

ТРЕХМЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ СИСТЕМЫ ВОРОТНОЙ ВЕНЫ В НОРМЕ И ПАТОЛОГИИ

© ¹Гетман Наталья Васильевна, ¹Минаев Сергей Викторович, ¹Григорова Алина Николаевна, ²Дыдыкин Сергей Сергеевич, ¹Сумкина Ольга Борисовна, ¹Салихова Ксения Рустамовна

¹Ставропольский государственный медицинский университет. 355000, Ставрополь, Мира ул., 310

²Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет). 119435, Москва, Большая Пироговская ул., 2

Контактная информация: Григорова Алина Николаевна — ассистент кафедры гистологии. E-mail: alina.mashchenko@mail.ru

РЕЗЮМЕ: Цель. Разработка замкнутой математической модели гемодинамических процессов в норме и при синдроме портальной гипертензии в системе воротной вены. **Материалы и методы.** В период с 2000 по 2020 гг., проводилось исследование структур воротной вены, в разные возрастные периоды. Секционным материалом послужили структуры воротной вены печени взятые у детей, подростков и взрослых, умерших в результате несчастных случаев и на фоне портальной гипертензии — 89 объекта. Возрастная группа составляла: дети 7–12 лет — 18 (20,2%); 13–17 лет — 16 (18,0%); 18–21 — 24 (27,0%); 22–30 лет — 31 (34,8%) случаев. Выполнялась печать 3D-модели 3D-принтере: Zortrax M200 (Польша) с объемом рабочей камеры 200 мм x 200 мм x 185 мм; FORMLABS FORM 2 (США). В процессе создания непрозрачной 3D-модели и топическим ангиопротезированием на 3D-принтере Zortrax M200 использовали пластик FLEX REC 2.85мм красного, белого и зеленого цвета. **Результаты.** Программное создание трехмерной геометрической модели и уточнение ее сетки согласно полученным в результате морфологическим параметрам. На основе данных компьютерной томографии (КТ) и магнитно-резонансной томографии (МРТ) со спиральным ходом. Для получения исходных параметров скорости кровотока в моделируемом участке использовался ультразвуковой сканер, оборудованный линейным датчиком с рабочей частотой не менее 5 МГц. Устанавливается изменение скорости кровотока в различных участках исследуемого отрезка сосудистого русла (непосредственно в просвете импланта, на границе анастомозов) в период времени, установленный оператором программы, а также определить изменения характера потока крови — из ламинарного в турбулентный — и показатели давления в исследуемом участке. **Заключение.** Разработка методики создания трехмерной модели участка сосудистого русла, позволит достоверно описывать процессы, происходящие в исследуемом отрезке сосуда. Позволит понять динамические изменения гидродинамических параметров тока крови в норме и при сосудистой патологии.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: 3D-моделирование, трехмерная модель сосудистого русла, воротная вена, портальная гипертензия

3D MODELING OF THE HEMODYNAMIC PROCESS OF THE PORTAL VEIN SYSTEM IN NORMAL AND PATHOLOGICAL CONDITIONS

© ¹Getman Natalya Vasilievna, ¹Minaev Sergey Viktorovich, ¹Grigороva Alina Nikolaevna, ²Dydykin Sergey Sergeevich, ¹Sumkina Olga Borisovna, ¹Salikhova Ksenia Rustamovna

¹Stavropol State Medical University. 355000, Stavropol, Mira St., 310

²First MG MU them. THEM. Sechenov of the Ministry of Health of Russia (Sechenov University). 119435, Moscow, Bolshaya Pirogovskaya St., 2

Contact information: Grigorova Alina Nikolaevna — assistant of the Department of Histology. E-mail: alina.mashchenko@mail.ru

ABSTRACT: The development of a closed mathematical model of hemodynamic processes is normal in the case of portal hypertension syndrome in the portal vein system. **Materials and methods.** In the period from 2000 to 2020, a study was made of the structures of the portal vein, at different age periods. Sectional material was the structure of the portal vein of the liver taken from children, adolescents, and adults who died as a result of accidents and against the background of portal hypertension — 89 objects. The age group was: children 7–12 years old — 18 (20.2%); 13–17 years old — 16 (18.0%); 18–21 — 24 (27.0%); 22–30 years — 31 (34.8%) cases. 3D models were printed: 3D printer: Zortrax M200 (Poland) with a working chamber volume of 200 mm x 200 mm x 185 mm; FORMLABS FORM 2 (USA). In the process of creating an opaque 3D model and topical angioplastics on a Zortrax M200 3D printer, FLEX REC 2.85mm plastic in red, white and green was used. **Results.** Software creation of a three-dimensional geometric model and refinement of its grid according to the resulting morphological parameters. Based on data from computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) with a spiral course. To obtain the initial parameters of blood flow velocity in the simulated area, an ultrasound scanner was used, equipped with a linear sensor with an operating frequency of at least 5 MHz. It establishes a change in blood flow velocity in various parts of the studied section of the vascular bed (directly in the lumen of the implant, at the border of the anastomoses) in the time period set by the program operator, and also determines the changes in the nature of the blood flow — from laminar to turbulent — and pressure indicators in the studied section. **Conclusion.** The development of a method for creating a three-dimensional model of a section of the vascular bed will allow us to reliably describe the processes occurring in the investigated section of the vessel. Allows you to understand the dynamic changes in the hydrodynamic parameters of blood flow in normal and with vascular pathology.

KEY WORDS: 3D-modeling, three-dimensional model of the vascular bed, portal vein, portal hypertension

ВВЕДЕНИЕ

С каждым годом технологии компьютерного трехмерного моделирования получают все более широкое распространение, находя применение в различных областях современной науки [1, 6]. Создание и визуализация виртуальных моделей тканей, органов и систем организма человека является в наши дни одним из наиболее перспективных направлений вычислительной медицины, дающим клиническим специалистам потенциальную возможность точного программного прогнозирования течения физиологических и патологических процессов для конкретного пациента. Оценка состояния сосудов, контроль за ходом течения болезни, а также выбор оптимального метода реваскуляризации всегда являлись непростым аспектом клинической практики. Поэтому распространение популярности вычислительных моделей закономерно нашло применение в этой области медицины. Математическое моделирование получило в последние годы крайне широкое распространение при анализе гидродинамических и гемодинамических процессов, т.к. позволяет даже на текущем этапе производимых научных исследований с большой точ-

ности воссоздавать трехмерные модели отдельных участков сосудистого русла. Сравнительный анализ полученных в эксперименте данных с соответствующими коррозионными препаратами показал высокую степень подобия сравниваемых характеристик — в диапазоне от 55,5 до 99,8% для отдельных параметров [3]. Автоматизированная система математического моделирования гидродинамических течений способна удовлетворить потребность специалистов клинической практики в тщательном качественном и количественном изучении индивидуальных характеристик сосудистого русла больного, что особенно актуально в ангиохирургии и эндопротезировании.

ЦЕЛЬ

Разработка замкнутой математической модели гемодинамических процессов в норме и при синдроме портальной гипертензии в системе воротной вены.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В период с 2000 по 2020 гг., на базе кафедры оперативной хирургии и топографической анато-

мии СтГМУ проводилось исследование структур воротной вены, в разные возрастные периоды. Секционным материалом послужили структуры воротной вены печени (ВВП) взятые у детей, подростков и взрослых, умерших в результате несчастных случаев и на фоне портальной гипертензии — 89 объекта. Возрастная группа составляла: дети 7–12 лет — 18 (20,2%); 13–17 лет — 16 (18,0%); 18–21 — 24 (27,0%); 22–30 лет — 31 (34,8%) случаев. Моделирование ангиопротезов проводилось на основе полученных диаметральных данных. Для 3D-моделирования данные обрабатывались в формате DICOM и в программах DoctorCT с модулем DICOM 3.0 (Ставрополь, Россия), КиберСклиф 1.0 (Ставрополь, Россия) и Builder3D в комплекте с Windows 10 (Майкрософт, США). Выполнялась печать 3D-модели на двух 3D-принтерах: Zortrax M200 (Польша) с объемом рабочей камеры 200 мм x 200 мм x 185 мм и временем печати непрозрачной модели 6 часов; FORMLABS FORM 2 (США). В процессе создания непрозрачной 3D-модели и топическим ангиопротезированием на 3D-принтере Zortrax M200 использовали пластик FLEX REC 2.85мм красного, белого и зеленого цвета. Для обработки конечной модели мы применяли полимолочную кислоту и акрилонитрил бутадиенстирол (ABS). Как только процедура печати была закончена, проводилось снятие конструкции с опорных структур с очищением краев и доработкой для получения оптимальной модели.

Выбор и подготовка пластического материала, в качестве которого выступают тканево-инженерные конструкции (ТИК), включал в себя как матрицу, на основе физической децеллюляризации клеточного материала. Участок сосуда, предназначенный для получения бесклеточного каркаса, помещали в герметичную упаковку с консервирующим составом. Затем в процессе стремительного снижения высокого давления, включающего десятиминутную экспозицию в барокамере при 980 МПа и последующую декомпрессию, мембраны клеток обрабатываемого материала подвергаются разрушению. Последующее промывание образца удаляет из него обломки клеточных структур. Статистическая обработка результатов исследований проведена с помощью программ Microsoft Excel 2007 и Statistica 10.0 (USA).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

При выполнении сравнительного анализа КТ с различными значениями шага спирали было выявлено, что при шаге в 1,0 мм нет достоверных различий между средними показателями

морфометрических данных, полученных при томографии, и фактическим строением изучаемых сосудов по результатам аутопсии. Полученный в результате использования различных способов децеллюляризации матрикс характеризовались разными значениями освобождения от клеток (т.н. «чистота» отмывки материала), а также разной степенью сохранности самого коллагенового каркаса. Точность созданных моделей во многом определялись особенностями методики предварительного исследования человека.

Создание достоверной картины гидродинамических процессов, протекающих в конкретных участках кровеносного русла включали в себя последовательное выполнение нескольких этапов. Сначала производится программное создание трехмерной геометрической модели и уточнение ее сетки согласно полученным в результате обследования пациента морфологических параметров. Как правило, построение производят на основе данных компьютерной томографии (КТ) и магнитно-резонансной томографии (МРТ) со спиральным ходом [4]. Далее задавались граничные значения и условия, соответствующие биологической среде кровеносного русла и окружающих моделируемые сосуды ткани. Затем производилась эмульсия гидродинамического процесса с последующим отображением полученных результатов [5, 6].

Для получения исходных параметров скорости кровотока в моделируемом участке, исходя из опыта отечественных исследований, целесообразно использовать ультразвуковой сканер, оборудованного линейным датчиком с рабочей частотой не менее 5 МГц [2].

Описанные методики моделирования позволяют установить изменения скорости кровотока в различных участках исследуемого отрезка сосудистого русла (непосредственно в просвете импланта, на границе анастомозов) в период времени, установленный оператором программы, а также определить изменения характера потока крови — из ламинарного в турбулентный — и показатели давления в исследуемом участке.

Помимо того метод конечных элементов (МКЭ) и алгоритмы его применения в клинической и судебной медицине, рассмотренные в публикациях авторских коллективов во главе с М.А. Кисловым [9], С.В.Леоновым [5] и И.Ю. Макаровым [8], показали высокую эффективность моделирования с учетом широты изменяемых оператором параметров. Программный пакет ANSYS при сопряженном использовании совместимого с ним программного блока Iventor, по данным отечественных исследований, также оказались наиболее оптимальными для применения в практической медицине с целью реше-

ния тактичных задач протезирования при ряде патологических изменений, учитывая текущий уровень развития вычислительной техники.

Согласно мнению ряда зарубежных исследователей [10], возможно использования децеллюляризованный матрикс без дальнейшей обработки, т.е. минуя этап предварительного заселения клеток. Важной особенностью описанной методики является сохранение белков на внутренней поверхности фрагмента сосуда, именно они в постимплантационном периоде будут способствовать ускоренной реэндотелизации.

Наиболее популярным в клинической практике методом оценки параметров сосудистого русла является КТ (Бендер Б. 3D вокруг нас). Особенность данной технологии заключается в том, что полученные в результате исследования данные не всегда точны, так как после проведения трехмерной реконструкции зачастую происходят искажения реальной картины строения исследуемого участка сосудистой системы за счет потери части параметров, необходимых для математического описания.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработка методики создания трехмерной модели участка сосудистого русла, позволит достоверно описывать процессы, происходящие в исследуемом отрезке сосуда. Позволит понять динамические изменения гидродинамических параметров тока крови в норме и при сосудистой патологии. Создаваемая методика, позволит осуществлять подбор оптимального угла для создания анастомоза на основе математической модели участка сосудистого русла, с учетом индивидуальных анатомических и физиологических особенностей.

ЛИТЕРАТУРА

1. Антоненко С.В., Белянская Е.С., Индюхин А.Ф., Лебедево И.С. Математическое моделирование биологических объектов методом физико-технической функциональной аналогии Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2013;1:21.
2. Бызов Д.В., Сынчикова О.П., Пушкова Е.Н. и др. Биотехнологические аспекты создания трансплантатов артерий. *Biotechnol. acta.* 2010;3(3):23–32.
3. Кафаров Э.С., Федоров С.В., Лечиев И.У. Сравнительная характеристика венозных сосудов почек человека по данным рентгеноангиографии и компьютерно-томографического исследования Кафаров. *Морфология.* 2017;4:32–37.
4. Николаенко А.Н. Применение 3 D-моделирования и трехмерной печати в хирургии. *Биомедицинский журнал Medline.ru.* 2018;18:20–44.

5. Петров И.Б. Математическое моделирование в медицине и биологии на основе моделей механики сплошных сред. *Труды МФТИ.* 2009;1(1):5–16.
6. Baguneid M.S., Seifalian A.M., Salacinski H.J. et al. Tissue engineering of blood vessels. *Brit. J. Surg.* 2006;93:282–290.
7. Dahl S.L., Kypson A.P., Lawson J.H. et al. Readily available tissue-engineered vascular grafts. *Sci. Transl. Med.* 2011;3(68):68–69.
8. Gilberta T.W., Sellaro T.L., Badylak S.F. Decellularization of tissues and organs. *Biomaterials.* 2006;27:3675–3678.
9. Negishi J., Funamoto S., Kimura T. et al Effect of treatment temperature on collagen structures of the decellularized carotid artery using highhydrostatic pressure. *J. Artif. Organs.* 2011; 14(3):223–231.
10. Klinkert P., Post P.N., Breslau P.J., Bockel J.H. Saphenous vein versus PTFE for above-knee femoropopliteal bypass: a review of the literature. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 2004; 27:357–362.

REFERENCES

1. Antonenko S.V., Belyanskaya E.S., Indyuhin A.F., Lebedenko I.S. Mathematical modeling of biological objects by the method of physical and technical functional analogy *Bulletin of new medical technologies. Elektronnoe izdanie.* 2013;1:21.
2. Byzov D.V., Synchikova O.P., Pushkova E.N. et al. Biotechnological aspects of the creation of artery transplants. *Biotechnol. acta.* 2010;3(3):23–32.
3. Kafarov E.S., Fedorov S.V., Lechiev I.U. Comparative characteristics of the venous vessels of human kidneys according to X-ray angiography and computed tomography studies *Kafarov. Morfologiya.* 2017;4:32–37.
4. Nikolaenko A.N. Application of 3 D-modeling and three-dimensional printing in surgery. *Biomedicinskij zhurnal Medline.ru.* 2018;18:20–44.
5. Petrov I.B. Mathematical modeling in medicine and biology based on models of continuum mechanics. *Trudy MFTI.* 2009;1(1):5–16.
6. Baguneid M.S., Seifalian A.M., Salacinski H.J. et al. Tissue engineering of blood vessels. *Brit. J. Surg.* 2006;93:282–290.
7. Dahl S.L., Kypson A.P., Lawson J.H. et al. Readily available tissue-engineered vascular grafts. *Sci. Transl. Med.* 2011;3(68):68–69.
8. Gilberta T.W., Sellaro T.L., Badylak S.F. Decellularization of tissues and organs. *Biomaterials.* 2006;27:3675–3678.
9. Negishi J., Funamoto S., Kimura T. et al Effect of treatment temperature on collagen structures of the decellularized carotid artery using highhydrostatic pressure. *J. Artif. Organs.* 2011; 14(3):223–231.
10. Klinkert P., Post P.N., Breslau P.J., Bockel J.H. Saphenous vein versus PTFE for above-knee femoropopliteal bypass: a review of the literature. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 2004; 27:357–362.