# ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ НАУЧНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ «РОССИЙСКИЙ НАУЧНЫЙ ЦЕНТР ХИРУРГИИ ИМЕНИ АКАДЕМИКА Б. В. ПЕТРОВСКОГО»

На правах рукописи

# БРИЛЬ Кристина Руслановна

# МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ В ОЦЕНКЕ КРИТЕРИЕВ ЖЕСТКОСТИ СТЕНКИ АОРТЫ

3.1.25 – лучевая диагностика

Диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук

Научный руководитель: **Ховрин Валерий Владиславович,** доктор медицинских наук

# ОГЛАВЛЕНИЕ

введение	5
Глава 1. ОЦЕНКА КРИТЕРИЕВ ЖЕСТКОСТИ СТЕНКИ АОРТЫ. О	
ЛИТЕРАТУРЫ	11
1.1. Современное состояние проблемы	11
1.2. Исторические аспекты и основные принципы гемодинамики, связан	ные с
изменением эластичности стенки аорты	13
1.3. Влияние заболеваний на изменения жесткости аортальной стенки	16
1.4. Изменение жесткости стенки при аневризме аорты	18
1.5. Методы исследования эластических свойств (жесткости) аор	ты и
современные подходы в диагностике	23
Глава 2. ЭТАПЫ ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ, МАТЕРИАЛ	ы и
МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	28
2.1. Характеристика пациентов и этапы проведения исследования	28
2.2. Характеристика пациентов	30
2.3. Методы исследования	37
2.3.1. Методика магнитно-резонансной томографии аорты	40
2.4. Количественная оценка биомеханических свойств аорты	42
2.5. Статистическая обработка полученных данных	48
Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	50
3.1. Нормальные значения жесткости стенки аорты в контрольной груг	пе по
данным МРТ аорты	
3.2. Сравнение параметров МРТ сердца и жесткости стенки аорти	ы при
заболеваниях миокарда	53
3.3. Оценка изменения жесткости стенки аорты при сравнении данных	MPT
аорты в контрольной группе и в группе с заболеваниями аорты	59

3.4. Анализ параметров жесткости стенки аорты по данным МРТ при
аневризме и расслоении аорты до и после операции64
<b>ЗАКЛЮЧЕНИЕ</b>
<b>ВЫВОДЫ</b>
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ94
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ95
Приложение А. Параметры МРТ для проведения кардиологического этапа сканирования
Приложение Б. Параметры МРТ для проведения этапа оценки биоэластических свойств аорты
Приложение В. Средние значения параметров для контрольной группы и пациентов с заболеваниями миокарда
Приложение Г. Корреляционный анализ пациентов из контрольной группы 119
Приложение Д. Корреляционные взаимосвязи параметров у пациентов контрольной группы
Приложение Е. Корреляционная матрица контрольной группы
Приложение Ж. Средние значения исследуемых групп с заболеваниями аорты 122
Приложение И. Корреляционный анализ пациентов с аневризмой восходящей аорты до операции
Приложение К. Корреляционный анализ пациентов с аневризмой восходящей аорты после операции
Приложение Л. Корреляционные взаимосвязи параметров у пациентов в группе аневризма аорты до операции
Приложение М. Корреляционные взаимосвязи параметров у пациентов в группе аневризма аорты после операции
Приложение Н. Корреляционная матрица группы аневризма аорты 127

Приложение П. Корреляционный анализ пациентов с расслоением аорты до
операции
Приложение Р. Корреляционный анализ пациентов с расслоением аорты после
операции
Приложение С. Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов в
группе расслоение аорты до операции
Приложение Т. Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов в
группе расслоение аорты после операции
Приложение У. Корреляционная матрица группы расслоение аорты
Приложение Ф. Схематическое изображение изменяющихся параметров скорости
и давления в аорте

#### **ВВЕДЕНИЕ**

#### Актуальность проблемы

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) являются основной причиной смертности среди трудоспособного населения в мире. Аневризма восходящей аорты (АВА) - распространенная патология, сопряженная с высоким риском развития опасных для жизни осложнений, таких как расслоение или разрыв аорты. АВА заключается в локальном или диффузном расширении аорты, при этом основной ее клинической проблемой является бессимптомность. В исследовании Медицинской школы Йельского университета, основанном на данных компьютерной томографии органов грудной клетки, была определена распространенность случайно выявленных расширений восходящей аорты при ее диаметре ≥4,0 см: 2,1% от общего числа, 3,2% и 0,9% у мужчин и женщин, соответственно, и 2,8% у лиц в возрасте ≥50 лет (Могі М., 2019). Это значит, что в среднем у 2,5% населения может быть выявлена аневризма аорты без каких-либо клинических проявлений.

Недавние европейские исследования показали частоту 1,5 на 100000 населения при более грозном расслоении аорты (РА) типа A, а общая частота случайно выявленных аневризм грудной аорты составила 7,6 на 100000 населения (МсСlure R., 2018; Cloft P., 2020). Несмотря на широкое применение всех методов диагностики и совершенствование хирургической техники, согласно данным Sampson U.K.A., et al. (2014) показатель летальности от аневризмы и расслоения аорты с 1990 г по 2010 увеличился с 2,49 на 100000 до 2,78 на 100 000 человек.

Текущие рекомендации по диагностике и ведению пациентов с патологией аорты предлагают использовать максимальный диаметр аорты, как единственный показатель, для планового хирургического лечения. Однако, развитие грозных осложнений в виде расслоения аорты в 80% может происходить при диаметре ниже установленной границы (Клинические рекомендации, 2018). Существует реальная необходимость введения новых диагностических критериев, характеризу-

ющих состояние стенки аорты, для стратификации риска развития аневризмы и расслоения аорты.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является современным, неинвазивным методом диагностики, обеспечивающим высокое пространственное и временное разрешение. Благодаря полному охвату области исследования, метод позволяет оценить гемодинамические изменения и физические свойства артериальной стенки с возможностью локального расчета биомеханических показателей жесткости стенки аорты, с определением ее критических точек (Сатарапо F., 2020; Hrabak-Paar M., 2020). Возможность оценки гемодинамических изменений и их влияния на артериальную стенку при заболеваниях аорты, дополнит уже имеющиеся представления об основах формирования аневризмы и расслоения аорты и позволит выйти на новый уровень диагностики распознавания заболеваний аорты.

Методы вычислительной гидродинамики на основании данных МРТ позволяют прецизионно оценить степень ремоделирования аортальной стенки, изменение скоростных параметров и параметров давления для оценки нагрузки кровотока на стенку аорты с целью предупреждения осложнения в виде dSINE (Чарчян Э.Р., 2010; Keller E., 2016; Shi Y., 2019; Choi B., 2021). Исследование пациентов на всех этапах лечения, в том числе и в отдаленном периоде, имеет важное значение для поиска изменяющихся критериев жесткости аорты, что является современными ориентирами в развитии диагностики и сосудистой хирургии.

Таким образом, все вышеизложенное свидетельствует об актуальности разработки и внедрения нового МРТ исследования, позволяющего оценить аортальную гемодинамику и биомеханические параметры стенки аорты с целью расширения возможностей диагностики и лечения заболеваний аорты.

#### Цель исследования

Оценить роль биомеханических параметров жесткости стенки аорты в диагностике и лечении заболеваний аорты по данным магнитно-резонансной томографии.

#### Задачи исследования

- 1. Разработать комплексную методику магнитно-резонансной томографии для оценки изменения жесткости стенки аорты.
- 2. Выявить ключевые значения параметров жесткости стенки аорты у пациентов в контрольных группах и с заболеваниями аорты по данным магнитнорезонансной томографии.
- 3. Сравнить параметры биомеханических критериев жесткости стенки аорты в оценке лечения у пациентов с аневризмой и расслоением аорты.

#### Научная новизна

Создан, оптимизирован и апробирован комплексный протокол МРТ аорты и сердца, позволяющий одномоментно в течение одного исследования оценить биомеханические, гемодинамические параметры в аорте и функциональные параметры сердца.

Впервые в России определены и интерпретированы основные значимые диагностические МР-критерии у пациентов с заболеваниями аорты, отражающие изменения жесткости ее стенки на до- и послеоперационном этапах. Проведено сравнение МРТ параметров жесткости стенки аорты, в результате получены новые научные данные динамики изменения скоростных потоков у пациентов после хирургического лечения.

Научно обоснована ценность разработанного методологического подхода в диагностике и оценке лечения аневризмы и расслоения аорты.

#### Практическая значимость работы

Новый комплексный протокол МРТ аорты и сердца с определением основных критериев изменения жесткости стенки аорты может быть рекомендован для обследования на до- и послеоперационном этапах, при динамическом наблюдении в условиях стационара и амбулаторно, а также выступать методом скрининга на ранних этапах для выявления заболеваний аорты и факторов предрасположенности к ним.

Продемонстрирован способ клинического применения, подтвержденный запатентованной персонифицированной технологией магнитно-резонансной томо-

графии аорты у пациентов с заболеваниями аорты в отделениях лучевой диагностики и кардиохирургии.

Выявленные критерии изменения жесткости стенки аорты могут быть использованы в разработке новых высокотехнологичных методов лечения и иметь большое клиническое значение.

#### Основные положения, выносимые на защиту

- 1. Магнитно-резонансная томография аорты исследование, которое аорты обладает высокой точностью в оценке гемодинамических показателей и определении комплекса биомеханических параметров стенки аорты.
- 2. Применение в клинической практике разработанного комплексного протокола магнитно-резонансного исследования аорты и сердца обеспечивает безопасное исследование, без лучевой нагрузки и дополнительного контрастирования.
- 3. Использование магнитно-резонансной томографии для изучения патологии аорты расширяет диагностические границы обследования пациентов с заболеваниями аорты на всех этапах.
- 4. Разработка и внедрение комплексного метода магнитно-резонансной томографии аорты в послеоперационном периоде существенно дополняют существующий алгоритм диагностики послеоперационных осложнений.

#### Внедрение результатов исследования в практику

Результаты исследования внедрены в работу отделения рентгенодиагностики и компьютерной томографии в составе отдела клинической физиологии, инструментальной и лучевой диагностики, а также отделений кардиохирургии ФГБНУ «РНЦХ им. акад. Б. В. Петровского» для диагностики пациентов с различной патологией аорты при первичном обращении и при динамическом послеоперационном контроле.

# Апробация диссертации

Основные результаты исследования, материалы и основные положения работы доложены и обсуждены на следующих конференциях:

- 1. XVII Всероссийский конгресс «Артериальная гипертония 2021: новое в диагностике и лечении» (Москва, март 2021 г.);
- 2. Всероссийский конкурс ЛИДЕР КАЧЕСТВА в здравоохранении (ФГБУ «Национальный институт качества» Росздравнадзора) с проектом «Принципы безопасности аортографии в условиях снижения лучевой и йодной нагрузки на пациента», 3-е призовое место (Москва, 2021 г.)
- 3. Кардиология на марше 2021. Ежегодная Всероссийская научнопрактическая конференция и 61-я сессия ФГБУ «НМИЦ кардиологии» Минздрава России (Москва, сентябрь 2021 г.);
- 4. Конгресс российского общества рентгенологов и радиологов (Москва, ноябрь 2021 г.);
- 5. IX Международный конгресс и школа для врачей «Кардиоторакальная радиология» (Москва, март 2022г.);
- 6. Открытая конференция молодых ученых ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ» (Москва, апрель 2022 г.);
- 7. VI научно-практическая конференция с международным участием "Лучевая диагностика Смоленск 2022 Конкурс молодых ученых" 3-е призовое место (Смоленск, сентябрь 2022);
- 8. XVII Всероссийский национальный конгресс лучевых диагностов и терапевтов «Радиология 2023» (Москва, май 2023).

Апробация работы состоялась на совместном заседании научной конференции лаборатории отдела клинической физиологии, инструментальной и лучевой диагностики, отделения реконструктивно-восстановительной сердечно-сосудистой хирургии ФГБНУ «РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского», протокол № 7/23 от 25.05.2023 г.

## Публикации

По теме диссертации опубликовано 5 научных работ, из них 4 в журналах, рекомендованных Высшей аттестационной комиссией при Министерстве науки и высшего образования Российской Федерации для публикаций основных результатов диссертаций на соискание ученой степени кандидата медицинских наук.

Основываясь на результатах исследования, получен патент «Способ определения комплекса биомеханических параметров аорты в диагностике сердечнососудистых заболеваний», патент на изобретение №2791391, дата государственной регистрации в Государственном реестре изобретений РФ 07.03.2023, приоритет изобретения от 19.04.2022 г.

# Объем и структура диссертации

Диссертация состоит из введения, 3 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, библиографического указателя и приложения. Работа изложена на 133 страницах машинописного текста, иллюстрирована 49 рисунками и 12 таблицами, дополнена 18 приложениями. Библиографический указатель содержит ссылки на работы 41 отечественного и 116 зарубежных авторов.

# Глава 1. ОЦЕНКА КРИТЕРИЕВ ЖЕСТКОСТИ СТЕНКИ АОРТЫ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

## 1.1. Современное состояние проблемы

Своевременная оценка биомеханических и гемодинамических параметров стенки аорты имеет большую клиническую значимость в ранней диагностике аневризмы и расслоения аорты. Развитие аневризмы может быть связано с множеством как приобретенных, так и врожденных факторов. Поскольку, заболевание сопряжено с высоким риском фатальных осложнений, существует необходимость поиска новых диагностических критериев для персонифицированного превентивного подхода (Van Hout M., 2021).

Изучение общей гемодинамики, совместно с оценкой эластических свойств стенки аорты позволит выявлять пациентов с пограничной дилатацией аорты, предупреждая развитие грозных осложнений. Несмотря на общеклиническую значимость, методика оценки жесткости стенки аорты, до сегодняшнего дня не была стандартизирована, совместно с отсутствием информация о ее средних показателях (Hrabak-Paar M., 2020).

Лучевая диагностика занимает важное место в планировании и оценке результатов лечения данной категории пациентов. Золотым стандартом диагностики патологии аорты с оценкой морфологии корня аорты и аортального клапана являются трансторакальная эхокардиография и компьютерная томография с внутривенным контрастированием (Терновой С. К. и др., 2013; Sathiadoss P., 2020). Большим преимуществом использования эхо-кардиографии является применение картирования с визуализацией паттернов кровотока в оценке сердечной деятельности (Сандриков В.А., 2019). Изменение направленности векторов потока при внутрикамерном движение крови подтверждено и связано с нарушением функции клапана и другими заболеваниями сердечно-сосудистой системы (Рисунок 1).

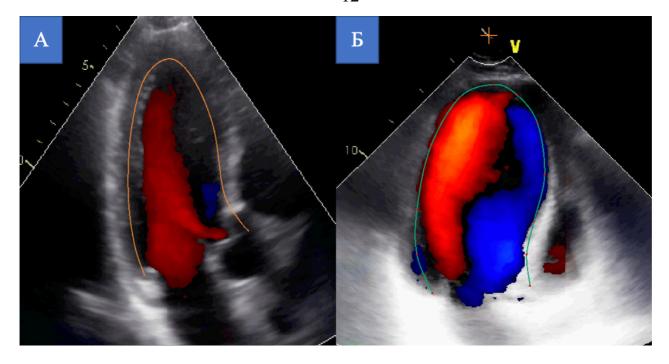


Рисунок 1 — ЭХО-кардиография, цветовое картирование левого желудочка. **А-** распространение потоков крови в левом желудочке в систолу в норме, **Б** - распространение потоков крови в левом желудочке в систолу при аортальной недостаточности (Сандриков В.А., 2022)

МРТ аорты — это новый уровень качественного и количественного анализа раннего распознавания заболеваний аорты при хирургическом лечении и предупреждении развития осложнений, а МР исследование потоков крови позволит понять взаимосвязь патологического процесса с аортальной гемодинамикой.

Методы вычислительной гемодинамики, такие как фазово-контрастная магнитно-резонансная томография, может быть широко и безопасно использована как для первичной диагностики, так и для дальнейшего динамического наблюдения (Guala A., 2018). МРТ обладает высокой диагностической точностью и рядом неоспоримых преимуществ. Возможность одновременной оценки в аорте гемодинамических показателей, эластической функции стенки аорты, параметров работы сердца при неинвазивности и высоком пространственном разрешении делает метод привлекательным для его дальнейшего применения (Catapano F., 2020).

# 1.2. Исторические аспекты и основные принципы гемодинамики, связанные с изменением эластичности стенки аорты

Изучением потока крови в аорте заинтересовался еще Леонард да Винчи (1512 г.). Он описал разнонаправленные вихри, возникающие в проксимальном отделе аорты (Gaudino M., 2019). Для доказательства и наглядной демонстрации он использовал стеклянную модель, в которой семена, взвешенные в воде, имитировали поток крови. Не зная нюансов гемодинамики, в его предположениях уже присутствовала мысль о роли вихрей в рассеивании кинетической энергии (Malenka M., 2014). Поразительным являются точные представления Леонардо, которые спустя более 500 лет, после первоначального представления, мы можем in vivo наблюдать, используя современный метод МРТ (Рисунок 2).

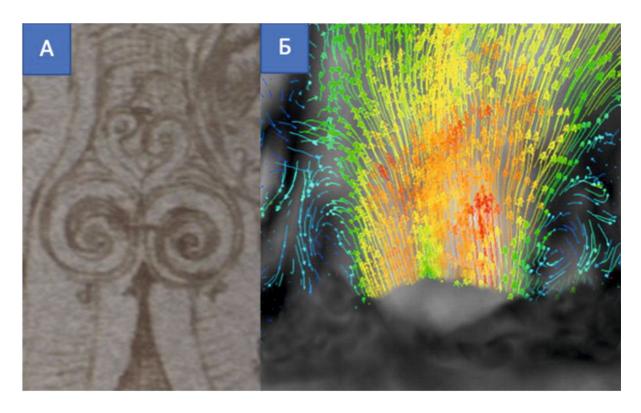


Рисунок 2 – А – Рисунок Леонардо да Винчи потока крови через аортальный клапан, изображающий его «вихревой» характер в синусах и проксимальном отделе восходящей аорты. Б – Магнитно-резонансная томография корня аорты в режиме 4D Flow - отчетливо виден обратный ток в коронарном синусе (Malenka M., 2014; Frydrychowicz A., 2009; Oechtering T., 2019)

Основной функцией артериальной системы является доставка адекватного количества крови от сердца к органам и тканям. Для обеспечения этого процесса необходимы два важнейших параметра артериальной стенки – проведение потока

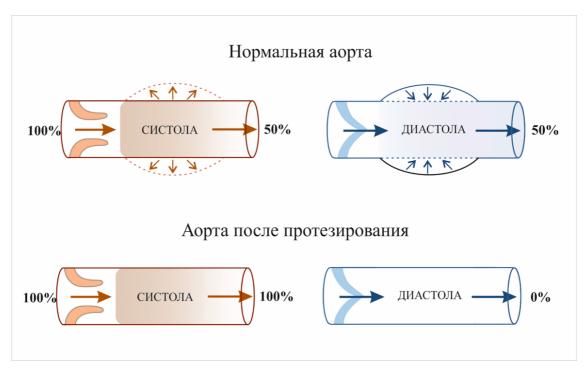
крови и демпфирующие свойства. Проведение потока крови прежде всего связано с диаметром сосуда, а буферная (демпфирующая) функция ответственна за сохранение кинетической энергии сердечного выброса из левого желудочка, преобразование пульсирующего кровотока в более равномерный и его доставка к периферическим органам и тканям (Anfinogenova N., 2022).

Аорта является главным артериальным сосудом эластического типа и обладает как проводящими, так и демпфирующими свойствами. Структура и функция аорты неоднородны на всем протяжении. В восходящей аорте количество эластина занимает доминирующее количество, в то время как, в нисходящей аорте соотношение коллагена и эластина обратное (Ibrahim el-S. H., 2010). Такая структурная неоднородность влечет за собой различные функциональные реакции.

Изменения сосудистой стенки в первую очередь затрагивают восходящий отдел аорты, который вносит наибольший вклад в буферизацию пульсирующего кровотока, и у молодых, здоровых людей хранит около 60% ударного объема сердца. Процесс, который служит для сдерживания пульсирующего выброса крови из сердца и преобразования его в более равномерный, называется эффектом Виндкесселя (Westerhof N., 2009; Singh C., 2017). Существующая модель Виндкесселя описывает гемодинамику артериального русла с точки зрения его сопротивления и податливости, например, жесткие артерии снижают эффект Виндкесселя (Рисунок 3).

Увеличение жесткости аорты приводит к преждевременному возвращению отраженных волн от ее стенки в позднюю систолу, повышая пиковое и конечное систолическое давление. В результате этого происходит увеличение постнагрузки на ЛЖ, снижение диастолического давления, повышение потребности миокарда в кислороде, что в конечном итоге может приводить к усилению субэндокардиальной ишемии миокарда ( Harloff A. 2018; Kaolawanich Y., 2020). Таким сосудам требуется больше сил для приспособления к ударному объему (УО) сердца, что приводит к увеличению пульсового давления, что, в свою очередь, является одним из основных предикторов ССЗ и смертности (Benetos A.,

1997; Mitchell G., 1997). По мнению ряда авторов, пульсовое давление можно считать действительным показателем возраста артерий, который не всегда соответствует биологическому возрасту человека.



**Рисунок 3 -** Изменение эффекта Виндкесселя в аорте после ее протезирования

Английский физиолог и химик Стивен Хейлз (1733 г.) впервые завел речь об упругости сосудов, в результате которой кровь в венах течет более равномерно и не пульсирует, как в артериях. Далее изучение влияния эластичности на гемодинамику было продолжено Томасом Юнгом (1808 г). Его фундаментальная гидравлическая теория распространения волн в упругих трубах и сегодня является корректным описанием пульсового давления в артериях, он впервые представил взаимосвязь между ригидностью артериальной стенки и скоростью пульсовой волны (СПВ).

Изменение артериальной жесткости — интегральный, многофакторный процесс, который с биофизической точки зрения выступает показателем, определяющим центральную и региональную гемодинамику (Сандриков В.А., Белов Ю.В., 2019).

Основной момент изменения жесткости артериальной стенки заключается в снижении способности сосуда расширяться и сокращаться в ответ на изменяющееся давление (Cecelja M., 2012). Этот процесс может быть ускорен при наличии факторов риска в виде ССЗ и генетической предрасположенности.

# 1.3. Влияние заболеваний на изменения жесткости аортальной стенки

Согласно мировым данным основными причинами изменения стенки восходящего отдела аорты являются: возраст, артериальная гипертензия, генетическая предрасположенность (заболевания соединительной ткани, идиопатический кистозный медионекроз), аномальная гемодинамика (Chung J., 2020). Другими редкими причинами выступают - сифилис, бактериальные инфекции, аортит, болезнь Такаясу и гигантоклеточный артериит. Ряд авторов, изучающих связь артериальной жесткости с артериальной гипертензией, атеросклерозом и ИБС резюмируют, что она является независимым предиктором ССЗ и смертности от них.

#### Артериальная гипертензия

перестройка сосудистой стенки Патофизиологическая происходит результате сложного взаимодействия между устойчивыми и динамическими клеточных элементов. Структурные изменениями структурных И определяют строение артериальной стенки и ее функциональность. Однако эластичность стенки также зависит от влияния давления. Увеличение жесткости артерий происходит при более высоких нагрузках без каких-либо структурных изменений. Устойчивая артериальная гипертензия может ускорить структурные изменения артериальной стенки и увеличить СПВ. Sun Z. et al. (2015) выявили, что высокое систолическое давление напрямую приводит к переломам эластичных пластинок и увеличению коллагеновых волокон, что еще больше ускоряет потерю артериальной эластичности.

В 2013 году Европейским Обществом по Гипертензии (ESH) и Европейским обществом по кардиологии (ESC) изменение СПВ рассматривалась как предиктор ССЗ. В рамках всестороннего обследования были приняты рекомендации по оценке жесткости артерий у всех пациентов с гипертонией (Mancia G., 2013).

Несколькими годами позже эти рекомендации были подтверждены (Ионов М.В., Звартау Н.Э., 2018).

Влияние систолического артериального давления 120–139 мм рт. отмечалось даже в предгипертоническом диапазоне (AlGhatrif M., 2013). В настоящее время идет активное обсуждение эффективности воздействия антигипертензивного лечения на снижение артериальной жесткости (Hrabak-Paar M., 2020; Ozer Gokaslan C., 2020).

#### Возрастные изменения

Прогрессивное расширение аорты, снижение ее эластичности и увеличение СПВ с возрастом является важным моментом, который отмечен во многих литературных источниках. С возрастом жесткость сосудистой стенки возрастает за счет повышения содержания коллагеновых волокон, дегенерации ткани, отвечающей за ее эластичность, повышения пульсового давления (Braverman A., 2012; Kalsch H., 2013; Клинические рекомендации, 2018).

По различным данным, полученным в разное время, СПВ по артериям эластического типа в возрастной группе от 20 до 44 лет составила 6,6–8,0 м/с, по артериям мышечного типа 6,8–7,4 м/с. В возрастной группе от 45 до 70 лет СПВ по артериям эластического типа 8,5–9,7 м/с, а СПВ по артериям мышечного типа – 7,4–9,3 м/с (Илюхин О.В., 2006).

Атеросклероз и ишемическая болезнь сердца

Несмотря на прогресс последних научных достижений в понимании физиологии развития и прогрессирования атеросклероза, адекватная неинвазивная визуализация для его обнаружения на ранних стадиях отсутствует. Проблема атеросклеротического поражения таких жизненно важных органов как сердце и головной мозг является важнейшей причиной смертности трудоспособного населения (Максимова А.С., 2022).

В артериях с прямой геометрией происходит постоянный однонаправленный ток крови, в то время как артерии с наличием сложной геометрии и изгибами подвергаются колебательному движению тока крови с измененной скоростью и направлением (Cecchi E., 2011; Malek A., 1999). Это может частично объяснить

локализацию атеросклеротических изменений в сосудах. Оценивать жесткость в заведомо опасных участках артерий необходимо для прогнозирования развития заболевания. При начальных стадиях атеросклероза, происходит ремоделирование сосудов, проходящее в две стадии – компенсаторное и внутреннее. В результате компенсаторного механизма площадь просвета на начальных стадиях остается постоянным немного увеличивается, НО ИЛИ даже затем динамически уменьшается. Таким образом, на ангиографических исследованиях мы видим только позднюю стадию атеросклероза со стенозом его просвета. Сегодня МРТ с оценкой биомеханических параметров аорты, с применением контрастного усиления (Усов В.Ю., 2016, 2018) и измерением СПВ способна улучшить качество ранней диагностики и прогнозирования заболевания (Fok P - W., 2016). Многими исследованиями, в том числе отечественными, была выявлена взаимосвязь между повышенной артерий генерализованным жесткость И атеросклерозом (Мушкамбаров И. H., 2020; Moroni F., 2019; Syed M., 2019; R. de Oliveira Alvim, 2017; Wentland A., 2014).

# 1.4.Изменение жесткости стенки при аневризме аорты

Развитие аневризмы аорты связано с множеством приобретенных и врожденных факторов, в результате которых происходит ремоделирование аортальной стенки (Mani P., 2021; Rodríguez-Palomares G., 2018).

Диагностика аневризм аорты может быть проведена с опозданием при асимптомном течении и возникновения осложнений на фоне полного благополучия (Hiratzka L., 2010).

Развитие и рост аневризм можно объяснить законом Лапласа, при котором определяется зависимость натяжения стенки цилиндра (сосуда) от давления внутри самого цилиндра и его радиуса (Basford J., 2002). При аневризме происходит замедление кровотока в измененной части сосуда, что вызывает нарушение критического значения числа Рейнольдса и, как следствие, возникновение неламинарного кровотока (Takehara Y., 2020). Одновременно, при

расширении сосуда, происходит повышение статического давления, что в свою очередь увеличивает риск разрыва сосуда.

В норме диаметр аорты не превышает 40 мм, постепенно сужаясь от проксимального отдела к дистальному. Vriz O. et al., (2013) измерили скорость расширения аорты у 422 здоровых человека в возрасте от 16 до 90 лет, она составила около 0,9 мм для мужчин и 0,7 мм для женщин в течение каждого десятилетия жизни (Vriz O., 2013).

Согласно принятым рекомендациям, вероятность разрыва расширенной аорты определяется на основании ее диаметра и динамики его изменения в период времени наблюдения. Поэтому, выполнение хирургического вмешательства выполняется (Erbel, R., 2014) при диаметре аорты, превышающем 5,5 см (4,5–5 см в случае генетической этиологии), а так же при росте диаметра в динамике наблюдений от 3 до 5 мм в год. (Van Puyvelde J., 2015; Youssefi P., 2017; Gökalp A., 2019). Однако, учет только максимального диаметра аорты иногда является неэффективным. Действительно, высокий риск таких грозных осложнений, как разрыв или расслоение аорты может произойти при диаметре аорты ниже рекомендуемого порога с частотой 5-10% (Leidenberger T., 2020; Campobasso R., 2018).

Исследования Международного реестра острых расслоений аорты показали, что у 60% пациентов с расслоением аорты типа А диаметр не превышал 55мм (Kim J., 2016), а согласно данным Borger M. (2018) средние размеры аорты на момент расслоения и до него составили:  $54.2 \pm 7.0$  мм и  $45.1 \pm 5.7$  мм.

Кгöner E. et al, 2013; Chongthammakun V., 2022 продемонстрировали, что именно повышенная жесткость аорты может приводить к прогрессирующей дилатации аорты у пациентов с аортопатиями (Кröner E., 2013). У пациентов с аневризмой аорты показатель жесткости в виде модуля Юнга увеличен, а растяжимость и эластичность снижены. В отечественном исследовании значения модуля Юнга у всех пациентов, у которых впоследствии развились аневризмы, превышали 0,67 мПа (Усов В.Ю., 2021). Таким образом, прижизненное точное определение выше указанных биомеханических параметров в совокупности с размерами аорты улучшает прогностическую ценность ремоделирования аортальной стенки

(Chongthammakun V., 2022). Развитие хирургии аорты и современные подходы к хирургическому лечению аневризм и расслоения

Россия может считаться родоначальником развития хирургии аорты, а в трудах Пирогова Н.И. и Экк Н.В. были заложены экспериментальные и клинические основы реконструктивной хирургии аорты. Первая в мире успешная реконструктивная операция на восходящей аорте была произведена Джанелидзе Ю.Ю. в Санкт-Петербурге 27 октября 1913 г. (Alexi-Meskishvili V., 2000). В 1964 году академиком Петровским Б.В. была выполнена операция при расслоении аорты ІІ типа (Бокерия Л.А., 2014), а в конце 1980-х годов Володось Н.Л. впервые произвел эндопротезирование грудной и брюшной аорты.

С целью предупреждения развития осложнений и рецидивов после «раздельных» операций, в 1996 году был предложен метод гибридных операций при аневризмах дуги и расслоениях аорты, а оригинальный метод для лечения аневризм аорты «хобот слона» (elephant trunk) был разработан в 1983 г. Г. Г. Борстом (Borst H., 1983).

С появлением новых моделей стент-графтов были разработаны различные технологии с методикой «хобот слона», при которых на первом этапе выполняют протезирование восходящей аорты по классической методике, а далее производят эндоваскулярное вмешательство на нисходящей аорте (Чернявский А.М., с соавт. 2019). гибридных Применение методик протезирования ДУГИ аорты эндопротезирования грудного отдела является перспективным методом, провести стабилизацию позволяющим оперированного сегмента аорты: направление кровотока по истинному просвету аорты, укрепление аортальной стенки, восстановление диаметра аорты (Pasta S, 2013; Чарчян Э. Р., 2020).

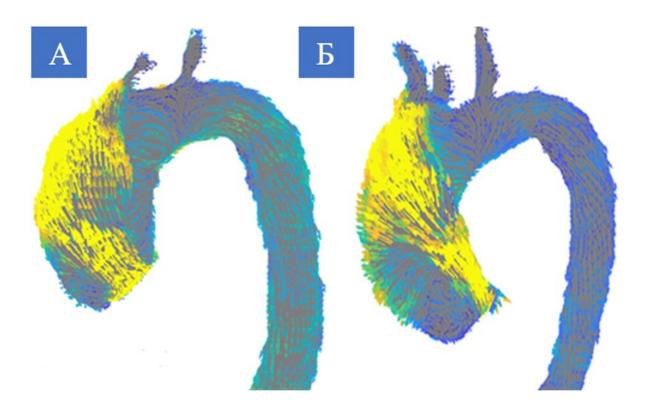
Исследование пациентов на до и послеоперационном этапах, после гибридных вмешательств, имеет большое клиническое значение, поскольку позволяет наглядно продемонстрировать влияние реконструкции аорты на исходные биомеханические и гемодинамические параметры. Важным остается проблема выбора метода диагностики состояния аорты на уровне дистального края стент-графта, где необходимо оценить нагрузку кровотока на стенку аорты.

Получение необходимых параметров от стенки аорты может предупредить осложнение в виде надрыва интимы по дистальному краю стента-графта (distal stent graft-induced new entry, dSINE) (Чарчян Э.Р., 2010; Keller E., 2016; Shi Y., 2019; Во Нwa Choi, 2021). Применение МРТ аорты при диагностике расслоения аорты позволяет акцентировать внимание на особенности формирования и направленности потоков в истинном и ложном просветах, а так же степени их изменения после эндопротезирования аорты.

Выбор той или иной тактики вмешательства определяется и зависит от варианта патологии, степени вовлечения аортального клапана, степенью поражения аортальной стенки, а так же наличием и распространенностью расслоения, при этом клапансберегающие операции являются эффективной альтернативой при расширении корня и восходящей аорты. (Баяндин Н. Л., 2013; Белов Ю. В., 2006; Константинов Б. А. 2006).

При клапанной патологии происходит свой процесс ремоделирования стенки и можно предположить, что изменение структуры матрикса в восходящей аорте является ранним событием, возникающим задолго до ее дилатации (Fatehi Hassanabad A., 2019). По-видимому, она является ранним ответом к систолическим турбулентным потокам крови, возникающим при их прохождении через клапан. Так же нельзя исключить, что клапанная гемодинамика может усугубить течение наследственного заболевания у человека с уже имеющимся генетическим дефектом в стенке аорты. Особого внимания заслуживают пациенты, имеющие двустворчатый аортальный клапан (ДАК), при котором происходит дилатация аорты с последующим повышенным риском расслоения и разрыва в 8–9 раз выше, чем в общей популяции (Della Corte A., 2014; Borger MA, 2018). Доказано, что у людей, предрасположенность имеющих генетическую аортопатии, гистологически выявляется идиопатический кистозный медионекроз (ИКМН), присутствующий и у пациентов с ДАК (Шаталов К.В., 2016; Girdauskas E, 2011; Guzzardi D., 2015; Jain D., 2011; Senser E., 2021; Guala A., 2018; Rodríguez-Palomares J., 2018; Dux-Santoy L., 2020).

В этой связи, применение современных методов визуализации, таких как четырехмерная MPT (4D Flow) позволяет отчетливо представить и количественно оценить потоки в аорте при различной клапанной патологии (Рисунок 4).



**Рисунок 4** – Магнитно-резонансная томография аорты в обработке 4D Flow. **A** – нормальный трехстворчатый клапан, определяется центральное равномерное расположение потока, **Б** - двустворчатый аортальный клапан с правым и левым типом сращения створок, изменение направления потока в заднюю стенку восходящей аорты. (Fatehi Hassanabad A., 2019)

Современный этап хирургии аорты не может проходить без точной дооперационной диагностики и послеоперационного контроля. Несмотря на существование множества хорошо зарекомендовавших себя методик хирургической коррекции, замена нативной стенки аорты протезом, несомненно, приводит к снижению эластичности, увеличение аортальной жесткости и повышению пиковых скоростей (Galea N., 2018).

Способность МРТ сочетать диагностические данные об анатомической картине и гемодинамике может быть полезна в перспективе становления индивидуального хирургического подхода. Поэтому исследовательские интересы продолжаются и они направлены, во-первых, на выявление морфологических и

функциональных диагностических факторов, предрасполагающих к появлению осложнений, а во-вторых, необходимых для разработки нового поколения протезов.

# 1.5. Методы исследования эластических свойств (жесткости) аорты и современные подходы в диагностике

Лучевая диагностика всегда занимала лидирующие позиции в изучении патологий сосудистого русла. Каждый сегмент крупных артерий обладает выраженной анизотропией и разными эластическими свойствами, что говорит о невозможности экстраполяции изученных свойств с одного участка на другой (McDonald D., 1998).

Эластичность стенки непосредственно связана с ее морфологическим строением, причем имеют значения количественное содержание и соотношение структурных элементов, определяющих биомеханику сосудистой стенки (Каро К., 1981). О неравномерном содержании коллагена и эластина в восходящей и нисходящей аорте было описано в 1998 году (McDonald D. 1998).

Основными свойствами стенки аорты, определяющими ее эластичность, являются комплайнс (податливость, растяжимость и жесткость). Податливость — это изменение напряжения сосудистой стенки и зависимость объема от давления. Растяжимость определяется способностью диаметра сосуда изменяться в ответ на изменение внутрисосудистого давления. Обратной величиной растяжимости является жесткость (Voges I., 2012; Boutouyrie P., 2014).

В последние годы жесткость сосудистой стенки оказалась важным предиктором ССЗ. Биомеханические свойства восходящей аорты изучались с использованием различных подходов, так как их оценка имеет большую клиническую значимость для своевременного выявления заболеваний аорты (Malta D., 2018).

Исследование эластических свойств аорты широко применяется в спортивной медицине. Известно, что у спортсменов при выполнении физических нагрузок происходит увеличение сосудистого сопротивления. В данном случае

оно носит адаптационный характер, который препятствует депонированию крови в результате усиления интенсивности кровотока. В 1970-е годы В.Л. Карпману с помощью средств баллисто и фонокардиографии удалось доказать ведущую роль растяжимости и эластичности аорты в обеспечении реакции сердца на физиологические и предельные нагрузки у спортсменов (Карпман В.Л., 1982).

Ультразвуковые методы визуализации обладают большей доступностью для рутинного использования в практике. Трансторакальная эхокардиография (ЭхоКГ) является «золотым стандартом» оценки морфологии корня аорты, аортального клапана и камер сердца из-за простоты выполнения и высокого временного разрешения (Алехин М.Н., 2017). Однако, расчет растяжимости аортальной стенки требует проведения чрезпищеводной эхокардиографии (ЧП ЭхоКГ). Полученные данные имеют ограничения в виде локального определения параметров проксимального отдела аорты и напрямую зависят от состояния пациента и квалификации врача, проводящего исследование.

В отечественной литературе существуют примеры определения растяжимости аорты на различных уровнях при ее атеросклеротическом поражении с помощью спиральной рентгеновской компьютерной томографии (КТ) (Скрипник А.Ю., 2019). При этом комплайнс аорты рассчитывается после определения фаз конечной систолы и диастолы по данным максимального диаметра аорты, толщины стенки аорты и площади поперечного сечения аорты. Стандартным недостатком данного метода является лучевая необходимость введения йодосодержащего контрастного вещества, отсутствие визуализации параметров кровотока с возможностью одновременной оценки изменения движения сосудистой стенки и сердечных объемов (Таблица 1).

Повышенный интерес к развитию более совершенных и неинвазивных методов диагностики жесткости стенки аорты подтолкнул к применению новых методов визуализации. Метод МРТ (Терновой С.К., 2018), является альтернативным методом оценки регионарной жесткости стенки аорты и выступает ключевым способом для создания надежных вычислительных моделей аорты (Берген Т.А., 2022; Houriez-Gombaud-Saintonge S., 2019).

**Таблица 1** - Характеристика основных методов диагностики при остром аортальном синдроме (Smith A. et al, 2008)

Метод	Преимущества	Недостатки		
Рентгенография орга-	Доступность, скорость выполне-	Лучевая нагрузка, низкая чув-		
нов грудной клетки	ния, дополнительная	ствительность для диагности-		
	информация о патологии легких	ки патологий аорты		
	и костно-мышечного аппарата			
Ангиография	Высокая специфичность и	Лучевая нагрузка, нвазив-		
	чувствительность при остром	ность, невозможность		
	аортальном синдроме	диагностики интрамуральной		
		гематомы		
Чреспищеводная	Высокая специфичность и	Зависимость от оператора для		
эхокардиография	чувствительность при расслоени-	интерпретации диагноза, от-		
	ях А типа и аневризмы грудной	типа и аневризмы грудной сутствие возможности регио		
	аорты	нальной оценки аорты		
MCKT	«Золотой» стандарт в диагности-	Лучевая нагрузка, необходи-		
	ке заболеваний аорты, высокая	мость введения йодосодержа-		
	специфичность и скорость	щего контрастного препарата		
	сканирования			
Магнитно-	Высокая специфичность и	Длительность исследования,		
резонансная	чувствительность. Отсутствие	ограничения использования у		
томография	лучевой нагрузки, инвазивности	пациентов с нестабильным		
	и дополнительного применения	сердечным ритмом.		
	контрастных препаратов			

Растяжимость аорты у пациентов с артериальной гипертонией, исследуемая с помощью МРТ, уже изучалась в единичных работах в РФ, при этом оценка биоэластических свойств аорты проводилась и у пациентов с острым инфарктом миокарда и при некоронарных его повреждениях (Усов В.Ю., 2021).

Redheuil A., et al. (2014) подчеркнули актуальность в изучении данного направления и показали, что увеличение жесткости проксимального отдела аорты играет ключевую роль при тяжелых и летальных ССЗ (Redheuil A., 2014; Jannasz I., 2019).

На протяжении долгого времени «золотым стандартом» и единственным способом оценки аортальной жесткости являлся метод определения каротиднофеморальной скорости пульсовой волны в значениях расстояния от сегмента на шее (места определения реоволны общей сонной артерии) до сегмента на бедре (места определения реоволны – бедренной артерии), которую можно определить с помощью аппланационной тонометрии, различных сфигмо и механодатчиков,

доплерографии. Информативность этого метода была доказана Ben-Shlomo Y., et al (2014), но главным недостатком способа является только общая оценка СПВ в аорте, на всем пути сонно-бедренной артерии, без учёта геометрических особенностей (Ben-Shlomo Y., 2014). По литературным данным, нормальные значения, измеренные с помощью каротидно-феморальной тонометрии у молодых и здоровых людей младше 30 лет составили - 6м/с и до 10 м/с у людей старше 70 лет (Reference Values for Arterial Stiffness Collaboration 2010; Weber T., 2015). На скорость распространения пульсовой волны влияет диаметр сосуда, изменяющийся в ходе сердечного цикла.

Оценка СПВ аорты с помощью магнитно-резонансной томографии впервые обсуждалась в 1989 г. (Mohiaddin R., 1989). В 2019 году Шахзад и соавт. предложили полностью автоматический метод измерения СПВ с использованием MPT (Shahzad R., 2019).

В современных источниках (van Hou M., 2021), нормальная средняя СПВ, измеренная при помощи МРТ, составляла 6,0 м/с, далее она увеличивалась с возрастом и стадией АД. Доказано, что чем выше артериальная жесткость по показателям СПВ, тем больше риск смертности. По данным Blacher J. et al (1999) максимальный риск смерти был при СПВ больше 13 м/с.

Stokes C., Bonfanti M., et al. (2021) создали с помощью 4D MPT методику моделирования аортальной гемодинамики. Ее недостатком является идеальная геометрия моделированного варианта аорты с отсутствием демонстрации реальных закономерностей, отражающих адаптацию сердечно-сосудистой системы (ССС) к поддержанию нормального кровообращения в широком диапазоне рабочих нагрузок.

При сравнении методов МРТ и эхокардиографии (Caruthers S., 2003) были продемонстрированы сопоставимые гемодинамические измерения. (Caruthers S., 2015). Однако при помощи МРТ измерение и оценка кровотока происходит в трех измерениях, что позволяет избежать ограничений, связанных качеством изображения, с акустическим окном и ориентацией луча.

Необычайный потенциал МРТ для диагностики заболеваний аорты позволяет из качественного и количественного анализа сложных наборов данных перейти к более детальному пониманию механизмов, приводящих к возникновению развития таких заболеваний, как аневризма и расслоение аорты (Bollache E., 2018).

Магнитно-резонансная томография аорты, позволяет адекватно оценить изменения региональной жесткости аорты совместно с функцией сердца для прогнозирования развития ССЗ и их осложнений (Houriez-Gombaud-Saintonge S., 2019).

Таким образом, современная роль, отведенная магнитно-резонансной томографии, заключается в важном обобщении ранее полученной информации о состоянии и патофизиологических механизмах стенки аорты, и в представлении больших перспектив метода для биотехногенного моделирования, что позволит выйти на новый уровень междисциплинарного и комплексного подхода к каждому пациенту.

# Глава 2. ЭТАПЫ ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ, МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

#### 2.1. Характеристика пациентов и этапы проведения исследования

Работа выполнена в отделении рентгенодиагностики и компьютерной томографии отдела клинической физиологии, инструментальной и лучевой диагностики ФГБНУ «Российский научный центр хирургии имени академика Б. В. Петровского».

Принимая во внимание этические и юридические особенности выполнения научных исследований, институциональный наблюдательный комитет по этике ФГБНУ РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского одобрил исследование: выписка №3 от 10.12.2020.

Для пациентов было подготовлено информированное согласие, которое включало в себя исчерпывающую информацию о предстоящем исследовании, используемом в нашей работе. Текст информированного согласия и дизайн исследования составлены в соответствии с Good Clinical Practice (GCP), ГОСТ Р 52379-2005 и одобрено этическим комитетом РНЦХ им. Б.В. Петровского выписка №9 от 17.06.2021.

Для решения поставленных задач нами были проспективно проанализированы данные 185 пациентов (144 мужчин (78%) и 41 женщина (22%), средний возраст составил 49,97±14,47 лет) с различной патологией ССС, находящихся на обследовании и/или на лечении в кардиохирургических отделениях ФГБНУ РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского с 2020 по 2023 гг.

Все обследуемые пациенты распределены, сформированы 3 основные группы. Контрольная группа, включающая в себя пациентов до 38 лет и старше 38 лет. Группа пациентов с заболеваниями миокарда и клиническими диагнозами ишемическая болезнь сердца (ИБС), гипертрофическая кардиомиопатия (ГКМП). Группа пациентов с заболеваниями аорты — аневризма восходящей аорты и расслоение аорты I-III типа до и после операции (Рисунок 5).

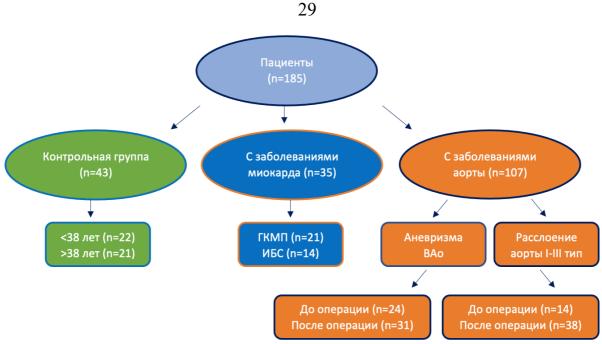


Рисунок 5 - Схематическое представление дизайна исследования

Отбор пациентов ДЛЯ исследования осуществлялся согласно нижеперечисленным критериям.

## Критерии включения в контрольную группу:

- пациенты, предоставившие письменное информированное согласие на выполнение исследования;
  - взрослые люди мужского и женского пола старше 18 лет;
- пациенты, без ССЗ в анамнезе, с отсутствием структурных изменений аорты на всем ее протяжении;
- уровень целевого артериального давления, не превышающий 140/90 мм. рт. CT.;

# Критерии невключения в контрольную группу:

- пациенты, не предоставившие письменное информированное согласие на выполнение исследования;
  - люди, моложе 18 лет;
  - абсолютные противопоказания к выполнению МРТ;
  - беременные и кормящие женщины;
- пациенты с постоянной формой фибрилляции/трепетания предсердий, затрудняющие достоверную интерпретацию изображений;

- перенесенные хирургические вмешательства на сердце и аорте;
- полученное MP-исследование аорты ненадлежащего качества (наличие выраженных артефактов).

### Критерии включения в группу с заболеваниями сердца и аорты:

- пациенты, предоставившие письменное информированное согласие на выполнение исследования;
- пациенты с клиническим диагнозом: ишемическая болезнь сердца, концентрическая гипертрофия миокарда;
- пациенты с инструментально подтвержденной аневризмой корня и/или восходящего отдела аорты, расслоением аорты I, III типа по De Bakey, хроническая стадия;
- пациенты в раннем послеоперационном периоде, перенесшие протезирование корня и/или восходящей аорты;

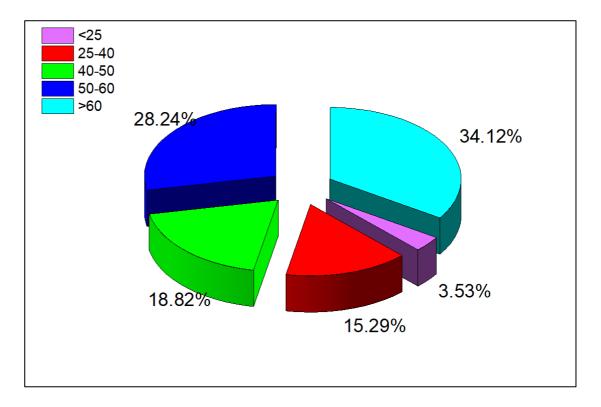
#### Критерии невключения в группу с заболеваниями сердца и аорты:

- пациенты, не предоставившие письменное информированное согласие на выполнение исследования;
  - абсолютные противопоказания к выполнению МРТ;
  - ургентное состояние пациента;
  - уровень артериального давления, превышающий 140/90 мм.рт.ст.;
  - возраст моложе 18 лет;
  - клаустрофобия;
- -пациенты с постоянной формой фибрилляции/трепетания предсердий, затрудняющие достоверную интерпретацию изображений.

# 2.2. Характеристика пациентов

Перед формированием групп проведен анализ распределения по возрастным категориям у всех обследуемых пациентов с патологией ССС. Выявлено максимальное числа больных - 142 пациента (77%) в средней и старшей возрастной группе, средний возраст составил 54,52±12,15 лет. Это доказывает

высокую встречаемость патологии ССС у лиц трудоспособного возраста (Рисунок 6).

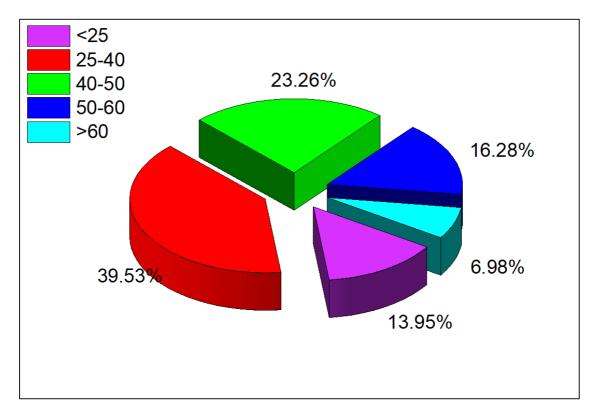


**Рисунок 6** - Распределение пациентов по возрастной категории с заболеваниями сердечно-сосудистой системы (n=142)

Для достижения поставленной цели и задач работы и определения величин физиологических значений параметров функции аорты И сердца была сформирована контрольная группа из 43 здоровых добровольцев, среди них 25 мужчин (58%) и 18 женщин (42%), средний возраст составил  $38,02\pm13,22$  лет (Рисунок 7). Согласно полученным статистическим данным контрольная группа дополнительно была разделена на подгруппы, отличающиеся по возрасту: от 18 лет до 38 лет и от 38 лет и старше. При этом анкетирование не выявило ССЗ в анамнезе, а предварительное обследование не установило структурных изменений аорты на всем протяжении. Полученные данные соответствовали нормальным размерам на основании рекомендаций (Таблица 2). Для выявления статистически значимых отличий параметров и определения изменений, связанных с возрастом, в контрольной группе было проведено внутригрупповое сравнение исследуемых значений.

**Таблица 2** - Общая характеристика пациентов контрольной группы и группы с заболеваниями сердца

Показатель	Контрольная группа (< 38 лет)	Контрольная группа (> 38 лет)	ИБС	ГКМП
	среднее±SD			
Количество пациентов в группах	22	21	14	21
Пол, м/ж	17/5	8/13	13/1	14/7
Возраст	$27,2\pm4,33$	49,3±9,22	54,78±13,91	59 ±9,92
Площадь поверхности тела $(M^2)$	1,94±0,30	1,95±0,23	2,11±0,15	2,05±0,23



**Рисунок 7 -** Распределение пациентов по возрасту в контрольной группе (n=43)

Задачи, поставленные в данной работе, определили объем исследований, требующих выяснения степени структурных изменений в аорте у пациентов с заболеваниями миокарда, при этом дополнительно рассмотрены величины изменяющихся параметров стенки аорты. В исследуемую группу вошли 35 пациентов, из них 27 мужчин (77%) и 8 женщин (23%), средний возраст составил 57,31±11,67 лет. С диагнозом ишемическая болезнь сердца наблюдалось 14 пациентов, из которых 13 мужчин (93%) и 1 женщина (7%), средний возраст

составил  $54,78 \pm 13,91$  лет, с выявленной концентрической гипертрофией миокарда обследовано 21 человек, из которых 14 мужчин (67%) и 7 женщин (33%), средний возраст составил  $59\pm 9,92$  лет (Таблица 3).

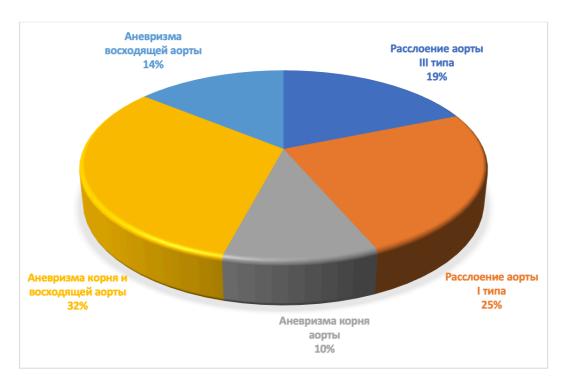
**Таблица 3** - Общая характеристика пациентов с аневризмой и расслоением аорты до и после операции

Показатель	Аневризма	Аневризма	Расслоение	Расслоение
	до операции	после операции	до операции	после операции
	среднее±SD			
Количество				
пациентов в	24	31	14	38
группах				
Пол, м/ж	20/4	28/3	14/0	30/8
Возраст	$53,04 \pm 15,57$	$48,6 \pm 14,33$	$53,4\pm 5,87$	54,6 ±11,70
Площадь по-				
верхности	$2\pm15,6$	$2,1\pm0,22$	$2,14\pm0,25$	2,07±0,21
тела (м <sup>2</sup> )				

В группе пациентов с заболеваниями аорты были проанализированы данные у 107 человек, из них 92 мужчины (86%) и 15 женщин (14%), средний возраст составил 52,37±13 (Рисунок 8). Необходимость создания данной группы наблюдений определена целью исследования, которая заключена в оценке параметров жесткости стенки аорты на нескольких ее сегментах. С диагнозом аневризма корня и/или восходящего отдела аорты обследовано 55 (51%) человек 48 мужчин и 7 женщин, средний возраст которых составил 79,4±14,91 лет, из них до операции 24 (43,6%), после операции 31 (56,4%).

С диагнозом расслоение аорты I и III типа по De Bakey, хроническая стадия наблюдались 52 (48%) пациента 44 мужчины и 8 женщин, средний возраст которых составил 54,32±10,41 года. Среди них с I типом расслоения аорты 29, из них 23 (79%) мужчин и 6 (21%) женщин, с III типом расслоения аорты – 23, из них 20 (87%) мужчин и 3 (13%) женщины. До операции 14 (27%) человек, после операции 38 (73%) человек.

В ходе проведения анализа полученных данных, дисфункция аортального клапана (недостаточность и/или стеноз) была выявлена у 53 (49%) человек, среди них мужчин 45 (85%), женщин 8 (15%).



**Рисунок 8** – Распределение пациентов с аневризмой и расслоением аорты (n=107)

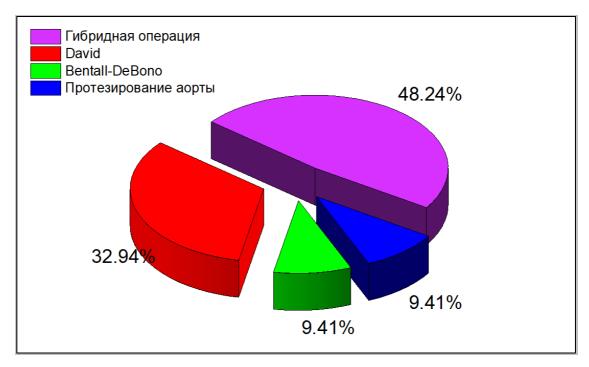
По результатам комплексного инструментального обследования диагноз аневризмы аорты выставлялся на основании увеличения диаметра сосуда больше чем на 50% от должного нормализованного в соответствующих возрастных группах диаметра или по сравнению со смежным сегментом. Расслоение аорты было определено при идентификации двух просветов аорты — истинного и ложного. При постановке диагноза расслоение аорты использовалась классификация по М. DeBakey (DeBakey M. E., 1966) в дополнении Ю. В. Белова (Белов Ю. В., 2000).

Для подтверждения синдрома нарушения функции соединительной ткани, всем пациентам, поступающим на хирургическое лечение, кроме определения фенотипических признаков и сбора анамнестических данных, проводилось генетическое исследование кариотипа И гистологическое исследование резецированных участков стенки аорты. Из всех 107 пациентов с заболеваниями были выявлены 33 (31%)случая которых, присутствовали аорты фенотипические признаки и установленный синдрома Марфана 7 (21%), синдром Элерса-Данло 2 (6%), дисплазия соединительной ткани отмечена у 8 (24%)

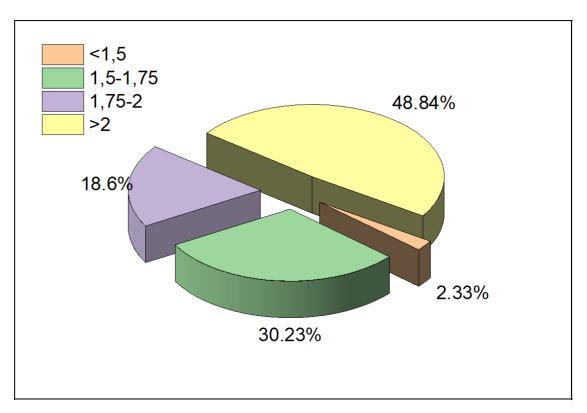
двустворчатый аортальный клапана присутствовал у 16 (49%) пациентов. При окраске гистологического материала по Ван-Гизону + эластика были выявлены признаки дисплазии соединительной ткани в виде наличия микрокист, базофилии, истончения, фрагментации и очагового дефицита эластических волокон, атрофии мышечных волокон и участков, практически лишенных волокнистых и клеточных элементов.

Согласно клиническим рекомендациям (Клинические рекомендации, 2018) и принятому порядку обследования в РНЦХ им. академика Б.В. Петровского 69 пациентам, среди них 58 мужчин (84%) 11 женщин (16%) с целью послеоперационного контроля обследование было проведено повторно. В данной группе 25 пациентов (36,2%) наблюдались после протезирования корня аорты с пластикой АК по методике David, 10 пациентов (14,5%) после протезирования восходящей и грудной аорты 34 пациента (49,3%) после гибридных вмешательств по методике «Замороженный хобот слона» (Frozen Elephant Trunk) (Рисунок 9).

Важное место в точном подборе исследуемых групп было уделено оценке ППТ у обследуемых больных, различия не были значимыми, но у большинства ППТ составила более 2 м<sup>2</sup> (Рисунок 10).



**Рисунок 9 -** Схема распределения пациентов с учетом выполненных оперативных вмешательств (n=69)



**Рисунок 10** - Схема распределения количества наблюдений различных по индексу площади поверхности тела обследуемых пациентов (n=185)

Из данных физикального обследования и анамнеза заболевания артериальная гипертензия (АГ) с продолжительностью от 1 года до 20 лет была диагностирована у большинства обследованных больных, однако на этапе выполнения данной работы медикаментозно корригирована у всех пациентов, прошедших критерии отбора (Таблица 4,5).

**Таблица 4 -** Уровень средних значений артериального давления и частоты сердечных сокращений у контрольной группы и группы с заболеваниями миокарда

Показатель	Контрольная группа	Контрольная группа	ИБС	ГКМП
	(<38 лет)	(>38 лет)		
	среднее±SD			
Количество пациентов в группах	22	21	14	21
Уровень систолического артериального давления (мм.рт.ст.)	123,4±10,2	120±14,1	125,4±20,3	119,5±76,7
Уровень диастолического артериального давления (мм.рт.ст.)	79,1±7,8	78,4±9,2	78,7±14,8	76,7±8,8
Частота сердечных сокращений (уд/мин)	76,2±10,4	74,8±8,8	70,4±13,3	72,5±11,1

**Таблица 5** - Уровень средних значений артериального давления и частоты сердечных сокращений в группе с заболеваниями аорты до и после операции

Показатель	Аневризма до операции	Аневризма по- сле операции	Расслоение до операции	Расслоение после операции	
	среднее±SD				
Количество пациентов в группах	24	31	14	38	
Уровень систолического артериального давления (мм.рт.ст.)	120,2±18,3	124,9±14,5	126±16,5	129±17	
Уровень диастолического артериального давления (мм.рт.ст.)	76,8±21,1	78±10,6	71,1±18,6	73,3±10,6	
Частота сердечных сокращений (уд/мин)	74,2±12,2	74,5±10,9	70,1±13,27	75,6±12,6	

#### 2.3. Методы исследования

В соответствии с задачами исследования у пациентов с заболеваниями аорты были определены дооперационный и послеоперационный этапы исследования. Выделенные в группы больные с аневризмой аорты и расслоением были обследованы до и после операции. Пациенты с заболеваниями миокарда и в контрольной группах были обследованы однократно.

На дооперационном этапе в условиях ФГБНУ РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского проводился стандартный диагностический комплекс, включающий клинико-лабораторные исследования и аппаратно-инструментальную диагностику (Рисунок 11).

Всем пациентам с патологией аорты были выполнены исследования КТ аорты с внутривенным контрастированием и ЭКГ-синхронизацией на компьютерном томографе «Somatom Definision Flash» (Siemens, Германия) и магнитно-резонансная томография аорты на томографе GE Signa Voyager (USA) с напряженностью магнитного поля 1,5Т. Требованиями к оснащению МР томографа были наличием опционального набора и программного обеспечения для проведения исследований сердца и сосудов с ЭКГ-синхронизацией По результатам полученных данных были сформированы протоколы исследований, где были отображены все необходимые параметры анатомии аорты на всем

протяжении, оценки геометрических параметров аорты, анализ выявленной аневризмы ВА, необходимые характеристики размеров и протяженности РА, а при выявлении признаков осложнений все необходимые заключения описательные подтверждения данных КТ и МРТ.



Рисунок 11 - Основные этапы диагностического процесса до и после операции

Поскольку именно КТ-аортография с внутривенным контрастированием и ЭКГ-синхронизацией позволяет предоставить максимальную информацию об особенностях строения аорты и протяженности распространения патологического процесса, исследования выполнялись с захватом всех сегментов от фиброзного кольца до бифуркации.

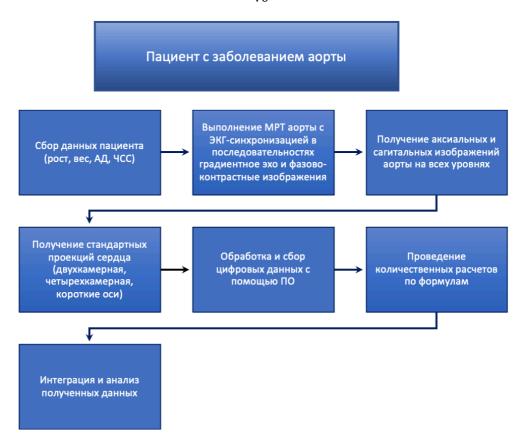
Протокол оценки состояния аорты и количественные измерения выполнялись согласно принятым рекомендациям (Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты, 2017; Ховрин В.В., 2016):

- состояния стенки аорты на предмет атеросклеротического поражения, ее целостности и кальциноза;
  - измерение диаметра проводилось на следующих уровнях:
  - 1) корень аорты фиброзное кольцо, синусы Вальсальвы;
  - 2) восходящий отдел уровень бифуркации трахеи;

- 3) дуга аорты на уровне устья брахиоцефального ствола, устья левой общей сонной артерии, левой подключичной артерии;
  - 4) перешеек аорты;
- 5) нисходящий отдел на уровне бифуркации трахеи, ушка левого предсердия, ножек диафрагмы, брюшная аорта на уровне отхождения чревного ствола, верхней брыжеечной артерии, почечных артерий, инфраренального отдела и бифуркация аорты.

При наличии аневризмы определяли уровень, размер, протяженность, отношение к рядом располагающимся ветвям и органам, присутствие тромботических масс и целостность стенки. Диагноз аневризма восходящей аорты устанавливался при ее диаметре более 45 мм.

Диагноз острого аортального синдрома с расслоением аорты устанавливали при выявлении двух просветов аорты «истинного» и «ложного». Объем и протокол исследования при расслоении аорты включает в себя данные о протяженности расслоения, наличия фенестраций и их уровня, присутствия тромбоза, вовлеченности коронарных и брахиоцефальных артерий. Схема разработанного протокола МРТ аорты представлена на рисунке 12.



**Рисунок 12 -** Алгоритм персонифицированного протокола МРТ аорты для пациентов с заболеваниями аорты

#### 2.3.1. Методика магнитно-резонансной томографии аорты

Проспективное исследование предусматривало выполнение магнитнорезонансной томографии аорты с использованием томографа GE Signa Voyager (USA) напряженностью магнитного поля 1,5T, наличием кардиопакета программного обеспечения и возможностью ЭКГ-синхронизации.

Непосредственно перед началом каждого исследования проводились: подробный инструктаж о предстоящем исследовании, его сути, длительности и возможных неудобствах, заполнение и подписание информированного согласия, сбор антропометрических данных (рост, масса тела, артериальное давление (АД) и частота сердечных сокращений (ЧСС)).

Укладка пациента проводилась в положении «лежа на спине», руки вдоль туловища. В области максимальной экскурсии грудной клетки (на вдохе) накладывался датчик дыхания. Электроды располагались по общепринятой схеме, как при стандартном исследовании сердца (Рисунок 13).

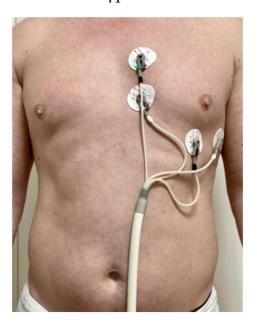


Рисунок 13 - Расположение электродов при исследовании аорты и сердца

Для высокоскоростного сбора данных использовалась 16-ти канальная система, располагающаяся верхним краем на уровне яремной вырезки грудины. Первичное центрирование пациента проводилось по положению осевых линий катушки для тела и световой метки по срединной линии на уровне рукоятки грудины.

Использовалась проспективная ЭКГ-синхронизация с четко определяемым зубцом R на управляемой экспираторной задержке дыхания при выборе последовательности от 10 до 20 секунд. ЭКГ-синхронизация служила для обеспечения согласованности между интервалами R-R, для распознавания фаз сердечного цикла и минимализации артефактов от физиологических сокращений сердца и передаточной пульсации аорты (Soulat G., 2020; Sträter A., 2018). Контроль за основными параметрами аппаратно вынесен на консоль рабочего места лаборанта. Следуя принятым принципам проведения МРТ исследования с ЭКГ синхронизацией, необходимо при выполнении каждой установленной последовательности осуществлять визуальный контроль за соответствием уровня сигнала триггера, его периодичностью и синхронностью сбора данных (Рисунок 14). Взаимодействие ЧСС и частота дыхательных движений прослеживалась с помощью персонализированной консоли.

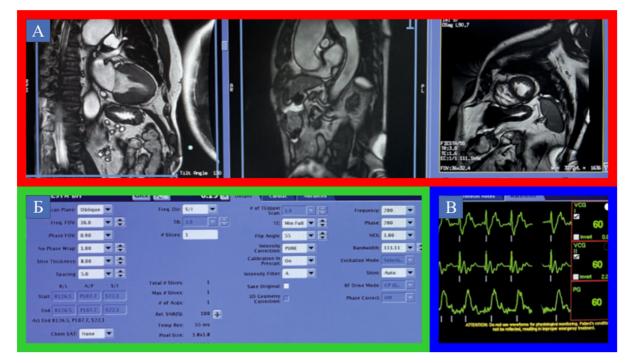
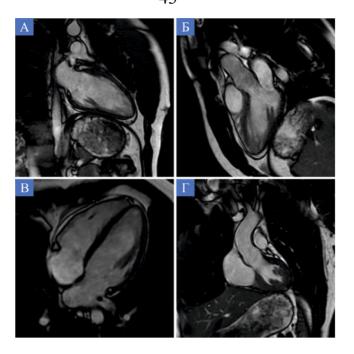


Рисунок 14 - Внешний вид консоли рабочего места рентгенлаборанта. Основные зоны контроля параметров MP-томографа GE Signa Voyager. **A** - окно визуализации контроля области исследования; **Б** - окно контроля уровня тригера ЭКГ; **B**- окно контроля основных параметров MPT сканирования

#### 2.4. Количественная оценка биомеханических свойств аорты

Основная задача работы состояла в необходимости разработки оптимального протокола МРТ исследования, отвечающего требованиям целевого предоставления необходимых данных для комплексной оценки функции стенки аорты. В этой связи, комплексное исследование должно было включать максимальный сбор данных от области сердечно-сосудистой системы, таргетно присутствующей в зоне исследования. Поэтому, для создания наиболее полной корзины МРТ данных исследование было разделено и выполнялось в два этапа.

Целью выполнения первого этапа был обязательный анализ функции камер сердца (Рисунок 15) для общей оценки состояния ССС и возможности дальнейших построений анатомических проекций аорты. Для его выполнения использовался стандартный кардиологический протокол, который включал в себя проведение серии ортогональных поперечных срезов и проекций, проходящих через длинную ось (двухкамерная и четырехкамерная проекции) и короткую ось левого желудочка (Приложение А). Оценка функции ЛЖ в разные фазы сердечного цикла проводится в режиме кино-МРТ.

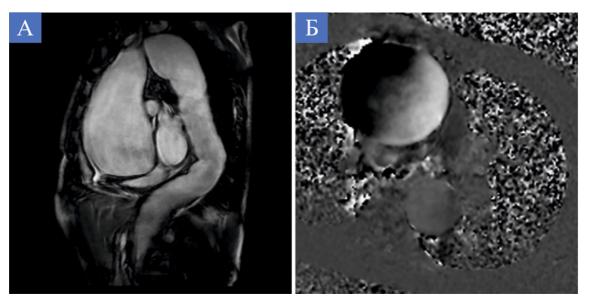


**Рисунок 15** — Магнитно-резонансная томография сердца, стандартные проекции.  $\mathbf{A}$  — двухкамерная проекция;  $\mathbf{F}$  — трехкамерная проекция;  $\mathbf{B}$  — четырехкамерная;  $\mathbf{\Gamma}$  — выходной тракт левого желудочка

Второй этап проводился согласно запатентованному, комбинированному протоколу МР-исследования аорты для оценки биомеханических параметров аорты (Бриль К.Р., 2022) (Приложение Б), который заключался в построении аксиальных и сагиттальных изображений аорты на уровнях:

- синотубулярные гребни
- восходящая и нисходящая аорта на уровне бифуркации ствола легочной артерии
- нисходящая аорта на уровне чревного ствола в последовательностях Gradient echo (градиентного эхо) и Phase contrast magnetic resonance imaging (фазово-контрастных изображений) (Рисунок 16).

Позиционирование срезов при выполнении фазово-контрастных последовательностей на указанных уровнях необходимо выставлять строго перпендикулярно просвету сосуда. Некорректная установка наклона угла приводит к изменению формы сечения аорты, чаще всего овальной, что приводит к ошибочной количественной оценке кровотока. В окне на рабочей консоли происходит контроль ориентации установленных срезов и отслеживание качества получаемых изображений в режиме реального времени.



**Рисунок 16** — Магнитно-резонансная томография аорты. **A** - последовательность градиентное эхо, сагиттальное изображение. **Б** — фазово-контрастное изображение, аксиальное изображение восходящей и нисходящей аорты

При выполнении исследования еще одним важным моментом является учет скорости кровотока в аорте. Стандартное значение кодирования скорости VENC (velocity enconding) устанавливается перед началом последовательности фазовоконтрастного изображения и обычно составляет около 150 м/с. При наличии препятствия току крови, например, при стенозе на уровне створок аортального клапана, кодирование скорости ниже скорости кровотока способствует появлению артефактов, затрудняющих проведение анализа на данном уровне (Catapano F., 2020). Слишком высокий подъем VENC сопровождается повышением значения сигнал-шум, поэтому подбор значения показателя должен быть максимально точным. Согласно рекомендациям Sträter A. (2018) VENC должен быть выставлен на 10% больше ожидаемой максимальной скорости (Таблица 6) (Sträter A. 2018; Kawel-Boehm N. 2020).

Таблица 6. Диапазон чувствительности кодирования скорости

Область исследования	VENC		
	Норма: 100-200 см/с		
Аорта	Стеноз: 250-400 см/с		
	Аневризма: 0-100 см/с		
Сердечные клапаны	Недостаточность: 150 см/с		
	Стеноз: 250-500 см/с		
Левый желудочек	150 см/с		
Сонные артерии	150-450 см/с		
Венозные сосуды	50-80 см/с		

Скоростные значения изменяются в зависимости от уровня сканирования поэтому крайне важным является отслеживание каждого изображения для достижения истинного результата исследования (Рисунок 17). В нашем исследовании максимальное значение кодирования скорости составило 350м/с.

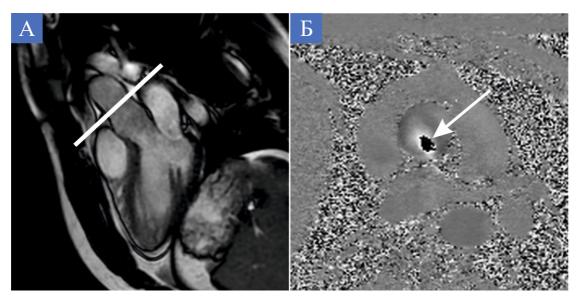


Рисунок 17 - Магнитно-резонансная томография аорты. А — последовательность градиентное эхо, трехкамерная проекция сердца. Сплошной линией указан уровень синотубулярных гребней; Б — фазовоконтрастное изображение, аксиальное изображение аорты на уровне синотубулярных гребней, стрелкой указан артефакт потока значений, превышающих установленный максимум VENC 150м/с.

Получение черного или белого однородного сигнала от кровотока в восходящей и нисходящей аорте связано с его направленностью в плоскость среза. Визуализирующийся неоднородный сигнал говорит о разнонаправленности потоков, а именно турбулентности, связанной с регургитацией из ЛЖ или стенозом аортального клапана. Для достижения целей работы полученные данные версии МР-исследования обрабатывались специальной В программного обеспечения (ПО) «CVI42 (Version 5.3 Ext.4, Circle Cardiovascular Imaging Inc., Canada)». Для расчета на аксиальных изображениях последовательностей градиентное эхо и фазово-контрастные изображений проводилось ручное контурирование стенки аорты на всех вышеперечисленных уровнях во все фазы сердечного цикла. Изображения градиентное эхо использовались для точного обвода контура аорты и получения данных о ее площади, периметре и диаметре, а фазово-контрастные изображения применялись для количественной оценки параметров кровотока.

После завершения работы с ПО, проводилось структурирование полученных данных, создание таблиц и графиков для дальнейшей возможности интеграции информации для протокола.

Разработанный протокол включал в себя как расчётные, так и цифровые данные. Из расчётных параметров были выделены:

растяжимость стенки аорты:

$$R = \left(\frac{A_{\text{sist}}^{i} - A_{\text{diast}}^{i}}{A_{\text{diast}}^{i} \times A \mathcal{I}_{\text{puls}}}\right) \times 100\% \left[\frac{\%}{\text{MM.pt.ct}}\right], \tag{1}$$

 $A^{i}_{sist}$  - максимальная площадь поперечного сечения аорты в систолу;  $A^{i}_{diast}$  - минимальная площадь поперечного сечения аорты в диастолу;  $A {\textstyle \prod_{puls}}$  — артериальное пульсовое давление

модуль Юнга:

E = 
$$\frac{(d_{\text{diast}}^2 \cdot \pi \cdot \text{A} \text{A}_{\text{puls}}) \cdot 133.3}{\text{h} \cdot \Delta d_{\text{puls}}} [\Pi a], \qquad (2)$$

Е – модуль Юнга

d<sub>diast</sub> - поперечный диаметр аорты в диастолу;

 $\Delta d_{puls}$  -прирост диаметра аорты в систолу

h - толщина стенки аорты;

АД<sub>puls</sub> - пульсовое артериальное давление;

133,3 – коэффициент перевода мм.рт.ст. в Па

скорость пульсовой волны:

$$PWS = \frac{\Delta x}{\Delta t} \left[ \frac{M}{c} \right], \quad (3)$$

 $\Delta x$  - расстояние между контрольными точками, расположенными в центре сечения в восходящей и нисходящей аорте на уровне бифуркации легочного ствола  $\Delta t$  - временная задержка прихода пульсовой волны между контрольными точками, расположенными в центре сечения в восходящей и нисходящей аорте на уровне

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Формула расчета растяжимости стенки аорты (Скрипник, А. Ю., 2019)

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Формула расчета модуля Юнга (Усов В.Ю., 2021)

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Формула расчета скорости пульсовой волны (Hrabak-Paar, M., 2020)

#### бифуркации легочного ствола

Согласно методике, для определения жесткости стенки аорты в параметрах растяжимости и модуля Юнга и для получения необходимых данных на МР изображениях во всех указанных уровнях при помощи инструментов ПО выполнялись выделение контура аорты, изменения диаметра, периметра и площади аорты в разные фазы сердечного цикла.

При расчёте параметра СПВ выделение контура стенки ВА и НА на уровне бифуркации легочного ствола по аксиальным изображениям проводилось для построения графика зависимости скорости от времени и определения показателя Δt, как временной задержке прихода пульсовой волны между контрольными точками, расположенными в восходящей и нисходящей аорте на уровне бифуркации легочного ствола.

Показатель  $\Delta x$  рассчитывался по сагиттальному изображению аорты, как расстояние между контрольными точками, расположенными в восходящей и нисходящей аорте на уровне бифуркации легочного ствола (Рисунок 18).

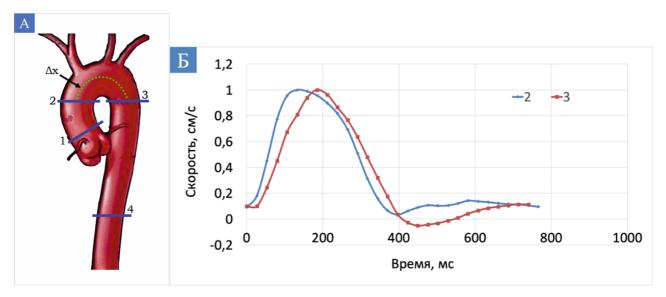


Рисунок 18 — Методика измерения скорости пульсовой волны. А - схема аорты с уровнями исследования: 1 —синотубулярные гребни; 2 - восходящая и 3 - нисходящая аорта на уровне бифуркации ствола легочной артерии; 4 - нисходящая аорта на уровне чревного ствола. Стрелкой указано определение параметра Δх; Б — график зависимости скорости от времени для определения показателя Δt: 2 - кривая средней скорости в восходящей аорте, 3 - кривая средней скорости в нисходящей аорте, используемые для определения прихода переднего фронта пульсовой волны

Автоматически с помощью ПО получены следующие параметры: максимальная скорость, градиент давления и объем потока крови. Общая продолжительность МР-исследования аорты составила 20-25 минут.

Все динамические MP исследования аорты проанализированы по всем установленным в задачах параметрам, выполнен анализ динамических до- и послеоперационных изменений (Рисунок 19).

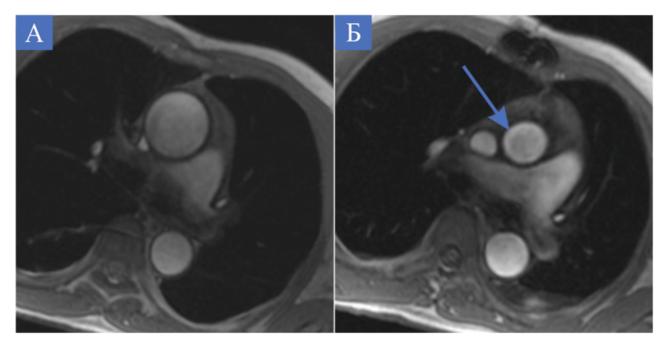


Рисунок 19 — Магнитно-резонансная томография аорты, последовательность градиентное эхо. А —аксиальное изображение, аневризма восходящей аорты до операции; Б — аксиальное изображение, сплошной стрелкой указана восходящая аорта после протезирования, определяется уменьшение просвета восходящей аорты

#### 2.5.Статистическая обработка полученных данных

Статистическая обработка результатов выполнялась с помощью программы Statistica 13.0 (Tibco, Inc., 2018, США).

Описательная статистика представлена как среднее (M)  $\pm$  стандартное отклонение (SD) или медиана (Me: 25% и 75% процентили). Для исследуемых групп, изученные параметры были распределены по критерию Лильефорса. Сравнение средних значений проводили с помощью параметрического критерия Краскелла— Уоллиса в связи с тем, что большинство параметров имеет распределение, отли-

чающееся от нормального. Различия для показателей считали статистически значимыми при значении коэффициента достоверности p < 0.05.

Бивариантный непараметрический анализ данных проводился с помощью статистической программы GMP-5 (США).

#### Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

### 3.1. Нормальные значения жесткости стенки аорты в контрольной группе по данным MPT аорты

Для определения нормальных физиологических значений биомеханических и гемодинамических критериев, комплексное МРТ аорты было выполнено 43 здоровым добровольцам контрольной группы. Внутри контрольной группы были выделены 2 подгруппы обследуемых с медианой возраста 38 лет. В них вошли 22 человека в возрасте до 38 лет и 21 человек после 38 лет.

Выделенные подгруппы статистически не отличались по площади поверхности тела у обследуемых пациентов (p>0,079): до 38 лет (1,99 [1,72;2,23] м<sup>2</sup>) и после 38 лет (1,93 [1,74;2,12] м<sup>2</sup>).

При сравнении полученных результатов в подгруппах здоровых добровольцев до и после 38 лет были выявлены статистически значимые отличия (p<0,001) максимальной площади восходящей аорты (654,98 [555,52;693,67] см², против 761,62 [646,45;838,66] см²).

Статистически значимые значения максимальной скорости были определены в сегменте нисходящей аорты на уровне чревного ствола (p<0,001) (100,51 [93,19;118,13] см/с до 38 лет и 61,95 [56,66;76,89] см/с после 38 лет).

Полученные нами значения МРТ работы сердца в контрольной группе не показали статистически значимых различий параметров индексов КДО, КСО и ударного объема. Оценка фракции изгнания для группы до 38 лет  $50,02\pm11,83\%$  против  $54,43\pm7,25\%$  после 38 лет при p=0,21, так же показала отсутствие значимой разницы в собранных данных (Таблица 7).

Таблица 7 - Параметры МРТ сердца в контрольной группе

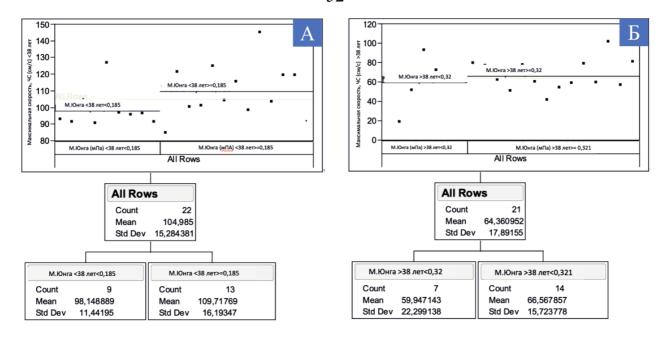
Параметры	N < 38 лет среднее±SD	N > 38 лет среднее±SD	Значение р
Конечно диастолический объем (мл/м <sup>2</sup> )	75,23±12,33	69,97 ±9,39	0,21
Конечно систолический объем (мл/м²)	37,51±10,33	31,88±6,83	0,09
Ударный объем (мл/м <sup>2</sup> )	37,05±9,63	$38,07\pm6,88$	0,89
Фракция выброса (%)	50,02±11,83	54,43±7,25	0,21

Значимые различия были выявлены в показателях градиента давления в нисходящей аорте на уровне ЧС (p<0,001): до 38 лет (4,16 [3,48;5,58] мм.рт.ст.) и после 38 лет (1,57 [1,37;2,36] мм.рт.ст.).

Растяжимость и модуля Юнга, как критерии жесткости стенки аорты отличались контрольной группы 38 38 внутри ДО лет И после лет (1,03[0,75;1,15]%/MM.pt.ct.0,20[0,16;027] И Мпа, против 0,60 [0,45;0,81] %/мм.рт.ст и 0,37[0,30;0,51] Мпа) (p<0,001). Определялась тенденция снижения растяжимости и увеличения модуля Юнга с возрастом. Так же, было отмечено снижение растяжимости в нисходящей аорте до 38 лет (0,88 [0,7;1,07] %/мм.рт.ст.) и после 38 лет (0,47 [0,29;0,79] %/мм.рт.ст.) (p<0,006).

В зависимости от силы корреляционной связи максимальной скорости, измеренной на уровне чревного ствола и модулем Юнга ВА, добровольцы в возрасте до 38 лет по параметру модуль Юнга разделились на две группы: <0,185 мПа и >0,185 мПа, при этом средние значения максимальной скорости между группами различались на 10%, что говорит об отсутствии достоверного различия между ними. Молодой возраст пациентов, отсутствие атеросклеротического повреждения аорты, хорошая работа эндотелия и неизмененный кровоток определяют отсутствие между подгруппами взаимосвязи между максимальной скоростью ЧС и модулем Юнга ВА (Рисунок 20 -А). Внутри контрольной группы старше 38 лет изменения по увеличению модуля Юнга, возможно связаны с начальной стадией атеросклероза (Рисунок 20-Б).

Статистически значимые отличия (p<0,001) выявлены в значениях критерия СПВ в контрольной группе до 38 лет и старше 38 лет - 4,05 [3,72;5,2] см/с, против 4,70 [4,5;6,2] см/с, соответственно. При его анализе внутри каждой подгруппы до 38 лет и после 38 лет выявлено неравномерное распределение, основные значения которого составили до 5 см/с и до 6 см/с, соответсвенно. По значениям модуля Юнга определялась группа, включающая в себя максимальное количество исследований со значениями в пределах 0,2 и 0,6 мПа (Рисунок 21).



**Рисунок 20 -** График значений максимальной скорости, измеренной на уровне чревного ствола и модуля Юнга, измеренного на восходящей аорте в контрольной группе пациентов до 38 лет (n=22) (A) и старше 38 лет (n=21) (Б)

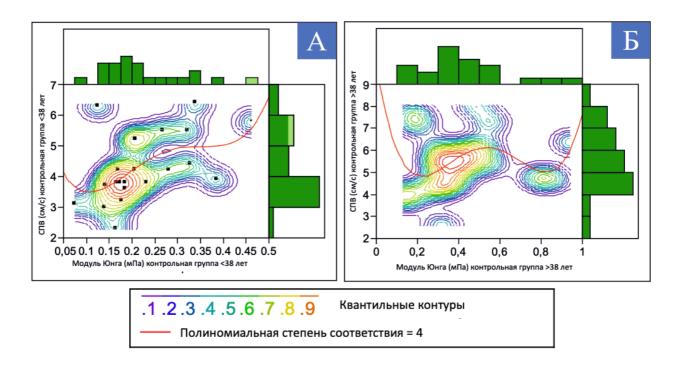


Рисунок 21 - Непараметрический бивариантный анализ скорости пульсовой волны и модуля Юнга: **A** - в контрольной группе до 38 лет (n=22), **Б** - в контрольной группе старше 38 лет (n=21)

При оценке отрицательного объема потока в восходящей аорте (p<0,001) в группе до 38 лет и после 38 лет (1,34 [0,09;1,94] мл, против 2,64 [0;4,63] мл), была выявлена тенденция к его повышению с возрастом (Таблица 8) и наличию

турбулентных потоков в восходящей аорте. Корреляционные взаимосвязи параметров контрольной группы представлены в Приложениях Г-Е.

Таблица 8 - Нормальные средние значения параметров в контрольной группе

		•	1 1	-	1.0
Параметры		Уровень	N < 38 лет	$N > 38$ лет среднее $\pm SD$	Значение р
		исследования			
Количество пациентов в			22	21	
группах					
Максимальная п	лощадь		654,98	761,62	0,001
$(cm^2)$		Восходящая	[555,52;693,67]	[646,45;838,66]	
Максимальный пе	ериметр	аорта	90,22	97,75	0,002
(MM)			[84,93;94,46]	[91,23;105,79]	
Растяжимость			0,95	0,71	0,002
(%/мм.рт.ст.)		Синотубулярные	[0,77;1,44]	[0,60;0,89]	
Модуль Юнга (мПа	a)	гребни	0,19	0,31	0,001
			[0,13;0,23]	[0,24;0,34]	
Растяжимость			1,03	0,60	0,001
(%/мм.рт.ст.)		Восходящая	[0,75;1,15]	[0,45;0,81]	
Модуль Юнга (мПа	a)	аорта	0,20	0,37	0,001
			[0,16;027]	[0,30;0,51]	
СПВ (см/с)		Дуга аорты	4,05	4,70	0,001
			[3,72;5,2]	[4,5;6,2]	
Максимальная с	корость	СТГ	110,08	97,17	0,004
(см/с)			[91,46;117,89]	[89,38;102,88]	
Градиент да	авления	НАо	4,71	2,27	0,001
(мм.рт.ст.)			[3,58;5,12]	[1,74;2,89]	
Максимальная ст	корость	НАо	108,50	74,92	0,001
(cm/c)	-		[94,64;113,21]	[64,65;80,32]	
Градиент да	авления	НАо-ЧС	4,16	1,57	0,001
(мм.рт.ст.)			[3,48;5,58]	[1,37;2,36]	
Максимальная с	корость	НАо-ЧС	100,51	61,95	0,001
(cm/c)	_		[93,19;118,13]	[56,66;76,89]	
Отрицательный	объем	BAo	1,34	2,64	0,001
(мл)			[0,09;1,94]	[0;4,63]	
Отрицательный	объем	СТГ	1,34	3,94	0,001
(мл)			[0,2;2,15]	[2,02;6,37]	

### 3.2.Сравнение параметров MPT сердца и жесткости стенки аорты при заболеваниях миокарда

Для выявления критериев изменения жесткости стенки аорты и определения величины их значений, у пациентов имеющих ССЗ, но без структурных нарушений в аортальной стенке, была проанализирована группа с заболеваниями миокарда (n=35), включающая в себя пациентов с ишемической болезнью сердца

(n=14) и концентрической гипертрофической кардиомиопатией (n=21). Полученные результаты сравнивались с контрольной группой.

Площадь поверхности тела у пациентов в группе с заболеваниями миокарда значимо не отличались между собой: для ИБС (2,15 [2;2,2] м²), для ГКМП (2,06 [1,85;2,2] м²) (р>0,079). Было отмечено не достоверное различие ППТ в сравнении с контрольной группой до 38 лет (1,99 [1,72;2,23] м²) и после 38 лет (1,93 [1,74;2,12] м²) (р>0,079).

Статистически значимые различия максимальной площади в восходящей аорте определялась между группами с ИБС и ГКМП, где выявлена разница 804,32 [712,36;1035,95] см², против 902,07 [781,06;1082,59] см² при p=0,001. Для контрольной группы критерий максимальная площадь была значительно ниже (p < 0,001) 654,98 [555,52;693,67] см² до 38 лет, против 761,62 [646,45;838,66] см² после 38 лет (Рисунок 22).

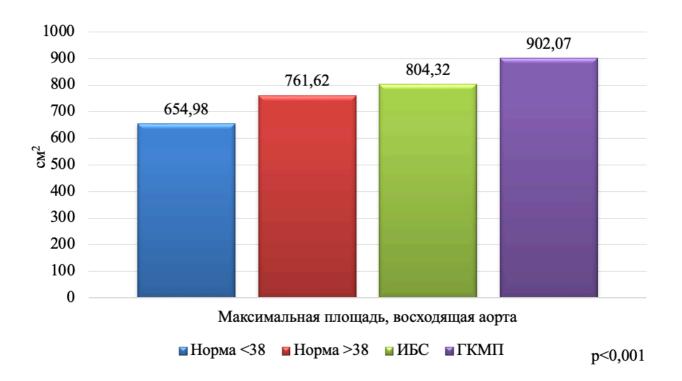
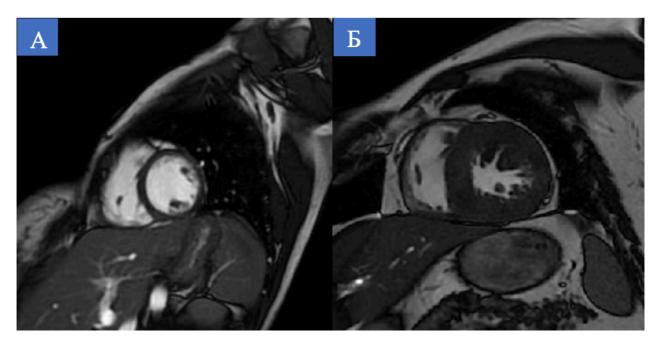


Рисунок 22 - Распределение значений максимальной площади в восходящей аорте у пациентов контрольной группы (n=43), пациентов с ишемической болезнью сердца (n=14) и концентрической гипертрофией миокарда (n=21)

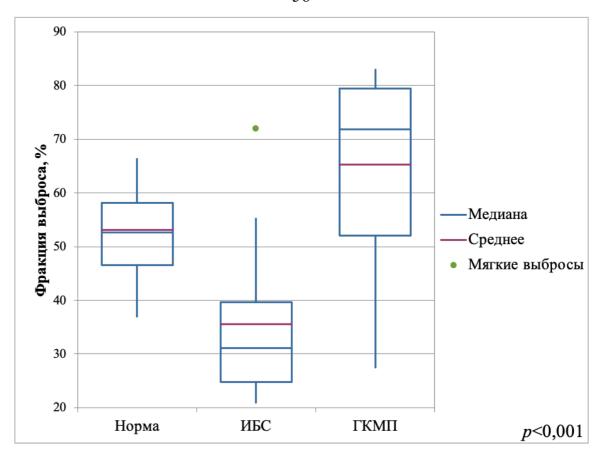
При сравнении максимальной скорости на уровне ЧС, определялись значимые различия (p<0,001) между группами с заболеваниями миокарда, где в группе с ИБС выявлена скорость 68,16 [64,17;74,58] см/с, а у пациентов с ГКМП - 54,79 [51,08;66,56] см/с. По сравнению с контрольной группой критерий был значимо снижен - 100,51 [93,19;118,13] см/с до 38 лет, 61,95 [56,66;76,89] см/с после 38 лет (p<0,001).

Значение градиента давления в восходящей аорте было снижено в группе с ИБС (2,31 [1,68; 3,06] мм.рт.ст.), по сравнению с группой ГКМП (2,69 [1,64; 3,78] мм.рт.ст.) и контрольной группой (4,01 [3,33; 5,42] мм.рт.ст. до 38 лет и 2,38 [1,92; 2,72] мм.рт.ст. после 38 лет)

В обследуемых группах пациентов с ишемической болезнью сердца и гипертрофической кардиомиопатией наблюдались значимые различия (p<0,001) параметров глобальной систолической функции сердца, что и было подтверждено клинико-лабораторными данными снижения глобальной систолической функции ЛЖ. В группе с ИБС достоверное снижение фракции выброса (ФВ) 35,50±3,95%, в сравнении с данными ФВ группе с ГКМП – 65,28±17,44% (Рисунок 23,24), (Таблица 9).



**Рисунок 23** — Магнитно-резонансная томография сердца, проекция по короткой оси. **А** — нормальные значения толщины стенки ЛЖ. **Б** — концентрическая форма гипертрофической кардиомиопатии



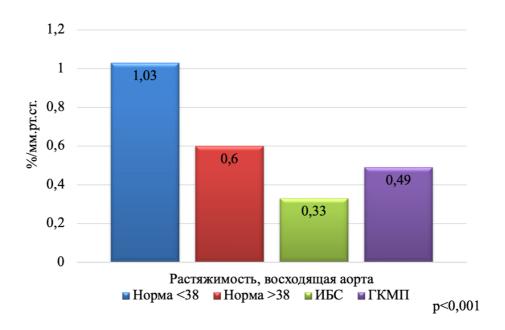
**Рисунок 24** - Распределение значений параметра фракции выброса среди контрольной группы (n=43), группы с ишемической болезнью сердца (n=14) и концентрической формой гипертрофии миокарда ЛЖ (n=21)

Таблица 9 - Параметры МРТ сердца в группе с заболеваниями миокарда

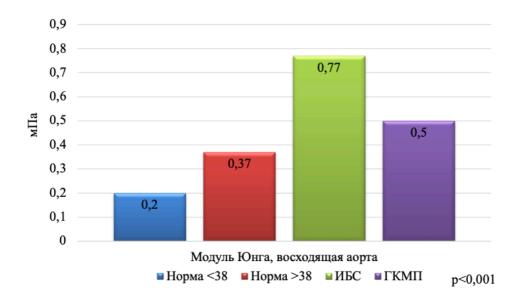
Параметры	N < 38 лет	N > 38 лет	ИБС сред-	ГКМП сред-	Значение
Параметры	среднее±SD	среднее±SD	нее±SD	нее±SD	p
Конечно диастоличе- ский объем (мл/м <sup>2</sup> )	75,23±12,33	69,97 ±9,39	128,07±9,40*	80,01±15,96*	0,001*
Конечно систоличе- ский объем (мл/м <sup>2</sup> )	37,51±10,33	31,88±6,83	87,38±10,29*	28,02±17,48*	0,001*
Ударный объем (мл/м <sup>2</sup> )	37,05±9,63	38,07±6,88	41,64±2,70*	51,70±16,66*	0,003*
Фракция выброса (%)	50,02±11,83	54,43±7,25	35,50±3,95*	65,28±17,44*	0,001*

Растяжимость и показатель жесткости представленный модулем Юнга значимо отличались (p<0,001) между собой при сравнении с результатами в группе пациентов с ИБС 0,33 [0,18;0,68] %/мм.рт.ст и 0,77 [0,41;1,36] Мпа и группой с ГКМП 0,49 [0,43;0,66] %/мм.рт.ст и 0,50 [0,37;0,64] Мпа. Наибольшее снижение растяжимости и увеличение модуля Юнга среди пациентов с ИБС. Этот факт объясняется вероятным сопровождением атеросклероза, повреждающего в

том числе стенку у данной группы пациентов. В контрольной группе до 38 лет и после 38 лет, не имеющих признаков распространенного атеросклеротического процесса, растяжимость была выше (1,03[0,75;1,15] %/мм.рт.ст., против 0,60 [0,45;0,81] %/мм.рт.ст.), а модуль Юнга был снижен (0,20 [0,16;027] Мпа, против 0,37 [0,30;0,51] Мпа) (Рисунок 25,26).



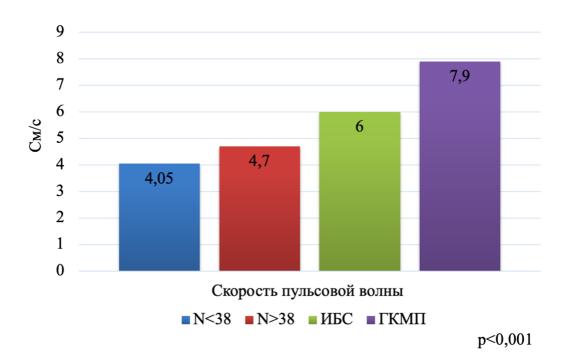
**Рисунок 25 -** Распределение значений растяжимости в восходящей аорте, среди контрольной группы (n=43), пациентов с ишемической болезнью сердца (n=14) и концентрической гипертрофией миокарда (n=21)



**Рисунок 26 -** Распределение значений модуля Юнга в восходящей аорте в контрольной группе (n=43), у пациентов с ишемической болезнью сердца (n=14) и гипертрофией миокарда ЛЖ (n=21)

Статистически значимые отличия (p<0,001) выявлены в значениях критерия СПВ в группе с ишемической болезнью сердца (6,00 [5,08;7,38] см/с), и у пациентов с концентрической гипертрофией миокарда 7,90 [5,2;9,2] см/с., составляя увеличение СПВ в сравнении с данными контрольной группы на 30% и 49%. (Рисунок 27).

Результаты нашего исследования определили увеличение параметра СПВ в группе наблюдаемых старше 38 лет, что подтверждает взаимосвязь между увеличением аортальной жесткости и традиционными факторами риска сердечнососудистых заболеваний. Эта гипотеза подтверждена данными многих литературных источников (Costantino S., et al., 2016; Бокерия Л.А., Белов Ю.В. и др., 2018; Van Hout M. et al., 2021) и может объяснить более высокую встречаемость патологий ССС среди лиц старшего возраста.



**Рисунок 27 -** Распределение скорости пульсовой волны в дуге аорты у пациентов контрольной группы (n=43) и с заболеваниями миокарда - с ишемической болезнью сердца (n=14), концентрической формой ГКМП (n=21)

Таким образом, при сравнении значений, полученных у пациентов контрольной группы и с заболеваниями миокарда (Приложение В), были выявлены статистически значимые показатели жесткости стенки аорты. Эти данные, следует рассматривать как критерии состояния стенки аорты,

изменяющиеся в результате присоединения патологии сердечно-сосудистой системы, тем самым оказывая влияние на структуру эластического каркаса стенки, с тенденцией снижения ее эластических свойств и увеличения жесткости.

Корреляционные взаимосвязи и анализ параметров для контрольной группы представлены в Приложениях Г-Е.

# 3.3.Оценка изменения жесткости стенки аорты при сравнении данных MPT аорты в контрольной группе и в группе с заболеваниями аорты

На этапе выполнения задач работы нами была исследована группа больных с заболеваниями аорты с целью определения значений критериев изменения жесткости, у пациентов, имеющих структурные изменения стенки аорты при верифицированной ее патологии. Рассмотрены данные пациентов с аневризмой корня и/или восходящего отдела аорты (n=24) и с расслоением аорты I и III типа (n=14) до выполнения хирургического лечения.

Необходимо было исключить зависимость вычисляемых параметров и влияние антропометрических критериев, поэтому сравниваемые группы были подобраны с учетом одинаковых условий. Выяснено, что у обследуемых пациентов с аневризмой и расслоением аорты, в сравнении с контрольной группой значимо не различались (р>0,166) по ППТ: 2,0 [1,86;2,18] м²; 2,1 [2,05;2,35] м²;1,99 [1,72;2,23] м² в возрасте до 38 лет, (1,93 [1,74;2,12] м² в возрасте после 38 лет.

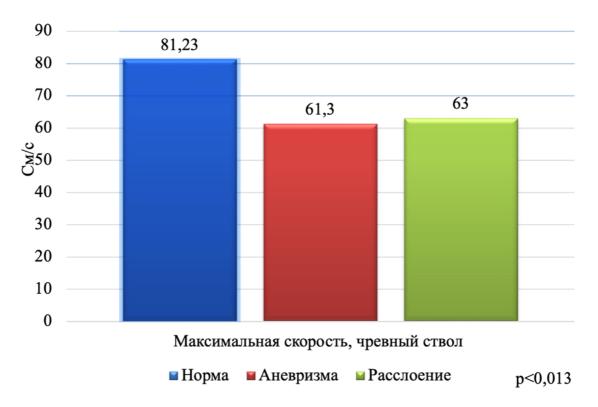
Максимальная площадь аорты в исследуемых группах с аневризмой и расслоением до операции, имела максимальные и достоверно высокие значения (1713,9 [1299,47; 2020,5045] см² и 1059,7 [757,19; 1361,07] см²) (р<0,001). Большая разница в значениях максимальной площади между группами связан с его измерением в группе с расслоением аорты в истинном канале.

При анализе параметров систолической функции ЛЖ и работы миокарда (ударного и конечно-диастолического объема) в группе пациентов с аневризмой и расслоением аорты не было выявлено статистически значимых изменений: 44,2 [36,35; 62,31] мл/м<sup>2</sup> 49,3 [39,14; 57,76] мл/м<sup>2</sup> для УО (p>0,05), и 72,9 [59,77; 112,28]

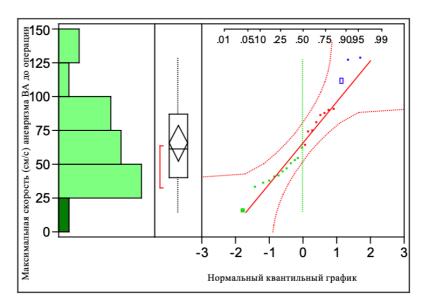
мл/м<sup>2</sup>; 79,4 [72,63; 91,62] мл/м<sup>2</sup> для КДО (p>0,09); 55,4 [49,51;60,64] мл/м<sup>2</sup> и 56,9 [53,14;62,44] для фракции выброса (p<0,05).

Несмотря на отсутствие разницы в параметрах глобальной систолической функции левого желудочка, отчетливо прослеживались изменения в скоростных параметрах потока. Так, например, при оценке критерия максимальная скорость в нисходящей аорте на уровне чревного ствола, наблюдалось ее снижение, по сравнению с контрольной группой, как в группе с аневризмой аорты 61,3 [41,91; 86,28] см/с, так и при расслоении аорты 63,0 [54,85; 69,82] см/с при р <0,013 (Рисунок 28). Группа с аневризмой ВА по максимальной скорости разделилась на несколько подгрупп, достигая значения 75 см/с в основных подгруппах (Рисунок 29).

В выборке пациентов с аневризмой восходящей аорты также отмечено разделение на несколько подгрупп значений СПВ, основная из которых все же состояла с повышенными значениями до 13 см/с (Рисунок 30).

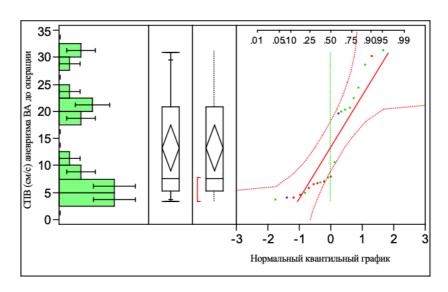


**Рисунок 28** - Распределение значений максимальной скорости на уровне чревного ствола при сравнении МРТ данных в контрольной группе (n=43), пациентов с аневризмой восходящей аорты (n=24) и расслоением аорты I и III типа (n=14)



**Рисунок 29** - Распределение значений максимальной скорости на уровне чревного ствола в группе аневризма восходящей аорты до операции (n=24)

Дополнительное проведение бивариантного анализа позволило подтвердить неравномерное распределение параметра СПВ с формированием нескольких групп, при этом среднее значение СПВ составило 7,7 [5,7; 20,3] см/с. В подтверждении к параллельному формированию изменений жесткости стенки аорты демонстрируется почти 3-х кратное (в сравнении с контрольной группой) увеличение модуля Юнга: 0,7 [0,41; 1,304] мПа (Рисунок 31). Таким образом, на основании сопоставления полученных с помощью данных МРТ аорты, подтверждается прямая зависимость параметров жёсткости сосудистой стенки и распространения скорости пульсовой волны



**Рисунок 30** - Распределение параметра СПВ в группе аневризма восходящей аорты до операции (n=24)

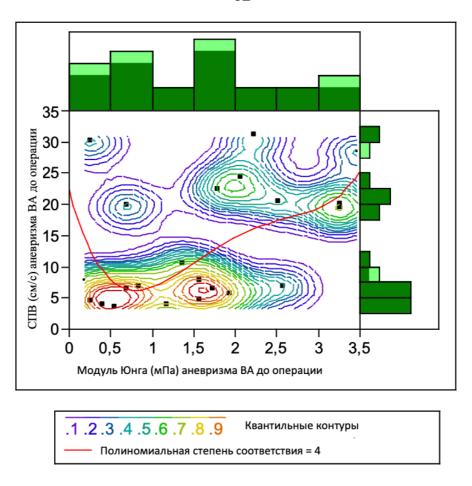


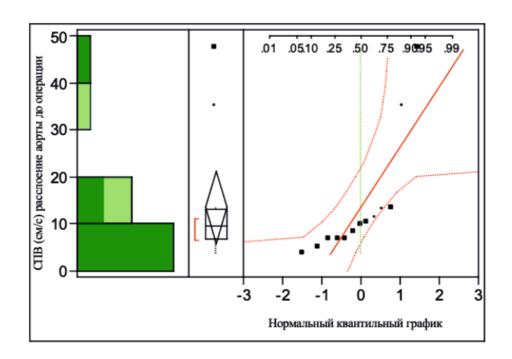
Рисунок 31 - Непараметрический бивариантный анализ скорости пульсовой волны и модуля Юнга в группе аневризма восходящей аорты до операции (n=24)

Распределение параметра СПВ в группе с расслоением аорты было практически правильное и по данным статистического анализа, основную группу составили пациенты со значениями с высокой до 20 см/с СПВ (Рисунок 32). При этом средние значения составили 9,7 [6,8; 12,9] см/с. Поэтому, при сравнении с контрольной группой (4,05 [3,72;5,2] см/с до 38 лет; 4,70 [4,5;6,2] см/с старше 38 лет) значения показателей СПВ при всех оцениваемых заболеваниях аорты были расценены как значительно повышенные и превышали контрольные нормальные на 46%.

При анализе градиента давления, измерения которого проводились в нисходящей аорте на уровне чревного ствола, было выявлено его значительное снижение (p=0,001), как в группе с аневризмой восходящей аорты, так и с расслоением аорты (1,2 [0,705; 2,975] мм.рт.ст., против 1,6 [1,202; 1,95] мм.рт.ст.,

соответственно), на 48% от контрольного нормального параметра при сравнении с контрольной группой до 38 лет (4,16 [3,48;5,58] мм.рт.ст.).

Однако, не было выявлено статистически значимой разницы полученных данных градиента давления у пациентов в контрольной подгруппе после 38 лет (1,57 [1,37;2,36] мм.рт.ст.), а также с диагнозом ишемической болезни сердца и ГКМП.



**Рисунок 32** - Распределение параметра СПВ в группе расслоение аорты до операции (n=14)

При оценке критерия растяжимость восходящей аорты в группах аневризма восходящей аорты и расслоение аорты было выявлено закономерное снижение данного параметра 0,2 [0,15; 0,48] %/мм.рт.ст. и 0,5 [0,42; 1,024] %/мм.рт.ст. соответственно, при p=0,018) в сравнении с контрольной группой, где растяжимость восходящей аорты была значительно выше во всех возрастных группах - 1,03[0,75;1,15] %/мм.рт.ст. в группе до 38 лет и 0,60 [0,45;0,81] %/мм.рт.ст. в группе после 38 лет соответственно.

Значение модуля Юнга в группе с расслоением аорты составило 0,2 [0,16; 0,56] мПа и значимо не отличалось от контрольной группы - 0,20 [0,16;027] Мпа до 38 лет и 0,37 [0,30;0,51] Мпа старше 38 лет соответственно.

Фиксация и измерение необходимых для расчета параметров жесткости аорты при расслоении проводились в истинном канале аорты, где вследствие патофизиологического процесса уже отсутствовал основной каркас стенки в виде медии и адвентиции, возможно, это и повлияло на полученный результат.

# 3.4. Анализ параметров жесткости стенки аорты по данным MPT при аневризме и расслоении аорты до и после операции

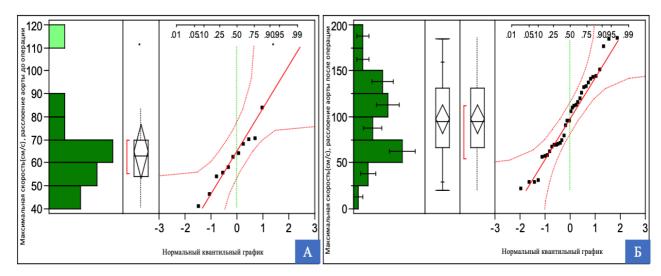
Для количественной оценки изменений жесткости стенки аорты после выполнения хирургического лечения, было проведено сравнение результатов МРТ исследований до и после операции у пациентов с аневризмой и расслоением аорты (Приложение Ж).

Подтверждением положительного результата хирургического лечения, уменьшение значения максимальной площади в группах оперированных пациентов в сравнении с дооперационными данными представлено со статистически значимыми различиями. Среди значений группы с ABA до и после операции: 1713,9[1299,47; 2020,5045] см², против 805,3 [745,98; 954,63] см2, и группы с расслоением аорты до и после операции: 1059,7 [757,19;1361,07] см², против 747,7[668,13; 868,98] см².

Значения максимальной скорости потока, после выполнения хирургического лечения, в группе с аневризмой значимо не изменились, по сравнению с показателями до операции: 57,1[51,92; 79,05] см/с против 61,3 [41,91;86,28] см/с. В то время, как в группе у пациентов с расслоением аорты после операции было выявлено увеличение скорости на 20%, по сравнению с дооперационными показателями — (78,6 [66,24;130,78] см/с, против 63,0 [54,85;69,82] см/с при р=0,013 (Рисунок 33, 34).



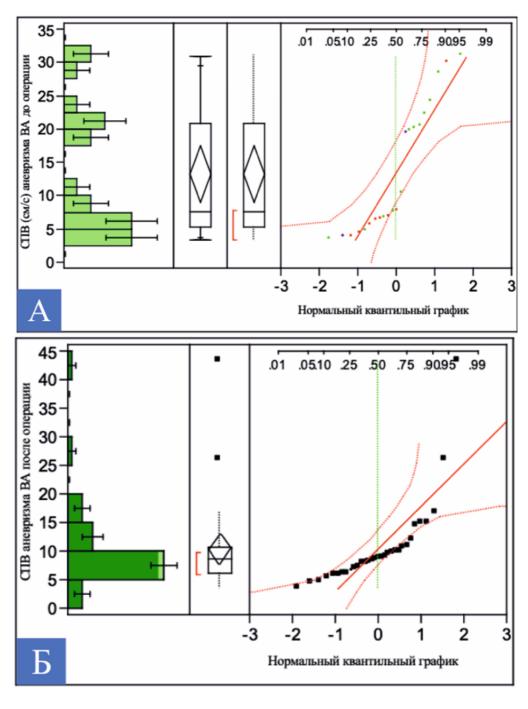
**Рисунок 33** — Значения максимальной скорости на уровне чревного ствола у пациентов с аневризмой восходящей аорты до операции (n=24) и после операции (n=31); с расслоением аорты I и III типа до операции (n=14) и после операции (n=38)



**Рисунок 34** - Распределение максимальной скорости в группе расслоение аорты. **A** - до операции (n=14), **Б**- после операции (n=38)

Как уже было отмечено, до операции в группе пациентов с патологией аорты при оценке СПВ отмечены высокие показатели. В значениях в группе больных с аневризмой ВА после оперативного вмешательства отмечается продолжающаяся тенденция увеличения СПВ, объясняемая наличием дополнительного плотного каркаса протеза аорты.

В зависимости от распределения значений СПВ в группе пациентов с аневризмой восходящей аорты средние значения в 3-х подгруппах по распределению составили 7,7 [5,7; 20,3] см/с (Рисунок 35-А). Анализ СПВ, проведенный у пациентов после хирургического лечения аневризмы ВА, показал равномерное разделение значений на несколько подгрупп, при этом после операции средние значения СПВ составили 8,7 [6,5; 10,65] см/с. (Рисунок 35-Б).



**Рисунок 35** - Распределение СПВ в группе аневризма восходящей аорты. **А** - до операции (n=24), **Б**- после операции (n=38)

Бивариантный анализ скорости пульсовой волны и модуля Юнга в группе пациентов с диагнозом аневризма ВА после проведенной операции реконструкции аорты показал равномерное распределение параметра СПВ. Основная подгруппа значений была зафиксирована в пределах 10 см/с при этом максимальное количество больных со значением показателя модуля Юнга в пределах 1 мПа находилось в пропорциональном зависимости (Рисунок 36).

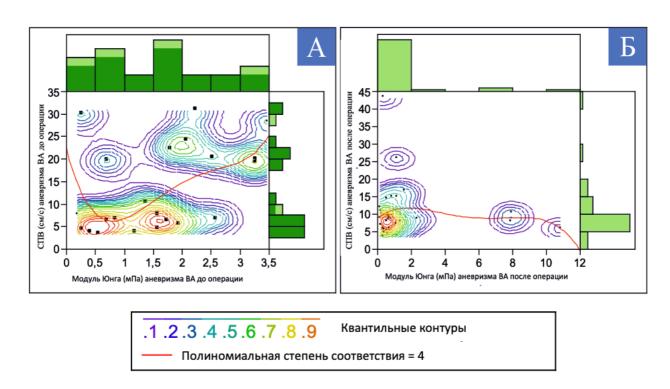
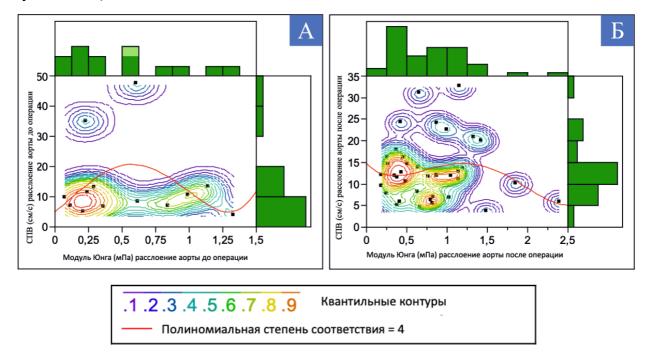


Рисунок 36 - Непараметрический бивариантный анализ параметров скорости пульсовой волны и модуля Юнга в группе аневризма восходящей аорты. А- до операции (n=24), Б -после операции (n=31)

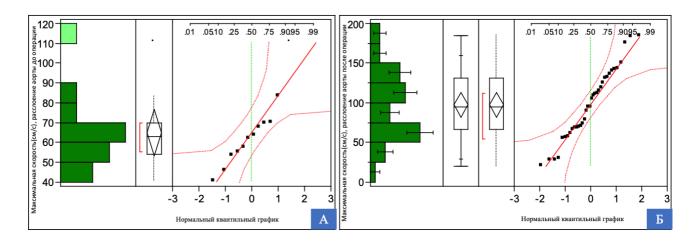
У пациентов с расслоением аорты до операции значения СПВ, рассчитанные по данным магнитно-резонансной томографии, составили 9,7 [6,8; 12,9] см/с, при этом после оперативного лечения отметился рост скорости пульсовой волны 12,7 [7,7; 15,7] см/с. При бивариантном анализе группа с расслоением аорты до операции разделилась на две подгруппы со значениями СПВ до 13 см/с, при этом модуль Юнга в этих подгруппах наблюдался в пределах 0,5 мПа (Рисунок 37-А). После операции анализ распределения и зависимости СПВ и значения модуля Юнга отметил разделение значений на 3 подгруппы, в основной из которых

значения составили до 16 см/с, а модуль Юнга в основной группе - 0,5 мПа (Рисунок 37-Б).



**Рисунок 37** — Непараметрический бивариантный анализ параметров скорости пульсовой волны и модуля Юнга в группе расслоение аорты. **А** - до операции (n=14), **Б**- после операции (n=38)

Полученные данные подтверждают увеличение жесткости стенки аорты, после ее протезирования, в результате чего происходит увеличение скоростных показателей (Рисунок 38).

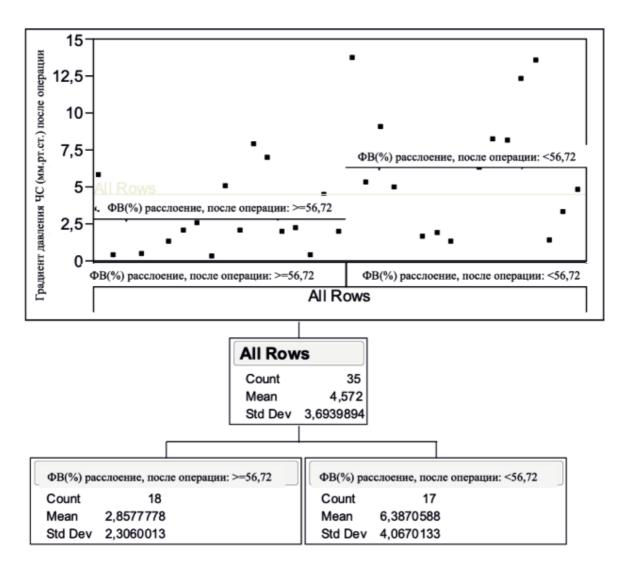


**Рисунок 38** — Распределения параметра СПВ в группе расслоение аорты. **А** -до операции (n=14), **Б** - после операции (n=38)

В установленном сегменте нисходящей аорты на уровне чревного ствола производился сбор МРТ данных для определения градиент давления у пациентов

с аневризмой и расслоением аорты. В группе ABA до и после операции градиент давления значимо не отличался 1,2 [0,705; 2,975] мм.рт.ст., против 1,3 [1,07;2,5] мм.рт.ст., в то время как в группе пациентов с расслоением аорты отмечалось его значительное увеличение, после операции - 1,6 [1,202; 1,95] мм.рт.ст., против 2,1 [1,76;6,84] мм.рт.ст. соответственно.

Анализ корреляционной связи между параметрами ФВ и градиентом давления у пациентов в группе с РА после операции показал, что при ФВ <56,72 % регистрируемой после операции, градиент давления увеличивался практически в два раза (среднее значение 6,38 мм.рт.ст.), в то время как при ФВ >56,72 % градиент давления составлял 2,85 мм.рт.ст. (Рисунок 39).



**Рисунок 39 -** Связь значений градиента давления на уровне чревного ствола и фракции выброса, в группе с расслоением аорты после операции (n=38)

После операции в группе с расслоением аорты приведены данные пациентов, которым была выполнена гибридная операция по методике «замороженный хобот слона» (Frozen Elefant Trunk). Уровень исследования (нисходящая аорта, чревный ствол) располагался в непосредственной близости с дистальным краем стента. Увеличение параметров максимальной скорости и градиента давления (Рисунок 40) у данной категории пациентов, возможно, связано с «резким перепадом», возникающим при переходе потока крови из стента аорты в нативный сегмент нисходящей аорты, что в дальнейшем может приводить к развитию осложнения в виде dSINE ниже дистального края стента.



Рисунок 40 - Распределение значений градиента давления на уровне чревного ствола, среди групп пациентов, наблюдающихся с аневризмой восходящей аорты (n=24) и расслоением аорты I и III типа до операции (n=14), аневризмой восходящей аорты (n=31) и расслоением аорты I и III типа после операции (n=38)

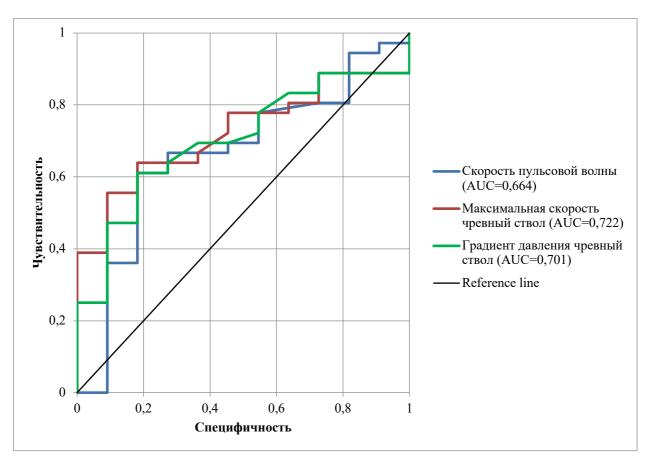
С помощью ROC- анализа основных MP-критериев продемонстрировано, что «градиент давления чревный ствол» и «максимальная скорость чревный ствол» имеют хорошее качество предсказания успешного хирургического лечения расслоения аорты (площадь под кривой, AUC 0,722 и 0,701, соответственно), которое является статистически значимым (p=0,001 и p=0,006, соответственно). Показатель «скорость пульсовой волны» имеет среднее качество предсказания

(AUC 0,664), которое, тем не менее, статистически незначимо (p=0,310) (Рисунок 41).

Низкий показатель чувствительности и специфичности определяет ограниченность протяжения сканируемой области, связанной с невозможностью за один сердечный цикл фиксации других уровней аорты, более протяженных, что связано с техническими особенностями проведения МРТ.

Таким образом, полученные данные на этапах проведения данной работы определили перспективные направления оптимизации рабочего процесса в определении значимых критериев жесткости стенки аорты, которые уже сегодня могут дополнить имеющуюся информацию о патофизиологии процессов в стенке аорты до и после операции, тем самым приведя к стандартизации и более широкому использованию МРТ аорты.

Прогностические характеристики показателей ROC-анализа указаны в таблице 10.



**Рисунок 41 -** ROC- анализ основных MP-критериев изменения жесткости стенки при расслоении аорты.

**Таблица 10**. Прогностические характеристики показателей ROC-анализа.

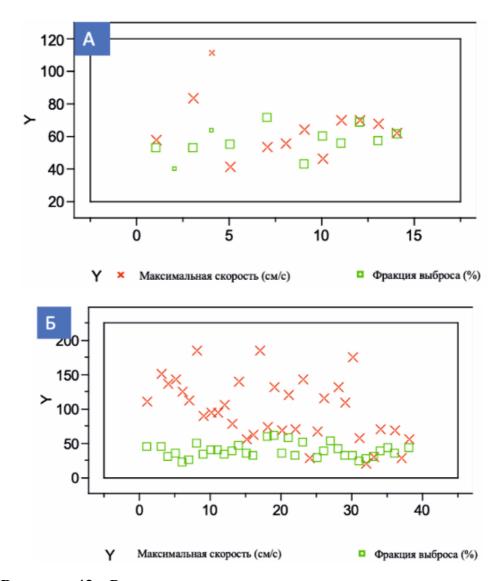
Показатель	Точка отсе- чения	Чувствительность	Специфичность
Скорость пульсовой волны	>11,2	60%	69%
Градиент давления чревный ствол	>0,56	61%	83%
Максимальная скорость чрев- ный ствол	>70,0	64%	83%

Рассматривая динамику изменения параметров растяжимости отмечено его снижение до операции в группе пациентов с аневризмой восходящей аорты 0,2 [0,15;048] %/мм.рт.ст. Однако, после выполнения хирургического лечения он значимо не изменился и составил - 0,3 [0,24; 0,59] %/мм.рт.ст. (р>0,05). Аналогичные данные получены и в отношении критерия модуля Юнга. В группе пациентов с аневризмой восходящей аорты он был увеличен до операции 0,7 [0,41;1,304] мПа и не изменился после операции 0,6 [0,38; 0,68] мПа (р>0,05).

В группе с расслоением аорты критерий растяжимости стенки аорты показал низкие показатели, как на дооперационном этапе, так и после выполнения хирургического лечения - 0,5 [0,42; 1,024] %/мм.рт.ст., против 0,4 [0,20; 0,47] %/мм.рт.ст. (р=9,00017). Модуль Юнга в группе обследуемых пациентов с диагнозом расслоение аорты не был значимо увеличен до операции, однако, показал высокие показатели после операции: 0,2 [0,16;0,56] мПа, против 0,5 [0,39; 0,83] мПа (р<0,05).

По результатам хирургического лечения отмечена компенсация параметров глобальной насосной функции левого желудочка (ударного и конечнодиастолического объема) без снижения фракции изгнания. В группе пациентов с аневризмой до и после операции параметры ударного объема выявлены в значениях: 44,2 [36,35; 62,31] мл/м², против 37,1 [32,74; 46,61] мл/м² (р<0,05). В группе с расслоением до операции и после операции этот же параметр составил 49,3 [39,14;57,76] мл/м², против 39,5 [33,35; 44,59] мл/м² (р<0,05). Снижение индекса КДО левого желудочка до и после операции отмечено в группе расслоение до и после операции 79,4 [72,63; 91,62] мл/м², против 63,6 [59,08; 81,44] мл/м² (р=0,04), тогда как в группе с аневризмой восходящей аорты

изменения были статистически не значимые: 72,9 [59,77; 112,28] мл/м $^2$ , против 72,3 [64,97; 88,5] мл/м $^2$ , соответсвенно (р>0,05) (Рисунок 42), (Таблица 11).



**Рисунок 42** - Распределение пациентов в зависимости от показателей максимальной скорости и фракции выброса в группе расслоение аорты. **A** - до операции (n=14), **Б** - после операции (Б) (n=38)

Выявленное взаимоотношение положительного и отрицательного объемов потока и его направленности на уровне синотубулярных гребней при сравнении группы пациентов с аневризмой восходящей аорты на этапах до и после операции продемонстрировало количественное изменение, определяющее мнение о положительном результате хирургического лечения. Положительный объем потока, количественно определенный в группе до операции был выше, чем после операции 144,1[98,4; 172,84] мл против 85,6 [74,66; 96,86] мл. (р≤0,01). Значимые

изменения отрицательного объема потока крови (не истинной регургитации) с тенденцией к уменьшению, после хирургического лечения, были отмечены в группе с аневризмой восходящей аорты до и после операции: 25,9 [12,73; 76,53] мл, против 12,7 [8,65; 14,36] мл. (р≤0,01). Для большей наглядности взаимосвязь изученных параметров представлена в виде корреляционного анализа (Приложения И-У).

**Таблица 11**. Параметры МРТ сердца у пациентов с заболеваниями аорты до и после операции

Параметры	ДО операции (Аневризма)	ПОСЛЕ операции (Аневризма)	ДО операции (Расслоение)	ПОСЛЕ операции (Расслоение)	Значение р
Конечно диа- столический объем (мл/м²)	72,9 [59,77;112,28]	72,3 [64,97; 88,5]	79,4* [72,63; 91,62]	63,6* [59,08; 81,44]	*p=0,04
Конечно систо- лический объем $(M\pi/M^2)$	29,5 [23,5;51,52]	34,6 [64,97;88,5]	30,6 [26,32;50,72]	27,0 [20,51;38,01]	p>0,05
Ударный объем (мл/м <sup>2</sup> )	44,2 [36,35; 62,31]	37,1 [32,74; 46,61]	49,3 [39,14; 57,76]	39,5 [33,35; 44,59]	p<0,05
Фракция вы- броса (%)	55,4 [49,51;60,64]	52,9 [47,93;58,41]	56,9 [53,14;62,44]	57,6 [51,17;63,55]	p>0,05

Для более детальной оценки направленности потока, ретроспективно, с помощью применения цветового картирования, на систолическом пике были проанализированы MP-исследования добровольцев из контрольной группы (n=10) (Рисунок 43), пациентов с ABA до операции (n=10) и пациентов с аневризмой восходящей аорты после протезирования восходящего отдела аорты (n=10).

По результатам ретроспективного анализа было выявлено равномерное распределение положительного объема потока, занимающее центральное положение в ВА для контрольной группы 59,34 [81,71; 110,51] мл для добровольцев до 38 лет и 89,97 [76,96;104,2] мл для добровольцев после 38 лет, (р<0,001). В то время, как у пациентов, с аневризмой, до выполнения хирургического лечения положительный объем потока был увеличен 144,1 [98,4; 172,84] мл, имел неравномерное распространение и занимал эксцентричное положение, преимущественно в левую заднюю и левую переднюю стенку аорты (Рисунок 44-А).

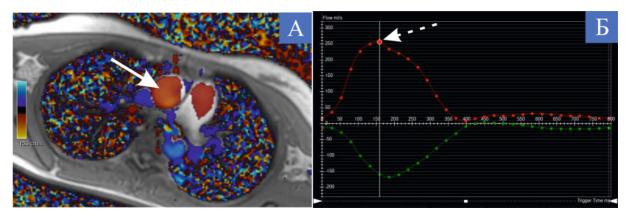


Рисунок 43 – А - Магнитно-резонансная томография аорты, цветовое картирование, аксиальный срез. Сплошной стрелкой указан равномерный поток, занимающий центральное положение в восходящей аорте у пациента из контрольной группы. Б – график зависимости потока от времени. Пунктирной стрелкой указан систолический пик, на котором проведена оценка потока

После протезирования восходящего отдела аорты объем потока значимо уменьшался 85,6 [74,66; 96,86] мл (р<0,001), его распространение и направленность нормализовалась, приближаясь к значениям контрольной группы (Рисунок 44-Б). Схематическое указание распределения положительного объема потока приведено на рисунке 45. Значения положительных и отрицательных объемов потока для всех групп указаны в таблицах со средними показателями.

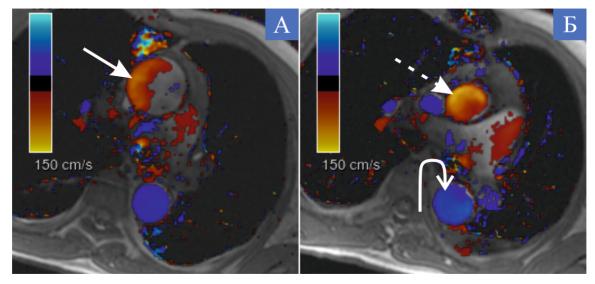


Рисунок 44 — Магнитно-резонансная томография аорты, цветовое картирование, аксиальный срез. А — аневризма восходящей аорты до протезирования. Сплошной стрелкой указана локальная направленность кровотока в левый сектор аорты. Б — восходящая аорта после протезирования, пунктирной стрелкой указано равномерное распределение потока в протезированной восходящей аорте. Развернутой стрелкой указан равномерный «отрицательный» поток в нисходящей аорте

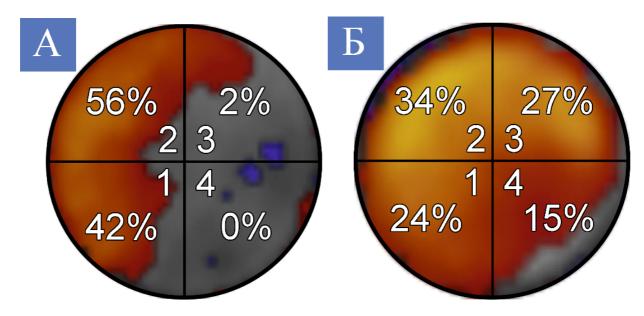


Рисунок 45 — Схематическое изображение восходящей аорты с разделением на сектора: 1 — левый задний, 2 — левый передний, 3 — правый передний, 4 — правый задний. А—поток до протезирования, направленный в 1 (левая задняя стенка) и 2 секторы (левая передняя стенка). Б — равномерное распределение объема потока крови по всем секторам

## Клиническое наблюдение

Представим клинический пример применения MPT аорты и вычисления биомеханических и гемодинамических показателей у пациента на до- и послеоперационном этапах.

Пациент С., 56 лет в плановом порядке поступил в РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского с диагнозом:

Расслоение аорты I типа по DeBakey с переходом на брахиоцефальные артерии. Хроническая стадия. Торакоабдоминальная аневризма аорты I типа по Crawford. Аортальная недостаточность 3 степени. Кардиомегалия. Митральная недостаточность 1-2 степени. Гипертоническая болезнь 3 стадии, риск ССО 4.

<u>КТ-аортография при поступлении:</u> диаметр восходящего отдела аорты 52 мм, дуги аорты 46 мм, нисходящего отдела аорты до 50 мм, на уровне диафрагмы 42 мм. От уровня синотубулярного соединения определяется «веретенообразное» расширение аорты. Определяется разрыв интимы и расслоение аорты на протяжении до уровня отхождения нижней брыжеечной артерии. Брахиоцефальные артерии контрастированы от истинного просвета. Диаметр

аорты на уровне чревного ствола 39 мм, чревный ствол отходит от ложного просвета. На уровне верхней брыжеечной артерии диаметр аорты - 39 мм, верхняя брыжеечная артерия отходит от ложного просвета, на уровне нижней брыжеечной артерии диаметр аорты - 37мм. Аорта на уровне почечных артерий 36 мм, обе почечные артерии контрастированы от истинного просвета аорты. Заключение: КТ картина расслоения аорты IA тип по Дебейки.

ЭхоКГ до операции: аорта от уровня сино-тубулярного соединения визуализируется гиперэхогенный, флотурующий линейный эхосигнал, распространяющийся на дугу и нисходящую аорту — отслоенная интима. Стенки корня аорты плотные за счет атеросклероза, стенки восходящей аорты истончены. Систолический кровоток: Vmax 1,4 м/с, PGr 8,9 / 4,9 ммHg, Sao 3,0 см². При ЦДК — центральная струя регургитации диаметром 10 мм.

По данным МРТ аорты до операции: МР-картина расслоения аорты IA с визуализацией двух просветов – истинного и ложного. Максимальная площадь истинного канала составила - 1043,506 мм. На фазово-контрастных изображениях в обоих просветах визуализируется поток крови, основной объем которого расположен в истинном канале. При цифровом анализе аксиальных фазово-контрастных изображений получены значения: СПВ в дуге аорты - 11,2 см/с, градиент давления (ВА) - 5,57 мм.рт.ст., максимальная скорость (ВА) - 118,02 см/с, градиент давления (ЧС) - 4,9 мм.рт.ст., максимальная скорость (ЧС) - 110,73см/с. При количественном анализе аксиальных изображений в последовательности градиентное эхо, получено: растяжимость ВА - 1,04 %/мм.рт.ст., модуль Юнга ВА – 0,245 Мпа.

была гибридная Пациенту выполнена операция. Протезирование восходящего отдел и дуги аорты многобраншевым синтетическим протезом Vascutek Gelweave 26\*10/8/8\*8 mm.B условиях циркуляторного ареста, антеградной бигемисферальной перфузии головного мозга и гипотермии 28С. Стентирование нисходящего отдела грудной аорты гибридным протезом МедИнж "Мягкий хобот слона" 28 мм по методике Frozen Elephant Trunk. Протезирование левой общей сонной артерии до уровня бифуркации, протезирование правой общей сонной артерии до уровня бифуркации с реимплантацией правой подключичной артерии в бок протеза, протезирование левой подключичной артерии. Субкомиссуральная аннулопластика El Khoury. Пластика корня аорты по Bahnson.

<u>КТ-аортография после операции:</u> корень аорты не расширен, от уровня синотубулярных гребней визуализируется протез восходящей аорты и дуги аорты. В просвете истинного канала нисходящей грудной аорты, дистальнее протеза дуги визуализируется стент (Рисунок 47-Б). Ниже уровня дистального края стента сохраняется расслоение аорты до инфраренального сегмента. Нисходящая грудная аорта 53мм, брюшная аорта на уровне висцеральных ветвей 37мм. Чревный ствол, верхняя брыжеечная артерия, правая и левая почечные артерии отходят от истинного канала без гемодинамически значимых стенозов (Рисунок 46).

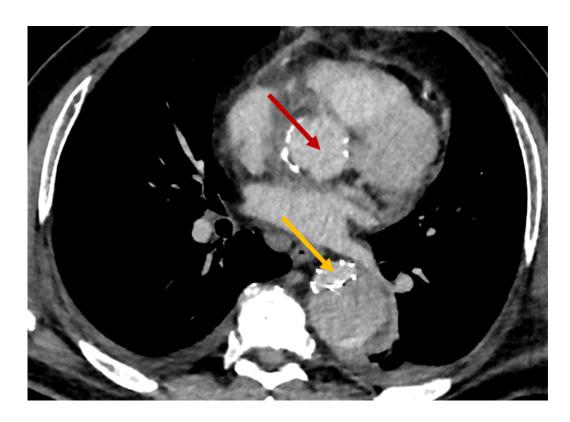


Рисунок 46 – КТ-аортография. Красной стрелкой указан протез в восходящей аорте; желтая стрелка – стент в истинном просвете нисходящей аорты

<u>ЭхоКГ после операции</u> - систолический кровоток: Vmax 1,4 м/c, PGr 7,9 / 4,3 ммHg, Sao 2,9 см². При ЦДК: регургитация 0 - 1 степени.

МРТ аорты после операции: Состояние после гибридной операции. Гибридный протез локализован от уровня синотубулярных гребней (Рисунок 47-А). На серии фазово-контрастных изображений определяется равномерный поток крови, распространяющийся в пределах истинного канала, ложный канал тромбирован в сегменте аорты с установленным стентом (Рисунок 48). Максимальная площадь истинного канала составила - 718,018 мм. При анализе фазово-контрастных изображений получены значения: СПВ в дуге аорты - 16,1 см/с, градиент давления (ВА) - 6,76 мм.рт.ст., максимальная скорость (ВА) - 130,01 см/с, градиент давления (ЧС) - 7,38 мм.рт.ст., максимальная скорость (ЧС) - 135,82 см/с. При количественном анализе аксиальных изображений в последовательности градиентное эхо, получено: растяжимость ВА - 0,81 %/мм.рт.ст., модуль Юнга ВА – 0,265 Мпа.

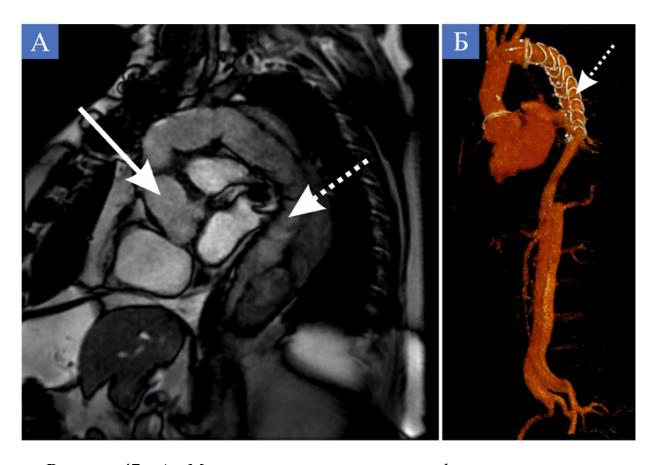


Рисунок 47 – А - Магнитно-резонансная томография аорты, последовательность градиентное эхо. Состояние после гибридной операции: протезирование восходящего отдела и дуги аорты (сплошная стрелка), стентирование нисходящего отдела грудной аорты (пунктирная стрелка). Б – КТ-аортография. Состояние после гибридной операции. Пунктирной стрелкой указан стент в нисходящем отделе грудной аорты

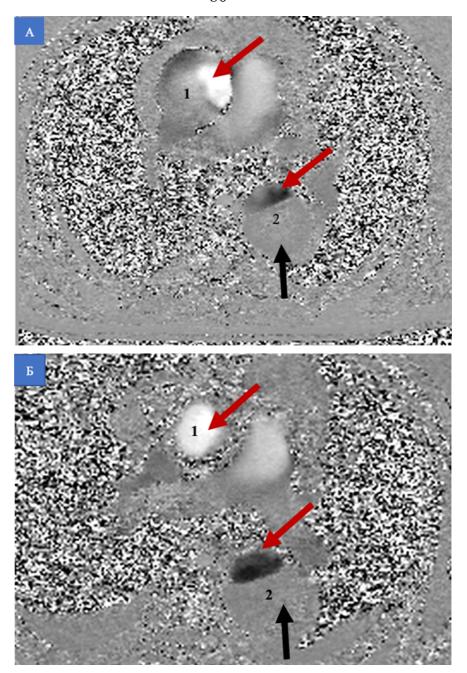


Рисунок 48 — Магнитно-резонансная томография, аксиальные фазовоконтрастные изображения. А - восходящая (1) и нисходящая (2) аорта до операции. Красная стрелка - истинный просвет аорты; черная стрелка — ложный просвет. Б - восходящая (1) и нисходящая (2) аорта после операции. Красная стрелка — протез в истинном просвете аорты, черная стрелка — тромбированный ложный канал

<u>Динамическая МРТ аорты</u> была выполнена спустя год, после операции: МР-картина оперированного расслоения аорты. Локализация гибридного протеза прежняя. На уровне левого предсердия, дистальнее установленного стента, сохраняется участок с расслоением торакоабдоминальной аорты до инфраренального отдела. На серии фазово-контрастных изображений определяется равномерный

поток крови, в истинном канале, ложный канал тромбирован на уровне установки стента. Максимальная площадь истинного канала составила - 723,151 мм. При цифровом анализе аксиальных фазово-контрастных изображений получены значения: СПВ в дуге аорты - 22,4 см/с, градиент давления (ВА) - 4,48 мм.рт.ст., максимальная скорость (ВА) - 105,8 см/с, градиент давления (ЧС) – 8,3 мм.рт.ст., максимальная скорость (ЧС) - 144,08 см/с. При количественном анализе аксиальных изображений в последовательности градиентное эхо, получено: растяжимость ВА - 0,64 %/мм.рт.ст., модуль Юнга ВА –0,504 Мпа.

По результатам выполненного MPT исследования было выявлено, что установка гибридного протеза сопровождается изменением параметров жесткости аорты демонстрирующее увеличение СПВ, снижение растяжимости и увеличение модуля Юнга.

В раннем послеоперационном периоде (5 дней) и спустя год отмечалось увеличение показателей градиента давления и максимальной скорости. Однако, после операции отмечается стабилизация потока в восходящей и нисходящей аорте, что отчетливо продемонстрировано по выравниваю кривых потока на графике зависимости скорости от времени (Рисунок 49). Наглядная демонстрация результатов проведения динамической МРТ аорты представлена в таблице 12.

**Таблица 12** – Биомеханические и скоростные параметры стенки аорты у пациента С., 56 лет, до и после гибридной операции

	СПВ См/с	Растяжи- мость ВА, %/мм.рт.ст.	Модуль Юнга ВА, Мпа	Градиент давления СТГ, мм.рт.ст.	Макс. скорость СТГ, см/с	Градиент давления ЧС, мм.рт.ст.	Макс. скорость ЧС, см/с
До операции	11,2	1,04	0,245	5,57	118,02	4,9	110,73
После операции	16,1	0,81	0,265	6,76	130,01	7,38	135,82
Через год	22,4	0,64	0,504	4,48	105,8	8,3	144,08

По результатам гистологического исследования резецированного фрагмента стенки аорты, представленного интимой с участками миоинтимального утолщения и средним слоем с зоной расслоения, было выявлено: неравномерное расположение эластических волокон в среднем слое, расширенные

межмембранные пространства, базофилия, вакуолизация, линейные участки, лишенные эластических волокон. В местах расслоения лимфо- и лейкоцитарная инфильтрация, присутствие тромботических масс с признаками организации.

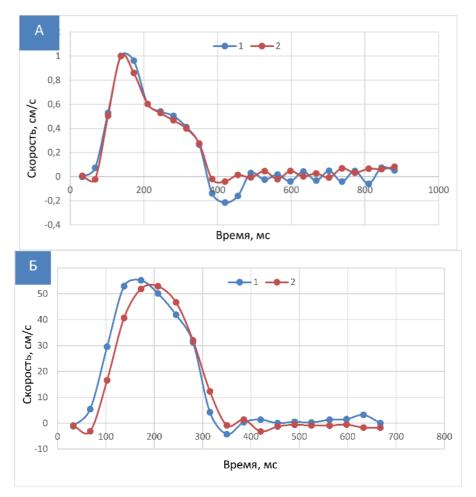


Рисунок 49 - График зависимости скорости от времени у пациента с расслоением аорты I типа. А - неравномерные кривые потока восходящей (1) и нисходящей (2) аорты, дооперационный этап. Б - выравненные кривые потока восходящей и нисходящей аорте, после выполненной гибридной операции по методике Frozen Elephant Trunk

операции, наблюдается Снижение растяжимости, после связи измерениями в протезе, который не обладает проводимыми эластическими свойствами как нативная стенка аорты. Определялось увеличение значений максимальной скорости и градиента давления на уровне чревного ствола до, после операции и спустя год:118,02 см/с и 4,9 мм. рт. мт.; 130,01 см/с и 7,38 мм. рт. мт.; 105,8 см/с и 8,3 мм. рт. мт. Указанные изменения скорости и давления, указывают на зону риска, где возможно развитие разрыва интимы по дистальному краю стента-графта (dSINE) (Приложение Ф).

#### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Магнитно-резонансная томография аорты является мощным неинвазивным инструментом визуализации, который позволяет комплексно оценить необходимые анатомические, морфологические и скоростные параметры за одно Дополнительно И благодаря достаточной исследование. разрешающей способности и широкому спектру диагностических преимуществ, метод позволяет детально изучить биомеханические, гемодинамические показатели аортальной стенки. Возможность использования фазово-контрастных изображений в кинорежиме позволяет визуализировать гемодинамические процессы, происходящие в аорте, на протяжении всего сердечного цикла.

На сегодняшний день MPT аорты не используется рутинно, однако внедрение комплексной методики MPT аорты на до- и послеоперационных этапах значительно дополнит существующий алгоритм диагностики послеоперационных осложнений.

Разработанная и апробированная в РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского методика магнитно-резонансной томографии аорты, является достоверным и технологичным способом для одномоментного определения и оценки показателей биомеханической прочности стенки аорты.

Целью данной работы явилось оценить роль биомеханических параметров жесткости стенки аорты в диагностике и лечении заболеваний аорты по данным магнитно-резонансной томографии.

В работе приведены результаты МР-исследований аорты 185 пациентов, проходивших обследование и лечение в ФГБНУ «РНЦХ имени академика Б. В. Петровского» в период с 2020 г. по 2023 г. Все пациенты были разделены на три основные группы: контрольная группа, пациенты с заболеваниями миокарда (ишемическая болезнь сердца, концентрическая гипертрофическая кардиомиопатия), группа с заболеваниями аорты до и после операции (аневризма восходящей аорты, расслоение аорты I и III типа).

Для достижения целей работы были проанализированы расчетные и цифровые данные, по результатам которых были выявлены и сравнены ключевые значения параметров жесткости стенки аорты в контрольных группах и с заболеваниями аорты.

При сравнении полученных результатов в подгруппах здоровых добровольцев до и после 38 лет были выявлены статистически значимые отличия (p<0,001) максимальной площади восходящей аорты (654,98 [555,52;693,67] см², против 761,62 [646,45;838,66] см²).

Статистически значимые значения максимальной скорости и градиента давления были определены в сегменте нисходящей аорты на уровне чревного ствола (р<0,001) - 100,51 [93,19;118,13] см/с до 38 лет и 61,95 [56,66;76,89] см/с после 38 лет для скорости; 4,16 [3,48;5,58] мм.рт.ст. до 38 лет и 1,57 [1,37;2,36] мм.рт.ст. после 38 лет для градиента давления. Растяжимость и модуль Юнга, как критерии жесткости стенки аорты отличались внутри контрольной группы до 38 лет и после 38 лет - 1,03[0,75;1,15]%/мм.рт.ст. и 0,20[0,16;027] Мпа, против 0,60 [0,45;0,81] %/мм.рт.ст и 0,37[0,30;0,51] Мпа, соответственно, при р<0,001. Определялась тенденция снижения растяжимости и увеличения модуля Юнга с возрастом. Так же, было отмечено снижение растяжимости в нисходящей аорте до 38 лет (0,88 [0,7;1,07] %/мм.рт.ст.) и после 38 лет (0,47 [0,29;0,79] %/мм.рт.ст.) (р<0,006).

Статистически значимые отличия (p<0,001) выявлены в значениях критерия СПВ в контрольной группе до 38 лет и старше 38 лет - 4,05 [3,72;5,2] см/с, против 4,70 [4,5;6,2] см/с, соответственно. Увеличение параметра СПВ в группе наблюдаемых старше 38 лет подтверждает взаимосвязь между увеличением аортальной жесткости и традиционными факторами риска сердечно-сосудистых заболеваний. При оценке отрицательного объема потока в восходящей аорте (p<0,001) в группе до 38 лет и после 38 лет (1,34 [0,09;1,94] мл, против 2,64 [0;4,63] мл), была выявлена тенденция к его повышению с возрастом.

Статистически значимые различия максимальной площади сечения восходящей аорты определялась между группами с ИБС и ГКМП -

804,32[712,36;1035,95] см², против 902,07 [781,06;1082,59] см² при р=0,001 с преобладанием у пациентов с гипертрофической кардиомиопатией. Максимальная скорость на уровне чревного ствола значимо различалась (р<0,001) между группами с заболеваниями миокарда, при этом в группе с ИБС составляла 68,16 [64,17;74,58] см/с, а у пациентов с ГКМП она была снижена до 54,79 [51,08;66,56] см/с. Значение же градиента давления в восходящей аорте было снижено в группе с ИБС (2,31 [1,68; 3,06] мм.рт.ст.), по сравнению с группой ГКМП (2,69 [1,64; 3,78] мм.рт.ст.). Дополнительно, в обследуемых группах пациентов наблюдались значимые различия (р<0,001) параметров глобальной систолической функции левого желудочка, при этом в группе с ИБС достоверное снижение фракции выброса (ФВ) 35,50±3,95%, в сравнении с данными ФВ группе с ГКМП — 65,28±17,44%

Растяжимость и показатель жесткости представленный модулем Юнга значимо отличались (р<0,001) между собой при сравнении результатов в группах пациентов с ИБС 0,33 [0,18;0,68] %/мм.рт.ст и 0,77 [0,41;1,36] Мпа и с ГКМП - 0,49 [0,43;0,66] %/мм.рт.ст и 0,50 [0,37;0,64] Мпа, соответственно, подтверждая снижение растяжимости и увеличение жесткости (модуля Юнга) среди пациентов с ИБС. Этот факт объясняется вероятным сопровождением атеросклероза, повреждающего в том числе стенку у данной группы пациентов. Статистически значимые отличия (р<0,001) выявлены в значениях распространения СПВ в группе с ишемической болезнью сердца 6,00 [5,08;7,38] см/с и пациентов с концентрической гипертрофией миокарда 7,90 [5,2;9,2] см/с. Увеличение СПВ в сравнении с данными контрольной группы составило 30% и 49%.

Максимальная площадь аорты в исследуемых группах с аневризмой и расслоением до операции, имела максимальные и достоверно высокие значения  $1713.9 [1299.47; 2020.5045] \text{ см}^2 \text{ и } 1059.7 [757.19; 1361.07] \text{ см}^2 \text{ при р} < 0.001.$ 

При анализе параметров систолической функции левого желудочка в группах пациентов с аневризмой и расслоением аорты не было выявлено статистически значимых изменений: 44,2 [36,35; 62,31] мл/м $^2$  49,3 [39,14; 57,76] мл/м $^2$  для ударного объема (УО) (р>0,05); 72,9 [59,77; 112,28] мл/м $^2$  и 79,4 [72,63; 91,62]

мл/м<sup>2</sup> для конечно-диастолического объема (КДО) левого желудочка (p>0,09); 55,4 [49,51;60,64] мл/м<sup>2</sup> и 56,9 [53,14;62,44] для ФВ (p>0,05). Несмотря на отсутствие разницы в параметрах глобальной систолической функции левого желудочка, отчетливо прослеживались изменения в скоростных параметрах потока. При оценке максимальной скорости в нисходящей аорте на уровне чревного ствола, наблюдалось ее снижение, по сравнению с контрольной группой, как в группе с аневризмой аорты 61,3 [41,91; 86,28] см/с, так и при расслоении аорты 63,0 [54,85; 69,82] см/с при p<0,013.

В выборке пациентов с аневризмой восходящей аорты отмечено разделение на несколько подгрупп значений СПВ. Основная подгруппа была со значительно повышенными значениями до 13 см/с, а их средняя составляющая была в пределах 7,7 см/с. В подтверждение к параллельному формированию изменений жесткости стенки аорты демонстрируется почти 3-х кратное (в сравнении с контрольной группой) увеличение модуля Юнга - 0,7 [0,41; 1,304] мПа, что также может быть сопоставимо с результатами жесткости аорты, полученной у пациентов с ИБС - 0,77 [0,41;1,36] Мпа. Таким образом, на основании сопоставления полученных с помощью данных МРТ аорты, подтверждается прямая зависимость параметров жёсткости сосудистой стенки и распространения скорости пульсовой волны только у пациентов с аневризмой аорты и ИБС.

Значение модуля Юнга в группе с расслоением аорты составило 0,2 [0,16; 0,56] мПа и значимо не отличалось от контрольной группы - 0,20 [0,16;027] Мпа до 38 лет и 0,37 [0,30;0,51] Мпа старше 38 лет соответственно. Фиксация и измерение необходимых для расчета параметров жесткости аорты при расслоении проводились в истинном канале аорты, где вследствие патофизиологического процесса уже отсутствовал основной каркас стенки в виде медии и адвентиции, возможно, это и повлияло на полученный результат.

Распределение параметра СПВ в группе с расслоением аорты было практически правильное и по данным статистического анализа, основную группу составили пациенты со значениями с высокой до 20 см/с СПВ, а средние значения составили 9,7 [6,8; 12,9] см/с. В результате при сравнении с контрольной группой

значения показателей СПВ при всех оцениваемых заболеваниях аорты были расценены как значительно повышенными и превышали контрольные нормальные на 46%.

При анализе градиента давления, измерения которого проводились в нисходящей аорте на уровне чревного ствола, было выявлено его значительное снижение (p=0,001), как в группе с аневризмой восходящей аорты, так и с расслоением аорты (1,2 [0,705; 2,975] мм.рт.ст. и 1,6 [1,202; 1,95] мм.рт.ст., соответственно), на 48% от контрольного нормального параметра при сравнении с контрольной группой до 38 лет (4,16 [3,48;5,58] мм.рт.ст.).

При оценке растяжимости восходящей аорты в группах пациентов с аневризмой восходящей аорты и расслоением аорты было выявлено закономерное снижение данного параметра 0,2 [0,15; 0,48] %/мм.рт.ст. и 0,5 [0,42; 1,024] %/мм.рт.ст. соответственно, при p=0,018).

По результатам хирургического лечения отмечена компенсация параметров глобальной насосной функции левого желудочка (ударного диастолического объема) без снижения фракции изгнания. В группе пациентов с аневризмой до и после операции параметры ударного объема выявлены в значениях 44,2 [36,35; 62,31] мл/м2, против 37,1 [32,74; 46,61] мл/м2. В группе с расслоением до операции и после операции этот же параметр составил 49,3 [39,14;57,76] мл/м2, против 39,5 [33,35; 44,59] мл/м2. Снижение индекса КДО левого желудочка до и после операции отмечено в группе расслоение до и после операции 79,4 [72,63; 91,62] мл/м2, против 63,6 [59,08; 81,44] мл/м<sup>2</sup> (p=0,04), тогда как в группе с аневризмой восходящей аорты изменения были статистически не значимы - 72,9 [59,77; 112,28] мл/м2, против 72,3 [64,97; 88,5] мл/м2, соответственно.

Подтверждением положительного результата хирургического лечения, уменьшение значения максимальной площади в группах оперированных пациентов в сравнении с дооперационными данными представлено со статистически значимыми различиями. Среди значений группы с АВА до и после операции: 1713,9[1299,47; 2020,5045] см², против 805,3 [745,98; 954,63] см², и

группы с расслоением аорты до и после операции: 1059,7 [757,19;1361,07] см<sup>2</sup>, против 747,7[668,13;868,98] см<sup>2</sup>.

Значения максимальной скорости потока, после выполнения хирургического лечения, в группе с аневризмой значимо не изменились, по сравнению с показателями до операции 57,1[51,92; 79,05] см/с против 61,3 [41,91;86,28] см/с. В то время, как в группе у пациентов с расслоением аорты после операции было выявлено увеличение скорости на 20%, по сравнению с дооперационными показателями (78,6 [66,24;130,78] см/с, против 63,0 [54,85;69,82] см/с, при p=0,013).

Как уже было отмечено, до операции в группе пациентов с патологией аорты при оценке СПВ отмечены высокие показатели. В значениях в группе больных с аневризмой ВА после оперативного вмешательства отмечается продолжающаяся тенденция увеличения СПВ, объясняемая наличием дополнительного плотного каркаса протеза аорты. Анализ СПВ, проведенный у пациентов после хирургического лечения аневризмы ВА, показал равномерное разделение значений на несколько подгрупп, при этом после операции среднее значение СПВ составило 8,7 [6,5; 10,65] см/с, что больше на 12% от исходного значения до операции.

У пациентов с расслоением аорты после оперативного лечения отметился рост скорости пульсовой волны 12,7 [7,7; 15,7] см/с, превышая дооперационные показатели СПВ, рассчитанные по данным магнитно-резонансной томографии, на 24%. Бивариантный анализ скорости пульсовой волны и модуля Юнга в группе пациентов с диагнозом аневризма ВА после проведенной операции реконструкции аорты показал равномерное распределение параметра СПВ. Основная подгруппа значений была зафиксирована в пределах 10 см/с при этом максимальное количество больных со значением показателя модуля Юнга в пределах 1 мПа находилось в пропорциональном зависимости.

В установленном сегменте нисходящей аорты на уровне чревного ствола производился сбор MPT данных для определения градиента давления у пациентов с аневризмой и расслоением аорты. В группе ABA до и после операции градиент

давления значимо не отличался 1,2 [0,705; 2,975] мм.рт.ст., против 1,3 [1,07;2,5] мм.рт.ст., в то время как в группе пациентов с расслоением аорты отмечалось его значительное увеличение, после операции - 1,6 [1,202; 1,95] мм.рт.ст., против 2,1 [1,76;6,84] мм.рт.ст. соответственно. Анализ корреляционной связи между параметрами ФВ и градиентом давления у пациентов в группе с РА после операции показал, что при ФВ <56,72 % регистрируемой после операции, градиент давления увеличивался практически в два раза (среднее значение 6,38 мм.рт.ст.), в то время как при ФВ >56,72 % градиент давления составлял 2,85 мм.рт.ст.

После операции в группе с расслоением аорты приведены данные пациентов, которым была выполнена гибридная операция по методике «замороженный хобот слона» (Frozen Elefant Trunk). Уровень исследования (нисходящая аорта, чревный ствол) располагался в непосредственной близости с дистальным краем стента. Увеличение параметров максимальной скорости и градиента давления у данной категории пациентов, возможно, связано с «резким перепадом», возникающим при переходе потока крови из стента аорты в нативный сегмент нисходящей аорты.

С помощью ROC- анализа основных MP-критериев продемонстрировано, что «градиент давления на чревном стволе» и «максимальная скорость на уровне чревного ствола» имеют хорошее качество предсказания положительного результата сосудистой реконструкции при хирургическом лечения расслоения аорты при статистически значимой (p=0,001 и p=0,006) AUC 0,722 и 0,701, соответственно. Низкий показатель чувствительности и специфичности определяет ограниченность протяжения сканируемой области, связанной с невозможностью за один сердечный цикл фиксации других уровней аорты, более протяженных, что связано с техническими особенностями проведения MPT.

Рассматривая динамику изменения параметров растяжимости, отмечено его снижение до операции в группе пациентов с аневризмой восходящей аорты 0,2 [0,15;048] %/мм.рт.ст. Однако, после выполнения хирургического лечения он значимо не изменился и составил 0,3 [0,24; 0,59] %/мм.рт.ст. (р>0,05). Аналогичные данные получены и в отношении критерия модуля Юнга. В группе

пациентов с аневризмой восходящей аорты он был увеличен до операции 0.7 [0.41;1.304] мПа и не изменился после операции 0.6 [0.38;0.68] мПа (p>0.05).

В группе с расслоением аорты критерий растяжимости стенки аорты показал низкие показатели как на дооперационном этапе, так и после выполнения хирургического лечения - 0,5 [0,42; 1,024] %/мм.рт.ст., против 0,4 [0,20; 0,47]%/мм.рт.ст. (р=0,01). Модуль Юнга в группе обследуемых пациентов с диагнозом расслоение аорты не был значимо увеличен до операции, однако, показал высокие показатели после операции: 0,2 [0,16;0,56] мПа, против 0,5 [0,39; 0,83] мПа (р<0,05).

Выявленное взаимоотношение положительного и отрицательного объемов потока и его направленности на уровне синотубулярных гребней при сравнении группы пациентов с аневризмой восходящей аорты на этапах до и после операции продемонстрировало количественное изменение, определяющее мнение о положительном результате хирургического лечения. Положительный объем потока, количественно определенный в группе до операции, был выше, чем после операции 144,1[98,4; 172,84] мл против 85,6 [74,66; 96,86] мл. (р≤0,01). Значимые изменения отрицательного объема потока крови (не истинной регургитации) с тенденцией к уменьшению, после хирургического лечения, были отмечены в группе с аневризмой восходящей аорты до и после операции: 25,9 [12,73; 76,53] мл, против 12,7 [8,65; 14,36] мл. (р≤0,01).

Для более детальной оценки направленности потока, ретроспективно, с помощью применения цветового картирования, на систолическом пике были проанализированы MP-исследования добровольцев из контрольной группы (n=10), пациентов с ABA до операции (n=10) и пациентов с аневризмой восходящей аорты после протезирования восходящего отдела аорты (n=10). По результатам ретроспективного анализа было выявлено равномерное распределение положительного объема потока, занимающее центральное положение в BA для контрольной группы 59,34 [81,71; 110,51] мл для добровольцев до 38 лет и 89,97 [76,96;104,2] мл для добровольцев после 38 лет, (р<0,001). В то время, как у пациентов, с аневризмой, до выполнения

хирургического лечения положительный объем потока был увеличен 144,1 [98,4; 172,84] мл, имел неравномерное распространение и занимал эксцентричное положение, преимущественно в левую заднюю и левую переднюю стенку аорты. После протезирования восходящего отдела аорты объем потока значимо уменьшался 85,6 [74,66; 96,86] мл (р<0,001), его распространение и направленность нормализовалась, приближаясь к значениям контрольной группы.

Таким образом, использование модифицированного протокола магнитнорезонансной томографии аорты позволяет выявлять основные значимые диагностические MP-критерии раннего ремоделирования артериальной стенки, а также устанавливать параметры изменения жесткости стенки аорты на до- и послеоперационном этапах. Настоящий анализ полученных данных и последующее изучение данной проблемы позволит улучшить диагностику заболеваний аорты и минимизировать осложнения.

### **ВЫВОДЫ**

- 1. Биомеханические параметры жесткости стенки аорты, представленные данными магнитно-резонансной томографии, расширяют возможности предоперационной диагностики и анализа результатов лечения аневризмы и расслоения аорты.
- 2. Комплексная методика магнитно-резонансной томографии аорты объединяет в одном исследовании необходимые данные систолической функции левого желудочка и точное измерение необходимых биомеханических параметров, максимально точно отражающих процессы изменения эластических свойств стенки аорты, улучшающих диагностику заболеваний аорты.
- 3. Анализ данных магнитно резонансной томографии определил критерии патологических изменений, достоверно (p<0,01) возникающих в стенке аорты при отметке площади аорты более 761 см², растяжимости ниже 0,6 %/мм.рт.ст., изменении модуля Юнга выше 0,3 МПа, увеличении скорости пульсовой волны выше 4,7 см/с, изменения градиента давления от уровня 2,3 мм.рт.ст. и максимальной скорости 62 см/с. При этом выявлено повышение на 46% значений скорости пульсовой волны, почти 3-х кратное повышение жесткости аорты и снижение на 48% значений градиента давления в нисходящей аорте при аневризме и расслоении.
- 4. По данным ROC-анализа предсказания положительного результата сосудистой реконструкции при хирургическом лечении расслоения аорты (p=0,001 и p=0,006) AUC 0,722 и 0,701 для градиента давления и максимальной скорости в нисходящей аорте, при чувствительности и специфичности параметров скорости пульсовой волны, градиента давления и скорости (60%, 61% и 64%, соответственно). Данные увеличения градиента давления в два раза у пациентов с расслоением аорты, после гибридных операций при фракции выброса <56,72%, пропорциональная зависимость скорости пульсовой волны и высоких значений модуля Юнга 0,5-1 мПа, определяют направление дальнейшего изучения адаптации аорты после операции и улучшения результатов ее хирургического лечения по данным магнитно-резонансной томографии.

## ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

- 1. Протокол комплексного обследования пациентов с аневризмой и/или расслоением аорты рекомендовано дополнить проведением магнитнорезонансной томографии аорты и сердца с определением биомеханических показателей сосудистой стенки.
- 2. Для оценки восстановления гемодинамики и сравнения полученных данных на до- и послеоперационном этапах целесообразно анализировать скорость распространения пульсовой волны в дуге аорты, максимальную скорость кровотока в «критических точках», градиент давления на уровне дистального края стента, положительные и отрицательные объемы в восходящей аорте.
- 3. Учитывая полное отсутствие лучевой нагрузки и безопасность, разработанная методика может быть внедрена в повседневную клиническую практику в ведущих специализированных центрах, как вариант скрининга «скрытых» заболеваний аорты и выявления предрасположенности к ним.
- 4. Разработанные MP-критерии изменения жесткости стенки аорты в перспективе могут быть использованы в разработке высокотехнологичного поколения протезов аорты, максимально приближенных к нативным биомеханическим показателям.

# СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

АВА - аневризма восходящей аорты

ВА - восходящая аорта

РА - расслоение аорты

ЛЖ - левый желудочек

ГКМП - гипертрофическая кардиомиопатия

ССЗ - сердечно-сосудистые заболевания

ССС - сердечно-сосудистая система

СТГ - синотубулярный гребень

КДО - конечный диастолический объем левого желудочка

КСО - конечный систолический объем левого желудочка

НАо - нисходящая аорта

НСС - напряжение сдвига стенки

МРТ - магнитно-резонансная томография

МСКТ - мультисипиральная компьютерная томография

ППТ - площадь поверхности тела

СПВ - скорость пульсовой волны

УЗИ - ультразвуковое исследование

ЧСС - частота сердечных сокращений

ЧС - чревный ствол

УО - ударный объем

ИБС - ишемическая болезнь сердца

ИМ - инфаркт миокарда

ЧП-ЭхоКГ – чрезпищеводная эхокардиография

ЭхоКГ – трансторакальная эхокардиография

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Абугов, С. А. Стентирование аневризм грудного отдела аорты при расслоении III типа по Де Бейки / С. А. Абугов, Ю. В. Белов, В. В. Ховрин [и др.] // Хирургия. Журнал имени Н.И. Пирогова. – 2013. – № 2. – С. 67–72.
- 2. Абугов, С. А. Эндопротезирование при гибридных и этапных операциях на аорте / С. А. Абугов, Р. С. Поляков, Э. Р. Чарчян [и др.] // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. 2018. № 6 (11). С. 38–44.
- 3. Баяндин, Н. Л. Хирургическое лечение острых расслоений аорты / Н. Л. Баяндин, А. Г. Кротовский, А. С. Вищипанов [и др.]. Ассоциация сердечнососудистых хирургов России, 2014.
- 4. Белов, Ю. В. Руководство по сосудистой хирургии с атласом оперативной техники / Ю. В. Белов. М. : Де Ново, 2000. 448 с.
- 5. Белов, Ю. В. Хирургические технологии в лечении больных с аневризмами грудного и торакоабдоминального отделов аорты / Ю. В. Белов // Реконструктивная хирургия аневризм грудного и торакоабдоминального отделов аорты. М., 2000. С. 20—23.
- 6. Белов, Ю. В. Аневризмы восходящей аорты с аортальной недостаточностью / Ю. В. Белов, Э. Р. Чарчян. М.: Святогор, 2006. 168 с.
- 7. Белов, Ю. В. Применение «гибридных» технологий при лечении больных с расслоением всей аорты / Ю. В. Белов, С. А. Абугов, Э. Р. Чарчян // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. 2008. Т. 1, № 1. С. 80–83.
- 8. Белов, Ю. В. Принципы гемодинамической коррекции при расслоении аорты I типа / Ю. В Белов, Э. Р. Чарчян, В. В. Ховрин, С. В. Федулова // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. 2009. Т. 2, № 3. С. 40–44.
- 9. Бриль, К. Р. Магнитно-резонансная томография в оценке критериев жёсткости стенки аорты / К. Р. Бриль, В. В. Ховрин // Digital Diagnostics. 2022. Т. 3, №1S. С. 10–11.
- 10. Бриль, К. Р. Перспективы метода магнитно-резонансной томографии для оценки биоэластической функции стенки аорты / К. Р. Бриль, А. А. Пронкин,

- Т. Н. Галян [и др.]. DOI 10.52560/2713-0118-2023-1-40-51 // Радиология практика. 2023. № 1. С. 40–51.
- 11. Бокерия, Л. А. Клинические рекомендации. Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты (2017) / Л. А. Бокерия [и др.] // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. 2018. Т. 11, № 1. С. 7–67.
- 12.Илюхин, О. В. Скорость распространения пульсовой волны и эластические свойства магистральных артерий: факторы, влияющие на их механические свойства, возможности диагностической оценки / О. В. Илюхин, Ю. М. Лопатин // Вестник ВОЛГМУ. 2006. С. 3–8.
- 13.Ионов, М. В. Совместные клинические рекомендации ESH/ESC 2018 по диагностике и ведению пациентов с артериальной гипертензией: первый взгляд / М. В. Ионов, Н. Э. Звартау, А. О. Конради. DOI 10.18705/1607-419X-2018-24-3-351-358 // Артериальная гипертензия. 2018. № 3 (24). С. 351–358.
- 14. Каро, К. Механика кровообращения / К. Каро, Т. Медли, Р. Шротер [и др.]. М.: Мир, 1981. 624 с.
- 15. Карпман, В. Л. Динамика кровообращения у спортсменов / В. Л. Карпман, Б. Г. Любина. М.: ФиС, 1982. 135 с.
- 16. Клинические рекомендации. Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты (2017) // Кардиология и сердечно-сосудистая хирургия. 2018. № 1 (11). С. 57—67.
- 17. Константинов, Б. А. Аневризмы восходящего отдела и дуги аорты / Б. А. Константинов, Ю. В. Белов, Ф. В. Кузнечевский. М., 2006. 335 с.
- 18. Малахова, М. В. Диагностика отрыва клапаносодержащего кондуита восходящего отдела аорты и его успешное хирургическое лечение / М. В. Малахова, Е. А. Прохорова, А. С. Куличкин [и др.]. DOI 10.20862/0042-4676-2021-102-6-383-389 // Вестник рентгенологии и радиологии. 2021. № 6 (102). С. 383–389.
- 19. Мушкамбаров, И. Н. Клинико-инструментальные корреляции локальных упругоэластических свойств грудной аорты у пациентов с коронарным атеросклерозом / И. Н. Мушкамбаров, Н. Ф. Берестень, С. Б. Ткаченко. DOI

- 10.24884/1682-6655-2020-19-4-12-19 // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. -2020. -№ 4 (19). C. 12-19.
- 20. Рекомендации по диагностике и лечению заболеваний аорты. М., 2017.
- 21. Сандриков, В. А. Векторное картирование деформации и потоков крови у пациентов с аневризмой восходящей аорты / В. А. Сандриков, Ю. В. Белов, Т. Ю. Кулагиа [и др.] // Ангиология и сосудистая хирургия. 2019. № 2 (25). С. 40–46.
- 22. Скрипник, А. Ю. Оценка эластических характеристик стенки восходящего отдела аорты при помощи компьютерно-томографической ангиографии в режиме электрокардиографической синхронизации с расширенной постпроцессорной обработкой данных / А. Ю. Скрипник, В. А. Фокин, Р. Р. Мирончук [и др.]. DOI 10.15829/1560-4071-2019-12-48-54 // Российский кардиологический журнал. 2019. № 12 (24). С. 48—54.
- 23. Терновой, С. К. Мультиспиральная компьютерная томография в планировании транскатетерного протезирования аортального клапана / С. К. Терновой, М. Э. Никонова, Т. Н. Веселова [и др.] // REJR. 2013. Т. 3, № 1. С. 43–49.
- 24.Усов, В. Ю. Неинвазивная оценка микроваскуляризации каротидных бляшек по данным МРТ сонных артерий с парамагнитным контрастным усилением / В. Ю. Усов, Е. Э. Бобрикова, А. С. Максимова [и др.]. DOI: 10.29001/2073-8552-2016-31-3-39-43 // Сибирский медицинский журнал. 2016. № 3 (31). С. 39–43.
- 25.Усов, В. Ю. МР-томография аортальной стенки с парамагнитным контрастным усилением в оценке эффективности длительного применения мексидола при атеросклерозе аорты / В. Ю. Усов, М. П. Плотников, О. А. Дель [и др.]. DOI: 10.24411/1609-2163-2018-15973 // Вестник новых медицинских технологий. 2018. № 25(1). С. 125-132.
- 26.Усов, В. Ю. Вычислительная оценка механоэластических свойств и парамагнитного контрастного усиления стенки восходящей аорты при остром инфаркте и некоронарных повреждениях миокарда, по данным динамической ЭКГ-синхронизированной МР-томографии (МР-эластометрии) / В. Ю. Усов, Г. А.

- Игнатенко, Т. А. Берген [и др.]. DOI: 10.18705/2311-4495-2021-6-43-58 // Трансляционная медицина. 2021. № 6 (8). С. 43-58.
- 27. Хачатрян, 3. Р. Выбор оптимального объема реконструкции дуги аорты у больных с расслоением аорты I типа по DeBakey : дис. ... канд. мед. наук : 14.01.26 / Хачатрян Зара Рубеновна. Москва, 2018. 181 с.
- 28. Ховрин, В. В. Рентгеновская и магнитно-резонансная томография в диагностике, планировании и оценке результатов хирургического лечения: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.13 / Ховрин Валерий Владиславович. М., 2016
- 29. Ховрин, В. В. Передовые возможности МСКТ и сосудистой хирургии в решении проблем заболеваний аорты / В. В. Ховрин, С. А. Абугов, Э. Р. Чарчян [и др.] // Russian Electronic Journal of Radiology. 2016. Т. 6, № 2, приложение.
- 30. Чарчян, Э. Р. Хирургия расслоения аорты: дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.26 / Чарчян Эдуард Рафаэлович. Москва, 2010.
- 31. Чарчян, Э. Р. Результаты мини-инвазивных клапансохраняющих вмешательств на корне аорты: анализ с применением метода «псевдорандомизации» / Э. Р. Чарчян, Д. Г. Брешенков, Ю. В. Белов // Кардиология. 2020. № 7 (60). С. 91—97.
- 32. Чарчян, Э. Р. Гибридные операции у пациентов с расслоением аорты III типа и поражением ее проксимального отдела / Э. Р. Чарчян, Д. Г. Брешенков, Ю. В. Белов. DOI 10.17116/hirurgia202009128 // Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. 2020. № 9. С. 28–37.
- 33. Чернявский, А. М. Обзор гибридных вмешательств при заболеваниях дуги аорты / А. М. Чернявский, М. М. Ляшенко, А. Р. Таркова [и др.]. DOI 10.17116/hirurgia201904187 // Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. 2019. № 4. С. 87—93.
- 34.Шаталов, К. В. Идиопатический кистозный медионекроз аорты (синдром Гзеля Эрдгейма) в кардиохирургической клинике / К. В. Шаталов, Л. Н. Румянцев // Бюллетень НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН. 2016. № 1 (17). С. 14—31.

- 35. Алёхин, М. Н. Клиническое использование показателей продольной деформации левого желудочка сердца / М. Н. Алёхин // Кремлевская медицина. Клинический вестник. 2017. № 1 (4). С. 101–111.
- 36.Берген, Т. А. Количественная визуализационная оценка сосудистой стенки у пациентов с хирургической патологией аортального клапана, аорты и брахиоцефальных артерий / Т. А. Берген, Е. И. Зяблова, А. Р. Таркова [и др.]. DOI 10.35401/2541-9897-2022-25-4-5-13 // Инновационная медицина Кубани. 2022. № 4. Р. 5–13.
- 37. Бокерия, Л. А. История хирургии аорты в России / Л. А. Бокерия, В. С. Аракелян // Анналы хирургии. -2014. -№ 2.
- 38. Максимова, А. С. Магнитно-резонансная томография с контрастным усилением в ранней оценке атеросклеротического поражения стенки брюшной аорты и общих подвздошных артерий / А. С. Максимова, В. Е. Синицын, В. Ю. Усов. DOI 10.17802/2306-1278-2022-11-3-8-16 // Комплексные проблемы сердечнососудистых заболеваний. 2022. № 3 (11). Р. 8–16.
- 39. Сандриков, В. А. Векторное картирование деформации и потоков крови у пациентов с аневризмой восходящей аорты / В. А. Сандриков [и др.] // Ангиология и сосудистая хирургия. 2019. № 2 (25). С. 40–46.
- 40. Сандриков, В. А. Эхокардиография в кардиохирургии. Векторный анализ и внутрисердечные потоки крови / В. А. Сандриков, Т. Ю. Кулагина. М.: Наш мир, 2022. 608 с. ISBN 978-5-907549-17-3.
- 41. Терновой, С. К. Томография сердца С. К. Терновой М. : ГЭОТАР-Медиа, 2018. 296 с.
- 42. Alexi-Meskishvili, V. V. Djanelidze and the first successful repair of an injured ascending aorta / V. V. Alexi-Meskishvili, I. E. Konstantinov, Y. Yustin // Texas Heart Inst. J. − 2000. − № 27. − P. 113–116.
- 43.AlGhatrif, M. Longitudinal trajectories of arterial stiffness and the role of blood pressure: the Baltimore Longitudinal Study of Aging / M. AlGhatrif J. B. Strait, C. H. Morrell [et al.] // Hypertension. − 2013 Nov. − № 5 (62). − P. 934–941.

- 44. Anfinogenova, N. D. Existing and Emerging Approaches to Risk Assessment in Patients with Ascending Thoracic Aortic Dilatation / N. D. Anfinogenova, V. E. Sinitsyn, B. N. Kozlov [et al.]. DOI 10.3390/jimaging8100280. PMID: 36286374. PMCID: PMC9605541 // J. Imaging. 2022 Oct 14. № 8 (10). P. 280.
- 45.Basford, J. R. The Law of Laplace and its relevance to contemporary medicine and rehabilitation / J. R. Basford. DOI 10.1053/apmr.2002.33985. PMID: 12161841 // Arch. Phys. Med. Rehabil. 2002 Aug. № 8 (83). P. 1165–1170.
- 46.Benetos, A. Pulse pressure: a predictor of long-term cardiovascular mortality in a French male population / A. Benetos, M. Safar, A. Rudnichi [et al.] // Hypertension. 1997. № 30. P. 1410–1415.
- 47.Ben-Shlomo, Y. Aortic pulse wave velocity improves cardiovascular event prediction: an individual participant meta-analysis of prospective observational data from 17,635 subjects / Y. Ben-Shlomo, M. Spears, C. Boustred // J. Am. Coll. Cardiol. − 2014 Feb 25. − № 7 (63). − P. 636–646.
- 48.Bissell, M. M. Flow vortices in the aortic root: in vivo 4D-MRI confirms predictions of Leonardo da Vinci / M. M. Bissell, E. Dall'Armellina, R. P. Choudhury. DOI 10.1093/eurheartj/ehu011 // European Heart Journal. 2014 May 21. Vol. 35, iss. 20. P. 1344.
- 49.Bissell, M. M. Flow vortices in the aortic root: in vivo 4D-MRI confirms predictions of Leonardo da Vinci / M. M. Bissell, E. Dall'Armellina, R. P. Choudhury // European Heart Journal. –2014 May 21. Vol. 35, iss. 20. P. 1344.
- 50.Blacher, J. Aortic pulse wave velocity as a marker of cardiovascular risk in hypertensive patients / J. Blacher, R. Asmar, S. Djane [et al.]. DOI 10.1161/01.hyp.33.5.1111. PMID: 10334796 // Hypertension. 1999 May. № 5 (33). P. 1111–1117.
- 51.Boczar, K. Role of estimated aortic pulse wave velocity in the prediction of future thoracic aortic aneurysm expansion / K. Boczar, M. Boodhwani, L. Beauchesne [et al.]. DOI 10.1093/ehjci/ehaa946.2345 // European Heart Journal. 2020 Nov. Vol. 41, suppl. 2. P. ehaa946.2345.

- 52.Bollache, E. Aortic valve-mediated wall shear stress is heterogeneous and predicts regional aortic elastic fiber thinning in bicuspid aortic valve-associated aortopathy / E. Bollache, D. G. Guzzardi, S. Sattari [et al.] // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. − 2018 Dec. − № 6 (156). − P. 2112–2120.e2.
- 53.Bollache, E. Perioperative evaluation of regional aortic wall shear stress patterns in patients undergoing aortic valve and/or proximal thoracic aortic replacement / E. Bollache, P. W. M. Fedak, P. van Ooij [et al.] // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 2018. № 6 (155). P. 2277–2286.e2.
- 54. Borger, M. A. The American Association for Thoracic Surgery consensus guidelines on bicuspid aortic valve-related aortopathy: Full online-only version / M. A. Borger, P. W. M. Fedak., E. H. Stephens. DOI 10.1016/j.jtcvs.2018.02.115. PMID: 30011777. PMCID: PMC6413866 // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 2018 Aug. № 2 (156). P. e41–e74.
- 55.Borst, H. G. Extensive aortic replacement using elephant trunk prosthesis / H. G. Borst, G. Walterbusch, D. Schaps //. Thorac. Cardiovasc. Surg. − 1983. − № 31. − P. 37–40.
- 56.Braverman, A. C. Diseases of the aorta / A. C. Braverman, R. W. Thompson, L. A. Sanchez // Bonow, R. O. Braunwald's Heart Disease / R. O. Bonow, D. L. Mann, D. P. Zipes, P. Libby (eds.). 9th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2012. P. 1309–1337.
- 57.Burris, N. S. Bicuspid valve-related aortic disease: flow assessment with conventional phase-contrast MRI / N. S. Burris, M. D. Hope. DOI 10.1016/j.acra.2015.01.010. PMID: 25769698. PMCID: PMC5127261 // Acad. Radiol. 2015 Jun. № 6 (22). P. 690–696.
- 58.Campobasso, R. Evaluation of Peak Wall Stress in an Ascending Thoracic Aortic Aneurysm Using FSI Simulations: Effects of Aortic Stiffness and Peripheral Resistance / R. Campobasso, F. Condemi, M. Viallon [et al.]. DOI 10.1007/s13239-018-00385-z. PMID: 30341731 // Cardiovasc Eng. Technol. 2018 Dec. № 4 (9). P. 707–722.

- 59. Caruthers, S. D. Practical value of cardiac magnetic resonance imaging for clinical quantification of aortic valve stenosis: comparison with echocardiography / S. D. Caruthers, S. J. Lin, P. Brown [et al.] // Circulation. − 2003. − № 108. − P. 2236–2243.
- 60. Catapano, F. 4D flow imaging of the thoracic aorta: is there an added clinical value? / F. Catapano // Cardiovasc. Diagn. Ther. 2020. Vol. 10, No. 4. P. 1068–1089.
- 61. Cecchi, E. Role of hemodynamic shear stress in cardiovascular disease / E. Cecchi, C. Giglioli, S. Valente [et al.] // Atherosclerosis. 2011. № 214. P. 249–256.
- 62. Cecelja, M. Role of arterial stiffness in cardiovascular disease / M. Cecelja, P. Chowienczyk. DOI 10.1258/cvd.2012.012016. PMID: 24175067. PMCID: PMC3738327 // JRSM Cardiovasc. Dis. 2012 Jul 31. № 1 (4). P. cvd.-2012.012016.
- 63. Choi, B. H. The Association between Morphological and Functional Characteristics of the Bicuspid Aortic Valve and Bicuspid Aortopathy / B. H. Choi, S. M. Ko, J. K. Shin [et al.] // Korean J Radiol. − 2021 Jun. − № 6 (22). − P. 890–900.
- 64. Chongthammakun, V. The association between cardiac magnetic resonance-derived aortic stiffness parameters and aortic dilation in young adults with bicuspid aortic valve: With and without coarctation of aorta / V. Chongthammakun, A. Y. Pan, M. G. Earing [et al.] // American Heart Journal Plus: Cardiology Research and Practice. 2022. Vol. 20. P. 100194.
- 65. Chung, J. C. Biomechanics of Aortic Dissection: A Comparison of Aortas Associated With Bicuspid and Tricuspid Aortic Valves / J. C. Chung, E. Wong, M. Tang [et al.]. DOI 10.1161/JAHA.120.016715. PMID: 32750292. PMCID: PMC7792273 // J. Am. Heart Assoc. 2020 Aug 4. № 9 (15). P. e016715.
- 66.Cloft, P. F. A review of thoracic aortic aneurysm disease / P. F. Cloft, E. Cervi. DOI 10.1530/ERP-19-0049. PMID: 32015897. PMCID: PMC6993256 // Echo Res. Pract. 2019 Dec 5. № 1 (7). P. R1–R10.
- 67. Condemi, F. Relationship Between Ascending Thoracic Aortic Aneurysms Hemodynamics and Biomechanical Properties / F. Condemi, S. Campisi, M. Viallon [et

- al.] DOI 10.1109/TBME.2019.2924955. PMID: 31331875 // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2020 Apr. Vol. 4 (67). P. 949–956.
- 68. Costantino, S. Ageing, metabolism and cardiovascular disease / S. Costantino, F. Paneni, F. Cosentino. // J. Physiol. 2016 Apr 15. № 8 (594). P. 2061–2073.
- 69.de Oliveira Alvim, R. Arterial Stiffness: Pathophysiological and Genetic Aspects / R. de Oliveira Alvim, P. C. Junior Lima Santos, L. A. Bortolotto [et al.] // Int. J. Cardiovasc. Sci. 2017. Vol. 30, no. 5.
- 70.Della Corte, A. The ascending aorta with bicuspid aortic valve: a phenotypic classification with potential prognostic significance / A. Della Corte, C. Bancone, G. Dialetto [et al.] // Eur. J. Cardio-Thoracic. Surg. − 2014. − № 2 (46). − P. 240–247;
- 71. Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: 'establishing normal and reference values' / Reference Values for Arterial Stiffness' Collaboration. DOI 10.1093/eurheartj/ehq165. PMID: 20530030. PMCID: PMC2948201.2 // Eur. Heart J. 2010 Oct. № 31 (19). P. 2338–2350.
- 72. Dux-Santoy, L. Increased rotational flow in the proximal aortic arch is associated with its dilation in bicuspid aortic valve disease / L. Dux-Santoy, A. Guala, G. Teixidó-Turà [et al.] // Eur. Hear J. Cardiovasc. Imaging. 2019. Vol. 20. P. 1407–1417.
- 73.Dux-Santoy, L. Low and Oscillatory Wall Shear Stress Is Not Related to Aortic Dilation in Patients With Bicuspid Aortic Valve. A Time-Resolved 3-Dimensional Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging Study / L. Dux-Santoy, A. Guala, J. Sotelo [et al.]. DOI 10.1161/ATVBAHA.119.313636 // Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol. 2020 Jan. Vol. 1 (401). P. e10–e20.
- 74. Dyverfeldt, P. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement / P. Dyverfeldt, M. Bissell, A. J. Barker [et al.]. // J. Cardiovasc. Magn. Resonan. 2015. Vol. 17. P. 72.
- 75. Eagle, K. A. Ascending Aortic Length and Dissection Risk: In the Long Run / K. A. Eagle, N. M. Bhave // Journal of the American College of Cardiology. 2019. No 15 (74). P. 1895–1896.

- 76. Erbel, R. 2014 ESC guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases / R. Erbel [et al.] // European Heart Journal. 2014. No 41 (35). P. 2873–2926.
- 77. Fatehi Hassanabad, A. Utilizing wall shear stress as a clinical biomarker for bicuspid valve-associated aortopathy / A. Fatehi Hassanabad, J. Garcia, S. Verma [et al.]. DOI 10.1097/HCO.00000000000000001. PMID: 30633073. PMCID: PMC6365179 // Curr. Opin. Cardiol. 2019 Mar. № 2 (34). P. 124–131.
- 78. Fedak P. W. M. Bicuspid aortic valve and the specialty clinic: are your patients at risk?

  / P. W. M. Fedak // Cardiol. Young. 2017 Apr 6. № 3 (27). P. 411–412.
- 79.Fok P.-W. Multi-Layer Mechanical Model of Glagov Remodeling in Coronary Arteries: Differences between In-Vivo and Ex-Vivo Measurements / P.-W Fok. DOI: 10.1371/journal. pone.0159304 // PLOS ONE. 2016. № 7 (11). P. e0159304.
- 80.Frydrychowicz, A. Three-dimensional analysis of segmental wall shear stress in the aorta by flow-sensitive four-dimensional-MRI / A. Frydrychowicz, A. F. Stalder, M. F. Russe [et al.]. DOI 10.1002/jmri.21790. PMID: 19557849 // J. Magn. Reson. Imaging. 2009 Jul. № 1 (30). P. 77–84.
- 81. Galea, N. 4D flow characterization of aortic blood flow after valve sparing root reimplantation procedure / N. Galea, F. Piatti, C. Lau [et al.]; Cornell International Consortium for Aortic Surgery (CICAS). DOI 10.21037/jovs.2018.03.17. PMID: 29963384. PMCID: PMC5994458 // J. Vis. Surg. 2018 May 9. № 4. P. 95.
- 82. Garcia Herrera, C. M. Mechanical behaviour and rupture of normal and pathological human ascending aortic wall / C. M. Garcia Herrera, J. M. Atienza, F. J. Rojo [et al.] // Med. Biol. Eng. Comput. 2012. Vol. 50. P. 559–566.
- 83. Gaudino, M. Aortic flow after valve sparing root replacement with or without neosinuses reconstruction / M. Gaudino, F. Piatti, C. Lau [et al.]. DOI 10.1016/j.jtevs.2018.06.094. PMID. P. 30139642 // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 2019 Feb. № 2 (157). –P. 455–465.
- 84. Girdauskas, E. Correlation between systolic transvalvular flow and proximal aortic wall changes in bicuspid aortic valve stenosis / E. Girdauskas, M. Rouman, K. Disha [et al.] // Eur. J. Cardiothorac. Surg. − 2014. − № 46. − P. 234–239.

- 85. Girdauskas, E. Is aortopathy in bicuspid aortic valve disease a congenital defect or a result of abnormal hemodynamics? A critical reappraisal of a one-sided argument / E. Girdauskas, M. A. Borger, M. A. Secknus [et al.] // Eur. J. Cardiothorac. Surg. 2011. № 39. P. 809–814.
- 86. Gökalp, A. L. Decision-Making in Thoracic Aortic Aneurysm Surgery-Clinician and Patient View / A. L. Gökalp, J. J. M. Takkenberg. DOI 10.1053/j.semtcvs.2019.05. PMID: 31207296 // Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg. 2019 Winter. № 4 (31). P. 638–642.
- 87. Gsell, O. Wandnekrosen der Aorta als seibstindige. Erkrankung und ihre Beziehung zur Spontanruptur / O. Gsell. // Virchows Archive of Pathological Anatomy. 1929. P. 270.
- 88.Guala, A. Influence of aortic dilation on the regional aortic stiffness of bicuspid aortic valve assessed by 4-dimensional flow cardiac magnetic resonance / A. Guala [et al.] DOI 10.1016/j.jcmg.2018.03.017 // JACC Cardiovasc. Imaging. 2018. Vol. 12, P. 1020–1029.
- 89. Guala, A. Magnetic Resonance Imaging for Aortic Function Evaluation in Thoracic Aortic Aneurysms / A. Guala, G. Teixido-Tura, A. Evangelista, J. Rodriguez-Palomares. DOI 10.2991/artres.k.200322.001 // Artery. Research. June 2020. Vol. 26, iss. 2. P. 65–70.
- 90. Guala, A. Proximal aorta longitudinal strain predicts aortic root dilation rate and aortic events in Marfan syndrome / A. Guala, G. Teixidó-Tura, J. Rodríguez-Palomares [et al.]. DOI 10.1093/eurheartj/ehz191. PMID: 30977783 // Eur. Heart J. 2019 Jul 1. № 25 (40). P. 2047–2055.
- 91.Gurin, D. Dissecting aneurysm of the aorta, diagnosis and operative relief of the aortic arterial obstruction due to this cause / D. Gurin, J. H. Bulmar, R. Derby // New York State J. Med. –1935. Vol. 35. P. 1200.
- 92.Guzzard, D. G. Valve-Related Hemodynamics Mediate Human Bicuspid Aortopathy: Insights from Wall Shear Stress Mapping / D. G. Guzzard, A. J. Barker, P. van Ooij [et al.]. DOI 10.1016/j.jacc.2015.06.1310 // J. Am. Coll. Cardiol. 2015 Aug 25. № 8 (66). P. 892–900.

- 93. Harloff, A. Determination of aortic stiffness using 4D flow cardiovascular magnetic resonance a population-based study. Determination of aortic stiffness using 4D flow cardiovascular magnetic resonance a population-based study / A. Harloff, H. Mirzaee, T. Lodemann [et al.]. PMID: 29925388. DOI 10.1186/s12968-018-0461-z // Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance. 2018. –Vol. 20. P. 43.
- 94. Hiratzka, L. F. 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM Guidelines for the diagnosis and management of patients with thoracic aortic disease. A Report of the American College of Cardiology Foundation / American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, American Association for Thoracic Surgery, American College of Radiology, American Stroke Association, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Interventional Radiology, Society of Thoracic Surgeons, and Society for Vascular Medicine / L. F. Hiratzka, G. L. Bakris, J. A. Beckman [et al.] // J. Am. Coll. Cardiol. 2010. № 55. P. e27–e129.
- 95. Hope, M. D. MRI hemodynamic markers of progressive bicuspid aortic valverelated aortic disease: MRI Aortic Hemodynamic Markers / M. D. Hope, M. Sigovan, S. J. Wrenn [et al.] // J. Magn. Reson. Imaging. 2013.
- 96. Houriez-Gombaud-Saintonge, S. Comparison of different methods for the estimation of aortic pulse wave velocity from 4D flow cardiovascular magnetic resonance / S. Houriez-Gombaud-Saintonge, E. Mousseaux, I. Bargiotas [et al.]. DOI 10.1186/s12968-019-0584-x. PMID: 31829235. PMCID: PMC6907267 // J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2019 Dec 12. № 1 (21). P. 75.
- 97.Howard, D. P. Oxford Vascular Study. Population-based study of incidence and outcome of acute aortic dissection and premorbid risk factor control: 10-year results from the Oxford Vascular Study / D. P. Howard, A. Banerjee, J. F. Fairhead [et al.]. DOI 10.1161/CIRCULATIONAHA.112.000483. PMID: 23599348. PMCID: PMC6016737 // Circulation. 2013 May 21. № 20 (127). P. 2031–2037.
- 98.Hrabak-Paar, M. Variability of MRI Aortic Stiffness Measurements in a Multicenter Clinical Trial Setting: Intraobserver, Interobserver, and Intracenter Variability of Pulse Wave Velocity and Aortic Strain Measurement / M. Hrabak-Paar, A. Kircher,

- S. Al Sayari [et al.] // Radiology: Cardiothoracic Imaging 2020. № 2 (2). P. e190090.
- 99. Ibrahim, el-S. H. Measuring aortic pulse wave velocity using high-field cardiovascular magnetic resonance: comparison of techniques / el-S. H. Ibrahim, K. R. Johnson, A. B. Miller [et al.]. DOI 10.1186/1532-429X-12-26. PMID: 20459799. PMCID: PMC2874535 // J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2010 May 11. № 1 (12). P. 26.
- 100. Isselbacher, E. M. 2022 ACC/AHA Guideline for the Diagnosis and Management of Aortic Disease: A Report of the American Heart Association/American College of Cardiology Joint Committee on Clinical Practice Guidelines / E. M. Isselbacher, O Preventza, J. Hamilton Black 3<sup>rd</sup>. DOI 10.1161/CIR.0000000000001106. PMID: 36322642. PMCID: PMC9876736 // Circulation. 2022 Dec 13. № 24 (146). P. e334–e482. .
- 101. Jain, D. Causes and histopathology of ascending aortic disease in children and young adults / D. Jain, H. C. Dietz, G. L. Oswald. DOI 10.1016/j.carpath. 2009.09.008. PMID: 19926309. PMCID: PMC3046386 // Cardiovasc Pathol. 2011 Jan-Feb. № 1 (20). P. 15–25.
- 102. Jannasz, I. Pomiar prędkości fali tętna użyteczne narzędzie w ocenie sztywności tętnic = Pulse wave velocity a useful tool in assessing the stiffness of the arteries / I. Jannasz, T. Sondej, T. Targowski [et al.]. PMID: 31260435 // Pol. Merkur. Lekarski. 2019 Jun 28. № 46 (276). P. 257–262 [Polish].
- 103. Jansen Klomp, W. W. Imaging Techniques for Diagnosis of Thoracic Aortic Atherosclerosis / W. W. Jansen Klomp, G. J. Brandon Bravo Bruinsma, A. W. van't Hof [et al.]. DOI: 10.1155/2016/4726094 // International Journal of Vascular Medicine. 2016. № 2016. P. 64726094.
- 104. Kalsch, H. Body-surface adjusted aortic reference diameters for improved identification of patients with thoracic aortic aneurysms: results from the population-based Heinz Nixdorf Recall study / H. Kalsch, N. Lehmann, S. Mohlenkamp [et al.] // Int. J. Cardiol. − 2013. − № 163. − P. 72–78.

- 105. Kaolawanich, Y. Incremental prognostic value of aortic stiffness in addition to myocardial ischemia by cardiac magnetic resonance imaging / Y. Kaolawanich, T. Boonyasirinant // BMC Cardiovascular Disorders. 2020. Vol. 20. Article number: 287.
- 106. Karo, K. Machanics of circulation / K. Karo, T. Pedley, R. Shroeter, W. Seed. –M.: Mir Publ., 1981. 624 p.
- 107. Kawel-Boehm, N. Reference ranges ("normal values") for cardiovascular magnetic resonance (CMR) in adults and children: 2020 update Kawel-Boehm / N. Kawel-Boehm, S. J. Hetzel, B. Ambale-Venkatesh [et al.] DOI 10.1186/s12968-020-00683-3 // J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2020 Vol. 2. P. 87.
- 108. Keller, E. J. Reduction of aberrant aortic haemodynamics following aortic root replacement with a mechanical valved conduit. / E. J. Keller, S. C. Malaisrie, J. Kruse [et al.]. DOI 10.1093/icvts/ivw173 // Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg. 2016. № 23. P. 416–423.
- 109. Kim, J. B. Risk of Aortic Dissection in the Moderately Dilated Ascending Aorta / J. B. Kim [et al.] // Journal of the American College of Cardiology. 2016. No 11 (68). P. 1209–1219.
- 110. Kröner, E. S. MRI-assessed regional pulse wave velocity for predicting absence of regional aorta luminal growth in marfan syndrome / E. S. Kröner, A. J. Scholte, P. J. de Koning [et al.]. DOI 10.1016/j.ijcard.2012.08.057. PMID: 23000269 // Int. J. Cardiol. 2013 Sep 10. № 6 (167). P. 2977–2982.
- 111. Leidenberger, T. Imaging-Based 4D Aortic Pressure Mapping in Marfan Syndrome Patients: A Matched Case-Control Study / T. Leidenberger, Y. Gordon, M. Farag [et al.] DOI 10.1016/j.athoracsur.2019.08.048. PMID: 31568745 // Ann. Thorac. Surg. 2020 May. № 5 (109). P. 1434–1440.
- 112. Malek, A. M. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis / A. M. Malek, S. L., Alper S. Izumo // JAMA. 1999. № 282. P. 2035–2042.
- 113. Malta, D. High sodium intake increases blood pressure and risk of kidney disease. From the Science of Salt: A regularly updated systematic review of salt and health

- outcomes (August 2016 to March 2017) / D. Malta, K. S. Petersen, C. Johnson [et al.] // J. Clin. Hypertens. -2018. No 20. P. 1654–1665.
- 114. Mancia, G. 2013 ESH/ESC guidelines for the management of arterial hypertension: the Task Force for the Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC) / G. Mancia, R. Fagard, K. Narkiewicz // Eur. Heart J. 2013. № 34. P. 2159–2219.
- 115. Mani P. Multimodality imaging assessment of bicuspid aortic valve disease, thoracic aortic ectasia, and thoracic aortic aneurysmal disease / P. Mani. DOI 10.21037/cdt-20-279 // Cardiovasc Diagn Ther. 2021 Jun. № 3 (11). P. 896–910.
- 116. McClure, R. S. Epidemiology and management of thoracic aortic dissections and thoracic aortic aneurysms in Ontario, Canada: A population-based study / R. S. McClure, S. B. Brogly, K. Lajkosz [et al.]. DOI 10.1016/j.jtcvs.2017.11.105. PMID: 29499864 // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 2018 Jun. № 6 (155). P. 2254–2264.e4.
- 117. McDonald, D. A. McDonald's Blood Flow in Arteries, Theoretical, experimental and clinical principles / D. A. McDonald, W. W. Nichols, M. J. O'Rourke, C. Hartley. 4th ed. London: Arnold, 1998.
- 118. Michelena, H. I. Incidence of aortic complications in patients with bicuspid aortic valves / H. I. Michelena, A. D. Khanna, D. Mahoney [et al.]. DOI 10.1001/jama.2011.1286. PMID: 21917581 // JAMA. 2011 Sep 14. № 10 (306). P. 1104–1112.
- 119. Mitchell, G. F. Sphygmomanometrically determined pulse pressure is a powerful independent predictor of recurrent events after myocardial infarction in patients with impaired left ventricular function. SAVE investigators. Survival and Ventricular Enlargement / G. F. Mitchell, L. A. Moyé, E. Braunwald [et al.] DOI 10.1161/01.cir.96.12.4254. PMID: 9416890 // Circulation. 1997 Dec 16. № 12 (96). P. 4254–4260.

- 120. Mohiaddin, R. MRI studies of atherosclerotic vascular disease: structural evaluation and physiological measurements / R. Mohiaddin, D. Longmore // Br. Med. Bull. 1989. № 45. P. 968–969.
- 121. Mori, M. Prevalence of Incidentally Identified Thoracic Aortic Dilations: Insights for Screening Criteria / M. Mori, S. U. Bin Mahmood, S. Yousef [et al.]. DOI 10.1016/j.cjca.2019.03.023. PMID: 31292088 // Can. J. Cardiol. 2019 Jul. № 7 (35). P. 892–898.
- 122. Moroni, F. The Role of Monocytes and Macrophages in Human Atherosclerosis, Plaque Neoangiogenesis, and Atherothrombosis / F. Moroni, E. Ammirati, G. D. Norata [et al.] DOI 10.1155/2019/7434376 // Mediators Inflamm. 2019. № 2019. P. 7434376.
- 123. Ohyama, Y. Imaging Insights on the Aorta in Aging / Y. Ohyama, A. Redheuil, N. Kachenoura [et al.]. DOI 10.1161/CIRCIMAGING.117.005617 // Circ. Cardiovasc Imaging. 2018 Apr. № 4 (11). P. 005617.
- 124. Ozer Gokaslan, C. Use of phase-contrast MRI to measure aortic stiffness in young-onset hypertension: a pilot study / C. Ozer Gokaslan, S. Gokaslan, E. Demirel, S. Sengul Ayan. DOI 10.1017/S1047951122000567. PMID: 35256023 // Cardiol. Young. 2022 Mar 8. P. 1–5.
- 125. Pasta, S. Difference in hemodynamic and wall stress of ascending thoracic aortic aneurysms with bicuspid and tricuspid aortic valve / S. Pasta, A. Rinaudo, A. Luca [et al.] // J. Biomech. 2013. № 46. P. 1729–1738.
- 126. Pons, R. Fluid-structure interaction simulations outperform computational fluid dynamics in the description of thoracic aorta haemodynamics and in the differentiation of progressive dilation in Marfan syndrome patients / R. Pons, A. Guala, J. F. Rodríguez-Palomares [et al.]. DOI 10.1098/rsos.191752. PMID: 32257331. PMCID: PMC7062053 // R. Soc. Open Sci. 2020 Feb 5. № 2 (7). P. 191752.
- 127. Redheuil, A. Proximal aortic distensibility is an independent predictor of all-cause mortality and incident CV events: the MESA study / A. Redheuil, C. O. Wu, N. Kachenoura [et al.] // J. Am. Coll. Cardiol. − 2014. − № 64 (24). − P. 2619–2629.

- 128. Rodríguez-Palomares, J. F. Aortic flow patterns and wall shear stress maps by 4D-flow cardiovascular magnetic resonance in the assessment of aortic dilatation in bicuspid aortic valve disease / J. F. Rodríguez-Palomares, L. Dux-Santoy, A. Guala [et al.]. DOI 10.1186/s12968-018-0451-1. PMID: 29695249. PMCID: PMC5918697 // J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2018 Apr 26. № 1 (20). P. 28.
- 129. Sampson, U. K. A. Estimation of global and regional incidence and prevalence of abdominal aortic aneurysms 1990 to 2010 / U. K. A. Sampson, P. E. Norman, G. R Fowkes[et al.] // Global Heart. 2014. No 8. P. 159–170.
- 130. Sathiadoss, P. Multidetector Computed Tomography in Traumatic and Nontraumatic Aortic Emergencies: Emphasis on Acute Aortic Syndromes / P. Sathiadoss, M. Haroon, S. Wongwaisayawan [et al.] // Can. Assoc. Radiol. J. 2020. No 71. P. 322–334.
- 131. Senser, E. M. Thoracic Aortic Aneurysm: A Clinical Review / E. M. Senser, S. Misra, S. Henkin. DOI 10.1016/j.ccl.2021.06.003. PMID: 34686263 // Cardiol Clin. 2021 Nov. № 4 (39). P. 505–515.
- 132. Shahzad, R. Quantification of aortic pulse wave velocity from a population based cohort: a fully automatic method / R. Shahzad., A. Shankar, R. Amier [et al.]. DOI 10.1186/s12968-019-0530-y // J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2019. Vol. 21. P. 27.
- 133. Shi, Y. Patient-specific non-invasive estimation of pressure gradient across aortic coarctation using magnetic resonance imaging / Y. Shi, I. Valverde, P. V. Lawford [et al.]. DOI 10.1016/j.jjcc.2018.12.016. PMID: 30709715 // J. Cardiol. 2019 Jun. № 6 (73). P. 544–552.
- 134. Sieversm, H. A classification system for the bicuspid aortic valve from 304 surgical specimens / H. Sievers, C. Schmidtke // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 2007ю Vol. 133. P. 1226–1233.
- 135. Sigovan, M. Extended 3D approach for quantification of abnormal ascending aortic flow / M. Sigovan, P. Dyverfeldt, J. Wrenn [et al.] // Magnetic resonance imaging. 2015. № 5 (33). P. 695–700.

- 136. Singh, A. Aortic stiffness in aortic stenosis assessed by cardiovascular MRI: a comparison between bicuspid and tricuspid valves / A. Singh, M. A. Horsfield, S. Bekele [et al.]. DOI 10.1007/s00330-018-5775-6 // Eur. Radiol. 2019. Vol. 29. P. 2340–2349.
- 137. Singh, C. Importance of stent-graft design for aortic arch aneurysm repair / C. Singh, X., Wang, Y. Morsi, C. S. Wong // AIMS Bioengineering. 2017. Vol. 1 (14). –P. 133–150.
- 138. Smith, A. D. CT imaging for acute aortic / A. D. Smith, P. Schoenhagen // Cleveland Clinic Journal of Medicine. 2008. V. 75. P. 7–9.
- 139. Soulat, G. 4D Flow with MRI / G. Soulat, P. McCarthy, M. Markl. DOI 10.1146/annurev-bioeng-100219-110055. PMID: 32155346 // Annu. Rev. Biomed. Eng. 2020 Jun 4. № 22. P. 103–126.
- 141. Stokes, C. A novel MRI-based data fusion methodology for efficient, personalised, compliant simulations of aortic haemodynamics / C. Stokes, M. Bonfanti, Z. Li [et al.]. DOI 10.1016/j.jbiomech.2021.110793. PMID: 34715606. PMCID: PMC8907869 // J. Biomech. 2021 Dec 2. № 129. P. 110793.
- 142. Sträter, A. 4D-Flow MRI: Technique and Applications / A. Sträter, A. Huber, J. Rudolph [et al.]. DOI 10.1055/a-0647-2021. PMID: 30103237 // Rofo. 2018 Nov. № 11 (190. P. 1025–1035 [English, German].
- 143. Sun, Z. Aging, arterial stiffness, and hypertension / Z. Sun, S. Z. Aging. DOI 10.1161/HYPERTENSIONAHA.114.03617 // Hypertension. 2015. № 65. P. 2526.
- 144. Syed, M. B. Emerging techniques in atherosclerosis imaging / M. B. Syed, A. J. Fletcher, R. O. Forsythe [et al.]. DOI 10.1259/bjr.20180309. PMID: 31502858.
   PMCID: PMC6849665 // Br. J. Radiol. 2019 Nov. № 92 (1103). P. 20180309.

- 145. Takehara, Y. Abnormal Flow Dynamics Result in Low Wall Shear Stress and High Oscillatory Shear Index in Abdominal Aortic Dilatation: Initial in vivo Assessment with 4D-flow MRI / Y. Takehara, H. Isoda, M. Takahashi [et al.]. DOI 10.2463/mrms.mp.2019-0188. PMID: 32655086. PMCID: PMC7553816 // Magn. Reson. Med. Sci. 2020 Aug 3. № 3 (19). P. 235–246.
- 146. Van Hout, M. J. Normal and reference values for cardiovascular magnetic resonance-based pulse wave velocity in the middle-aged general population / M. J. Van Hout, I. A. Dekkers, J. J. Westenberg [et al.]. DOI 10.1186/s12968-021-00739-y. PMID: 33866975. PMCID: PMC8054386 // J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2021 Apr 19. № 1 (23). P. 46.
- 147. Van Puyvelde, J. Aortic wall thickness in patients with ascending aortic aneurysm versus acute aortic dissection / J. Van Puyvelde, E. Verbeken, P. Verbrugghe [et al.]
  DOI 10.1093/ejcts/ezv197. PMID: 26026070 // Eur. J. Cardiothorac. Surg. 2016 Mar. № 3 (49). P. 756–762.
- 148. Verma, S. Aortic dilatation in patients with bicuspid aortic valve / S. Verma, S.
  C. Siu // N. Engl. J. Med. 2014, Vol. 370. P. 1920–1929.
- 149. Voges, I. Normal values of aortic dimensions, distensibility, and pulse wave velocity in children and young adults: a cross-sectional study / I. Voges, M. Jerosch-Herold, J. Hedderich [et al.] DOI 10.1186/1532-429X-14-77. PMID: 23151055. PMCID: PMC3514112 // J. Cardiovasc. Magn. Reson. 2012 Nov 14. № 1 (14). P. 77.
- 150. Vriz, O. Aorticrio-dimensions and stiffness in healthy subjects / O. Vriz, C. Driussi, M. Bettio [et al.] // Am. J. Cardiol. 2013. № 112. P. 1224–1229.
- 151. Weber, T. Noninvasive methods to assess pulse wave velocity: comparison with the invasive gold standard and relationship with organ damage / T. Weber, S. Wassertheurer, B. Hametner [et al.]. DOI 10.1097/HJH.0000000000000518. PMID: 25668350 // J. Hypertens. 2015 May. № 5 (33). P. 1023–1031.
- 152. Wentland, A. L. Review of MRI-based measurements of pulse wave velocity: a biomarker of arterial stiffness / A. L. Wentland, T. M. Grist, O. Wieben // Cardiovasc. Diagn. Ther. 2014 Apr. № 2 (4). P. 193–206.

- 153. Westerhof, N. The arterial Windkessel / N. Westerhof, J. W. Lankhaar, B. E. Westerhof. DOI 10.1007/s11517-008-0359-2. PMID: 18543011 // Med. Biol. Eng. Comput. 2009 Feb. № 2 (47). P. 131–141.
- 154. Youssefi, P. Functional assessment of thoracic aortic aneurysms the future of risk prediction? / P. Youssefi, R. Sharma, C. A. Figueroa, M. Jahangiri. DOI 10.1093/bmb/ldw049. PMID: 27989994. PMCID: PMC5862296 // Br. Med. Bull. 2017 Jan 1. № 1 (121). P. 61–71.
- 155. McDonald, D. A. McDonald's Blood Flow in Arteries, Theoretical, experimental and clinical principles / D. A. McDonald, W. W. Nichols, M. J. O'Rourke, C. Hartley. 4th ed. London: Arnold, 1998. ISBN 978-0-340-64614-4.
- 156. Oechtering, T. H. Time-resolved 3-dimensional magnetic resonance phase contrast imaging (4D Flow MRI) reveals altered blood flow patterns in the ascending aorta of patients with valve-sparing aortic root replacement / T. H. Oechtering, M. M. Sieren, P. Hunold [et al.]. DOI 10.1016/j.jtcvs.2019.02.127. PMID: 31078313 // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 2020 Mar. № 3 (159). P. 798–810.e1.
- 157. Ussov, W. Y. Computational evaluation of mechano-elastic properties and of paramagnetic contrast enhancement of thoracic aortic wall in acute myocardial infarction and in non-coronarogenic myocardial damage, from the data of dynamic ECG-gated MRI (MR-elastometry) / W. Y. Ussov, G. A. Ignatenko, T. A. Bergen [et al.] // Transl. Med. − 2021. − № 8. − P. 43–58.

## Приложение А. Параметры МРТ для проведения кардиологического этапа сканирования

**Таблица А.1** – Используемые параметры МРТ для проведения кардиологического этапа сканирования <sup>4</sup>

Выбор последовательности	Плоскость	TR,	TE,	Толщина среза,	FOV,	Размер мат-	Flip an-
Выоор последовательности	сканирования	мс	мс	MM	MM	рицы	gle
Single-shot fast spin-echo (однократная быстрая	аксиальная	480	91,4	8	44x35	320x160	55°
последовательность спин-эхо)	проекция тела	400	71,7	O	ттазз	J20X100	33
Fast imaging employing steady-state acqustion (cба-	сагиттальная	3 1,3		8	48x43	160x160	55°
лансированная градиентное эхо	проекция аорты	3	1,3	O	70A7J	100x100	33
Fast imaging employing steady-state acqustion (cба-	2-х камерная	3,6	1,6	8	36x32	200x200	55°
лансированная градиентное эхо	проекция	3,0	1,0	O	J0XJ2	2007200	33
Fast imaging employing steady-state acqustion (cба-	4-х камерная	3,6	1,5	8	38x34	200x200	55°
лансированная градиентное эхо	проекция	3,0	1,3	O	JOAJT	2007200	33
Fast imaging employing steady-state acqustion (cба-	проекция по	3,8	1,6	8	36x32	200x200	55°
лансированная градиентное эхо	«короткой оси»	3,0	1,0	O	J0XJ2	2007200	33
Fast imaging employing steady-state acqustion (cба-	3-х камерная проек-	3,9	1,7	8	36x32	200x200	55°
лансированная градиентное эхо	ция	3,7	1,/	O	J0XJ2	2007200	33
Fast imaging employing steady-state acqustion (cба-	выходной тракт лево-	3,3	1,4	8	42x42	200x200	55°
лансированная градиентное эхо	го желудочка	3,3	1,4	O	74274	2003200	33

 $<sup>^4</sup>$  TR - time repetition - время повторения, TE - time echo - время эхо, FOV - fiel of view - поле зрения, flip angle – угол накло-

## Приложение Б. Параметры МРТ для проведения этапа оценки биоэластических свойств аорты

**Таблица Б.1** – Используемые параметры MPT для проведения этапа оценки биоэластических свойств аорты  $^5$ 

Выбор последова-	Уровень	Плоскость	TR,	TE,	Толщина	FOV,	Размер	VENC	Flip
тельности	исследования	сканирования	мс	мс	среза, мм	MM	матрицы	VENC	angle
PC/GRE	Восходящая и	косо-сагитально оси аорты	6,4	3,8	8	40x40	224x180	150	25°
20/022	нисходящая аорта	1							
PC/GRE	Синотубулярные гребни	перпендикулярно оси аорты	6,4	3,8	7	36x36	192x160	150	25°
PC/GRE	Восходящая аорта и нисходящая аорта (правая легочная арт.)	перпендикулярно оси аорты	6,2	3,7	7	36x36	192x160	150	25°
PC/GRE	Нисходящая аорта (чревный ствол)	перпендикулярно оси аорты	6,3	3,8	7	36x36	192x160	150	25°

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> GRE - gradient echo, PC - phase contrast magnetic resonance imaging, TR - time repetition - время повторения, TE - time echo - время эхо, FOV - fiel of view - поле зрения, flip angle – угол наклона, VENC - velocity enconding (кодирование скорости)

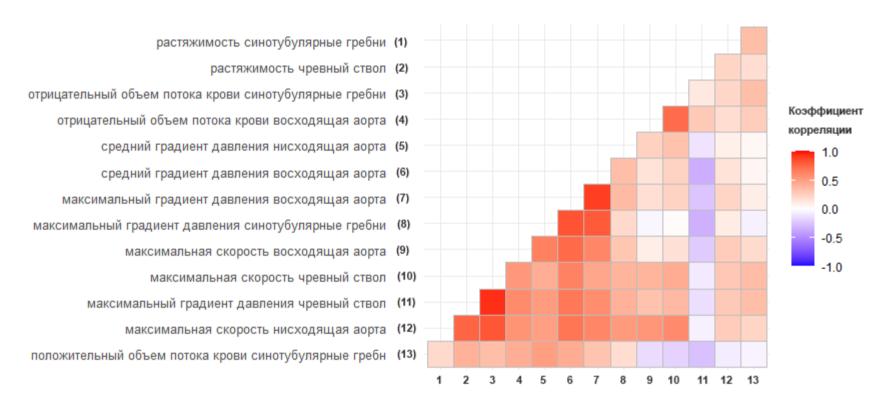
## Приложение В. Средние значения параметров для контрольной группы и пациентов с заболеваниями миокарда

Таблица В.1 – Полученные средние значения параметров для контрольной группы и пациентов с заболеваниями миокарда

Параметры	Уровень	N < 38 лет	N > 38 лет	ИБС	ГКМП	Значение
	исследования		среднее±5	SD		p
Количество пациентов в груп-		22	21	14	21	
пах						
Площадь поверхности тела		1,99	1,93	2,15	2,06	0,079
$(M^2)$		[1,72;2,23]	[1,74;2,12]	[2;2,2]	[1,85;2,2]	
Максимальная площадь (см <sup>2</sup> )		654,98	761,62	804,32	902,07	0,001
	Возмониция зорто	[555,52;693,67]	[646,45;838,66]	[712,36;1035,95]	[781,06;1082,59]	
Максимальный периметр (мм)	Восходящая аорта	90,22	97,75	99,88	109,14	0,002
		[84,93;94,46]	[91,23;105,79]	[96,97;115,79]	[101,87;118,32]	
Растяжимость (%/мм.рт.ст.)		0,95	0,71	0,51	0,63	0,002
	Синотубулярные	[0,77;1,44]	[0,60;0,89]	[0,384;0,841	[0,45;0,91]	
Модуль Юнга (мПа)	гребни	0,19	0,31	0,43	0,45	0,001
		[0,13;0,23]	[0,24;0,34]	[0,264;0,663]	[0,26;0,52]	
Растяжимость (%/мм.рт.ст.)		1,03	0,60	0,33	0,49	0,001
	Возмониция зорта	[0,75;1,15]	[0,45;0,81]	[0,18;0,68]	[0,43;0,66]	
Модуль Юнга (мПа)	Восходящая аорта	0,20	0,37	0,77	0,50	0,001
		[0,16;027]	[0,30;0,51]	[0,41;1,36]	[0,37;0,64]	
Растяжимость (%/мм.рт.ст.)		0,88	0,47	0,51	0,48	0,095
	Uноконанноя совто	[0,7;1,07]	[0,29;0,79]	[0,38;0,71]	[0,28;0,78]	
Модуль Юнга (мПа)	Нисходящая аорта	0,03	0,03	0,04	0,04	0,002
		[0,02;0,03]	[0,02;0,03]	[0,03;0,04]	[0,02;0,19]	
СПВ (см/с)	Пута сопту	4,05	4,70	6,00	7,90	0,001
	Дуга аорты	[3,72;5,2]	[4,5;6,2]	[5,08;7,38]	[5,2;9,2]	
Градиент давления (мм.рт.ст.)	СТГ	4,85	5,40	3,44	5,97	0,008
	CII	[3,68;5,94]	[3,2;4,23]	[2,25;4,69]	[4,25;8,15]	
Градиент давления (мм.рт.ст.)	BAo	4,01	2,38	2,31	2,69	0,266
		[3,33;5,42]	[1,92;2,72]	[1,68;3,06]	[1,64;3,78]	

Параметры	Уровень	N < 38 лет	N > 38 лет	ИБС	ГКМП	Значение
	исследования		среднее±\$	SD		p
Максимальная скорость (см/с)	СТГ	110,08 [91,46;117,89]	97,17	89,50	122,18	0,004
_			[89,38;102,88]	[72,62;105,27]	[103,09;142,73]	
Максимальная скорость (см/с)	BAo	99,47	77,18	75,92	82,07	0,469
		[89,14;113,49]	[64,52;82,53]	[64,85;87,44]	[64;97,21]	
Градиент давления (мм.рт.ст.)	НАо	4,71	2,27	1,39	1,68	0,001
		[3,58;5,12]	[1,74;2,89]	[1,26;2,03]	[1;2,08]	
Максимальная скорость (см/с)	НАо	108,50 [94,64;113,21]	74,92	58,92	64,90	0,001
			[64,65;80,32]	[56,36;71,09]	[49,96;72,18]	
Градиент давления (мм.рт.ст.)	НАо-ЧС	4,16	1,57	1,86	1,20	0,001
		[3,48;5,58]	[1,37;2,36]	[1,65;2,23]	[1,04;1,77]	
Максимальная скорость (см/с)	НАо-ЧС	100,51 [93,19;118,13]	61,95	68,16	54,79	0,001
			[56,66;76,89]	[64,17;74,58]	[51,08;66,56]	
Положительный объем (мл)	BAo	59,34	89,97	93,77	84,98	0,211
		[81,71;110,51]	[76,96;104,2]	[69,79;111,72]	[72,61;92,74]	
Отрицательный объем (мл)	BAo	1,34	2,64	7,78	8,00	0,001
		[0,09;1,94]	[0;4,63]	[4,31;10,55]	[3,85;10,22]	
Положительный объем (мл)	HAo	59,72	54,06	56,69	51,05	0,249
		[49,57;68,94]	[48,34;62,16]	[40,74;68,11]	[44,27;60,84]	
Отрицательный объем (мл)	HAo	1,24	1,14	2,14	1,54	0,199
		[0,82;3,33]	[0,05;1,8]	[1,37;3,75]	[0,6;2,23]	
Отрицательный объем (мл)	СТГ	1,34	3,94	7,17	11,18	0,001
		[0,2;2,15]	[2,02;6,37]	[5,98;10,42]	[7,5;13,5]	

## Приложение Г. Корреляционный анализ пациентов из контрольной группы



**Рисунок Г.1** – График корреляционного анализа пациентов из контрольной группы <38 лет (n=22)

## Приложение Д. Корреляционные взаимосвязи параметров у пациентов контрольной группы

**Таблица** Д.1 – Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов контрольной группы до 38 лет

	СПВ	М.Юнга	Градиент	Максималь-	УО	КДОлж
	<38 лет	ВА<38 лет	давления ЧС	ная скорость	мл/м2	мл/м2
			<38 лет	ЧC <38 лет	<38 лет	<38 лет
СПВ <38 лет	1,0000	0,4805	-0,0024	0,0013	0,4022	0,2044
М.Юнга ВА <38 лет	0,4805	1,0000	-0,1162	-0,1329	0,1102	0,0597
Градиент ЧС <38 лет	-0,0024	-0,1162	1,0000	0,9953	0,0069	0,3328
Максимальная скорость ЧС <38 лет	0,0013	-0,1329	0,9953	1,0000	-0,0262	0,2995
УО мл/м2 <38 лет	0,4022	0,1102	0,0069	-0,0262	1,0000	0,4609
КДОлж мл/м2 <38 лет	0,2044	0,0597	0,3328	0,2995	0,4609	1,0000

Таблица Д.2 – Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов контрольной группы старше 38 лет

	СПВ	Растяжимость	М.Юнга	Градиент	Макси-	УВ	КДОлж
	>38 лет	BA	BA	ЧС	мальная	мл/м2	$M \Pi / M^2$
		>38 лет	>38 лет	>38 лет	скорость	>38 лет	>38 лет
					ЧC >38 лет		
СПВ >38 лет	1,0000	-0,1145	0,1367	-0,3963	-0,3777	0,2003	-0,1088
Растяжимость ВА>38	-0,1145	1,0000	-0,8447	0,0977	0,0660	0,2571	0,5101
лет							
М.Юнга >38 лет	0,1367	-0,8447	1,0000	-0,1443	-0,0348	-0,2898	-0,5792
Градиент ЧС >38 лет	-0,3963	0,0977	-0,1443	1,0000	0,7388	0,1881	0,3032
V max ЧС >38 лет	-0,3777	0,0660	-0,0348	0,7388	1,0000	0,1974	0,2346
УО мл/м2 >38 лет	0,2003	0,2571	-0,2898	0,1881	0,1974	1,0000	0,6740
КДОлж мл/м2 >38 лет	-0,1088	0,5101	-0,5792	0,3032	0,2346	0,6740	1,0000

## Приложение Е. Корреляционная матрица контрольной группы

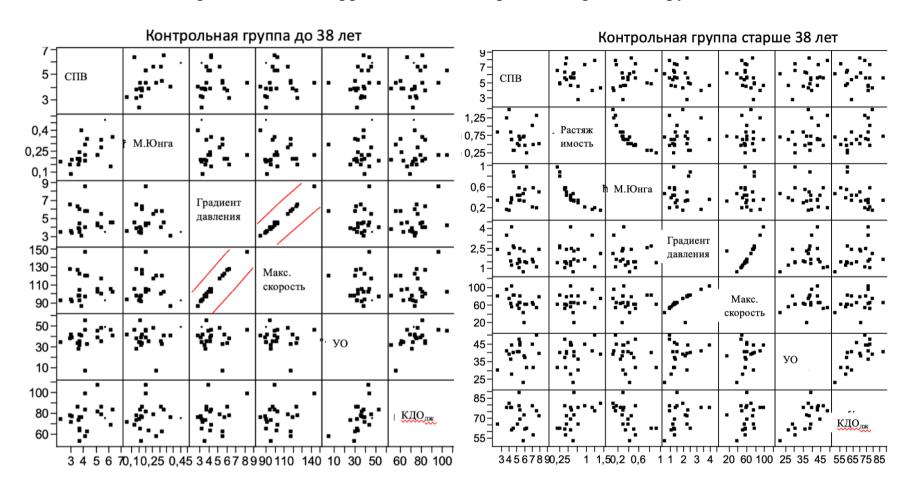


Рисунок Е.1 – Матрица корреляций для контрольной группы

## Приложение Ж. Средние значения исследуемых групп с заболеваниями аорты

Таблица Ж.1 – Средние значения исследуемых групп с заболеваниями аорты

Параметры	Уровень исследования	ДО операции (Ане- вризма)	ПОСЛЕ операции (Аневризма)	ДО операции (Расслоение)	ПОСЛЕ операции (Расслоение)	Значение р межгрупповое
Количество наблюдений		24	31	14	38	
Площадь поверхности тела $(M^2)$		2,0 [1,86;2,18]	2,1 [1,99;2,24]	2,1 [2,05;2,35]	2,1 [1,92;2,17]	0,166
СПВ (см/с)	Дуга	7,7 [5,7; 20,3]	8,7 [6,5; 10,65]	9,7 [6,8; 12,9]	12,7 [7,7; 15,7]	0,03
Максимальная площадь (см2)	BAo	1713,9 [1299,47; 2020,5045]	805,3 [745,98; 954,63]	1059,7 [757,19; 1361,07]	747,7 [668,13; 868,98]	0,001
Максимальный периметр (мм)	BAo	142,7 [126,77; 161,53]	102,7 [97,32; 107,39]	121,9 [99,92; 133,09]	96,7 [92,51; 104,39]	0,001
Растяжимость (%/мм рт.ст.)	BAo	0,2 [0,15; 0,48]	0,3 [0,24; 0,59]	0,5 [0,42; 1,024]	0,4 [0,20; 0,47]	0,018
Положительный объем потока крови (мл)	BAo	144,1 [98,4; 172,84]	85,6 [74,66; 96,86]	113,0 [101,41; 144,18]	80,0 [62,54; 101,75]	0,001
Отрицательный объем потока крови (мл)	СТГ	25,9 [12,73; 76,53]	12,7 [8,65; 14,36]	16,7 [11,69; 37,47]	6,8 [6,15; 14,14]	0,001
Растяжимость (%/мм рт.ст.)	СТГ	0,6 [0,25; 0,78]	0,4 [0,34; 0,54]	0,8 [0,41; 1,23]	0,5 [0,25; 0,55]	0,039
Модуль Юнга (мПа)	BAo	0,7 [0,41; 1,304]	0,6 [0,38; 0,68]	0,2 [0,16; 0,56]	0,5 [0,39; 0,83]	0,022
Растяжимость (%/мм рт.ст.)	НАо	0,5 [0,38; 0,74]	0,6 [0,34; 0,903]	1,3 [0,78; 2,26]	0,7 [0,38; 0,906]	0,001
Градиент давления (мм.рт.ст.)	НАо	0,4 [0,21; 0,86]	0,5 [0,34; 0,77]	0,6 [0,38; 0,77]	0,8 [0,54; 1,24]	0,005
Градиент давления (мм.рт.ст.)	НАо-ЧС	1,2 [0,705; 2,975]	1,3 [1,07; 2,5]	1,6 [1,202; 1,95]	2,1 [1,76; 6,84]	0,001
Максимальная скорость (см/с)	НАо-ЧС	61,3 [41,91; 86,28]	57,1 [51,92; 79,05]	63,0 [54,85; 69,82]	78,6 [66,24; 130,78]	0,013

## Приложение И. Корреляционный анализ пациентов с аневризмой восходящей аорты до операции

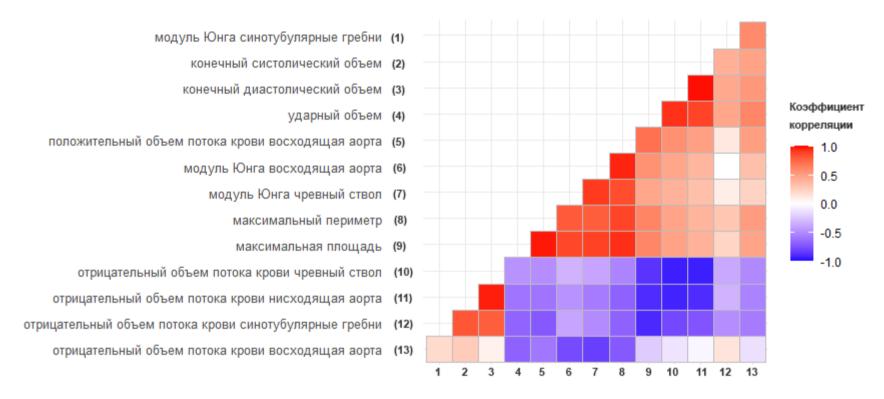


Рисунок И.1 - График корреляционного анализа пациентов с аневризмой восходящей аорты до операции (n=24)

## Приложение К. Корреляционный анализ пациентов с аневризмой восходящей аорты после операции

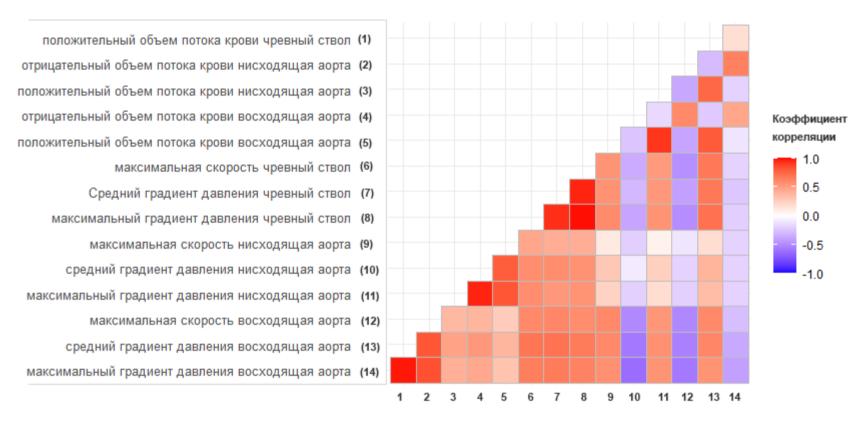


Рисунок К.1 – График корреляционного анализа пациентов с аневризмой восходящей аорты после операции (n=31)

## Приложение Л. Корреляционные взаимосвязи параметров у пациентов в группе аневризма аорты до операции

**Таблица** Л.1– Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов с аневризмой восходящей аорты до операции

	СПВ	Растяжи-	М.Юнга	Градиент	Макси-	УВ	КДОлж
	Аневриз-	мость ВА	Аневриз-	ЧС Ане-	мальная	мл/м2	$M \pi / M^2$
	ма до	Аневризма	ма до	вризма до	скорость	Ане-	Аневриз-
	операции	до операции	операции	операции	ЧС Ане-	вризма	ма до
					вризма до	до опе-	операции
					операции	рации	
СПВ Аневризма	1,0000	-0,2840	0,4335	-0,3566	-0,3531	-0,0675	-0,0049
до операции							
Растяжимость ВА	-0,2840	1,0000	-0,8393	0,3702	0,3714	-0,2902	-0,3000
Аневризма							
до операции							
Модуль Юнга	0,4335	-0,8393	1,0000	-0,3614	-0,3844	0,1641	0,1801
Аневризма до опе-							
рации							
Градиент ЧС Ане-	-0,3566	0,3702	-0,3614	1,0000	0,9672	-0,3780	0,2941
вризма до опера-							
ции							
Максимальная ско-	-0,3531	0,3714	-0,3844	0,9672	1,0000	-0,3428	0,3100
рость ЧС Аневриз-							
ма до операции							
УО Аневризма до	-0,0675	-0,2902	0,1641	-0,3780	-0,3428	1,0000	-0,4453
операции							
КДОлж Аневризма	-0,0049	-0,3000	0,1801	0,2941	0,3100	-0,4453	1,0000
до операции							

## Приложение М. Корреляционные взаимосвязи параметров у пациентов в группе аневризма аорты после операции

**Таблица М.1**— Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов с аневризмой восходящей аорты после операции

	СПВ Аневриз- ма ВА после операции	Растяжи- мость ВА Аневризма после опера- ции	М.Юнга Аневриз- ма после операции	Градиент ЧС Аневризма ВА после операции	Макси- мальная скорость ЧС Ане- вризма по- сле опера- ции	УВ мл/м2 Ане- вризма после опера- ции	КДО <sub>лж</sub> мл/м <sup>2</sup> Аневризма после операции
СПВ Аневризма после операции	1,0000	-0,0501	-0,0331	-0,0692	-0,0421	0,0025	-0,0053
Растяжимость ВА Аневризма после операции	-0,0501	1,0000	-0,4085	0,0167	-0,0042	-0,0337	-0,2907
Модуль Юнга Аневризма после операции	-0,0331	-0,4085	1,0000	-0,1973	-0,2371	0,0827	-0,0761
Градиент ЧС Аневризма после операции	-0,0692	0,0167	-0,1973	1,0000	0,9862	0,2423	0,3407
Максимальная скорость ЧС Аневризма после операции	-0,0421	-0,0042	-0,2371	0,9862	1,0000	0,2310	0,3175
УО Аневризма после операции	0,0025	-0,0337	0,0827	0,2423	0,2310	1,0000	0,6483
КДО <sub>лж</sub> Аневризма после операции	-0,0053	-0,2907	-0,0761	0,3407	0,3175	0,6483	1,0000

#### Приложение Н. Корреляционная матрица группы аневризма аорты

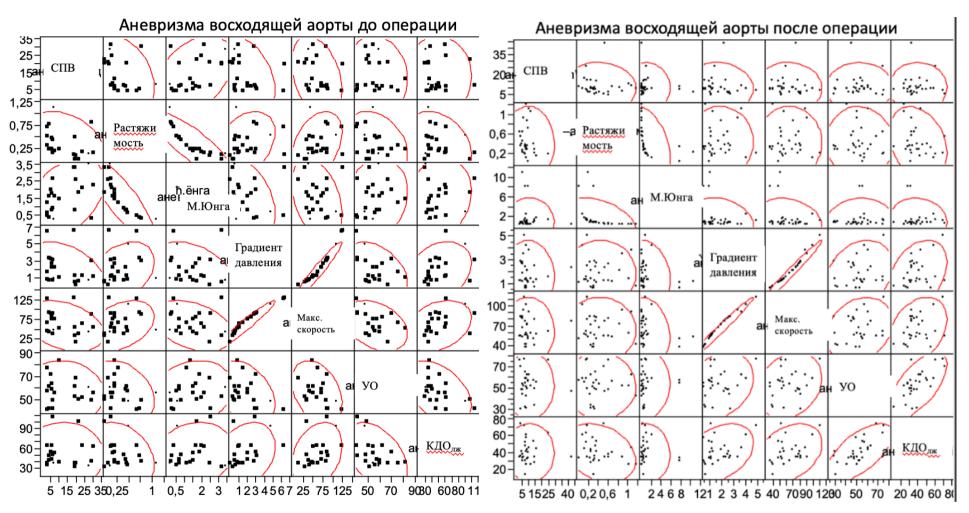
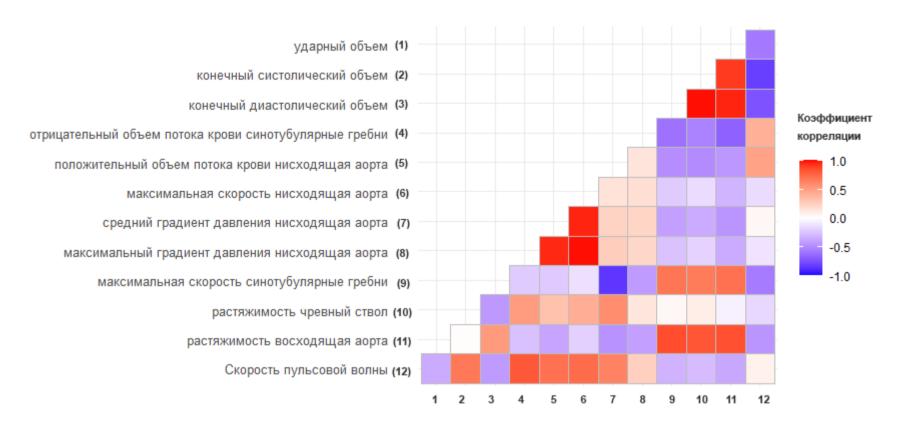


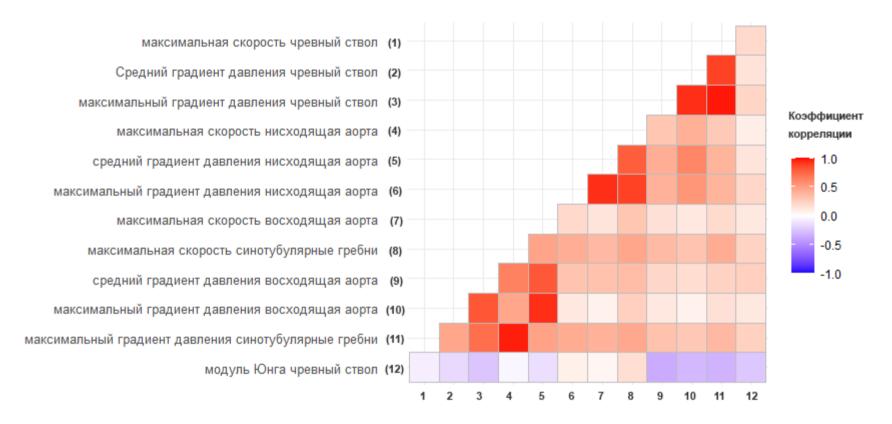
Рисунок Н.1 – Матрица корреляций для группы с аневризмой аорты до и после операции

#### Приложение П. Корреляционный анализ пациентов с расслоением аорты до операции



**Рисунок П.1** – График корреляционного анализа пациентов с расслоением аорты I-III типа, хроническая стадия до операции (n=14)

#### Приложение Р. Корреляционный анализ пациентов с расслоением аорты после операции



**Рисунок Р.1** – График корреляционного анализа пациентов с расслоением аорты I-III типа, хроническая стадия после операции (n=38)

# Приложение С. Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов в группе расслоение аорты до операции

**Таблица С.1** – Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов с расслоением аорты до операции

	СПВ Аневриз- ма до операции	Растяжи- мость ВА Аневризма до операции	М.Юнга Аневриз- ма до операции	Градиент ЧС Аневризма до операции	Макси- мальная скорость ЧС Ане- вризма до операции	УВ мл/м2 Ане- вризма до опе- рации	КДО <sub>лж</sub> мл/м <sup>2</sup> Аневриз-ма до операции
СПВ Аневризма до операции	1,0000	-0,3402	0,0188	0,1166	0,1610	0,0570	-0,2832
Растяжимость ВА Аневризма до операции	-0,3402	1,0000	0,0295	0,0615	0,0789	-0,4640	0,7962
Модуль Юнга Аневризма до операции	0,0188	0,0295	1,0000	-0,2271	-0,1824	-0,3712	0,0578
Градиент ЧС Аневризма до операции	0,1166	0,0615	-0,2271	1,0000	0,9868	0,1022	0,2182
Максимальная скорость ЧС Аневризма до операции	0,1610	0,0789	-0,1824	0,9868	1,0000	0,0725	0,2865
УО Аневризма до операции	0,0570	-0,4640	-0,3712	0,1022	0,0725	1,0000	-0,5553
КДО <sub>лж</sub> Аневризма до операции	-0,2832	0,7962	0,0578	0,2182	0,2865	-0,5553	1,0000

## Приложение Т. Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов в группе расслоение аорты после операции

**Таблица Т.1** – Корреляционная взаимосвязь между параметрами у пациентов группы расслоение аорты после операции

	СПВ Аневриз- ма до опе- рации	Растяжи- мость ВА Аневризма до операции	М.Юнга Аневриз- ма до опе- рации	Градиент ЧС Ане- вризма до операции	Макси- мальная скорость ЧС Ане- вризма до	УВ мл/м2 Ане- вризма до опе-	КДО <sub>лж</sub> мл/м <sup>2</sup> Аневриз- ма до операции
СПВ Аневризма до операции	1,0000	-0,0823	0,1685	0,0624	операции -0,0117	рации 0,0380	-0,0240
Растяжимость ВА Аневризма до операции	-0,0823	1,0000	-0,8447	-0,1107	-0,0830	0,0091	-0,0272
Модуль Юнга Аневризма до операции	0,1685	-0,8447	1,0000	-0,0917	-0,1194	0,0378	-0,0887
Градиент ЧС Аневризма до операции	0,0624	-0,1107	-0,0917	1,0000	0,9756	-0,1851	0,3209
Максимальная скорость ЧС Ане- вризма до опера- ции	-0,0117	-0,0830	-0,1194	0,9756	1,0000	-0,1679	0,3492
УО Аневризма до операции	0,0380	0,0091	0,0378	-0,1851	-0,1679	1,0000	0,2819
КДО <sub>лж</sub> Аневризма до операции	-0,0240	-0,0272	-0,0887	0,3209	0,3492	0,2819	1,0000

#### Приложение У. Корреляционная матрица группы расслоение аорты

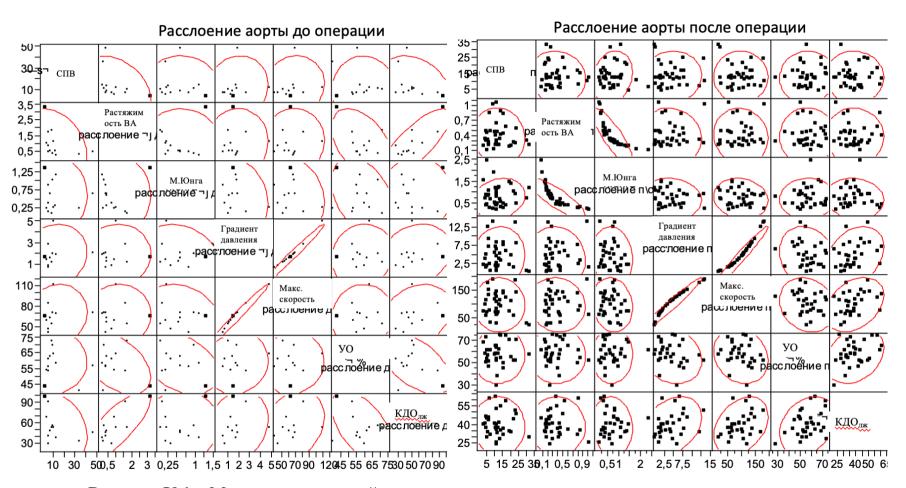


Рисунок У.1 – Матрица корреляций для группы с расслоением аорты до и после операции

#### Приложение Ф. Схематическое изображение изменяющихся параметров скорости и давления в аорте

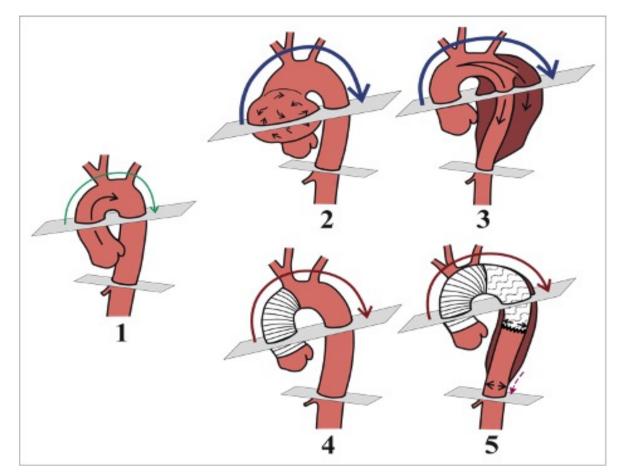


Рисунок Ф.1 - Схематическое изображение: 1 - нормальная аорта, 2 — аневризма восходящей аорты, 3 — расслоение аорты I типа по DeBakey, 4 — протезирование восходящего отдела аорты, 5 — гибридная операция по методике Frozen Elephant Trunk. Сплошными линиями указаны уровни исследования, пунктирной стрелкой указано увеличение максимальной скорости кровотока на уровне чревного ствола; горизонтальными стрелками указано изменение градиента давления на уровне дистального края стента и уровне чревного ствола; дугообразными разноцветными стрелками указана изменяющаяся скорость пульсовой волны в контрольной группе и в группе с патологией аорты.