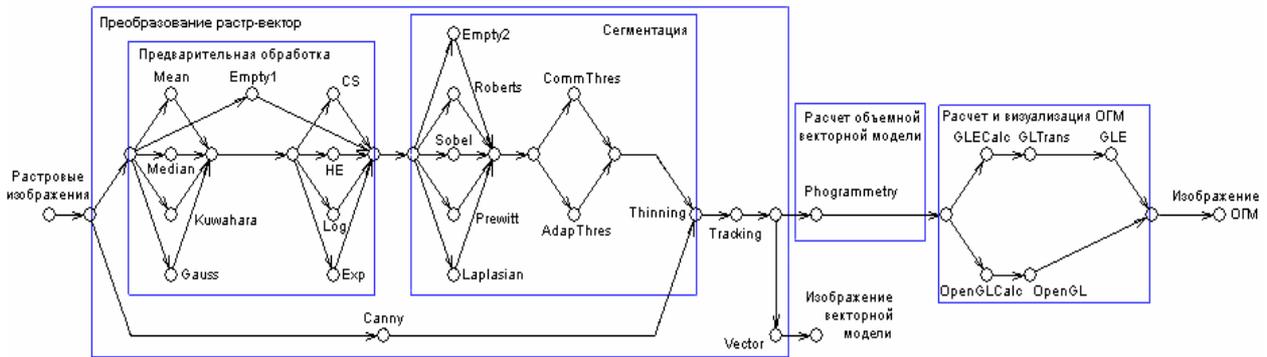


Рис. 10. Графовая модель системы реконструкции кровеносных сосудов

2. Создание системы реконструкции кровеносных сосудов

Рассмотренные выше методы и алгоритмы систематизированы в виде графовой модели (Рис. 10). Графовая модель показывает возможные варианты реализации системы реконструкции. Вершинами графовой модели являются рассматриваемые алгоритмы, дугами — переходы между ними. Обозначения алгоритмов на графо-

вой модели приведены в таблице. Указанные алгоритмы реализованы в виде набора программных средств, с помощью которых получены оценки их характеристик, требуемой памяти, времени выполнения и сложности для каждой реализации выбран следующий вариант: Canny — Thinning — Tracking — Photogrammetry — Vector — GLECalc — GLTrans — GLE.

Алгоритмы реконструкции OGM кровеносных сосудов

Наименования алгоритмов	Обозначение
Обработка изображений	
Предварительная обработка	
Отсутствие предварительной обработки	Empty1
Усредняющий фильтр	Mean
Медианный фильтр	Median
Фильтр Kuwahara	Kuwahara
Гаусово размытие	Gauss
Растяжение контраста	CS
Выравнивание гистограммы	HE
Оператор логарифма	Log
Экспоненциальный оператор	Exp
Сегментация	
Отсутствие обнаружения границ	Empty2
Оператор Робертса	Roberts
Оператор Собела	Sobel
Метод Превитта	Prewitt
Лапласиан гауссиана	Laplasiian
Сегментация по общим порогам	CommThres
Адаптивная пороговая сегментация	AdapThres
Метод Canny	Canny
Фильтрация (утончение)	Thinning
Выделение векторной информации (слежение)	Tracking
Расчет векторной модели	
Расчет объемной векторной модели на основе фотограмметрии	Photogrammetry
Вывод векторной модели	Vector

Наименования алгоритмов	Обозначение
Расчет и визуализация ОГМ	
Расчет 3D-модели для построения с помощью GLE	GLECalc
Преобразование 3D-модели средствами OpenGL	GLTrans
Вывод 3D-модели (с помощью библиотеки GLE)	GLE
Расчет 3D-модели для построения с помощью примитивов OpenGL	OpenGLCalc
Вывод 3D-модели с помощью примитивов OpenGL	OpenGL

Разработан прототип системы реконструкции и диагностики кровеносных сосудов в соответствии с выбранным вариантом структуры. Система позволяет восстанавливать ОГМ кровеносных сосудов по набору изображений, полученных с ангиографа. Модель сосудов может управляться пользователем, в интерактивном режиме могут быть настроены параметры применяемых алгоритмов.

В дальнейшем возможна реализация уточнения модели с использованием других методов получения информации. Например, может быть произведено уточнение внутренней структуры сосудов с учетом заболеваний на основе изображений УЗИ поперечных срезов кровеносных сосудов (Рис. 11).

Заключение

В работе рассмотрены методы реконструкции кровеносных сосудов, исследованы алгоритмы обработки растровых изображений ангиограмм, преобразования плоской векторной модели в объемную, визуализации ОГМ. На основе анализа методов сформулированы принципы восстановления ОГМ кровеносных сосудов и создан прототип программной системы.

Литература

1. Bouma H. et al. Features for Automatic Pulmonary Embolism Detection. — Technische Universiteit Eindhoven, 2004.
2. Lalonde M., Gagnony L., Boucherz M.-C. Non-recursive paired tracking for vessel extraction from retinal images. — Centre de recherche informatique de Montreal, 2000.
3. Radeva P. et al. Registering External and Internal Morphological Images of Coronary Vessels. — Computer Vision Center, University Autonomoma of Barcelona, 2002.

Артамонов Евгений Иванович, зав. лабораторией компьютерной графики, специализированных программных и технических средств Института проблем управления им. В. А. Трапезникова РАН. Д.т.н., профессор. Заведующий кафедрой инженерной и компьютерной графики Московского технического университета связи и информатики (МТУСИ).

Болонкин Андрей. Аспирант Института проблем управления им. В. А. Трапезникова РАН. В 2004 г. окончил Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова.

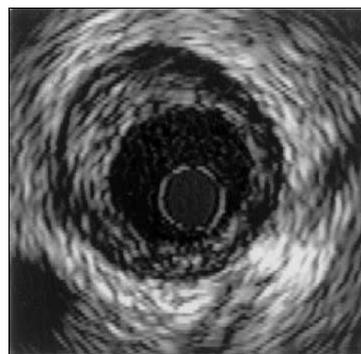


Рис. 11. Изображение УЗИ поперечного среза кровеносного сосуда, пораженного атеросклерозом

4. Vermeer K. A. et al. A model based method for retinal blood vessel detection // Computers in Biology and Medicine. — 2004. #34. — P. 209–219.
5. Wilkinson M. H. F. et al. Blood vessel segmentation using moving-window robust automatic threshold selection. — IEEE, 2003.
6. Hahn H. K. et al. Visualization and Interaction Techniques for the Exploration of Vascular Structures. — Bremen, Center for Medical Diagnostic Systems and Visualization. — IEEE Visualization 2001 (Vis'2001). — Pp. 395–402.
7. Бадажков Д.В. Трехмерная реконструкция по томографическим данным в конусе лучей с использованием некоторых точных и приближенных алгоритмов // Тез. док. конф. «Вычислительные и информационные технологии в науке, технике и образовании». — Усть-Каменогорск, Казахстан. — 2003.
8. Сурин А. И., Сурина О. Н., Клименко С. В., Howe Tet Sen. Orthopedic surgery training on personal computer. Международная конференция GraphiCon'00, МГУ. — 2000. — Pp.234-241.
9. Hypermedia Image Processing Reference // <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2>.
10. Linas Vepstas' GLE Tubing and Extrusion // <http://linas.org/gle>.