

УДК 616.146-073.755.4:004.9

О ЗАДАЧЕ РЕКОНСТРУКЦИИ 3D-МОДЕЛИ СИСТЕМЫ НИЖНЕЙ ПОЛОЙ ВЕНЫ ПО РЕЗУЛЬТАТАМ БЕСКОНТРАСТНОЙ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ФЛЕБОГРАФИИ

Н. Р. Урманцева, И. Н. Девицын, К. В. Мазайшвили
Сургутский государственный университет
nel-u@yandex.ru, ivnide@gmail.com, admin@antireflux.ru

Рассматривается задача реконструкции трехмерной модели нижней полой вены по результатам МРТ, приводится краткий обзор современных методов. Сформулирован алгоритм и получен один из вариантов реконструкции 3D-модели нижней полой вены по результатам бесконтрастной магнитно-резонансной флебографии.

Ключевые слова: магнитно-резонансная флебография, нижняя полая вена, реконструкция, 3D-модель.

PROBLEM OF INFERIOR VENA CAVA THREE-DIMENSIONAL MODEL RECONSTRUCTION BASED ON NON-CONTRAST MAGNETIC RESONANCE VENOGRAPHY

N. R. Urmantseva, I. N. Devitsyn, K. V. Mazayshvili
Surgut State University
nel-u@yandex.ru, ivnide@gmail.com, admin@antireflux.ru

The article describes the inferior vena cava three-dimensional model reconstruction problem based on MRT results. A brief overview of modern reconstruction methods is provided. The reconstruction algorithm is developed and one of the variants of inferior vena cava three-dimensional model reconstruction based on results of a non-contrast magnetic resonance venography is obtained.

Keywords: magnetic resonance venography, inferior vena cava, reconstruction, three-dimensional model.

Введение. Рентгенофлебография – это исследование венозного русла пациента с применением рентгеноконтрастного вещества, позволяющего получить определенную рентгенологическую картину, которое после серии необходимых снимков выводится из организма в течение короткого периода времени. При исследовании того или иного участка венозной системы препарат может вводиться в вены разной локализации, но путь введения всегда внутрисосудистый. После поступления препарата в кровь проводится стандартное рентгенологическое исследование (флебография), либо исследование с помощью послойных «срезов», получаемых при компьютерной томографии (КТ-флебография) или магнитно-резонансной томографии (МР-флебография). Сравнение методов исследования венозного русла и их чувствительность приведены в [1].

Встречаются случаи серьезной аллергической реакции на контрастное вещество, содержащее йод, а также ранение сосудов. Более того, контраст нефротоксичен и требует предварительного обследования для выявления противопоказаний, что замедляет постановку диагноза и, как следствие, может привести к ухудшению состояния пациента. Если при проведении КТ-флебографии без введения специального «красителя» не обойтись, то в случае МР-венографии оно не требуется. Поэтому первый этап исследования сосудов нижних конечностей проводится бесконтрастным МР-методом, который основан на измерении элек-

тромагнитного отклика ядер атомов водорода. Для данного исследования сама кровь, богатая водородом, является контрастом, а содержимое вен и артерий на плоских срезах МРТ окрашивается светлым цветом, в отличие от менее водосодержащих тканей (рис. 1).

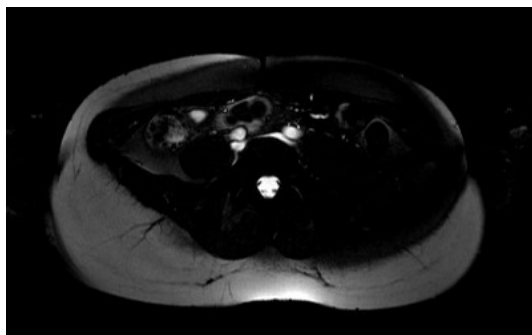


Рис. 1. Аксиальный срез МРТ

Таким образом, преимущества использования бесконтрастной МР-флебографии заключаются в следующем:

- отсутствие лучевой нагрузки;
- отсутствие необходимости введения контраста;
- амбулаторность;
- дешевеющее оборудование;
- меньшие требования к помещению;
- отсутствие противопоказаний для беременных женщин.

Современные методы восстановления 3D-модели сосудов по МРТ. Программный пакет *Mimics Innovation Suite* содержит полный набор инструментов, специально разработанных для биомедицинской отрасли, позволяет осуществлять выполнение множества технических операций, начиная с отображения медицинских данных и заканчивая созданием трехмерных моделей частей тела пациента. Средняя стоимость составляет 75 000 руб.

В работе [2] описана методика построения трехмерных реалистичных индивидуальных моделей элементов сердечно-сосудистой системы и опорно-двигательного аппарата человека в системе *Mimics 13.1* (рис. 2).

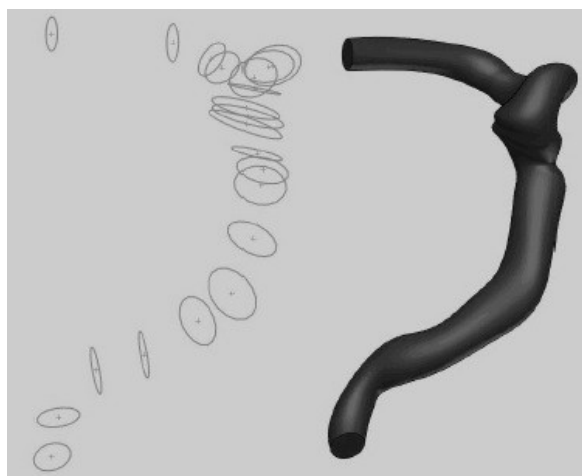


Рис. 2. Трехмерная модель внутренней сонной артерии и ее опорные сечения (илл. из [2])

Условно-бесплатное приложение *RadiAnt DICOM Viewer* также позволяет восстанавливать трехмерные изображения отдельных участков тела по результатам МРТ-исследо-

вания. Однако разрешение получаемых изображений невысоко, что делает такие объекты, как вены практически неразличимыми на фоне других органов и систем, несмотря на возможность получения срезов 3D-изображения в любой плоскости с помощью инструмента «Скальпель» (рис. 3). Цветовая схема также не поддается изменению.

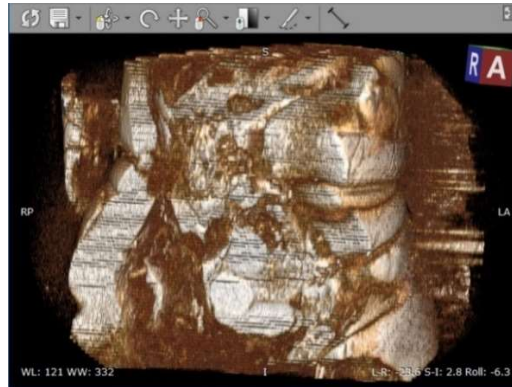


Рис. 3. Сагиттальный срез 3D-изображения МРТ

Постановка задачи. Пусть известны результаты бесконтрастной МР-флебографии магистральных вен забрюшинного пространства (рис. 4): m – сагиттальных, n – аксиальных, k – фронтальных срезов, представленные в формате DICOM. Необходимо аппроксимировать границы вен на всех срезах сплайнами S_{il} , где i – номер среза, l – номер сечения вены на срезе, а затем получить 3D-модель магистральных вен забрюшинного пространства (нижней полой и подвздошных вен) путем построения поверхности D по опорным кривым S_{il} .



Рис. 4. Система нижней полой вены

Реализация. Алгоритм реконструкции 3D-модели вен по результатам бесконтрастной МР-флебографии состоит из трех этапов:

1. Импорт срезов, полученных в результате МРТ-исследования, в программу.
2. Восстановление границ вен системы нижней полой вены на всем множестве срезов с помощью интерполяции дискретными N -периодическими сплайнами с векторными коэффициентами.
3. Построение объемной модели вены, связывающей все границы, триангуляционным методом (рис. 5).

Сложность программной реализации заключается в том, что в отличие от артерий, построение 3D-моделей которых нетрудоемко, поскольку кровь в них течет под большим давлением и границы на срезах имеют практически идеально круглую форму, срезы вен представляют собой эллипсы, а иногда даже невыпуклые фигуры.

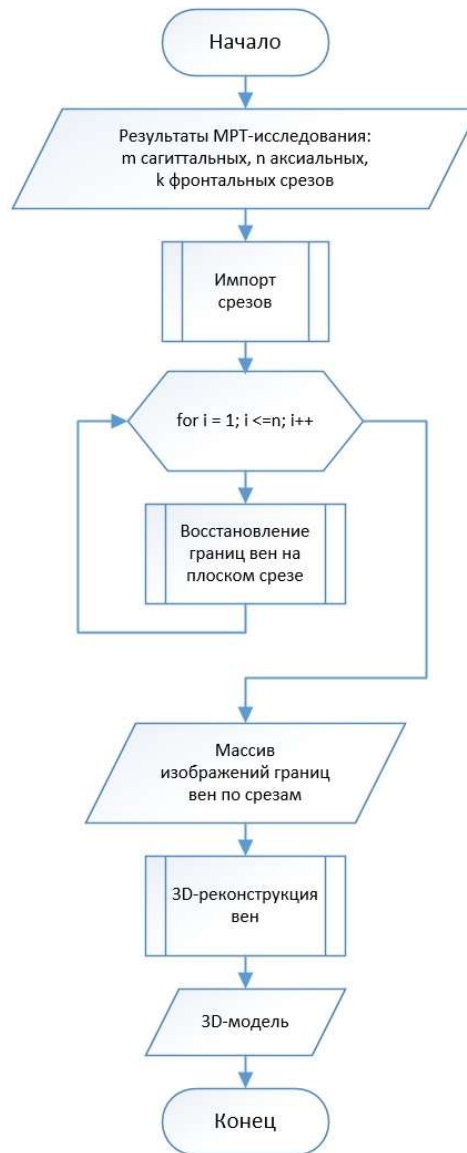


Рис. 5. Блок-схема восстановления 3D-модели вен по МРТ

Импорт МРТ-срезов формата DICOM в программу осуществляется с использованием библиотеки openDICOM.NET. Толщина каждого среза составляет 7 мм, расстояние между снимками по оси Z – 3,5 мм.

Для построения интерполяционных замкнутых кривых В-сплайн первого порядка на основном периоде $0 : N - 1$ задается явно:

$$Q_{1,n}(j) = \begin{cases} n - j & \text{при } j \in 0 : n - 1, \\ 0 & \text{при } j \in n : N - n, \\ j - N + n & \text{при } j \in N - n + 1 : N - 1, \end{cases} \quad (1)$$

где m – количество полюсов сплайна, n – количество узлов сплайна между двумя соседними полюсами, $N = n * m$ – период сплайна [3].

Нормализованные В-сплайны будут иметь вид:

$$\tilde{Q}_{r,n}(j) = \frac{1}{n^{2r-1}} Q_{r,n}(j), \quad j \in Z \quad (2)$$

Дискретный N -периодический сплайн с векторными коэффициентами представим вектор-функцией:

$$\begin{aligned}
S_1(j) &= \sum_{p=0}^{m-1} a_p \tilde{Q}_{1,n}(j - pn), \\
S_r(j) &= \frac{1}{n} \sum_{k=0}^{N-1} \tilde{Q}_{1,n}(k) S_{r-1}(j - k), \quad r = 2, 3, \dots,
\end{aligned}
\tag{3}$$

где a_p – полюса сплайна [4].

Однако полученный сплайн не проходит через полюса, что следует устранить с помощью процедуры пересчета полюсов [5]:

$$a_{pr} = \frac{1}{m} \sum_{k=0}^{m-1} \frac{Z_r(k)}{\tilde{T}_r(k)} \omega_m^{kp}, \quad p \in 0 : m-1, \tag{4}$$

где $\omega_m^{kp} = e^{2\pi i kp} = \cos \frac{2\pi kp}{m} + i \sin \frac{2\pi kp}{m}$,

$Z_r(k) = F_m(a_p) = \sum_{j=0}^{m-1} a_p e^{-\frac{2\pi i}{m} kj}$ – дискретное преобразование Фурье m -периодического сигнала,

$$\tilde{T}_r(k) = \begin{cases} 1 & \text{при } k = 0, \\ (2 \sin \frac{\pi k}{m})^{2r} \sum_{q=0}^{n-1} (2n \sin \frac{\pi(qm+k)}{N})^{-2r} & \text{при } k \in 1 : m-1. \end{cases}$$

Полученная интерполяционная замкнутая кривая для сечения вены представлена на рис. 6.

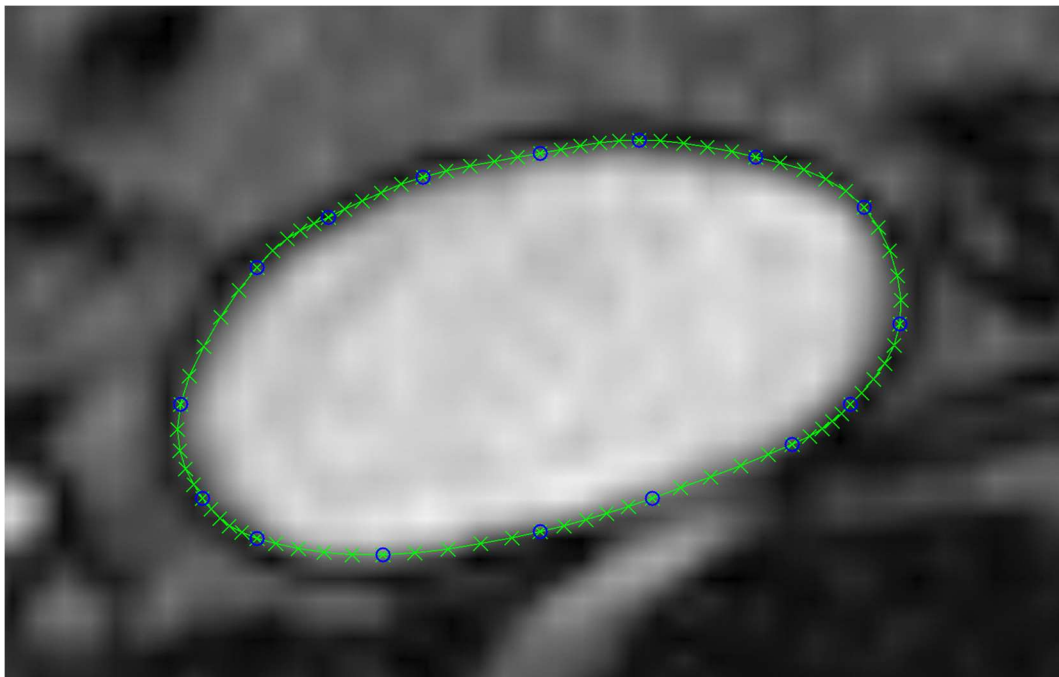


Рис. 6. Интерполяционная кривая для контура вены

Построение объемной модели вены начинается с поиска геометрических центров сечений S_{il} и $S_{i+1,l}$, полученных после интерполяции дискретными N -периодическими сплайнами. Далее следует алгоритм выбора опорных точек для триангуляции расположенной между двумя соседними сечениями боковой поверхности вены, которые могут отличаться от узлов сплайна a_{pr} , поскольку должны быть выбраны через равные интервалы по периметру контура (рис. 7). Он заключается в выборе нулевого направления для сечения V , определении началь-

ной опорной точки c_0 и расположении остальных через интервал dL , где L – длина контура сечения, $0 < d < 1$.

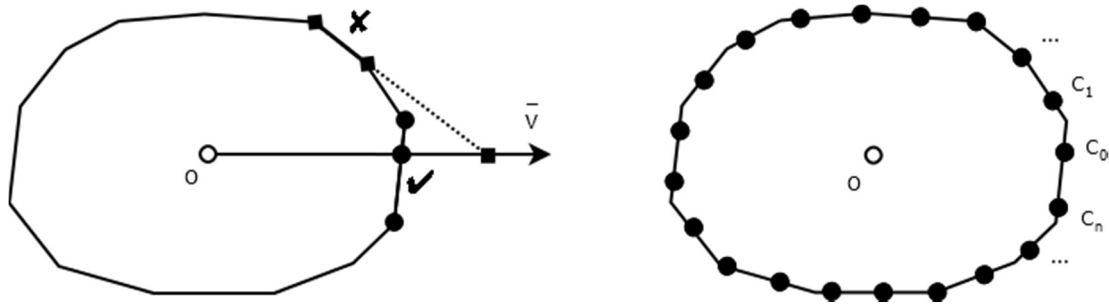


Рис. 7. Выбор опорных точек для триангуляции

Трехмерная модель вены строится в STL-формате, который может быть использован для ее дальнейшего вывода на аппаратуру числового программного управления, а именно 3D-принтер [6–7]. Файл STL содержит описание модели, которое состоит из набора координат трех точек по трем осям. Каждая группа из трех точек образует полигон (треугольник), который называется фасет. Порядок описания вершин важен, поскольку от этого зависит ориентация нормали. Нумерация выполняется по правилу правой руки.

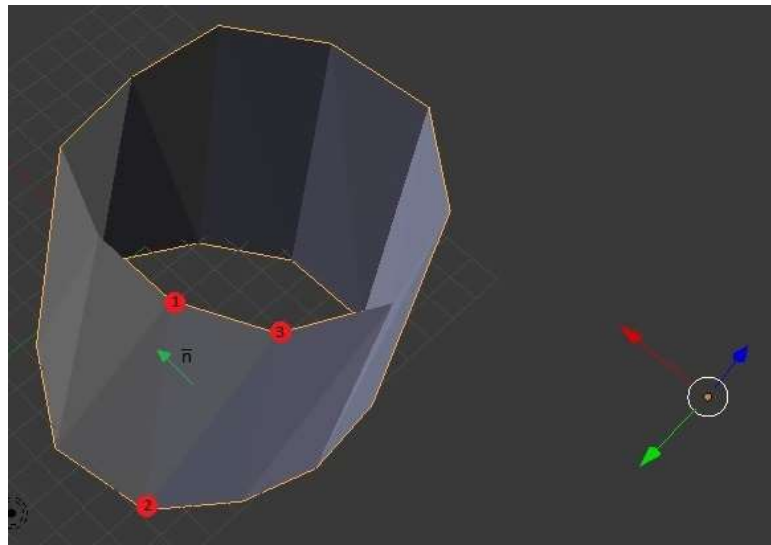


Рис. 8. Триангуляция боковой поверхности вены, расположенной между двумя соседними сечениями (реальная длина модели 10,5 мм)

Результат реконструкции 3D-модели нижней полой вены до ее ветвления по результатам бесконтрастной МР-флебографии (аксиальные срезы с 66 по 76) с помощью программного комплекса, разработанного авторами, представлен на рис. 9.

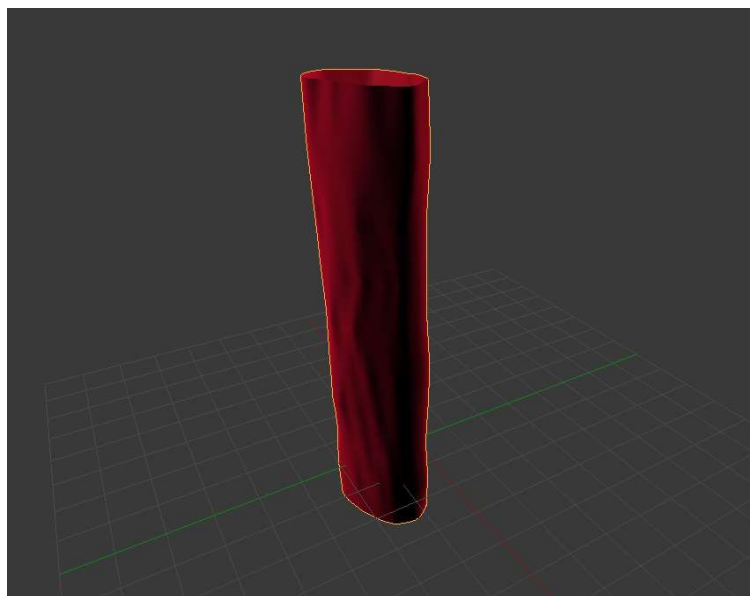


Рис. 9. 3D-модель нижней полой вены (реальная длина модели 10,5 см)

Выводы. В литературе крайне мало описания нормальной анатомии вен забрюшинного пространства, а само понятие «нормы» размыто особенностями организма каждого отдельного человека. Введение в практику понятия нормы для вен забрюшинного пространства в настоящее время давно уже назрело. Это связано с успешным внедрением в клинику эндоваскулярных методов, в частности, стентирования обеих полых вен и их крупных притоков [8]. Поэтому основная задача, стоящая перед специалистами, занимающимися данной проблемой – определить критерии нормы и патологии для магистральных вен забрюшинного пространства исходя из их размеров и расположения. С точки зрения авторов, для этого, прежде всего, необходимо определить размеры и расположение вен в пространстве и построить их трехмерную модель. На следующем этапе станет возможным описать движение по построенной модели вязкой несжимаемой жидкости. В результате такой работы будут получены скоростные и объемные показатели кровотока, а также идентифицированы зоны турбулентности. Полученная динамическая модель в дальнейшем будет сравниваться со степенью выраженности нарушения оттока крови из нижних конечностей пациента. Наконец, на последнем этапе планируется интегрировать в систему и обучить нейронную сеть, способную отличать картину МР-флебографии для нормы и патологии.

Работа выполнена при поддержке РФФИ, гранты №15-41-00048р_урал_а, 15-41-00059р_урал_а.

Литература

1. Шебряков В. В., Кармазановский Г. Г., Стойко Ю. М., Мазайшвили К. В., Лютаревич Д. К., Ким С. Ю., Фельдшеров М. В., Яшкин М. Н. Бесконтрастная МР-флебография как метод скрининга флелотромбозов и экстравазальной компрессии нижней полой вены и ее бассейна // *Ангиология и сосуд. Хирургия*. 2016. № 22 (4). С. 55–61.
2. Иванов Д. В., Доль А. В. Применение томографических изображений для создания трехмерных индивидуальных реалистичных моделей биологических объектов // *Кардио-ИТ*. 2015. № 2 (4).
3. Farin G. *Curves and surfaces for CAGD*. 5th ed. San Diego : Academic Press, 2002.
4. Чашников Н. В. Дискретные периодические сплайны с векторными коэффициентами и поверхности Кунса : автореф. дис. ... к. ф.-м. н. СПб., 2010. 16 с.

5. Малозёмов В. Н., Хорохонов Д. А., Чашников Н. В. Дискретные периодические сплайны с векторными коэффициентами и геометрическое моделирование // Избранные главы дискретного гармонического анализа и геометрического моделирования / Под ред. проф. В. Н. Малозёмова. СПб., 2009, С. 371–381.

6. Прахов А. Blender. 3D-моделирование и анимация. СПб. : БХВ-Петербург, 2009. 266 с.

7. Колсанов А. В., Назарян А. К., Иванова В. Д., Яремин Б. И., Чаплыгин С. С., Юнусов Р. Р., Хайкин М. Б. Методы виртуального моделирования при изучении анатомии кровеносных сосудов // Журн. анатомии и гистопатологии. 2014. № 3 (2). С. 24–27.

8. Мазайшвили К. В., Пендюрин М. С., Аиткулов А. И, Кудин А. А., Коломыц Р. А., Любарский И. И., Мальцева В. А., Щебряков В. В., Зорькин А. А. Нормальная анатомия нижней полой и подвздошных вен по данным МР-флебографии // Фундаментальные и прикладные проблемы здоровьесбережения человека на Севере : материалы II Всерос. науч.-практич. конф. Сургут, 2017. Сургут, 2017. С. 113–117.