

УДК 51-76, 612.133
DOI: 10.15372/PMTF202315413

АЛГОРИТМ ОЦЕНКИ ЛОХМАТОСТИ ПРОСВЕТА БРЮШНОЙ АОРТЫ НА ОСНОВЕ ТРЕХМЕРНОГО АНАЛИЗА ЕЕ МОРФОЛОГИИ

Я. В. Федотова, Е. В. Амелина, Р. И. Мулляджанов*, А. А. Карпенко**

Новосибирский национальный исследовательский государственный университет,
Новосибирск, Россия

* Институт теплофизики им. С. С. Кутателадзе СО РАН, Новосибирск, Россия

** Национальный медицинский исследовательский центр им. Е. Н. Мешалкина,
Новосибирск, Россия

E-mails: i.antonevich@g.nsu.ru, amelina.evgenia@gmail.com, rustammul@gmail.com,
andreikarpenko@rambler.ru

Предложен подход для количественной оценки лохматости просвета патологически измененной аорты, учитывающий трехмерную морфологию ее внутренней поверхности. Разработан и реализован алгоритм для оценки локальной лохматости, а также предложен интегральный критерий лохматости в анатомической области. Алгоритм протестирован на данных двух пациентов с лохматым и гладким просветом. Полученные результаты хорошо согласуются с результатами визуальной оценки экспертов-хирургов и подтверждаются клиническими исходами при оперативном вмешательстве.

Ключевые слова: лохматая аорта, трехмерный анализ морфологии, центральная линия, локальный базис с параллельным переносом, идеальная поверхность, тромбоэмбологические осложнения

Введение. В настоящее время наблюдается рост числа больных с аневризмами аорты, основной областью локализации которых является абдоминальный отдел аорты. Аневризма брюшной аорты представляет собой патологическое расширение ее просвета более чем на 50 % по сравнению с диаметром в норме. Прогрессирующее расширение аорты создает существенную нефизиологическую нагрузку на стенку, что в конечном счете приводит к ее разрыву либо к появлению тромбоэмбологического синдрома, обусловленного мобилизацией со стенки сосуда атеротромботических масс. Указанные состояния приводят к прогрессированию заболевания, вовлечению в патологический процесс дистально расположенных сосудистых бассейнов и могут вызвать необратимую ишемию органов мишени либо разрыв стенки аорты. Высокая частота неблагоприятных клинических исходов связана не только с естественным течением аневризмы, но и с возможными тромбоэмбологическими осложнениями при оперативном вмешательстве на брюшной аорте. Данный вид осложнений встречается с частотой 11–14 % [1, 2], и, как правило, для их устранения требуется повторное оперативное вмешательство, что усугубляет состояние пациента в послеоперационный период, увеличивая риск летального исхода и инвалидизации [1].

В последнее время большое внимание уделяется исследованию нерегулярности границ (как предиктора тромбоэмбологических осложнений) внутреннего просвета так называемой

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (код проекта 21-15-00091).

© Федотова Я. В., Амелина Е. В., Мулляджанов Р. И., Карпенко А. А., 2024

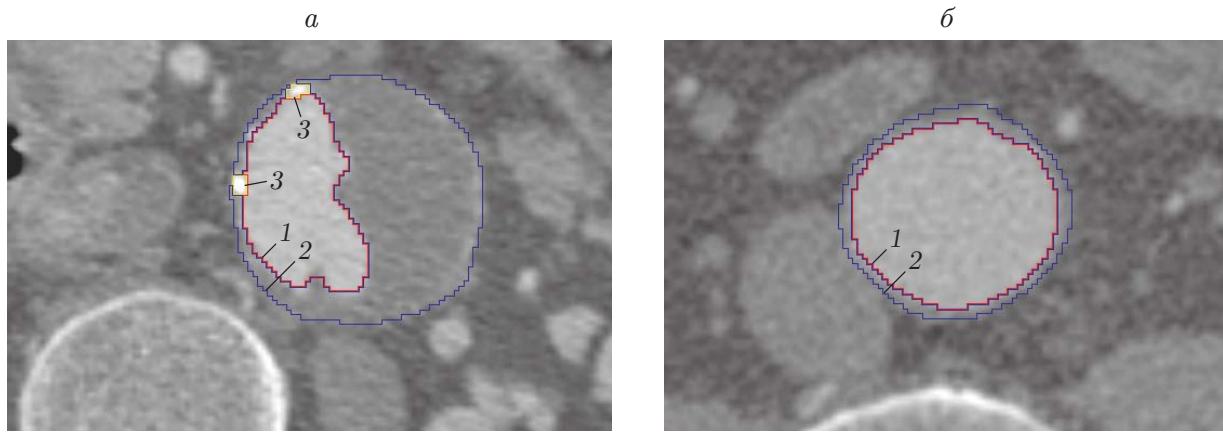


Рис. 1. Результаты КТ с контрастным усилением:

а — лохматая аорта, *б* — нелохматая аорта; 1 — граница просвета аорты, 2 — граница тромботических масс, 3 — граница кальцинатов

лохматой аорты, обусловленной наличием тромботических масс внутри нее. Лохматая аорта представляет собой диффузное атеротромботическое изменение, которое регистрируется с помощью компьютерной томографии (КТ) с контрастным усилением (рис. 1). Показанная на рис. 1, *а* форма границы внутреннего просвета аорты существенно отличается от окружности, и на ней имеются участки локальной вогнутости, в отличие от границы, имеющей форму почти идеальной окружности, при которой объем тромботических масс минимален (см. рис. 1, *б*).

Механизм возникновения лохматой аорты с точки зрения биомеханики изучен недостаточно. По-видимому, главными факторами являются взаимосвязь гемодинамических параметров течения крови, упругоэластических свойств патологически измененной стенки и нарушений системы гемостаза. По мнению большинства исследователей, данное состояние свидетельствует о глубокой атеросклеротической дегенерации стенки аорты, которая приводит к неблагоприятным последствиям.

В ряде работ показана связь между лохматостью аорты и тромбоэмбolicкими осложнениями [3, 4], в том числе смертностью и осложнениями в 30-дневный постоперационный период [1]. Таким образом, разработка способа автоматического определения степени эмбологенности внутреннего просвета аорты позволит создавать предиктивные модели риска тромбоэмбolicких осложнений при операционном вмешательстве, а также моделировать оптимальные стратегии хирургических манипуляций.

Основной проблемой, затрудняющей диагностику исследуемого состояния, является отсутствие его точного определения и классификации. Например, в работе [3] лохматая аорта оценивалась по аксиальным изображениям, полученным с интервалом 5 мм с помощью 64-рядной мультидетекторной КТ. Строились центральная линия и соответствующая ей прямая мультипланарная реконструкция. Один балл (*shaggy score*) присваивался при выполнении следующих трех условий для каждого аксиального среза: 1) тромб является язвоподобным; 2) максимальная толщина тромба равна 5 мм; 3) тромб является муральным и занимает более 2/3 длины окружности аорты в аксиальном срезе. Далее баллы суммировались по длине аорты на участке от синотубулярного узла до левой подвздошной артерии.

В работе [5] предлагается использовать 10-балльную шкалу, которая включает оценку по пяти параметрам: количество сегментов с тромбозом, тип тромбоза (отсутствует, гладкая поверхность, пальчикоподобная), толщина (отсутствует, 1–4 мм, 5 мм и более),

площадь области поражения (менее 25 %, 25–49 %, 50 % и более), периметр области поражения (менее 91° , $91\text{--}179^\circ$, 180° и более). Каждый из указанных параметров оценивался по двухбалльной шкале. Анализировались следующие сегменты: восходящая аорта и дуга, нисходящая грудная аорта и аорты на уровне висцеральных ветвей. Целью проводимого анализа являлось определение наиболее поврежденного сегмента на аксиальном срезе. Недостатком данного метода является выделение только наиболее измененного участка аорты. Однако неизвестно, можно ли на основе локальных изменений предсказать развитие тромбоэмбологических осложнений при длительном течении заболевания и хирургических манипуляциях.

Одной из работ, в которых приведено наиболее точное определение лохматой аорты, является [6]. Строилась центральная линия просвета аорты и создавались мультипланарные реконструкции, перпендикулярные ей, с равномерной толщиной срезов $1 \div 2$ мм от уровня левой подключичной артерии до уровня подвздошной артерии. На каждом изображении определялся контур просвета аорты и рассчитывалась его длина A . Одновременно определялись диаметры контура просвета аорты через центральную линию для каждого угла и рассчитывалось их среднее значение B . Затем определялось отношение длины A к длине окружности идеального круга диаметром B : $C = A/(3,14 - B)$. Балл лохматости аорты у каждого пациента определялся как среднее значение $(C - 1) \cdot 100$ от уровня дистальнее левой подключичной артерии до уровня подвздошной артерии. Коэффициент C определяет величину отклонения контура просвета аорты от контура соответствующего идеального круга и характеризует общую нерегулярность границы просвета аорты.

Имеющиеся методы оценки лохматости имеют качественный характер (на уровне экспертной оценки) или используют двумерные срезы КТ. Оба подхода имеют ряд недостатков. Во-первых, качественная оценка существенно зависит от квалификации эксперта, оценивающего снимки. Во-вторых, отсутствует возможность “цифровизации” данного критерия для построения моделей вероятностной оценки возникновения осложнений заболевания, доля которых в группах пациентов с лохматой аортой выше [3, 6, 7].

Большинство предлагаемых количественных методов основаны на анализе двумерных изображений и дальнейшей агрегации вдоль центральной линии просвета аорты. При этом использование алгоритма построения перпендикулярных центральной линии реконструкций приводит к тому, что участки границы аорты учитываются неравномерно (рис. 2).

Кроме того, выбор подхода к агрегации (обобщению предложенного подхода к оценке лохматости) также не является однозначным. Если при движении по контуру аорты практически во всех методах используется суммирование, то при движении вдоль центральной линии может быть взято среднее значение. Подобная интегральная характеристика не учитывает случаи, когда лохматость сильно выражена на небольшом участке аорты, например в области активных хирургических манипуляций. В этом случае возможна существенная недооценка вероятности тромбоэмбологического осложнения.

В данной работе предложен подход к оценке лохматости, учитывающий трехмерную морфологию исследуемой области и позволяющий проводить оценки как локально, “в точке”, так и с обобщением на различные подобласти аорты.

1. Предлагаемый подход. Предлагается подход, основанный на анализе морфологии поверхности просвета, полученной с помощью 3D-реконструкции томографического изображения аорты. В качестве базовой меры лохматости предлагается использовать угол между нормалями к “реальной” поверхности просвета аорты и к “идеальной” нелохматой поверхности (рис. 3).

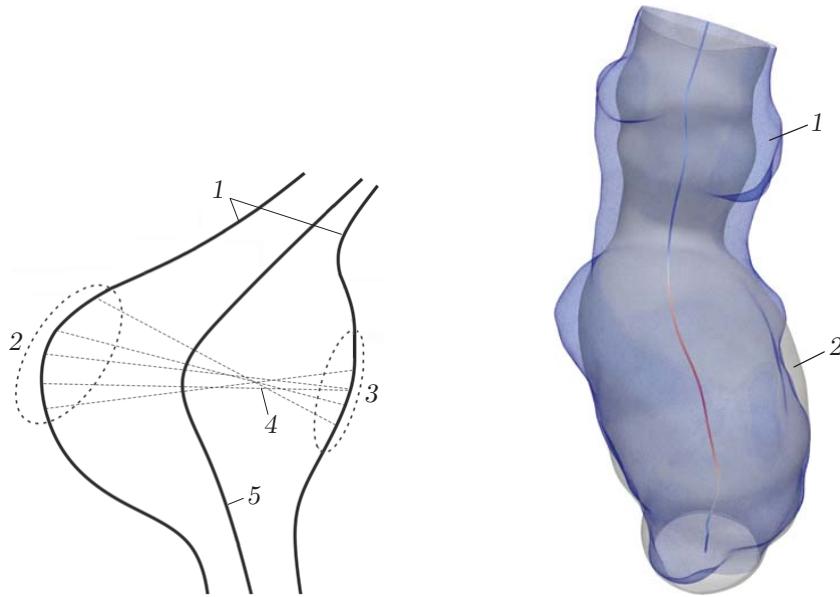


Рис. 2. Схема построения сечений, перпендикулярных срединной линии просвета аорты:

1 — границы просвета аорты, 2 — область менее плотного покрытия срезами, 3 — область более плотного покрытия срезами, 4 — срезы, перпендикулярные центральной линии, 5 — центральная линия

Рис. 3. Наложение “реальной” (1) и “идеальной” (2) поверхностей просвета

В области между точкой ответвления почечных артерий и точкой бифуркации брюшной аорты (область, включающая аневризму), формируется “идеальная” поверхность:

1) строится центральная линия для области, ограниченной внутренним просветом аорты;

2) в каждой точке центральной линии рассчитывается средний радиус поперечного сечения просвета аорты и строится окружность со средним радиусом и центром, расположенным на центральной линии;

3) после построения всех окружностей между соседними окружностями строится триангулированная сетка, в результате чего получается “идеальная” поверхность.

С помощью параметризации по криволинейным координатам, привязанным к точкам центральной линии, находится взаимно однозначное соответствие между вершинами “реальной” и “идеальной” полигональных поверхностей просвета. Угол между нормалью к обеим поверхностям в соответствующих вершинах будем называть локальным углом лохматости. Если на трехмерную поверхность просвета аорты нанести величины локальных углов лохматости, то получим “тепловую” карту лохматости.

Разбиение рассматриваемой области на подобласти (рис. 4) выполняется с помощью параметризации координат геометрических центров ячеек. Это позволяет получить интегральную оценку лохматости S в каждой секции, что может быть использовано при выборе хирургической тактики в лечении аневризмы, например, при оценке риска активных манипуляций в определенных областях.

Интегральную оценку лохматости всей поверхности просвета можно применить при построении моделей оценки риска осложнений, в которых для всей исследуемой области используется одна величина.

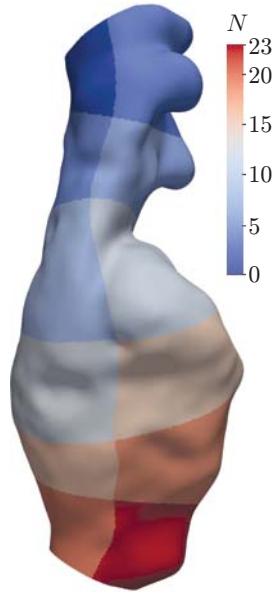


Рис. 4. Разбиение поверхности просвета на подобласти

2. Реализация алгоритма. Для оценки лохматости поверхности просвета с помощью описанного выше трехмерного подхода разработан алгоритм, реализованный на языке Python с использованием библиотек с открытым исходным кодом VTK [8] и VMTK [9, 10]. Для подготовки поверхности просвета контрастированное КТ-изображение области аневризмы сегментируется [11, 12] и осуществляется 3D-реконструкция с помощью метода “марширующих кубов” [13]. Полученная грубая поверхностная сетка сглаживается с помощью фильтра Таубина [14], что позволяет, не изменяя количества узлов, сохранять объем, ограниченный поверхностью. Оптимальное количество итераций и полоса пропускания фильтра подбираются таким образом, чтобы расстояние Хаусдорфа между сглаженной и грубой поверхностями не превышало 1,5 размера вокселя трехмерного изображения (порядка 1 мм) и при этом полностью устраивались артефакты сетки. Далее гладкая поверхность обрезается в области между точкой ответвления почечных артерий и точкой бифуркации брюшной аорты. Последним этапом подготовки поверхности является явное изотропное перестраивание сетки, в результате чего получается сетка с новым распределением полигональных ячеек с приблизительно одинаковой длиной ребер [15]. Данный процесс необходим для улучшения качества поверхности и увеличения точности ее дальнейшей параметризации. Ниже описаны этапы разработанного алгоритма.

2.1. Построение центральной линии просвета и расчет необходимых атрибутов. Центральная линия определяется как множество центров сфер максимального радиуса, вписанных в сегментированный объем. Существуют различные методы построения центральных линий [16, 17]. Для реализации алгоритма оценки лохматости использовался метод из библиотеки VMTK, основанный на построении диаграмм Вороного [18].

Для точного расчета атрибутов центральной линии (локальный базис с параллельным переносом вдоль центральной линии, осредненный по поперечному сечению радиус просвета) необходима интерполяция центральной линии. Интерполяция точек центральной линии выполняется с помощью параметрических сплайнов. Каждая координата интерполируется с помощью одномерных кубических сплайнов $X(t) = \{X_{id}(t_{id})\}$, $Y(t) = \{Y_{id}(t_{id})\}$, $Z(t) = \{Z_{id}(t_{id})\}$ с разрешением 10 точек на участке центральной линии длиной 1 мм, для того чтобы характерная длина ребра ячейки поверхности была много больше расстояния между соседними точками центральной линии.

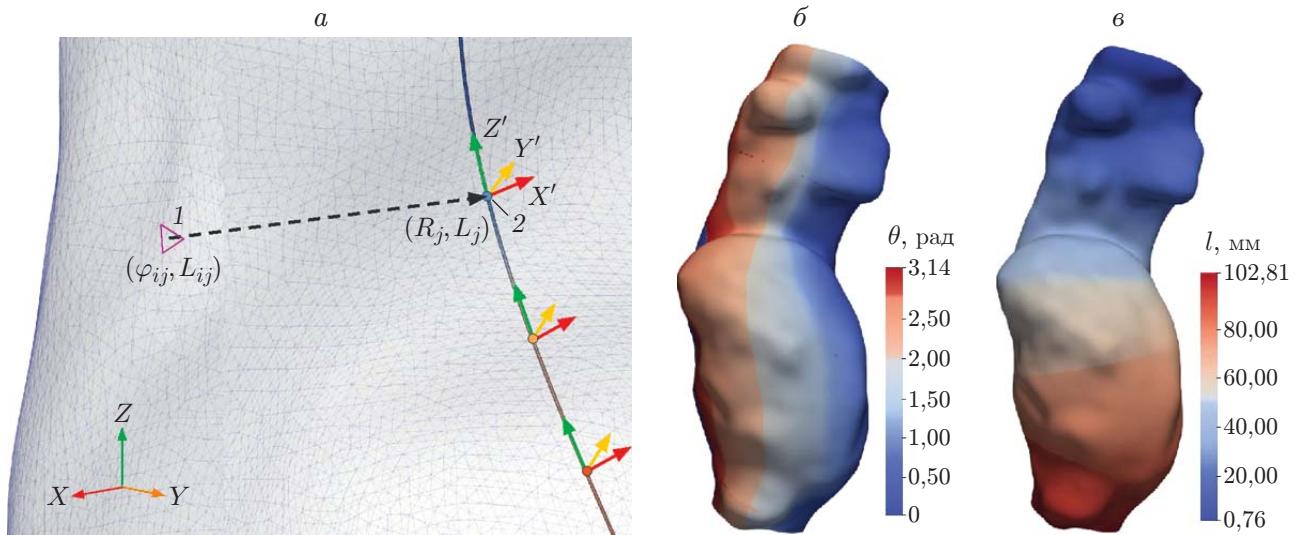


Рис. 5. Параметризация поверхности по криволинейным координатам:

а — схема параметризации по угловой координате и координате вдоль центральной линии, *б*, *в* — распределение параметрических координат на полигональной поверхности (*б* — угловая метрика θ , *в* — длина l участка вдоль центральной линии); 1 — i -я ячейка (вершина) поверхности с координатами (X_i, Y_i, Z_i) , 2 — j -я точка центральной линии

Далее в каждой точке центральной линии рассчитываются единичные касательные векторы и локальные базисы (рис. 5). Построение локального базиса необходимо для расчета углового положения точки поверхности относительно центральной линии. При построении локального базиса главной трудностью является выбор нормали OX' в точках центральной линии. Для определения ориентации нормали к пространственной кривой используется несколько подходов [19]. В данном алгоритме локальные системы координат строятся с помощью алгоритма параллельного переноса [20]. Затем для поперечных срезов, соответствующих точкам центральной линии и представляющих собой полигональные линии, рассчитываются осредненные по сечению радиусы поверхности просвета. Таким образом, каждой точке центральной линии ставится в соответствие локальный базис и радиус просвета. С точки зрения программной реализации после выполнения данных этапов получается полигональный объект с локальным базисом и радиусом.

2.2. Построение “идеальной” поверхности. Пусть задана исходная окружность с центром в начальной точке центральной линии и соответствующим радиусом, ортогональная касательному вектору центральной линии OZ' (рис. 6, *a*).

Окружность представляет собой полигональную линию с равномерно распределенными точками. Дискретизация может быть произвольной, в данной работе использовалось 120 точек. В этом случае “идеальная” поверхность представляет собой трубчатую поверхность, полученную путем параллельного переноса, вращения и линейного масштабирования исходной окружности в соответствии с положением локального базиса и величиной радиуса просвета вдоль центральной линии (см. рис. 6, *a*). Для устранения погрешностей, возникающих при построении “идеальной” поверхности, радиусы вдоль центральной линии сглаживаются алгоритмом скользящего среднего. Поскольку окружности, образующие “идеальную” поверхность, получаются путем афинных преобразований точек исходной окружности, точки соседних окружностей взаимно однозначно соответствуют друг другу (рис. 6, *b*). Таким образом, соединив соответствующие точки на соседних окружностях, а также соседние точки на одной окружности ребрами, можно построить четырехугольные

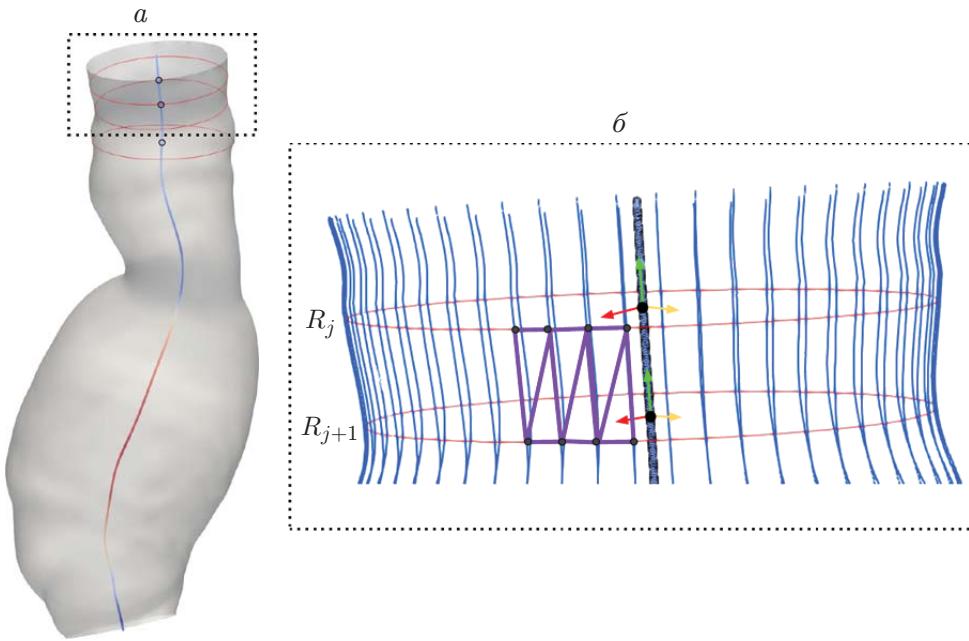


Рис. 6. Построение “идеальной” поверхности:
а — окружности, образующие “идеальную” поверхность, б — триангулированная сетка

полигоны, а затем триангулировать их. В результате получается триангулированная сетка между последовательными окружностями. Аналогично процессу подготовки поверхности просвета полученная триангулированная сетка “идеальной” поверхности явно изотропно перестраивается при той же длине ребра, что и для поверхности просвета.

2.3. Параметризация поверхности по криволинейным координатам. В данной работе под параметризацией поверхности понимается сопоставление каждой i -й ячейке (вершине) поверхности с угловой координатой φ_{ij} и координатой вдоль центральной линии L_{ij} , соответствующей длине центральной линии на участке от начальной точки до j -й точки. Для каждой i -й ячейки (вершины) поверхности будем искать ближайшую точку центральной линии. Каждой ячейке соответствуют собственный локальный базис $\{X'_j, Y'_j, Z'_j\}$ и координата вдоль центральной линии L_{ij} . Для нахождения угловой координаты переходим в систему координат локального базиса и находим полярный угол, соответствующий координате i -й ячейки (вершины) (см. рис. 5, а). Таким образом, каждой ячейке (вершине) “реальной” и “идеальной” поверхностей ставится в соответствие пара координат (φ_{ij}, L_{ij}) .

2.4. Критерии оценки лохматости. Предлагаемые в данной работе критерии оценки лохматости основаны на измерении углов между нормалами к “идеальной” и “реальной” поверхностям. При расчете углов предварительно вычисляются нормали в вершинах каждой из двух полигональных сеток. Используя найденную параметризацию для вершин, можно найти взаимно однозначное соответствие между вершинами “реальной” и “идеальной” поверхностей. Для этого построим $(K-d)$ -дерево из параметризованных координат вершин “идеальной” поверхности и для каждой вершины поверхности просвета с координатами (φ_{ij}, L_{ij}) найдем $N = 5$ ближайших вершин (в параметризованных координатах) “идеальной” поверхности. Используя найденное отображение, для каждой i -й вершины “реальной” поверхности рассчитываем осредненный по ближайшим вершинам “идеальной” поверхности вектор нормали и вычисляем угол между “реальной” и “идеальной” поверхностями α_i . Данный угол определяет локальную лохматость.

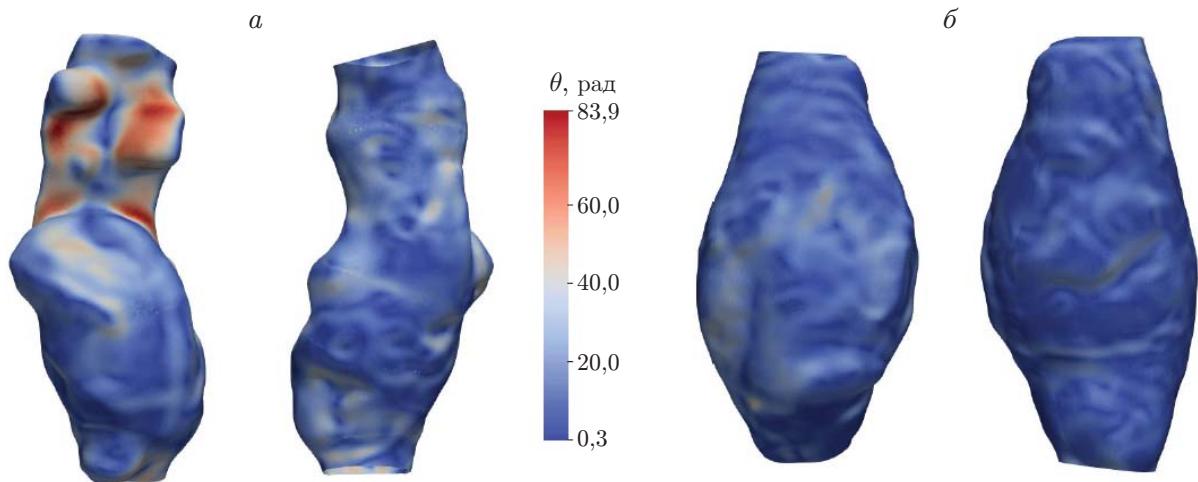


Рис. 7. Распределения локальных углов лохматости θ в двух проекциях для лохматого (а) и гладкого (б) просветов

Применяя для геометрических центров ячеек “реальной” поверхности описанную выше параметризацию, равномерно разбиваем поверхность просвета по угловой координате и координате вдоль центральной линии на подобласти (см. рис. 4). В каждой подобласти рассчитываем лохматость S_Ω как взвешенную по площади ячеек сумму углов, полученных интерполяцией рассчитанных в вершинах углов на центры ячеек, по формуле

$$S_\Omega = \frac{1}{s_\Omega} \sum_i \alpha_i s_i,$$

где i — номер ячейки в подобласти поверхности; s_i — площадь i -й ячейки; s_Ω — площадь подобласти. Суммируя лохматость по всем подобластям поверхности, можно получить интегральную оценку лохматости всей поверхности просвета.

3. Результаты исследования и их обсуждение. Описанный выше алгоритм был протестирован с использованием КТ-изображений области аневризмы брюшной аорты двух пациентов с лохматым (пациент А) и гладким (пациент Б) просветами. На рис. 7 представлено распределение локальных углов лохматости, являющееся локальной мерой отклонения “реальной” поверхности от “идеальной”. Видно, что лохматые области на брюшной аорте пациента А соответствуют большим углам отклонения (до 81°) нормалей. Для пациента Б с гладким просветом максимальное отклонение угла не превышает 45° . Данное представление может быть использовано при детальном анализе морфологии и выявлении отдельных областей высокого риска для хирургии.

На рис. 8 представлено распределение лохматости по секциям поверхности для двух пациентов. Разбиение поверхности может быть достаточно произвольным, но характерный размер секции должен превышать характерный масштаб лохматости, который можно определить на основе построенных “тепловых” карт локальной лохматости. В данной работе поверхность разделялась на 24 секции. Максимальная лохматость по секциям для пациента Б не превышает 14° , в то время как максимальное значение локального угла лохматости для пациента А достигает 40° . Интегральный критерий лохматости по поверхности для пациента А составляет 10° , для пациента Б — 21° . Результаты работы алгоритма согласуются с результатами визуальной качественной оценки просвета аорты экспертами-хирургами и подтверждаются клиническими исходами: у пациента А отмечено тромбоэмболическое осложнение после проведенного вмешательства, пациент Б прошел успешную реабилитацию без осложнений.

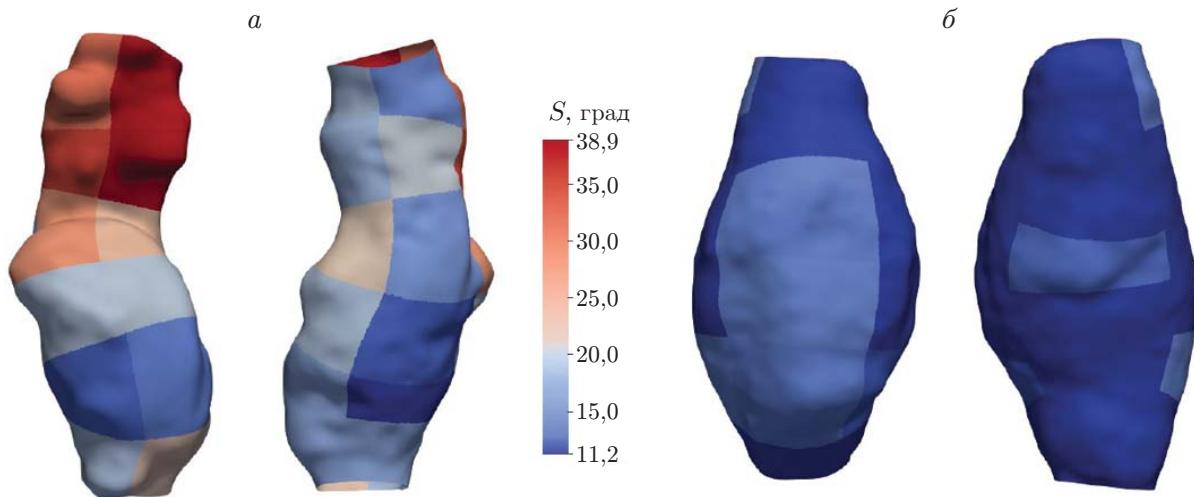


Рис. 8. Распределения лохматости по секциям в двух проекциях для лохматого (а) и гладкого (б) просветов

Преимуществами разработанного алгоритма являются применимость при оценке лохматости любых сегментов аорты и возможность параллелизации, что имеет важное значение при оценке лохматости длинных сосудистых участков. Выраженность атеротромбоза на внутренней стенке аорты характеризуется степенью ее дегенерации. Предлагаемый алгоритм автоматической оценки этого состояния позволит не только улучшить диагностику возможных тромбоэмболических осложнений в процессе естественного течения аневризмы аорты и при оперативном вмешательстве, но и разработать прогностические модели неблагоприятного течения атеросклероза у большинства больных [1].

Недостатком алгоритма является то, что параметризация поверхности по криволинейным координатам (угловой метрике и координате вдоль центральной линии) и построение “идеальной” поверхности существенно зависят от точности построения центральной линии. Использованный алгоритм построения центральной линии, основанный на построении диаграмм Вороного, для некоторых конфигураций сосудов работает неустойчиво. Это обуславливает необходимость проведения дальнейших исследований устойчивости работы алгоритма оценки лохматости в зависимости от геометрии аорты и, как следствие, от способа построения центральной линии аорты.

Заключение. Разработан и реализован алгоритм количественной оценки лохматости просвета брюшной аорты на основе анализа трехмерной поверхности, реконструированной по КТ-изображениям области аневризмы брюшной аорты с контрастом. Предлагаемый алгоритм протестирован на двух пациентах с лохматым и гладким просветами брюшной аорты. Для каждого пациента проанализированы “тепловые” карты локальной лохматости и лохматости в секциях (подобластях) и рассчитана интегральная лохматость.

Полученные результаты хорошо согласуются с результатами визуальной оценки экспертов-хирургов и подтверждаются клиническими исходами при оперативном вмешательстве. Это позволяет получить критерии количественной оценки лохматости для моделей, предсказывающих тромбоэмболические осложнения при операционном вмешательстве и основанных на методах математической статистики и машинного обучения различной степени сложности и детализации. Эти критерии могут быть использованы при исследовании механизма формирования лохматого просвета в рамках вычислительной гидродинамики и механики, а также для выявления взаимосвязи между структурой кровотока и риском тромбоэмболии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Kwon H., Han Y., Noh M., et al. Impact of shaggy aorta in patients with abdominal aortic aneurysm following open or endovascular aneurysm repair // *Europ. J. Vasc. Endovasc. Surgery*. 2016. V. 52, N 5. P. 613–619.
2. Yokawa K., Ikeno Y., Henmi S., et al. Impact of shaggy aorta on outcomes of open thoracoabdominal aortic aneurysm repair // *J. Thorac. Cardiovasc. Surgery*. 2020. V. 160, N 4. P. 889–897.
3. Maeda K., Ohki T., Kanaoka Y., et al. A novel shaggy aorta scoring system to predict embolic complications following thoracic endovascular aneurysm repair // *Europ. J. Vasc. Endovasc. Surgery*. 2020. V. 60, N 1. 67.
4. Patel S. D., Constantinou J., Hamilton H., et al. Editor's choice — A shaggy aorta is associated with mesenteric embolisation in patients undergoing fenestrated endografts to treat paravisceral aortic aneurysms // *Europ. J. Vasc. Endovasc. Surgery*. 2014. V. 47, N 4. P. 374–379.
5. Ribeiro M., Oderich G. S., Macedo T., et al. Assessment of aortic wall thrombus predicts outcomes of endovascular repair of complex aortic aneurysms using fenestrated and branched endografts // *J. Vasc. Surgery*. 2017. V. 66, N 5. P. 1321–1333.
6. Hosaka A., Motoki M., Kato M., et al. Quantification of aortic shagginess as a predictive factor of perioperative stroke and long-term prognosis after endovascular treatment of aortic arch disease // *J. Vasc. Surgery*. 2019. V. 69, N 1. P. 15–23.
7. Serra R., Bracale U. M., Jiritano F., et al. The shaggy aorta syndrome: an updated review // *Ann. Vasc. Surgery*. 2021. V. 70. P. 528–541.
8. Schroeder W. J., Avila L. S., Hoffman W. Visualizing with VTK: A tutorial // *IEEE Comput. Graph. Appl.* 2000. V. 20, N 5. P. 20–27.
9. Antiga L., Ene-Iordache B., Remuzzi A. Centerline computation and geometric analysis of branching tubular surfaces with application to blood vessel modeling // Proc. of the 11th Intern. conf. in Central Europe on computer graphics, visualization and computer vision, Plzen (Czech Republic), Febr. 3–7, 2003. S. l., 2004. P. 11–18.
10. The vascular modeling toolkit [Electron. resource]. Режим доступа: <http://www.vmtk.org/>.
11. Fedotova Y. V., Epifanov R. U., Karpenko A. A., Mullyadzhanov R. I. Automatical hemodynamic analysis of AAA from CT images based on deep learning and CFD approaches // *J. Phys.: Conf. Ser.* 2021. V. 2119, N 1. 012069.
12. Федотова Я. В., Епифанов Р. Ю., Волкова И. И. и др. Персонализированное численное моделирование гемодинамики аневризмы брюшной аорты: анализ чувствительности к входным граничным условиям // *Теплофизика и аэромеханика*. 2024. Т. 34, № 2.
13. Lorensen W. E., Cline H. E. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm // *ACM Siggraph Comput. Graph.* 1987. V. 21, N 4. P. 163–169.
14. Taubin G., Zhang T., Golub G. Optimal surface smoothing as filter design // Proc. of the Computer vision — ECCV'96: 4th Europ. conf. on computer vision, Cambridge (UK), Apr. 15–18, 1996. Berlin; Heidelberg: Springer, 1996. V. 1064. P. 283–292.
15. Botsch M. Geometric modeling based on triangle meshes: Courses / M. Botsch, M. Pauly, Ch. Rössl, S. Bischoff, L. Kobelt. N. Y.: ACM SIGGRAPH, 2006.
16. Liu J., Subramanian K. Accurate and robust centerline extraction from tubular structures in medical images // *Advances in information and intelligent systems*. Berlin; Heidelberg: Springer, 2009. P. 139–162.
17. Diedrich K. T., Roberts J., Schmidt R. H., Parker D. L. Comparing performance of centerline algorithms for quantitative assessment of brain vascular anatomy // *Anatom. Record.* 2012. V. 295, N 12. P. 2179–2190.

18. Yang F., Hou Z.-G., Mi S.-H., et al. Centerlines extraction for lumen model of human vasculature for computer-aided simulation of intravascular procedures // Proc. of the 11th World congress on intelligent control and automation. S. 1.: IEEE, 2014. P. 970–975.
19. Antiga L., Steinman D. A. Robust and objective decomposition and mapping of bifurcating vessels // IEEE Trans. Med. Imag. 2004. V. 23, N 6. P. 704–713.
20. Hanson A. J., Ma H. Parallel transport approach to curve framing: Techrep. / Indiana University. N TR425. Bloomington, 1995. V. 11. P. 3–7.

*Поступила в редакцию 17/X 2023 г.,
после доработки — 26/X 2023 г.
Принята к публикации 30/X 2023 г.*
