

# МЕТОД ПРОСТРАНСТВЕННОГО ВОССТАНОВЛЕНИЯ КОРОНАРНЫХ АРТЕРИЙ ПО МАЛОМУ ЧИСЛУ АНГИОГРАФИЧЕСКИХ ПРОЕКЦИЙ

Корепанов А.О., Ильясова Н.Ю., Куприянов А.В., Храмов А.Г., Устинов А.В., Ковалёв А.О.

Институт систем обработки изображений РАН

Самарский государственный аэрокосмический университет

## Аннотация

В статье рассматривается компьютерная технология полностью автоматического восстановления пространственной структуры коронарных артерий по малому числу ангиографических проекций. Предлагаемая методика восстановления состоит из четырех предварительных этапов анализа изображений проекций и этапа непосредственного построения пространственной структуры. Метод построения структуры базируется на последовательном получении пространственной трассы сосудов на основе одновременного анализа всех доступных проекций. В статье подробно рассматриваются этапы восстановления, приводятся результаты работы отдельных этапов. В результате формируется структура, содержащая векторное представление пространственных сосудов, которая в дальнейшем используется для визуализации. В статье приводятся результаты восстановления пространственной структуры фантомных объектов и левой коронарной артерии.

## Введение

Рентгеновская ангиография используется в кардиологии для диагностирования заболеваний коронарных артерий и выяснения степени поражения сосудов. Обычно диагностирование производится посредством визуального наблюдения ангиограмм и, следовательно, носит субъективный характер и существенно зависит от ракурса проекций. Пространственная модель сосудов сердца обеспечит визуализацию трехмерной геометрической и топологической информации, позволит увеличить точность измерений и сделать численные оценки характеристик сосудов.

Исходными данными являются последовательности кадров ангиографической съемки сердца в формате DICOM, широко распространенном в медицинской практике. На процесс получения проекций накладывается ряд ограничений технического характера, таких как предельные углы поворота камеры и максимальная доза облучения пациента. В связи с этим становится невозможным получить большое количество проекций, что существенно усложняет процесс восстановления. Помимо этого, съемка проекций производится не одновременно и, вследствие того, что сердце является динамическим объектом, проекции являются рассогласованными (т.е., по сути, представляют собой изображения разных объектов в разные моменты времени). Эти обстоятельства делают невозможным использование методов компьютерной томографии для восстановления пространственной интенсивности, и вообще точное восстановление пространственной структуры в какой-либо определенный момент времени.

Следует также отметить еще одно обстоятельство, существенно затрудняющее процесс восстановления. Регистрация проекций производится в расходящемся пучке рентгеновского излучения, вследствие этого результирующее изображение наблюдается в центральной проекции. Восстановление исходного объекта по таким проекциям невозможно без наличия дополнительной информации о

взаимном расположении камеры в момент регистрации проекции и тела пациента.

Итак, в этих условиях задачу можно сформулировать следующим образом. По имеющимся изображениям проекций, являющимся центральными проекциями исходного объекта, сильно зашумленным и представляющим некоторый динамический объект в разные моменты времени. При отсутствии точной информации о геометрии съемки, требуется восстановить пространственную структуру объекта, наиболее близко по некоторому критерию соответствующего данным проекциям. В данной работе рассматривается компьютерная технология полностью автоматического восстановления пространственной структуры коронарных артерий по малому числу ангиографических проекций. В настоящее время существует множество различных подходов к восстановлению пространственной структуры коронарных артерий [1-3], которые, по сути, различаются методом выделения двумерной структуры сосудов на изображениях, способом конструирования пространственной структуры из нескольких двумерных структур с известной геометрией, а также степенью автоматизации. Цель представленной методики – максимально автоматизировать процесс восстановления. Следует отметить, что здесь представлены только основные ключевые моменты и опущены подробности восстановления (такие как, например, анализ стеноз, выбор пространственного направления по сосуду, геометрические преобразования и т.п.). Более подробное описание методов можно найти в [4-9]. Целью статьи не является детальное описание алгоритмов. В работе представлен подход к проблеме восстановления пространственной структуры коронарных артерий, позволяющий максимально автоматизировать процесс восстановления пространственной структуры по малому числу проекций.

## 1. Описание исходных данных

Процесс катетеризации в клиниках производится на специальном оборудовании (в нашем случае это установка C-ARM Equipment см. рис. 1), и данные о процессе сохраняются в унифицированном формате

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Как правило, в этом формате сохраняются фильмы проекций, кардиограммы и все данные о геометрии съемки. Для анализа имеются все геометрические характеристики плоскостей проекций, а также фильмы проекций, которые в свою очередь состоят из отдельных кадров. Кадр представляет собой изображение ангиографической проекции коронарных сосудов в определенный момент времени.

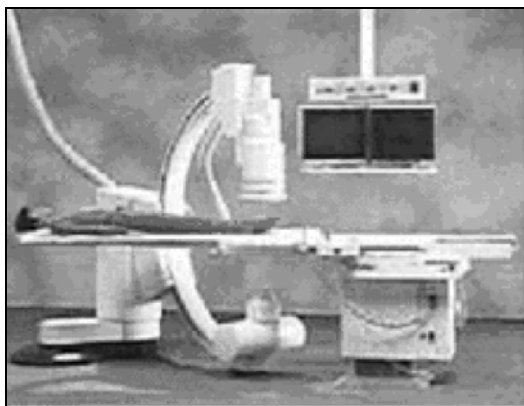


Рис. 1. Установка C-Arm

## 2. Методология

При разработке данной методики были сделаны некоторые допущения. Предполагалось, например, что из фильмов, представляющих различные проекции, можно выбрать кадры, при регистрации которых сердце пациента занимало одинаковое пространственное положение.

По причине того, что не существует достаточной информации о взаимном расположении плоскостей проекций в пространстве, невозможно восстановление исходного объекта по проекциям, полученным при центральном проецировании. В связи с этим, допускается, что изображения, полученные центральным проецированием, можно достаточно полно компенсировать, эмитировав тем самым параллельное проецирование.

Была разработана компьютерная технология восстановления пространственной структуры коронарных артерий, состоящая из следующих пяти основных этапов:

- (1) временная синхронизация проекций (идентификация фазы сокращения сердца),
- (2) компенсация центральной проекции;
- (3) пространственная привязка изображений проекций;
- (4) идентификация точек разветвления сосудов и концевых точек на изображениях проекций;
- (5) пространственная трассировка и оценка толщины сосудов.

Результатом работы этих этапов является структура, содержащая векторное представление пространственных сосудов, которая в дальнейшем используется для визуализации. Далее рассмотрим более подробно каждый из указанных этапов.

### 2.1. Временная синхронизация проекций

Задача временной синхронизации проекций возникает из-за необходимости выбора для каждой проекции одного кадра из последовательности. При этом необходимо выбрать для различных проекций такие кадры, на которых сердце было бы запечатлено в одинаковой фазе сокращения.

Известно, что движение сердца носит периодический характер. Известно также, что скорость сокращения неравномерна и убывает в фазе своего максимального и минимального расширения до нуля. Из очевидных соображений можно сказать, что следует искать кадры, на которых сердце находится в фазе максимального расширения. В этом случае можно будет говорить о соответствии проекций одному и тому же пространственному объекту (при этом пренебрегается некоторыми аperiodическими процессами, вызванными, например, аритмией или дыханием пациента).

Последовательность кадров (или фильм) для каждой проекции состоит приблизительно из 100 кадров. Требуется проанализировать кадры из фильма и выбрать те, которые соответствуют фазе максимального расширения сердца.

Метод основан на оценке коэффициента корреляции соседних пикселей для каждого кадра. Каждый кадр обрабатывается независимо, следовательно, для того чтобы произвести сравнение результатов все изображения в фильме должны быть приведены к одинаковой средней интенсивности. Для каждого кадра выполняются следующие действия. Выбираются несколько областей различного размера на кадре. Для каждой области находится оценка коэффициента корреляции соседних отсчетов с учетом шумовой компоненты (была использована модель белого шума). Результирующая оценка коэффициента корреляции берется усреднением по всем областям. Таким образом, получаем некоторое число, которое соответствует данному кадру. В результате обработки всех кадров из фильма получаем одномерный массив оценок коэффициентов корреляции (рис. 2).

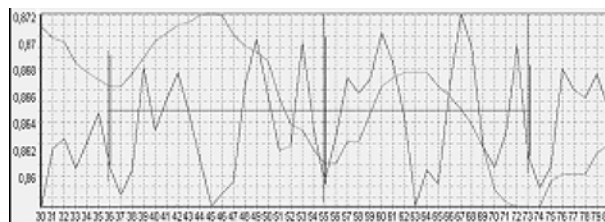


Рис. 2. Пример зависимости оценки корреляции от номера кадра

Локальные минимумы в результирующем массиве указывают на кадры, которые соответствуют фазе максимального расширения сердца. Можно сортировать найденные минимумы по значимости. Наиболее значимые минимумы будут более глубокими и более симметричными, чем другие.

## 2.2. Компенсация центральной проекции

По причине того, что коэффициент преломления рентгеновских лучей очень мал для всех веществ, невозможно изготовить коллиматор, который мог бы преобразовать расходящиеся пучок лучей в пучок параллельных лучей. В следствие этого результирующие изображения наблюдается в центральной проекции, даже в случае, когда исходный объект плоский. По таким проекциям невозможно восстановление исходного объекта без привлечения дополнительной информации о геометрии съемки, которой мы не располагаем. В то же время, для восстановления исходного объекта по параллельным проекциям не требуется привлечения дополнительной информации. Предполагается, что эффекты, проявляющиеся на изображениях от центрального проецирования можно отчасти скомпенсировать, сделав изображение таким, как если бы оно было получено параллельным проецированием.

Предлагается алгоритм компенсации эффекта центральной проекции. Следует отметить, что полностью компенсировать эффект центрального проецирования возможно только для плоского объекта, в противном случае в принципе невозможно найти значения некоторых параметров.

Метод компенсации эффекта центрального проецирования заключается в конструировании скорректированного изображения, которое и подается на вход остальных процедур в качестве исходного изображения. Для каждой точки выходного изображения прототип  $(x_0, y_0)$  ищется в исходном изображении. Решается некоторый набор уравнений для вычисления  $x_0, y_0$ . Решение получается в следующем виде:

$$x_0 = \frac{a_4(u_{par} + b_1h) - a_2(v_{par} + b_2h)}{a_1a_4 - a_2a_3}$$

$$y_0 = \frac{a_1(v_{par} + b_2h) - a_3(u_{par} + b_1h)}{a_1a_4 - a_2a_3}$$

где  $a_1 = \cos \beta$ ,  $a_2 = \sin \alpha \sin \beta$ ,  $a_3 = 0$ ,  $a_4 = \cos \alpha$ ,

$$b_1 = -\cos \alpha \sin \beta, \quad b_2 = \sin \alpha,$$

$\alpha, \beta$  – первичный и вторичный углы поворота камеры, соответственно.

Пример работы алгоритма компенсации центральной проекции показан на рис. 3.

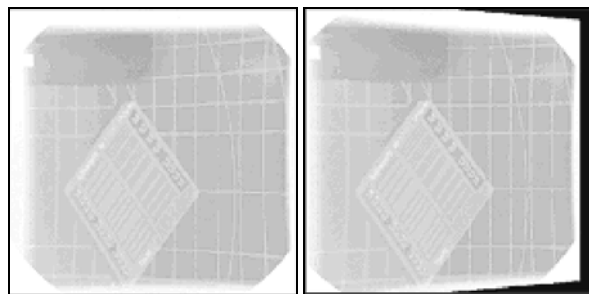


Рис.3. Компенсация эффекта центральной проекции

## 2.3. Пространственная привязка изображений проекций

По имеющимся данным о геометрии съемки проекций можно определить пространственную ориентацию плоскостей проекций. Но для того, чтобы произвести восстановление исходного объекта необходимо согласовать положение плоскостей в пространстве, посредством параллельного переноса.

Для пространственной привязки проекций необходимо на всех изображениях отметить точку (базовую), которая бы являлась проекцией одной и той же трехмерной точки на соответствующие плоскости. В качестве такой точки была выбрана точка конца катетера. Будем считать, что в пространстве концевая точка катетера соответствует началу координат. Далее параллельным переносом проекций можно добиться соответствия найденных базовых точек соответствующим проекциям начала координат.

Заметим, однако, что идентификация конца катетера на используемых для построения трассы кадрах затруднена, так как после ввода контрастного вещества конец перестает быть видимым. Принимая во внимание все вышесказанное, предлагается следующая трехэтапная процедура идентификации базовой точки на изображении:

- Идентификация точки, где катетер пересекает границу кадра на одном из начальных кадров из последовательности. Эта точка оказывается более подходящей для экстраполяции, чем конец катетера. Можно использовать любой из начальных кадров, кроме первого, потому что его яркостные характеристики существенно отличаются от остальных кадров. Нельзя анализировать сразу кадры, на которых производится трассировка
- Экстраполяция найденной точки на кадры, используемые при построении трассы.
- Зная позицию точки пересечения катетера с границей кадра, можно, двигаясь по катетеру, достигнуть его конца. В найденной точке также обнаруживается направление по катетеру (базовое), которое используется при конструировании начального пространственного направления движения.

Результат работы алгоритма приведен на рис. 4.

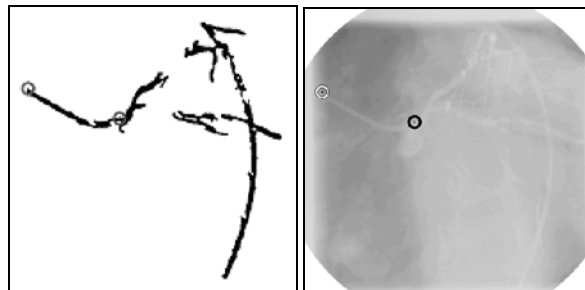


Рис. 4. Предобработанное изображение (используется для поиска конца катетера) и исходное изображение (используется для построения трехмерного дерева сосудов)

Таким образом, мы определили базовые точки на проекциях, которые соответствуют пространственной базовой точке, расположенной в начале координат. В дальнейшем эти данные используются для согласования проекций и построения геометрических преобразований проецирование пространственных точек на плоскости проекций.

Для инициации движения в пространстве необходимо также обнаружить начальное пространственное направление по сосуду. Начальный пространственный вектор вычисляется из условия минимума среднеквадратического отклонения проекций искомого трехмерного вектора от соответствующих двумерных базовых векторов.

#### 2.4. Идентификация 2D точек разветвления сосудов и 2D концов сосудов

Задача обнаружения точек разветвления сосудов и концевых точек сосуда возникает на этапе построения пространственной трассы сосудов. Пространственное разветвление появляется при наличии разветвления сосуда, по крайней мере, на одной проекции. Вследствие этого для обхода всего дерева сосудов необходимо обнаруживать разветвления сосудов на проекциях. Также необходимо знать в какой момент прекращать трассировку пространственного сосуда, и для этой цели также необходимо обнаруживать двумерные концевые точки. Помимо этого, необходимо давать различия между сосудом, разветвлением сосудов и пересечением сосудов. Метод основан на анализе локальной круглой области вокруг исследуемой точки. Небольшой сектор выбирается внутри круга. Он поворачивается от 0 до 360 градусов с наложением. Таким образом, мы обрабатываем круглую область скользящим сектором (рис. 5).

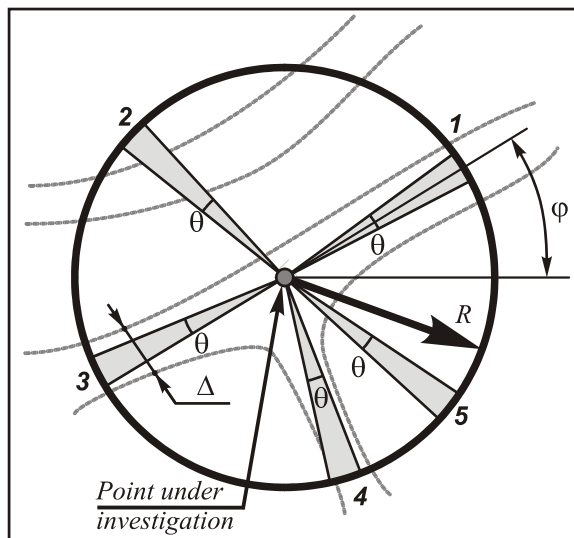


Рис. 5. Круглая область и различные позиции выбранного сектора

Для каждого положения сектора могут быть вычислены некоторые параметры области, которая лежит в пределах сектора круга. Например, среднее значение интенсивности и дисперсию. Эти статисти-

стические функции являются радиальными, зависящими от позиции лучей. Используя эти параметры, можно определить в каком направлении исходит сосуд из центральной точки сосуда. Например, если в качестве радиальной функции используется усреднение, то в направлении сосудов, а также темных пятен будут минимумы (рис. 6).

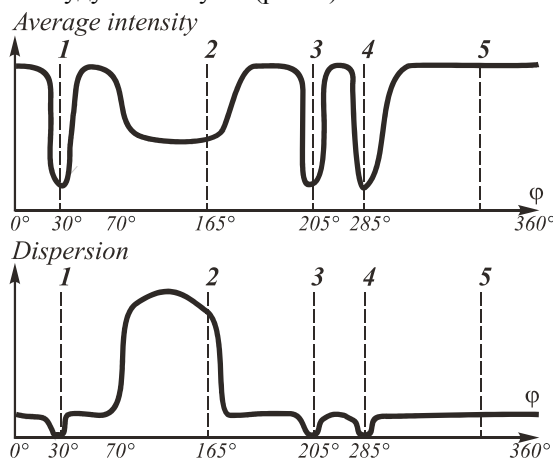


Рис. 6. Пример радиальной функции (для случая усреднения интенсивностей по сектору)

Для увеличения надежности необходимо выполнить лучевое преобразование для некоторого диапазона радиусов. Для каждого значения радиуса находится усредняющая радиальная функция и определяется ее локальные минимумы. Эти минимумы накладываются на исходное изображение в соответствии с направлениями, в которых они появляются. Расстояние от центра равно радиусу, который был использован при радиальном преобразовании. Таким образом, получается набор точек на изображении, который формирует цепочки точек. Те цепочки точек, что соответствуют сосуду, следуют непосредственно до центра. В том случае, если обнаружена некоторая цепочка точек от центра до максимального радиуса лучевого преобразования, то данное направление соответствует направлению по сосуду. Результаты работы алгоритма для различных видов сосудов показаны на рис. 7.

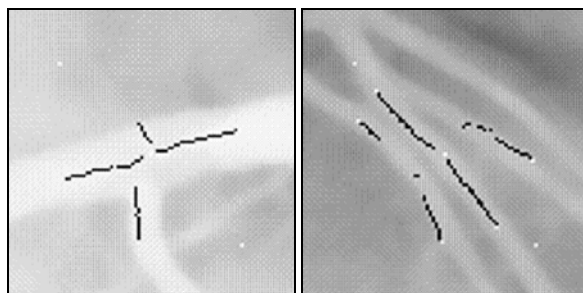


Рис.7. Последовательность локальных минимумов

#### 3.5. Пространственная трассировка и оценка толщины сосудов

Данный этап является основным, в отличие от четырех предыдущих вспомогательных этапов. Результаты работы описанных ранее алгоритмов используются алгоритмом пространственной трассировки

ровки при построении трассы сосудов. Результатом выполнения данного этапа является некоторая структура, содержащая векторное представление пространственных сосудов, которая в дальнейшем используется для визуализации. Итак, данную задачу можно сформулировать следующим образом: не-

обходимо разработать метод построения трассы сосудов в трехмерном пространстве, используя изображения проекций исходного объекта, полученных в различное время при условии, что объект может со временем изменять свою форму в некоторых пространственных пределах [7].

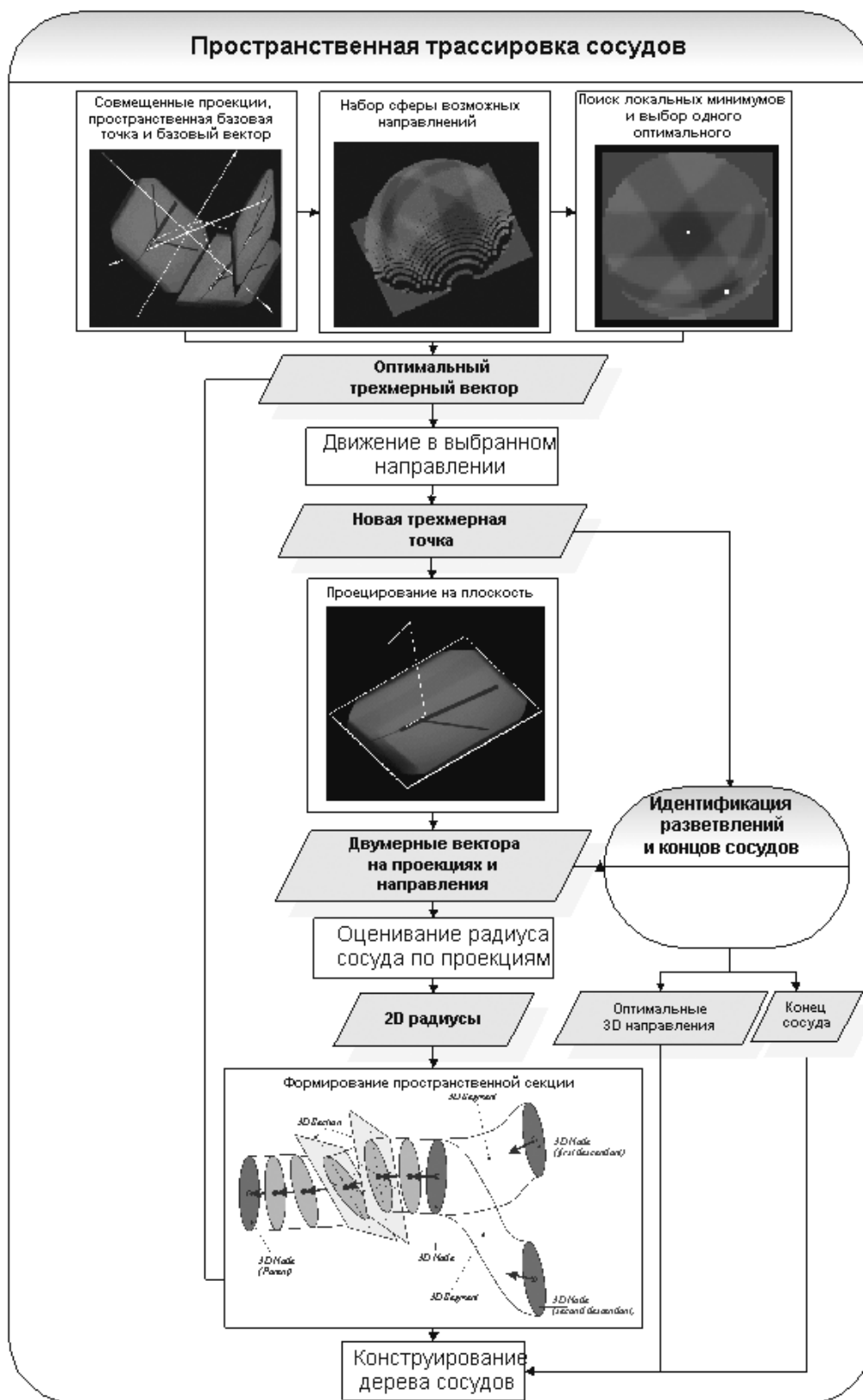


Рис. 8. Общая схема алгоритма трехмерной трассировки

Предполагается известными параметры плоскостей проекций (т.е. их нормали), которые определяют относительное положение проекций в пространстве, начальные точки на проекциях (базовые точки), 3D-вектор, который определяет начальное направление движения в пространстве и углы поворота проекций вокруг своих нормалей в мировой системе координат.

Общая схема алгоритма 3D-трассировки (построение трассы) представлена на рис. 8. Прежде чем начать трассировку, необходимо осуществить совмещение проекций в пространстве. Ориентация проекции проводится соответственно их первичным и вторичным углам поворота камеры. Сдвиг осуществляется таким образом, чтобы 2D базовая точка на каждой проекции совмещалась с соответствующей проекцией 3D базовой точки (рис. 9).

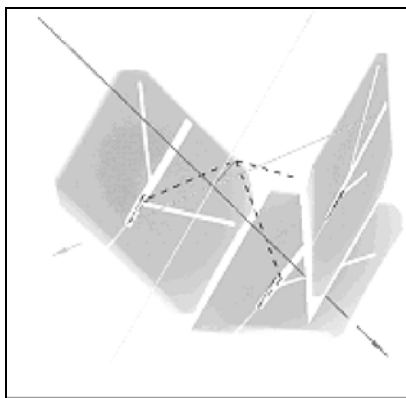


Рис. 9. Совмещение проекций

В основе алгоритма трассировки лежит пошаговое движение точки в 3D-пространстве с коррекцией направления движения, которая производится на каждом шаге, на основании анализа пространственной интенсивности [6].

На каждом шаге выбирается оптимальное направление движения. Выбор производится на основании анализа некоторой сферы возможных направлений, которая определяется углом максимально возможного отклонения от текущего направления в пределах одного шага (рис. 10).

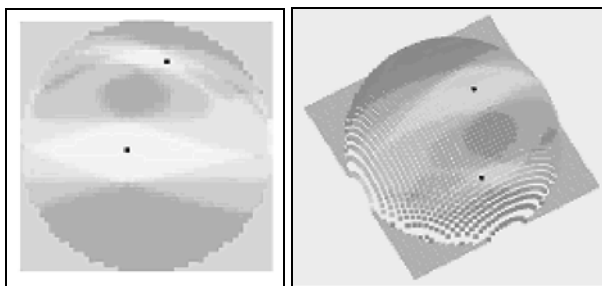


Рис. 10. Примеры сферы возможных направлений

Радиус сферы на каждом шаге определяется оценкой толщины сосуда на предыдущем шаге. Значение критериальной функции на сфере определяется анализом интенсивности проекций следующим образом: значение в каждой точке сферы представляет суперпозицию соответствующих 2D критери-

альных функций на проекциях. Значение 2D критериальной функции в точке – это математическое ожидание яркости изображения в пределах некоторого круглого окна с центром в данной точке и радиусом равным половине оценки толщины сосуда на предыдущем шаге. Следовательно, мы имеем набор точек на сфере возможных направлений и значения 3D критериальной функции, определенные в этих точках (рис. 10). Минимумы критериальной функции на 3D-сфере определяют новое направление движения. В случае, когда на сфере детектируется не один, а несколько минимумов считается, что текущая точка представляет точку 3D разветвления сосудов. В этом случае все найденные направления запоминаются, и трассировка производится последовательно по всем направлениям.

Обнаружение локальных минимумов основано на аппроксимации 2D развертки критериальной функции сферы  $I(x,y)$  в пределах некоторого скользящего окна квадратичной формой:  $F = ax^2 + by^2 + cxy + dx + ey + f$  и последующем анализе данной формы.

После детекции минимумов, новое 3D-направление найдено, и в данном направлении производится шаг. Новые 3D-точка и 3D-направление проецируются на все исходные проекции и, таким образом, образуются новые 2D-точки и 2D-направления на проекциях, которые являются начальными данными для следующего шага. Процесс трассировки в заданном направлении прекращается, когда мы достигаем 2D конца сосуда на любой из проекций. На каждом шаге 3D трассировки необходимо производить оценку толщины сосуда [5]. Оценка толщины сосудов производится на основе двухслойной нейронной сети, весовые коэффициенты которой найдены заранее. Все результаты работы 3D-трассировки, включая оценку толщины сосуда на каждом шаге, сохраняются в специальную структуру. Мы называем ее «древовидной» структурой, или просто «дерево» сосудов. Для получения более детальной информации об оценке толщины и геометрических параметров сосудов см. [8], [9].

### 3. Экспериментальные исследования

Разработанный подход был применен для восстановления пространственной структуры фантомов (искусственный объект, снятый в реальных условиях) с целью проверки работоспособности алгоритмов и точности восстановления, а также для восстановления пространственной структуры реальных сосудов сердца.

Для оценки различных геометрических параметров были использованы два вида фантомов, представленных в таблицах 1-3. Геометрические характеристики (такие, как длины ветвей, углы разветвления, толщина ветвей) фантомов были измерены заранее. Восстановление фантомных объектов производилось по ангиографическим проекциям, полученным с разным ракурсом. Как правило, использовались 2-3 проекции для восстановления.

На фантомах первого вида мы измеряли точность восстановления разветвлений, длину и толщину ветвей. Тестирование производилось на 120 тройках различных проекций. Параметры исходного фантома приведены в таблице 1. В таблице 2 приведены относительные погрешности восстановления по указанным геометрическим параметрам. Относительные погрешности вычислялись, как среднее по всей выборке троек проекций. Следует отметить, что наличие погрешности в основном связано с несогласованием проекций, вызванных неполной компенса-

цией центрального проецирования, а также неточной информацией о геометрии съемки. Этим объясняется «укорачивание» тонких длинных ветвей фантома при восстановлении. Так как методика предполагает согласование проекций по начальной точке сосуда (точке входа катетера в сосуд), то несогласование проекций усиливается при удалении от этой точки. Заметим также, что погрешность восстановления углов между ветвями фантома, в основном обуславливается неполной компенсацией центрального проецирования.

Таблица 1. Геометрические параметры фантома первого вида

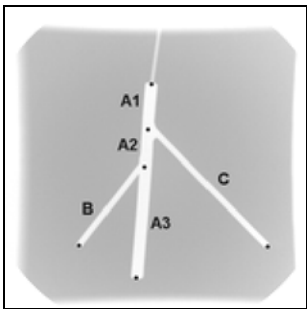
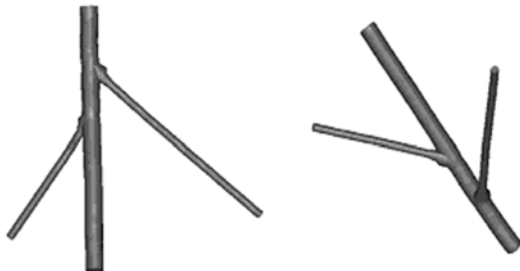
Фантом	Название ветви	Длина		Толщина	
		Абсолют.	Относит.	Абсолют.	Относит.
	A1	22	0,222	6,3	1
	A2	20	0,202	6,3	1
	A3	57	0,576	6,3	1
	B	50	0,505	3,2	0,508
	C	80	0,808	3,2	0,508
Угол АВ		Угол АС			
45°		53°			

Таблица 2. Погрешности восстановления фантома первого вида

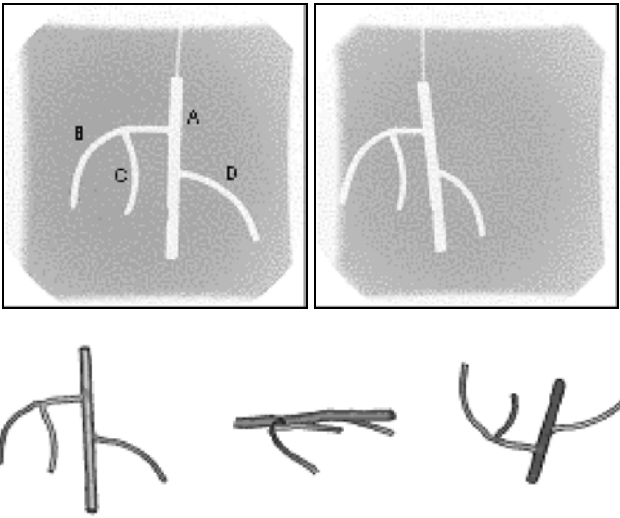
Фантом	Название ветви	Относительная погрешность длин (%)	Относительная погрешность толщины (%)
	A1	3,57	1,12
	A2	3,32	1,07
	A3	2,07	0,42
	B	2,57	1,92
	C	3,81	2,01
	Относительная погрешность по углу АВ (%)		Относительная погрешность по углу АС (%)
1,26		1,83	

Второй вид фантомов использовался для оценки точности восстановления изогнутых ветвей. Алгоритмы были протестированы на 50 различных тройках проекций. Для каждой изогнутой ветви исходного фантома было рассчитано отношение расстояния между начальной и конечной точками к длине всей ветви. Сравнение результатов производилось по этой величине с учетом того, что восстановленные ветви могут оказаться короче исходных (в относительных величинах). Ошибка восстановления усреднялись по всем восстановленным фантомам для соответствующих ветвей. Результаты приведены в таблице 3. Как и следовало ожидать, в случае изо-

гнутой ветвей возрастает погрешность восстановления относительных длин кривых, что также связано с наличием эффекта центрального проецирования и отсутствием точной информации о геометрии съемки проекций. Технология была использована также для восстановления пространственной структуры реальных коронарных артерий (рис. 11,12). В этом случае использовались 2-3 проекции. Сравнительная оценка геометрических параметров не производилась в силу отсутствия параметров исходного объекта (сердца пациента). Была проведена визуальная оценка правильности восстановления реальной трёхмерной структуры.



Таблица 3. Погрешности восстановления фантома второго вида

Фантом		Название ветви	Погрешность (%)
	A	5.72	
	B	7.37	
	C	4.21	
	D	5.60	

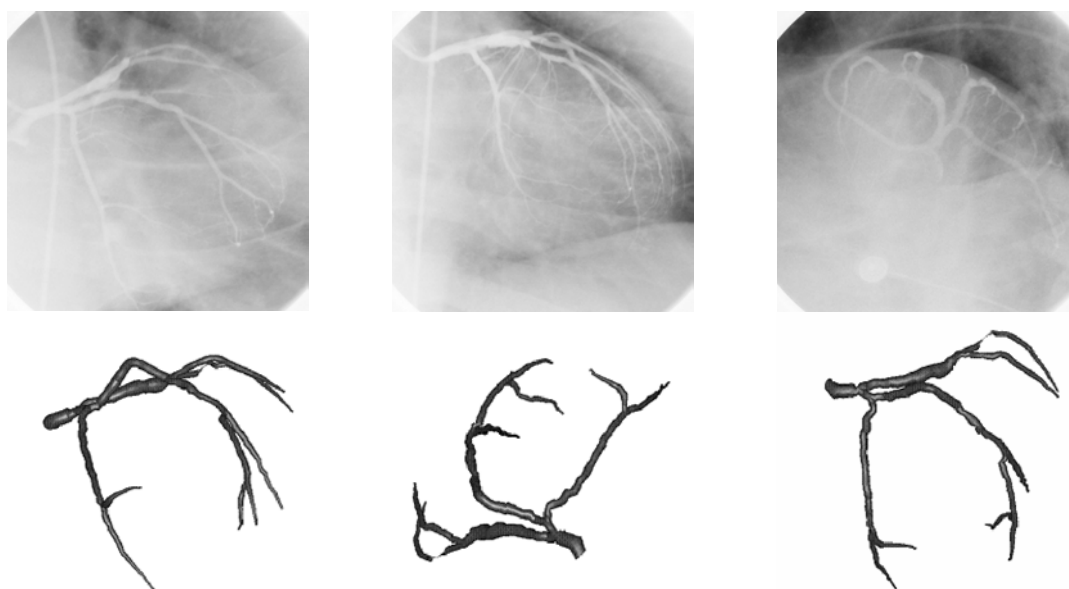


Рис. 11. Исходные изображения коронарных артерий и восстановленная пространственная структура коронарных сосудов

### Заключение

В данной статье представлена методика восстановления пространственной структуры коронарных артерий по малому числу ангиографических проекций.

Выделены и рассмотрены подробно 5 основных этапов решения задачи восстановления – четыре вспомогательных и один основной этап конструирования 3D дерева сосудов. Каждый из этапов представлен отдельным алгоритмом и может быть использован независимо от остальных для специфических целей.

В статье приводятся результаты восстановления пространственной структуры двух видов фантомов, а также левой коронарной артерии. Тестирование на фантомах позволило оценить погрешность восста-

новления геометрических параметров объектов (толщина и длина ветвей, углы разветвления ветвей).

Наш подход к восстановлению пространственной структуры коронарных артерий не является окончательным. Существует множество проблем связанных с восстановлением реальных объектов и обусловленных динамичностью объекта исследования, наличием искажений, возникающих при регистрации проекций, неточными данными о геометрии съемки и т.п. Все эти факторы приводят к рассогласованию проекций и зачастую к невозможности применения описанного выше подхода. Все это накладывает довольно жесткие условия на выбор исходных проекций, что, несомненно, является недостатком предложенного подхода.



При разработке методики восстановления мы стремились максимально автоматизировать процесс восстановления. Все приведенные примеры пространственных структур были получены полностью автоматически. В дальнейшем планируется улучшение системы для достижения большей точности восстановления и оценивания параметров.

Одним из путей достижения этой цели является более точное сопоставление проекций с последовательным согласованием проекций на каждом шаге процедуры восстановления. В будущем планируется разработка пространственно-временной (3D+Time) модели коронарных артерий.

#### *Литература*

1. Mourgues F., Devernay F., Malandain G. and Coste-Manière E. 3D+t Modeling of Coronary Artery Tree from Standard Non Simultaneous Angiograms // Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention Proceedings, Lecture Notes in Computer Science. Volume 2208; Springer, Utrecht, 2001.
2. Messenger J.C., Chen S.Y., Carroll J.D., Burchenal J.E., Kioussopoulos K. and Groves B.M. 3D coronary reconstruction from routine single-plane coronary angiograms: clinical validation and quantitative analysis of the right coronary artery in 100 patients // The International Journal of Cardiac Imaging 16(6), December, 2000. P. 413-427.
3. Ding Z. and Friedman M.H. Quantification of 3-D coronary arterial motion using clinical biplane cineangiograms // The International Journal of Cardiac Imaging 16(5), October, 2000. P. 331-346.
4. Baranov V.G., Hramov A.G. The discrete fan Radon transformation in the problem of the netlike structures branches emphasizing // Col. Computer Optics, 2002. № 23. P. 44-47.
5. Ilyasova N.Yu., Ustinov A.V., Baranov V.G., Kupriyanov A.V. and Khramov A.G. Estimating the Geometrical Parameters of Branches of 3D Treelike and Netlike Structures Exemplified by the Cardiovascular Image // Col. Computer Optics, 2002. № 23. P. 48-52.
6. Ilyasova N.Yu., Korepanov A.O., Kupriyanov A.V., Hramov A.G., Baranov V.G. The analyze of the hart vascular system structure by the method of the projections images tracing // Col. Computer Optics, 2002. № 23. P. 53-57.
7. Ilyasova N.Yu., Korepanov A.O., Kupriyanov A.V., Hramov A.G. Fractures elimination on the binary images of the treelike structures // Col. Computer Optics, 2002. № 23. P. 58-61.
8. Ilyasova N.Yu., Ustinov A.V., Baranov V.G., Kupriyanov A.V. and Khramov A.G. Estimating the Geometrical Parameters of Branches of 3D Treelike and Netlike Structures Exemplified by the Cardiovascular Image // Optical Memory & Neural Networks, 2002. Volume 11. №. 1. P. 65 -72
9. Soifer V.A., Ilyasova N.Yu., Baranov V.G., Khramov A.G. Estimating the geometrical parameters of branches of treelike and netlike structures // In Proceedings of the 12<sup>th</sup> Scandinavian Conference on Image Analysis, 2001. P. 49-53.