

УДК 611.08  
EDN: WNMKVU  
<https://doi.org/10.15275/ssmj2101094>

Оригинальная статья

## АНАТОМИЧЕСКИЕ И ГЕМОДИНАМИЧЕСКИЕ ИЗМЕНЕНИЯ В СОСУДИСТОМ РУСЛЕ ПУПОВИНЫ В ИНТРАНАТАЛЬНЫЙ ПЕРИОД

М. Ю. Клявлилина<sup>1</sup>, Р. Т. Нигматуллин<sup>1</sup>, Д. Ю. Рыбалко<sup>1</sup>, А. В. Масленников<sup>1</sup>, А. А. Касаткин<sup>2</sup>, Н. А. Воронцова<sup>2</sup>

<sup>1</sup>ФГБОУ ВО «Башкирский государственный медицинский университет» Минздрава России, Уфа, Россия

<sup>2</sup>ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий», Уфа, Россия

## ANATOMICAL AND HEMODYNAMIC CHANGES IN THE UMBILICAL CORD VASCULAR BED IN THE INTRANATAL PERIOD

M. Yu. Klyavlina<sup>1</sup>, R. T. Nigmatullin<sup>1</sup>, D. Yu. Rybalko<sup>1</sup>, A. V. Maslennikov<sup>1</sup>, A. A. Kasatkin<sup>2</sup>, N. A. Vorontsova<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Bashkir State Medical University, Ufa, Russia

<sup>2</sup>Ufa University of Science and Technology, Ufa, Russia

Для цитирования: Клявлилина М. Ю., Нигматуллин Р. Т., Рыбалко Д. Ю., Масленников А. В., Касаткин А. А., Воронцова Н. А. Анатомические и гемодинамические изменения в сосудистом русле пуповины в интранатальный период. Саратовский научно-медицинский журнал. 2025; 21 (1): 94–99. EDN: WNMKVU. <https://doi.org/10.15275/ssmj2101094>

**Аннотация.** Цель: анализ анатомических и гемодинамических трансформаций в сосудистом русле пуповины в период родовой деятельности путем компьютерного моделирования физиологических процессов и связанного с этим изменением градиента внешнего давления. *Материал и методы.* Первый этап настоящей работы включал трехмерное моделирование в программе Ansys Fluent 2021 одиночной прямой пупочной артерии на фоне воздействия на нее внешнего давления, равного 120 мм рт. ст. Вторым этапом заключался в 3D-моделировании органоконструкции пупочных сосудов, окруженных эмбриональной слизистой соединительной тканью при аналогичном внешнем давлении. *Результаты.* В изолированной прямолинейной пупочной артерии при воздействии на нее внешнего давления скорость кровотока возрастает на 85,5%, интраваскулярное давление — на 38,5%. При трехмерном моделировании целостного пупочного канатика на фоне подобного давления скорость кровотока в пупочных артериях увеличилась на 20%, интраваскулярное давление возросло на 8%. При этом в пупочной вене скорость кровотока возросла на 24%, интраваскулярное давление — на 10%. Площадь поперечного сечения эмбриональной слизистой соединительной ткани, пупочных артерий и вены не претерпевала изменений, несмотря на внешнюю деформацию пуповины, сосудистой стенки и изменение просвета сосудов. *Заключение.* Анатомические и гемодинамические параметры в пупочных сосудах в интранатальный период претерпевают трансформации различной степени выраженности, заключающиеся в увеличении интраваскулярной скорости и давления кровотока, деформации пуповины и сосудистой стенки, сужении просвета сосудов, при сохранении значения площади поперечного сечения пуповины и ее сосудов на фоне воздействия внешнего давления.

**Ключевые слова:** сосуды пуповины, эмбриональная слизистая соединительная ткань, трехмерное моделирование, интранатальный период

For citation: Klyavlina MYu, Nigmatullin RT, Rybalko DYU, Maslennikov AV, Kasatkin AA, Vorontsova NA. Anatomical and hemodynamic changes in the umbilical cord vascular bed in the intranatal period. *Saratov Journal of Medical Scientific Research*. 2025; 21 (1): 94–99. (In Russ.) EDN: WNMKVU. <https://doi.org/10.15275/ssmj2101094>

**Abstract.** *Objective:* to analyze anatomical and hemodynamic transformations in the umbilical cord vascular bed during labor using computer modeling of physiological processes and the associated change in the external pressure gradient. *Material and methods.* The first stage of this work included three-dimensional modeling in Ansys Fluent 2021 of a single straight umbilical artery under external pressure of 120 mmHg. The second stage consisted of 3D modeling of the umbilical vessel organ complex surrounded by fetal mucous connective tissue under similar external pressure. *Results.* In an isolated straight umbilical artery, when exposed to external pressure, the blood flow velocity increases by 85.5%, intravascular pressure by 38.5%. In three-dimensional modeling of the entire umbilical cord under similar pressure, the blood flow velocity in the umbilical arteries increased by 20%, intravascular pressure increased by 8%. In this case, the blood flow velocity in the umbilical vein increased by 24%, intravascular pressure by 10%. The cross-sectional area of fetal mucous connective tissue, umbilical arteries and vein did not change, despite the external deformation of the umbilical cord, vascular wall and change in the lumen of the vessels. *Conclusion.* Anatomical and hemodynamic parameters in the umbilical vessels in the intranatal period undergo transformations of varying degrees of severity. These changes consist of an increase in intravascular blood flow velocity and pressure, deformation of the umbilical cord and vascular wall, narrowing of the lumen of the vessels, while maintaining the cross-sectional area of the umbilical cord and its vessels against the background of external pressure.

**Keywords:** umbilical vessels, fetal mucous connective tissue, three-dimensional modeling, intranatal period

**Введение.** Пуповина закладывается на ранних стадиях эмбрионального периода и является жизненно важной морфофункциональной структурой на протяжении всего внутриутробного развития [1]. Она является единственным связывающим звеном между матерью и плодом [2]. Строение органного сосудистого русла пуповины в значительной степени определяет возможность гармоничного развития плода и влияет на перинатальный исход [1]. Нарушение фетоплацентарного кровотока — важный предиктор неблагоприятных исходов для детей первого года жизни, позволяющим прогнозировать у них проблемы физического и психомоторного развития [3]. Хроническая фетоплацентарная недостаточность (ХФПН) становится наиболее частой причиной антенатальной гибели плода, внутриутробной гипоксии и недостаточного роста. В литературе также имеются данные о нарушениях в иммунной системе у матери и плода при ХФПН [4]. Помимо периода внутриутробного развития, плоду необходимо пройти этап родовой деятельности, адаптироваться к воздействию внутриматочного давления, которое возникает в результате сокращения матки при взаимодействии гормональных и механических факторов [2]. В настоящее время актуальной проблемой для клинической практики является оценка влияния родовой деятельности и возрастающего при этом фактора внешнего давления на анатомические и гемодинамические параметры в сосудах пуповины. В связи с развитием новых компьютерных технологий, внедрением цифровизации в медицинскую практику, одним из адекватных методов решения указанной проблемы может служить 3D-моделирование пуповины и ее сосудов [5].

**Цель** — анализ анатомических и гемодинамических трансформаций в сосудистом русле пуповины в период родовой деятельности путем компьютерного моделирования физиологических процессов и связанного с этим изменением градиента внешнего давления.

**Материал и методы.** Забор биологического материала производили в условиях ГБУЗ РБ «Городской клинический перинатальный центр» г. Уфы с письменного согласия пациенток. Локальный этический комитет ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России от 23.10.2024 заключил, что проводимое научное исследование соответствует общепринятым нормам морали, требованиям соблюдения прав, интересов и личного достоинства, принимающих участие в исследовании согласно «ГОСТ Р 52379–2005. Надлежащая клиническая практика». Отбирались пуповины с классическим анатомическим строением по количеству сосудов, а именно имеющие две артерии и вену. Клиническими критериями включения в исследование со стороны матери выступило отсутствие тяжелой соматической патологии, осложнений беременности (преэклампсии, гестационного сахарного диабета) и инфекционных заболеваний. В отношении плода были применены условия доношенного гестационного возраста и оценка новорожденного неонатологом на 7/8 баллов по шкале Апгар. Забор пуповины для исследования производили сразу после ее пересечения.

В настоящей статье для выполнения морфологического исследования, изготовления коррозионных препаратов сосудов пуповины и подготовки базы

для программного обеспечения Ansys Fluent 2021 использован и обработан материал 20 пуповин.

Сосуды пупочного канатика промывали под точной водой для предотвращения образования тромботических масс. Транспортировку биоматериала производили в физиологическом растворе натрия хлорида в течение 12 ч с момента забора. Дальнейший этап исследования проводили на кафедре анатомии человека ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России. В ходе работы отобранную пуповину с помощью скальпеля разделяли на три равных сегмента (проксимальный, срединный и дистальный). Проксимальный сегмент (представлен на рис. 1, а) использовали для создания коррозионного препарата. Заливку сосудов производили зуботехническим материалом «Белакрил» — МХО путем нагнетания смеси с помощью шприца и канюли до наполнения, с дальнейшим растворением органических тканей в растворе гидроксида калия. Данная методика является авторской и защищена патентом (Д. В. Шадуго, В. С. Пикалюк «Способ изготовления анатомических коррозионных препаратов») [6].

Создание 3D-моделей проводилось на базе лаборатории аддитивных технологий ФГБОУ ВО «Башкирского государственного медицинского университета» Минздрава России. Для построения 3D-моделей сосудов пуповины использовали проксимальный сегмент длиной 10 см. Данный размер был выбран с учетом размерных технических ограничений стационарного 3D-сканера RangeVision Spectrum российского производства и поворотного стола. Обработку данных проводили в программе ScanCenter NG 2022. Для дальнейшей работы с 3D-моделями использовали профессиональное открытое программное обеспечение Blender 4.2.

Трехмерное моделирование кровотока в пупочных сосудах на фоне воздействия внешнего давления проводили в универсальной программе анализа методом конечных элементов Ansys Fluent 2021 на базе ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий». При этом использовали пакеты гидродинамического и прочностного анализа Fluid Flow (Fluent) и Transient Structural.

**Первым этапом исследования** было моделирование единичной прямолинейной артерии, изолированной от других структур пуповины, на основе реальной артерии в формате STL.

Для более точного приближения компьютерной модели к биологическому материалу в программу Ansys заданы дополнительные параметры: модуль Юнга (модуль продольной упругости), уравнение модуля объемной упругости, в котором ключевую роль играет коэффициент Пуассона. Эти параметры характеризуют упругие свойства и отражают эластичность стенки сосуда [7].

Деформацию стенки при внешнем давлении рассчитывали по формулам, встроенным в Ansys Mechanical. Проанализировав литературные источники, мы пришли к выводу о том, что оптимальный уровень оказываемого внешнего давления в нашем исследовании — 120 мм рт. ст., он отражает среднее давление во время родовой деятельности в активную фазу родов. Средняя скорость кровотока задана из полученных нами при ультразвуковом исследовании показателей. Для работы в программе Ansys данные автоматически преобразованы. Средняя скорость кровотока в артерии составила 0,3 м/с, в вене — 0,1 м/с.

Динамическую вязкость крови высчитывали исходя из эмпирического закона Карро — Яшида. Это одна из распространенных неньютоновских моделей крови, которая используется для описания артериального кровотока.

При проведении исследования выбрано ламинарное течение крови, так как кровь в большей части сосудов организма течет в данном режиме, в том числе в сосудах пуповины [8].

Вторым этапом исследования выступило 3D-моделирование комплекса пупочных сосудов, окруженных эмбриональной слизистой соединительной тканью (ЭССТ), в программе Ansys Fluent 2021; 3D-моделирование комплекса пупочных сосудов, окруженных ЭССТ, происходило на основании реальной пуповины в формате STL.

Модуль Юнга приравнен к 1,08 мПа, а коэффициент Пуассона, задействованный в уравнении, приравняем к 0,49, стенки сосудов в таком случае будут эластичными, и представленные данные не внесут больших погрешностей в расчеты [9].

Известно, что плотность крови составляет примерно  $1060 \text{ кг/м}^3$  [10]. Вязкость измеряем в  $\text{кг/(м}\cdot\text{с)}$ . Задаем свойство Carreau (Карро), вычисляемое по формуле. Временную константу приравниваем к 3,313 с, индекс степени закона — к 0,3568, вязкость при нулевой деформации — к  $0,056 \text{ кг/(м}\cdot\text{с)}$ , а вязкость при бесконечной деформации — к  $0,0035 \text{ кг/(м}\cdot\text{с)}$ . Методом расчета выбирается Shear Rate Dependent — зависимость от скорости деформации. Интраваскулярное давление было выбрано из литературных источников и составило 88 мм рт. ст. для артерий и 41 мм рт. ст. — для вен [11].

Параметры, задаваемые в программу Ansys для ЭССТ: 4 кПа для модуля Юнга, коэффициент Пуассона — 0,47, а плотность —  $1,63 \text{ г/см}^3$  [12].

Оказываемое внешнее давление составляет также 120 мм рт. ст. Далее производится расчет интраваскулярных гемодинамических изменений в программе Ansys Fluent 2021 и анализ изменения анатомии пуповины и ее сосудов на фоне воздействия внешнего давления.

Статистическую обработку данных проводили в программе Statistica 10. Данные представлены в абсолютных и относительных числах (%). Значимость различий оценивали по критерию Уилкоксона. Критический уровень значимости —  $p < 0,05$ .

**Результаты.** Разработку трехмерной модели пуповины и ее сосудов начинали с ее представления в программе Ansys Fluent 2021 в виде трехмерной сетки (меш). На рис. 1а продемонстрирован отобранный биологический материал пуповины, который не имеет извитости. Данный вариант анатомии пупочных артерий не является патологическим и получен нами в результате физиологических неосложненных родов. На рис. 1б представлена фотография коррозионного препарата, созданного из вышеописанной пуповины. Розовым цветом окрашены две пупочные артерии, сине-коричневым — вена. На рис. 1в изображен меш одной прямолинейной пупочной артерии в интерфейсе программы Ansys Fluent 2021.

Толщина стенки сосудов, внутренний диаметр артерий и вены взяты из собственных данных морфометрического исследования, проведенного нами на биологическом материале с помощью программы ImageJ. Внутренний диаметр вены составил 4,4 мм, внутренний диаметр артерий 2,7 мм. Толщина стенок пупочных сосудов 0,3 и 0,5 мм соответственно.

В результате компьютерных вычислений с помощью программы Ansys Fluent 2021 нами получено, что в прямолинейной артерии при воздействии на нее внешнего давления (120 мм рт. ст.) скорость

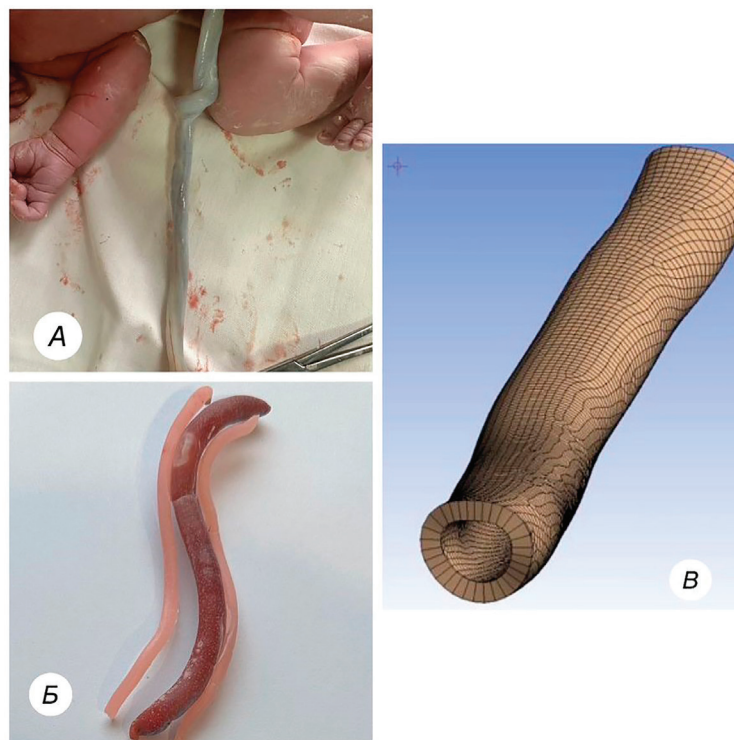


Рис. 1. Прямолинейная пупочная артерия:  
а — проксимальный сегмент прямолинейной пупочной артерии на биологическом препарате; б — коррозионный препарат упомянутой пупочной артерии; в — пупочная артерия в интерфейсе программы Ansys Fluent 2021

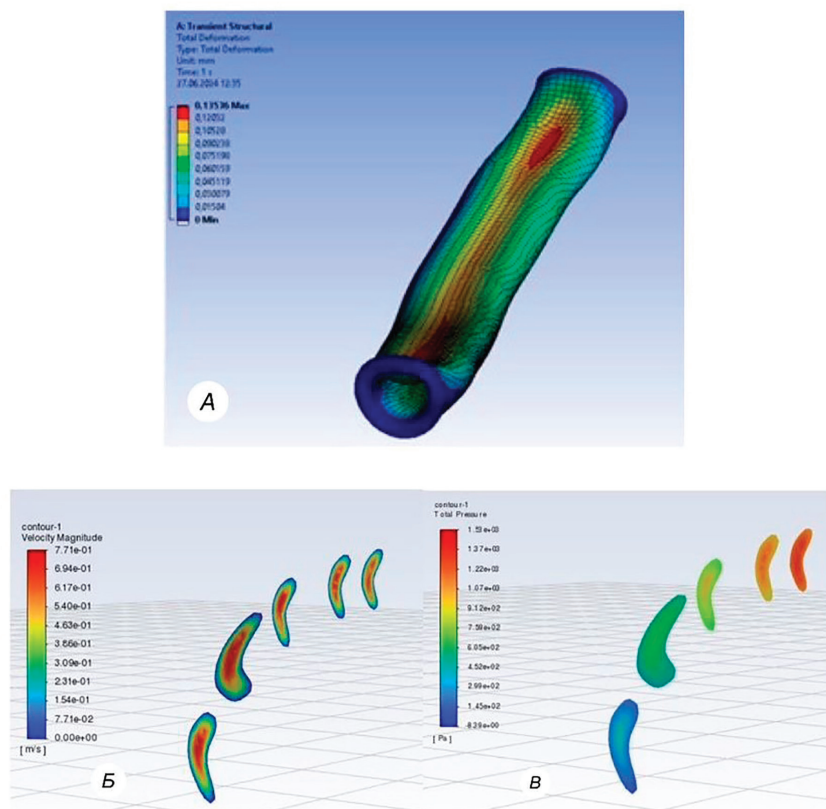


Рис. 2. Прямолинейная пупочная артерия под воздействием внешнего давления: а — пупочная артерия под воздействием внешнего давления в продольном сечении; б — поперечное сечение пупочной артерии с изменением интраваскулярной скорости кровотока на фоне воздействия внешнего давления; в — поперечное сечение пупочной артерии с изменением интраваскулярного давления на фоне воздействия внешнего давления

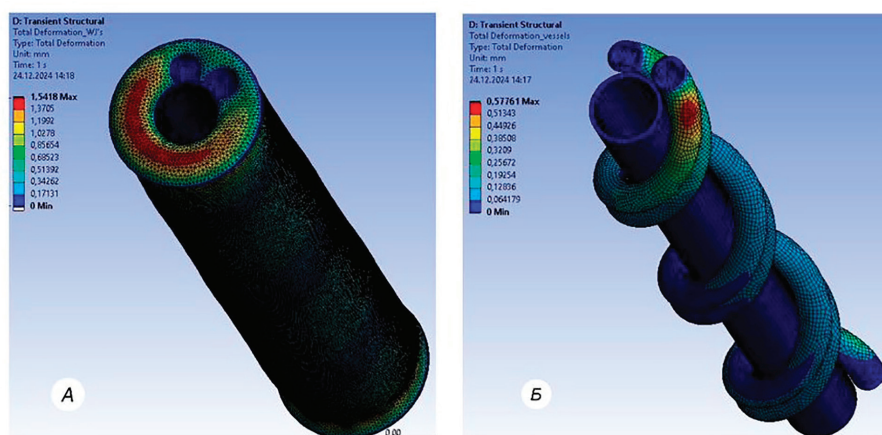


Рис. 3. Меш пуповины в интерфейсе программы Ansys Fluent 2021: а — меш, имеющий две спиралевидные артерии, вену, эмбриональную слизистую соединительную ткань; б — иллюстрация хода пупочных правозакрученных пупочных артерий, находящихся внутри эмбриональной слизистой соединительной ткани

кровотока возрастает на 85,5% и составляет 0,56 м/с. Интраваскулярное давление при этом увеличилось на 38,5%, с 88 мм рт. ст. возросло до 122 мм рт. ст.

Что касается анатомических характеристик, стенки артериального сосуда деформируются, вследствие чего сужается его просвет во фронтальной или сагиттальной плоскостях в зависимости от направления вектора внешнего давления. На рис. 2а продемонстрировано изменение продольной конфигурации пупочной артерии под воздействием

экстеральной силы. На рис. 2б показано изменение просвета сосуда в поперечном сечении с изменением интраваскулярной скорости кровотока. На рис. 2в изображено изменение просвета пупочной артерии в поперечном сечении с изменением интраваскулярного давления.

На рис. 3 представлен II этап исследования, в ходе которого нами смоделирован кровоток в сосудистом русле целостной пуповины. На рис. 3а показан меш двух артерий, вены и ЭССТ, построенный

в программе Ansys Fluent 2021. На рис. 3б продемонстрирован спиралевидный правозакрученный ход артерий внутри ЭССТ с шагом 0,28 витков/см. Заданные в компьютерную программу физиологические параметры описаны в разделе «Материал и методы».

В результате трехмерного компьютерного моделирования в программе Ansys Fluent 2021 нами показано, что при воздействии внешнего давления на сосуды пуповины, окруженные ЭССТ, морфофункциональные изменения проявляются в значительно меньшей степени. Так, скорость кровотока в спиралевидных пупочных артериях увеличилась на 20% и составила 0,36 м/с, интраваскулярное давление возросло на 8% (95 мм рт. ст.). В пупочной вене скорость кровотока возросла на 24% (0,12 м/с), интраваскулярное давление на 10% (44 мм рт. ст.), что несколько выше, чем у пупочных артерий. Можно предположить, что это связано с менее эластичной сосудистой стенкой и линейной структурой пупочной вены.

По критерию Уилкоксона гемодинамические изменения в сосудистом русле пуповины на фоне воздействия внешнего давления статистически значимы ( $p < 0,05$ ).

В трехмерной модели без воздействия внешнего давления площадь поперечного сечения пуповины составила 1,9 см<sup>2</sup>. Площадь поперечного сечения артерий, вены и ЭССТ 0,12; 0,15 см и 1,48 см<sup>2</sup> соответственно.

Площадь поперечного сечения пуповины, ЭССТ, пупочных артерий и вены не претерпевала изменений, несмотря на внешнюю деформацию пуповины, сосудистой стенки и изменения просвета сосудов во фронтальной или сагиттальной плоскостях в зависимости от направления вектора внешнего давления.

**Обсуждение.** Проведенное нами исследование показало, что динамические изменения сосудистой циркуляции не всегда согласуются с классическими законами гидродинамики. По закону Бернулли в точках, где скорость флюида увеличивается, его давление уменьшается, и наоборот [13]. В нашем исследовании при воздействии внешнего давления, предположительно внутриматочного, отмечается увеличение и скорости кровотока, и интраваскулярного давления. По-видимому, это связано с тем, что система кровообращения является морфологически и функционально сложной. На давление и скорость кровотока влияет множество факторов, таких как сосудистое сопротивление, объем крови, состояние сердечно-сосудистой системы, нейроэндокринные процессы. При этом спиральная структура артерий пуповины помогает сохранять более стабильный кровоток и адаптирует гемодинамику к внешним изменениям. В нашем исследовании сделана попытка воссоздать близкую к биологическому состоянию 3D-модель сосудов пуповины, учесть, насколько это возможно, физические и анатомо-функциональные особенности пуповины, поэтому считаем возможным утверждать, что при изменении внешнего давления внутри пупочных сосудов возрастает и давление, и скорость кровотока. В литературе имеются данные о том, что на повышение интраваскулярного давления влияет увеличение количества витков пуповины [14]. При этом спиральная структура пуповины обеспечивает некоторую защиту сосудов от сдавливания и изменений условий кровотока, способствует минимизации нарушений напряжения сдвига сосудистой

стенки [15, 16]. Наличие спиральности сосудов ослабляет экстремальное давление в артериальном цикле [17].

Уместно также отметить, что фактор извилистости артериальных сосудов пуповины не является уникальным в природе. Так, экспериментальные и клинические исследования коллатерального кровообращения позволили выявить феномен извилистости формирующихся путей окольного кровотока при окклюзии магистральной гемоциркуляции. В частности, В.Н. Тонков, изучая динамику формирования коллатералей в различных частях тела, описал спиралевидный ход сосудов как функциональный фактор адаптации к различным условиям циркуляции крови [см. подробнее: 18]. Таким образом, спиральный тип ориентации сосудов может способствовать адекватному перераспределению крови, что особенно важно в динамично меняющихся условиях кровотока.

В результате нашего исследования подтверждается важная защитная роль ЭССТ, так как при внешнем воздействии давления на изолированный сосуд наблюдалась его деформация, сужение просвета и изменение параметров гемодинамики в большей степени, чем при воздействии через ЭССТ.

ЭССТ плотно окружает сосуды пуповины [1]. Он представляет губчатую структуру с порами, которые заполнены гиалуроновой кислотой, протеогликанами, гидрофильными молекулами. Благодаря строению ЭССТ сопротивляется сжатию и тем самым защищает сосуды пуповины от механического сдавливания [19]. Исходя из описанного, можно сделать вывод о том, что некорректно рассматривать влияние внешнего давления на пупочные сосуды изолированно: необходимо учитывать комплекс вены, двух артерий и плотно прилегающий к ним ЭССТ.

Новизна представляемой работы заключается в компьютерном моделировании сосудов пуповины и ЭССТ на основе собственного морфологического анализа и литературных данных в интранатальный период.

**Заключение.** Предлагаемая нами трехмерная модель, разработанная на основе коррозионных препаратов сосудов пуповины, является адекватным инструментом для морфофункционального исследования фетоплацентарного кровообращения. Анатомические и гемодинамические параметры в пупочных сосудах в интранатальный период претерпевают трансформации различной степени выраженности. Заключаются данные изменения в увеличении интраваскулярной скорости и давления кровотока, деформации пуповины и сосудистой стенки, сужении просвета сосудов при сохранении значения площади поперечного сечения пуповины и ее сосудов на фоне воздействия внешнего давления. Считаем, что проведенное исследование имеет клиническое значение и указывает на необходимость применения в процессе родов ультразвукового исследования пуповины и исследования фетоплацентарного кровообращения.

**Вклад авторов:** М.Ю. Клявлиня — формирование идеи и концепции исследования, сбор и анализ данных, написание текста; Р.Т. Нигматуллин — анализ данных, редактирование текста; Д.Ю. Рыбалко — редактирование текста; А.В. Масленников — формирование идеи и концепции исследования; А.А. Касаткин — сбор данных; Н.А. Воронцова — сбор данных.

**Конфликт интересов.** Конфликт интересов не заявляется.

## References (Список источников)

1. Sánchez-Trujillo L, García-Montero C, Fraile-Martínez O, et al. Considering the effects and maternofetal implications of vascular disorders and the umbilical cord. *Medicina (Kaunas)*. 2022;58 (12):1754. DOI:10.3390/medicina58121754
2. Gee SE, Frey HA. Contractions: traditional concepts and their role in modern obstetrics. *Semin Perinatol*. 2020;44 (2):151218. DOI:10.1016/j.semper. 2019.151218
3. Trokhanova OV, Mikhailova EV, Shamanaeva EA, et al. Neonatal and postneonatal outcomes in various disorders of fetoplacental blood flow. *Doctor. Ru*. 2018; (154):10–7. (In Russ.) Троханова О.В., Михайлова Е.В., Шаманаева Е.А. и др. Неонатальные и постнеонатальные исходы при различных нарушениях фетоплацентарного кровотока. *Доктор. Ру*. 2018; (154):10–7. DOI:10.31550/1727-2378-2018-154-10-10-17
4. Bekmukhambetov Y, Mamrybayev A, Dzharkenov T, et al. Metabolic and immunologic aspects of fetoplacental insufficiency. *Am J Reprod Immunol*. 2016;76 (4):299–306. DOI:10.1111/ajr.12544
5. Chappell J, Aghwane R, Clark AR, Aghwane R. A review of fetoplacental vasculature flow modelling. *Placenta*. 2023;142:23. DOI:10.1016/j.placenta.2023.08.068
6. Patent of the Russian Federation RU 153522. Federation RU 153522. Method of manufacturing of anatomical corrosion preparations. МПК А61К 35/00 (2012.01)/Д.В. Шадуго, В.С. Пикалюк. Appl. 29.12.2014, publ. 20.07.2015. Бул. № 20. 4 с. (In Russ.) Патент Рос. Федерации RU 153522. Способ изготовления анатомических коррозионных препаратов. МПК А61К 35/00 (2012.01)/Д.В. Шадуго, В.С. Пикалюк. Заявл. 29.12.2014, опублик. 20.07.2015. Бюл. № 20. 4 с.
7. Sivukhin DV. General course of physics. Mechanics. Moscow: Fizmatlit, 2005; 560 p. (In Russ.) Сивухин Д. В. Общий курс физики. Механика. М.: Физматлит, 2005; 560 с.
8. Zakharov YuB, Voloshin MA, Ivanov VN, et al. Movement of blood particles in a non-uniform constant magnetic field. In: Modern problems of physics, biophysics and info-communication technologies. Krasnodar: FGBU "Russian Energy Agency" Ministry of Energy of Russia Krasnodar CNTI — branch of FGBU REA Ministry of Energy of Russia, 2020; p. 94–104. (In Russ.) Захаров Ю. Б., Волошин М. А., Иванов В. Н. и др. Движение частиц крови в неоднородном постоянном магнитном поле. В кн.: Современные проблемы физики, биофизики и инфокоммуникационных технологий. Краснодар: ФГБУ «Российское энергетическое агентство» Минэнерго России Краснодарский ЦНТИ — филиал ФГБУ РЭА Минэнерго России, 2020; с. 94–104.
9. Medvedev AE, Samsonov VI, Fomin VM. On the rational structure of blood vessels. *Journal of Applied Mechanics and Technical Physics*. 2006;47 (3):24–30. (In Russ.) Медведев А. Е., Самсонов В. И., Фомин В. М. О рациональной структуре кровеносных сосудов. *Прикладная механика и техническая физика*. 2006;47 (3):24–30. DOI:10.1007/s10808-006-0059-3
10. Antropova LK, Kulikov VYu, Kozyaeva EA, Sorokin OV. Blood Physiology: A teaching aid. Novosibirsk: NGMU, 2009; 55 p. (In Russ.) Антропова Л. К., Куликов В. Ю., Козяева Е. А., Сорокин О. В. Физиология крови: учеб.-метод. пособие. Новосибирск: НГМУ, 2009; 55 с.
11. Malpas P, Symonds EM. Arterial and venous pressures in the human umbilical cord. *Am J Obstet Gynecol*. 1967;98 (2):261–5. DOI:10.1016/s0002-9378 (16) 34596–3
12. Baldit A, Dubus M, Sergheraert J, et al. Biomechanical tensile behavior of human Wharton's jelly. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022;126:104981. DOI:10.1016/j.jmbbm.2021.104981
13. Bernoulli's law. In: Landsberg GS, ed. Elementary textbook of physics. Moscow: Nauka, 1985. Vol. 1. (In Russ.) Закон Бернулли. В кн.: Ландсберг Г. С., ред. Элементарный учебник физики. М.: Наука, 1985. Т. 1.
14. Kaplan AD, Jaffa AJ, Timor IE, et al. Hemodynamic analysis of arterial blood flow in the coiled umbilical cord. *Reprod Sci*. 2010;17 (3):258–68. DOI:10.1177/1933719109351596
15. Li Y, Zhang D, Shi Y. Correlation between umbilical cord torsion and Doppler parameters of the umbilical artery: A single-center retrospective case-control study. *Clin Exp Obstet Gynecol*. 2024;51 (3):58. DOI:10.31083/j.ceog5103058
16. Saw SN, Dai Y, Yap CH. A review of biomechanics analysis of the umbilical — placenta system with regards to diseases. *Front Physiol*. 2021;12:718709. DOI:10.3389/fphys.2021.718709
17. Wilke DJ, Denier JP, Khong TY, Mattner TW. Pressure and flow in the umbilical cord. *J Biomech*. 2018;79:35–44. DOI:10.1016/j.jbiomech.2018.07.044
18. Osipova OL, Shmatov SV, Sotnikov AA. Anatomical foundations of human collateral circulation: A tutorial. Tomsk: Publishing house of Siberian State Medical University, 2021. (In Russ.) Осипова О. Л., Шматов С. В., Сотников А. А. Анатомические основы коллатерального кровообращения человека: учеб. пособие. Томск: Изд-во СибГМУ, 2021.
19. Davies JE, Walker JT, Keating A. Concise review: Wharton's jelly: The rich, but enigmatic, source of mesenchymal stromal cells. *Stem Cells Transl Med*. 2017;6 (12):1620–30. DOI:10.1002/sctm.16–0492

Статья поступила в редакцию 20.01.2025; одобрена после рецензирования 13.02.2025; принята к публикации 20.02.2025. The article was submitted 20.01.2025; approved after reviewing 13.02.2025; accepted for publication 20.02.2025.

## Информация об авторах:

**Мария Юрьевна Клявлина** — аспирант кафедры анатомии человека, [Gradusova.maria@mail.ru](mailto:Gradusova.maria@mail.ru), ORCID 0009-0001-1751-7482; **Рафик Талгатович Нигматуллин** — профессор кафедры анатомии человека, доктор медицинских наук, [nigmatullinr@mail.ru](mailto:nigmatullinr@mail.ru), ORCID 0000-0002-5715-6642; **Дмитрий Юрьевич Рыбалко** — заведующий кафедрой анатомии человека, доцент, кандидат медицинских наук, [rybalko\\_dy@mail.ru](mailto:rybalko_dy@mail.ru), ORCID 0000-0002-5033-1305; **Антон Васильевич Масленников** — доцент кафедры анатомии человека, кандидат медицинских наук, [mas-anton@yandex.ru](mailto:mas-anton@yandex.ru), ORCID 0000-0002-1349-747X; **Алексей Александрович Касаткин** — доцент кафедры высокопроизводительных вычислений и дифференциальных уравнений, кандидат физико-математических наук, [alexei\\_kasatkin@mail.ru](mailto:alexei_kasatkin@mail.ru), ORCID 0000-0002-9313-6008; **Наталья Александровна Воронцова** — студентка, [voroncovanatalyay@gmail.com](mailto:voroncovanatalyay@gmail.com), ORCID 0009-0008-4990-2060.

## Information about the authors:

**Maria Yu. Klyavlina** — Post-graduate Student of the Department of Human Anatomy, [Gradusova.maria@mail.ru](mailto:Gradusova.maria@mail.ru), ORCID 0009-0001-1751-7482; **Rafik T. Nigmatullin** — Professor of the Department of Human Anatomy, DSc, [nigmatullinr@mail.ru](mailto:nigmatullinr@mail.ru), ORCID 0000-0002-5715-6642; **Dmitrii Yu. Rybalko** — Head of the Department of Human Anatomy, Associate Professor, PhD, [rybalko\\_dy@mail.ru](mailto:rybalko_dy@mail.ru), ORCID 0000-0002-5033-1305; **Anton V. Maslennikov** — Assistant Professor of the Department of Human Anatomy, [mas-anton@yandex.ru](mailto:mas-anton@yandex.ru), PhD, ORCID 0000-0002-1349-747X; **Alexei A. Kasatkin** — Assistant Professor of the Department of High-Performance Computing and Differential Equations, PhD, [alexei\\_kasatkin@mail.ru](mailto:alexei_kasatkin@mail.ru), ORCID 0000-0002-9313-6008; **Natalya A. Vorontsova** — 4<sup>th</sup>-year Student, [voroncovanatalyay@gmail.com](mailto:voroncovanatalyay@gmail.com), ORCID 0009-0008-4990-2060.