

Алгоритм формирования объемной модели патологического очага сетчатки глаза на основе сканограмм оптической когерентной томографии

В.А. Филиппенко¹, В.В. Долгов¹, Ю.Ф. Бондаренко², А.Н. Епихин², О.С. Руденко²

¹Донской государственный технический университет, Ростов-на-Дону

²Ростовский государственный медицинский университет Минздрава России, Ростов-на-Дону

Аннотация: Наиболее информативными методами в диагностике патологических состояний сетчатки являются офтальмоскопия, флюоресцентная ангиография (ФАГ), оптическая когерентная томография (ОКТ) и оптическая когерентная томография с ангиографией (ОКТ-ангиография, ангио-ОКТ, ОКТ-А).

В данной работе описывается алгоритм формирования патологического очага сетчатки на основе сканограмм, получаемых с помощью оптического когерентного томографа (ОКТ). Алгоритм позволяет создать объемную модель патологического очага в клинически значимых границах путем отдельного сегментирования каждой из сканограмм макулярного куба, извлечения облака точек патологического очага и её реконструкцию в полигональную 3D-модель.

Извлечённые из такой модели определённые морфометрические параметры, являются важными для более качественного анализа патологии сетчатки. Это позволит назначить врачу-офтальмологу соответствующий вид и объём лечения для стабилизации и улучшения зрительных функций.

Ключевые слова: Возрастная макулярная дегенерация, оптическая когерентная томография, макула, патология сетчатки глаза, облако точек, медицина, компьютерное зрение, влажная форма возрастной макулярной дегенерации.

Введение

По прогнозам ВОЗ, количество людей с нарушениями зрения будет расти по целому ряду причин. Основная причина — это старение населения планеты: если в 2017 году в мире насчитывалось 962 млн. человек старше 60 лет, то к 2030 году их будет уже 1,4 млрд. На втором месте – болезни сосудистой оболочки глаза и сетчатки, в основном, это возрастная макулярная дегенерация и диабетическая ретинопатия. Согласно данным ВОЗ (Всемирный доклад по проблемам зрения, 2019, [1,2]) - возрастная макулярная дегенерация есть у 140–261 млн человек, диабетическая ретинопатия у 146 млн.

Основными методами диагностики этих заболеваний, являются проверка остроты зрения, офтальмоскопия глазного дна, а также биомикрофотография глазного дна с использованием фундус-камеры, компьютерная периметрия, флюоресцентная ангиографии, оптическая когерентная томография (ОКТ) и оптическая когерентная томография с ангиографией. Каждый из этих методов позволяет получать и накапливать

данные, необходимые для изучения особенностей течения патологии, анализа прогрессирования и выделения определенных признаков, которые могут стать маркерами, сигнализирующими о предрасположенности человека к заболеванию [3, 4].

Сканограмма макулы, полученная с помощью ОКТ содержит снимок макулярного куба, грани которого имеют размеры 6000x2000x6000 микрометров ширины, высоты и глубины соответственно. Разработчики программного обеспечения томографа закрыли возможность пользователю экспортировать 3D-снимок для работы с ним за пределами разработанного ими программно-аппаратного комплекса. Единственная возможность расчёта объёма патологического очага с минимальной погрешностью – это экспортировать ряд изображений с их нарезкой каждый 46,875 микрометров. Для того, чтобы достичь минимальной погрешности – отдельно сегментируем очаг поражения макулы на каждом из изображений-срезах, получив на выходе облако точек, на основе которого можно будет реконструировать объёмную модель очага поражения. Так как расстояние между каждым из снимков невелико, то при реконструкции поверхности мы сможем достоверно рассчитать параметры отсутствующих снимков.

Существует способы оценки патологических состояний сетчатки по данным ОКТ, заключающиеся в том, что вычисление объёма тканей проводится на основании данных ретинальной карты и показателей толщины сетчатки [1, 2]. Преимуществом их является автоматическая сегментация границ патологических элементов области сетчатки глаза с расчётом их площади в фас и общего объёма в профиль сканирования с анализом по секторам, выделение зон отслоек пигментного эпителия, сетчатки и стекловидного тела, измерение их высот и площадей и т.д. Недостатком же является отсутствие геометрической дифференциации патологических элементов.

Целью работы является повышение качества анализа патологических изменений сетчатки глаза на основе морфометрической дифференциации патологического очага.

Идентификация и сегментация составных элементов патологического очага на каждой сканограмме

Каждый снимок, полученный с помощью томографа, содержит спекл-шум, который снижает качество изображения и затрудняет анализ изображения. В контексте нашей задачи спекл-шум способен затруднить задачу идентификации и сегментации границ неоваскулярных жидкостей в анализируемом изображении. Этот специфический шум является основой из существующих проблем в точной идентификации границ

различных клеточных слоев сетчатки и других специфических особенностей сетчатки глаза, присутствующих в ОКТ-сканограммах.

Для того, чтобы довести изображение до состояния, пригодного для дальнейшего анализа, в данной работе был применён фильтр Гаусса.

Для обнаружения границ патологического очага используется оператор Собеля. Более подробное описание алгоритма идентификации сегментации границ патологических образований - кист, отеков, субретинальных жидкостей, неоваскулярных мембран и отслоения представлено в исследовании [5]. Примеры сегментации патологических образований представлены на рис. 1.

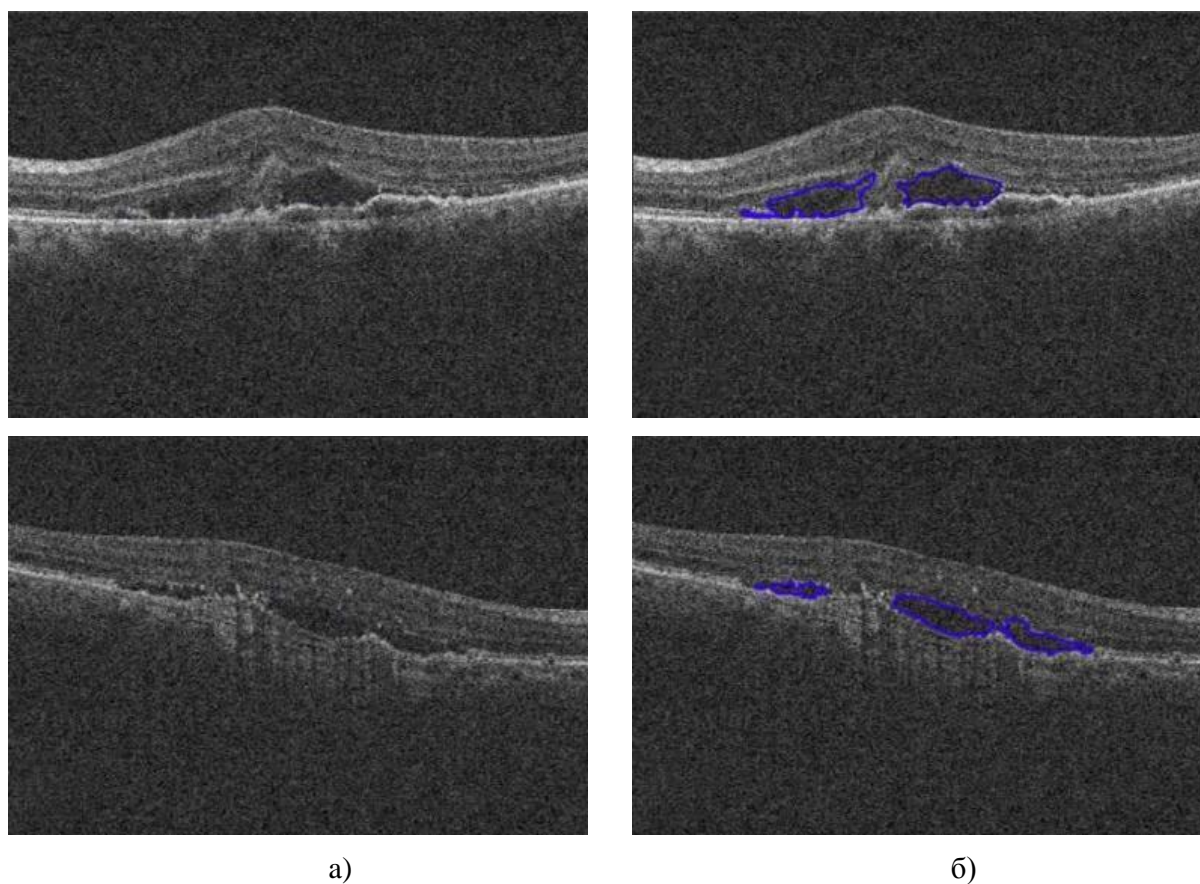


Рис. 1. – Примеры сегментации с помощью полученного алгоритма:
а) – группа изображений до сегментации, б) – группа изображений после сегментации.

Создание облака точек на основе сегментированных составных элементов патологического очага и их реконструкция

Облака точек состоят из миллионов точек с координатами X , Y и Z с присвоенной информацией о серой или цветной шкале. Такой подход чаще всего используется для захвата реальных поверхностей с помощью лазерных 3D-сканеров, которые измеряют физические размеры видимых поверхностей и объектов вокруг них [6, 7].

Облака точек состоят из плотно упакованных, отдельных точек. Каждая точка имеет свой собственный цвет, поэтому облако точек можно представить как трехмерное растровое изображение. Облака точек не содержат никаких других типов геометрии, таких, как грани, поэтому они не меняют внешний вид при различных режимах рендеринга видового экрана и не реагируют на освещение сцены по умолчанию.

Хотя облака точек предоставляют огромное количество данных, точки не являются "интеллектуальными", поскольку они не связаны с конкретными объектами, которые могут представлять собой часть чего-то. В облаке точек нет линий, поверхностей или других моделируемых элементов, только точки. Однако подобные облака становятся основой для множества процессов, включая быстрое создание каких-либо поверхностей на основе таких облаков.

Поэтому чтобы дальше работать с подобными моделями, над ними нужно провести ряд преобразований, которые могут включать в себя кластеризацию нескольких точек поверхности к определённому объекту.

В нашем случае облака точек будут представлять собой вершины какой-либо части макулы. Этой частью будут участки сегментированной патологии, с которыми будет производиться последующая работа.

Макулярный куб можно разделить на 128 снимков, расстояние между которыми будет 46,875 микрометров. Тогда, имея алгоритмы сегментации

различных участков макулы, из каждого сегментированного контура мы можем выделить множество точек, с помощью которых этот контур описан, и представить их на плоскости.

При переносе точек, описывающих контуры патологических образований, задача может быть осложнена в том случае, если на снимке макулярного куба находится не один вид и количество этих образований, а несколько. Тогда полученное облако точек не будет отвечать требованию, чтобы каждая из представленной точек должна являться вершиной, описывающей какую-либо поверхность. Решить такую проблему можно с помощью «кластеризации» данных, полученных после сегментации таких участков. Работу алгоритма кластеризации можно представить с помощью следующей математической модели.

Пусть C_{ij} – сканограмма, в которой i – её порядковый номер (1..128), j – один из сегментированных контуров. Тогда контур $C_{i+1,j}$ можно будет отнести к «кластеру» K если центр его тяжести $m(C_{i+1,j})$ находится внутри контура $C_{i,j} \cup C_{i-1,j}$

Пример такого преобразования для трёх контрольных сканограмм можно увидеть на рис. 2.

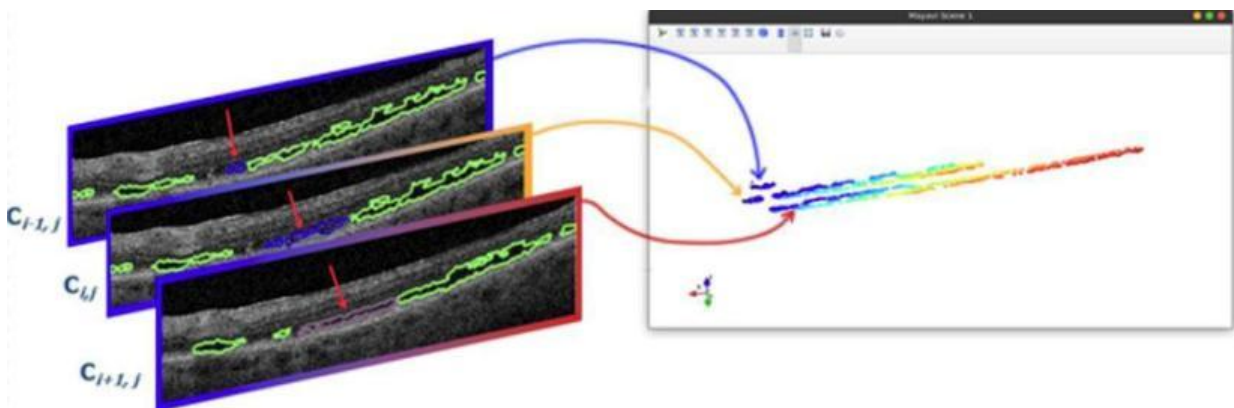


Рис. 2. – Пример кластеризации нескольких контуров для отёка.

Реконструкция точных поверхностей из неорганизованных облаков точек, полученных, исходя из данных лазерного сканера, фотограмметрических измерений изображений или полученных с помощью медицинского оборудования, является довольно сложной, не до конца решенной и проблематичной задачей в случае неполных, зашумленных и разреженных данных [6, 8]. Необходимо создание полигональных моделей, удовлетворяющих высоким требованиям к моделированию и визуализации. Цель всегда состоит в том, чтобы найти способ создания компьютерной модели объекта, которая наилучшим образом соответствовала бы реальности. Полигоны обычно являются хорошим способом точного представления результатов измерений, обеспечивающим оптимальное описание поверхности.

Алгоритмы, работающие с неорганизованными данными, не имеют никакой другой информации о входных данных, кроме их пространственного положения. Они не используют никаких предположений о геометрии объекта и поэтому, прежде чем генерировать полигональную поверхность, они обычно структурируют точки в соответствии с их связностью. Им необходимо хорошее распределение входных данных, и если точки распределены неравномерно, то восстановление поверхности из них может быть невозможным.

Реконструкция поверхности на основе облака точек выполняется с помощью триангуляции Делоне. Триангуляция Делоне - один из самых популярных и наиболее часто используемых методов в задачах, связанных с генерацией сеток. Многие оптимальные свойства триангуляции Делоне известны в 2D, где она интенсивно изучается в течение последних двадцати лет, хотя основы были сформулированы в начале двадцатого века [9].

Задача состоит в триангуляции множества точек V , которые образуют множество простых, непересекающихся точек $T(V)$, чьи вершины, в свою

очередь, образуют V , а объединение полностью заполняет выпуклый корпус V . Простые точки размерности 3 называются тетраэдрами, грани которых - простые точки размерности 2 (треугольники), ребра - простые точки размерности 1 (линии отрезков), а вершины - простые точки размерности 0 (точки).

Триангуляция Делоне — это триангуляция, при которой для любого симплекса $T(V)$ существует пустая n -мерная сфера, которая проходит через его вершины. Считается, что сфера пуста, если в ее внутреннем пространстве нет ни одной вершины. Триангуляция Делоне уникальна тогда и только тогда, когда в множестве V нет $(n + 2)$ ко-сферических вершин.

Триангуляция Делоне множества плоских простых многоугольников F — это триангуляция, в которой V - множество вершин F , а любой многоугольник получается, как объединение граней $T(V)$.

Триангуляции Делоне могут быть построены путем сведения всех геометрических операций только к двум предикатам:

- $P1$ – проверка на наличие точки в сфере;
- $P2$ – определение местоположения точки относительно плоскости и двух связанных с ней полупространств.

Это сокращение является важным шагом для минимизации ошибок, связанных с конечной точностью компьютера, что напрямую влияет на надежность процесса генерации сетки.

Пример работы алгоритма пошагово представлен на рис. 3.

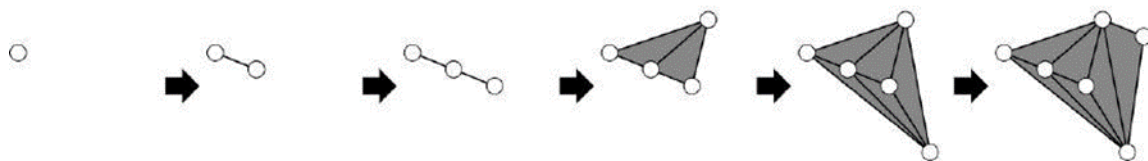


Рис. 3. – Пример триангуляции нескольких точек.

Традиционный алгоритм триангуляции Делоне без ограничений использует только наборы точек, и поэтому нет гарантии, что грани будут присутствовать на триангуляции его выпуклого корпуса. Это происходит, если существует набор граней, которые не появляются ни в одной триангуляции входных точек. Однако генератор сетки без ограничений может быть использован в качестве отправной точки для реализации генератора сетки с ограничениями. Обычно это достигается либо путем добавления дополнительных точек (точек Штейнера) к триангуляции на недостающих гранях, либо, в некоторых случаях, переворачиванием граней тетраэдров исходной сетки [10].

После того, как получена трёхмерная модель – рассчитаем объём очага поражения для сравнения его с другими объёмами и для возможности найти преобладающую форму поражения.

Вычисление объёма реконструированных полигональных моделей патологических образований макулы.

После реконструкции полигональной модели из облака точек сетка представлена набором вершин и полигонов. Прежде чем вычислить объём, мы проводим предварительную обработку модели и убеждаемся, что все полигоны являются треугольниками. Такая предварительная обработка, называемая триангуляцией, широко используется при кодировании сетки, обработке сигналов сетки и редактировании сетки. Направление нормали для треугольника может быть определено порядком вершин и правилом правой руки. Условие непротиворечивости очень легко выполнить. Для двух соседних треугольников, если общее ребро имеет разные направления, то нормали этих двух треугольников совпадают. Например, на рис. 4 АВ является общим ребром треугольников АСВ и АВD. В треугольнике АСВ

направление направлено от В к А, а в треугольнике ABD - от А к В, поэтому N_{ACB} и N_{ABD} согласованы.

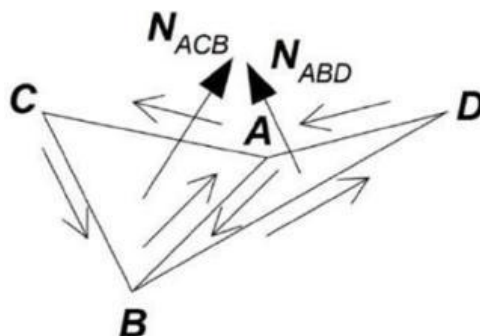


Рис. 4. – Нормали и порядок вершин.

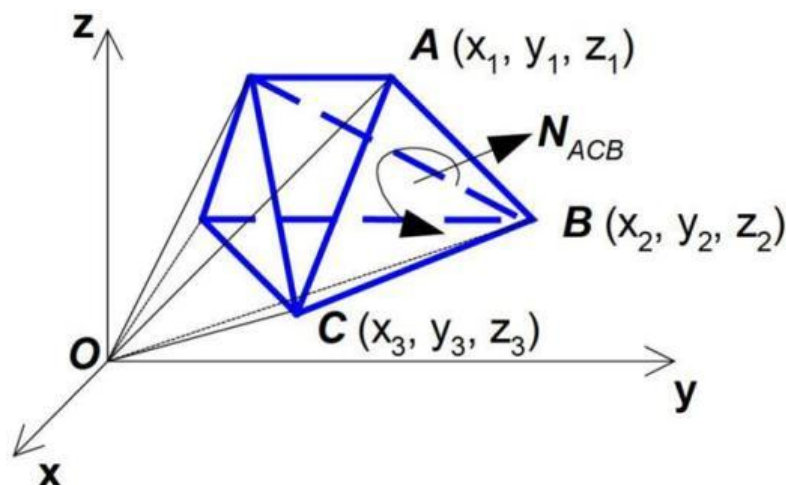


Рис. 5. – Расчет трехмерного объема.

В трехмерном случае элементарной вычислительной единицей является тетраэдр. Для каждого треугольника мы соединяем все его вершины с началом координат и формируем тетраэдр, как показано на рис. 5.

Мы определяем подписанный объем для каждого элементарного тетраэдра так: величина его значения — это объем тетраэдра, а знак значения определяется путем проверки, находится ли начало координат на той же стороне, что и нормаль к треугольнику. Объем тетраэдра OACB можно вычислить по формуле 1:

$$|V_{OACB}| = \left| \frac{1}{6} (-x_3 y_2 z_1 + x_2 y_3 z_1 + x_3 y_1 z_2 - x_1 y_3 z_2 - x_1 y_2 z_3 + x_1 y_2 z_3) \right|, \quad (1)$$

где (x_1, y_1, z_1) , (x_2, y_2, z_2) и (x_3, y_3, z_3) — координаты вершин треугольника i .

Поскольку начало координат O находится на противоположной стороне $NACB$, знак этого тетраэдра положительный. Знак также можно вычислить по внутреннему произведению $OA \cdot NACB$.

В реальной реализации нам снова нужно только вычислить объём каждого треугольника согласно формуле 2:

$$|V'_i| = \left| \frac{1}{6} (-x_{i3} y_{i2} z_{i1} + x_{i2} y_{i3} z_{i1} + x_{i3} y_{i1} z_{i2} - x_{i1} y_{i3} z_{i2} - x_{i1} y_{i2} z_{i3} + x_{i1} y_{i2} z_{i3}) \right| \quad (2)$$

где i - индекс треугольников или элементарных тетраэдров, (x_{i1}, y_{i1}, z_{i1}) , (x_{i2}, y_{i2}, z_{i2}) и (x_{i3}, y_{i3}, z_{i3}) - координаты вершин треугольника i , которые заданы так, чтобы нормаль треугольника i была согласована с другими.

Объём трехмерной сетчатой модели всегда положителен.

Окончательный результат можно получить, взяв абсолютное значение V'_{total} , согласно формуле 3:

$$V'_{total} = \sum_i V'_i \quad (3)$$

Для вычисления других характеристик 3D-модели, таких, как моменты или коэффициенты преобразования Фурье, мы меняем последовательность вершин для каждого треугольника, если V'_{total} оказывается отрицательным.

Описание процесса тестирования.

Для тестирования разработанного алгоритма было создано и экспортировано несколько контрольных примеров, позволяющих проверить эффективность и корректность работы алгоритмов при различных условиях. Эти снимки были экспортированы с помощью программного обеспечения, установленного на ОКТ. Пример снимка глазного дна, на котором можно регулировать срез экспортируемого изображения представлен на рис. 6.

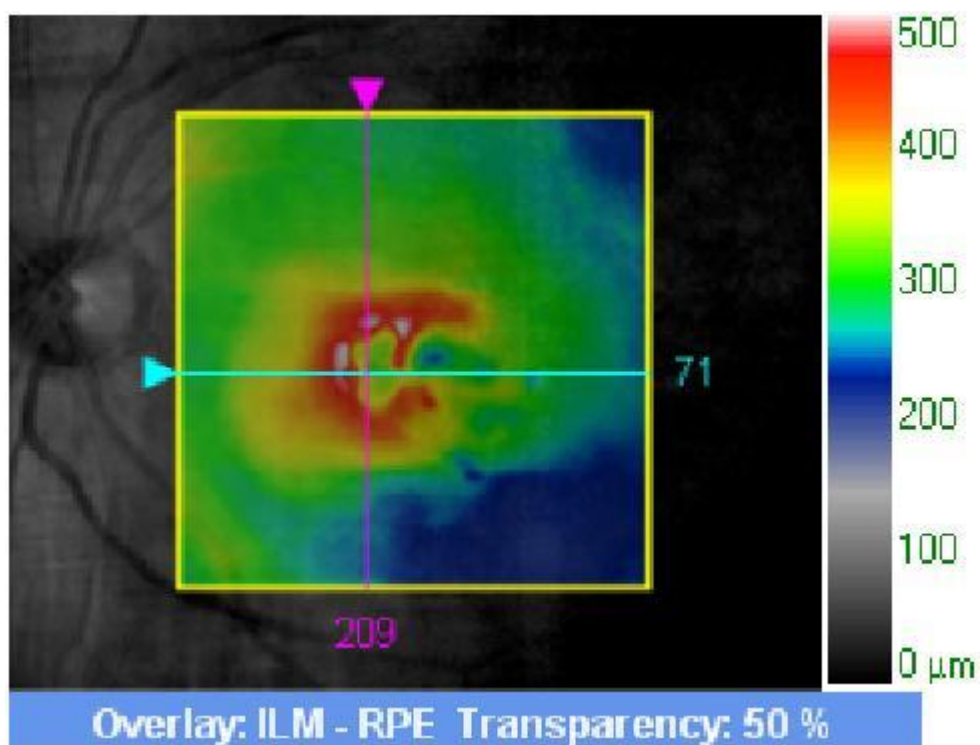


Рис. 6. – Пример снимка глазного дна, на котором можно регулировать срез экспортируемого изображения

На рис. 7 представлен пример сегментации границ составляющих элементов патологического очага.

Как видно из представленных выше изображений, разработанные алгоритмы довольно точно справляется с выделением границ кист, отеков,

субретинальных жидкостей, неоваскуляризации и отслойки в макулярной области сетчатки глаза на ОКТ-изображениях.

После сегментации на каждом из изображении-срезе кластеризовав их мы получим на выходе облако точек. Так как расстояние между каждым из снимков невелико, то при реконструкции поверхности мы сможем рассчитать параметры отсутствующих снимков. Пример облака точек одного кластеризованного составного элемента патологического очага представлен на рис. 8.

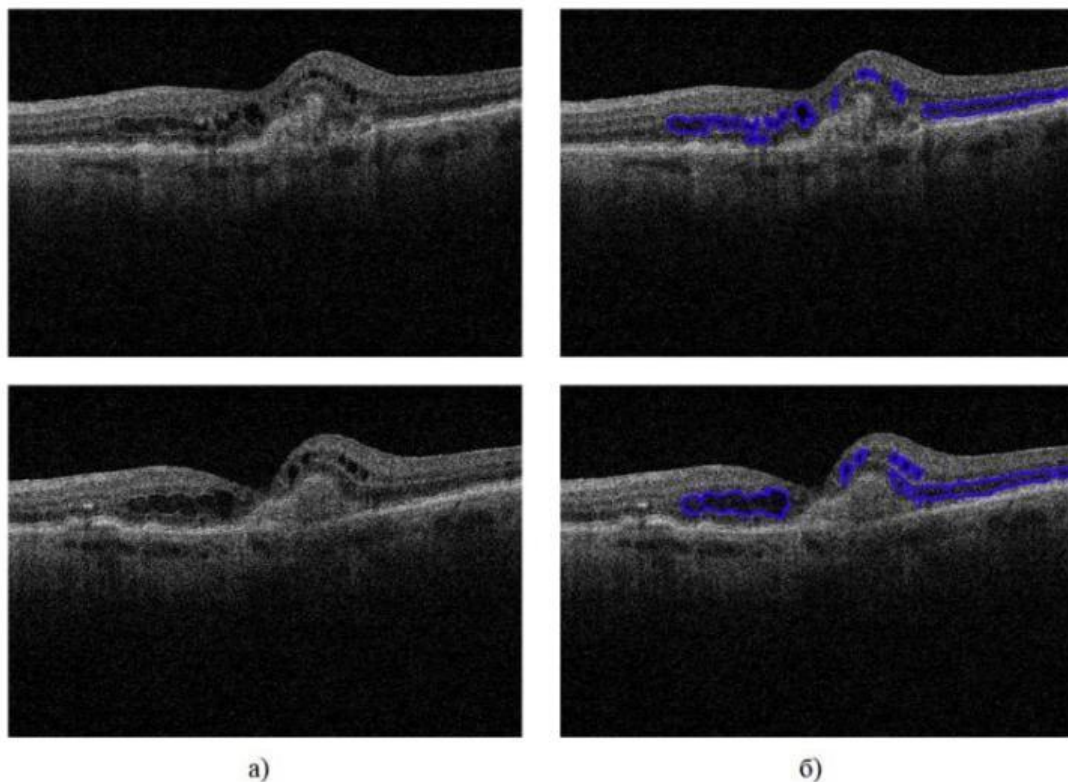


Рис. 7. – Примеры сегментации границ составных элементов патологического очага с помощью полученного алгоритма:

а) – группа изображений до сегментации, б) – группа изображений после сегментации

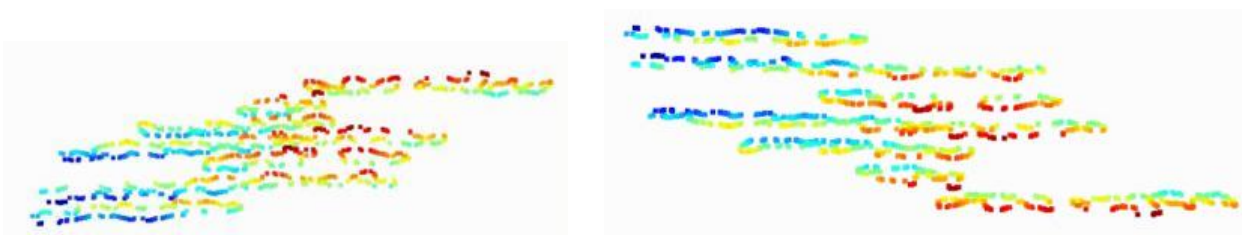


Рис. 8. – Примеры облаков точек, полученных после сегментации
На каждом изображении-срезе.

Реконструкцию поверхности на основе облака точек выполним с помощью триангуляции Делоне. Примеры объёмной модели, полученной на основе облака точек, представлены на рис. 9.

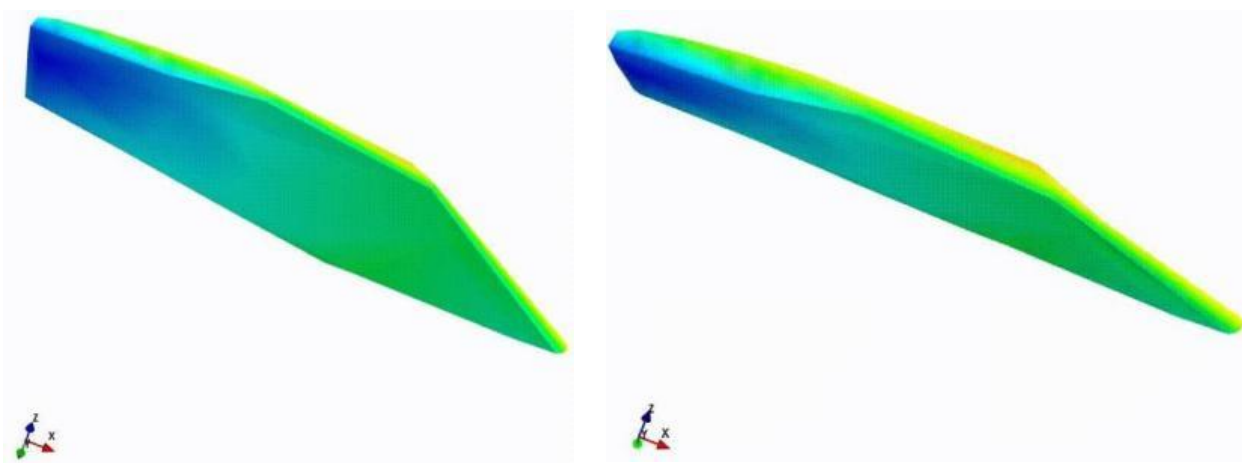


Рис. 9. – Примеры объёмной модели, полученной
на основе облака точек.

Заключение

В ходе проделанной работы было произведено исследование и разработка новых критериев качественной оценки поражения макулярной области сетчатки пациентов по данным ОКТ. Предложен алгоритм реконструкции патологического очага сетчатки на основе сканограмм ОКТ. Алгоритм позволяет реконструировать объёмную модель патологии путем

раздельного сегментирования каждой из сканограмм макулярного куба, извлечения облака точек патологии и её реконструкцию в полигональную 3D-модель.

УДК: 004.932.2, 617.7

Литература

1. Всемирный доклад о проблемах зрения. Женева: Всемирная организация здравоохранения, 2020. 220 с. URL: apps.who.int/iris.
2. Микрюкова Л. Д. Эпидемиологические исследования патологии глаз за длительный период наблюдения у населения, подвергшегося хроническому радиационному воздействию на Южном Урале. Офтальмология. 2022;19(4):923-930. URL: doi.org/10.18008/1816-5095-2022-4-923-930.
3. Бондаренко Ю.Ф., Гайбарян Р.В., Епихин А.Н., Епихина Ю.Н., Епихин Н.А. Влажная форма возрастной макулярной дистрофии: морфометрическая характеристика, возможности диагностики // Современные технологии в офтальмологии. – 2019. - №1. – С. 247-250.
4. Балашевич Л.И., Измайлов А.С., Улитина А.Ю. Модифицированная клиническая классификация возрастной макулярной дегенерации //Офтальмологические ведомости. – 2011. – Т. 4, № 4. – С. 41-47.
5. Филиппенко В.А., Бондаренко Ю.Ф., Долгов В.В., Епихин А.Н. Автоматическая сегментация границ патологического очага в макулярной области сетчатки для вычисления площади патологического очага. 2021. J. Phys: Conf. Ser. 2131 022081 DOI: 10.1088/1742-6596/2131/2/022081.
6. Remondino, Fabio. (2004). From point cloud to surface: The modeling and visualization problem. International Archives of Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences. 34. DOI: 10.3929/ethz-a-004655782.
7. Шепель И.О. Построение модели проходимости окружающей среды по облаку точек стереокамеры с использованием иерархической карты высот // Инженерный вестник Дона. 2018. №1. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n1y2018/4804.
8. Акиндинова Е.В., Петренко Д.И. Математическое моделирование в восстановлении изображения по проекциям // Инженерный вестник Дона. 2019. №6. URL: ivdon.ru/uploads/article/pdf/IVD_85__6y2019_Akindinova_Petrenko.pdf_55b60d6fbc.pdf.



9. Лавренов Р.О. Классификация методов построения графов вороного исходя из топологии окружающего пространства // Инженерный вестник Дона. 2020. №6. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/N6y2020/6526.

10. Cavalcanti, Paulo & Mello, Ulisses. (1970). Three-Dimensional Constrained Delaunay Triangulation: A Minimalist Approach. URL: citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=fc357bf8eb51aa22e99b9679785ac0aac0d97f31.

References

1. Vsemirnyj доклад o problemax zreniya. Zheneva [World report on vision problems]. Vsemirnaya organizaciya zdravooxraneniya, 2020. 220 p. URL: apps.who.int/iris/.

2. Mikryukova L. D. Oftal`mologiya. 2022;19:923-930. URL: doi.org/10.18008/1816-5095-2022-4-923-930.

3. Bondarenko Yu.F. Gajbaryan R.V., Epixin A.N., Epixina Yu.N., Epixin N.A. Sovremennyy`e tekhnologii v oftal`mologii. 2019. №1. pp. 247-250.

4. Balashevich L.I., Izmajlov A.S., Ulitina A.Yu. Oftal`mologicheskie vedomosti. 2011. T. 4, № 4. pp. 41-47.

5. Filippenko V.A., Bondarenko Yu.F., Dolgov V.V., Epixin A.N. Avtomaticheskaya segmentaciya granicz patologicheskogo ochaga v makulyarnoj oblasti setchatki dlya vy`chisleniya ploshhadi patologicheskogo ochaga. [Automatic segmentation of the borders of the pathologic focus in the macular region of the retina to calculate the area of the pathologic focus]. 2021. J. Phys: Conf. Ser. 2131 022081 DOI: 10.1088/1742-6596/2131/2/022081.

6. Remondino, Fabio. (2004). International Archives of Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences. 34. DOI: 10.3929/ethz-a-004655782.

7. Shepel` I.O. Inzhenernyj vestnik Dona. 2018. №1. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n1y2018/4804.

8. Akindinova E.V., Petrenko D.I. Inzhenernyj vestnik Dona. 2019. №6. URL: ivdon.ru/uploads/article/pdf/IVD_85__6y2019_Akindinova_Petrenko.pdf_55b60d6fbc.pdf.

9. Lavrenov R.O. Inzhenernyj vestnik Dona. 2020. №6. URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/N6y2020/6526

10. Cavalcanti, Paulo & Mello, Ulisses. 1970. Three-Dimensional Constrained Delaunay Triangulation: A Minimalist Approach. URL:



citeseerx.ist.psu.edu/document?repid=rep1&type=pdf&doi=fc357bf8eb51aa22e99b9679785ac0aac0d97f31.