

Форма «Т». Титульный лист заявки в Российский научный фонд
Конкурс 2022 года «Проведение фундаментальных научных исследований и
поисковых научных исследований малыми отдельными научными группами»

Название проекта Морфофункциональные особенности сосудистых дихотомий внутренних органов человека (анатомо- экспериментальное исследование)	Номер проекта	23-25-00216 
	Отрасль знания: 05	
	Основной код классификатора: 05-103 Дополнительные коды классификатора: 05-205 05-202	
	Код ГРНТИ 76.29.30	
Фамилия, имя, отчество (при наличии) руководителя проекта: Зенин Олег	Контактные телефон и e-mail руководителя проекта: +79870776296, zen.olegz@gmail.com	
Полное и сокращенное наименование организации, через которую должно осуществляться финансирование проекта: федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Пензенский государственный университет" ФГБОУ ВО "Пензенский государственный университет", ПГУ		
Объем финансирования проекта в 2023 г.: 1500 тыс. руб.	Год начала проекта: 2023	Год окончания проекта: 2024
Гарантирую, что при подготовке заявки не были нарушены авторские и иные права третьих лиц и/или имеется согласие правообладателей на представление в Фонд материалов и их использование Фондом для проведения экспертизы и для обнародования (в виде аннотаций заявок).		
Подпись руководителя проекта _____ /О. Зенин/ Подпись руководителя организации* <i>* Либо уполномоченного представителя, действующего на основании доверенности или распорядительного документа. В случае подписания формы уполномоченным представителем организации (в т.ч. - руководителем филиала) к печатному экземпляру заявки <u>прилагается копия распорядительного документа или доверенности</u>, заверенная печатью организации. Непредставление копии распорядительного документа или доверенности в случае подписания формы уполномоченным представителем организации, а также отсутствие расшифровки подписи, является основанием недопуска заявки к конкурсу.</i> _____ / _____ / Печать (при наличии) организации		Дата регистрации заявки 14.06.2022 г.

Форма 1. Сведения о проекте

1.1. Название проекта

на русском языке

Морфофункциональные особенности сосудистых дихотомий внутренних органов человека (анатомо-экспериментальное исследование)

на английском языке

Morphofunctional characteristics of internal organs vascular dichotomies (anatomy-experimental study)

1.2. Приоритетное направление развития науки, технологий и техники в Российской Федерации, критическая технология

Указывается согласно перечню (Указ Президента Российской Федерации от 7 июля 2011 года №899) в случае, если тематика проекта может быть отнесена к одному из приоритетных направлений, а также может внести вклад в развитие критических технологий Российской Федерации.

4. Науки о жизни.

4. Биомедицинские и ветеринарные технологии.

Направление из Стратегии научно-технологического развития Российской Федерации (утверждена Указом Президента Российской Федерации от 1 декабря 2016 г. № 642 «О Стратегии научно-технологического развития Российской Федерации») (при возможности отнесения)

Н3 Переход к персонализированной медицине, высокотехнологичному здравоохранению и технологиям здоровьесбережения, в том числе за счет рационального применения лекарственных препаратов (прежде всего антибактериальных)

1.3. Ключевые слова (приводится не более 15 терминов)

на русском языке

дихотомия, внутриорганный артериальный русло, сердце, почки, численное моделирование

на английском языке

dichotomy, vasculature, heart, kidneys, numerical modeling

1.4. Аннотация проекта (объемом не более 2 стр.; в том числе кратко – актуальность решения указанной выше научной проблемы и научная новизна)

Данная информация может быть опубликована на сайте Фонда в информационно-телекоммуникационной сети «Интернет».

на русском языке

Сердечно-сосудистая патология остается ведущей причиной инвалидизации и смертности населения. По данным Росстата заболеваемость населения Российской Федерации болезнями системы кровообращения в период с 2000 по 2019 гг. выросла в 2,09 раза. Высокая частота встречаемости и особая тяжесть этих заболеваний требует разработки новых эффективных средств диагностики и лечения. Однако, это невозможно без достаточного теоретического обоснования, каковым является морфологическое исследование. Несмотря на значительные успехи, достигнутые современной медициной, остается большое количество нерешенных проблем. Например, 1) Проблема ранней и объективной диагностики патологии сосудистого русла сердца и почек. Современные цифровые технологии прижизненной визуализации сосудистого русла открывают новые возможности для ранней диагностики его патологии. Однако отсутствие в настоящее время количественных структурных критериев нормы существенно сдерживает развитие этого перспективного направления клинической медицины. 2) Проблема прогнозирования исходов ангиопластических операций. Используемые в настоящее время оперативные методы коррекции патологически измененного сосудистого русла не всегда дают желаемые результаты. Это обусловлено тем, что в артериальном русле при известных приближениях действуют законы, аналогичные законам электрической цепи, и изменение сопротивления одного участка неизбежно приводит к изменению сопротивления не только в этом участке, но и в системе в целом. Врач не может точно предсказать, какие изменения кровообращения произойдут при том или ином оперативном пособии, а значит, не может выбрать наилучший вариант операции. 3) Образовательная проблема. В настоящее время электронные учебники, компьютерные анатомические атласы, виртуальные 3d-модели внутренних органов человека все шире применяются в мире для дистанционного информирования и обучения. В связи с этим создание медицинских средств электронного обучения, в частности, предназначенных для визуального представления анатомии кровеносной системы человека, следует считать актуальным. Исходными данными для построения моделей учебного назначения являются значения параметров, количественно характеризующие сосудистые деревья. Последние могут быть получены путем статистической

обработки результатов морфометрии реальных кровеносных систем или численного моделирования. Оптимальным способом решения данных проблем является математическое моделирование строения внутриорганных сосудистого русла и внутрисосудистой гемодинамики, что практически невозможно при отсутствии объективных знаний о морфометрических и функциональных особенностях сосудистых дихотомий – структурно-функциональных единиц этой системы.

Впервые будут:

- получены значения морфометрических параметров характеризующих особенности различных морфофункциональных видов дихотомий внутриорганных артериальное русло сердца (ВАРС) и внутриорганных артериальное русло почек (ВАРП) в норме;
- получены значения параметров, количественно характеризующие опорную функцию (жесткость конструкции) различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме;
- получены значения параметров, количественно характеризующие особенности гемодинамики различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме;
- проведен сравнительный анализ значений параметров характеризующих морфометрических и функциональных особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме;
- будет создана компьютерная программа «3D-Vasculograph», генерирующая геометрические 3D-модели сосудистого русла на базе морфометрических данных путем процедурно-математической трансформации пространства по закону логарифмической спирали;
- созданы физические и виртуальные модели различных морфофункциональных групп и типов дихотомий, а также ВАРС и ВАРП в норме.

на английском языке

Cardiovascular disease remains the leading cause of disability and mortality. According to Rosstat, the incidence of circulatory system diseases among the population of the Russian Federation increased by 2.09 times from 2000 to 2019. The high incidence and special severity of these diseases requires the development of new effective means of diagnosis and treatment. However, it is impossible without sufficient theoretical substantiation, which is morphological research. In spite of significant successes achieved by modern medicine, there are still a lot of unresolved problems. For example,

1) The problem of early and objective diagnostics of cardiac and renal vascular pathology. Modern digital technologies of intravital imaging of vascular bed open new opportunities for early diagnostics of its pathology. However, the current lack of quantitative structural norm criteria significantly restrains the development of this promising area of clinical medicine.

2) The problem of predicting the outcomes of angioplastic surgeries. The currently used surgical methods of pathologically altered vascular bed correction do not always provide the desired results. This is due to the fact that in the arterial bed, with known approximations, the laws similar to the laws of an electric circuit operate, and a change of resistance in one section inevitably leads to a change of resistance not only in this section, but also in the system as a whole. The doctor cannot accurately predict what circulatory changes will occur with this or that surgical aid, and therefore cannot choose the best surgical option.

3) Educational problem. Currently, electronic textbooks, computer anatomical atlases, and virtual 3d models of human internal organs are increasingly being used around the world for remote information and education. In this regard, the creation of medical e-learning tools, in particular, intended for visual representation of the anatomy of the human circulatory system, should be considered urgent. The initial data for the construction of training models are the values of parameters quantitatively characterizing the vascular trees. The latter can be obtained by statistical processing of the results of morphometry of real blood systems or numerical simulation.

The optimal way to solve these problems is mathematical modeling of the structure of the intraorganic vasculature and intravascular hemodynamics, which is practically impossible in the absence of objective knowledge about the morphometric and functional features of vascular dichotomies - structural and functional units of this system.

For the first time the values of the morphometric parameters will be:

- values of morphometric parameters characterizing peculiarities of different morphofunctional types of heart arterial vasculature (HAV) and kidney arterial vasculature (KAV) dichotomies in normality were obtained;
- values of parameters quantitatively characterizing the support function (structural rigidity) of different morphofunctional groups, species and types of HAV and KAV dichotomies in norm were obtained;
- values of parameters quantitatively characterizing peculiarities of hemodynamics of different morphofunctional groups, types and kinds of HAV and KAV dichotomies in norm were obtained;
- Comparative analysis of parameter values characterizing morphometric and functional peculiarities of different morphofunctional groups, types and kinds of HAV and KAV dichotomies in norm has been carried out;
- There will be created a computer program "3D-Vasculograph", which generates geometric 3D-models of the vascular bed

on the basis of morphometric data by means of procedural and mathematical transformation of space according to the law of logarithmic spiral

- physical and virtual models of different morphofunctional groups and dichotomy types, as well as HAV and KAV in norm.

1.5. Ожидаемые результаты и их значимость (указываются результаты, их значимость для развития новой научной тематики)

Данная информация может быть опубликована на сайте Фонда в информационно-телекоммуникационной сети «Интернет».

на русском языке

Предложенные в ходе исследования новые подходы к изучению морфофункциональных особенностей сосудистых русел будут способствовать дальнейшему совершенствованию наших знаний в этой области.

Установленные морфометрические особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП у лиц разных гендерных и возрастных групп в норме будут способствовать развитию цифровых технологий прижизненной визуализации сосудистого русла, открывать новые возможности для ранней диагностики его патологии. Использование количественных данных о нормальном строении различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в будущем, в клинических условиях, после соответствующих доработок позволит в автоматическом режиме диагностировать его патологию, судить об адекватности кровоснабжения.

На базе количественных сведений об особенностях различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП будут созданы математические модели, которые в условиях виртуального эксперимента позволят объективно прогнозировать исход ангиопластических операций. Это в свою очередь, даст возможность эффективно планировать мероприятия по реконструкции патологически измененного артериального русла.

Разработанная компьютерная программа «3D-Vasculograph», способна генерировать геометрические 3D-модели внутриорганных сосудистых русел на базе численного моделирования и/или морфометрических данных о реальных сосудистых деревьях. Полученные в результате работы физические и виртуальные 3D-модели могут быть использованы в образовательном процессе.

Сведения об особенностях различных морфофункциональных групп, видах и типах дихотомий ВАРС и ВАРП могут быть включены в лекционный материал медицинских вузов, учебные пособия, в том числе и виртуальные, по дисциплинам «анатомия», «патологическая анатомия», «кардиология», «нефрология» и «судебная медицина».

на английском языке

The new approaches to the study of morphofunctional features of vascular beds proposed in the course of the study will contribute to further improvement of our knowledge in this field.

The established morphometric features of different morphofunctional groups, types and dichotomies of HAV and KAV in individuals of different gender and age groups in norm will contribute to the development of digital technologies of lifetime visualization of the vascular bed, open up new possibilities for early diagnosis of its pathology. The use of quantitative data on the normal structure of different morphofunctional groups, types and dichotomies of HAV and KAV in the future, in clinical conditions, after appropriate refinements will allow to diagnose its pathology in an automatic mode, to judge about the adequacy of blood supply.

On the basis of quantitative data on peculiarities of different morphofunctional groups, types and dichotomies of HAV and KAV will be created mathematical models, which in conditions of virtual experiment will allow to predict objectively the outcome of angioplastic operations. This, in its turn, will make it possible to effectively plan measures for reconstruction of pathologically changed arterial bed.

The developed computer program "3D-Vasculograph" is able to generate geometric 3D models of intraorganic vascular bed based on numerical simulation and/or morphometric data of real vascular trees. The resulting physical and virtual 3D models can be used as visual teaching aids in e-learning and distance learning of human anatomy.

Information about features of different morphofunctional groups, types and dichotomies of HAV and KAV can be included into lecture material of medical universities, teaching aids, including virtual ones, on disciplines "anatomy", "pathological anatomy", "cardiology", "nephrology" and "forensic medicine".

1.6. В состав научного коллектива будут входить (указывается планируемое количество исполнителей (с учетом руководителя проекта) в течение всего срока реализации проекта):

Несоответствие состава научного коллектива (в том числе отсутствие информации в соответствующих полях формы) требованиям пункта 12 конкурсной документации является основанием недопуска заявки к конкурсу.

4 исполнителей проекта (включая руководителя),

В соответствии с требованиями пункта 12 конкурсной документации от 2 до 4 человек, вне зависимости от того, в трудовых или гражданско-правовых

отношениях исполнители состоят с организацией.

в том числе:

- 2 исполнителей в возрасте до 39 лет включительно;
- 0 аспирантов (адъюнктов) очной формы обучения;
- 1 студентов очной формы обучения.

1.7. Планируемый состав научного коллектива с указанием фамилий, имен, отчеств (при наличии) членов коллектива, их возраста на момент подачи заявки, ученых степеней, должностей и основных мест работы, формы отношений с организацией (трудовой договор, гражданско-правовой договор) в период реализации проекта

1. Зенин Олег Константинович, доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры анатомии человека Медицинского института Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Пензенский государственный университет» (ФГБОУ ВО «ПГУ»), 60 лет, трудовой договор
2. Кафаров Эдгар Сабирович, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой нормальной и топографической анатомии с оперативной хирургией Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования "Чеченский государственный университет им. А.А.Кадырова", 45 лет, трудовой договор
3. Вагабов Ислам Узгенбайевич, кандидат медицинских наук, ассистент кафедры нормальной и топографической анатомии с оперативной хирургией Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования "Чеченский государственный университет им. А.А.Кадырова", 36 лет, трудовой договор
4. Милтых Илья Сергеевич, студент Лечебного факультета Медицинского института Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Пензенский государственный университет» (ФГБОУ ВО «ПГУ»), 21 год, трудовой договор.

Соответствие профессионального уровня членов научного коллектива задачам проекта

Научный коллектив имеет опыт совместного проведения научных исследований в рамках грантов:

- Российского фонда фундаментальных исследований, (Россия, Москва), № 18-29-09118 "Разработка программного комплекса "3D-NEFRO-VASCULOGRAF" предоперационного 3D-моделирования венозного русла почки у онкологических больных, а также для визуализации зон локального венозного дренажа при метастазировании" (2018-2021); (Руководитель - Кафаров Э.С., Разработчики проекта: Удочкина Л.А., Зенин О.К., Батаев Х.М. Пашаева Л.М., Акбаев Ш.И.
- Российского фонда фундаментальных исследований (Россия, Москва), руководитель проекта № 19-315-90033 "Разработка алгоритма программного комплекса для трехмерного моделирования сегментов почки с последующей 3D-визуализацией зоны очагового опухолевого ее поражения" (2019-2022); (Руководитель - Кафаров Э.С., Разработчики проекта: Вагабов И.У.)
- Гранта Фонда содействия развитию институтов гражданского общества №6/н «Морфометрический эталон внутриорганный сосудистого русла почки человека» (Руководитель -- Зенин О.К., Исполнитель -- Милтых И.С.)

1.8. Планируемый объем финансирования проекта Фондом по годам (указывается в тыс. рублей):

в 2023 г. - 1500 тыс. рублей,

в 2024 г. - 1500 тыс. рублей.

Несоответствие планируемого объема финансирования проекта (в том числе отсутствие информации в соответствующих полях формы) требованиям пункта 10 конкурсной документации является основанием недопуска заявки к конкурсу.

1.9. Научный коллектив по результатам выполнения проекта в ходе его реализации предполагает опубликовать в ведущих рецензируемых*** российских и зарубежных научных изданиях**** не менее**

** Приводятся данные за весь период выполнения проекта. Уменьшение количества публикаций (в том числе отсутствие информации в соответствующих полях формы) по сравнению с порогом, установленным в пункте 16.2 конкурсной документации, является основанием недопуска заявки к конкурсу.

*** Издания, индексируемые в библиографических зарубежных базах данных публикаций и/или Russian Science Citation Index (RSCI).

**** Фонд вправе устанавливать (изменять) перечень международных баз данных, в которых индексируются научные издания, и/или научных изданий, публикации в которых будут учитываться с повышающим коэффициентом.

В случаях принятия органами власти Российской Федерации или органами управления Фондом соответствующего решения Фонд вправе не менее чем за 8 месяцев до наступления отчетного периода в одностороннем порядке установить или изменить перечень международных баз данных, в которых индексируются научные издания, и/или научных изданий путем направления победителям конкурса соответствующего письменного уведомления.

5 публикаций,

из них

- 2 в изданиях, индексируемых в базах данных «Сеть науки» (Web of Science Core Collection) или «Скопус» (Scopus);

- 1 в изданиях, индексируемых в Russian Science Citation Index;
- 2 в изданиях, индексируемых в иных библиографических базах данных.

Информация о научных изданиях, в которых предполагается опубликовать результаты проекта, в том числе следует указать в каких базах индексируются данные издания - «Сеть науки» (Web of Science Core Collection), «Скопус» (Scopus), RSCI, РИНЦ, иные базы, а также указать тип публикации - статья, обзор, монография, иной тип

Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger (Scopus (Q2), Web of Science (Q1)) -- статья

Anatomical Science International (Scopus (Q2)) -- статья

Siberian Journal of Life Science and Agriculture (Scopus (Q3)) -- статья

Морфология (RSCI) -- статья

Морфологические ведомости (BAK) -- статья

Иные способы обнародования результатов выполнения проекта

Участие в Международном медицинском форуме Донбасса «Наука побеждать... болезнь» (г. Донецк), Международной научно-практической конференции "Актуальные вопросы фундаментальной и клинической морфологии" (г. Тверь), Научно-практической конференции с международным участием «Морфологические школы сегодня» (г. Москва).

1.10. Число публикаций членов научного коллектива, опубликованных в период с 1 января 2017 года до даты подачи заявки,

203, из них

20 – опубликованы в изданиях, индексируемых в Web of Science Core Collection или в Scopus,

26 – опубликованы в изданиях, индексируемых Russian Science Citation Index,

157 – опубликованы в изданиях, индексируемых в иных библиографических базах данных.

1.11. Планируемое участие научного коллектива в международных коллаборациях (проектах) (при наличии)

Планируется проведение совместных исследований с ГОУ ВПО «ДОНЕЦКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ М. ГОРЬКОГО» (договор о сотрудничестве от 25.10.2018), ГОУ ВПО «ДОНЕЦКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ» (договор о сотрудничестве от 18.07.2018) и Институтом неотложной и восстановительной хирургии имени В. К. Гусака по изучению морфометрических показателей внутриорганного артериального русла сердца (ВАРС) и внутриорганного сосудистого русла сердца (ВАРП)

1.12. Информация о возможности использовании результатов выполнения проекта в осуществлении хозяйственной деятельности предприятий Российской Федерации, в том числе о способе использования, о намерениях по внедрению на основании прогнозируемых результатов проекта новой или усовершенствованию производимой продукции (товаров, работ, услуг), новых или усовершенствованных применяемых технологий; о формировании по итогам реализации проекта научных и технологических заделов, обеспечивающих экономический рост и социальное развитие Российской Федерации (с приложением подтверждающих документов, при наличии)

Установленные в ходе исследования сведения о морфологии и функционировании различных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП, в том числе с учетом гендерных и возрастных особенностей, могут быть использованы при переходе к персонализированной медицине, высокотехнологичному здравоохранению и технологиям здоровьесбережения.

Могут использоваться для развития цифровых технологий прижизненной визуализации сосудистого русла, в том числе, для ранней диагностики его патологии, для оценки в автоматическом режиме адекватности кровоснабжения участков сердца и почек.

Созданные на базе количественных сведений об особенностях различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП математические модели, в условиях виртуального эксперимента позволят объективно прогнозировать исход ангиопластических операций. Это в свою очередь, даст возможность эффективно планировать мероприятия по реконструкции патологически измененного артериального русла.

Разработанная компьютерная программа «3D-Vasculograph» позволит генерировать геометрические 3D-модели внутриорганного сосудистого русла. Полученные в результате работы физические и виртуальные 3D-модели можно использовать в качестве наглядных учебных пособий в условиях электронного и дистанционного обучения анатомии человека. Сведения об особенностях различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП

могут использоваться в педагогическом процессе.

Руководитель проекта подтверждает, что

- все члены научного коллектива (в том числе руководитель проекта) удовлетворяют пунктам 4, 6, 7, 13 конкурсной документации;
- на весь период реализации проекта руководитель проекта будет состоять в трудовых отношениях с организацией, при этом трудовой договор с организацией не будет дистанционным, а также не будет предусматривать возможность осуществления трудовой деятельности за пределами территории Российской Федерации;
- при обнародовании результатов любой научной работы, выполненной в рамках поддержанного Фондом проекта, руководитель проекта и научный коллектив будут указывать на получение финансовой поддержки от Фонда и организацию, а также согласны с опубликованием Фондом аннотации и ожидаемых результатов проекта, соответствующих отчетов о выполнении проекта, в том числе в информационно-телекоммуникационной сети «Интернет», а также с предоставлением указанных материалов органам власти Российской Федерации, институтам развития;
- помимо гранта Фонда проект не будет иметь других источников финансирования в течение всего периода практической реализации проекта с использованием гранта Фонда;
- проект не является аналогичным по содержанию проекту, одновременно поданному на конкурсы научных фондов и иных организаций;
- проект не содержит сведений, составляющих государственную тайну или относимых к охраняемой в соответствии с законодательством Российской Федерации иной информации ограниченного доступа;
- доля членов научного коллектива в возрасте до 39 лет включительно в общей численности членов научного коллектива будет составлять не менее 50 процентов в течение всего периода практической реализации проекта;
- в установленные сроки будут представляться в Фонд ежегодные отчеты о выполнении проекта и о целевом использовании средств гранта.

Подпись руководителя проекта _____/О. Зенин/

Форма 2. Сведения о руководителе

2.1. Фамилия, имя, отчество (при наличии)

на русском языке

Зенин Олег

на английском языке фамилия и инициалы

Zenin O.

WoS ResearcherID (при наличии)

Можно получить, зарегистрировавшись по адресу www.ResearcherID.com.

<https://publons.com/researcher/O-7965-2015/>

Scopus AuthorID (при наличии)

Scopus AuthorID формируется в базе данных Scopus автоматически при появлении у автора хотя бы одной статьи в данной базе. AuthorID указан в авторском профиле, который становится доступен, если при поиске автора в базе данных Scopus (Author Search) в результатах поиска нажать на фамилию автора.

<https://www.scopus.com/authid/detail.uri?authorId=57198085128>

ORCID (при наличии)

Можно получить, зарегистрировавшись по адресу orcid.org.

<https://orcid.org/0000-0002-5447-1989>

SPIN-код (при наличии)

SPIN-код указан в авторском профиле, который становится доступен, если при поиске автора в базе данных РИНЦ в результатах поиска нажать на фамилию автора.

3159-1346

РИНЦ AuthorID (при наличии)

РИНЦ AuthorID указан в авторском профиле, который становится доступен, если при поиске автора в базе данных РИНЦ в результатах поиска нажать на фамилию автора.

https://elibrary.ru/author_profile.asp?id=779351

2.2. Дата рождения (указывается цифрами – число, месяц, год)

30.10.1961

2.3. Гражданство

РОССИЯ

2.4. Ученая степень, год присуждения

В случае наличия нескольких ученых степеней, указывается та из них, которая наиболее соответствует тематике проекта.

Доктор медицинских наук, 2005

2.5. Награды и премии за научную деятельность, членство в ведущих научных сообществах (при наличии), участие в редколлегиях ведущих рецензируемых научных изданий (при наличии), участие в оргкомитетах или программных комитетах известных международных конференций, иной опыт организации международных мероприятий

Международное общество спортивной кинетики IASK, Спортивной федерации игры «РИНГО»; Научное медицинское общество анатомов, гистологов, эмбриологов Украины и России. Участие в составе редколлегий журналов: член редакционного совета электронного математического и медико-биологического журнала «Математическая морфология», г. Смоленск, член редколлегии журнала «Фізична реабілітація», г. Львов, член редакционной коллегии журнала «Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки», г. Пенза; стипендиат Кабинета Министров Украины для молодых ученых 1996-1998 г; лауреат Российского дня науки 08.02.2021; диплом за 1-е место High Goals – 2020; диплом за лучший доклад на Международной научно-практической конференции «Конституциональная анатомия: теория и приложения» ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова 20-22 мая 2019; благодарственное письмо от Пензенского Областного Президиума ВОИР 2019

2.6. Основное место работы на момент подачи заявки – должность, полное наименование организации (сокращенное наименование организации)

Руководитель проекта может на момент подачи заявки не являться работником организации, но, в случае победы в конкурсе, должен заключить с ней трудовой договор. В случае, если руководитель проекта не является гражданином Российской Федерации, организацией должны быть выполнены все процедуры, предусмотренные законодательством Российской Федерации при трудоустройстве иностранных граждан.

профессор, федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Пензенский государственный университет" (ФГБОУ ВО "Пензенский государственный университет", ПГУ, Пензенская обл)

2.7. Область научных интересов – ключевые слова (приводится не более 15 ключевых слов)
морфометрия, биомеханика, математическое моделирование, антропология, тензиометрия

2.8. Область научных интересов – коды по классификатору Фонда
05-101 05-103 05-109 05-202 05-601 05-603 05-703

2.9. Перечень публикаций руководителя проекта (с указанием при наличии базы данных, в которой индексируется издание, например, RSCI, Web of Science Core Collection, Scopus, и т.п.), опубликованных в период с 1 января 2017 года до даты подачи заявки, подтверждающий выполнение условия пункта 9 конкурсной документации

Для лиц, находившихся в указанный в настоящем пункте период в отпусках по беременности и родам, отпусках по уходу за ребенком, а также отпусках работникам, усыновившим ребенка, допускается наличие соответствующих публикаций также в период, предшествующий 1 января 2017 года, и равный продолжительности таких отпусков. Соответствующая информация указывается справочно в настоящем пункте.

Достаточно привести ссылки на публикации в количестве, равном установленному в конкурсной документации порогу. Несоответствие количества публикаций (в том числе отсутствие информации в соответствующих полях формы), приводимое в перечне и/или численно в строке ниже, требованиям пункта 9 конкурсной документации является основанием недопуска заявки к конкурсу в соответствии с подпунктом «г» пункта 20 конкурсной документации.

на языке оригинала

1. Kafarov E, Zenin O, Bataev K. Analysis of Arterial Basins and Venous Drainage Zones in Kidneys with a Two-zone Blood Supply System. Entomology and Applied Science Letters. 2021;8(4):12-19. doi:10.51847/gtvsmgmnnng (Web of Science)
2. Kafarov E, Zenin O, Bataev K. Morphometric Parameters of Venous Vessels in Human Kidneys during Aging according to Computed Tomography Data. Journal Of Biochemical Technology. 2021;12(3):37-41. doi:10.51847/lnpeqvtvfd (Web of Science)
3. Vagabov I, Kafarov E, Zenin O. Variants of Blood Supply to Kidney Segments According to 3d Anatomical Analysis. Entomology and Applied Science Letters. 2021;8(1):60-65. doi:10.51847/uc3zymyc0c (Web of Science)
4. Vezirkhanov A, Kafarov E, Zenin O. Comparative Analysis of Human Kidney Venous Vessels at Various Method of Radiation Research. Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology. 2020;14(4):7548-7552. doi:10.37506/ijfmt.v14i4.12841 (Scopus, Web of Science)
5. Зенин, О. К. Особенности гемодинамики в структурно-различных внутриорганных артериальных бифуркациях сердца человека, выявляемые с помощью численного моделирования / О.К. Зенин, В.С. Оверко, А. В. Дмитриев, И. С. Милтых // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture – 2021 г. – Т.13 – № 2 – С. 11-31. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-2-11-31 (Scopus)
6. Зенин, О. К. Морфометрический анализ применимости уравнений Murray C. D. для численного моделирования сосудистых дихотомий почки человека / О.К. Зенин, И.С. Милтых, А.В. Дмитриев, О.О. Юрченко // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture – 2021 г. – Т.13 – № 3 – С. 170-192. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-3-170-192 (Scopus)
7. Потапов, В. В. Поверхностное натяжение и дилатационная реология крови у пациентов, оперированных на сердце в условиях искусственного кровообращения / В. В. Потапов, Е. К. Шраменко, О. К. Зенин // Коллоидный журнал. – 2020. – Т. 82. – № 1. – С. 61-65. – DOI 10.31857/S0023291220010115. (Scopus, Web of Science, RSCI)

Для русскоязычных названий сведения приводятся на русском языке и в переводе на английский язык. При этом должно быть понятно, что речь идет об одном и том же документе (например, добавляйте слово «перевод»).

Перечень содержит 1 публикаций в изданиях, индексируемых в Russian Science Citation Index.

Перечень содержит 7 публикаций в изданиях, индексируемых в Web of Science Core Collection, Scopus.

Перечень содержит 0 публикаций в изданиях, входящих в первый квартиль (Q1) по импакт-фактору JCR Science Edition или JCR Social Sciences Edition, по SJR (принадлежность издания к Q1 в Scopus определяется по базе данных <http://www.scimagojr.com/>).

Перечень содержит 0 публикаций в изданиях, индексируемых в иных библиографических базах данных.

2.10. Основные научные результаты руководителя проекта за период с 1 января 2017 года (результаты должны подтверждаться сведениями из заявки, например - публикациями)

Разработаны критерии оптимальности внутриорганного сосудистого русла почки (НИР: «Морфометрический эталон внутриорганного сосудистого русла почки человека» Некоммерческая организация «Фонд содействия развитию институтов гражданского общества в Приволжском федеральном округе»), проведено математическое моделирование его морфологии (Зенин, О. К. Морфометрический анализ применимости уравнений Murray C. D. для численного моделирования сосудистых дихотомий почки человека / О.К. Зенин, И.С. Милтых, А.В. Дмитриев, О.О. Юрченко // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture – 2021 г. – Т.13 – № 3 – С. 170-192. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-3-170-192 (Scopus)), анализ гемодинамики структурно-функциональных единиц внутриорганного сосудистого русла почки (Зенин, О. К. Особенности гемодинамики в структурно-различных внутриорганных артериальных бифуркациях сердца человека, выявляемые с помощью численного моделирования / О. К. Зенин, В. С. Оверко, А. В. Дмитриев, И. С. Милтых // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture – 2021 г. – Т.13 – № 2 – С. 11-31. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-2-11-31 (Scopus)).

Рассмотрены варианты ветвления почечной артерии (Kafarov E, Zenin O, Bataev K. Analysis of Arterial Basins and Venous Drainage Zones in Kidneys with a Two-zone Blood Supply System. Entomology and Applied Science Letters. 2021;8(4):12-19. doi:10.51847/gtvsmgmngng (Web of Science)), а также проанализировано сегментарное строение почки (Vagabov I, Kafarov E, Zenin O. Variants of Blood Supply to Kidney Segments According to 3d Anatomical Analysis. Entomology and Applied Science Letters. 2021;8(1):60-65. doi:10.51847/uc3zymyc0c (Web of Science)).

2.11. Общее число публикаций в ведущих рецензируемых** российских и зарубежных научных изданиях за период с 1 января 2017 года,**

**** Издания, индексируемые в библиографических зарубежных базах данных публикаций и/или Russian Science Citation Index (RSCI).

6, из них:

0 - опубликовано в изданиях, индексируемых Russian Science Citation Index;

6 - опубликовано в изданиях, индексируемых в Web of Science Core Collection или Scopus,

Указание количества публикаций, опубликованных в перечисленных базах данных, не является обязательным.

в том числе 0 в изданиях, входящих в первый квартиль (Q1) по импакт-фактору JCR Science Edition или JCR Social Sciences Edition, по SJR;

0 - опубликовано в изданиях, индексируемых в иных библиографических базах данных.

2.12. Дополнительный список из 5 наиболее значимых публикаций руководителя проекта (монографии, результаты интеллектуальной деятельности, имеющие правовую охрану, публикации в ведущих рецензируемых научных изданиях (в т.ч. публикации в изданиях, индексируемых в системах цитирования Russian Science Citation Index, Web of Science Core Collection, Scopus). Приводится не более 5 публикаций, при наличии публикации в информационно-телекоммуникационной сети «Интернет» указывается ссылка на нее (обязательно для публикаций в индексируемых изданиях), указывается, при наличии, импакт-фактор научного издания (по JCR Science Edition, JCR Social Sciences Edition или SJR))

Пункт не является обязательным к заполнению. Могут приводиться публикации, свидетельствующие о научной квалификации и достижениях руководителя проекта, за исключением публикаций, указанных в п. 2.9 настоящей формы.

на языке оригинала

1. Аналитическая и трехмерная (3D) анатомия сосудистого русла почки человека : монография / О.К. Зенин [и др.] – Грозный: издательство ФГБОУ ВО «Чеченский государственный университет им. А.А. Кадырова», 2021. – 218 с.
2. Полимерная рентгенконтрастная смесь для изготовления коррозионных анатомических препаратов: пат. 145561 Украина: МПК A01N 1/02 / Кафаров Э. С. Дмитриев А.В., Зенин О.К., Везирханов А.З., Вагабов И.У., Милтых И.С.; заявл. 09.06.2020; опубл. 28.12.2020, Бюл. № 24. – 6 с.
3. Новая полимерная рентгенконтрастная композиция для изготовления коррозионных анатомических препаратов / Э. С. Кафаров, А. В. Дмитриев, О. К. Зенин, А. З. Везирханов, И. У. Вагабов, И. С. Милтых // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2021. №4. Публикация 3-7. С. 121-125 URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2021-4/3-7.pdf> (дата обращения: 29.07.2021). DOI: 10.24412/2075-4094-2021-4-3-7
4. Влияние структуры основных типов артериальных дихотомий на их биомеханические свойства / Э. С. Кафаров, А. В. Дмитриев, О. К. Зенин, А. Ю. Музеймек, И. С. Милтых // МОРФОЛОГИЯ – 2020 г. – Т.157 – № 2-3 – С. 96

2.13. Опыт выполнения научных проектов (указываются наименования фондов (организаций), их местонахождение (страна), форма участия (руководитель или исполнитель), номера, названия проектов и сроки выполнения за последние 5

лет)

НИР по программе "УМНИК" тема: "Разработка автоматизированной системы управления процессом лечения стенозов методом баллонной дилатации"(договор № 11334ГУ/2017 от «21» апреля 2017 г. о предоставлении гранта на выполнение научно-исследовательских работ), 2017-2019, научный руководитель
РФФИ, 18-29-09118 мк

Разработка программного комплекса "3D-NEFRO-VASCULOGRAF" предоперационного 3D-моделирования венозного русла почки у онкологических больных, а также для визуализации зон локального венозного дренажа при метастазировании, 2018-2021, исполнитель

НИР: «Морфометрический эталон внутриорганный сосудистого русла почки человека» Некоммерческая организация «Фонд содействия развитию институтов гражданского общества в Приволжском федеральном округе» (НКО «Фонд гражданского общества») 2020-2021, научный руководитель

В том числе проектов, финансируемых РНФ (при наличии):

2.14. Планируемое участие в научных проектах (в любом качестве) в 2023 году

Общее количество – 0, из них:

руководство – 0, участие в качестве исполнителя – 0,

а именно:

-

(указываются в том числе грантодатели или заказчики проектов и источник финансирования, например – государственное задание учредителя, гранты РФФИ, ФПИ, РНФ, иных фондов или иных организаций, государственный контракт (заказчик, программа), иной хозяйственный договор, иные гранты и субсидии).

2.15. Доля рабочего времени, которую планируется выделить на руководство данным проектом в случае победы в конкурсе Фонда -

50 процентов.

Имеется в виду – от полной занятости в рамках трудовых или гражданско-правовых правоотношений, т.е. занятость в свободное от основной работы время также должна учитываться.

2.16. Предполагаемая форма трудовых отношений*** с организацией, через которую будет осуществляться финансирование:**

***** В соответствии с пунктом 8 конкурсной документации трудовой договор с руководителем проекта не может быть дистанционным и/или предусматривать возможность осуществления трудовой деятельности за пределами территории Российской Федерации.

В соответствии со статьями 91, 100 ТК РФ исчисление продолжительности рабочего времени осуществляется исходя из еженедельного графика работы (за исключением (ст. 104 ТК РФ) работников, занятых на круглосуточных непрерывных работах, а также на других видах работ, где по условиям производства (работы) не может быть соблюдена установленная ежедневная или еженедельная продолжительность рабочего времени).

Работа в режиме гибкого рабочего времени (ст. 102 ТК РФ) должна обеспечивать отработку работником суммарного количества рабочих часов в течение рабочего дня или недели.

Руководитель проекта может на момент подачи заявки не являться работником организации, но, в случае победы в конкурсе, должен заключить с ней трудовой договор. В случае, если руководитель проекта не является гражданином Российской Федерации, организации должны быть выполнены все процедуры, предусмотренные законодательством Российской Федерации при трудоустройстве иностранных граждан.

Организация будет являться основным местом работы (характер работы – не дистанционный): да;

Трудовой договор по совместительству (характер работы – не дистанционный): нет.

2.17. Опыт образовательной деятельности за последние 5 лет (указывается информация о руководстве аспирантами, адъюнктами, интернами, ординаторами, разработке и чтении новых образовательных курсов в российских и зарубежных вузах)

профессор кафедры "Анатомия человека", Пензенский государственный университет.

Разработчик лекционного курса по анатомии человека на английском языке, ситуационных задач и лабораторных практикумов (серия "Анатомические кроссворды")

Являюсь научным консультантом:

1. Довгялло Юлии Викторовны, тема докторской диссертации: «Морфометрическая характеристика пространственной геометрии артериального русла больших полушарий головного мозга» выполнена на базе Института неотложной и восстановительной хирургии им. В.К. Гусака Министерства здравоохранения Донецкой Народной

Республики.

Провожу практические занятия и читаю лекции для студентов лечебных, педиатрических и стоматологических специальностей на кафедре "Анатомия человека", ФГБОУ ВО "Пензенский государственный университет"

2.18. Почтовый адрес

РФ г. Пенза ул. Советская/Карла Маркса дом 2/13 кв. 11 440026

2.19. Контактный телефон

+79870776296

2.20. Электронный адрес (E-mail)

zen.olegz@gmail.com

2.21. Участие в проекте:

Руководитель проекта

2.22. Файл с дополнительной информацией *(резюме, другая дополнительная информация, которая, по мнению руководителя проекта, может быть полезна при проведении экспертизы данного проекта)*

Один файл в формате pdf, до 3 Мб.

Файл, скачать

С условиями конкурса Фонда (в том числе, с пунктами 6 и 7 конкурсной документации) ознакомлен и согласен.
Подтверждаю свое участие в проекте.

Фамилия, имя и отчество	Зенин Олег
Данные документа, удостоверяющего личность ***** (серия, номер, сведения о дате и органе выдачи)	<div></div> <div></div> <div></div> <div>Внимание! Данное поле заполняется вручную в печатном экземпляре заявки. Заполнение обязательно!</div>
Адрес проживания	РФ г. Пенза ул. Советская/Карла Маркса дом 2/13 кв. 11 440026
Оператор персональных данных	Российский научный фонд

Я выражаю согласие***** на обработку указанным выше оператором персональных данных, внесенных в настоящую форму мною лично.

Обработка Российским научным фондом (адрес: г. Москва, ул. Солянка, д. 14, строение 3) указанных выше персональных данных может осуществляться **посредством** их сбора, систематизации, накопления, хранения, уточнения, использования, блокирования, распространения на официальном сайте Российского научного фонда, передачи и уничтожения **с целью** проведения экспертизы заявок на конкурсы, проводимые Российским научным фондом, экспертизы проектов и программ, финансируемых Российским научным фондом, подготовки аналитических материалов по конкурсам, долговременного сохранения документированной информации об участниках программ, получивших финансирование Российского научного фонда, общедоступного раскрытия информации о руководителях программ и проектов, финансируемых Российским научным фондом. Указанная обработка моих данных может осуществляться в течение 75 лет со дня заполнения настоящей формы в печатной форме. Хранение настоящей формы может быть поручено ООО «РАЙСВОЛФ» (107150, Москва, ул. Бойцовая, д. 22), оказывающему Российскому научному фонду услуги архивного хранения документов. Настоящее согласие может быть отозвано посредством направления на указанный выше адрес оператора персональных данных заявления с требованием о прекращении обработки персональных данных. Заявление должно содержать номер документа, удостоверяющего личность субъекта персональных данных; сведения о дате выдачи указанного документа и выдавшем его органе, а также собственноручную подпись субъекта персональных данных.

***** Непредставление данных документа, удостоверяющего личность, является основанием недопуска заявки к конкурсу.

***** Заполнение является обязательным в соответствии с требованиями Федерального закона от 27 июля 2006 г. №152-ФЗ «О персональных данных».

Подпись руководителя проекта _____/О. Зенин/

Дата подписания «___» _____ 2022 г.

Форма 3. Сведения об организации

собираются автоматически на основе регистрационных данных организации, через которую будет осуществляться финансирование ("Форма Т")

3.1. Полное наименование *(приводится в соответствии с регистрационными документами)*

федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Пензенский государственный университет"

3.2. Сокращенное наименование

ФГБОУ ВО "Пензенский государственный университет", ПГУ

3.3. Наименование на английском языке

Federal State Government-financed Establishment "Penza State University"

3.4. Организационно-правовая форма *(указывается по ОКОПФ)*

Федеральные государственные бюджетные учреждения

3.5. Форма собственности *(указывается по ОКФС)*

Федеральная собственность

3.6. Ведомственная принадлежность

Министерство науки и высшего образования РФ

3.7. ИНН, КПП, ОГРН, ОКТМО

5837003736, 583701001, 1025801440620, 56701000

3.8. Адрес

Красная ул., д. 40, г. Пенза, Россия, 440026

3.9. Фактический адрес

Красная ул., д. 40, г. Пенза, Россия, 440026

3.10. Субъект Российской Федерации

Пензенская обл

3.11. Должность, фамилия, имя, отчество *(при наличии)* руководителя организации

ректор, Гуляков Александр Дмитриевич

3.12. Контактный телефон

+78412563511

3.13. Электронный адрес *(E-mail)*

rektorat@pnzgu.ru, kmvnio@yandex.ru

Руководитель организации подтверждает, что:

- ознакомлен с условиями конкурса Фонда и согласен на финансирование проекта, в случае его поддержки, через организацию;
- согласен с пунктами 8, 14, 32, 24 и 35 конкурсной документации, иными условиями конкурса;
- подтверждает сведения о руководителе проекта, изложенные в данной заявке;
- организация исполняет обязательства по уплате страховых взносов и налогов (при наличии), платежеспособна, не находится в процессе ликвидации, не признана несостоятельной (банкротом), на ее имущество не наложен арест и ее экономическая деятельность не приостановлена;
- в случае признания заявки победителем организация берет на себя следующие обязательства:
 - заключить с членами научного коллектива гражданско-правовые или трудовые (срочные трудовые) договоры (Трудовые договоры с руководителем проекта и членами научного коллектива не могут предусматривать возможность осуществления трудовой деятельности за пределами территории Российской Федерации. Трудовой договор с руководителем проекта не может быть дистанционным трудовым договором.);

Если таковые не заключены ранее. В случае, если член научного коллектива не является гражданином Российской Федерации, организацией должны быть выполнены все процедуры, предусмотренные законодательством Российской Федерации при трудоустройстве иностранных

граждан.

- по поручению руководителя проекта выплачивать членам научного коллектива вознаграждение за выполнение работ по проекту;
- ежегодно в установленные сроки представлять отчет о целевом использовании гранта Российского научного фонда.

Руководитель организации гарантирует, что:

- вознаграждение за выполнение работ по реализации проекта будет ежегодно получать каждый член научного коллектива;
Лица, не являющиеся налоговыми резидентами Российской Федерации, могут осуществлять работы по проекту на безвозмездной основе (за исключением руководителя проекта).
- общий размер ежегодного вознаграждения членов научного коллектива в возрасте до 39 лет включительно не будет меньше 35 процентов от суммы ежегодного вознаграждения всех членов научного коллектива;
- общее число членов научного коллектива (вместе с руководителем проекта) будет составлять от 2 до 4 человек, при этом членом научного коллектива не будет являться работник организации, в непосредственном административном подчинении которого находится руководитель проекта;
- научному коллективу будет предоставлено помещение и обеспечен доступ к имеющейся экспериментальной базе для осуществления научного исследования.

Подпись руководителя организации (уполномоченного представителя, действующего на основании доверенности или распорядительного документа), **печать** (при ее наличии) **организации.**

В случае подписания формы уполномоченным представителем организации (в т.ч. – руководителем филиала) к печатному экземпляру заявки прилагается копия распорядительного документа или доверенности, заверенная печатью организации.

_____/_____/_____
М.П.

Форма 4. Содержание проекта

4.1. Научная проблема, на решение которой направлен проект

Исследование дихотомии как структурно-функциональной единицы артериального русла, а также особенностей различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме.

Будет способствовать решению практических задач современной медицины. А именно:

- 1) Задача ранней и объективной диагностики патологии сосудистого русла сердца и почек.
- 2) Задача прогнозирования исходов ангиопластических операций.
- 3) Педагогическая задача – создание электронных учебников, компьютерных анатомических атласов, виртуальных 3d-моделей внутренних органов человека для дистанционного информирования и обучения.

4.2. Научная значимость и актуальность решения обозначенной проблемы

Сердечно-сосудистая патология остается ведущей причиной инвалидизации и смертности населения [Myers, L., 2014; Wong N.D., 2014; Нармухамедова Н.А., 2019]. По данным Росстата заболеваемость населения Российской Федерации болезнями системы кровообращения в период с 2000 по 2019 гг. выросла в 2,09 раза [Ахмедов В.А., 2019]. Всемирная организация здравоохранения считает сердечно-сосудистые заболевания основной причиной смерти во всем мире: ни по какой другой причине ежегодно не умирает столько людей, сколько от данной патологии [Бюл. ВОЗ. 9 дек. 2020]. Эта проблема в разной степени затрагивает все страны, в том числе с низким и средним уровнем дохода [Шляхто Е.В.; 2019]. Высокая частота встречаемости и особая тяжесть этих заболеваний требует разработки новых эффективных средств диагностики и лечения [Кафаров Э.С., 2020]. Однако, это невозможно без достаточного теоретического обоснования, каковым является морфологическое исследование [Лежина О.Ю., 2019; Зенин О.К. и др., 2021]. Несмотря на значительные успехи, достигнутые современной медициной, остается большое количество нерешенных проблем. Например,

- 1) Проблема ранней и объективной диагностики патологии сосудистого русла сердца и почек. Современные цифровые технологии прижизненной визуализации сосудистого русла открывают новые возможности для ранней диагностики его патологии. Однако отсутствие в настоящее время количественных структурных критериев нормы существенно сдерживает развитие этого перспективного направления клинической медицины [Silva, J.M.L. et al., 2016].
- 2) Проблема прогнозирования исходов ангиопластических операций. Используемые в настоящее время оперативные методы коррекции патологически измененного сосудистого русла не всегда дают желаемые результаты. Это обусловлено тем, что в артериальном русле при известных приближениях действуют законы, аналогичные законам электрической цепи, и изменение сопротивления одного участка неизбежно приводит к изменению сопротивления не только в этом участке, но и в системе в целом. Поэтому в условиях множественного поражения сосудов, что обычно наблюдается при атеросклерозе, врач не может достаточно точно предсказать, какие изменения кровообращения произойдут при том или ином оперативном пособии, а значит, не может выбрать наилучший вариант операции [Böckers, 2021].
- 3) Образовательная проблема. В настоящее время электронные учебники, компьютерные анатомические атласы, виртуальные 3d-модели внутренних органов человека все шире применяются в мире для дистанционного информирования и обучения. Дополнительным толчком к развитию электронного дистанционного обучения явилась пандемия COVID-19 [Гармаева Д.К. и др., 2020, 2022]. В связи с этим создание медицинских средств электронного обучения, в частности, предназначенных для визуального представления анатомии кровеносной системы человека, следует считать актуальным. Основное требование, предъявляемое к медицинским обучающим моделям, – адекватное представление типичных конфигураций различных сосудистых деревьев, как в норме, так и с патологией. Кроме того, модель должна простыми средствами настраиваться на тот или иной орган (например, сердце и почки) или патологию. Исходными данными для построения моделей учебного назначения являются значения параметров, количественно характеризующие сосудистые деревья. Последние могут быть получены путем статистической обработки результатов морфометрии реальных кровеносных систем или численного моделирования. Оптимальным способом решения данных проблем является математическое моделирование строения внутриорганных сосудистого русла и внутрисосудистой гемодинамики, что практически невозможно при отсутствии объективных знаний о морфометрических и функциональных особенностях сосудистых дихотомий – структурно-функциональных единиц этой системы.

4.3. Конкретная задача (задачи) в рамках проблемы, на решение которой направлен проект, ее масштаб и комплексность

Установить морфометрические и функциональные особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП у лиц разных гендерных и возрастных групп в норме.

Предполагается решение следующих задач:

1. Исследовать морфометрические особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС у лиц разного пола, второго периода зрелого и пожилого возраста в норме.
2. Исследовать морфометрические особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРП у лиц разного пола, второго периода зрелого и пожилого возраста в норме.
3. Провести сравнительный анализ морфометрических особенностей различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме.
4. Разработать компьютерную программу «3D-Vasculograph», генерирующую геометрические 3D-модели сосудистого русла на базе морфометрических данных путем процедурно-математической трансформации пространства по закону логарифмической спирали.
5. Исследовать функциональные особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС путем численного моделирования гемодинамики внутри дихотомии, а также проведения виртуального исследования их опорной функции (испытание жесткости конструкции) с использованием программы ANSYS 2019 R2 Academic.
6. Исследовать функциональные особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРП путем численного моделирования гемодинамики внутри дихотомии, а также проведения виртуального исследования их опорной функции (испытание жесткости конструкции) с использованием программы ANSYS 2019 R2 Academic.
7. Провести сравнительный анализ функциональных особенностей различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме.

4.4. Научная новизна исследований, обоснование того, что проект направлен на развитие новой для научного коллектива тематики***, обоснование достижимости решения поставленной задачи (задач) и возможности получения предполагаемых результатов**

***** В том числе, на определение объекта и предмета исследования, составление плана исследования, выбор методов исследования.

Научная новизна. Впервые на достаточном по объему фактическом материале, а также путем численного моделирования, будет проведено комплексное сравнительное исследование морфометрических и функциональных особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП человека в норме. Впервые будут получены значения морфометрических параметров характеризующих особенности различных морфофункциональных видов дихотомий ВАРС и ВАРП человека в норме.

Впервые будут получены значения параметров, количественно характеризующие опорную функцию (жесткость конструкции) различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП человека в норме.

Впервые будут получены значения параметров, количественно характеризующие особенности гемодинамики различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП человека в норме.

Впервые будет проведен сравнительный анализ значений параметров характеризующих морфометрических и функциональных особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП человека в норме.

Впервые будет создана компьютерная программа «3D-Vasculograph», генерирующая геометрические 3D-модели сосудистого русла на базе морфометрических данных путем процедурно-математической трансформации пространства по закону логарифмической спирали.

Будут дополнены сведения о значениях морфометрических параметров характеризующих особенности различных морфофункциональных групп и типов дихотомий ВАРС и ВАРП человека в норме.

Будут созданы физические и виртуальные модели различных морфофункциональных групп и типов дихотомий, а также ВАРС и ВАРП человека в норме.

Обоснование достижимости решения поставленной задачи (задач) и возможности получения предполагаемых результатов. Сравнительное исследование дихотомий артериальных русел функционально-различных внутренних органов – сердца (полый мышечный орган) и почки (паренхиматозный орган) является актуальной задачей современной морфологии [Лежнина О.Ю., 2019; Зенин О.К. и др., 2021]. Так как, повреждения стенки артерий (например, венечных артерий сердца) чаще всего расположены в участках разветвления или вблизи них [Аргунов В.А. и др., 2007; Kalpana, R., 2012; Ахмедов В.А. и др., 2019]. Артериальную дихотомию можно рассматривать в качестве структурно-функциональной единицы ВАРС и ВАРП [Аминова Г.Г., 2018]. Известно, что артериальная дихотомия обеспечивает проведение крови [Сапин М.Р., 2015; Черкасов В.Г., 2019], ее распределение между участками органа [Zenin O. K. et al., 2007; R. Drake, 2020], а также выполняет опорную функцию, служит в качестве структурного элемента сосудистого дерева, которое кроме всего прочего, играет роль остова (мягкого скелета) [Петренко В.М., 2016].

В литературе имеется немало работ посвященных исследованию таких функций артериального русла как проведение и

распределение крови [Randles A.E., 2019], тогда как опорная функция артериального русла остается незаслуженно малоизученной [Петренко В.М., 2014].

Дихотомию удобно использовать как элемент конструкции ВАРС и ВАРП для численного моделирования его структуры и функции [Owen B. et al., 2018].

На сегодняшний день известны различные морфофункциональные группы («оптимальные» и «неоптимальные» в соответствии с критериями Muray C. D. 1926 и H.B.M. Ulings 1977) [Muray C. D., 1926; Ulings H.B., 1977] и типы дихотомий (полная асимметрия, боковая асимметрия, односторонняя симметрия, полная симметрия) [Зенин О.К., 2004].

Высказывается обоснованное предположение, что дихотомии отличаются, не только структурно, но и функционально, поэтому название «морфофункциональные особенности» логически обосновано, но нуждается в дальнейшем изучении.

Кроме различных морфофункциональных групп и типов дихотомий, умозрительно можно предположить наличие трех различных видов дихотомий:

Открытый вид (1) – когда величина внутреннего диаметра (D) материнского (проксимального) артериального сегмента меньше суммы внутренних диаметров ($d_{\max}$ и $d_{\min}$) дочерних (дистальных) сегментов – $D < d_{\max} + d_{\min}$;

нейтральный вид (0) – когда величина внутреннего диаметра материнского (проксимального) артериального сегмента равна сумме внутренних диаметров дочерних (дистальных) сегментов – $D = d_{\max} + d_{\min}$;

закрытый вид (2) – когда величина внутреннего диаметра материнского (проксимального) артериального сегмента больше суммы внутренних диаметров дочерних (дистальных) сегментов – $D > d_{\max} + d_{\min}$.

Для дальнейшего практического использования морфометрических характеристик дихотомий различных групп, видов и типов в качестве эталона нормального строения ВАРС и ВАРП целесообразно исследовать их количественную анатомию, биомеханические свойства (например, жесткость конструкции) и их способность к проведению и распределению крови.

В качестве объектов для морфометрии различных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП можно использовать коррозионные препараты и рентгенограммы ВАРС и ВАРП [Лежнина О.Ю., 2019; Зенин О.К. и др., 2021].

Для численного моделирования гемодинамики внутри различных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП, а также проведения виртуального исследования их опорной функции (например, испытание жесткости конструкции) можно использовать готовый программный комплекс ANSYS.

4.5. Современное состояние исследований по данной проблеме, основные направления исследований в мировой науке и научные конкуренты

ДЛЯ КОРРЕКТНОГО ОТОБРАЖЕНИЯ ФОРМУЛ И РИСУНКОВ ОТКРОЙТЕ ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЙ ФАЙЛ 1

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) занимает лидирующие позиции в структуре заболеваемости и смертности населения [Нармухамедова [и др.], 2019; Myers, Mendis, 2013; Wong, 2014]. Сосудистые заболевания почек, возможно не так опасны с точки зрения внезапной смерти. Однако, их последствия не менее трагичны [Go [и др.], 2013; Ахмедов, Шевченко, Исаева, 2019; Zipes, 2015; Шальнова [и др.], 2018]. По данным ВОЗ [Всемирная Организация Здравоохранения, 2022], именно сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смерти в мире. В 2012 году от сердечно-сосудистых заболеваний умерли 17,5 миллиона человек, то есть 3 из каждых 10. Из этого числа 7,4 миллиона человек умерли от ишемической болезни сердца.

ИБС продолжает удерживать печальную «пальму первенства» среди причин внезапной смертности и инвалидности населения [Карпов, 2014; Silva [et al.], 2016]. В острый период ИБС летальность достигает 19,5%, и к первому году с момента развития заболевания умирает 22% больных [Бойцов [и др.], 2017]. При этом только 80%, перенесший инфаркт, возвращается к труду, а 45% всех больных – люди трудоспособного возраста. Это наносит огромный социальный и экономический ущерб [Драпкина [и др.], 2021; Самородская [и др.], 2022]. Заболевания почек, также имеют серьезные негативные социально-экономические последствия [Цыганова, Баланда, 2022].

Несмотря на то, что сердце является полым мышечным органом, а почка – паренхиматозным, их заболевания, как правило, связаны с повреждением внутриорганных сосудистого русла [Зенин [и др.], 2021; Лежнина, 2019]. В процессе борьбы с сосудистыми заболеваниями сердца и почек оформились ряд проблем, требующих детального морфологического исследования. Это 1) проблема ранней диагностики патологии сосудистого русла сердца и почек, 2) проблема прогнозирования исходов ангиопластических операций и 3) образовательная проблема, т.е. проблема подготовки специалистов.

Попытки решения вышеназванных проблем сформировали ряд направлений исследования структуры и функционирования внутриорганных сосудистых русел сердца и почек:

классическая морфология с поиском структурно-функциональных единиц;

морфометрия с попытками создания концептуальных моделей и адекватных численных моделей структуры внутриорганных сосудистого русла как фрактальной системы;

численное моделирование внутрисосудистой гемодинамики;

создание максимально приближенных к реальным объектам виртуальных моделей внутриорганных сосудистого русла.

Первое направление предусматривает детальное описание иерархической принадлежности сосудов, их топографии, сообщений друг с другом, областей кровоснабжения, создание удобной анатомической классификации и номенклатуры [Terminologia anatomica: international anatomical terminology, 2011]. Благодаря упорной работе многих поколений анатомов в этом направлении достигнуты значительные успехи [Гайворонский, 2020, 2020; Кирьякулов, Васильева, 2000; Николенко, Никитюк, Чава, 2021; Сапин [и др.], 2013; Standring, 2021; Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice, 2021]. Эти знания являются неотъемлемым элементом медицинского образования и служат надежным базисом современной хирургии, рентгенологии и других клинических дисциплин [Беленков [и др.], 2007; Бокерия, Аляев, 2007; Бокерия [и др.], 2007; Гайворонский, 2020; Николенко, Никитюк, Чава, 2021]. Поэтому, маловероятно появление принципиально новых знаний в этой области. В настоящее время, данное направление существует скорее, как образовательная проблема. Основной его «точкой роста» является вариантная анатомия кровеносных сосудов [Бокерия, Беришвили, 2003; Калашникова, 2003; Коробкеев, Соколов, 2004], которая уточняет наши представления о возможных особенностях строения отдельных элементов сосудистой системы.

Приведем некоторые из постулатов классической анатомии, которые могут быть полезны для дальнейшего анализа. Как известно, до вступления артерии в орган она называется внеорганной (экстраорганной), войдя в орган – внутриорганной (интраорганной). Каждая артерия распадается на более мелкие ветви в пределах органа и снабжает его отдельные структурные элементы.

При магистральном (одноканальном, conveying) типе ветвления от основного ствола (магистральной артерии), диаметр которого постепенно уменьшается, отходят боковые ветви.

При рассыпном (многоканальном, delivering) типе ветвления магистральная артерия сразу же после своего начала распадается на несколько ветвей, примерно равных по величине внутреннего диаметра, напоминая крону дерева [Dmitriev, Dovgiallo, Zenin, 2008; Gafiyshuk, Lubashevsky, 2008; Karch, Neumann, Neumann, 2003; Коробкеев, Соколов, 2004; Kajiya, Zamir, Carlier, 2005].

Выделяют также лептоареальный и эвриареальный типы артериального дерева. Лептоареальный тип, или узкий, разветвляющийся в небольшой, узкой, области, характеризуется острыми углами деления артерий. Эвриареальный тип, или широкий, разветвляющийся в широкой области, характеризуется углами, приближающимися к прямому углу.

Отнесение русел к тому или иному типу производится на основании определения индекса (h/l), представляющего собой отношение ширины области разветвления артерии к ее длине, выраженное в процентах. При индексе, достигающем до 50%, русло относится к 1-му типу, а более 50% – к 2-му типу [Dokoumetzidis, Macheras, 2003]. Для ВАРС человека характерна древовидная форма русла с магистральным (стволовым) и лептоареальными типами [Зенин, 2004]. Популяция артерий, составляющих ВАРС, морфофункционально неоднородна. Она представлена (по Zamir M.) «распределяющими» («distributing») и «доставляющими» («delivering») артериями [Zenin, Kizilova, Filippova, 2007].

Задачей первых является проведение крови с минимальными потерями энергии. В структурном отношении для этой популяции артерий характерны большая длина и диаметр сегментов. Вторая группа служит для равномерного распределения крови. Артерии данной группы имеют меньшую длину и диаметр сегментов, а также большее количество ответвлений.

Авторы [Zenin, Kizilova, Filippova, 2007] считают, что артерии первой группы доставляют кровь к границам определенных зон миокарда, а сосуды второй группы, разделяясь внутри зоны, обеспечивают питание сердечной стенки. Магистральная форма строения артериального русла сочетает в себе артерии, выполняющие две различные функции.

Широко известно, что венечные артерии сердца отходят от луковицы аорты, *bulbils aortae*, – начального расширенного отдела восходящей части аорты и наподобие венца окружают сердце, в связи с чем и называются венечными артериями. Правая венечная артерия начинается на уровне правого синуса аорты, а левая венечная артерия – на уровне левого ее синуса. Обе артерии отходят от аорты ниже свободных (верхних) краев полулунных заслонок. Следует также добавить, что заболевания венечных артерий чаще всего расположены в проксимальных отделах сосудов, особенно в участках разветвления или вблизи них [Kalpana, 2003; Аргунов [и др.], 2007].

Ветви правой и левой венечных артерий, соединяясь, формируют в сердце как бы два артериальных кольца: поперечное, расположенное в венечной борозде, и продольное, сосуды которого находятся в передней и задней межжелудочковых бороздах.

Ветви венечных артерий обеспечивают кровоснабжение всех слоев стенок сердца. В миокарде, где уровень окислительных процессов наиболее высок, анастомозирующие между собой микрососуды повторяют ход пучков мышечных волокон его слоев [Гайворонский, 2020; Николенко, Никитюк, Чава, 2021; Paulsen, Böckers, Waschke, 2019; Standring, 2021; Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice, 2021]

Существуют различные варианты распределения ветвей венечных артерий, которые называют типами кровоснабжения

сердца. Основные из них следующие: правовенечный, когда большинство отделов сердца кровоснабжается ветвями правой венечной артерии; левовенечный, когда большая часть сердца получает кровь из ветвей левой венечной артерии, и средний, или равномерный, при котором обе венечные артерии равномерно участвуют в кровоснабжении стенок сердца. Выделяют также переходные типы кровоснабжения сердца — среднеправый и среднелевый. Принято считать, что среди всех типов кровоснабжения сердца преобладающим является среднеправый тип.

Возможны аномалии положения и ветвления венечных артерий. Они проявляются в изменениях мест начала и количества венечных артерий. Так, последние могут отходить не непосредственно над полулунными клапанами, а значительно выше. Венечная артерия может быть единственной, т. е. непарной, может быть 3—4 венечные артерии, а не две: по две артерии отходят справа и слева от аорты или две от аорты и две от левой подключичной артерии.

[Гайворонский, 2020; Николенко, Никитюк, Чава, 2021; Paulsen, Böckers, Waschke, 2019; Standring, 2021; Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice, 2021]

Наряду с венечными артериями к сердцу (особенно к перикарду) идут непостоянные (дополнительные) артерии. Это могут быть медиастинально-перикардальные ветви (верхняя, средняя и нижняя) внутренней грудной артерии, ветви перикардодиа-фрагмальной артерии, ветви, отходящие от вогнутой поверхности дуги аорты и др. [Гайворонский, 2020; Николенко, Никитюк, Чава, 2021; Paulsen, Böckers, Waschke, 2019; Standring, 2021; Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice, 2021]

В соответствии с устоявшимися представлениями, кровоснабжение почки осуществляется одноимёнными (парными) артериями, *aa. renales*, которые отходят от чревной части аорты. В воротах почки почечная артерия делится обычно на три ветви: к верхнему и нижнему концам и к центральной части органа. В паренхиме почки от этих ветвей отходят междольевые артерий, *aa. interlobares*, которые в области пирамид меняют свое название на дугообразные артерии, *aa. arcuatae*. От последних в толщу коркового и мозгового вещества отходят многочисленные артерий. В корковом веществе это лучевые корковые (междольковые) артерий, *aa. corticales radiatae* (*aa. interlobulares*), от которых кроме мелких ветвей к каждому почечному тельцу отходит приносящая клубочковая артериола (*arteriola glomerularis afferens*), которая переходит в клубочковые кровеносные капилляры. Отсюда следует выносящая клубочковая артериола (*arteriola glomerularis efferens*), которая разветвляется на капилляры, связанные с венозной системой. В мозговое вещество дугообразные артерий посылают большое количество прямых артериол, (*arteriolae rectae*), которые идут по ходу прямых канальцев нефронов и переходят через капиллярную сеть в венозное русло. Таким образом, артериальная кровь в почечной коре дважды проходит через капиллярное русло. Первый раз это происходит в почечном тельце, где артериальная кровь, заполнив капилляры клубочка, замедляет свое течение, что обеспечивает надлежащую экскрецию мочи. Отток венозной крови начинается в почечной коре звездчатыми венулами, (*vv. stellatae*), которые хорошо видны на разрезе почки, в мозговом веществе – прямыми венулами (*vv. rectae*). Далее почечные вены повторяют ход артерий [Гайворонский, 2020; Николенко, Никитюк, Чава, 2021; Привес, Лысенков, Бушкович, 2006; Синельников, Синельников, Синельников, 2018]. Почки кровоснабжаются почечной артерией, которая является ветвью брюшной аорты. Прежде чем она попадает в почки, каждая артерия делится на четыре или пять ветвей, которые в воротах лежат в основном между почечной веной и мочеточником, вены находятся спереди, мочеточник сзади; одна ветвь обычно проходит позади мочеточника. Часто вторая почечная артерия, называемая нижней почечной артерией, отходит от брюшной аорты на более низком уровне и кровоснабжает нижние отделы почки, иногда дополнительные артерии подходят и к верхним отделам почки. Ветви почечной артерии в области почечной пазухи отдают несколько ветвей для питания окружающих тканей, затем собственные почечные артерии (*arteriae propriae renales*) входят в почки прямо в почечные столбы. [Standring, 2021; Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice, 2021].

Известно, что структурно-функциональной единицей органа, является элементарная частица органа, выполняющая основные его функции. Например, ацинус, нефрон, печеночная долька и др. Так как, основными функциями внутриорганный артериального русла (ВАР) является проведение и распределение крови внутри органа, структурно-функциональной единицей ВАР является артериальное разветвление. Еще одной мало изученной функцией ВАР является опорная функция. Русло является как бы мягким скелетом органа, обеспечивает сохранение его природной, обеспечивающей нормальное функционирование, формы [Петренко, 2014а, 2014b, 2014с, 2014d, 2015]. К сожалению, работ, посвященных этому важному вопросу не так много.

Касаемо второго направления, морфометрии ВАР сердца, немало работ посвящено морфометрии наружного и внутреннего диаметров венечных артерий [Серова, 2008]. Как правило, внутренний диаметр левой венечной артерии больше, чем правой: $3,58 \pm 0,59$ и $3,18 \pm 0,52$ мм, соответственно [Зенин, 2004]. Это соотношение меняется с возрастом. У лиц старческого возраста величина внутреннего диаметра правой венечной артерии больше, чем левой. Однако, статистически это положение не доказано. По данным других авторов, без учета возраста обследуемых, внутренний диаметр левой венечной артерии – $4,10 \pm 0,83$ мм, правой – $3,17 \pm 0,87$ мм. Авторы работы [Silva [et al.], 2016] приводят несколько иные цифры, наружный диаметр левой венечной артерии – $5,55 \pm 0,16$ мм, правой – $4,38 \pm 0,15$ мм. Этими

авторами была установлена статистически значимая связь между величинами наружных диаметров венечных артерий и аорты. Также была установлена связь между массой сердца и наружным диаметром левой венечной артерии. В работе [Ho, Sánchez-Quintana, Becker, 2004] приведены убедительные факты того, что с возрастом наружный диаметр венечных артерий увеличивается, а внутренний имеет обратную тенденцию. Другие авторы приводят следующие цифры: значение внутреннего диаметра левой венечной артерии $3,69 \pm 0,05$, а правой – $3,10 \pm 0,06$ мм [Karch, Neumann, Neumann, 2003]. В этих работах показано, что у лиц второго периода зрелого возраста с годами величина внутреннего диаметра венечных артерий увеличивается, а у лиц пожилого и старческого уменьшается. Для ВАР сердца с левовенечным и равномерным вариантами ветвлений венечных артерий величина просвета левого коронара больше, чем правого [Сапин и др., 2013]. Для ВАР сердца с правовенечным вариантом наблюдается обратная закономерность [Зенин, 2004]. Установлено, что в различные фазы сердечного цикла величина внутренних диаметров венечных артерий различна [Камкин, Каменский, 2004]. Доказано, что у статистически значимые различия значений внутреннего диаметра венечных артерий при мезо-, брахи- и лептовентрикулярной формах сердца отсутствуют.

Морфометрические исследования не обошли стороной и ВАР почки [Кафаров, 2004] без учета возраста пациентов, было установлено, что у мужчин средний диаметр правой основной почечной артерии составляет 4,83 мм (минимальный – 2,0 мм, максимальный – 7,0 мм), у женщин – в среднем 5,10 мм, варьируя также от 2,0 до 7,0 мм. При определении ширины (диаметра) левой почечной артерии получена следующая информация: у мужчин средний диаметр равен 4,51 мм (от 3,0 до 6,0 мм), у женщин – 4,60 мм, варьируя в пределах 2,0–7,0 мм. Из полученной информации можно заключить, что диаметр как правой, так и левой почечной артерии у женщин несколько больше, чем у мужчин. Согласно данным Е.А. Квятковской [Mörke, 1965; Квятковский, Квятковская, 2005; Подлесный, 1964, 1964]. Диаметр аорты 23–26 мм, диаметр почечных артерий 4–8 мм [Бурых, 2000]. Длина правой почечной артерии колеблется от 40 мм до 91 мм, в среднем составляя 65,5 мм. Длина левой почечной артерии составляет 35–79 мм, в среднем 55,1 мм [Михайлов, Сабиров, 1976]. В воротах почек почечные артерии обычно делятся на переднюю и заднюю зональные ветви, далее в воротах почек делящиеся на сегментарные артерии. Передняя ветвь, более крупная и снабжает кровью большую часть паренхимы почки, длина ее 5–35 мм, в среднем 12,7 мм [Mörke, 1965]. Она обычно отдает три сегментарные артерии: верхнюю полюсную, верхнюю и нижнюю предлоханочные. Задняя ветвь, длина которой 5–45 мм, в среднем 18,4 мм [Mörke, 1965], образует позадилоханочную сосудистую систему, от нее отходят нижняя полюсная и позадилоханочная сегментарные артерии. Длина сегментарных артерий колеблется от 20 мм до 58 мм, наиболее длинная из них обычно нижняя [Mörke, 1965].

По данным [Квятковская, Чернявский, Куцяк, 2000] диаметр почечных артерий вблизи ворот почек в среднем составил $6,4 \pm 0,4$ мм (от 4,5 мм до 8,0 мм), диаметр зональных ветвей почечной артерии – $4,0 \pm 0,2$ мм, причем передней, более крупной ветви – $4,5 \pm 0,2$ мм (от 3,2 мм до 5,8 мм), задней – $3,6 \pm 0,2$ мм (от 2,2 мм до 5,4 мм), диаметр сегментарных артерий – $2, \pm 0,1$ мм (от 1,3 до 4,1 мм), междольковых – $1,74 \pm 0,08$ мм (от 1,2 мм до 2,2 мм), дуговых – $1,23 \pm 0,02$ мм (от 0,9 мм до 1,7 мм), междольковых $0,58 \pm 0,03$ мм (от 0,4 мм до 0,8 мм). Размер диаметров почечных артерий и их интраорганных ветвей по данным различных авторов приведены в таблице 1.

Различия сонографических и анатомических измерений внутренних диаметров почечных артерий и их ветвей колебались от 10% до 20% и были статистически значимыми.

Как видно на сегодняшний день среди анатомов нет единого мнения, остается много нерешенных вопросов. Например, как на коррозионном препарате или рентгеновском снимке определить начало и конец артерии? Как идентифицировать отдельные звенья русла при лучевом исследовании? Что понимать под термином "длина сосуда"? В каком месте сосуда определять его диаметр, ведь известно, что величина диаметра уменьшается в дистальном направлении? Кроме того, понятно, что абсолютные значения диаметров и длин различных звеньев русла связаны с внешними размерами почки и, соответственно, размерами человеческого тела. Поэтому, лучше использовать относительные величины. Но классическая анатомия не дает ответ на вопрос: Какие именно? Эти и многие другие вопросы, которые остались без ответа, определяют необходимость проведения дальнейших исследований в данной области, поиск и создание единой универсальной теории строения ВАР.

В настоящее время большинство авторов, занимавшихся изучением ВАР, считают, что оно имеет древовидную форму и представляет собой фрактальную или псевдофрактальную систему. Такой подход позволяет по начальным участкам дерева, зная основные морфофункциональные принципы его строения, полностью восстановить его до уровня гемомикроциркуляторного русла. Наибольшее распространение и известность получили три концептуальные модели древовидных ВАР: сегментарная, дихотомическая и стволовая.

Дихотомическая модель описывает артериальное русло как конструкцию, состоящую из взаимосвязанных дихотомических разветвлений.

Артериальное разветвление является более сложным конструктивным элементом системы, чем сегмент, и состоит из материнского сосудистого сегмента, двух (или нескольких) дочерних ветвей и собственно точки разветвления (дихотомия, трихотомия, квадриномия и т.д.) [Тополов, 2004].

Принципы разветвления внутриорганных артерий впервые были сформулированы в 1878 году в докторской диссертации немецкого анатома и эмбриолога Вильгельма Ру [Zamir, 1999]

На основании своих наблюдений он пришел к выводу, что форма сосудистого разветвления похожа на форму струи жидкости, вытекающей из отверстия трубки. Им была впервые установлена связь между величиной угла разветвления артериальной бифуркации и диаметрами просветов материнского ствола и его дочерних ветвей. Обнаруженные закономерности в конфигурациях артериальных бифуркаций он сформулировал в виде правил, получивших в специальной литературе наименование, правил Ру [Zamir, 1999]:

Если некоторая артерия разветвляется на две одинаковые ветви, то они отходят под одинаковыми углами к основному стволу.

Если одна из двух ветвей тоньше другой, то более толстая ветвь, или продолжение основной артерии, образует с основным стволом меньший угол, чем тонкая ветвь.

Все ответвления, которые столь малы, что они практически не уменьшают основной ствол, отходят от него под большим углом.

Для объяснения этих правил В. Ру предложил гипотезу, из которой следует, что конструкция и функционирование кровеносной системы отвечает принципу минимальных затрат биологического материала, израсходованного на ее построение, и принципу минимальной работы, необходимой для продвижения по ней крови, при этом артериальные дихотомии под влиянием гемодинамического фактора принимают конфигурации, которые для данных условий являются наилучшими из всех возможных, т. е. оптимальными.

Для формального, количественного описания русла использовали следующие показатели:

i – порядковый номер уровня деления, вновь образовавшегося ряда артериальных разветвлений;

D – диаметр материнского сегмента, находящийся на начальном уровне деления;

$d_{\max}$ – диаметр дочерней ветви, имеющей большее значение;

$d_{\min}$ – диаметр дочерней ветви, имеющей меньшее значение;

L – длина сегмента, расстояние между ближайшими разветвлениями;

FF – фактор формы (length-to-radius ratio), равный отношению длины сосуда к его радиусу (L/R);

η – коэффициент ветвления (area ratio) из уравнения: $D^{\eta} = d_{\max}^{\eta} + d_{\min}^{\eta}$

γ – коэффициент асимметрии (asymmetry ratio) из уравнения $\gamma = (d_{\min}/d_{\max})^2$;

ξ – значение степени из уравнения $D^{\xi} = d_{\max}^{\xi} + d_{\min}^{\xi}$ (Murray C. D.)

Модель C.D. Murray дает возможность количественно объяснить эмпирические правила Ру (рис. 1.1).

В новой редакции они были сформулированы в виде набора уравнений ветвления произвольной артерии с диаметром d_0 (рис. 1.1) на две дочерние артерии с диаметрами d_1 и d_2 и углами ветвления α_1 и α_2 , соответственно:

1. если $d_1 \approx d_2$, то $\alpha_1 \approx \alpha_2$;

2. если $d_1 < d_2$, то $\alpha_1 > \alpha_2$;

3. если $d_1 \ll d_2$ и $d_0 \approx d_2$, то $\alpha_1 \approx 90^\circ$, $\alpha_2 \approx 0^\circ$.

Если рассчитать параметры ветвления OABC, обеспечивающего доставку жидкости из точки O в точки B и C (рис. 1.1) с минимальными затратами энергии, то для углов оптимального ветвления можно получить (1.1)

В работах [Elstad, Toska, Walløe, 2002; Leuprecht, Perktold, 2001] приведены факты хорошего согласования реальных углов ветвления артерий и углов, рассчитанных по формуле (1.1). Экспериментальная проверка модели C.D. Murray для дихотомий артерий [Murray, 1926] показала, что правила Ру соблюдаются для сосудистых дихотомий, диаметр просвета которых более 100 мкм. Для микрососудистых дихотомий, образованных сосудами с диаметрами просвета менее 100 мкм, модель C.D. Murray не работает и, соответственно, правила Ру не соблюдаются. Глотов В.А. [Глотов, 1995]

высказывает мысль, что различия конфигураций макрососудистых и микрососудистых дихотомий детерминированы свойствами крови, движущейся в системе крупных сосудов (с диаметрами просвета более 100 мкм) и, соответственно, в системе микрососудов (с диаметрами просвета менее 100 мкм), а также реологическими свойствами сосудистой стенки. Он показывает, что если артерия разветвляется на две ветви, диаметр, одной из которых приближается по величине к основному стволу, а диаметр другой приближается к нулю, то большая ветвь образует с основным стволом угол, приближающийся к 180° , а меньшая – угол, приближающийся к 90° .

Утверждения об оптимальности структурной организации артериальных систем неоднократно высказывались и обсуждались в различных разделах биологии [Schreiner [и др.], 1994; Розен, 1969]. При этом предполагалось, что основной функцией сосудистого разветвления является проведение крови с минимальными затратами энергии.

Реализация данного принципа в условиях артериального русла осуществляется, по мнению многих авторов, путем согласования диаметров артерий, составляющих дихотомию.

Для ветвлений аорты и ряда других систем сосудов верен обобщенный закон C.D. Murray в виде (1.2)

где r_0 , r_1 , r_2 – радиусы материнской артерии и дочерних ветвей, имеющих больший и меньший внутренние радиусы.

Для крупных артерий $\xi=2,33$, для более мелких получены значения $\xi=1-1,5$ [Pollanen, 1992; Schreiner [и др.], 1994]. Авторы работы считают, что значение $\xi=3$ обеспечивает оптимальное соотношение между диаметрами артериальных сегментов, составляющих дихотомию в условиях ламинарного тока крови, а $\xi=2,33$ – в условиях турбулентного. Для систем коронарных сосудов млекопитающих обнаружено хорошее согласование с законом C.D. Murray при $\xi=3$, причем соответствие тем лучше, чем выше находится организм на эволюционной лестнице [Zamir, 1988, 1999].

H.B.M. Ulings для подобного рода оценки оптимальности использует показатель η – area ratio из уравнения (1.3) При этом оптимальными являются дихотомии, у которых находится в пределах $1 < \eta < 1,26$. Он считает возможным применять данный показатель оптимальности как для симметричных (радиусы дочерних ветвей равны), так и для несимметричных (радиусы дочерних ветвей не равны) дихотомий [Schreiner [и др.], 1994]. Однако при определении оптимальных, в указанном смысле, проводящих систем приходится вводить дополнительные ограничения, например значения параметров, характеризующих асимметрию дихотомий ($\gamma=(r_2/r_1)^2$ – asymmetry ratio) [Olufsen [et al.], 2000], а также задавать правила для определения длин элементов каждой дихотомии. Для этих целей используют фактор формы, равный отношению длины сосуда к его радиусу (length-to-radius ratio), считая его равным 50 [Olufsen [et al.], 2000]. В работе [Huang [и др.], 1996] приводятся другие количественные данные отношения длины к диаметру, от 1,35 до 3 для относительно крупных сосудов, а для более мелких оно оказывается больше и достигает 6–10.

В диссертации Зенина О.К. [Зенин, 2004; Зенин [и др.], 2002] на большом фактическом материале показано, что положение о том, что русла построены в соответствии с принципом минимизации затрат биологического материала и энергии потока в реальных условиях, не всегда выполняется. Данный принцип не объясняет наличие магистральной и рассыпной форм; лепто- и эвриареального типов; наличие «оптимальных» и «неоптимальных» дихотомий; наличие различных типов дихотомий; изменение величин показателей асимметрии и коэффициента деления при изменении уровня деления. Им выдвигается гипотеза о том, что артериальные русла функционально-различных органов построены в соответствии с принципом согласованием величин морфологических составляющих гемодинамического сопротивления отдельных их участков.

Кроме того, умозрительно все многообразие дихотомий можно разделить на несколько видов:

- 1) открытый (1) – когда величина внутреннего диаметра материнского (проксимального) артериального сегмента меньше суммы внутренних диаметров дочерних (дистальных) сегментов – $D < d_{\max} + d_{\min}$;
- 2) нейтральный (0) – когда величина внутреннего диаметра материнского (проксимального) артериального сегмента равна сумме внутренних диаметров дочерних (дистальных) сегментов – $D = d_{\max} + d_{\min}$;
- 3) закрытый (2) – когда величина внутреннего диаметра материнского (проксимального) артериального сегмента больше суммы внутренних диаметров дочерних (дистальных) сегментов – $D > d_{\max} + d_{\min}$.

Возможно, деление дихотомий на представленные виды, является основной классификацией. Т.е. виды включают в себя различные морфофункциональные группы и типы. Эта гипотеза нуждается в практической проверке.

Касаясь численного моделирования структуры различных частей сердечно-сосудистой системы. Можно выделить два основных направления – дискретное и сплошной среды [Owen [et al.], 2018].

Дискретное направление основано на обработке каждой частицы отдельно, которое даёт возможность моделировать твердое вещество как неоднородное для обнаружения дефектов, что могут возникнуть лишь на ограниченной области. Очевидно, что такие возможности сопряжены с повышенными требованиями к вычислительным мощностям, что приводит к использованию данного подхода только к не большим вычислительным областям [Fedosov, Caswell, Karniadakis, 2010; Li [et al.], 2005; Nakamura, Bessho, Wada, 2013], в то время как подход сплошной среды применяется к обширным расчетным зонам [Crosetto [et al.], 2011; Figueroa [et al.], 2006; Zhao [et al.], 2008]. Однако развитие цифровых технологий, увеличение их мощности и скорости обработки информации постепенно убирает различие в целевых областях между данными подходами.

Если говорить о предмете структурного моделирования, то в основном исследуются характеристики тканей органов и сосудов и их взаимодействие с кровью, однако существуют дискретные модели красных кровяных клеток для изучения влияния изменения их характеристик как естественных, так и патологических на процессы в организме. Далее приведены примеры функций энергии напряжения для некоторых моделей материалов, используемых в структурном моделировании и их описание:

Модель нео-Hookean (простая гиперэластичность) (1.4.)

Эта модель и линейная эластичность дают похожие профили деформации при небольших напряжениях. При больших напряжениях нео-Hookean модель дает гораздо лучшее описание деформации и применима для напряжений вплоть до 20% [Gent, 2012]. Также сердечнососудистые ткани считаются несжимаемыми ($J=1$), что упрощает функцию до одного слагаемого.

2. Анизотропная модель венечной артерии на основе экспоненциальной функции Фанга (1.5.)

Данная модель реализована в [Holzapfel [et al.], 2005] как расширение предыдущей модели многослойной

артериальной стенки венечного сосуда сердца [Holzapfel, Gasser, Ogden, 2000]. Модель включает в себя экспоненциальное изотропное слагаемое, предложенное Фангом [Fung, 1967] и анизотропное слагаемое, связанное с I_4 , что зависит от угла между направлением структуры волокон и периферическим направлением напряжения.

3. Модель красных кровяных клеток (1.6.)

В работе [Skalak [et al.], 1973] разработана 2D модель сохраненного энергетического потенциала. Первое слагаемое определяет обычно малое напряжение деформации, в то время как второе слагаемое представляет собой зависящее от изменения площади изотропное напряжение.

Достоинством модели, использующей приближение сплошной среды, является использование надежных уравнений механики сплошной среды, решаемых не менее надежными численными методами. В первую очередь для структурного моделирования это метод конечных элементов (FE method), позволяющий включать в расчет модель материала для учета особых характеристик и поведения объекта при внешней нагрузке. Данный метод применяется в моделях как жидкостной [Oshima [et al.], 2001], так и твердой [Kim, Jansen, Taylor, 2010] части кровеносной системы. Несмотря на удобство данного направления моделирования, его использование для представления локальных феноменов, таких как повреждение или разрыв тканей, требует использования нестандартных уравнений. Хотя и предпринимаются попытки устранения этого недостатка, например расширенный метод конечных элементов (X-FEM) [Abdelaziz, Hamouine, 2008] или погруженный метод конечных элементов [Liu [et al.], 2006], но дискретное моделирование продолжает быть более эффективным для локальных случаев, представляя естественное развитие таких процессов.

Дискретные методы моделирования опираются на набор точек, образующих 2D или 3D структуру, представляющую изучаемую поверхность или объём. Для биологических тканей данная структура имеет треугольное расположение узлов, т.к. оно является наиболее репрезентативным [Abraham, Gouliau, 1992]. Частицы внутри области соединяются связями, меняя соотношения нагрузки и деформации для которых можно моделировать свойства материала объекта. Для воспроизведения сопротивления деформации могут быть созданы дополнительные связи между гранями, образованными тремя частицами. Также есть возможность указания силы контакта между несоединенными частицами, что позволяет моделировать взаимодействия между отдельными твердыми телами, например, такими как створки сердечного клапана.

Благодаря моделированию отдельных частиц подобные модели могут учесть малые дефекты системы гораздо лучше, чем модели сплошной среды. Однако из-за того, что даже малейшие объекты (например, красные кровяные тельца) состоят из большого количества частиц, дискретные методы имеют высокие требования к вычислительным мощностям, что накладывает ограничение на их эффективное использование где-либо, кроме моделей самых маленьких объектов. Одна из основных моделей, используемая для построения иерархии структуры кровеносной системы – модель бинарных деревьев. Данная модель используется в широком спектре задач – русла кровеносных и бронхиальных систем, корневые системы и кроны растений, русла рек и других системах, обеспечивающих приток/отток веществ в распределенной в пространстве системе [Bejan, 2000]. Подобное представление при определенных геометрических соотношениях являет собой оптимальные трубопроводы, обеспечивающие минимальный расход энергии на транспортировку, что есть характеристика оптимальных систем [LaBarbera, 1990]. И так как все в природе стремится к оптимальности, данный алгоритм может достаточно точно представлять кровяное русло, как различных внутренних органов, так и всего организма в целом. Данная модель иерархии структуры часто используется совместно с гидродинамическим моделированием, позволяя рассматривать течение крови в двумерной или трехмерной задаче на реалистичной геометрии. Кровеносная система как бинарное дерево рассмотрена в [Aydin [и др.], 2009; Cassot [et al.], 2010; Comerford, Förster, Wall, 2010; Du, Hu, Cai, 2015; Grasman [et al.], 2003; Karch [et al.], 1999; Olufsen [et al.], 2000; Perdikaris, Grinberg, Karniadakis, 2015; Raymond [et al.], 2009; Schreiner [et al.], 1997; Torres Rojas [et al.], 2015; Wijngaard van den [et al.], 2013].

При построении геометрии в подобных моделях обычно используют установленные зависимости между диаметрами, углами разветвлений и длинами сегментов сосудов, например работа [Балабанов, Кизилова, 2017]. Для диаметров сегментов используется закон Мюррея (1.7) $\gamma = 3$ ($\gamma = 2,55 - 3,02$ и $\gamma = 2,76 - 3,02$ для артериальных и венозных русел, $\gamma = 2,62 - 2,91$ для бронхиального дерева) [Francis [et al.], 2009].

Для углов ветвления выполняются соотношения Розена [Kizilova, 2004] (1.8.)

Для длин сегментов артерий выполняется аллометрический принцип [Розен, 1969] (1.9)

Широко распространенной альтернативой модели бинарных деревьев является электрическая модель сердечнососудистой системы, основанная на аналогии между электрическими характеристиками и гидродинамическими свойствами сосудов. Данный подход обычно используется для рассмотрения всей системы кровообращения в целом или её крупных частей, т.к. позволяет смоделировать, пусть и сильно упрощённо, взаимодействие как отдельных частей сердечнососудистой системы между собой, так и общую картину качества работы системы. Различные вариации электрической модели представлены в работах [Mirzaee, Ghasemalizadeh,

Firoozabadi, 2008; Elstad, Toska, Walløe, 2002; Owen [et al.], 2018].

Для представления кровеносной системы как электрической её характеристики и части переводятся в аналогичные элементы и характеристики электрических систем. Обычно каждая артерия представлена набором, состоящим из резистора (представляющим сопротивление), конденсатором (моделирующим расширяемость сосуда) и индуктором (реализующим инерцию крови). Сердце определяется либо как источник переменного тока, производящий напряжение, которое представляет собой давление крови, либо также представляется в виде совокупности электрических элементов, что моделируют работу предсердий и желудочков сердца. Характеристики системы кровообращения, такие как давление, поток, объем, сопротивление и расширяемость, заменяются соответственно на напряжение, силу тока, заряд, сопротивление и ёмкость для электрической системы.

Говоря о структурном моделировании сердечно-сосудистой системы в зависимости от контекста, имеют в виду либо модели строения и материалов тканей и органов, либо иерархической структуры сосудов. Для моделей тканей и органов существует много различных подходов, которые можно разделить на две группы – дискретные модели и модели сплошной среды. И если первая группа оперирует структурами, состоящими из отдельных частиц со своими свойствами, что дает высокую точность при расчете различных состояний, но и накладывает высокие требования к вычислительным мощностям, то вторая группа использует осредненные характеристики материалов, имея меньшую точность, чем дискретный подход, но при этом использует гораздо меньшие вычислительные мощности. Если говорить об иерархическом моделировании, то тут также существует два основных подхода – модель бинарных деревьев и электрическая модель. Первый подход представляет собой построение сосудистой структуры при помощи установленных математических зависимостей в виде разветвляющихся деревьев и может использоваться как самостоятельно, например, для изучения оптимальности строения кровеносной системы, так и в сочетании с гидродинамическим моделированием. Электрическая же модель сочетает в себе как иерархическую структуру сердечнососудистой системы в виде электрической цепи, так и расчетную модель различных параметров кровотока с использованием их электрических аналогов. Описанные подходы структурного моделирования постоянно развиваются как улучшением старых моделей и разработкой новых, так и за счет увеличения доступных вычислительных мощностей.

Следующее направление – численное моделирование внутрисосудистой гемодинамики, несмотря на многолетнюю историю, только в последние 20–25 лет внедряется в теоретическую и практическую медицину. Это вызвано развитием вычислительной техники, что предоставила инструменты для расчета различных сложных математических моделей при помощи численных методов. В результате в мире появилось большое количество научных трудов, посвященных данной области биофизики с использованием различных вычислительных инструментов.

Исследования процессов движения крови в живых организмах давно привлекли внимание специалистов по гидродинамике. В первую очередь можно вспомнить закон Хагена-Пуазейля, установленный на основе экспериментов с течением воды по узким трубкам, однако имевший в основании интерес к течению крови в сосудах человека и животных [Brillouin, 1930].

Если же говорить о математическом моделировании, то первой моделью считается модель О. Франка [Rashevsky, 1964], опубликованная в конце XIX века.

За этим последовали работы Старлинга (1918, 1965 гг.), Хилла (1938, 1972 гг.), Гродинза Ф. (1959, 1966 гг.), Н.М. Амосов с сотрудниками (1964, 1969), Балантер Б. И. (1980 г.) и др.

В области математического моделирования кровотока строились модели различного масштаба (от одного сосуда/участка сосуда до всего организма) с широким спектром задач (от определения характеристик течения крови до влияния различных препаратов или операций). Со временем и развитием информационных технологий математическое моделирование стало опираться на численное моделирование при помощи информационных систем. В настоящее время практически все исследования в этой области включают в себя использование как самостоятельно написанных программных продуктов, так и широко используемых для моделирования физических процессов комплексов (Ansys, Flotran). Такую реализацию математического моделирования называют численным моделированием, т.к. для определения интересующих исследователя характеристик кровотока используются численные методы решения уравнений, входящих в данную модель. Современное состояние вопроса. Важнейшее условие для успеха численного моделирования является адекватность математической модели, используемой в них. В современной вычислительной гемодинамике используют такие виды математических моделей [Reymond [et al.], 2009]:

1. Одномерные модели [Hollander [et al.], 2004, 2001; Reymond [et al.], 2009; Sun [et al.], 2000, p. ; Wan [et al.], 2002; Wang [et al.], 2003; Wang, Parker, Tyberg, 2001] предполагают работу с осредненными по поперечному сечению потока гемодинамическими параметрами. Поскольку течение в кровеносном сосуде направлено, главным образом, вдоль его оси, допущение об одномерности течения часто используется при исследовании волновых процессов в кровеносной

системе. В этом случае движение крови по сосуду описывается гиперболической системой нелинейных дифференциальных уравнений в частных производных, выражающих законы сохранения массы и импульса. Вязкие эффекты описываются входящим в правую часть уравнения сохранения импульса выражением для силы трения. С целью учета взаимодействия течения и стенки сосуда система, как правило, замыкается полуэмпирической зависимостью площади поперечного сосуда от давления в потоке. Другой подход заключается в совместном решении уравнений гемодинамики и уравнений динамики оболочки сосуда. В работе [Reymond [et al.], 2009] используется подобный подход к моделированию. В используемой модели рассматривается осесимметричное движение крови, которая принимается вязкой несжимаемой жидкостью, в круглом сосуде постоянного радиуса r . Движение происходит в цилиндрической системе координат (x, r, θ) , причем ось x совпадает с осью симметрии потока. Материал стенки считаем идеально упругим, изотропным. Для упрощения моделирования вместо уравнений Навье-Стокса автор использует уравнения Эйлера для описания движения направленного потока идеальной несжимаемой жидкости, полагая при этом, что вязкое стесненное трение жидкости о стенку сосуда будет происходить в бесконечно тонком слое (погранслоем) на контактной поверхности (1.10).

Другим примером одномерной модели кровотока является работа [Wan [et al.], 2002]. В ней для изучения параметров кровотока в сосудах сердца после реконструктивных операций используется одномерная модель течения, основанная на гиперболической системе нелинейных дифференциальных уравнений в частных производных первого порядка, выражающих законы сохранения массы и импульса (1.11).

2. Многомерные. Течение крови в системе кровообращения в общем случае описывается трехмерными нестационарными уравнениями для вязкой в общем случае неньютоновской жидкости совместно с уравнениями динамики эластичных оболочек сосудов. Это связано с необходимостью учета реальных свойств крови, пространственной геометрии сосудов, влияния вязкости, взаимного влияния гидродинамики сосудов и их деформации. В камерах сердца и крупных кровеносных сосудах, где характерные размеры микроструктур значительно меньше характерных масштабов течения, кровь обычно рассматривается как однородная ньютоновская среда. Исключения могут составлять лишь области с малыми сдвиговыми напряжениями, в которых реализуются условия, благоприятные для агрегации микроэлементов. Задача моделирования течения крови в значительной мере облегчается тем обстоятельством, что практически во всех отделах кровеносной системы наблюдается ламинарный режим течения. Исключение составляет лишь часть аорты, где во время выброса крови из сердца наблюдается турбулентное течение, которое, однако, быстро переходит в ламинарное. Таким образом, одной из основных проблем построения вычислительного алгоритма является необходимость решения уравнений Навье-Стокса в областях с подвижными криволинейными границами. Подобная реализация моделирования кровотока осуществлена в [Chen, Lu, 2004; li [et al.], 2020; Janela, Moura, Sequeira, 2010; Le, Sotiropoulos, 2012; Moreno, Bhaganagar, 2013; Shi, Lawford, Hose, 2010; Taylor, Fonte, Min, 2013; Yazdani [et al.], 2018]. Как пример возьмем работу [Le, Sotiropoulos, 2012]. Данная работа посвящена рассмотрению гемодинамики всего человеческого организма на основе метода решетчатых уравнений Больцмана (LBM). Данный метод основан на функции распределения частиц $f_i(x, d, t)$, которая представляет собой вероятность нахождения частицы, что двигается со скоростью ξ в ячейке x во время t . Общее количество частиц, проходящих за временной шаг dt вычисляется так (1.12)

3. Нульмерные. Данный класс моделей применяется для описания системы кровообращения в целом, которая представляется последовательностью характерных участков с соответствующим набором переменных по времени параметров течения (давление, расход крови и т.д.). Появление подобных моделей восходит к работам, посвященным аналоговому моделированию системы кровообращения с использованием электрических цепей. Поскольку модели данного класса не имеют пространственного разрешения, они обычно называются нульмерными моделями. Математически такая модель представляет собой систему обыкновенных дифференциальных уравнений, в результате решения задачи Коши, для которой, определяются временные зависимости осредненных по пространству гемодинамических параметров на характерных участках кровеносной системы. Несмотря на то, что нульмерные модели не дают подробной картины течения, интерес к ним не угасает, что в значительной мере обусловлено их активным использованием в многомасштабном моделировании. Нульмерное моделирование реализовано в работах [Esmaily Moghadam [et al.], 2013; Korakianitis, Shi, 2006; Ohhara [et al.], 2016; Ursino [et al.], 2000; Ursino, Giulioni, 2003]. Как пример разберем работу [Korakianitis, Shi, 2006], в которой гидродинамические параметры сосудов кровеносной системы заменены их электрическими аналогами: сопротивление $R = 8l\mu/A^2$, инерционность крови (индуктивность) $L = 9l\rho/4A$, комплайнс сосуда (емкость) $C = 3l\pi r^3/2Eh$, где l – длина сосуда, A – площадь поперечного сечения, μ – вязкость крови, E – модуль Юнга стенки, r – радиус, h – толщина стенки сосуда, ρ – плотность крови. Моделирование воздействия осуществляется с помощью источников внешнего давления. Левый желудочек представлен в виде конденсатора, с зависящей от времени емкостью аналогично. Результатом работы автор указывает качественное описание усиленной наружной контрпульсации и кардиосинхронизированной последовательной антеградной пневмокомпрессии, в т.ч. временные диаграммы, пороговую зависимость усиления кровотока от давления компрессии,

зависимость эффекта от последовательности обжаривания.

4. Многомасштабные. Как уже отмечалось выше, одной из принципиальных проблем, возникающих при исследовании гемодинамики с использованием многомерных и одномерных моделей, является постановка граничных условий. С одной стороны, необходимость учета взаимного влияния различных частей кровеносной системы зачастую приводит к невозможности изолированного рассмотрения какого-либо участка, а с другой – применение комплексных моделей, охватывающих систему в целом, связано с высокими, а в случае многомерных моделей – непомерными затратами вычислительных ресурсов. В этой связи разумным компромиссом является сопряжение моделей различной размерности [Torii [и др.], 2009; Шилько, Кузьминский, Борисенко, 2011; Grinberg [et al.], 2011]. Подобное сопряжение используется в работе [Шилько, Кузьминский, Борисенко, 2011], где используется трехмерное моделирование для исследования гемодинамики участка с наличием сосудистых имплантов или патологий, а влияние прочих частей кровеносной системы учитывается при помощи одномерной модели. Одномерная модель представляет собой замкнутую систему и состоит из сердца, артерий, вен и капилляров. Полагается, что сердечная деятельность воспроизводится динамической моделью четырехкамерного сердца. Сосуды считаются эластическими трубками, отношение диаметра которых к длине достаточно мало. Автор вводит обозначения: S – сечение сосуда, p – трансмуральное давление, u – скорость, осредненную по сечению, x – координату вдоль сосуда, t – время, ρ – плотность крови. Кровь считается вязкой несжимаемой жидкостью и ее течение в каждой одномерной области может быть описано законами сохранения массы и импульса (1.13).

В данной работе положено: $\varphi = 0$, а ψ будет задавать вязкое трение и определяться формулой (1.14).

– площадь поперечного сечения сосуда при $p=0$; d – диаметр трубки μ – коэффициент вязкости крови. Замыкает представленную выше систему уравнение состояния, характеризующее эластичные свойства стенок сосуда (1.15).

В работе положено $f = 0$. Используется 3 типа граничных условий: на входной границе Γ_{in} – условие Дирихле, на твердой границе Γ_0 – условие прилипания, на выходной границе Γ_{out} считается известной нормальная компонента тензора напряжения. Для компьютерной реализации построенной модели традиционно используются методы сеточного разбиения вычислительной области. В работе [Ohhara [et al.], 2016] описываются основные разновидности и характеристики подобных методов. Сетки могут быть фиксированными в области (приближение Эйлера) или закреплёнными к материалу и двигаться по области (приближение Лагранжа). По форме и связи между элементами вычислительные методы делятся на конечно-разностные методы со связанными узлами, методы конечных объемов с конечными объёмами (ячейками) и методы конечных элементов. В конечно-разностном методе, разработанном в 20-х годах прошлого века, физические дифференциальные уравнения аппроксимируются до ряда конечно-разностных уравнений на точках решетки или узлах. Этот метод сложен для использования на неструктурированных решетках и не точен при моделировании потока в сложных геометриях. Дифференциальные уравнения в методе конечных объемов представляются набором алгебраических уравнений, основанных на неограниченном объёме, окружающем каждую точку в сеточной геометрии. Этот метод справляется с моделированием потока в сложных геометриях с использованием неструктурированных решеток, но имеет затруднения при моделировании трёхмерных процессов. Подобно методу конечных объемов, метод конечных элементов дискретизирует физическую область в элементы, в которых переменные по элементам рассчитываются на основе значений в узлах элемента. Дифференциальные уравнения аппроксимируются набором численно устойчивых уравнений, разработанных на основе узловых точек. Метод конечных элементов подходит для задач со сложной геометрией и широко используется в различных областях. Эти подходы основаны на сетках, фиксированных на области. Если же говорить о методах со свободной сеткой, то они не используют решетку для аппроксимации физических величин и приведения дифференциальных уравнений к алгебраическим. Физическая область разложена на набор точек (узлов), которые не соединены между собой. Именно на основе этих точек, а не элементах, аппроксимируются основные физические уравнения. Сама работа [Ohhara [et al.], 2016] посвящена моделированию с помощью метода гидродинамики сглаженных частиц. Метода гидродинамики сглаженных частиц заключается в разбиении сплошной области на набор частиц, в котором каждая частица имеет свои физические свойства. Эти свойства статистически интерполируются с использованием свойств соседних частиц. Для интерполяции любого физического свойства A на позиции g в области используется концепция интегральной интерполяции в виде (1.17).

Данный метод является довольно универсальным для решения широкого спектра задач, но имеет и недостаток – для получения высокой точности нужно большое количество частиц, пусть даже не в исследуемой области, а потому может потребовать дополнительные вычислительные мощности. Большинство работ, посвященных моделированию кровотока, используют хорошо известные уравнения Навье-Стокса (1.18).

Примерами таких работ являются работы [Кузьяев, 2015; Челнокова [и др.], 2015], в которых на основе уравнений Навье-Стокса выполнено численное моделирование роста атеросклероза в упрощенной геометрии и прогнозирование с помощью численного моделирования обострений атеросклероза на геометрии реальных пациентов. В некоторых работах используют уравнения Навье-Стокса в различных формах, например, в [Шилько, Кузьминский, Борисенко,

2011] для сопряжения одномерной и трёхмерной модели кровотока решается задача Озейна. Несмотря на то, что существуют некоторые альтернативы, например метод решеточных уравнений Больцмана, именно численное решение уравнений Навье-Стокса остаётся основным методом моделирования большинства гидродинамических задач в общем, и гемодинамических задач, в частности, так как обладает универсальностью, недоступной аналогам.

Современные исследования сердечно-сосудистой системы и её заболеваний показали большое значение процессов гемодинамики во всех связанных с ними процессах, обуславливает важность дальнейших исследований в этой области. Математическое моделирование кровотока позволяет проводить различные исследовательские работы, как теоретического, так и практического толка- от упрощенного моделирования кровотока всего организма до оценки клинического состояния отдельных пациентов или рассмотрения недостатков и достоинств различных имплантов. Подобная универсальность обусловлена использованием уравнений Навье-Стокса, а также их различных частных решений, а также различными методами численного решения при помощи современной вычислительной техники. Данное направление исследований является весьма перспективным и в будущем, вместе с развитием математики, физики и вычислительных возможностей цифровой техники будет расти также точность, достоверность и спектр задач моделей различных аспектов кровеносной системы, что в свою очередь поможет уменьшить смертность от различных сердечно-сосудистых заболеваний.

Касаемо четвертого направления, сегодня никого уже не нужно убеждать в пользе применения 3D-атласов для изучения анатомии человека. Особенно это стало заметно в период пандемии COVID-19, когда большинство учащихся находилось на дистанционном обучении [Attardi [et al.], 2022]. Термин «виртуальная анатомия» перестал быть ругательством и даже преподавателями анатомии с большим стажем работы воспринимается адекватно. Многие медицинские образовательные учреждения мира и России обеспечены интерактивными анатомическими столами (например, «Пирогов», «Бриолайт», «Atomage» и др.) [Колсанов, Назарян, Яремин, 2014, 2013; Колсанов [и др.], 2013; Singal [et al.], 2021].

Однако, в потоке этой модной тенденции есть и потери. Так, например, изображения сосудистых русел различных органов представлены весьма схематично, что в дальнейшем сказывается на качестве восприятия данного объекта будущими врачами-практиками и формировании в сознании учащихся искаженных образов [Nayak, Soumya, 2021]. Возможно, это связано с отсутствием тесного творческого взаимодействия между практикующими анатомами и разработчиками моделей. Добиться большей реалистичности 3D моделей сосудистого русла различных внутренних органов человека могло бы помочь создание этих моделей на базе морфометрических данных реальных сосудистых деревьев.

Резюме

Сравнительное морфометрическое исследование артериальных русел функционально-различных внутренних органов – сердца (полый мышечный орган) и почки (паренхиматозный орган) является актуальной задачей современной морфологии.

Дихотомию можно рассматривать как структурно-функциональную единицу ВАРС и ВАРП.

Артериальная дихотомия обеспечивает проведение крови, ее распределение между участками органа, а также служит в качестве структурного элемента сосудистого дерева, которое кроме всего прочего играет роль остова (скелета) органа.

Дихотомию удобно использовать как элемент конструкции русла для его численного структурного моделирования, а также численного моделирования внутрисосудистой гемодинамики.

Существуют различные морфофункциональные группы и типы дихотомий.

Умозрительно можно выделить 3 вида дихотомий:

открытый (1) – когда величина внутреннего диаметра материнского (проксимального) артериального сегмента меньше суммы внутренних диаметров дочерних (дистальных) сегментов – $D < d_{max} + d_{min}$;

нейтральный (0) – когда величина внутреннего диаметра материнского (проксимального) артериального сегмента равна сумме внутренних диаметров дочерних (дистальных) сегментов – $D = d_{max} + d_{min}$;

закрытый (2) – когда величина внутреннего диаметра материнского (проксимального) артериального сегмента больше суммы внутренних диаметров дочерних (дистальных) сегментов – $D > d_{max} + d_{min}$.

Для дальнейшего использования морфометрических характеристик дихотомий различных групп, видов и типов в качестве эталона нормального строения внутриорганных артериальных русел целесообразно исследовать их количественную анатомию, биомеханические свойства (например, жесткость) и их способность к проведению и распределению крови.

В качестве объектов для морфометрии можно использовать коррозионные модели и рентгенограммы ВАРС и ВАРП. Для моделирования физических процессов удобно использовать готовый программный комплекс Ansys.

В данный момент наиболее значимы в данной области следующие научные группы:

- Группа под руководством Ghassan S. Kassab (California Medical Innovations Institute, San Diego, USA)
- Kassab G.S. Mechanical properties and microstructure of the coronary vasculature / G.S. Kassab // Coronary circulation: Anatomy, mechanical properties, and biomechanics. – Cham: Springer International Publishing, 2019. – P. 105-171.
- Kassab G.S. Network analysis of coronary circulation: I. Steady-state flow / G.S. Kassab // Coronary circulation: Anatomy, mechanical properties, and biomechanics. – Cham: Springer International Publishing, 2019. – P. 309-362.
- Kassab G.S. Scaling laws of coronary vasculature / G.S. Kassab // Coronary circulation: Anatomy, mechanical properties, and biomechanics. – Cham: Springer International Publishing, 2019. – P. 453-519.
- Kassab G.S. Morphometry of coronary vasculature / G.S. Kassab // Coronary circulation: Anatomy, mechanical properties, and biomechanics. – Cham: Springer International Publishing, 2019. – P. 29-104.
- Multi-scale Modeling of the Cardiovascular System: Disease Development, Progression, and Clinical Intervention / Y. Zhang [et al.] // Annals of Biomedical Engineering. – 2016. – Vol. 44. – Multi-scale Modeling of the Cardiovascular System. – № 9. – P. 2642-2660.
- Three-Dimensional Tricuspid Annular Motion Analysis from Cardiac Magnetic Resonance Feature-Tracking / S. Leng [et al.] // Annals of Biomedical Engineering. – 2016. – Vol. 44. – № 12. – P. 3522-3538.
- Научная группа под руководством Глотова В.А. (Смоленский государственный медицинский университет, Смоленск, Россия)
- Platform for in vitro angiogenesis research / V.A. Glotov [et al.]. – 2021. – P. 336-342.
- Глотов В.А. Функциональная анатомия внутреннего просвета кровеносных сосудистых сетей: роль гемодинамического фактора и сил поверхностного натяжения в его формировании, аксиоматический подход / В.А. Глотов // Однораловские морфологические чтения : сборник материалов Всероссийской научной конференции с международным участием. – Воронеж: ООО "Издательство «Научная книга», 2019. – С. 48-54.
- Квантовая (парциальная) модель гемодинамики, симметрия потока крови и конфигурация микрососудистых сетей, синтетическая модель и инженерия микрососудистых сетей. / А.В. Свешников [и др.] // Четвертая всероссийская с международным участием школа-конференция по физиологии кровообращения. – М.: Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова Издательский Дом (типография), 2008. – С. 112.
- Глотов В.А. Математическая модель распределения скоростей потоков крови в микрососудистом узле / В.А. Глотов, А.В. Смородинов // Морфологические Вестники. – 2007. – № 3-4. – С. 183-184.
- Научная группа под руководством Beier, Susann (School of Mechanical and Manufacturing Engineering, University of New South Wales, Sydney, NSW, Australia)
- Accuracy of vascular tortuosity measures using computational modelling / V. Kashyap [et al.] // Scientific Reports. – 2022. – Vol. 12. – № 1. – P. 865.
- 3D Printing for Cardiovascular Applications: From End-to-End Processes to Emerging Developments / R. Gharleghi [et al.] // Annals of Biomedical Engineering. – 2021. – Vol. 49. – 3D Printing for Cardiovascular Applications. – № 7. – P. 1598-1618.
- Automated segmentation of normal and diseased coronary arteries – The ASOCA challenge / R. Gharleghi [et al.] // Computerized Medical Imaging and Graphics. – 2022. – Vol. 97. – P. 102049.

4.6. Предлагаемые методы и подходы, общий план работы на весь срок выполнения проекта и ожидаемые результаты (объемом не менее 2 стр.; в том числе указываются ожидаемые конкретные результаты по годам; общий план дается с разбивкой по годам)

ДЛЯ КОРРЕКТНОГО ОТОБРАЖЕНИЯ ФОРМУЛ И РИСУНКОВ ОТКРОЙТЕ ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЙ ФАЙЛ 2

В соответствии задачами работы планируется исследовать коррозионные препараты ВАРС и ВАРП, которые будут получены на аутопсии у 120 людей, погибших от причин, не связанных с заболеваниями сосудов. Из них, лиц второго периода зрелого возраста – 60 человека и пожилого возраста – 60 человека, мужского пола – 60 человека, женского пола – 60 человек. Кроме того, будут изучены рентгенограммы ВАРС и ВАРП 120 добровольцев. Из них, лиц второго периода зрелого возраста – 60 человека и пожилого возраста – 60 человека, мужского пола – 60 человека, женского пола – 60 человек. Критерии включения: сердца, которые будут получены на аутопсии у людей обоего пола в возрасте от 36 до 74 лет, погибших от случайных причин, не связанных с повреждением сосудистого русла, масса сердец 250–350 гр. у женщин и 300–400 гр. у мужчин, отсутствие внешних повреждений; почки, которые будут получены на аутопсии у людей обоего пола в возрасте от 36 до 74 лет, погибших от случайных причин, не связанных с повреждением сосудистого русла, масса почек 120 – 200 гр., отсутствие внешних повреждений.

Дизайн исследования будет реализован в 9 основных этапов.

1-й год

1. Математическое планирование оптимального объема исследуемой выборки.

2. Изготовление коррозионных препаратов и сбор рентгенограмм ВАРС и ВАРП;

- 3.Морфометрию коррозионных препаратов и рентгенограмм ВАРС и ВАРП, с использованием измерительных приборов и компьютерной программы Quantcor на аппарате Angiostar фирмы Siemens и в соответствии с известными методиками;
- 4.Статистический анализ результатов морфометрии;
- 2-й год
5. Создание компьютерной программы «3D-Vasculograph», генерирующей геометрические 3D-модели сосудистого русла на базе морфометрических данных путем процедурно-математической трансформации пространства по закону логарифмической спирали.
- 6.Численное моделирование структуры различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП с использованием «3D-Vasculograph»;
- 7.Численное моделирование движения крови в различных морфофункциональных группах, видах и типах дихотомий ВАРС и ВАРП с использованием программы ANSYS 2019 R2 Academic;
- 8.Численное моделирование испытания опорной функции (жесткости конструкции) различных морфофункциональных групп, видах и типах дихотомий ВАРС и ВАРП с использованием программы ANSYS 2019 R2 Academic;
9. Сравнительный анализ и обобщение результатов исследования.

1-год работы

Коррозионные препараты будут изготовлены по стандартной методике [Полимерная рентгенконтрастная смесь для изготовления коррозионных анатомических препаратов [Текст] : пат. 145561 Украина : МПК А01N 1/02 / авторы и заявители Кафаров Э. С. Дмитриев А.В., Зенин О.К., Везирханов А.З., Вагабов И.У., Милтых И.С.]. После извлечения органов из трупа их сосудистое русло подвергается промывке физиологическим раствором через магистральные сосуды в течение 40-45 минут под давлением 80-90 мм.рт.ст. (цифры физиологического давления) до полного очищения остатков крови. Чтобы предотвратить деформацию сосудистого русла органа под действием собственного веса, возникающую на стороне соприкосновения с плоскостью стола, его помещают в специальный резервуар, заполненный физиологическим раствором, на время всех этапов приготовления препаратов. После промывки в каждое из русел при помощи шприца нагнетается предварительно подготовленная композиция [Полимерная рентгенконтрастная смесь для изготовления коррозионных анатомических препаратов [Текст] : пат. 145561 Украина : МПК А01N 1/02 / авторы и заявители Кафаров Э. С. Дмитриев А.В., Зенин О.К., Везирханов А.З., Вагабов И.У., Милтых И.С.] под постоянным давлением 80-100 мм рт. ст., после чего магистральный сосуд наглухо перевязывался (рис. 2.1).

Через 24 часа орган погружается в раствор концентрированной щелочи на 3-4-х суток. Последующая промывка осуществлялась водопроводной водой в течение нескольких часов [Артериальная система человека в цифрах и формулах / О. К. Зенин, В. К. Гусак, Г. С. Кирьякулов [и др.] – Донецк : Донбасс, 2002. – 196 с.5

Зенин О. К. Морфофункциональные принципы организации артериального русла большого круга кровообращения: дисс. ... доктора мед.наук: 14.03.01 / О. К. Зенин. – К., 2005. – 468 с.

Фоміних Т. А. До деяких методів дослідження венозних випускників черепа людини / Т. А. Фоміних, П. В. Кульбаба // Таврический медико-биологический вестник. – 2005. – Т. 8, № 4. – С. 231–233., 40, 103]. Всего будет изготовлено и исследовано 120 коррозионных препаратов ВАРС и ВАРП.

Для формализации описания артериального русла его представляют в виде связанного графа, вершины которого соответствовали точкам разветвлений артерий, а ребра – артериальным сегментам (рис. 2.2). Вершины графа нумеруют произвольно для всех исследованных случаев.

Измеряя параметры каждого артериального сегмента с постепенной пошаговой декомпозицией слепка: D – диаметр артериального сегмента в его центральной части (на середине расстояния между ближайшими ветвлениями) (мм), L – длина артериального сегмента (мм) – кратчайшее расстояние между двумя ветвлениями (рис. 2.2). Минимальный диаметр слепков артериальных сегментов, который будет измерен по данной методике, составит 0,1 мм с точностью 0,05 мм. Вершины графа нумеруют произвольно и в сходном для всех исследованных случаев порядке. Полученные данные заносят в специальные таблицы, содержащие: а) обозначения номера вершины, которая служит началом сегмента; б) указание номера вершины, являющейся концом сегмента; в) информацию о величине внутреннего диаметра сегмента (мм); г) информацию о величине длины сегмента (мм).

В последующем ВАРС и ВАРП рассматривают как конструкцию, состоящую из взаимосвязанных между собой дихотомий – структурно-функциональных единиц сосудистого русла (рис. 2.2.). Для характеристики такой конструкции на основании полученных данных определяют (Зенин О. К. Морфофункциональные принципы организации артериального русла большого круга кровообращения: дисс. ... доктора мед.наук: 14.03.01 / О. К. Зенин. – К., 2005. – 468 с.): Gr , i , $FF1=2L/D$, y и n .

Далее, в соответствии с задачами работы будут исследованы морфометрические характеристики ВАРС и ВАРП на рентгенограммах артерий сердца и почек добровольцев обоего пола, в возрасте от 37 до 74 лет (две возрастные

группы: 2-го периода зрелого возраста, пожилого возраста), у которых (по данным рентгеновского исследования) не выявлено признаков окклюзионо-стенотических поражений артерий.

Рентгенограммы ВАРС и ВАРП представляют собой плоскостные проекции контрастированных артерий, располагающихся на поверхности сердца или внутри почки (рис. 2.3). При коронарографии проводится последовательная съёмка левой и правой коронарных артерий в ряде проекций. Для обозначения той или иной проекции используется угол отклонения детектора рентгеновского излучения от вертикального положения по отношению к лежащему пациенту. При отклонении детектора влево от пациента проекции являются левыми косыми (LAO), вправо – правыми косыми (RAO) (рис. 2.3).

Проекции, образующиеся при отклонении детектора в направлении головы пациента, имеют краниальную ангуляцию (CRAN), при отклонении к ногам – каудальную (CAUD). Для точного обозначения выполненной проекции использовалось указание угла отклонения детектора от вертикальной оси в градусах [Инвазивная кардиология и коронарная болезнь / [Ю. Н. Соколов, М. Ю. Соколов, Л. Н. Костенко и др.]. – Киев : Морион, 2002. – 360 с.]. Ангиограммы ВАРП представляют собой плоскостные двумерные срезы контрастированных почечных артерий. При ангиографии проводят последовательную съёмку левой и правой почечных артерий в прямой проекции. Измерения диаметров артериальных сегментов проводят при помощи лицензионной компьютерной программы Quantcor на аппарате Angiostar фирмы Siemens, в соответствии с прилагаемыми к аппарату инструкциями.

Всего будет исследовано 120 рентгенограмм ВАРС и 120 ВАРП

Измеряют:

D – диаметр материнского сегмента (мм);

dmax – диаметр максимальной дочерней ветви (мм);

dmin – диаметр минимальной дочерней ветви (мм).

Точность измерения – 0,05 мм. Из этих показателей формируют базы данных для последующего статистического анализа

ВАРС и ВАРП рассматривают как совокупность взаимосвязанных и определенным образом расположенных дихотомий. Структурно-функциональной единицей такой конструкции является артериальная дихотомия, состоящая из трех сегментов (участков артериального русла, расположенного между двумя ближайшими ветвлениями): ствола (материнского сегмента) и двух ветвей (дочерних сегментов), а также точки соединения сегментов. В соответствии с дихотомической моделью артериального русла определяют: $n = (d_{\max}^2 + d_{\min}^2) / D^2$ - коэффициент ветвления и $\alpha = (d_{\min} / d_{\max})^2$ - коэффициент асимметрии.

представление ВАРС в виде взаимосвязанных артериальных дихотомий:

Далее формируют базу данных, содержащую следующую информацию: D, dmax, dmin, y и n.

Статистический анализ включает определение медианы, средней величины, квартилей, доверительного интервала, минимального и максимального значения, дисперсии, среднего квадратичного отклонения, ошибки среднего. Для оценки характера распределения использовали критерии Normal expected frequencies, Lilliefors Test For Normality, Shapiro-Wilk's W-test и Колмогорова-Смирнова. После проверки распределения величин исследуемых показателей используют параметрические или непараметрические методы, руководствуясь рекомендациями [Основы компьютерной биостатистики: анализ информации в биологии, медицине и фармации статистическим пакетом MedStat / Ю.Е. Лях [и др.]. – Донецк: Папакица Е. К., 2006. – 214 с.].

Для получения представительной выборки используют методику многоэтапной гнездовой выборки по Автандилову Г. Г. [Автандилов Г. Г. Основы количественной патологической анатомии / Г. Г. Автандилов. – М.: Медицина, 2002. – 240 с.]. При этом производили случайный отбор органов для исследования n1 – единицы первого уровня измерений (число исследуемых органов). Из каждой такой единицы отбирали n2 – число единиц второго уровня (число коррозионных препаратов ВАРС или ВАРП), а из них, в свою очередь, n3 – число единиц третьего уровня подсчетов (число слепков сосудистых дихотомий). В качестве n4 – числа единиц четвертого уровня – рассматривали число слепков сосудистых сегментов. Таким образом, в каждой экспериментальной группе использовали n1 – орган, n1×n2 – коррозионных препаратов русел, n1×n2×n3 – слепки сосудистых дихотомий, n1×n2×n3×n4 – слепки сосудистых сегментов.

Для определения оптимального объема выборки используют уравнение [Лях, 2006] (2.1.)

В процессе статистической обработки полученных данных будут использованы лицензионные пакеты компьютерных программ – STATISTICA 5.11, Microsoft EXEL 6.0, MedStat в соответствии с рекомендациями [Основы компьютерной биостатистики: анализ информации в биологии, медицине и фармации статистическим пакетом MedStat / [Ю. Е. Лях, В. Г. Гурьянов, В. Н. Хоменко, О. А. Панченко]. – Д., 2006. – 214 с.].

Результаты за 1-год работы: коррозионные препараты ВАРС и ВАРП, рентгенограммы ВАРС и ВАРП, компьютерные

базы данных включающие результаты морфометрии дихотомий ВАРС и ВАРП, данные статистического анализа результатов морфометрии дихотомий ВАРС и ВАРП. Впервые будут получены значения морфометрических параметров характеризующих особенности различных морфофункциональных видов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме. Впервые будет проведен сравнительный анализ значений параметров характеризующих морфометрические особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме. Будут дополнены сведения о значениях морфометрических параметров характеризующих особенности различных морфофункциональных групп и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме.

2-й год работы

Далее в соответствии с задачами исследования будет создана компьютерная программа «3D-Vasculograph», с помощью которой пользователь сможет загрузить данные морфометрии в формате текстового файла с расширением .txt морфометрических данных геометрии реального сосудистого русла. Программа будет позволять подсчитывать углы дихотомий в соответствии с формулами C.D. Murray или подбором случайного угла в заданном диапазоне. С помощью параметров «Кривизна» можно будет корректировать искривление сосудистых сегментов. Поле спираль позволит управлять параметром закручивания модели вокруг центральной оси. Программа будет генерировать 3D модели в формате obj.

Задача численного моделирования движения крови в различных морфофункциональных группах, видах и типах дихотомий ВАРС и ВАРП будет решаться в нестационарной трехмерной постановке. Стенки артерий считаются неупругими, что позволит избежать использования ресурсоемких алгоритмов взаимодействия жидкости с упругими стенками артериальных сегментов. Данное приближение использовано в соответствии с результатами работ [Stefanou, K., Naka, K., Michalis, L., Filipović, N., & Parodi, O. (2011). Blood flow in arterial segments: Rigid vs. deformable walls simulations. *Journal of Serbian Society for Computational Mechanics*, 5(1), 69–77. Shibeshi, S. S., & Collins, W. E. (2005). The rheology of blood flow in a branched arterial system. *Applied Rheology*, 15(6), 398–405.

<https://doi.org/10.1901/jaba.2005.15-398>] которые показали, что величины сдвиговых напряжений на стенке качественно и количественно практически не отличаются у моделей использующих приближение твёрдых стенок и упругих стенок. Кровь считается неньютоновской жидкостью с плотностью 1060 кг/м³ и динамической вязкостью, изменяющейся согласно модели Kappo [Gharahi, H., Zambrano, B. A., Zhu, D. C., DeMarco, J. K., & Baek, S. (2016).

Computational fluid dynamic simulation of human carotid artery bifurcation based on anatomy and volumetric blood flow rate measured with magnetic resonance imaging. *International Journal of Advances in Engineering Sciences and Applied Mathematics*, 8(1), 46–60. DOI:10.1007/s12572-016-0161-6, Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S., & Kilpatrick, D. (2004). Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Steady state simulations. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 709–720. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.016>].

Зависимость динамической вязкости от сдвиговых напряжений в этой модели описывается следующей формулой [Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S., & Kilpatrick, D. (2004). Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Steady state simulations. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 709–720. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.016>] (2.2).

Для моделирования нестационарного ламинарного течения используется решение полной системы уравнений Навье-Стокса, полученное с помощью неявной разностной схемы в пакете ANSYS. Давление определяется по стандартной схеме, для определения скоростей использовалась схема с разностями против потока второго порядка точности. Что касается взаимосвязи между расчетами скоростей и давления, то для моделирования будет использована схема PISO [Issa, R. . (1986). Solution of the implicitly discretised fluid flow equations by operator-splitting. *Journal of Computational Physics*, 62(1), 40–65. [https://doi.org/10.1016/0021-9991\(86\)90099-9](https://doi.org/10.1016/0021-9991(86)90099-9)]. Временной шаг постоянный и равен 1 мс (2.3–2.6).

На входной границе расчетной области будет использован параболический профиль скорости, соответствующий объемному кровотоку на данном уровне ветвления артериальной системы в течение кардиального цикла.

Рассчитываются два кардиальных цикла, так как различия значительны между результатами моделирования для первого и второго циклов, а между вторым и последующими пренебрежимо малы. Данное допущение базируется на проделанном нами тестовом расчете неньютоновского течения крови в прямой трубке для трех кардиальных циклов. На выходе расчетной области задается фоновое давление, равное 0 Па. Для корректного моделирования возвратного течения будет использован метод «коррекции по ближайшим ячейкам» [Bell, J. B., Colella, P., Glaz, H. M. Second-Order Projection Method for the Incompressible Navier-Stokes Equations. *Journal of Computational Physics*, 1989, 283, 257–283.]. На стенках сосуда задаются условия прилипания.

В качестве морфометрических характеристик дихотомий будут использованы результаты измерений ВАРС и ВАРП.

Далее будут изучены биомеханические свойства различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП человека. Исследование биомеханических свойств дихотомий заключалось в определении их

механической жесткости. В качестве параметра, количественно характеризующего механическую жесткость дихотомии принимают величину отношения перемещения наиболее удаленной точки дихотомии к сумме длин сегментов её составляющих. Определяли значение относительной максимальной деформации дихотомии под действием: 1) собственного веса и 2) собственного веса и веса крови, которая находится внутри исследуемой дихотомии.

Собственный вес (F_e) дихотомии определяли как $F_e = mg$, $m_{\text{сосуда}} = 1000 D^{2/4} \pi L$, собственный вес дихотомии и вес крови (F_b) внутри нее определяли как $F_b = g(m_{\text{сосуда}} + m_{\text{крови}}) \times$, $m_{\text{крови}} = 1060 \pi D^{2/4} \cdot 1000 \text{ кг/м}^3$ - плотность воды, 1060 кг/м^3 – плотность крови.

Для расчета жёсткости используют результаты морфометрии дихотомий разных групп, видов и типов ВАРС или ВАРП. В качестве значений параметров D , $d_{\max}$ и $d_{\min}$ используют средние (M) или медианы (Me) соответствующих показателей, полученные путем морфометрии. Значения L , $l_{\max}$ и $l_{\min}$ рассчитывают с использованием уравнений (2.7-2.11):

Толщину стенки сосудистого сегмента определяют из уравнения [Зенин О. К. Морфофункциональные принципы организации артериального русла большого круга кровообращения: дисс. ... доктора мед. наук: 14.03.01 / О. К. Зенин. – К., 2005. – 468 с.] (2.12).

Значения углов ($\alpha_{\max}$ и $\alpha_{\min}$) рассчитывают (где это возможно), используя уравнения Murray C. D. (2.13-2.14).

Вычисление жесткости осуществляют с помощью программы ANSYS 2019 R2 Academic.

На заключительном этапе работы для численного моделирования структур ВАРС и ВРП будет осуществлено воссоздание физической модели полного графа артериальных русел сердца и почки человека до сосудистых сегментов с внутренним диаметром 0,1 мм, (т.е. до начала гемомикроциркуляторного русла) [Куприянов В. В. Микроциркуляторное русло / В. В. Куприянов, Я. Л. Караганов, В. И. Козлов. – М.: Медицина, 1975. – 256 с. Глотов В. А. Структурный анализ микрососудистых дихотомий (микрососудистый узел и гемодинамический фактор) / В. А. Глотов. – Смоленск: Амипресс, 1995. – 251 с.

Chemla D. Contribution of systemic vascular resistance and total arterial compliance to effective arterial elastance in humans / D. Chemla, I. Antony, Y. Lecarpentier, A. Nitenberg // Am. J. Physiol. Heart. Circ. Physiol. – 2003. – Vol. 285, № 2. – P. 614 – 620.]. Это осуществляют посредством математического моделирования деления артерий. Затем с использованием оригинальной компьютерной программы 3D-Vasculograph будут созданы виртуальные (цифровые) модели ВАРС и ВРП.

Результаты за 2-год работы:

Впервые будет создана компьютерная программа «3D-Vasculograph», генерирующая геометрические 3D-модели сосудистого русла на базе морфометрических данных путем процедурно-математической трансформации пространства по закону логарифмической спирали.

Впервые будут получены значения параметров, количественно характеризующие опорную функцию (жесткость конструкции) различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме.

Впервые будут получены значения параметров, количественно характеризующие особенности гемодинамики различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме.

Впервые будет проведен сравнительный анализ значений параметров характеризующих функциональных особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме.

Будут созданы физические и виртуальные модели различных морфофункциональных групп и типов дихотомий, а также ВАРС и ВАРП в норме.

4.7. Имеющийся у научного коллектива научный задел по проекту, наличие опыта совместной реализации проектов (указываются полученные ранее результаты, разработанные программы и методы)

Разработаны критерии оптимальности внутриорганного сосудистого русла почки (НИР: «Морфометрический эталон внутриорганного сосудистого русла почки человека» Некоммерческая организация «Фонд содействия развитию институтов гражданского общества в Приволжском федеральном округе»), проведено математическое моделирование его морфологии (Зенин, О. К. Морфометрический анализ применимости уравнений Murray C. D. для численного моделирования сосудистых дихотомий почки человека / О.К. Зенин, И.С. Милтых, А.В. Дмитриев, О.О. Юрченко // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture – 2021 г. – Т.13 – № 3 – С. 170-192. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-3-170-192 (Scopus)), анализ гемодинамики структурно-функциональных единиц внутриорганного сосудистого русла почки (Зенин, О. К. Особенности гемодинамики в структурно-различных внутриорганных артериальных бифуркациях сердца человека, выявляемые с помощью численного моделирования / О. К. Зенин, В. С. Оверко, А. В. Дмитриев, И. С. Милтых // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture – 2021 г. – Т.13 – № 2 – С. 11-31. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-2-11-31 (Scopus)).

Рассмотрены варианты ветвления почечной артерии (Kafarov E, Zenin O, Bataev K. Analysis of Arterial Basins and Venous Drainage Zones in Kidneys with a Two-zone Blood Supply System. Entomology and Applied Science Letters. 2021;8(4):12-19. doi:10.51847/gtvsmgmnnng (Web of Science)), а также проанализировано сегментарное строение почки (Vagabov I, Kafarov E, Zenin O. Variants of Blood Supply to Kidney Segments According to 3d Anatomical Analysis. Entomology and Applied Science Letters. 2021;8(1):60-65. doi:10.51847/uc3zymyc0c (Web of Science)).

Публикации:

1. Зенин, О. К. Особенности гемодинамики в структурно-различных внутриорганных артериальных бифуркациях сердца человека, выявляемые с помощью численного моделирования / О. К. Зенин, В. С. Оверко, А. В. Дмитриев, И. С. Милтых // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture — 2021 г. — Т.13 — № 2 — С. 11-31. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-2-11-31
2. Зенин, О. К. Морфометрический анализ применимости уравнений Murray C. D. для численного моделирования сосудистых дихотомий почки человека / О.К. Зенин, И.С. Милтых, А.В. Дмитриев, О.О. Юрченко // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture — 2021 г. — Т.13 — № 3 — С. 170-192. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-3-170-192
3. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2021622332. База данных цифровых КТ-видеофайлов внутриоргального сосудистого русла почки человека/ О. Зенин, Э. С. Кафаров, А. З. Везирханов, И.С. Милтых, А. В. Дмитриев, О. О. Юрченко. – Заявка № 2021622255. Дата поступления 25 октября 2021 г. Зарегистрировано в Реестре баз данных 29 октября 2021 г.
4. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2021622870. База данных цифровых видеофайлов внутриоргального сосудистого русла почки человека / О. Зенин, Э. С. Кафаров, А. З. Везирханов, И.С. Милтых, А. В. Дмитриев, О. О. Юрченко. – Заявка № 2021622259. Дата поступления 25 октября 2021 г. Зарегистрировано в Реестре баз данных 10 декабря 2021 г.
5. Полимерная рентгенконтрастная смесь для изготовления коррозионных анатомических препаратов: пат. 145561 Украина: МПК A01N 1/02 / Кафаров Э. С. Дмитриев А.В., Зенин О.К., Везирханов А.З., Вагабов И.У., Милтых И.С.; заявл. 09.06.2020; опубл. 28.12.2020, Бюл. № 24. – 6 с.
6. Новая полимерная рентгенконтрастная композиция для изготовления коррозионных анатомических препаратов / Э. С. Кафаров, А. В. Дмитриев, О. К. Зенин, А. З. Везирханов, И. У. Вагабов, И. С. Милтых // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2021. №4. Публикация 3-7. С. 121-125 URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2021-4/3-7.pdf> (дата обращения: 29.07.2021). DOI: 10.24412/2075-4094-2021-4-3-7
7. Влияние формы различных по структуре типов артериальных дихотомий почки на их биомеханические свойства / Э. С. Кафаров, А. В. Дмитриев, О. К. Зенин, А. Ю. Музеймек, И. С. Милтых // МОРФОЛОГИЯ — 2020 г. — Т.157 — № 2-3 — С. 96
8. Влияние структуры основных типов артериальных дихотомий на их биомеханические свойства / Э. С. Кафаров, А. В. Дмитриев, О. К. Зенин, А. Ю. Музеймек, И. С. Милтых // МОРФОЛОГИЯ — 2020 г. — Т.157 — № 2-3 — С. 96

Гранты:

1. НИР по программе "УМНИК" тема: "Разработка автоматизированной системы управления процессом лечения стенозов методом баллонной дилатации"(договор № 11334ГУ/2017 от «21» апреля 2017 г. о предоставлении гранта на выполнение научно-исследовательских работ) (Научный руководитель Зенин О., Исполнитель Степанов Д.)
2. Российский фонд фундаментальных исследований, (Россия, Москва), № 18-29-09118 "Разработка программного комплекса "3D-NEFRO-VASCULOGRAPH" предоперационного 3D-моделирования венозного русла почки у онкологических больных, а также для визуализации зон локального венозного дренажа при метастазировании" (2018-2021); (Руководитель - Кафаров Э.С., Разработчики проекта: Удочкина Л.А., Зенин О.К., Батаев Х.М. Пашаева Л.М., Акбаев Ш.И.
3. Российский фонд фундаментальных исследований (Россия, Москва), руководитель проекта № 19-315-90033 "Разработка алгоритма программного комплекса для трехмерного моделирования сегментов почки с последующей 3D-визуализацией зоны очагового опухолевого ее поражения" (2019-2022); (Руководитель - Кафаров Э.С., Разработчики проекта: Вагабов И.У.)
4. Грант Фонда содействия развитию институтов гражданского общества №6/н «Морфометрический эталон внутриоргального сосудистого русла почки человека» (Руководитель -- Зенин О.К., Исполнитель -- Милтых И.С.)

4.8. Перечень оборудования, материалов, информационных и других ресурсов, имеющихся у научного коллектива для выполнения проекта (в том числе – описывается необходимость их использования для реализации проекта)

1. Математическое планирование оптимального объема исследуемой выборки – имеется необходимый опыт,

компьютерные программы и оборудование;

2. Изготовление коррозионных препаратов и сбор рентгенограмм ВАРС и ВАРП – имеется необходимый опыт;
3. Морфометрию коррозионных препаратов и рентгенограмм ВАРС и ВАРП, с использованием измерительных приборов и компьютерной программы Quantcor на аппарате Angiostar фирмы Siemens и в соответствии с известными методиками – имеется необходимый опыт, компьютерные программы и оборудование;
4. Статистический анализ результатов морфометрии - имеется необходимый опыт, компьютерные программы и оборудование.

4.9. План работы на первый год выполнения проекта *(в том числе указываются запланированные командировки (экспедиции) по проекту)*

1. Математическое планирование оптимального объема исследуемой выборки.

Для получения представительной выборки будет использоваться методика многоэтапной гнездовой выборки по Автандилову Г. Г. Для определения оптимального объема выборки будет использоваться известная методика [Лях, 2006].

2. Изготовление коррозионных препаратов и сбор рентгенограмм ВАРС и ВАРП совместно с ГОУ ВПО «ДОНЕЦКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ М. ГОРЬКОГО»;

Коррозионные препараты будут изготовлены по стандартной методике [Полимерная рентгенконтрастная смесь для изготовления коррозионных анатомических препаратов [Текст] : пат. 145561 Украина : МПК А01N 1/02 / авторы и заявители Кафаров Э. С. Дмитриев А.В., Зенин О.К., Везирханов А.З., Вагабов И.У., Милтых И.С.]. После извлечения органов из трупа их сосудистое русло подвергается промывке физиологическим раствором через магистральные сосуды в течение 40-45 минут под давлением 80-90 мм.рт.ст. (цифры физиологического давления) до полного очищения остатков крови. Чтобы предотвратить деформацию сосудистого русла органа под действием собственного веса, возникающую на стороне соприкосновения с плоскостью стола, его помещают в специальный резервуар, заполненный физиологическим раствором, на время всех этапов приготовления препаратов. После промывки в каждое из русел при помощи шприца нагнетается предварительно подготовленная композиция [пат. 145561 Украина : МПК А01N 1/02] под постоянным давлением 80-100 мм рт. ст., после чего магистральный сосуд наглухо перевязывается. Через 24 часа орган погружается в раствор концентрированной щелочи на 3-4 суток.

3. Морфометрию коррозионных препаратов и рентгенограмм ВАРС и ВАРП, с использованием измерительных приборов и компьютерной программы Quantcor на аппарате Angiostar фирмы Siemens и в соответствии с известными методиками совместно с Институтом неотложной и восстановительной хирургии имени В. К. Гусака;

Всего будет исследовано 60 рентгенограмм ВАРС и 60 ВАРП, 60 коррозионных препаратов ВАРС и 60 ВАРП.

На рентгенограммах будут измерены: D – диаметр материнского сегмента (мм); dmax – диаметр максимальной дочерней ветви (мм); dmin – диаметр минимальной дочерней ветви (мм). Точность измерения – 0,05 мм. Из этих показателей будут сформированы базы данных для последующего статистического анализа.

Результаты морфометрии коррозионных препаратов будут представлены в виде связанного графа, вершины которого будут соответствовать точкам разветвлений артерий, а ребра – артериальным сегментам, характеризуя их длину и диаметр.

4. Статистический анализ результатов морфометрии совместно с ГОУ ВПО «ДОНЕЦКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»
- Статистический анализ будет включать определение медианы, средней величины, квартилей, доверительного интервала, минимального и максимального значения, дисперсии, среднего квадратичного отклонения, ошибки среднего. Для оценки характера распределения будут использовать критерии Lilliefors's Test For Normality, Колмогорова-Смирнова. После проверки распределения величин исследуемых показателей будут применять параметрические или непараметрические методы.

4.10. Планируемое на первый год содержание работы каждого члена научного коллектива *(включая руководителя проекта)*

1. Математическое планирование оптимального объема исследуемой выборки - Зенин О., Кафаров Э.С.;
2. Изготовление коррозионных препаратов и сбор рентгенограмм ВАРС и ВАРП - Милтых И.С., Вагабов И.У.;
3. Морфометрия коррозионных препаратов и рентгенограмм ВАРС и ВАРП, с использованием измерительных приборов и компьютерной программы Quantcor на аппарате Angiostar фирмы Siemens и в соответствии с известными методиками Милтых И.С., Вагабов И.У.;
4. Статистический анализ результатов морфометрии - Зенин О., Кафаров Э.С.

4.11. Ожидаемые в конце первого года конкретные научные результаты *(форма изложения должна дать возможность провести экспертизу результатов и оценить степень выполнения заявленного в проекте плана работы)*

Будут изготовлены коррозионные препараты ВАРС и ВАРП, получены рентгенограммы ВАРС и ВАРП, созданы

компьютерные базы данных включающие результаты морфометрии дихотомий ВАРС и ВАРП, установлены данные статистического анализа результатов морфометрии дихотомий ВАРС и ВАРП. Впервые будут получены значения морфометрических параметров характеризующих особенности различных морфофункциональных видов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме. Впервые будут получены результаты сравнительного анализа значений параметров характеризующих морфометрические особенности различных морфофункциональных групп, видов и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме. Будут дополнены сведения о значениях морфометрических параметров характеризующих особенности различных морфофункциональных групп и типов дихотомий ВАРС и ВАРП в норме.

4.12. Перечень планируемых к приобретению за счет гранта оборудования, материалов, информационных и других ресурсов для выполнения проекта *(в том числе – описывается необходимость их использования для реализации проекта)*

Приобретение химических реактивов для изготовления препаратов, приобретение сетевого накопителя для хранения результатов сканирования моделей, приобретение жестких дисков для хранения результатов сканирования моделей, приобретение компьютерного оборудования и лицензионного программного обеспечения, расходы на публикацию, командировочные расходы

4.13. Файл с дополнительной информацией 1

С графиками, фотографиями, рисунками и иной информацией о содержании проекта. Один файл в формате pdf, до 3 Мб.

Текст в файлах с дополнительной информацией должен приводиться на русском языке. Перевод на английский язык требуется в том случае, если руководитель проекта оценивает данную информацию существенной для эксперта.

[скачать...](#)

4.14. Файл с дополнительной информацией 2 *(если информации, приведенной в файле 1 окажется недостаточно)*

С графиками, фотографиями, рисунками и иной информацией о содержании проекта. Один файл в формате pdf, до 3 Мб.

[скачать...](#)

Подпись руководителя проекта _____/О. Зенин/

Форма 5. Запрашиваемое финансирование на 2023 год

5.1. Планируемые расходы по проекту

№ п.п.	Направления расходования средств гранта	Сумма расходов (тыс.руб.)
	ВСЕГО	1500
	Вознаграждение членов научного коллектива (с учетом страховых взносов и налогов (при наличии), без лиц категории «вспомогательный персонал»)	600
	Вознаграждение лиц категории «вспомогательный персонал» (с учетом страховых взносов и налогов (при наличии))	0
1	Итого вознаграждение (с учетом страховых взносов и налогов (при наличии))	600
2	Оплата научно-исследовательских работ сторонних организаций, направленных на выполнение научного проекта Не более 15 процентов от суммы гранта.	225
3	Расходы на приобретение оборудования и иного имущества, необходимых для проведения научного исследования (включая обучение работников, монтажные, пуско-наладочные и ремонтные***** работы) ***** Не связанные с осуществлением текущей деятельности организации.	375
4	Расходы на приобретение материалов и комплектующих для проведения научного исследования	50
5	Иные расходы для целей выполнения проекта	100
6	Накладные расходы организации Не более 10 процентов от суммы гранта.	150

5.2. Расшифровка планируемых расходов

№ п.п.	Направления расходования средств гранта, расшифровка
1	<p>Итого вознаграждение (с учетом страховых взносов и налогов (при наличии))</p> <p>(указывается сумма вознаграждения (включая руководителя проекта, членов научного коллектива и иных исполнителей, привлекаемых к выполнению работ по проекту), включая установленные законодательством Российской Федерации гарантии, отчисления по страховым взносам на обязательное пенсионное страхование, на обязательное медицинское страхование, на обязательное социальное страхование на случай временной нетрудоспособности и в связи с материнством, на обязательное социальное страхование от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний)</p> <p>1. Зенин Олег Константинович, руководитель проекта -- 270 тыс. руб.</p> <p>2. Кафаров Эдгар Сабинович, исполнитель -- 110 тыс. руб.</p> <p>3. Вагабов Ислам Узгенбайевич, исполнитель -- 110 тыс. руб.</p> <p>4. Милтых Илья Сергеевич, исполнитель -- 110 тыс. руб.</p>
2	<p>Оплата научно-исследовательских работ сторонних организаций, направленных на выполнение научного проекта</p> <p>(приводится перечень планируемых договоров (счетов) со сторонними организациями с указанием предмета и суммы каждого договора)</p> <p>Договор с Институтом неотложной и восстановительной хирургии имени В. К. Гусака о проведении морфометрии рентгенограмм ВАРС и ВАРП</p> <p>Договор с ГОУ ВПО «ДОНЕЦКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ М. ГОРЬКОГО» о проведении морфометрии коррозионных препаратов ВАРС и ВАРП</p> <p>Договор ГОУ ВПО «ДОНЕЦКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ» о проведении статистического анализа</p>
3	<p>Расходы на приобретение оборудования и иного имущества, необходимых для проведения научного исследования</p> <p>(представляется перечень планируемых к закупке оборудования и иного имущества, необходимых для проведения научного исследования (в соответствии с п. 4.12 формы 4))</p>

Приобретение сетевого накопителя, жестких дисков, компьютерного оборудования и лицензионного программного обеспечения

- 4 Расходы на приобретение материалов и комплектующих для проведения научного исследования
(представляется расшифровка запланированных материалов и комплектующих (в соответствии с п. 4.12 формы 4))
Приобретение химических реактивов, лабораторной посуды.

- 5 Иные расходы для целей выполнения проекта
(приводятся иные затраты на цели выполнения проекта, в том числе на командировки, оплату услуг связи, транспортных услуг, расходы не
расшифровываются)
Командировочные расходы; расходы, связанные с публикацией статей

Подпись руководителя проекта _____/О. Зенин/

Подпись руководителя организации (уполномоченного представителя, действующего на основании доверенности или распорядительного документа), **печать** (при ее наличии) **организации.**

В случае подписания формы уполномоченным представителем организации (в т.ч. – руководителем филиала) к печатному экземпляру заявки прилагается копия распорядительного документа или доверенности, заверенная печатью организации.

_____/_____/

М.П.