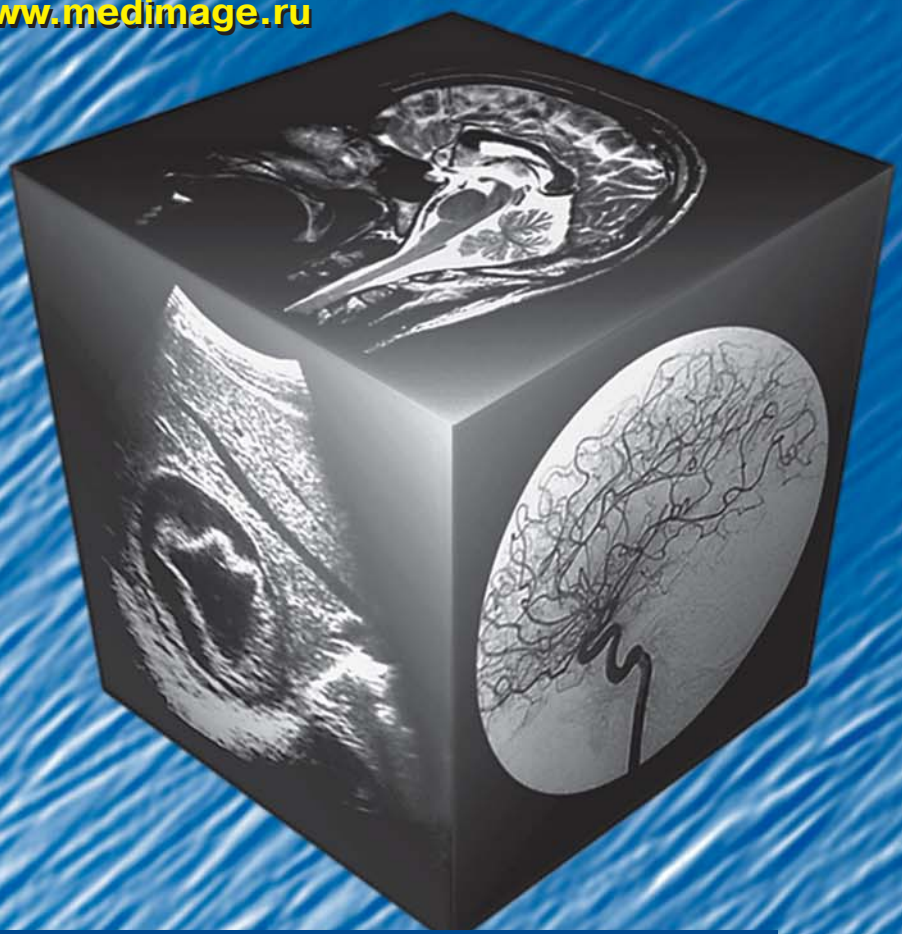
ISSN 1607-0763 (Print)
ISSN 2408-9516 (Online)

МЕДИЦИНСКАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ

Medical Visualization

Том 26 №3
Vol 26 N3
2022

www.vidar.ru
www.medvis.vidar.ru
www.medimage.ru



- Кровоизлияния – гематомы мягких тканей у пожилых больных, инфицированных SARS-CoV-2
- Влияние индексируемого объема левого предсердия на эффективность торакоскопического лечения фибрилляции предсердий
- Комплексная лучевая диагностика отграниченного местного перитонита
- Методические аспекты выполнения МР-энтерографии по поводу болезни Крона
- Структурная визуализация гидроцефалии детского возраста

ВИДАР

ISSN 1607-0763 (Print)
ISSN 2408-9516 (Online)

МЕДИЦИНСКАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ

Medical Visualization

Том 26 №3
Vol 26 N3
2022

www.vidar.ru
www.medvis.vidar.ru
www.medimage.ru

- Кровоизлияния – гематомы мягких тканей у пожилых больных, инфицированных SARS-CoV-2
- Влияние индексируемого объема левого предсердия на эффективность торакоскопического лечения фибрилляции предсердий
- Комплексная лучевая диагностика отграниченного местного перитонита
- Методические аспекты выполнения МР-энтерографии по поводу болезни Крона
- Структурная визуализация гидроцефалии детского возраста

ВИДАР

DOI: 10.24835

ISSN 1607-0763 (Print)
ISSN 2408-9516 (Online)

МЕДИЦИНСКАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ

Medical Visualization

Meditsinskaya vizualizatsiya

2022 Том 26 №3

Научно-практический журнал. Основан в 1997 г.
Выходит 4 раза в год

Официальный печатный орган **Российского общества рентгенологов и радиологов** (129344, Москва, ул. Верхоянская, д. 18, корп. 2)
Общества специалистов по лучевой диагностике (119435, Москва, ул. Большая Пироговская, д. 6)
Московского регионального отделения Российского общества рентгенологов и радиологов (125040, Москва, ул. Расковой, д. 16/26, стр. 1)

Издатель **ООО "Видар"** (109028, Москва, а/я 16)

Главный редактор

Кармазановский Григорий Григорьевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заведующий отделом лучевых методов диагностики и лечения ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России; профессор кафедры лучевой диагностики и терапии медикобиологического факультета ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России; заслуженный деятель науки РФ, лауреат премии Правительства РФ в области науки и техники, лауреат премии города Москвы в области медицины, лауреат премии Ленинского комсомола, вицепрезидент Российского общества рентгенологов и радиологов, Москва, Российская Федерация. E-mail: karmazanovsky@yandex.ru, karmazanovsky@ixv.ru.
https://orcid.org/0000-0002-9357-0998. Scopus Author ID: 55944296600

Первый заместитель главного редактора

Нуднов Николай Васильевич – доктор мед. наук, профессор, заслуженный врач Российской Федерации, заместитель директора по научной работе ФГБУ "Российский научный центр рентгенорадиологии" Минздрава России, Москва, Российская Федерация.
https://orcid.org/0000-0001-5994-0468. Scopus Author ID: 7004927053

Заместитель главного редактора

Громов Александр Игоревич – доктор мед. наук, профессор, заведующий отделением лучевой диагностики Клинической больницы №2 МЕДСИ, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000290149022. Scopus Author ID: 7102053957

Научные консультанты

Ревишвили Амиран Шотаевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, директор ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000317919163. Scopus Author ID: 7003940753

Каприн Андрей Дмитриевич – академик РАН и РАО, доктор мед. наук, профессор, генеральный директор ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр радиологии" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000-0001-8784-8415

Пронин Игорь Николаевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заместитель директора по научной работе ФГАУ "Национальный медицинский исследовательский центр нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. Scopus Author ID: 7006011755

Зав. редакцией

Сафонова Татьяна Дмитриевна – E-mail: safonova.td@mail.ru

Груздев Иван Сергеевич – научный редактор переводов. https://orcid.org/0000-0003-0781-9898

Редакционная коллегия

Анфиногенова Нина Джоновна – доктор мед. наук, ведущий научный сотрудник отделения популяционной кардиологии НИИ кардиологии Томского НИМЦ, Томск, Российская Федерация. https://orcid.org/0000-0003-1106-0730. Scopus Author ID 15755135700

Араблинский Андрей Владимирович – доктор мед. наук, профессор, профессор кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии Института клинической медицины им. Н.В. Склифосовского ФГАОУ ВО "Первый МГМУ имени И.М. Сеченова" Минздрава России (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000-0003-0854-3598. Scopus Author ID 55446175400

Ахадов Толибджон Абдуллаевич – доктор мед. наук, профессор, руководитель отдела лучевой диагностики ГБУЗ города Москвы "Научно-исследовательский институт неотложной детской хирургии и травматологии Департамента здравоохранения города Москвы", Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000308543598. Scopus Author ID 6701867282

Ахметов Ермек Абибуллаевич – доктор мед. наук, доцент, доцент кафедры онкологии и визуальной диагностики Казахстанско-Российского медицинского университета, Алматы, Республика Казахстан.

Борсуков Алексей Васильевич – доктор мед. наук, профессор, директор Проблемной научно-исследовательской лаборатории "Диагностические исследования и малоинвазивные технологии" ФГБОУ ВО "Смоленский государственный медицинский университет" Минздрава России, Смоленск, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000340477252. Scopus Author ID 7801311680

Васильев Юрий Александрович – канд. мед. наук, директор ГБУЗ "Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы", Москва, Российская Федерация.

Вишнякова Марина Валентиновна – доктор мед. наук, заведующая отделением лучевой диагностики ГБУЗ МО "Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского", Москва, Российская Федерация. http://orcid.org/0000-0003-3838-636X. Scopus Author ID: 6603209206

Ветшева Наталья Николаевна – доктор мед. наук, заместитель заведующего учебным центром ГБУЗ города Москвы "Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы", Москва, Российская Федерация. http://orcid.org/0000000290179432. Scopus Author ID: 6176616600

Гус Александр Иосифович – доктор мед. наук, профессор, главный научный сотрудник ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр акушерства, гинекологии и перинатологии имени академика В.И. Кулакова" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. Scopus Author ID 6508263197

Даутов Таирхан Бекполатович – доктор мед. наук, директор Клинико-академического департамента радиологии и ядерной медицины Университетского медицинского центра, Нур-Султан, Республика Казахстан. http://orcid.org/0000-0002-5267-0108. Scopus Author ID 55836811900

Джураева Нигора Мухсумовна – доктор мед. наук, старший научный сотрудник отделения МР- и КТ-диагностики ГУ "Республиканский специализированный научно-практический медицинский центр хирургии имени академика В. Вахидова", Ташкент, Республика Узбекистан. https://orcid.org/0000-0002-2232-8264

Долгушин Борис Иванович – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, директор НИИ клинической и экспериментальной радиологии ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина" Минздрава России; профессор кафедры рентгенологии и радиологии ФГБОУ НПО РМАНПО Минздрава России, Москва, Российская Федерация. Президент Национального общества интервенционных онкорадиологов. https://orcid.org/0000-0001-7185-7165. Scopus Author ID: 6604000392

Игнатьев Юрий Тимофеевич – доктор мед. наук, профессор, профессор кафедры лучевой диагностики ФГБОУ ВО "Омский государственный медицинский университет" Минздрава России, Омск, Российская Федерация. https://orcid.org/0000-0001-9232-7606. Scopus Author ID 57203357735

Икрамов Адхам Ильхамович – доктор мед. наук, профессор, заведующий кафедрой медицинской радиологии Центра развития профессиональной квалификации медицинских работников при Минздраве Республики Узбекистан, Ташкент, Республика Узбекистан. Scopus Author ID: 6603001286

Котляров Петр Михайлович – доктор мед. наук, профессор, руководитель научно-исследовательского отдела новых технологий и семиотики лучевой диагностики заболеваний органов и систем ФГБУ "Российский научный центр рентгенорадиологии" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000319409175. Scopus Author ID: 7003497625

Лукьянченко Александр Борисович – доктор мед. наук, профессор, ведущий научный сотрудник ФГБУ "НМИЦ онкологии имени Н.Н. Блохина" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000270216419. Scopus Author ID 6507563458

Мазо Михаил Львович – канд. мед. наук, старший научный сотрудник НЦОРО Московский научно-исследовательский онкологический институт им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр радиологии" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000-0002-1313-6420. Scopus Author ID 25623348800

Мищенко Андрей Владимирович – доктор мед. наук, профессор, профессор ФГБОУ ВО "Санкт-Петербургский государственный университет", Научно-клинический и образовательный центр "Лучевая диагностика и ядерная медицина"; ведущий научный сотрудник ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Петрова" Минздрава России, Санкт-Петербург, Российская Федерация. Scopus Author ID: 55791087500

Петряйкин Алексей Владимирович – канд. мед. наук, доцент, ведущий научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ "Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы", Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000316944682. Scopus Author ID: 7801330975

Прокопенко Сергей Павлович – канд. мед. наук, доцент, заведующий отделением МНИОИ им. П.А.Герцена – филиал ФГБУ "НМИЦ радиологии" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. http://orcid.org/0000000203695755. Scopus Author ID: 7004120546

Рахимжанова Раушан Ибжановна – доктор мед. наук, профессор, почетная заведующая кафедрой радиологии имени академика Ж.Х. Хамзабаева НАО "Медицинский университет Астана", Нур-Султан, Республика Казахстан. https://orcid.org/0000-0002-3490-6324. Scopus Author ID: 55776205100

Ростовцев Михаил Владиславович – доктор мед. наук, заведующий отделом лучевой диагностики ГБУЗ "Городская клиническая больница имени М.Е. Жадкевича Департамента здравоохранения города Москвы", Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000250324164

Рубцова Наталья Алефтиновна – доктор мед. наук, доцент, заведующая отделом лучевой диагностики ФГБУ "Московский научно-исследовательский онкологический институт им. П.А. Герцена" – филиал ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр радиологии" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. Scopus Author ID: 15844343600

Сафонов Дмитрий Владимирович – доктор мед. наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики ФДПО "Приволжский исследовательский медицинский университет" Минздрава России, Нижний Новгород, Российская Федерация. Scopus Author ID 55647448500

Синицын Валентин Евгеньевич – доктор мед. наук, профессор, руководитель отдела лучевой диагностики факультета фундаментальной медицины МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000256492193. Scopus Author ID: 7102735724

Степанова Юлия Александровна – доктор мед. наук, Ученый секретарь ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. http://orcid.org/0000-0002-2348-4963. Scopus Author ID 57194482656

Тарачкова Елена Владимировна – канд. мед. наук, ассистент кафедры рентгенологии и радиологии ФГБОУ ДПО "Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. Scopus Author ID 56321456200

Трофимова Татьяна Николаевна – доктор мед. наук, профессор, профессор кафедры рентгенологии и радиационной медицины ФГБОУ ВО "СанктПетербургский государственный университет", СанктПетербург, Российская Федерация. http://orcid.org/0000000348712341. Scopus Author ID: 7006098439

Троян Владимир Николаевич – доктор мед. наук, профессор, начальник Центра лучевой диагностики, главный рентгенолог ФГБУ "Главный военный клинический госпиталь им. акад. Н.Н. Бурденко" Министерства обороны Российской Федерации, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000280089660

Усов Владимир Юрьевич – доктор мед. наук, профессор, старший научный сотрудник НИИ кардиологии ФГБНУ "Томский национальный исследовательский медицинский центр Российской академии наук"; доцент ФГАОУ "Национальный исследовательский Томский политехнический университет", НОЦ им. Н.М. Кижнера, Томск, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000273526068. Scopus Author ID: 16937595600

Федорук Алексей Михайлович – доктор мед. наук, профессор, заведующий отделом гепатологии и малоинвазивной хирургии ГУ "Минский научно-практический центр хирургии, трансплантологии и гематологии", Минск, Республика Беларусь. Scopus Author ID 56531839500

Фисенко Елена Полиектовна – доктор мед. наук, главный научный сотрудник ФГБНУ "Российский научный центр хирургии имени академика Б.В. Петровского", Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/000000034503950X. Scopus Author ID 6507536162

Хомутова Елена Юрьевна – доктор мед. наук, заведующая кафедрой лучевой диагностики ФГБОУ ВО "Омский государственный медицинский университет" Минздрава России, Омск, Российская Федерация. Scopus Author ID 57189104536

Хохлов Александр Леонидович – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заведующий кафедрой клинической фармакологии и этики применения лекарств ЮНЕСКО ФГБОУ ВО "Ярославский государственный медицинский университет" Минздрава России, Ярославль, Российская Федерация. http://orcid.org/0000000200320341. Scopus Author ID: 7201745706

Хромов-Борисов Никита Николаевич – канд. биол. наук, старший научный сотрудник ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова" Минздрава России, Санкт-Петербург, Российская Федерация. http://orcid.org/0000-0001-6435-7218. Scopus Author ID 7003518614

Шейх Жанна Владимировна – доктор мед. наук, профессор, врач-рентгенолог ГБУЗ "Городская клиническая больница имени С.П. Боткина Департамента здравоохранения города Москвы"; профессор кафедры рентгенологии и радиологии ФГБОУ ДПО "Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования" Минздрава России; профессор кафедры лучевой диагностики Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ "Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна" ФМБА России, Москва, Российская Федерация. https://orcid.org/0000000313346652. Scopus Author ID 57285215600

Юдин Андрей Леонидович – доктор мед. наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и терапии медико-биологического факультета ФГБОУ ВО "Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова" Минздрава России, Москва, Российская Федерация. http://orcid.org/0000000203100889. Scopus Author ID 7102669707

Nicholas C. Gourtsoyiannis – иностранный член РАН, доктор мед. наук, профессор, директор Европейской школы радиологии, Афины, Греция. Scopus Author ID: 24369117700

Rienmüller Rainer – иностранный член РАН, доктор мед. наук, профессор, профессор отделения общей радиологии Медицинского университета Грац, Австрия. https://orcid.org/0000-0002-6068-5027. Scopus Author ID 7003654650

Yang Qin – доктор мед. наук, руководитель группы функционально-реконструктивной хирургии пищевода и желудка ГКБ №1 при Медицинском университете Фуцзянь, г.Фучжоу, Китайская Народная Республика.

Свидетельство о регистрации средства массовой информации ПИ № ФС-77-21017 от 12.05.05 г.

Журнал включен ВАК РФ в перечень ведущих рецензируемых научных журналов и изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертации на соискание ученой степени доктора и кандидата наук

Журнал включен в библиографическую и реферативную базу данных **Scopus**.

Адрес для корреспонденции: 117997, Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27. НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского (Григорий Григорьевич Кармазановский) **karmazanovsky@ixv.ru**. Тел.: 8-499-237-37-64, 237-04-54.

https://medvis.vidar.ru/jour/index

ООО "Видар" 109028, Москва, а/я 16. Контакты: (495) 768-04-34, (495) 589-86-60, http://www.vidar.ru

Подписаться на наш журнал вы можете в любом отделении связи (каталог Роспечати, раздел "Здравоохранение. Медицина"), а также в издательстве ООО "Видар"

Материалы этого издания не могут воспроизводиться ни в какой форме без письменного разрешения.

Редактирование Т.И. Луковская
Художники О.А. Рыченкова, А.И. Морозова
Верстка Ю.А. Кушель

"МЕДИЦИНСКАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ"

© ООО "Видар", 2022.
Все права сохраняются.

Формат 60 × 90 1/8. Печ. л. 18. Тираж 1500 экз. Свободная цена.
Отпечатано в типографии Onebook.ru (ООО "СамПолиграфист"), www.onebook.ru
Подписано в печать 11.08.2022 г.

DOI: 10.24835

ISSN 1607-0763 (Print)
ISSN 2408-9516 (Online)

MEDICAL VISUALIZATION

Медицинская визуализация

Meditsinskaya vizualizatsiya

2022 V. 26 N3

Quarterly Scientific and Practical Journal
Est. 1997

Official press organ of the
Russian Society of Roentgenologists and Radiologists (18-2, Verkhoyanskaya str., 129344, Moscow, Russian Federation)
Society of specialists in X-ray diagnostics (6, Bo'shaya Pirogovskaya str., 119435, Moscow, Russian Federation)
Moscow regional department of of the Russian Society of Roentgenologists and Radiologists (16/26, bld.1, Raskovoi str., 125040, Moscow, Russian Federation)

Is published by Vidar Ltd. (p/b 16, 109028, Moscow, Russian Federation)

Editor-in-Chief

Grigory G. Karmazanovsky – Academician of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Diagnostic Radiology Department at the A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery; Professor of the Radiology Department at the N.I. Pirogov Russian National Research Medical University. Honored Scientist of Russian Federation, Laureate of the RF Government Prize in the field of science and technology, Laureate of the Moscow City Prize in the field of medicine, Lenin Komsomol Prize Laureate, Vice President of the Russian Society of Radiologists, Moscow, Russian Federation.
E-mail: karmazanovsky@yandex.ru, karmazanovsky@ixv.ru. https://orcid.org/0000000293570998. Scopus Author ID: 55944296600

First Deputy Editor

Nikolay V. Nudnov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Honored Doctor of the Russian Federation, Deputy Director for Science and Research at the Russian Research Center of Radiology, Moscow, Russian Federation. Email: nudnov@rncrr.ru. https://orcid.org/0000000159940468. Scopus Author ID: 7004927053

Publishing Editor

Alexander I. Gromov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Radiology Department of Clinical hospital No.2 of "Medsi group" Joint Stock Company, Moscow, Russian Federation. Email: gai8@mail.ru. https://orcid.org/0000000290149022. Scopus Author ID: 7102053957

Scientific consultants

Amiran Sh. Revishvili – Academician of the Russian Academy of Science, Dr. of Sci. (Med.), Professor, Director of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000317919163. Scopus Author ID: 7003940753

Andrey D. Kaprin – Academician of the Russian Academy of Sciences, Academician of Russian Academy of Education, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Honored Doctor of the Russian Federation, General Director of "National Medical Radiological Research Center" of the Ministry of Health of the Russian Federation. https://orcid.org/0000-0001-8784-8415

Igor N. Pronin – Academician of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Deputy Director for the scientific work of the N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow, Russian Federation. Scopus Author ID: 7006011755

Chief of office

Tatyana D. Safonova – E-mail: safonova.td@mail.ru

Ivan S. Gruzdev – scientific translation editor. https://orcid.org/0000-0003-0781-9898

Editorial board

Nina J. Anfinogenova – Doct. of Sci. (Med.), leading researcher at the Department of Population Cardiology, Research Institute of Cardiology, Tomsk National Research Medical Center, Tomsk, Russian Federation. https://orcid.org/0000-0003-1106-0730. Scopus Author ID 15755135700

Andrey V. Arablinskiy – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Professor at the Department of Radiologic Diagnosis and Therapy of N.V. Sklifosovskiy Institute of Clinical Medicine, Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation.
https://orcid.org/0000-0003-0854-3598. Scopus Author ID 55446175400

Tolibdzhon A. Akhadov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Diagnostic Radiology, Clinical and Research Institute of Emergency Pediatric Surgery and Trauma Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000232358854

Yermek A. Akhmetov – Doct. of Sci. (Med.), Associate Professor at the Department of Oncology and Imaging Kazakh-Russian Medical University, Almaty, Republic of Kazakhstan.

Alexey V. Borsukov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Director of Problem Research Laboratory "Diagnostic Researches and Mini-invasive Technologies", Smolensk State Medical University, Smolensk, Russian Federation. https://orcid.org/0000000340477252. Scopus Author ID 7801311680

Yuri A. Vasiliev – Cand. of Sci. (Med.), Director of Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation.

Marina V. Vishnyakova – Doct. of Sci. (Med.), head of radiology department of Moscow Regional Clinical and Research Institute named after M.F. Vladimirsky (MONIKI), Moscow, Russian Federation. http://orcid.org/0000-0003-3838-636X Scopus Author ID: 6603209206

Natalia N. Vetsheva – Doct. of Sci. (Med.), Deputy Director of the Education Center, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department, Moscow, Russian Federation. http://orcid.org/0000000290179432. Scopus Author ID: 6176616600

Alexander I. Gus – Doct. of Sci. (Med.), Professor, principal researcher of Research Center for Obstetrics, Gynecology and Perinatology of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow, Russian Federation. Scopus Author ID 6508263197

Tairkhan B. Dautov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Director of the Clinical and Academic Department of Radiology and Nuclear Medicine, University Medical Center. Nur-Sultan, Republic of Kazakhstan. http://orcid.org/0000-0002-5267-0108. Scopus Author ID 55836811900

Nigora M. Djuraeva – Doct. of Sci. (Med.), Senior Researcher at the Department of MRI and CT Diagnosis of Republican Specialized Scientific and Practical Medical Center for Surgery named after Academician V. Vakhidov Tashkent, Uzbekistan. https://orcid.org/0000-0002-2232-8264

Boris I. Dolgushin – Academician of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor; Director of the Research Institute of Clinical and Experimental Radiology, National Medical Research Center of Oncology named after N.N. Blokhin; Professor at the Department of Radiology, Russian Medical Academy of Continuous Professional Education, Moscow, Russian Federation; President of the National Society of Interventional Oncoradiologists. https://orcid.org/0000-0001-7185-7165. Scopus Author ID: 6604000392

Yury T. Ignat'ev – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Professor at the Department of Diagnostic Radiology, Omsk State Medical University, Omsk, Russian Federation. https://orcid.org/0000-0001-9232-7606. Scopus Author ID 57203357735

Adkham I. Ikramov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Medical Radiology, Center for the Development of Professional Qualifications of Medical Workers of the Ministry of Health of the Republic of Uzbekistan, Tashkent, Republic of Uzbekistan. Scopus Author ID: 6603001286

Peter M. Kotlyarov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Research Department for New Technologies and Semiotics of Diagnostic Radiology in Diseases and Body Systems, Russian Research Center for X-Ray and Radiology, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000319409175. Scopus Author ID: 7003497625

Alexander B. Lukianchenko – Doct. of Sci. (Med.), Professor, leading researcher of N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000270216419. Scopus Author ID 6507563458

Mikhail L. Mazo – Cand. of Sci. (Med.), senior researcher of P. Hertsen Moscow Oncology Research Institute – branch of the National Medical Research Center of Radiology, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000-0002-1313-6420. Scopus Author ID 25623348800

Andrey V. Mishchenko – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Professor of St. Petersburg State University, Research, Clinical and Educational Center "Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine"; leading researcher of N.N. Petrov National Medicine Research Center of Oncology, St. Petersburg, Russian Federation. Scopus Author ID: 55791087500

Alexey V. Petraikin – Cand. of Sci. (Med.), Associate Professor, leading researcher at the Department of Innovative Technologies, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000316944682. Scopus Author ID: 7801330975

Sergey P. Prokopenko – Cand. of Sci. (Med.), Associate Professor, Head of the Department, P. Hertsen Moscow Oncology Research Institute – branch of the National Medical Research Center of Radiology (Moscow, Russian Federation). http://orcid.org/0000000203695755. Scopus Author ID: 7004120546

Raushan I. Rakhimzhanova – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Honorary Head of the Zh.Kh. Khamzabaev Department of Radiology, Astana Medical University, Nur-Sultan, Republic of Kazakhstan. https://orcid.org/0000000234906324. Scopus Author ID: 55776205100

Mikhail V. Rostovtsev – Doct. of Sci. (Med.), Head of Radiology department Zhadkevich City Clinical Hospital, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000250324164

Natalia A. Rubtsova – Doct. of Sci. (Med.), Associate Professor, Head of the Department of Diagnostic Radiology, P.A. Herzen Moscow Research Oncology Institute – branch of "National Medical Research Center of Radiology" of the Ministry of Healthcare of Russia, Moscow, Russian Federation. Scopus Author ID: 15844343600

Dmitry V. Safonov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Chairman of the Department of Diagnostic Radiology, Privolzhsky Research Medical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation. Scopus Author ID 55647448500

Valentin E. Sinitsyn – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Diagnostic Radiology of the Medical Research and Education Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000256492193. Scopus Author ID: 7102735724

Yulia A. Stepanova – Doct. of Sci. (Med.), Academic Secretary of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery, Moscow, Russian Federation. http://orcid.org/0000000223484963. Scopus Author ID 57194482656

Elena V. Tarachkova – Cand. of Sci. (Med.) Assistant Professor Chair of Radiology, Russian Medical Academy of Continuous Professional Education, Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russian Federation. Scopus Author ID 56321456200

Tat'yana N. Trofimova – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Professor at the Department of Radiology and Radiation Medicine, Pavlov First State Medical University of St. Petersburg, St. Petersburg, Russian Federation. http://orcid.org/0000000348712341. Scopus Author ID: 7006098439

Vladimir N. Troyan – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Center for Diagnostic Radiology, Chief Radiologist Main military clinical hospital named after academician N.N. Burdenko, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000280089660

Vladimir Yu. Usov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, senior researcher, Tomsk National Research Medical Center of the Russian Academy of Sciences, Research Institute of Cardiology; Associate Professor, National Research Tomsk Polytechnic University, Kizhner Research Center, Tomsk, Russian Federation. https://orcid.org/0000000273526068. Scopus Author ID: 16937595600

Aleksey M. Fedoruk – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Hepatology and Minimally Invasive Surgery, Minsk Scientific and Practical Center for Surgery, Transplantology and Hematology, Minsk, Republic of Belarus. Scopus Author ID 56531839500

Elena P. Fisenko – Doct. of Sci. (Med.), Petrovsky National Research Centre of Surgery (Moscow, Russian Federation), principal researcher, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/000000034503950X. Scopus Author ID 6507536162

Elena Yu. Khomutova – Doct. of Sci. (Med.), Chairman of the Department of Diagnostic Radiology, Omsk State Medical University, Omsk, Russian Federation. Scopus Author ID 57189104536

Alexsandr L. Khokhlov – Academician of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Chairman of the UNESCO Department of Clinical Pharmacology and Ethics of Medicines, Yaroslavl State Medical University, Yaroslavl, Russian Federation. http://orcid.org/0000000200320341. Scopus Author ID: 7201745706

Nikita N. Khromov-Borisov – Cand. of Sci. (Biol.), senior researcher, V.A. Almazov National Medical Research Center, St. Petersburg, Russian Federation. http://orcid.org/0000-0001-6435-7218. Scopus Author ID 7003518614

Zhanna V. Sheikh – Doct. of Sci. (Med.), Professor, radiologist, Botkin City Clinical Hospital (Moscow, Russian Federation); Professor at the Department of Radiology, Russian Medical Academy of Continuing Professional Education; Professor at the Department of Diagnostic Radiology, Russian State Research Center – Burnasyan Federal Medical Biophysical Center (Moscow, Russian Federation), Medical and Biological University of Innovation and Continuing Education, Moscow, Russian Federation. https://orcid.org/0000000313346652. Scopus Author ID 57285215600

Andrey L. Yudin – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Chairman of the Department of Diagnostic Radiology and Therapy, Medicine and Biology Division, N.I. Pirogov Russian national research medical university, Moscow, Russian Federation. http://orcid.org/0000000203100889. Scopus Author ID 7102669707

Nicholas C. Gourtsoyiannis – International Member of the Russian Academy of Sciences, M.D., Ph.D., Professor, Director of European School of Radiology, Athens, Greece. Scopus Author ID: 24369117700

Rainer Rienmüller – International Member of the Russian Academy of Sciences, M.D., Ph.D., Professor, Professor at the Radiology Department, Medical University of Graz, Graz, Austria. https://orcid.org/0000-0002-6068-5027. Scopus Author ID 7003654650

Yang Qin – Ph.D., Head of the Group of Functional Reconstructive Surgery of the Esophagus and Stomach City Clinical Hospital No. 1, Fujian Medical University Fuzhou, China.

Reg. № ПИ № ФС-77-21017, 12.05.05.

The Journal is included in the "List of leading peer-reviewed editions, recommended for publication of Candidate's and Doctor's degree theses main results" approved by Higher Attestation Commission (VAK) RF.

The Journal is included in the **Scopus** bibliographic and abstract database.

For inquiries relating to the publication, please contact: **karmazanovsky@ixv.ru**
27, Bol'shaya Serpukhovskaia str., 117997, Moscow, Russian Federation.
A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery. Grigory G. Karmazanovsky
Phone: +7 (499) 237-37-64, 237-04-54,

https://medvis.vidar.ru/jour/index

Vidar Ltd. p/b 16, 109028, Moscow, Russian Federation Phone: +7 (495) 768-04-34, +7 (495) 589-86-60, http://www.vidar.ru

You can subscribe to the journal at any post office (Rospechat catalogue , section "Public Health. Medicine") and in the publishing house "Vidar" Ltd.

No part of this copyrighted work may be reproduced, modified or distributed, without the prior written permission

Editing T.I. Lukovskaya
Designer O.A. Rychenkova, A.I. Morosova
Prepress Yu.A. Kushel
"MEDICAL VISUALIZATION"
© Vidar Ltd., 2022
All rights reserved

Format 60 × 90 1/8. 18 printer's sheet. Circulation: 1500 ex. Free price.
Printed at Onebook.ru (OOO "SamPoligrafist"), www.onebook.ru
Signed for printing: 11.08.2022

Содержание

COVID-19

10 Последовательность действий при визуализации кровоизлияний/гематом мягких тканей у пожилых больных, инфицированных SARS-CoV-2
Буриев И.М., Мелконян Г.Г., Ваганова П.С., Гузеева Е.Б., Замятина К.А., Кузеев А.Н., Мизиано С.В., Пчелин В.В., Кармазановский Г.Г.

Сердце и сосуды

22 Влияние индексируемого объема левого предсердия на эффективность торакоскопического лечения фибрилляции предсердий *(текст на англ.)*
Ревишвили А.Ш., Кадырова М., Попов В.А., Малышенко Е.С., Кармазановский Г.Г., Стребкова Е.Д., Широков В.С., Новиков М.А., Ялова Е.В., Таймасова И.А.

34 Сравнение эхокардиографического и катетерного методов в диагностике тяжелого стеноза аортального клапана
Базылев В.В., Бабуков Р.М., Бартош Ф.Л., Лёвина А.В.

46 Объемный анализ компьютерно-томографической ангиографии при лечении расслоения грудной аорты на примере с семилетним периодом наблюдения
Кобелев Е., Шаданов А.А., Сирота Д.А., Берген Т.А., Пак Н.Т., Чернявский А.М.

57 Клиническое наблюдение пациента с гигантской аневризмой левой коронарной артерии
Базылев В.В., Кокшин Д.В., Парамонова Т.И., Шматков М.Г.

65 Вклад перфузионных йодных карт в диагностику острой тромбоэмболии легочной артерии
Оганесян А.А., Синицын В.Е., Мершина Е.А., Першина Е.С.

77 Определение внеклеточного миокардиального матрикса методом двухэнергетической мультиспиральной томографии: систематический обзор с метаанализом
Лисицкая М.В., Вершинина О.Ю., Мершина Е.А., Плотникова М.Л., Шляпкина О.С., Баженова Д.А., Синицын В.Е.

Брюшная полость и забрюшинное пространство

87 Комплексная лучевая диагностика отграниченного местного перитонита
Бармина Т.Г., Хамидова Л.Т., Ярцев П.А., Забавская О.А., Шарифуллин Ф.А., Селина И.Е., Попова И.Е., Евграфов П.Г., Лебедев А.Г., Калимуллина Д.С.

105 Методические аспекты выполнения МР-энтерографии по поводу болезни Крона: что важно для диагноста?
Оточкин В.В., Розенгауз Е.В., Чернышев М.Д., Шевкунова Л.Г.

Голова

114 Обзор рентгенодиагностических on-line сервисов, основанных на искусственных нейронных сетях в стоматологии
Мокренко М.Е., Гусейнов Н.А., Аль Хаффар Ж., Тутуров Н.С., Саркисян М.С.

Детская рентгенология

123 Структурная визуализация гидроцефалии детского возраста
Соложенцева К.Д., Афандиев Р.М., Шевченко К.В., Пронин И.Н.

Технологии лучевой диагностики

132 Магнитно-резонансная трактография: возможности и ограничения метода, современный подход к обработке данных
Никогосова А.К., Ростовцева Т.М., Берегов М.М., Губский И.Л., Лелюк В.Г.

Contents

COVID-19

10 Sequence of actions for visualization of soft tissue hemorrhages/hematomas in elderly patients infected with SARS-CoV-2
Ilya M. Buriev, Geogry G. Melkonyan, Polina S. Vaganova, Elena B. Guzeeva, Ksenia A. Zamyatina, Andrei N. Kuzeev, Sofya A. Misiano, Vladimir V. Pchelin, Grigory G. Karmazanovsky

Heart and vessels

22 Influence of Left Atrium Volume Index on effectiveness of Thoracoscopic Ablation in the Treatment of Atrial Fibrillation *(Full text in english)*
Amiran Sh. Revishvili, Madina Kadirova, Vadim A. Popov, Egor S. Malishenko, Grigory G. Karmazanovsky, Elizaveta D. Strebkova, Vadim S. Shirokov, Maxim A. Novikov, Eugenia V. Yalova, Irina A. Taimasova

34 Comparison of echocardiographic and catheter methods in the diagnosis of severe aortic valve stenosis
Vladlen V. Bazylev, Fedor L. Bartosh, Ruslan M. Babukov, Alena V. Levina

46 Volumetric analysis on computed tomography Angiography in the management of thoracic aortic dissection in case of seven years follow-up period
Eugenii Kobelev, Aldar A. Shadanov, Dmitry A. Sirota, Tatyana A. Bergen, Natalya T. Pak, Alexander M. Chernyavskiy

57 Patient with giant aneurism of the left coronary artery: a case report
Vladlen V. Bazylev, Denis V. Kokshin, Tatyana I. Paramonova, Mark G. Shmatkov

65 Contribution of analysis of perfusion iodine map's to diagnostic of acute pulmonary thromboembolism
Anait A. Oganesyan, Valentin E. Sinitsyn, Elena A. Mershina, Ekaterina S. Pershina

77 Detection of extracellular myocardial matrix with Dual Energy computed tomography: systematic review and meta-analysis
Maria V. Lisitskaya, Olga Y. Vershinina, Elena A. Mershina, Maria L. Plotnikova, Olga S. Shlyapkina, Darya A. Bazhenova, Valentin E. Sinitsin

Abdomen and retroperitoneal

87 Complex radiation diagnostics of local peritonitis
Tatyana G. Barmina, Layla T. Hamidova, Peter A. Yartsev, Olga A. Zabavskaya, Faat A.-K. Sharifullin, Irina E. Selina, Irina E. Popova, Pavel G. Evgrafov, Alexander G. Lebedev, Dina S. Kalimullina

105 Methodological aspects of performing MR-enterography for Crohn's disease: what is important for a diagnostician?
Vladimir V. Otochkin, Evgeniy V. Rozengauz, Michael D. Chernyshev, Larisa G. Shevkunova

Head

114 Review of online X-ray diagnostic services based on artificial neural networks in dentistry
Mark E. Mokrenko, Nidjat A.O. Guseynov, Jacqueline Alhaffar, Nikolay S. Tuturov, Martiros S. Sarkisyan

Pediatric radiology

123 Structural vizualisation of the pediatric hydrocephalus
Kristina D. Solozhentseva, Ramin M. Afandiev, Kirill V. Shevchenko, Igor N. Pronin

New technologies in radiology

132 Magnetic resonance tractogtaphy: possibilities and limitations, modern approach to data processing
Anait K. Nikogosova, Tatiana M. Rostovtseva, Mikhail M. Beregov, Ilya L. Gubskiy, Vladimir G. Lelyuk

COVID-19

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1190

Последовательность действий при визуализации кровоизлияний/гематом мягких тканей у пожилых больных, инфицированных SARS-CoV-2

© **Буриев И.М.[1]*, Мелконян Г.Г.[1], Ваганова П.С.[1], Гузеева Е.Б.[1], Замятина К.А.[2], Кузеев А.Н.[1], Мизиано С.В.[1], Пчелин В.В.[1], Кармазановский Г.Г.[2, 3]**

[1] ГБУЗ г. Москвы "Госпиталь для ветеранов войн №3 Департамента здравоохранения города Москвы"; 129336 Москва, ул. Стартовая, д. 4, Российская Федерация

[2] ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России; 117997 Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27, Российская Федерация

[3] ФГАОУ ВО "Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова" Минздрава России; 117997 Москва, ул. Островитянова, д. 1, Российская Федерация

Цель исследования: определить визуальные ультразвуковые, компьютерно-томографические и ангиографические критерии мягкотканных кровоизлияний/гематом, последовательность использования методов визуализации у больных, инфицированных SARS-CoV-2, изучить морфологию изменений в мягких тканях, определить суть понятия и выработать лечебную тактику при таком осложнении COVID-19.

Материал и методы. За 4 мес лечения пожилых больных (+60), инфицированных SARS-CoV-2, выявлено 40 пациентов с мягкотканными кровоизлияниями/гематомами, из них 26 (65%) пациентов с большими гематомами (размер >10 см и объем> 1000 мл). Проведен анализ клинико-лабораторных показателей, методов инструментальной диагностики (УЗИ – 26 пациентов, КТ – 10 пациентов, ангиография – 9 больных, пункции – 6 пациентов), в 11 случаях изучен материал аутопсии.

Результаты. Современными инструментальными методами получена визуальная характеристика кровоизлияний/гематом мягкотканной плотности, определена последовательность применения методов визуализации. Разработана тактика ведения пациента при остановившемся и продолжающемся кровотечении. Изучен морфологический субстрат геморрагического осложнения при новой вирусной инфекции. Все больные пролечены консервативными и минимально инвазивными процедурами (эмболизация, пункция с давящей повязкой). Выздоровели 15 (57,7%) пациентов, умерли от прогрессирования осложнений COVID-19 11 (42,3%) больных.

Заключение. Комплексная клинико-лабораторная последовательная инструментальная диагностика мягкотканных кровоизлияний при COVID-19-инфекции позволяет своевременно установить топический диагноз, оценить тяжесть кровопотери, ее остановку или продолжение кровотечения. Лечение должно носить консервативный и минимально инвазивный характер. Использование термина "гематома" мягких тканей у инфицированных SARS-CoV-2 больных не отражает суть происходящего патологического процесса и, с нашей точки зрения, не должно использоваться.

Ключевые слова: мягкотканные кровоизлияния/гематомы, COVID-19, пожилые пациенты (+60), инструментальные методы, минимально инвазивные процедуры

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Буриев И.М., Мелконян Г.Г., Ваганова П.С., Гузеева Е.Б., Замятина К.А., Кузеев А.Н., Мизиано С.В., Пчелин В.В., Кармазановский Г.Г. Последовательность действий при визуализации кровоизлияний/гематом мягких тканей у пожилых больных, инфицированных SARS-CoV-2. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 10–21. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1190

Поступила в редакцию: 20.04.2022. **Принята к печати:** 11.06.2022. **Опубликована online:** 15.06.2022.

Sequence of actions for visualization of soft tissue hemorrhages/hematomas in elderly patients infected with SARS-CoV-2

© **Ilya M. Buriev[1]*, Geogry G. Melkonyan[1], Polina S. Vaganova[1], Elena B. Guzeeva[1], Ksenia A. Zamyatina[2], Andrei N. Kuzeev[1], Sofya A. Misiano[1], Vladimir V. Pchelin[1], Grigory G. Karmazanovsky[2, 3]**

[1] Clinical Hospital for War Veterans № 3 of the Department of Health of the City of Moscow; 4, Startovaya str., Moscow 129336, Russian Federation

[2] Federal State Budgetary Institution "A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery" the Ministry of Health of the Russian Federation; 27, Bolshaya Serpukhovskaya str., Moscow 117997, Russian Federation

[3] N.I. Pirogov Russian National Research Medical University" of the Ministry of Health of the Russian Federation; 1, Ostrovityanova str., Moscow 117997, Russian Federation

Aim. To determine ultrasound, computed tomography and angiographic image characteristics for soft tissue hemorrhages/hematomas, the sequence of using imaging methods in patients infected with SARS-CoV-2, to study the morphology of changes in soft tissues, to determine the essence of the concept and to develop treatment tactics for this complication of COVID-19.

Material and methods. During 4 months of treatment of elderly patients (+60) infected with SARS-CoV-2, 40 patients were identified with soft tissue hemorrhages/hematomas, of which 26 (65%) patients with large hematomas (>10 cm in size and > 1000 ml in volume). The analysis of clinical and laboratory parameters, methods of instrumental diagnostics (ultrasound – 26 patients, CT – 10 patients, angiography – 9 patients, punctures – 6 patients) was carried out; autopsy material was studied in 11 cases.

Results. Image characteristics of hemorrhages/hematomas of soft tissue density were obtained using modern instrumental methods, and the sequence of application of visualization methods was determined. A tactic for managing a patient with stopped and ongoing bleeding has been developed. The morphological substrate of hemorrhagic complications in a new viral infection was studied. All patients were treated with conservative and minimally invasive procedures (embolization, puncture with pressure bandage). 15 patients (57.7%) recovered, 11 patients (42.3%) died from the progression of COVID-19 complications.

Conclusion. Comprehensive clinical and laboratory sequential instrumental diagnosis of soft tissue hemorrhages in COVID-19. Treatment should be conservative and significantly invasive. The use of the term "soft tissue hematoma" in SARS-CoV-2 infected patients is not a natural quality of the normal pathological process and should not be observed from our point of view.

Keywords: soft tissue hemorrhages/hematomas; COVID-19; elderly patients (+60); instrumental methods; minimally invasive procedures

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Buriev I.M., Melkonyan G.G., Vaganova P.S., Guzeeva E.B., Zamyatina K.A., Kuzeev A.N., Misiano S.V., Pchelin V.V., Karmazanovsky G.G. Sequence of actions for visualization of soft tissue hemorrhages/hematomas in elderly patients infected with SARS-CoV-2. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 10–21. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1190

Received: 20.04.2022. **Accepted for publication:** 11.06.2022. **Published online:** 15.06.2022.

Введение

В феврале 2020 г. неизвестная пневмония, о которой сообщили власти Китая во Всемирную организацию здравоохранения (31.12.2019), получила название коронавирусной пневмонии – COVID-19 (SARS-CoV-2). Через два года в мире уже насчитывалось более 414 млн больных, среди которых умерли от инфекции почти 6 (1,4%) млн пациентов . Наиболее тяжело с выраженной дыхательной недостаточностью заболевание протекает у пожилых больных (60+), среди которых летальность достигает 14,7% [1]. В данной группе больных прогрессирование заболевания сопровождается развитием коагулопатии, подтвержденной у 71,4% погибших и 0,6% выживших [2]. Частым проявлением этого состояния являются кровоизлияния и гематомы в мягкие ткани ("soft-tissue hematomas", "spontaneous hematomas"), которые, по данным КТ, встречаются в головном мозгу в 4,9–6%, мышцах и слизистых оболочках в 19,4%, в забрюшинном пространстве в 4–13,7%, в легочной ткани в 14,9% [3, 4].

Диагностика кровоизлияний и гематом в настоящее время основывается на клинических (припухлость, “синяк”, пальпируемый инфильтрат, сдавление органов), лабораторных (снижение гемоглобина, изменения показателей гемостаза), лучевых (УЗИ, КТ, ангиография) и инструментальных (пункция) данных. Вместе с тем диагностика, лечебная тактика и происходящие патоморфологические изменения в мягких тканях зоны кровоизлияний/гематом у пожилых больных недостаточно изучены. Это вызывает разногласия в выборе последовательности лечебно-диагностических мероприятий и не позволяет снизить летальность ниже 6% на фоне коагулопатии у COVID-инфицированных больных [5].

Цель исследования

Изучение в группе пожилых больных с коронавирусной инфекцией возможностей использования современных методов визуализации и оценки последовательности их применения при кровоизлияниях в мягкие ткани и определения сути происходящего патологического процесса.

Материал и методы

За 4 мес работы Госпиталя для ветеранов войн №3 (ГВВ №3) с COVID-19-инфицированными пожилыми больными (60+) наблюдали 40 пациентов, из них 26 случаев “больших” кровоизлияний в мягкие ткани различной локализации (размер более 10 см, объем более 100 мл). Пациентов с кровоизлияниями в мозг, слизистые оболочки и в паренхиматозные органы не было. Возраст больных колебался от 65 до 95 лет, мужчин было 2 (7,7%), женщин – 24 (92,3%), с подтвержденной двусторонней вирусной пневмонией КТ1 было 8 больных, КТ2 – 9 больных, КТ3 – 6 больных, КТ4 – 3 больных, с дыхательной недостаточностью ДН2 – 65,4% больных, ДН3 – 34,6% больных. У всех больных этой группы был положительный ПЦР-тест. У 12 больных был выявлен синдром старческой астении. Наиболее часто встречались: снижение памяти (12), депрессия (6), мальнутриция (3), полипрагмазия (12), нарушение сна (7). До поступления в клинику в связи с сердечно-сосудистыми заболеваниями 17 (65,3%) больных регулярно получали тромболитическую и/или дезагрегационную терапию.

Кровоизлияния в мягкие ткани возникали на 5–7-е сутки заболевания и в 23% случаев располагались в мышечном массиве груди, живота – в 34,5%, глубоко в забрюшинном пространстве – в 11,5%, в конечностях – в 27%, реже в тазу – 4%.

Появление “больших” “гематом” существенно ухудшало состояние пожилых больных из-за постгеморрагической анемии – при снижении гемоглобина в среднем на 35–40% и нарастания дыхательной недостаточности. В 88,5% случаев поверхностные “гематомы” были обнаружены пациентами и медицинским персоналом при ежедневном осмотре, в 11,5% поиск и выявление их были обусловлены ухудшением общего состояния больных.

Всем больным изучаемой группы (алгоритм – см. рис. 10) наряду с лабораторным обследованием (клинический, биохимический анализы крови, коагулограмма, газы крови) были выполнены УЗИ с дуплексным исследованием (100%), КТ с контрастным усилением (38,4%), ангиография по показаниям (35%). У 6 (23%) больных была произведена пункция гематомы под ультразвуковым наведением с аспирацией содержимого и определением в нем уровня гемоглобина.

УЗИ выполнялось в обычном режиме и в динамике по требованию на аппарате GE Logiq E, КТ – на томографах Toshiba Prime, Toshiba Aquilion CXL по стандартным программам, ангиография – на аппарате С-дуга Toshiba INFINIX VF-i.

При ангиографии 9 (35%) пациентам с кровоизлияниями/гематомами произведена прямая ангиография сосудов зоны их топографического расположения. В зависимости от места локализации “гематомы” исследование разделилось на 3 группы: первая группа – выполнялась ангиография ветвей подключичных артерий – 3 (33,3%) пациента; вторая – исследование ветвей подвздошных и бедренных артерий – 3 (33,3%) пациента; третья – исследование ветвей брюшного отдела аорты и подвздошно-бедренного сегментов – 3 (33,3%) пациента. В зависимости от зоны локализации патологического процесса исследование выполняли под местной анестезией трансрадиальным или трансаксиллярным доступом диагностическими катетерами 6 Fr с получением изображений артериальной и венозной фаз. При наличии признаков продолжающегося кровотечения выполняли внутрисосудистую эмболизацию эмболами Boston Scientific Embozene 500 мкм и спиралями Complex Helical 18.

Все больные при выявлении “больших” кровоизлияний в мягкие ткани наблюдались в отделении интенсивной терапии с круглосуточным мониторингом основных показателей гомеостаза, где одновременно проводили исключение других возможных источников кровотечения (гастро-, колоно-, бронхоскопию).

В лечении больных придерживались консервативной тактики и минимально инвазивных вмешательств. Ни одного больного не оперировали. Консервативная терапия на фоне суточного лабораторно-инструментального мониторинга включа-

ла прекращение введения гепарина, переливание плазмы и эритроцитной массы, коррекцию водно-электролитных нарушений, восполнение белковых потерь, коррекцию газообмена. У 11 пациентов потребовалась ИВЛ, у 15 – введение увлажненного кислорода через назальные канюли.

У 2 пациентов при подозрении на продолжающееся кровотечение дополнительно выполнили артериальную эмболизацию, у 6 – пункцию зоны кровоизлияния с аспирацией жидкого содержимого и, по возможности, наложением давящей повязки.

Умерли 11 (42,3%) больных на фоне прогрессирования органной недостаточности. Все больные были подвергнуты аутопсии методом вскрытия трупа по Киари–Марешу (исследование органов разрезами без их извлечения). Выполнялось стандартное морфологическое исследование с макро- и микроскопическим описанием препаратов, фотофиксацией. В 3 случаях аутопсия сопровождалась предварительным введением в крупные сосуды зоны предполагаемой гематомы 1% раствора метиленового синего для оценки целостности стенок афферентных (приносящих) сосудов.

Статистическую обработку результатов проводили на персональном компьютере с применение программ статистики IBM SPSS Statistics ver.22 [6].

Результаты

В результате проведенного исследования были получены характеристики инструментальной визуализации “больших” кровоизлияний/гематом у COVID-19-инфицированных пожилых больных и выявлены признаки продолжающегося или остановившегося кровотечения (его “организации”).

При УЗИ, как правило, выявляли наличие дополнительного объемного образования жидкостной плотности (анэхогенного) или сниженной эхогенности (гипоэхогенного). В зависимости от времени возникновения образование носило гомогенный (до 1 сут) или негомогенный характер (свыше 1 сут), чаще с четким контуром, напоминающим “капсулу”. Окружающие ткани иногда по эхоструктуре имели признаки отека. Кровеносные сосуды, пузырьки воздуха в образовании отсутствовали, что отличало их от опухоли или абсцесса. Отличить кровоизлияние/гематому на ранних сроках (до 1 сут) от скопления жидкости из-за идентичных ультразвуковых признаков сложно и возможно только при начинающейся ее “организации” по эхоструктуре окружающих тканей. Поэтому стандартное исследование всегда дополнялось дуплексным картированием и ежедневным динамическим наблюдением. При этом получаемые ультразвуковые изображения достаточно характерны и зависят от глубины расположения, степени “организации” и плотности окружающих тканей, что представлено на следующих изображениях: поверхностное кровоизлияние/гематома верхней конечности (рис. 1), геморрагические образования грудной, брюшной стенки (рис. 2), УЗИ глубоко расположенных кровоизлияний/гематом (забрюшинное пространство) (рис. 3).

Уменьшение размеров образования, визуализация более плотных участков (сгустков), отсутствие по периферии локусов, подозрительных на кровоток, свидетельствовали об остановившемся кровотечении. Для объективизации полученных данных больные после УЗИ направлялись на плановое КТ-исследование с болюсным контрастным усилением. При получении сомнительных данных или наличии косвенных признаков продолжающегося кровотечения КТ выполняли по экстренным показаниям для выявления гиперденсных участков в нативной фазе исследования и экстравазации контрастного препарата – признаки продолжающегося кровотечения [7].

При КТ получали полную информацию о крупном геморрагическом образовании, а при наличии признаков кровотечения (“экстравазации контрастного вещества”) или опасности сдавления окружающих тканей решали вопрос о минимально инвазивных процедурах. На топографических срезах при нативном исследовании выявляли объемное образование с ровными/неровными четкими контурами, неоднородной структуры (рис. 4),

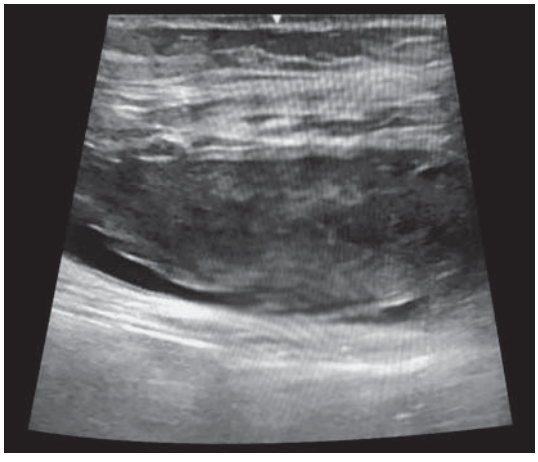


Рис. 1. УЗИ внутримышечной гематомы правого предплечья с признаками начала организации у COVID-19-инфицированного больного.

Fig. 1. Ultrasound image of an intramuscular hematoma of the right forearm showing the onset of organization in a COVID-19-infected patient.

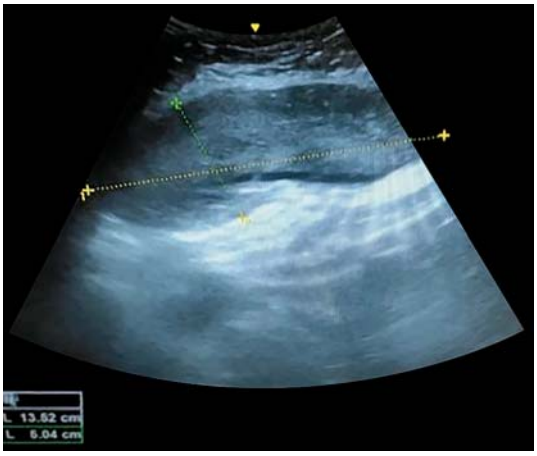


Рис. 2. УЗИ кровоизлияния в толще левого брюшка прямой мышцы живота с признаками организации у COVID-19-инфицированного больного.

Fig. 2. Ultrasound image of hemorrhage in the thickness of the left side of the rectus abdominis muscle with signs of organization in a COVID-19-infected patient.

Рис. 3. УЗИ кровоизлияния в забрюшинное пространство слева без признаков организации у COVID-19-инфицированного больного.

Fig. 3. Ultrasound image of left retroperitoneal hemorrhage with no signs of organization in a COVID-19-infected patient.

расположенное в подкожной жировой клетчатке, межмышечно или в забрюшинном пространстве. Неоднородность структуры с гиподенсными участками была обусловлена плотностью тканей и местом расположения кровоизлияния/гематомы. При продолжающемся кровотечении выявлялись гиперденсные затеки плотностью до 70–80 ед.Н (плотность крови). При КТ это выглядит как скопление контрастного препарата либо как более плотный участок в выявленном образовании.

В выявленном до контрастирования затеке в артериальную фазу при продолжающемся кровотечении повышается его плотность либо увеличивается площадь затека с одновременным повышением плотности (рис. 5). При отсутствии затека могут выявляться мелкие артериальные сосуды, являющиеся источником экстравазации контрастного вещества в венозную фазу исследования, при этом выявляемые сосуды не визуализируются, неоднородность структуры становится более выраженной, участки экстравазации сохраняются либо увеличиваются в размере. В отсроченную фазу отмечается повышение плотности мягкотканных участков, характеристики гиподенсных участков не меняются, “гематома набирает” контрастное вещество и ее плотность несколько повышается; участки экстравазации “растворяются”, реже они сохраняются/увеличиваются. При контрольном исследовании через 1–2 дня после выявления экстравазации кровоизлияние/гематома может увеличиваться в размерах на 50% и более, но экстравазация не выявляется. Это, видимо, связано с тем, что при увеличении объема образования мелкие сосуды им сдавливаются и кровотечение останавливается. Наличие описанных КТ-признаков позволило у 9 больных заподозрить продолжающееся кровотечение. Больные были направлены на экстренное ангиографическое исследование.

Рис. 4. Компьютерная томограмма кровоизлияния в мягкие ткани брюшной стенки справа с гиподенсным участком в центре у COVID-19-инфицированного больного (натив).

Fig. 4. CT scan of a soft tissue hemorrhage of the right abdominal wall with a central hyperdense area in a COVID-19-infected patient (native).

При ангиографии (рис. 6) в зоне предполагаемого кровоизлияния/гематомы при отсутствии ангиографических данных о кровотечении у 8 (89%) пациентов в исследуемой области визуализируются четкие ровные контуры артериального и венозного русла, отсутствует замедление пассажа контрастированной крови, отсутствует экстрава-

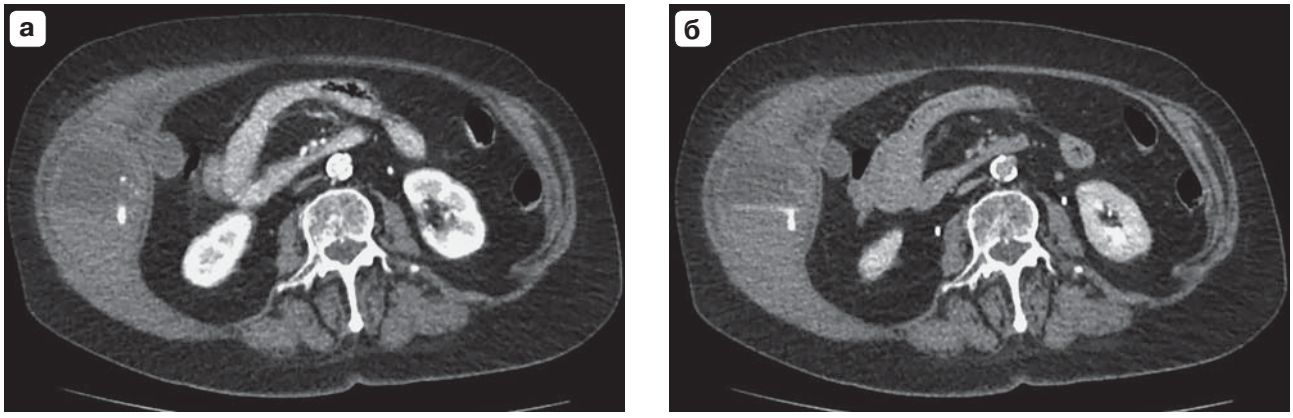


Рис. 5. Компьютерные томограммы кровоизлияния в мягкие ткани брюшной стенки справа у COVID-19-инфицированного больного с признаками продолжающегося кровотечения. **а** – в артериальную фазу гиподенсная полосовидная структура экстравазации; **б** – в паренхиматозную – наряду с выявленным затеком контраст распространяется латерально.

Fig. 5. CT scans of soft tissue hemorrhage of the right abdominal wall in COVID-19 infected patient with signs of ongoing bleeding. **а** – in the arterial phase, hyperdense band-like structure of extravasation; **б** –into the parenchymal – area of contrast extravasation extends laterally.

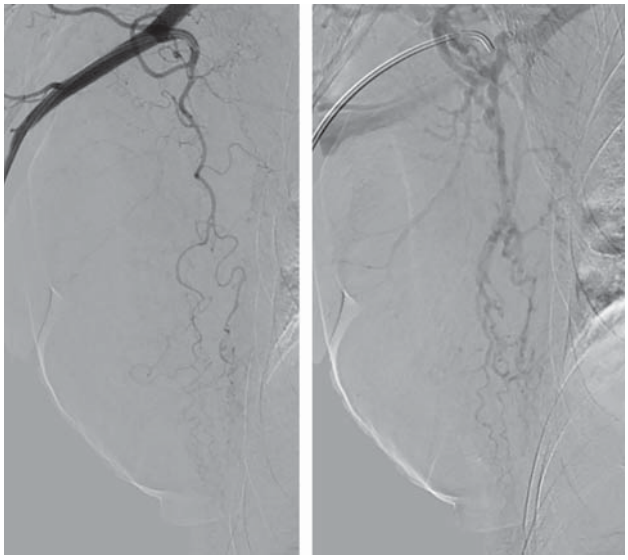


Рис. 6. Ангиограммы гематомы без кровотечения.

Fig. 6. Angiograms of a hematoma without bleeding.

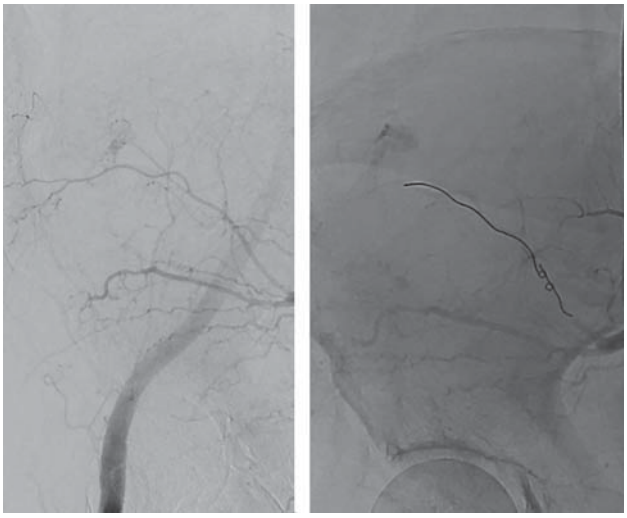


Рис. 7. Ангиограммы кровоизлияния в мягкие ткани брюшной стенки до и после эндоваскулярной эмболизации COVID-19-инфицированного больного.

Fig. 7. Angiograms of a soft tissue hemorrhage of the abdominal wall before and after endovascular embolization in a COVID-19-infected patient.

зация, нет признаков накопления контрастного вещества, отсутствует контрастирование “капсулы” (границ гематомы).

У 1 (11,1%) пациента было выявлено паравазальное поступление контрастированной крови в область “гематомы”, отмечено повреждение одной из дистальных ветвей внутренней подвздошной артерии с разлитым паравазальным поступлением контрастной крови без признаков изолированного ее накопления. Данному пациенту одномоментно выполнена комбинированная эмболизация (рис. 7) – введено 4 мл эмболов и имплантировано две спирали. При контрольной ангиографии – данных о продолжающемся кровотечении нет.

Были получены следующие показатели коагулограммы наших больных: повышение АЧТВ – у 85% (22) пациентов в диапазоне от 37,1 до 137 с, повышение МНО – у 73% (19) пациентов в диапазоне от 1,34 до 2,64, тромбоцитопения – 69,2% (18) пациентов в диапазоне от 77 до 141 10^9/л, снижение уровня гемоглобина – у 88,5% (23) паци-

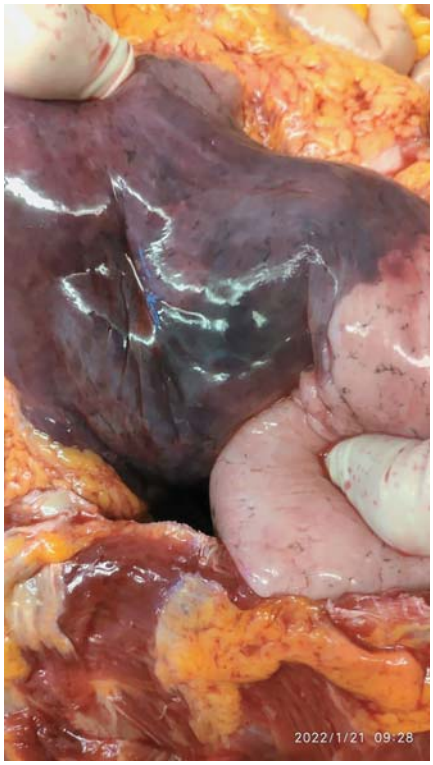


Рис. 8. Макроскопическая картина аутопсии при кровоизлиянии в мягкие ткани забрюшинного пространства у COVID-19-инфицированного больного.

Fig. 8. Macroscopic picture of an autopsy of a retroperitoneal soft tissue hematoma in a COVID-19-infected patient.

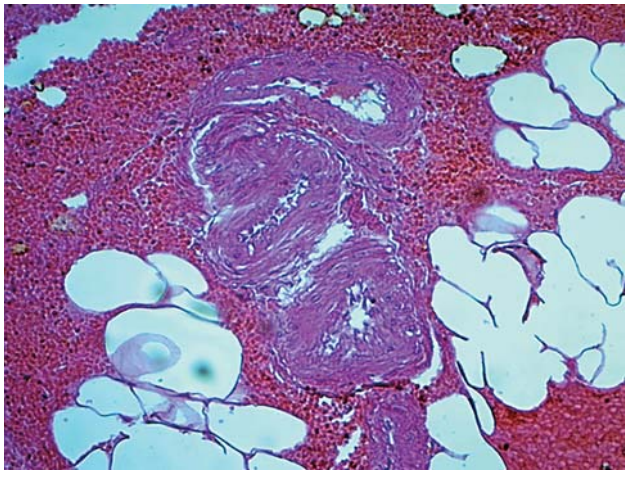


Рис. 9. Микроскопическая картина при кровоизлиянии в мягкие ткани COVID-19-инфицированного больного: стенки сосудов сохранены, некрозов тканей вокруг скопления эритроцитов нет.

Fig. 9. Microscopic picture of the soft tissue hemorrhage in a COVID-19-infected patient: the walls of the vessels are preserved, there is no tissue necrosis around the accumulation of erythrocytes.

ентов в диапазоне от 57 до 113 г/л, эритроцитопения – у 81% (21) пациентов в диапазоне от 1,56 до 3,84 10^{12}/л.

У 6 больных выполнили пункцию “гематомы” под ультразвуковой навигацией и эвакуировали от 100 до 200 мл гемолизированной крови, после чего во всех случаях для обеспечения гемостаза применили давящую повязку.

В результате проведенных лечебно-диагностических манипуляций удалось добиться стабилизации состояния больных как по геморрагическим осложнениям, так и по течению основного заболевания. Больные пошли на поправку (15/57,7%) и были выписаны на амбулаторное лечение.

В 42,3% (11 пациентов), несмотря на регресс кровоизлияния/гематомы, справиться с прогрессированием основного заболевания не удалось, больные умерли. На аутопсии зоны “большого” геморрагического образования (“гематомы, геморрагические высыпания, геморрагическое пропитывание”) локализовались в коже, подкожной жировой клетчатке, в межмышечной ткани и обнаружены на верхних и нижних конечностях, в передних, задних, боковых участках грудной и брюшной стенок, шеи, в забрюшинной жировой клетчатке.

При макроскопическом исследовании это были образования багрово-синюшного цвета, размерами от точечных, сливающихся между собой петехиальных кровоизлияний до массивных диффузных, занимающих большие площади по размеру (всю правую половину или полностью переднюю грудную или брюшную стенку, мягкие ткани конечностей, подкожно-жировую или забрюшинную клетчатку). При этом поврежденных крупных артериальных и венозных сосудов обнаружено не было (рис. 8).

При микроскопическом исследовании (рис. 9) преимущественно в жировой клетчатке располагались группы эритроцитов разной формы и величины, иногда неправильной формы, содержащие ядра (признак незрелости эритроцитов). Эти изменения были одинаковыми как в центре, так и по периферии геморрагий. При этом некрозов тканей и повреждений сосудов среднего и мелкого калибра не наблюдалось, что позволило предположить, что изменения происходят на уровне микроциркуляторного русла в результате развития синдрома диссеминированного внутрисосудистого свертывания (ДВС) (синонимы: тромбогеморрагический синдром, коагулопатия потребления, гиперкоагуляционный синдром, синдром дефибринации). Во всех случаях признаков явного повреждения/дефекта стенки окружающих сосудов не было, в случае эндоваскулярной эмболизации введенные спирали в кровоизлияниях/

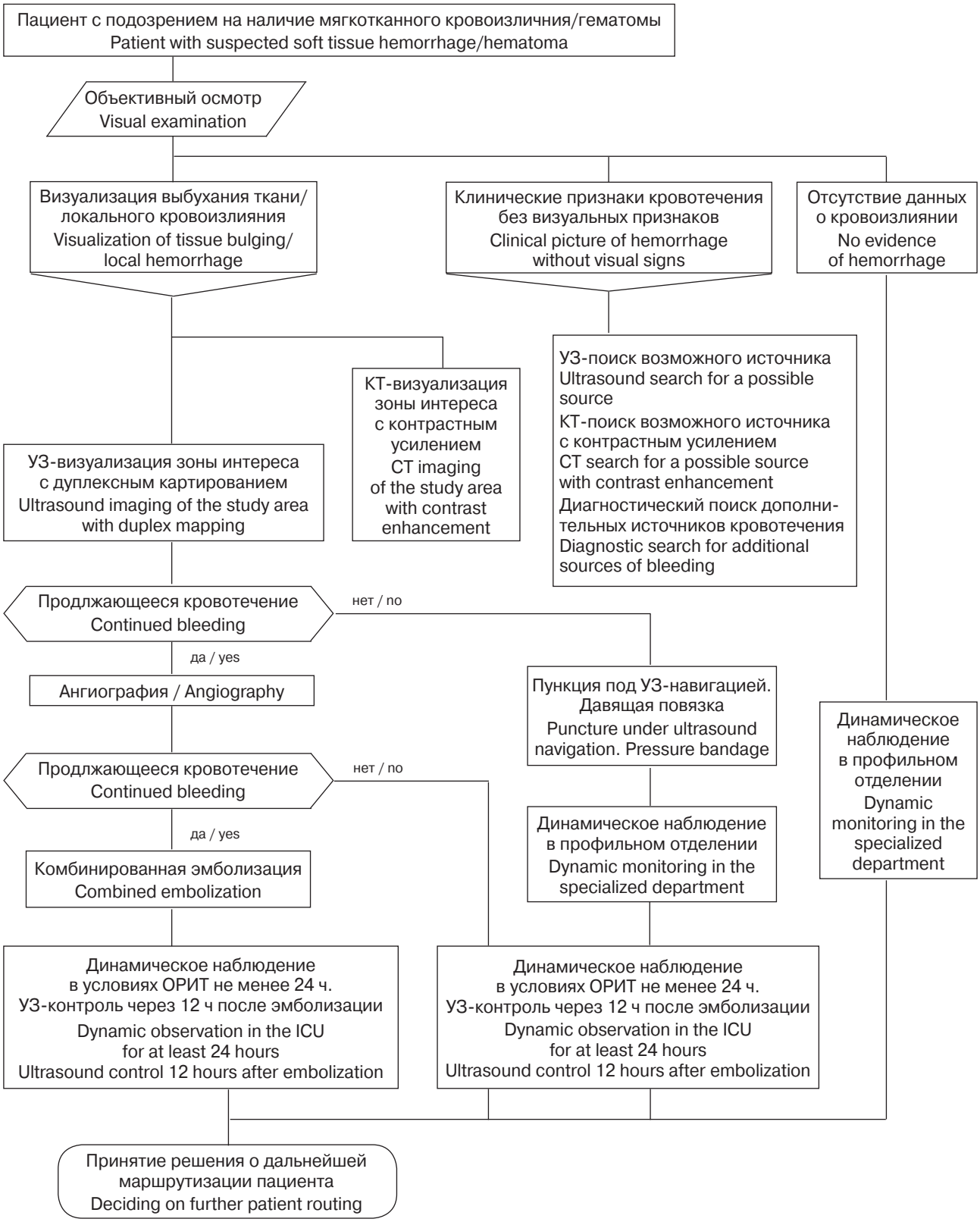


Рис. 10. Алгоритм медицинской визуализации крупных кровоизлияний в мягкие ткани у пожилых COVID-инфицированных больных.

Fig. 10. Algorithm for medical imaging of large soft tissue hemorrhages in elderly COVID-infected patients.

гематомах не определялись, также не отмечалось прокрашивания изучаемой зоны раствором метиленового синего (рис. 10). Эти факты заставили пересмотреть наши представления о механизме образования кровоизлияния/гематомы у COVID-19-инфицированных пожилых больных.

Обсуждение

Проведенные исследования позволили выявить характерные ультразвуковые, компьютерно-томографические и ангиографические признаки кровоизлияний/гематом в мягких тканях у больных, инфицированных COVID-19, определить последовательность выполнения диагностических процедур (см. рис. 10). Сопоставление полученных данных с морфологическими исследованиями позволило изменить представления о происходящих геморрагических осложнениях в мягких тканях пациентов при тяжелой вирусной инфекции.

При кровоизлияниях/гематомах в мягкие ткани при УЗИ и КТ в большинстве случаев (60%) мы получили описание ограниченного скопления низкой эхогенности содержимого в жировой ткани по ходу фасций, мышц, крупных сосудов, костальной плевры, париетальной брюшины, в забрюшинном пространстве без четких границ сформированной плотной капсулы. При этом явной связи выявляемых геморрагических скоплений мягких тканей с кровеносными сосудами и активного кровотока в них мы не выявили, о чем свидетельствовали данные ультразвукового дуплексного исследования пациентов.

В небольшом числе случаев при КТ с болюсным контрастированием (9) отмечались косвенные признаки экстравазации контрастного вещества, которые не были подтверждены данными эндоваскулярного исследования. Такое несоответствие ангиографических и КТ-признаков экстравазации контрастного вещества может быть обусловлено микроангиопатией, нарушением проницаемости капиллярного русла и “постепенным” выходом крови с пропитыванием окружающих тканей, при котором контрастное вещество в “гематоме” лучше выявляется на более отсроченных фазах КТ с контрастным усилением, чем при ангиографии. К тому же есть исследования, показывающие, что чувствительность в выявлении экстравазации контрастного вещества при КТ с контрастным усилением несколько выше, чем при ангиографии, так как КТ позволяет выявить кровотечение с низкой скоростью [7, 8]. Механизм этого феномена до конца не понятен.

Известно, что экстравазация при КТ не всегда связана с явным дефектом стенки сосудов, а может быть обусловлена особенностями микроциркуляции [9]. В подтверждение вышесказанного следует отметить, что для активной экстравазации контрастного вещества (прямое повреждение стенки сосуда) характерно исчезновение фокальной области экстравазации на изображениях отсроченной фазы КТ-исследования, в то время как в нашем исследовании она в основном сохранялась и/или даже несколько увеличивалась.

К микроциркуляторному руслу морфологи относят сосуды: распределители капиллярного кровотока (терминальные артериолы, метартериолы, артериоловенулярные анастомозы, прекапиллярные сфинктеры) и обменные сосуды (капилляры и посткапиллярные венулы). Стенка капилляров образована сплошным слоем эндотелиальных клеток, в мембране которых имеется большое количество пор (диаметр от 4–5 нм), гладкомышечных элементов такие сосуды не содержат. Клетки капилляров имеют в мембране эндотелия “окошки”-фенестры (диаметр 40–60 нм), затянутые тончайшей мембраной. А размеры эритроцитов составляют 7–14 нм, и при разрушении мембран вследствие нарушения микроциркуляции они могут уходить из капилляров в мягкие ткани [10].

Доказано, что при коронавирусной инфекции вирус разрушает эндотелий всех сосудов [10]. В крупных сосудах есть мышечные и фиброзные элементы, “укрепляющие” стенку и не позволяющие крови проникать за пределы сосуда. В микроциркуляторном русле у капилляров такой защиты нет. Тончайшие мембраны легко разрушаются вирусом и кровь (эритроциты) на фоне мелких микротромбозов легко проникает в мягкие ткани. Так нам представляется возможный механизм экстравазации, отражающийся при КТ-исследовании в виде кровоизлияний/гематом в мягкие ткани, а также возможный патогенез их образования.

Проведенные морфологические исследования у наших пациентов не выявили явных повреждений магистральных сосудов зоны кровоизлияний/гематом. Эти факты наводят на размышления, а имеем ли мы действительно дело с истинными кровоизлияниями и гематомами у COVID-19-инфицированных больных? При попытке ответа на этот вопрос, основываясь на полученных данных, возникает необходимость разобраться: что же происходит в зоне развившихся кровоизлияний и как правильно этот процесс называть?

В работах патологоанатомов и судмедэкспертов “гематомами называются ограниченные скопления крови при закрытых и открытых повреждениях органов и тканей с разрывом (ранением) сосудов, когда образуется полость, содержащая жидкую или свернувшуюся кровь” [11]. Под геморрагическим пропитыванием (инфильтрацией)

понимается кровоизлияние с сохранением структуры ткани, в которую это кровоизлияние произошло. Под кровоизлиянием подразумевается выхождение крови из сосудов в ткань, полость организма и окружающую среду. Плоское кровоизлияние в коже, подкожной жировой клетчатке, слизистых оболочках называют кровоподтеком.

Во всех наших наблюдениях данные комплексных инструментальных исследований и аутопсии не позволили выявить наличие поврежденного сосуда, поэтому, изучив все имеющиеся определения, нам представляется, что наиболее полно найденные изменения мягких тканей у COVID-19-инфицированных больных характеризует термин **“кровоизлияния в мягкие ткани”**, что противоречит известным в литературе названиям (“гематомы мягких тканей”, “soft-tissue hematomas”, “spontaneous hematomas”).

Что касается сути происходящего, то последними исследованиями в области изучения COVID-19 (SARS-CoV-2) установлено, что при начале заболевания развивается гиперкоагуляция, а в более поздние сроки коагулопатия потребления, ДВС-синдром. В патогенезе гиперкоагуляции при COVID-19 играют роль провоспалительные цитокины, гиперфибриногенемия, повышенное содержание в крови фактора Виллебранда, фактора VIII, нейтрофильных внеклеточных ловушек, активация тромбоцитов, выработка антифосфолипидных антител, микровезы [12, 13]. Весь комплекс этих развивающихся изменений теперь называют коронавирус-индуцированной коагулопатией (КИК).

В сложном комплексе КИК для развития кровоизлияний в мягкие ткани имеют основное значение две группы факторов: 1-я – расщепление фибрина плазмином в плазме крови, бронхоальвеолярной жидкости и в других органах, что приводит к избыточному количеству продуктов деградации D-димера/фибрина/фибриногена и тромбоцитопении. У пациентов с COVID-19 тромбоцитопения выявляется у 22,9% больных, повышенный уровень D-димера – у 34,8% [14]; 2-я – применяемая антикоагулянтная терапия (АКТ), которая используется в стандарте лечения коронавирусной инфекции для предотвращения тромботических осложнений. Частота кровотечений у больных, получавших терапевтические дозы АКТ, была выше (3%), чем у пациентов, получавших профилактические дозы (1,7%) или не получавших АКТ (1,9%) [15]. Итак, мы видим, что при данных кровоизлияниях в мягкие ткани нет повреждений крупных сосудов. Все патологические изменения происходят на уровне микроциркуляторного русла.

Полученные нами лабораторные показатели коагулограммы свидетельствуют о том, что при коронавирусе с самого начала имеет место активация гемостаза, происходит внутрисосудистое свертывание крови и тромбообразование в сосудах мелкого калибра жизненно важных органов. При этом повреждаются не только легкие. Также развивается блокада микроциркуляции (о чем свидетельствуют данные микроскопии), приводящая к развитию осложнений геморрагического характера.

Заключение

Кровоизлияния в мягкие ткани у пожилых больных, инфицированных COVID-19, встречается в 2,2% случаев, являясь тяжелым осложнением COVID-19. Такие кровоизлияния не являются истинными гематомами, а образуются вследствие проникновения крови через стенки сосудов из-за нарушения целостности эндотелия, микроциркуляции и ДВС-синдрома, обусловленных воздействием вируса. Диагностика и визуализация таких кровоизлияний осуществляются путем последовательного применения лучевых методов: УЗИ, КТ, ангиографии. Этого набора инструментальной диагностики достаточно для выработки лечебной тактики. В лечении кровоизлияний в мягких тканях у COVID-19-инфицированных больных можно использовать минимально инвазивные эндоваскулярные и пункционные методы.

Участие авторов

Буриев И.М. – концепция и дизайн исследования, проведение исследования, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи и утверждение окончательного варианта статьи.

Мелконян Г.Г. – участие в научном дизайне.

Ваганова П.С. – сбор и обработка данных, написание текста.

Гузеева Е.Б. – сбор и обработка данных, написание текста, статистическая обработка данных.

Замятина К.А. – подготовка и редактирование текста, участие в научном дизайне, подготовка, создание опубликованной работы.

Кузеев А.Н. – сбор и обработка данных, написание текста, статистическая обработка данных.

Мизиано С.В. – сбор и обработка данных, написание текста, статистическая обработка данных.

Пчелин В.В. – сбор и обработка данных, написание текста, статистическая обработка данных.

Кармазановский Г.Г. – утверждение окончательного варианта статьи.

Authors’ participation

Buriev I.M. – concept and design of the study, conducting research, analysis and interpretation of the obtained data, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article and approval of the final version of the article.

Melkonyan G.G. – participation in scientific design.

Vaganova P.S. – collection and analysis of data,writing text, statistical analysis.

Guzeeva E.B. – collection and analysis of data, writing text, statistical analysis.

Zamyatina K.A. – text preparation and editing, participation in scientific design, preparation and creation of the published work.

Kuzeev A.N. – collection and analysis of data, writing text, statistical analysis.

Misiano S.V. – collection and analysis of data, writing text, statistical analysis.

Pchelin V.V. – collection and analysis of data, writing text, statistical analysis.

Karmazanovsky G.G. – approval of the final version of the article.

Список литературы

1. Глыбочко П.В., Фомин В.В., Авдеев С.Н. и др. Клиническая характеристика 1007 больных тяжелой SARS-CoV-2 пневмонией, нуждавшихся в респираторной поддержке. *Клиническая фармакология и терапия.* 2020; 29 (2): 21–29. http://doi.org/10.32756/0869-5490-2020-2-21-29
2. Петров В.И., Герасименко А.С., Кулакова И.С., Шаталова О.В., Амосов А.А., Горбатенко В.С. Механизмы развития COVID-19 ассоциированной коагулопатии. Диагностика. Лечение. *Лекарственный вестник*. 2021; 15 (2) (82): 21–27.
3. Liu X., Zhang X, Xiao Gao T. et al. Heparin-induced thrombocytopenia is associated with a high risk of mortality in critical COVID-19 patients receiving heparin-involved treatment. *MedRxiv*. 2020.04.23. http://doi.org/10.1101/2020.04.23.20076851
4. Yang X., Yu Y., Xu J. et al. Clinical course and outcomes of critically ill patients with SARS-CoV-2 pneumonia in Wuhan, China: a single-centered, retrospective, observational study. *Lancet Respir. Med*. 2020; 8 (5): 475–481. http://doi.org/10.1016/S2213-2600(20)30079-5. Epub 2020 Feb 24. Erratum in: *Lancet Respir. Med.* 2020; 8 (4): e26. PMID: 32105632; PMCID: PMC7102538.
5. Zhang B., Zhou X., Qiu Y. et al. Clinical characteristics of 82 cases of death from COVID-19. *PLoS One*. 2020; 15 (7): e0235458. http://doi.org/10.1371/journal.pone.0235458.
6. ibm.com [Internet] Downloading IBM SPSS Statistics 22; c2021 [cited 2021 May 21]. Available from: https://www.ibm.com/support/pages/downloading-ibm-spss-statistics-22.
7. Dohan A., Darnige L., Sapoval M., Pellerin O. Spontaneous soft tissue hematomas. *Diagn. Interv. Imaging*. 2015; 96 (7–8): 789–796. http://doi.org/10.1016/j.diii.2015.03.014
8. Kuhle W.G., Sheiman R.G. Detection of active colonic hemorrhage with use of helical CT: findings in a swine model. *Radiology*. 2003; 228 (3): 743–752. http://doi.org/10.1148/radiol.2283020756
9. Hamilton J.D., Kumaravel M., Censullo M.L. et al. Multidetector CT evaluation of active extravasation in blunt abdominal and pelvic trauma patients. *Radiographics*. 2008; 28 (6): 1603–1616. http://doi.org/10.1148/rg.286085522
10. Ackermann M., Verleden S.E., Kuehnel M. et al. Pulmonary Vascular Endothelialitis, Thrombosis, and Angiogenesis in Covid-19. *N. Engl. J. Med*. 2020; 383 (2): 120–128. http://doi.org/10.1056/NEJMoa2015432
11. Абрикосов А.И. Частная патологическая анатомия. М.: Медицина, 1947. 567 с.
12. Галстян Г.М. Коагулопатия при COVID-19. *Пульмонология*. 2020; 30 (5): 645–657. https://doi.org/10.18093/0869-0189-2020-30-5-645-657
13. Fraissé M., Logre E., Pajot O. et al. Thrombotic and hemorrhagic events in critically ill COVID-19 patients: a French monocenter retrospective study. *Crit Care*. 2020; 24 (1): 275. http://doi.org/10.1186/s13054-020-03025-y
14. Kumar A., Arora A., Sharma P. et al. Clinical features of COVID-19 and factors associated with severe clinical course: A systematic review and meta-analysis. *SSRN* [Preprint]. 2020: 3566166. http://doi.org/10.2139/ssrn.3566166
15. Nadkarni G.N., Lala A., Bagiella E. et al. Anticoagulation, Bleeding, Mortality, and Pathology in Hospitalized Patients With COVID-19. *J. Am. Coll. Cardiol*. 2020; 76 (16): 1815–1826. http://doi.org/10.1016/j.jacc.2020.08.041

References

1. Glybochko P.V., Fomin V.V., Avdeev S.N. et al. Clinical characteristics of 1007 intensive care unit patients with SARS-CoV-2 pneumonia. *Klinicheskaya farmakologiya i terapiya = Clinical Pharmacology and Therapy*. 2020; 29 (2): 21–29. http://doi.org/10.32756/0869- 5490-2020-2-21-29 (In Russian)
2. Petrov V.I., Gerasimenko A.S., Kulakova I.S., Shatalova O.V., Amosov A.A., Gorbatenko V.S. Mechanisms of development of COVID-19 associated coagulopathy. Diagnostics. Treatment. *Lekarstvennyj vestnik*. 2021; 15 (2) (82): 21–27. (In Russian)
3. Liu X., Zhang X, Xiao Gao T. et al. Heparin-induced thrombocytopenia is associated with a high risk of mortality in critical COVID-19 patients receiving heparin-involved treatment. *MedRxiv*. 2020.04.23. http://doi.org/10.1101/2020.04.23.20076851
4. Yang X., Yu Y., Xu J. et al. Clinical course and outcomes of critically ill patients with SARS-CoV-2 pneumonia in Wuhan, China: a single-centered, retrospective, observational study. *Lancet Respir. Med*. 2020; 8 (5): 475–481. http://doi.org/10.1016/S2213-2600(20)30079-5. Epub 2020 Feb 24. Erratum in: *Lancet Respir. Med.* 2020; 8 (4): e26. PMID: 32105632; PMCID: PMC7102538.
5. Zhang B., Zhou X., Qiu Y. et al. Clinical characteristics of 82 cases of death from COVID-19. *PLoS One*. 2020; 15 (7): e0235458. http://doi.org/10.1371/journal.pone.0235458.
6. ibm.com [Internet] Downloading IBM SPSS Statistics 22; c2021 [cited 2021 May 21]. Available from: https://www.ibm.com/support/pages/downloading-ibm-spss-statistics-22.
7. Dohan A., Darnige L., Sapoval M., Pellerin O. Spontaneous soft tissue hematomas. *Diagn. Interv. Imaging*. 2015; 96 (7–8): 789–796. http://doi.org/10.1016/j.diii.2015.03.014
8. Kuhle W.G., Sheiman R.G. Detection of active colonic hemorrhage with use of helical CT: findings in a swine model. *Radiology*. 2003; 228 (3): 743–752. http://doi.org/10.1148/radiol.2283020756

9. Hamilton J.D., Kumaravel M., Censullo M.L. et al. Multi-detector CT evaluation of active extravasation in blunt abdominal and pelvic trauma patients. *Radiographics*. 2008; 28 (6): 1603–1616. http://doi.org/10.1148/rg.286085522
10. Ackermann M., Verleden S.E., Kuehnel M. et al. Pulmonary Vascular Endothelialitis, Thrombosis, and Angiogenesis in Covid-19. *N. Engl. J. Med*. 2020; 383 (2): 120–128. http://doi.org/10.1056/NEJMoa2015432
11. Abrikosov A.I. Private pathological anatomy. Moscow: Medicine, 1947. 567 p. (In Russian)
12. Galstyan G.M. Coagulopathy in COVID-19. *Pulmonologiya*. 2020; 30 (5): 645–657. http://doi.org/10.18093/0869-0189-2020-30-5-645-657 (In Russian)
13. Fraissé M., Logre E., Pajot O. et al. Thrombotic and hemorrhagic events in critically ill COVID-19 patients: a French monocenter retrospective study. *Crit Care*. 2020; 24 (1): 275. http://doi.org/10.1186/s13054-020-03025-y
14. Kumar A., Arora A., Sharma P. et al. Clinical features of COVID-19 and factors associated with severe clinical course: A systematic review and meta-analysis. *SSRN* [Preprint]. 2020: 3566166. http://doi.org/10.2139/ssrn.3566166
15. Nadkarni G.N., Lala A., Bagiella E. et al. Anticoagulation, Bleeding, Mortality, and Pathology in Hospitalized Patients With COVID-19. *J. Am. Coll. Cardiol*. 2020; 76 (16): 1815–1826. http://doi.org/10.1016/j.jacc.2020.08.041

Для корреспонденции*: Буриев Илья Михайлович – 129336 Москва, Стартовая ул., д. 4. Тел.: +7-903-798-05-19. E-mail: imburiev@gmail.com

Буриев Илья Михайлович – доктор мед. наук, профессор, заместитель главного врача по хирургии, врач-хирург, онколог ГБУЗ "Госпиталь для ветеранов войн №3 ДЗ города Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0002-1205-9152. E-mail: imburiev@gmail.com

Мелконян Георгий Геннадьевич – доктор мед. наук, профессор, главный врач ГБУЗ "Госпиталь для ветеранов войн №3 ДЗ города Москвы", врач-хирург, Москва. https://orcid.org/0000-0001-7234-4185. E-mail: glav@gvv3.net

Ваганова Полина Сергеевна – заместитель главного врача по амбулаторно-поликлинической работе ГБУЗ "Госпиталь для ветеранов войн №3 ДЗ города Москвы", врач-хирург, Москва. https://orcid.org/0000-0002-5166-9957. E-mail: VaganovaPS@zdrav.mos.ru

Гузеева Елена Борисовна – доктор мед. наук, врач-рентгенолог ГБУЗ "Госпиталь для ветеранов войн №3 ДЗ города Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0003-2398-1369. E-mail: leoni-may@mail.ru

Замятина Ксения Андреевна – аспирант по специальности "Лучевая диагностика" ФГБУ "НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-1643-6613. E-mail: catos-zama@mail.ru

Кузеев Андрей Николаевич – заведующий отделением рентгенохирургических методов диагностики и лечения ГБУЗ "Госпиталь для ветеранов войн №3 ДЗ города Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0003-2588-4714. E-mail: drkuzeev@mail.ru

Мизиано Софья Александровна – врач ультразвуковой диагностики ГБУЗ "Госпиталь для ветеранов войн №3 ДЗ города Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0002-5038-3711. E-mail: sofiko-73@yandex.ru

Пчелин Владимир Владимирович – врач-патологоанатом патологоанатомического отделения ГБУЗ "Госпиталь для ветеранов войн №3 ДЗ города Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0002-7966-2634. E-mail: pchla54@mail.ru

Кармазановский Григорий Григорьевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заведующий отделом лучевых методов диагностики и лечения ФГБУ "НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России; профессор кафедры лучевой диагностики и терапии медико-биологического факультета ФГБОУ ВО "РНИМУ им. Н.И. Пирогова" Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-9357-0998. E-mail: karmazanovsky@ixv.ru

Contact*: Ilya M. Buriev – 4, Startovaya str., Moscow 129336, Russian Federation. Phone: +7-903-798-05-19. E-mail: imburiev@gmail.com

Ilya M. Buriev – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Deputy Chief Physician for Surgery, Surgeon, Oncologist, Hospital for War Veterans № 3, Moscow Department of Health, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-1205-9152. E-mail: imburiev@gmail.com

Geogry G. Melkonyan – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Chief Physician of the Clinical Hospital for War Veterans № 3, Moscow Department of Health, surgeon, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-7234-4185. E-mail: glav@gvv3.net

Polina S. Vaganova – Deputy chief physician for outpatient work of the Clinical Hospital for War Veterans No. 3 DZM; surgeon, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-5166-9957. E-mail: VaganovaPS@zdrav.mos.ru

Elena B. Guzeeva – Doct. of Sci. (Med.), Radiologist, Clinical Hospital for War Veterans № 3, Moscow Department of Health, Moscow. https://orcid.org/0000-0003-2398-1369. E-mail: leoni-may@mail.ru

Ksenia A. Zamyatina – Resident of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-1643-6613. E-mail: catos-zama@mail.ru

Andrei N. Kuzeev – Head of the Department of X-ray Surgical Methods of Diagnostics and Treatment of the Clinical Hospital for Veterans of Wars № 3, Moscow Department of Health, Moscow. https://orcid.org/0000-0003-2588-4714. E-mail: drkuzeev@mail.ru

Sofya A. Misiano – doctor of ultrasound diagnostics, Hospital for War Veterans № 3, Moscow Department of Health, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-5038-3711. E-mail: sofiko-73@yandex.ru

Vladimir V. Pchelin – pathologist of the pathoanatomical department of the hospital for war veterans № 3, Moscow Department of Health, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-7966-2634. E-mail: pchla54@mail.ru

Grigory G. Karmazanovsky – Academician of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Radiology of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery the Ministry of Health of the Russian Federation; Professor of Radiology Department of Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-9357-0998. E-mail: karmazanovsky@ixv.ru

Heart and vessels | Сердце и сосуды

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1162

Influence of Left Atrium Volume Index on effectiveness of Thoracoscopic Ablation in the Treatment of Atrial Fibrillation

© **Amiran Sh. Revishvili[1], Madina Kadirova[1], Vadim A. Popov[1], Egor S. Malishenko[1], Grigory G. Karmazanovsky[1], Elizaveta D. Strebkova[2]*, Vadim S. Shirokov[1], Maxim A. Novikov[1], Eugenia V. Yalova[1], Irina A. Taimasova[1]**

[1] A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 27, Bol'shaya Serpukhovskaia str., Moscow, 117997, Russian Federation

[2] Russian Medical Academy of Continuous Professional Education of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 2/1 bld. 1, Barrikadnaya str., Moscow 125993, Russian Federation

Research objective: establish the impact of Left Atrium Volume Index (LAVI) on on effectiveness of Thoracoscopic Ablation (TSA) in the Treatment of Atrial Fibrillation (AF) and define the risk factors for manifestation of supraventricular arrhythmias in the long-term follow-up results

Methods. Prospective cohort study of 121 patients with AF (from 2018 to 2021) who performed TSA. The patients were divided into two groups: patients with increased LAVI (group I), patients with normal LAVI less than 34 ml/m^2 (group II).

Results. According to echocardiography, the mean LAVI was 45.48 ± 9.3 ml/m^2 and 28.59 ± 4.13 ml/m^2 in groups I and II, respectively (p = 0.012). The mean value of left ventricular ejection fraction (LVEF) according to Teicholz in group I was 61.62 ± 7.041%, in group II 63.57 ± 6.16% (p = 0.8). Spearman's correlation analysis showed the relationship between LAVI and LVEF before surgery and in the long-term follow-up period, that is agreed with world literature data about contribution left atrial (LA) to left ventricular (LV) function. According to our study, only LAVI < 34 ml/m^2 is a risk factor for arrhythmia after TSA. Effectiveness TSA in I group was 77.8%, that is lower than the II group – 88.9%. 3 months after TSA, 20 (17%) patients were required catheter ablations (CA), mainly in I group.

Conclusions. Research results showed that an increase in LAVI significantly reduces the effectiveness of TSA in the long-term period by 11.1% compared with LAVI < 34 ml/m^2. That are conform with other data of previously submitted works.

Keywords: left atrial volume index (LAVI), atrial fibrillation (AF), thoracoscopic ablation (TSA)

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Revishvili A.Sh., Kadirova M., Popov V.A., Malishenko E.S., Karmazanovsky G.G., Strebkova E.D., Shirokov V.S., Novikov M.A., Yalova E.V., Taimasova I.A. Influence of Left Atrium Volume Index on effectiveness of Thoracoscopic Ablation in the Treatment of Atrial Fibrillation. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 22–33. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1162

Received: 29.03.2022. **Accepted for publication:** 24.06.2022. **Published online:** 11.07.2022.

Влияние индексируемого объема левого предсердия на эффективность торакоскопического лечения фибрилляции предсердий

© **Ревишвили А.Ш.[1], Кадырова М.[1], Попов В.А.[1], Малышенко Е.С.[1], Кармазановский Г.Г.[1], Стребкова Е.Д.[2]*, Широков В.С.[1], Новиков М.А.[1], Ялова Е.В.[1], Таймасова И.А.[1]**

[1] ФГБУ "Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского" Минздрава России; 117997 Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27, Российская Федерация

[2] ФГБОУ ДПО "Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования" Минздрава России; 125993, Москва, ул. Баррикадная, д. 2/1, стр. 1, Российская Федерация

Цель исследования: установить влияние индексируемого объема левого предсердия (LAVI) на эффективность торакоскопической аблации фибрилляции предсердий (ФП) (ТА ФП) и определить факторы риска развития наджелудочковых нарушений ритма в отдаленном периоде наблюдения.

Материал и методы. Проведено проспективное когортное исследование 121 больного с ФП (с 2018 по 2021 г.), которым была выполнена ТА ФП. Пациенты были разделены на две группы: в I группу были включены пациенты с увеличенным LAVI, во II группу – пациенты с нормальным LAVI менее 34 мл/м^2.

Результаты исследования. По данным эхокардиографии средний показатель LAVI составил 45,48 ± 9,3 мл/м^2 и 28,59 ± 4,13 мл/м^2 в I и II группах соответственно (p = 0,012). Среднее значение ФВ ЛЖ по Тейхольцу в I группе было 61,62 ± 7,041%, во II группе 63,57 ± 6,16% (p = 0,8). Корреляционный анализ по Спирмену показал взаимосвязь между LAVI и ФВ ЛЖ как до операции, так и в отдаленном периоде наблюдения, что согласуется с данными мировой литературы о вкладе ЛП в работу ЛЖ. Согласно нашему исследованию, только LAVI >34 мл/м^2 является фактором риска развития аритмии после ТА ФП. В группе I эффективность ТА ФП составила 77,8%, что существенно ниже показателей восстановления синусового ритма по сравнению со II группой – 88,9%. Через 3 мес после операции потребовалось выполнение 20 (17%) дополнительных катетерных аблаций, преимущественно у пациентов I группы.

Заключение. Данные нашего исследования показали, что увеличение LAVI достоверно снижает эффективность ТА ФП в отдаленном периоде на 11,1% по сравнению со II группой при LAVI < 34 мл/м^2. Полученные результаты согласуются с данными ранее представленных работ.

Ключевые слова: индексируемый объем левого предсердия (LAVI), фибрилляция предсердий (ФП), торакоскопическая аблация фибрилляции предсердий (ТА ФП)

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Ревишвили А.Ш., Кадырова М., Попов В.А., Малышенко Е.С., Кармазановский Г.Г., Стребкова Е.Д., Широков В.С., Новиков М.А., Ялова Е.В., Таймасова И.А. Влияние индексируемого объема левого предсердия на эффективность торакоскопического лечения фибрилляции предсердий. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 22–33. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1162

Поступила в редакцию: 29.03.2022. **Принята к печати:** 24.06.2022. **Опубликована online:** 11.07.2022.

Atrial fibrillation (AF) is the most common arrhythmia, the prevalence in the population is on average 0,4–2% [1, 2]. Number of patients with AF will double by 2050 [3].

AF is associated with high risks of thromboembolic events (12-31% of all ischemic strokes), heart failure (2.9-26%) and significantly reduces the quality of life of patients [4]. Progression of arrhythmia leads to remodeling of the chambers of the heart, in particular the left atrium (LA).

Patients with symptomatic AF and refractory to drug therapy are recommended to perform catheter ablations (CA) and/or Maze procedures [5, 6]. However, the effectiveness of CA decreases with the progression of AF from 80 to 60%, and during the 10-year follow-up period is 52% [7, 8, 9].

The surgical strategy for the treatment of non-paroxysmal AF, presented by the Cox-Maze IV procedure and its modifications, demonstrates the best results in the early and long-term period with freedom from AF up to 93%, remaining the "gold standard" of treatment [10, 11, 12, 13]. Early number of previously published studies have shown that an increase in the size of the LA can affect the effectiveness of the Maze procedure [14, 15, 16, 17].

In the current recommendations of the American Echocardiography Society (ASE) and the European

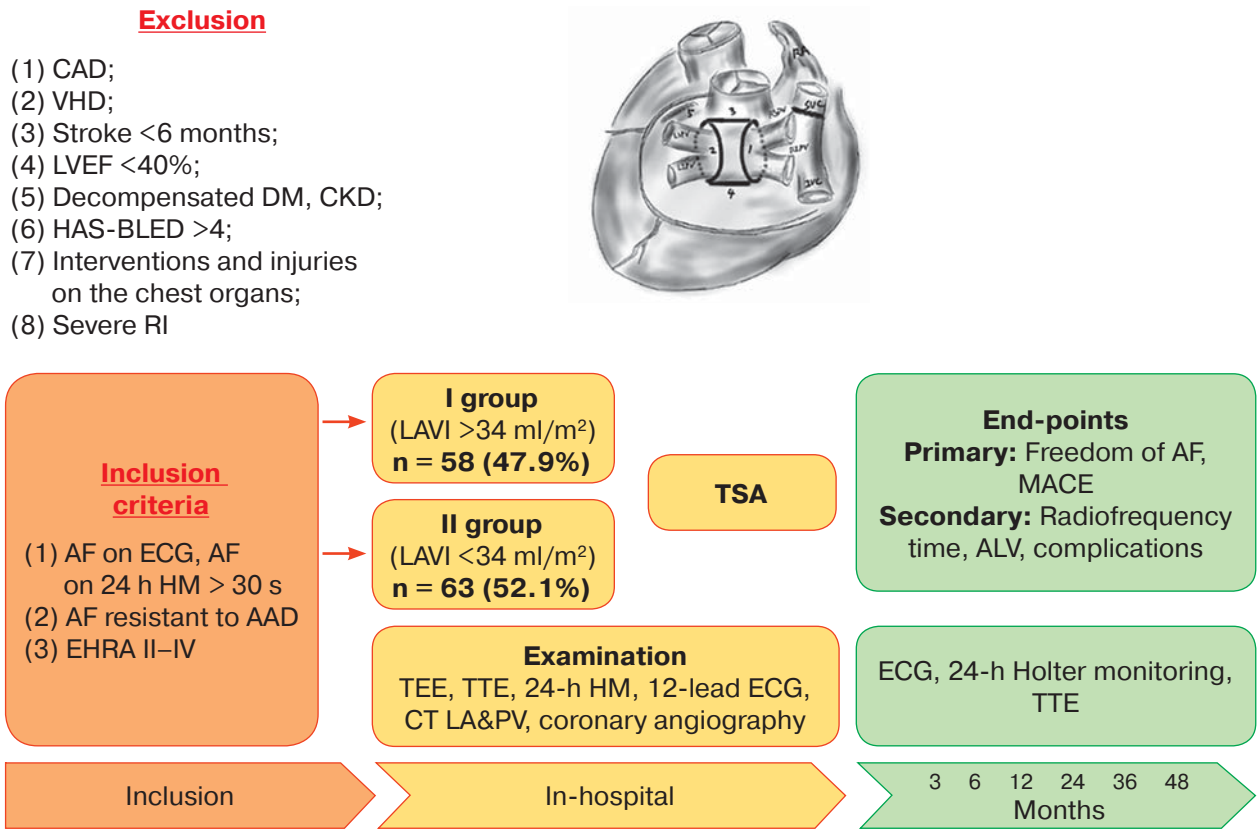


Fig. 1. Study design.
Рис. 1. Дизайн исследования.

Association of Specialists in Cardiovascular Imaging (EACVI), it is proved that LA remodeling is better evaluated using left atrial volume index (LAVI) [15, 18]. LAVI is the most accurate indicator of stratification of the risk of adverse cardiovascular events [6, 19]. Increased LA increases the propensity to AF as a consequence of structural remodeling of the atrium due to fibrosis and deposition of extracellular matrix proteins [20, 21].

Despite the high efficiency of surgical treatment of progressive forms of AF, these procedures are highly traumatic and involve a high risk of perioperative complications, which is undesirable for patients with isolated AF, and therefore epicardial ablation methods using endovideosurgical equipment have been introduced into clinical practice. Thoracoscopic ablation (TSA), as an isolated procedure, demonstrated promising results, with 65-96% free of AF [22, 23, 5, 21]. The influence of LA size on TSA has not yet been studied [24].

The purpose of this study was to establish the influence of LAVI on effectiveness of TSA of AF and determine the risk factors for manifestation of supraventricular arrhythmias in the long-term follow-up results.

Methods

Study population

Prospective cohort study enrolled 121 consecutive patients performed TSA with drug-refractory AF at A.V. Vishnevskiy National Medical Research Center of Surgery (Moscow, Russia) between 2018 to 2021.

All patients were divided into two groups: group I included patients with LAVI > 34 ml/m², group II patients with LAVI ⩽ 34 ml/m² [18].

Before surgery was performed examinations: transesophageal echocardiography (TEE), transthoracic echocardiography (TTE), 24-hours holter monitoring of electrocardiogram (24-h HM ECG), 12-lead electrocardiogram (ECG), multispiral computed tomography using radiocontrast left atrium and ostium pulmonary veins (MCT LA and PV), coronary angiography.

In the postoperative period, the patient was interviewed by phone, TTE, 24-h HM ECG, 12-lead ECG after 6, 12, 24, 36 and 48 months.

Design study is shown in Fig. 1.

Inclusion criteria: (1) symptomatic AF registered on ECG, 24-h HM ECG (even with a single paroxysm of AF lasting longer than 30 seconds); (2)

drug-refractory AF; (3) mEHRA II-IV (modification European Heart Rhythm Association symptom classification for AF).

Exclusion criteria: (1) coronary artery disease (CAD); (2) valvular heart disease (VHD); (3) Stroke/TIA (transient ischemic attack) < 6 months; (4) left ventricular ejection fraction (LVEF) < 40%; (5) decompensated diabetes mellitus (DM); (6) HAS-BLED > 4 (Hypertension [H], Abnormal renal-liver function [A], Stroke [S], Bleeding history or predisposition [B], Labile international normalized ratio [L], Elderly (65 years) [E], Drugs or alcohol concomitantly [D]); (7) decompensated chronic kidney disease (CKD); (8) interventions and injuries on the chest organs; (9) severe respiratory failure (RI).

Follow-up

All patients were followed up at 3 months, 6 months, and every 6 month thereafter. At each visit, 12-lead ECG or 24-h Holter monitoring ECG was performed to evaluate rhythm and atrial activity. Recurrence was defined as symptomatic or asymptomatic episodes of AF lasting longer than 30 seconds and identified on 12-lead ECG or 24-h Holter monitoring ECG after a blanking period of 3 months (HRS/EHRA/ECAS guidelines) [17]. Antiarrhythmics drugs (AADs) were discontinued at 6 months or up to 12 months.

The main adverse cardiovascular events (MACE) in the early and long-term follow-up result were also taken into account.

Surgery ablation technique

Procedures were performed thoracoscopically under general anaesthesia with sequential single lung ventilation using either a double-lumen tube or bronchial blocker. Patients were positioned supine.

The features of the modified TSA technique suggested in our center are the provision of simultaneous bilateral approaches and electrophysiological control of bidirectional block. In case of incomplete isolation, the possibility of applying additional ablution set critical points remains. This makes it possible to complete the creation of a “Box lesion” along the back wall of LA with high reliability.

Right-sided and left-sided stages of the operation were represented by performing isolation of the pulmonary veins (PVs) with a bipolar electrode for 10 ablations with a gradual displacement of the branches to increase the isolation zone and the formation of the upper and lower lines of LA with a monopolar electrode (Fig. 2, 3). When registering a signal from superior vena cava (SVC), additional ablation was performed using a bipolar electrode (Fig. 4).

Exclusion of left atrium appendage (LAA) is performed from the left-sided access using an endospler (Fig. 5–7).

An electrophysiological study was performed intraoperatively, the transmurality and achievement of bidirectional block of conduction through the ablation lines (exit and entrance block) were estimated. With the help of high-frequency stimulation, the start of AF was caused, its spontaneous blocking within 30 seconds was considered the norm. When registering a stable AF at the end of the procedure, electropulse therapy was performed.

Left atrial volume index

Compliance with the clinical guidelines on imaging methods of the cardiovascular system (EACVI), asymmetric LA remodeling is more accurately evaluated when measuring its volume. LA volume varies throughout the cardiac cycle.

Measurement of LA volumes can be performed by many methods, but two are used in clinical practice. The first is the calculation of the LA area along the long axis from the four-chamber and two-chamber positions, after which calculations are made using a special formula.

Considering that AF was registered in many patients included in the study at the time of the TEE study, we performed LAVI measurements using the Simpson’s method [18]. This measurement is carried out similarly to the measurement of left ventricle (LV) volumes, in 2D echocardiography mode from apical access. At the same time, the mouths of PVs and LAA should be excluded from the measurements. ACE/EACVI specialists recommend indexing LA volumes to body surface area (BSA) [18, 19]. For an accurate assessment of LA, it is necessary to obtain 3 main volume indicators. The maximum LA size at the end of the LV isovolumic relaxation phase before the opening of the mitral valve is the measurement point of the maximum LA volume. The minimum LA volume is measured at the end of the LV diastole when mitral valve closes. The presystolic LA volume (mean LA volume) is measured before the atrial systole (before the P wave on the ECG).

Normal LAVI values are considered 22 ± 6 ml/m^2. LA dilatation is defined as LAVI>28 ml/m^2 (one standard deviation from the mean value), however, to determine LV diastolic dysfunction, a value of LAVI > 34 ml/m^2 (two standard deviations from the mean) is proposed as the upper bound [22, 25, 19]. The ASE/EACVI recommendations indicate that the upper limit of the LAVI norm is 34 ml/m^2 [18]. Method of measuring the volume of LA with PVs using MCT was similar in the previously published work of M Sangsriwong et al. [16].

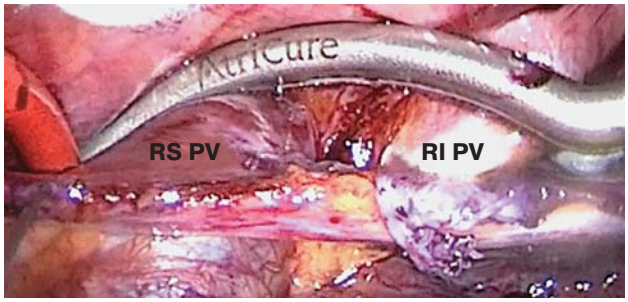


Fig. 2. Radiofrequency ablation of the right pulmonary veins (intraoperative photo).

Рис. 2. Радиочастотная аблация устьев легочных вен справа (интраоперационная фотография).

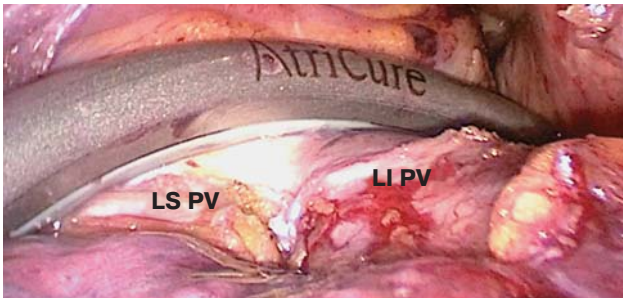


Fig. 3. Radiofrequency ablation of the left pulmonary veins (intraoperative photo).

Рис. 3. Радиочастотная аблации устьев легочных вен слева (интраоперационная фотография).

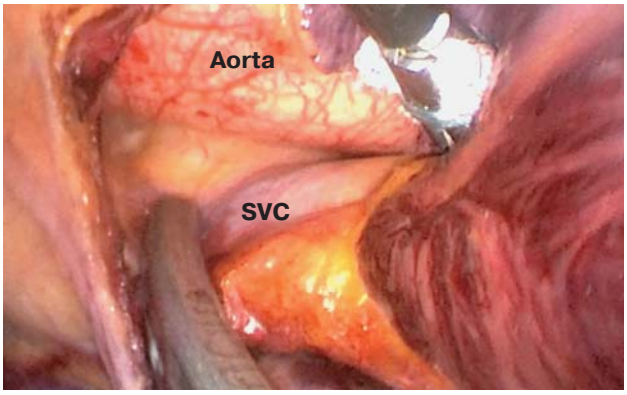


Fig. 4. Line of ablation of the superior vena cava using a bipolar electrode (intraoperative photo).

Рис. 4. Линия аблации верхней полой вены с применением биполярного электрода (интраоперационное фото).

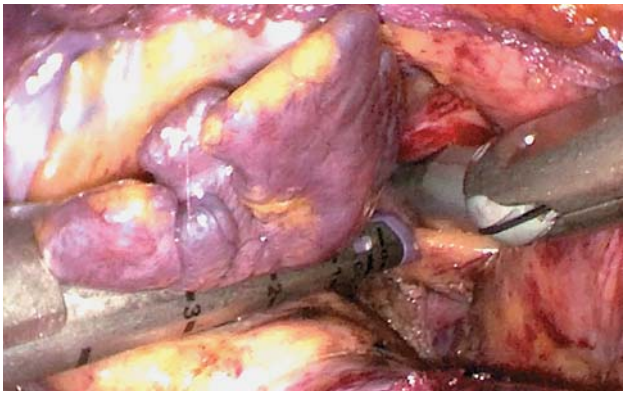


Fig. 5. Exclusion of the left atrial appendage using endostapler (intraoperative photo).

Рис. 5. Ампутации ушка левого предсердия эндостеплером (интраоперационное фото).

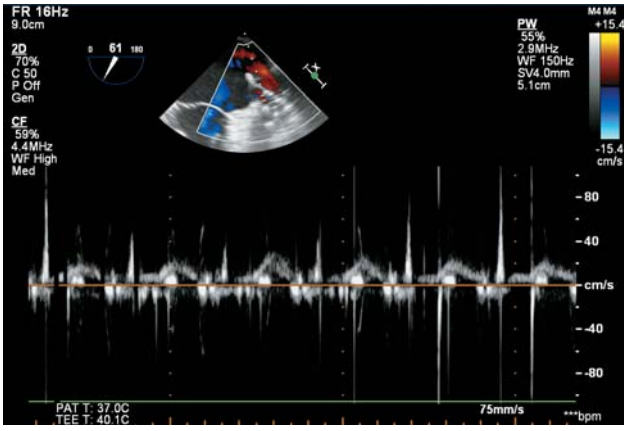


Fig. 6. Intraoperative transoesophageal echocardiographic before exclusion of the left atrial appendage, blood flow velocity in the left atrial appendage.

Рис. 6. Интраоперационная чреспищеводная ЭхоКГ до ампутации ушка левого предсердия, оценка скорости кровотока в ушке левого предсердия.

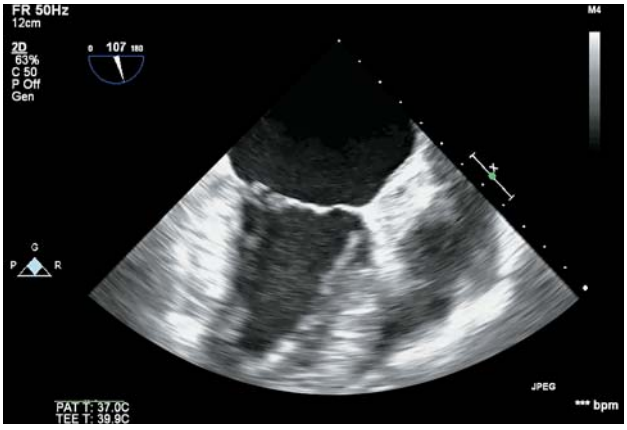
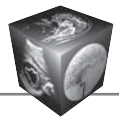


Fig. 7. Intraoperative control transoesophageal echocardiographic after exclusion of the left atrial appendage.

Рис. 7. Интраоперационная контрольная чреспищеводная ЭхоКГ после ампутации ушка левого предсердия.



Statistical analysis

Statistical data processing was carried out using the built-in Excel 2016 spreadsheet processor analysis package and the SPSS 24.0 spreadsheet application package.

Descriptive statistics are represented by arithmetic averages (M) ± standard deviation (SD).

When assessing the statistical reliability of differences (p) in groups for quantitative features (with normal distribution), a comparison of averages (M) was used using parametric criteria – the Student's two-sample t–criterion - homoscedastatic with equal variances, heteroscedastic with inequality (variance difference was evaluated using the Fisher criterion (F-test), in the absence of a normal distribution, U-the Mann-Whitney criterion. The differences were considered significant at a significance level of $p < 0.05$.

Correlation analysis was carried out using Spearman rank correlation coefficient, the values were considered significant at $p < 0.05$.

Results

All patients in the two groups were comparable in terms of the main clinical parameters: age, gender, and concomitant diseases. The AF duration prevailed in the group of patients with LAVI > 34 ml/m^2 6.71 ± 3.14 y, compared 5.41 ± 5.19 y in group with normal LAVI (p = 0.062). Baseline characteristics and examinations data are shown in Table 1 and Table 2.

Table 1. Baseline characteristics (n=121)

Таблица 1. Основные клинические характеристики пациентов до торакоскопической аблации

Variables	LAVI > 34 ml/m^2 n = 58 (47,9%)	LAVI normal n = 63 (52,1%)	p-value
Age, y (mean ± SD)	57.95 ± 8.45	56.83 ± 9.28	0.526
Sex, n (%):			
male	39 (67.2)	41 (65.1)	0.803
female	19 (32.8)	22 (34.9)	0.683
AF duration, y (mean ± SD)	6.71 ± 3.14	5.41 ± 5.19	0.062
Type AF, n (%):			
paroxysmal	20 (34.5)	29 (46)	0.221
persistent	14 (24.1)	13 (20.6)	0.178
long-standing persistent	24 (41.4)	21 (33.3)	0.23
mEHRA, n (%):			
II	10 (17.2)	11 (17.5)	0.954
III–IV	48 (82.7)	46 (73)	0.834
Hypertension, n (%)	45 (77.6)	52 (82.5)	0.497
Stages of congestive heart failure, n (%):			
I	33 (56.9)	45 (71.4)	0.91
IIa	13 (22.4)	10 (15.9)	0.923
Classes of heart failure (NYHA), n (%):			
2	43 (74.1)	50 (79.4)	0.276
3	3 (5.2)	5 (7.9)	0.182
Stroke / TIA, n (%)	4 (6.9)	7 (11.1)	0.411
CHA2DS2-VASc, n (%):			
0–1	22 (37.9)	18 (28.5)	0.511
⩾2	36 (62.1)	45 (71.5)	0.782
HAS-BLED, n (%):			
0–1	50 (86.2)	53 (84.1)	0.17
⩾2	8 (13.8)	10 (15.9)	0.16
Previous catheter ablation, n (%)	12 (20.6)	26 (41.2)	**0.014***
Antiarrhythmics drugs, n (%)	58 (100)	63 (100)	0.268
Anticoagulants, n (%):			
NOAC	38 (65.5)	49 (77.8)	**0.04***
warfarin	13 (22.4)	6 (9.5)	**0.04***

Note. AF – atrial fibrillation; mEHRA – modification European Heart Rhythm Association symptom classification for atrial fibrillation; NYHA – New York Heart Association Functional Classification; TIA, transient ischemic attack; CHA2DS2 –VASc, congestive heart failure [C], hypertension [H], age > 75 years (2 points) [A2], diabetes [D], previous stroke (2 points) [S2], vascular disease [V], age 65–74 years [A], female sex [Sc]; HAS-BLED, Hypertension [H], Abnormal renal-liver function [A], Stroke [S], Bleeding history or predisposition [B], Labile international normalized ratio [L], Elderly (65 years) [E], Drugs or alcohol concomitantly [D]; NOAC – new oral anticoagulant; y – year.

Table 2. Instrumental research characteristics (n = 121)

Таблица 2. Данные инструментальных методов исследования до торакоскопической аблации

Variables	LAVI > 34 ml/m² n = 58	LAVI normal n = 63	p-value
Transthoracic echocardiography			
Volume LA, ml (mean ± SD)	94.41 ± 21.4	58.9 ± 9.8	**0***
LAVI, ml/m² (mean ± SD)	45.48 ± 9.3	28.59 ± 4.13	**0.012***
MR, n (%):			
0	9 (15.5)	5 (8.0)	0.194
mild	49 (84.5)	58 (92.0)	0.119
LVEF, % (mean ± SD)	61.62 ± 7.041	63.57 ± 6.16	0.8
X-ray computed tomography using radiocontrast			
LA&PV VI, ml/m² (mean ± SD)	76.63 ± 20.31	69.48 ± 16.45	**0,01***

Note. LA – left atrium; BSA, body surface area; LAVI – left atrium volume index to BSA; MR – mitral regurgitation; LVEF – left ventricular ejection fraction; LA&PV VI – left atrium and ostium pulmonary veins volume index to BSA.

Table 3. Procedure characteristics (n =121)

Таблица 3. Характеристика интра- и послеоперационного периода

Variables	LAVI > 34 ml/m² n = 58	LAVI normal n = 63	p-value
Sinus rhythm at start of procedure, n (%)	16 (27.5)	24 (38.1)	0.119
Intraoperative sinus conversion, n (%)			
surgical lesion right	4 (6.9)	7 (11.1)	0.617
surgical lesion left	4 (6.9)	3 (4.8)	0.422
Cardioversion	37 (63.8)	1 (1.6)	0.08
SVC circular ablation, n (%)	4 (6.9)	0 (0)	0.617
Radiofrequency time, min (mean ± SD)	127.28 ± 26.65	123.59 ± 23.95	0.425
Sinus rhythm at end of procedure, n (%)	52 (89.7)	57 (90.5)	**0.039***
ALV time, min (mean ± SD)	719.66 ± 464.05	617.41 ± 535.0	0.112
Effusion by pleural drains, ml (mean ± SD)	191.55 ± 105.88	229.37 ± 150	0.528

Note. SVC – superior vena cava; ALV – Artificial Lung Ventilation.

No correlation was established between the history of AF duration and LAVI.

Before surgery the differences in the groups were in previous catheter ablations (CA) and anticoagulants.

The distribution of type AF in the groups is presented in Table 1, patients with non-paroxysmal AF prevailed in two groups ($p > 0.05$).

The average value of LVEF (Teicholz method) in I group was 61.62 ± 7.041%, in II group 63.57 ± 6.16% ($p = 0.8$). The LAVI according to TTE data in group I was 45.48 ± 9.3 ml/m² compared to 28.59 ± 4.13 ml/m² in group II ($p = 0.212$), whereas according to MCT using radiocontrast LA and PVs was 94.41 ± 21.4 ml/m² and 58.9 ± 9.8 ml/m², in I and II groups, respectively ($p = 0.473$).

Spearman rank correlation coefficient showed that there is a relationship between LAVI and LVEF.

All patients underwent bilateral isolation of the PVs, excepted of 1 (1.6%) patient from II group, whom isolation of the left PVs wasn't performed due to a expressed commissural process. Intraoperatively, the sinus rhythm was restored at the right-stage of surgery in 4 (6.9%) and 7 (11.1%), at the left-stage of surgery in 4 (6.9%) and 3 (4.8%) in I and II groups, respectively for patients only with non-paroxysmal AF. Additional VCS circular ablation was performed 4 (6.8%) patients in I group.

At the end of the operation, electrical cardioversion was required in I group – 63.8%, in II group – 1.6% ($p = 0.08$). The sinus rhythm at the end of the procedure in I was 89.7%, in II – 90.5% ($p = 0.039$).

The ventilation time was 719.66 ± 464.05 min and 617.41 ± 535.0 min, blood loss in the early postoperative period was 191.55 ± 105.88 ml and 229.37 ± 150 ml for I and II groups, respectively.

The time of hospitalization was comparable for patients with LAVI > 34 ml/m² was 5.8 ± 4.5 and with a normal LAVI was 5.4 ± 6.2 days ($p = 0.82$) Table 3.

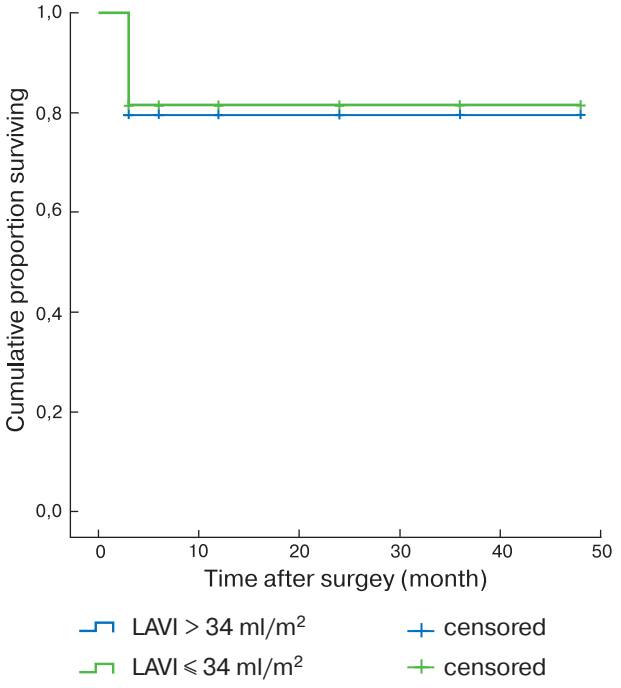


Fig. 8. Kaplan–Meier curve freedom from supraventricular arrhythmias after thoracoscopic ablation.

Рис. 8. Кривая Каплана–Майера свобода от наджелудочковых нарушений ритма после торакоскопической аблации.

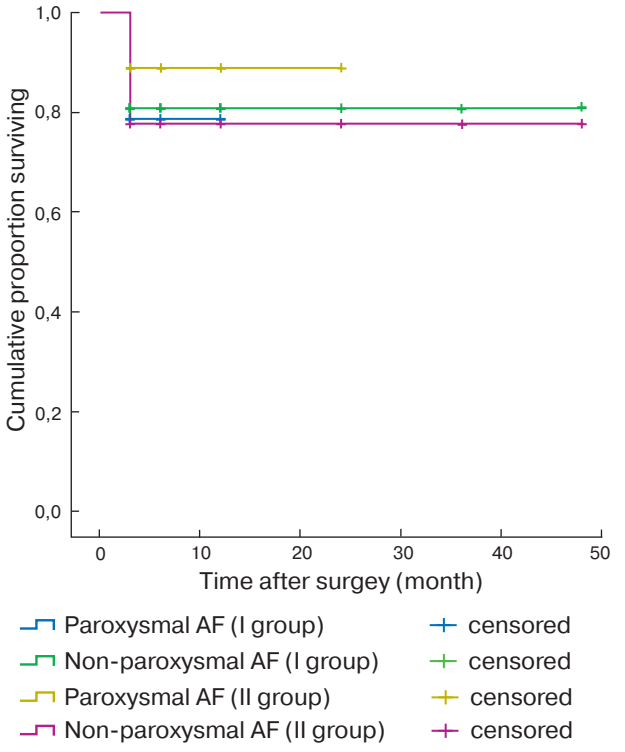


Fig. 9. Kaplan–Meier curve freedom from supraventricular arrhythmias after thoracoscopic ablation for paroxysmal and non-paroxysmal AF.

Рис. 9. Кривая Каплана–Майера свобода от наджелудочковых нарушений ритма после торакоскопической аблации для пароксизмальной и непароксизмальных форм ФП.

Table 4. Predictors for recurrence of atrial tachyarrhythmia
Таблица 4. Факторы, влияющие на эффективность торакоскопической аблации ФП

Variables	Correlation coefficient	p
Sex	–0.03	0.742
Age	–0.134	0.146
LVEF	0.025	0.798
LAVI	0.122	0.184
LAVI > 34 ml/m²	**–0.189***	**0.038**
AF duration	0.005	0.959

Note. LVEF – left ventricular ejection fraction; LAVI – left atrium volume index to BSA; AF – atrial fibrillation.
* Correlation is significant at the level of 0.01 (pair correlation).

Follow-up

At the follow–up of 36 months the freedom from atrial arrhythmia was 80.8% in I group (for non-paroxysmal AF 78.6% and for paroxysmal AF 88.9%). In II group, sinus rhythm was recorded in 81.5%, mainly in patients with paroxysmal AF – 88.9%, versus 77.8% with non-paroxysmal AF (Fig. 8, 9).

Spearman rank correlation coefficient showed the dependence of sinus rhythm recovery and retention on the LAVI indicator (Table 4). LAVI is the only factor that affects the effectiveness of TSA in our study.

Figure 10 shows a positive correlation between the history of atrial fibrillation (years) and LAVI (ml/m²) in patients with sinus rhythm in the long-term follow-up period. It is worth noting that it is an increase in the LAVI more than 40 ml/m² that may be a risk factor in the return of AF after TSA.

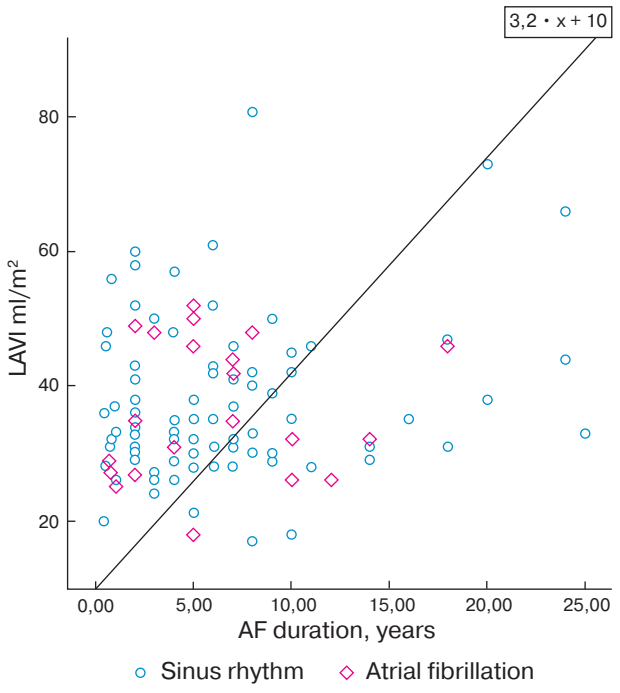


Fig. 10. Linear correlation of LAVI (ml/m²) and history of atrial fibrillation (years) for patients with sinus rhythm and atrial fibrillation in the long-term follow-up period.

Рис. 10. Линейная корреляция LAVI (мл/м²) и анамнеза фибрилляции предсердий (лет) для пациентов с синусовым ритмом и фибрилляцией предсердий в отдаленном периоде наблюдения.

AADs was discontinued after 1 year in 74.4% patients.

The types of recurrent atrial tachyarrhythmia were unevenly distributed (p = 0.07). Recurrence of AF with LAVI > 34 ml/m² was in 7 (12.1%) patients and in 5 (8%) patients with normal LAVI.

Just 3 months after TSA, 20 CA were performed, 6 months later one patient (II group) underwent repeated CA, and another patient (I group) performed CA of arrhythmogenic zones of the right atrium.

Complications

Complications associated with the procedure and MACE were not registering within 30 days after surgery.

Implantation pacemaker device, paralysis diaphragmatic nerve, bleeding in the early postoperative period that required conversion were not registered.

Discussion

The choice of optimal methods for the treatment of various forms of AF remains one of the advanced problems of contemporary arrhythmology. The progression of AF is accompanied not only by clinical manifestations with subsequent deterioration in the quality of life of the patient, but also leads to morphological changes in LA. To date, it has not been studied what is the primary arrhythmia or LA remodeling [12, 35, 26, 27].

According to published data, an increased LAVI worsens the results of CA and surgical treatment of AF. The impact of LAVI on TSA outcomes is presented to date only in the work of J. Neefs et al. [24] in relation to giant LA (LAVI > 50 ml/m²).Therefore interest remains for further study of this problem [28–32].

The ASE/EACVI guidelines indicate that the upper limit of normal for LAVI is 34 ml/m² [24], an increase in this indicator is a predictor of adverse cardiovascular events [7, 22, 3, 29]. All patients included in the study underwent TSA (Figure 1). Before surgery, patients in the two groups were comparable in almost all clinical characteristics (p > 0.05) (Table 1), with the exception of previous CA and anticoagulants (p < 0.05).

According to the TEE the average LAVI was 45.48 ± 9.3 ml/m² and 28.59 ± 4.13 ml/m² in I and II groups, respectively (p = 0.012). The average value of LVEF (Teicholz method) in I group was 61.62 ± 7.041%, in II group 63.57 ± 6.16% (p = 0.8).

Spearman rank correlation coefficient showed that there is a relationship between LAVI and LVEF, that is consistent with the research data on the contribution of LA to LV function [33, 34]. According to our study, only LAVI > 34 ml/m² is a risk factor for arrhythmia after TSA (Table 4). In I group, the effectiveness of TSA was 77.8%, that is significantly lower than the recovery of sinus rhythm compared to II group – 88.9%. 3 months after the TSA, 20 (17%) additional CA were required, mainly in patients of I group [7, 14, 22].

Long-term development of MACE events was not registered in any of the groups, even after discontinuation of anticoagulants and AADs. The findings confirm that LA remodeling and volume expansion reduces the effectiveness of TSA. It is possible that the presence of excess fibrous tissue (more than 20–30%) in the left and right atrium, as well as the presence of epicardial fat in the left atrium, affect the effectiveness of TSA [20, 29, 33, 34]. We will present the results of research in this area in subsequent publications.

Thus, the LAVI score should be taken into account before the CA and the TSA.

Conclusion

Research results showed that an increase in LAVI significantly reduces the effectiveness of TSA in the long-term period by 11.1% compared with LAVI < 34 ml/m². That are conform with other data of previously submitted researches.

Thus, to increase the effectiveness of epicardial ablation, it is necessary to conduct a more detailed study of the parameters of LA.

Участие авторов

Ревишвили А.Ш. – научное редактирование, принятие окончательного решения о готовности рукописи к публикации.

Кадырова М., Попов В.А., Малышенко Е.С., Кармазановский Г.Г. – научное редактирование.

Кадырова М.В., Стребкова Е.Д. – концепция и дизайн, написание текста статьи, сбор и анализ данных, статистическая обработка данных.

Широков В.С., Новиков М.А., Ялова Е.В., Таймасова И.А. – литературный обзор, написание текста статьи, анализ данных.

Все авторы – утверждение окончательной версии для публикации.

Authors' participation

Revishvili A.Sh. – scientific editing, making a final decision on the readiness of the manuscript for publication.

Kadirova M., Popov V.A., Malishenko E.S., Karmazanovsky G.G. – scientific editing.

Kadirova M., Elizaveta D. S. – concept and design, writing the text of the article, data collection and analysis, statistical data processing.

Shirokov V.S., Novikov M.A., Yalova E.V., Taimasova I.A. – literary review, writing the text of the article, data analysis.

All authors – approval of the final version for publication.

Список литературы [References]

1. Edgerton J.R., Brinkman W.T., Weaver T. et al. Pulmonary vein isolation and autonomic denervation for the management of paroxysmal atrial fibrillation by a minimally invasive surgical approach. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2010; 140: 823–828 https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2009.11.065
2. Chugh S.S., Havmoeller R., Narayanan K. et al. Worldwide epidemiology of atrial fibrillation: a Global Burden of Disease 2010 Study. *Circulation.* 2014; 129 (8): 837–847. https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.113.005119
3. Kannel W.B., Benjamin E.J. Current perceptions of the epidemiology of atrial fibrillation. *Cardiol. Clin.* 2009; 27 (1): 13–24, vii. https://doi.org/10.1016/j.ccl.2008.09.015
4. Benjamin E.J., Wolf P.A., D'Agostino R.B. et al. Impact of atrial fibrillation on the risk of death: the Framingham Heart Study. *Circulation.* 1998. 98; 10: 946–952. https://doi.org/10.1161/01.cir.98.10.946
5. Andrade J.G., Aguilar M., Atzema C. et al. The 2020 Canadian Cardiovascular Society/Canadian Heart Rhythm Society Comprehensive Guidelines for the Management of Atrial Fibrillation. *Can. J. Cardiol.* 2020; 36 (12): 1847–1948 https://doi.org/10.1016/j.cjca.2020.09.001
6. Hindricks G., Potpara T., Dagres N. et al. 2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): The Task Force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. *Eur. Heart J.* 2021; 42 (5): 373–498. https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab648
7. Артюхина Е.А., Дедух Е.В., Яшков М.В. Этапный хирургический и катетерный подход к лечению длительно-персистирующей фибрилляции предсердий. *Российский кардиологический журнал.* 2019; 7: 96–98. https://doi.org/10.15829/1560-4071-2019-7-96-98
Artyukhina E.A., Dedukh E.V., Yashkov M.V. Stage surgical and catheter approach to the treatment of long-persistent atrial fibrillation. *Russian Journal of Cardiology.* 2019; 7: 96–98. https://doi.org/10.15829/1560-4071-2019-7-96-98 (In Russian)
8. Berger W.R., Meulendijks E.R., Limpens J. et al. Persistent atrial fibrillation: a systematic review and meta-analysis of invasive strategies. *Int. J. Cardiol.* 2019; 278: 137–143 https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2018.11.127
9. Demarchi A., Neumann L., Rordorf R. et al. Long-term outcome of catheter ablation for atrial fibrillation in patients with severe left atrial enlargement and reduced left ventricular ejection fraction. *Europace.* 2021; 23 (11): 1751–1756. https://doi.org/10.1093/europace/euab213
10. Kawazoe K., Beppu S., Takahara Y. et al. Surgical treatment of giant left atrium combined with mitral valvular disease. Plication procedure for reduction of compression to the left ventricle, bronchus, and pulmonary parenchyma. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1983; 85: 885–892
11. Cox J.L., Schuessler R.B., D'Agostino H.J. et al. The surgical treatment of atrial fibrillation. III. Development of a definitive surgical procedure. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 1991; 101: 569–583.
12. Gaynor S.L., Diodato M.D., Prasad S.M. et al. A prospective, singlecenter clinical trial of a modified Cox maze procedure with bipolar radiofrequency ablation. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2004; 128: 535–542. https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2004.02.044
13. Khiabani A.J., MacGregor R.M., Bakir N.H. et al. The long-term outcomes and durability of the Cox Maze IV procedure for atrial fibrillation. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2020. https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2020.04.100
14. Гурина В.И., Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г., Хацаюк Е.А. МСКТ-волюметрия левого предсердия у пациентов кардиологического профиля. *Медицинская визуализация.* 2017; 6: 13–18. https://doi.org/10.24835/1607-0763-2017-6-13-18
Gurina V.I., Kondrat'ev E.V., Karmazanovsky G.G., Khatsayuk E.A. MDCT Evaluation of Left Atrial Volume in Patients with Cardiac Diseases. *Medical Visualization.* 2017; 6: 13–18. https://doi.org/10.24835/1607-0763-2017-6-13-18 (In Russian)
15. Lang R.M., Badano L.P., Mor-Avi V. et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the american society of echocardiography and the European association of cardiovascular imaging. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2015; 28 (1): 1–39. https://doi.org/10.1093/ehjci/jev014
16. Sangsriwong M., Cismaru G., Puiu M. et al. Formula to estimate left atrial volume using antero-posterior diameter in patients with catheter ablation of atrial fibrillation. *Medicine (Baltimore).* 2021; 100 (29): e26513. https://doi.org/10.1097/MD.0000000000026513
17. Gaynor S.L., Diodato M.D., Prasad S.M. et al. A prospective, singlecenter clinical trial of a modified Cox maze procedure with bipolar radiofrequency ablation. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2004; 128: 535–542. https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2004.02.044

18. Go A.S., Hylek E.M., Phillips K.A. et al. Prevalence of diagnosed atrial fibrillation in adults: national implications for rhythm management and stroke prevention: the Anticoagulation and Risk Factors in Atrial Fibrillation (ATRIA) Study. *JAMA.* 2001, 285: 2370–2375. https://doi.org/10.1001/jama.285.18.2370
19. Lang R.M., Badano L.P., Mor-Avi V. et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2015; 28 (1): 1–39.e14. https://doi.org/10.1016/j.echo.2014.10.003
20. Korodi S., Toganel R., Benedek T. et al. Impact of inflammation-mediated myocardial fibrosis on the risk of recurrence after successful ablation of atrial fibrillation – the FIBRO-RISK study: Protocol for a non-randomized clinical trial. *Medicine (Baltimore).* 2019; 98 (9): e14504 https://doi.org/10.1097/MD.0000000000014504
21. McGann C., Akoum N., Patel A. et al. Atrial fibrillation ablation outcome is predicted by left atrial remodeling on MRI. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2014; 7: 23–30. https://doi.org/10.1161/CIRCEP.113.000689
22. Павлюкова Е.Н., Кужель Д.А., Матюшин Г.В. Функция левого предсердия: современные методы оценки и клиническое значение. *Рациональная фармакотерапия в кардиологии.* 2017; 13 (5): 675–683. https://doi.org/10.20996/1819-6446-2017-13-5-675-683
Pavlyukova E.N., Kuzhel D.A., Matyushin G.V. Left atrial function: modern assessment methods and clinical significance. *Rational Pharmacotherapy in Cardiology.* 2017; 13 (5): 675–683. https://doi.org/10.20996/1819-6446-2017-13-5-675-683 (In Russian)
23. Ревишвили А.Ш., Таймасова И.А., Артюхина Е.А., Малышенко Е.С., Новиков М.В., Стребкова Е.Д. Среднесрочные результаты торакоскопического и гибридного лечения фибрилляции предсердий. *Вестник аритмологии.* 2021; 28 (3): 5–12. https://doi.org/10.35336/VA-2021-3-5-12
Revishvili A.S., Taimasova I.A., Artyukhina E.A., Malishenko E.S., Novikov M.V., Strebkova E.D. Mid-term outcomes of thoracoscopic and hybrid therapy of atrial fibrillation. *Journal of Arrhythmology.* 2021; 28 (3): 5–12. https://doi.org/10.35336/VA-2021-3-5-12 (In Russian)
24. Neefs J., Wesselink R., van den Berg N.W.E. et al. Thoracoscopic surgical atrial fibrillation ablation in patients with an extremely enlarged left atrium. *J. Interv. Card. Electrophysiol.* 2021 Sep 16. https://doi.org/10.1007/s10840-021-01056-1
25. Кваша Б.И., Мустапаева З.В., Проничева И.В., Сергуладзе С.Ю., Темботова Ж.Х., Хажбиева С.М., Ханкишиева Ф.Р. Оценка параметров геометрического, функционального и механического ремоделирования левого предсердия после хирургического лечения изолированной фибрилляции предсердий. *Анналы аритмологии.* 2018; 15 (1):12–23. https://doi.org/10.15275/annaritmol.2018.1.2
Khazhbieva S.M., Tembotova Zh.Kh., Serguladze S.Yu., Pronicheva I.V., Kvasha B.I., Khankishieva F.R., Mustapaeva Z.V. Evaluation of geometric, functional and mechanical parameters of left atrium remodeling after surgical treatment of isolated atrial fibrillation. *Annaly aritmologii.* 2018; 15 (1): 12–23. https://doi.org/10.15275/annaritmol.2018.1.2 (In Russian)
26. Inciardi R.M., Giugliano R.P., Claggett B. et al. Left atrial structure and function and the risk of death or heart failure in atrial fibrillation. *Eur. J. Heart. Fail.* 2019; 21 (12): 1571–1579. https://doi.org/10.1002/ejhf.1606
27. Bouzas-Mosquera A., Broull n F.J., Ivarez-Garc a N. et al. Left atrial size and risk for all-cause mortality and ischemic stroke. *CMAJ.* 2011; 183 (10): E657–664. https://doi.org/10.1503/cmaj.091688
28. Han F.T., Kasirajan V., Kowalski M. et al. Results of a minimally invasive surgical pulmonary vein isolation and ganglionic plexi ablation for atrial fibrillation: single-center experience with 12-month follow-up. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2009; 2: 370–377. https://doi.org/10.1161/CIRCEP.109.854828
29. Jeevanantham V., Ntim W., Navaneethan S.D. et al. Meta-analysis of the effect of radiofrequency catheter ablation on left atrial size, volumes and function in patients with atrial fibrillation. *Am. J. Cardiol.* 2010; 105 (9): 1317–1326. https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2009.12.046
30. Krul S.P., Driessen A.H., Zwinderman A.H. et al. Navigating the mini-maze: systematic review of the first results and progress of minimally-invasive surgery in the treatment of atrial fibrillation. *Int. J. Cardiol.* 2013; 166: 132–140. https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2011.10.011
31. Lee S.H., Kim J.B., Cho W.C. et al. The influence of age on atrial fibrillation recurrence after the maze procedure in patients with giant left atrium. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2011; 141: 1015–1019. https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2010.08.036
32. Njoku A., Kannabhiran M., Arora R. et al. Left atrial volume predicts atrial fibrillation recurrence after radiofrequency ablation: a meta-analysis. *Europace.* 2018; 20: 33–42 https://doi.org/10.1093/europace/eux013
33. Kuppahally S.S., Akoum N., Burgon N.S. et al. Left atrial strain and strain rate in patients with paroxysmal and persistent atrial fibrillation: relationship to left atrial structural remodeling detected by delayed-enhancement MRI. *Circ. Cardiovasc. Imaging.* 2010; 3: 231–239. https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.109.865683
34. Alfuhied A., Kanagala P., McCann G.P., Singh A. Multimodality assessment and role of left atrial function as an imaging biomarker in cardiovascular disease. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2021; 37 (11): 3355–3369. https://doi.org/10.1007/s10554-021-02316-x
35. Castella M., Pereda D., Mestres C.A. et al. Thoracoscopic pulmonary vein isolation in patients with atrial fibrillation and failed percutaneous ablation. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2010; 140: 633–638. https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2009.11.009

Contact*: Elizaveta D. Strebkova – phone: +7-919-273-67-77. E-mail: elizabeth.strebkova@yandex.ru

Amiran Sh. Revishvili – Academician of the Russian Academy of Science, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Director of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery, Moscow. https://orcid.org/0000-0003-1791-9163

Madina Kadirova – Cand. of Sci. (Med.), Head of the Department of Ultrasound diagnostics of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-8231-6866

Vadim A. Popov – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Cardiovascular Surgery of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0003-1395-2951

Egor S. Malishenko – Research Officer, cardiovascular surgery of the Department of Cardiac Surgery of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-1572-3178

Grygory G. Karmazanovsky – Academician of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Radiology Department of Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery; Professor of the Chair of Radiology, Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow. http://orcid.org/0000-0002-9357-0998. E-mail: karmazanovsky@ixv.ru

Elizaveta D. Strebkova – postgraduate student in cardiovascular surgery of Russian Medical Academy of Continuous Professional Education of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-5837-7255

Vadim S. Shirokov – radiologist of the Department of Radiology and Magnetic Resonance Research of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-7683-3672

Maxim A. Novikov – cardiovascular surgery of the Department of Cardiac Surgery of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-9160-6531

Eugenia V. Yalova – resident in ultrasound diagnostics of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-9409-5164

Irina A. Taimasova – cardiovascular surgery of Arrhythmological Center of A.V. Vishnevsky National Medical Research Center of Surgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-9280-9063

Для корреспонденции*: Стребкова Елизавета Дмитриевна – тел.: +7-919-273-67-77. E-mail: elizabeth.strebkova@yandex.ru

Ревишвили Амиран Шотаевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, директор ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0003-1791-9163

Кадырова Мадина – канд. мед. наук, заведующая отделением ультразвуковой диагностики ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0001-8231-6866

Попов Вадим Анатольевич – доктор мед. наук, профессор, руководитель отдела сердечно-сосудистой хирургии ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0003-1395-2951

Малышенко Егор Сергеевич – научный сотрудник отделения кардиохирургии ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-1572-3178

Кармазановский Григорий Григорьевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заведующий отделом рентгенологии и магнитно-резонансных исследований ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-9357-0998

Стребкова Елизавета Дмитриевна – аспирант по специальности “сердечно-сосудистая хирургия” ФГБОУ ДПО “Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0001-5837-7255

Широков Вадим Сергеевич – врач-рентгенолог отделения рентгенологии и магнитно-резонансных исследований ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0001-7683-3672

Новиков Максим Андреевич – врач сердечно-сосудистый хирург отделения кардиохиргии ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0001-9160-6531

Ялова Евгения Владиславовна – ординатор по специальности “ультразвуковая диагностика” ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-9409-5164

Таймасова Ирина Азатовна – врач сердечно-сосудистый хирург аритмологического центра ФГБУ “НМИЦ хирургии им. А.В. Вишневского” Минздрава России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-9280-9063

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-957

Сравнение эхокардиографического и катетерного методов в диагностике тяжелого стеноза аортального клапана

© **Базылев В.В., Бабуков Р.М.*, Бартош Ф.Л., Лёвина А.В.**

ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза; 440071 Пенза, ул. Стасова, 6, Российская Федерация

Цель исследования. 1. Оценить согласованность измерений, проведенных методом эхокардиографии, с данными катетеризации при тяжелом стенозе аорты.

2. Оценить, улучшается ли согласованность между методами после коррекции показателей на коэффициент восстановления давления.

3. Выявить факторы, влияющие на согласованность данных эхокардиографии и катетеризации.

Материал и методы. Проспективно были собраны данные 70 пациентов (из них 38 женщин), средний возраст 72 ± 6 лет, которым перед транскатетерной имплантацией аортального клапана (апикальным доступом) проводили катетеризацию сердца с одномоментным эхосканированием показателей, необходимых для оценки тяжести стеноза аортального клапана.

Критерии включения в исследование: изолированный стеноз аортального клапана с эхокардиографическими характеристиками, соответствующими тяжелому стенозу: эффективная площадь отверстия аортального клапана (EOA) <1 см^2, максимальный градиент на аортальном клапане (G_{max}) ⩾64 мм рт.ст., средний градиент на аортальном клапане (G_{mean}) ⩾40 мм рт.ст.

Критерии исключения: пациенты с индексируемым ударным объемом ЛЖ к площади поверхности тела <35 мл/м^2, сниженной фракцией выброса <50%, пациенты с сочетанной нетривиальной регургитацией на аортальном и митральном клапанах и пациенты с сочетанным значимым стенозом митрального клапана, ускоренным кровотоком в выносящем тракте левого желудочка (выше 1,1 м/с) и постоянной формой фибрилляции предсердий.

Результаты. Метод линейной регрессии продемонстрировал слабую корреляционную связь между показателями G_{max} (допплер) и ΔP_{mean}, r = 0,48, p = 0,001. Отмечались высокие значения средней разницы (СР) между двумя методами при сравнении Бленда–Альтмана (СР = 19 ± 17 мм рт.ст.) и низкие значения внутриклассовой корреляции (ICC = 0,34). После корректировки показателей G_{max} (допплер) на коэффициент восстановления давления значительно улучшилась корреляционная связь между методами, r = 0,84, p ⩽ 0,001, отмечалось снижение показателей средней разницы между двумя методами (СР = 3,15 ± 12 мм рт.ст.) с высокодостоверными значениями внутриклассовой корреляции (ICC = 0,89).

Аналогично низкая корреляционная связь с высокими значениями средней разницы наблюдалась и при сравнении EOA (допплер) и EOA (катетеризация), r = 0,55, p = 0,01, СР = 0,21 ± 0,15 см^2, ICC = 0,53, с улучшением согласованности между методами после корректировки на коэффициент восстановления давления, r = 0,9, p ⩽ 0,001, СР = 0,04 ± 0,08 см^2, ICC = 0,92.

Сравнение показателей G_{mean} (допплер) с катетерным ΔP_{mean} продемонстрировало высокую корреляционную связь между методами, r = 0,7, p ⩽ 0,001, отмечались относительно низкие показатели средней разницы между двумя методами (СР = 7,2 ± 22 мм рт.ст) и значимая внутриклассовая корреляция (ICC = 0,72).

Методом анализа множественной регрессии выявлено, что диаметр синотобулярного соединения является значимым фактором, оказывающим влияние на согласованость данных эхокардиографии и катетеризации OR 1,2 (95%ДИ 0,09; 2,9).

Выводы

1. Показатели максимального допплеровского градиента (G_{max}) и площадь эффективного отверстия (EOA) имеют низкую согласованностью и слабую корреляционную связь с данными катетеризации, в отличие от показателей среднего допплеровского градиента (G_{mean}), которые имеют высокую согласованность с данными катетеризации.

2. После коррекции на коэффициент восстановления давления значительно улучшается согласованность между показателями G_{max} и EOA с данными катетеризации.

3. Диаметр синотобулярного соединения является значимым фактором, влияющим на согласованность данных эхокардиографии и катетеризации, который необходимо учитывать при оценке тяжести стеноза аорты.

Ключевые слова: феномен восстановления давления, коэффициент потери энергии, средний трансаортальный градиент, катетеризация левых камер сердца

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Базылев В.В., Бабуков Р.М., Бартош Ф.Л., Лёвина А.В. Сравнение эхокардиографического и катетерного методов в диагностике тяжелого стеноза аортального клапана. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 34–45. https://doi.org/10.24835/1607-0763-957

Поступила в редакцию: 08.11.2020. **Принята к печати:** 11.07.2022. **Опубликована online: 0**9.08.2022.

Comparison of echocardiographic and catheter methods in the diagnosis of severe aortic valve stenosis

© Vladlen V. Bazylev, Fedor L. Bartosh*, Ruslan M. Babukov, Alena V. Levina

Federal Centre for Cardiovascular Surgery, Penza; 6, Stasova str., Penza 440071, Russian Federation

Purpose. 1. Assess the consistency of echocardiographic measurements with catheterization data in severe aortic stenosis.

2. Assess if inter-method consistency improves after adjusting scores for the pressure recovery factor.

3. To identify factors affecting the consistency of echocardiography and catheterization data.

Materials and methods. Prospectively, 70 patients (mean age 72 ± 6 years, 38 females) have been included. All patient underwentcardiac catheterization with single-meter echoscanning of the parameters necessary to assess the severity of aortic valve stenosis before transcatheter aortic valve implantation. Inclusion criteria were isolated aortic stenosis (EOA <1 cm2, Gmax ⩾64 mm Hg, Gmean ⩾40 mm Hg. Exclusion criteria were LV stroke volume index <35 ml/m^2 and a reduced EF <50%, concomitant nontrivial regurgitation of the aortic and mitral valves.

Result. The linear regression method showed a weak correlation between the G_{max} (Doppler) and ΔP_{mean} indices, r = 0.48, p = 0.001. Revealed high values of the average difference between the two methods in comparison with the Blent–Altman (SR 19 ± 17 mm Hg.) and low intraclasscorrelation values (ICC = 0.34). After adjusting the Gmax (Doppler) indices for the pressure recovery factor, the correlation between the methods r = 0.84, p ⩽ 0.001, significantly improved. There was a decrease in the mean indices, the difference between the two HR methods was (3.15 ± 12 mm Hg.) with highly significant intraclasscorrelation values (ICC = 0.89). Similarly, a low correlation with high values of the average difference was observed when comparing EOA (Doppler) and EOA (catheterization) r = 0.55, p = 0.01, SR 0.21 ± 0.15 cm^2, ICC = 0.53. With an improvement in the correlation between the methods after adjustment for the pressure recovery coefficient, r = 0.9, p ⩽ 0.001, CP = 0.04 ± 0.08 cm^2, ICC = 0.92. Comparison of Gmean (Doppler) indices with catheter ΔPmean has showed a high correlation between the methods, r = 0.7, p ⩽ 0.001, there were relatively low indices of the average difference between the two methods of HR = 7.2 ± 22 mm Hg and a significant intraclass correlation (ICC = 0.72). The method of analysis of multiple regression revealed that the diameter of the sinotubular ridge was a significant factor affecting the correlation between echocardiography and catheterization data, OR 1.2 (CI 0.09; 2.9).

Conclusions

1. The maximum Doppler gradient (G_{max}) and the effective orifice area (EOA) have low consistency and weak correlation with catheterization data, in contrast to the average Doppler gradient (G_{mean}) which have a high consistency with catheterization data.

2. After correcting for pressure recovery factor, there is a significant improvement in the consistency between G_{max} and EOA with catheterization data.

3. The diameter of the sinotubular junction is a significant factor influencing the consistency of echocardiography and catheterization data, which must be taken into account when assessing the severity of aortic stenosis.

Keywords: the phenomenon of pressure recovery, energy loss coefficient, mean transaortic gradient, catheterization of the left chambers

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Bazylev V.V., Babukov R.M., Bartosh F.L., Levina A.V. Comparison of echocardiographic and catheter methods in the diagnosis of severe aortic valve stenosis. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 34–45. https://doi.org/10.24835/1607-0763-957

Received: 08.11.2020. **Accepted for publication:** 11.07.2022. **Published online: 0**9.08.2022.

Введение

Метод катетеризации, исторически считавшийся “золотым стандартом” в оценке тяжести стеноза аортального клапана (АК), в настоящее время заменен на метод эхокардиографии. В настоящий момент текущие рекомендации по заболеваниям клапанов сердца не рекомендуют рутинные измерения гемодинамики клапанов методом катетеризации перед заменой АК, если нет расхождений между неинвазивными данными и клинической картиной [1–3]. Такой подход во многом основан на данных исследований 30-летней давности, которые продемонстрировали превосходную корреляцию в оценке тяжести клапанного стеноза аорты между эхокардиографическими и инвазивными методами [4–8]. Однако в более поздних исследованиях была отмечена плохая корреляционная связь между эхокардиографическими показателями и данными катетеризации [9–17]. В ряде исследований было показано, что основной причиной плохой согласованности между методами может быть феномен восстановления давления, когда при прохождении потока через стенозированный клапан при узкой аорте часть кинетической энергии преобразуется обратно в потенциальную, тем самым завышая градиент давления, полученный методом допплера. Метод же катетеризации измеряет гемодинамические показатели на несколько сантиметров выше клапана (3–5 см) и тем самым не подвергается воздействию данного феномена. Для коррекции вычислительных ошибок, связанных с этим феноменом, H. Baumgartner и D. Garcia и соавт. разработали уравнение с поправкой на коэффициент восстановления градиента давления [18, 19]. Впоследствии ряд исследований продемонстрировал, что при коррекции на феномен восстановления давления по предложенной формуле отмечалось значительное улучшение в согласованности методов [20–22].

Однако на данный момент до сих пор ведутся споры по данному вопросу, так как большинство сравнительных исследований подверглось критике экспертов за неоптимальные методы измерения катетеризации, такие как проведенный в момент измерения через клапан катетер, из-за которого возможна потеря площади поперечного сечения, а также использование обратного катетера, а не одновременное измерение давления в левом желудочке (ЛЖ) и аорте [23, 24]. Кроме того, в большинстве из представленных исследований не проводили одномоментных измерений двумя методами, а сравнение эхокардиографических показателей было сделано исключительно с показателями пикового градиента катетеризации, значения которого на сегодняшний день считаются неточными. Также при проведении эхокардиографических исследований могли присутствовать потенциальные технические проблемы: невозможность подбора оптимальной точки для оценки допплеровских градиентов на АК, ошибки в измерении точной площади выносящего тракта левого желудочка (ВТЛЖ), погрешности в измерениях, связанные с феноменом восстановления давления и т.д. [25]. Конечно же, любая из перечисленных погрешностей в существующих исследованиях могла спровоцировать ошибки в измерениях и привести к неправильным выводам. Учитывая недостаточную ясность в текущем вопросе и критику предыдущих исследований, мы решили провести исследование с одновременным измерением давления по обе стороны от клапана аорты и с регистрацией трансаортальных градиентов давления эхокардиографическим методом.

Цель исследования

1. Оценить согласованность измерений, проведенных методом эхокардиографии, с данными катетеризации при тяжелом стенозе аорты.

2. Оценить, улучшается ли согласованность между методами после коррекции показателей на коэффициент восстановления давления.

3. Выявить факторы, влияющие на согласованность данных эхокардиографии и катетеризации.

Материал и методы

Проспективно были собраны данные 70 пациентов (из них 38 женщин), средний возраст 72 ± ± 6 лет, которым перед транскатетерной имплантацией АК (апикальным доступом) проводили катетеризацию сердца с одномоментным эхосканированием показателей, необходимых для оценки тяжести стеноза АК.

Критерии включения в исследование: изолированный стеноз АК с эхокардиографическими характеристиками, соответствующими тяжелому стенозу: эффективная площадь отверстия АК (EOA) <1 см^2, максимальный градиент на АК (G_{max}) ⩾64 мм рт.ст., средний градиент на АК (G_{mean}) ⩾40 мм рт.ст.

Критерии исключения: пациенты с индексируемым ударным объемом ЛЖ к площади поверхности тела <35 мл/м^2, сниженной фракцией выброса <50%, пациенты с сочетанной нетривиальной регургитацией на аортальном и митральном клапанах и пациенты с сочетанным значимым стенозом митрального клапана, ускоренным кровотоком в ВТЛЖ (выше 1,1 м/с) и постоянной формой фибрилляции предсердий.

Эхокардиография. Всем пациентам проводили чреспищеводную эхокардиографию (ЧП ЭхоКГ) с использованием ультразвуковых аппаратов (Philips EPIQ7 US). Эхокардиографические измерения проводили в соответствии с рекомендациями Американского и Европейского обществ эхокардиографии [1]. Конечно-диастолический объем ЛЖ (КДОлж), конечно-систолический объем ЛЖ (КСОлж) и фракция выброса (ФВлж) вычислялись по методу Симпсона методом Biplane. Максимальный трансаортальный градиент (G_{max}) и средний трансаортальный градиент (G_{mean}) были получены из интегралов линейной скорости кровотока в соответствии с уравнением Бернулли. Измерение проводилось ЧП ЭхоКГ непрерывным волновым допплером на уровне АК в пятикамерной проекции. Ударный объем ЛЖ измеряли с помощью импульсного допплера в ВТЛЖ и индексировали на площадь поверхности тела. Эхокардиографические измерения гемодинамических показателей на АК проводили одномоментно с катетеризацией левых отделов сердца.

Расчет площади эффективного отверстия АК (EOA) проводили с помощью уравнения непрерывности, придерживаясь всех условий для точного расчета по следующей формуле:

$$EOA = SV/VTI,$$

где SV – ударный объем ЛЖ, VTI – интеграл линейной скорости на АК.

Расчет площади эффективного отверстия с поправкой на коэффициент восстановления давления, именуемый коэффициентом потери энергии (ELCO), проводили по формуле, предложенной D. Garcia и соавт. [19]:

$$ELCO = (EOA \times AOA) / (AOA–EOA),$$

где EOA – площадь эффективного отверстия АК, вычисленная по уравнению непрерывности, AOA – площадь поперечного сечения аорты на уровне синотубулярного гребня.

Расчет AOA проводили по формуле:

$$AOA = \pi \times \text{диаметр синотубулярного гребня } /2^2.$$

Расчет коэффицента восстановленного давления (PR) проводили по формуле, предложенной H. Baumgartner и соавт. [18]:

$$PR = 4V^2cw \times (2 \times EOA/AOA) \times (1 – EOA/AOA),$$

где V – максимальная скорость на АК.

Далее проводили вычисление корригированных трансаортальных градиентов (PRG_{max}) по формуле:

$$PRG_{max} = G_{max} – PR,$$

где G_{max} – максимальный трансаортальный градиент, PRG_{max} – коэффициент восстановленного давления.

Для большей достоверности в расчетах в исследование были включены данные диаметра аорты, измеренные при помощи компьютерной томографии. Площадь поперечного сечения аорты вычислялась вручную по вышепредставленной формуле.

Катетеризация сердца. Катетеризация левых отделов сердца проводилась всем пациентам под общей анестезией при выполнении транскатетерной замены АК через апикальный доступ. Измерение гемодинамических показателей АК проводили одновременно двумя однопросветными катетерами, расположенными в ВТЛЖ и в проксимальном отделе восходящей аорты и заполненными жидкостью типа Pig Tail (размеры – 5 F). Катетер в левом желудочке был доставлен в ВТЛЖ через верхушку ЛЖ, второй был проведен в восходящий отдел аорты (примерно на 3–5 см выше АК) через бедренный доступ. Перед выполнением катетеризации была проведена калибровка и подтверждено одинаковое давление в просветах обоих катетеров. При проведении катетеризации вычислялись значения Peak to Peak и показатели среднего градиента катетеризации ΔP_{mean}. Однако в расчеты брали значение показателя среднего давления ΔP_{mean}, который вычисляется как генерация средних значений пиковых градиентов за время сердечного выброса и на сегодняшний день считается наиболее достоверным среди показателей значимости стеноза АК. Площадь АК рассчитывалась с использованием уравнения Горлина [26]:

$$\text{Ao Valve Area (см}^2) = \frac{\text{СВ (л/мин)}}{\sqrt{\text{средний градиент (мм рт.ст.)}}}$$

Статистика. База данных составлялась в виде электронных таблиц в программе Microsoft Office Excel 2007. Обработка данных производилась в демоверсии SPSS Statistics. Результаты представлены в виде M ± SD, где M – среднее значение, SD – стандартное отклонение. Значимость различий между количественными признаками определялась при помощи t-критерия Стьюдента. Статистически значимыми считали различия при уровне $p \leqslant 0{,}05$. Корреляция между измерениями эхокардиграфией и катетеризацией оценивалась с помощью метода линейной регрессии с оценкой корреляции Пирсона (r) и дисперсионного компонентного анализа. Оценка согласованности этих измерений проводилась методом Бланда–Альтмана с построением диаграмм и вычислением среднего различия между методами (СР) и оцен-

кой абсолютной внутриклассовой корреляции (ICC). Для выявления значимых предикторов, уменьшающих согласованность методов, применяли метод множественной логистической регрессии. В качестве зависимых переменных были взяты показатели, характеризующие значимость при однофакторном регрессионном анализе (размер синусов Вальсальвы, синотубулярного соединения, восходящего отдела аорты).

Результаты

Средние значения показателей, полученных при эхокардиографии, составили: G_{max} (допплер) 78 ± 20,7 мм рт.ст., G_{mean} (допплер) 47 ± 17 мм рт.ст., ЕОА 0,75 ± 0,17 см^2. PRG_{max} (допплер) 59,4 ± 19 мм рт.ст., ELCO 0,91 ± 0,2 см^2.

Средние значения показателей, вычисленных при катетеризации, составили: ΔP_{mean} 57 ± 24 мм рт.ст., ЕОА (катетеризация) 0,96 ± 0,22 см^2 (см. таблицу).

Таблица. Клинико-морфологические характеристики пациентов
Table. Clinical and morphological characteristics of patients

Показатели / Parameters	**n = 70**
Возраст, годы / Age, years	72 ± 6
ИМТ, кг/м^2 / BMI, kg/m^2	31 ± 6
ППТ / BSA	1,86 ± 0,2
Сахарный диабет / Diabetes	10 (21%)
Артериальная гипертензия / Arterial hypertension	46 (100%)
Мультифокальный атеросклероз / Multifocal atherosclerosis	30 (65%)
Нарушение функции почек / Impaired kidney function	12 (26%)
ХОБЛ / COPD	15 (32%)
Пароксизмальная фибрилляция предсердий / Paroxysmal atrial fibrillation	30 (65%)
ФК2 (NYHA) / FC 2 (NYHA)	17 (37%)
ФК3 (NYHA) / FC 3 (NYHA)	29 (63%)
Шкала риска Euro SCORE / Euro SCORE	9,1 ± 5,0
Эхокардиографические показатели / Echocardiographic parameters	
КДО, мл / EDV, ml	108 ± 24
ФВ ЛЖ, % / EF LV, %	61 ± 9
иУОлж, мл/м^2 / i SV LV, ml/ m^2	36 ± 4
GLS лж, % / GLS LV, %	13 ± 4
Индекс масса ЛЖ, г/м^2 / LV mass index,g/ m^2	170 ± 42
G_{max}, мм рт.ст. / G_{max}, mm Hg	78 ± 20,7
PR G_{max}, мм рт.ст. / PR G_{max}, mm Hg	59 ± 19
G_{mean}, мм рт.ст. / G_{mean}, mm Hg	47 ± 17
ЕОА, вычисленный методом допплер, см^2 / EOA, calculated by the Doppler method, cm^2	0,75 ± 0,17
ЕОА, вычисленный методом катетеризация, см^2 / EOA, calculated by the catheterization method, cm^2	0,96 ± 0,22
ELCO, см^2 / ELCO, cm^2	0,91 ± 0,2
ΔP_{mean} катетеризация, мм рт.ст. / ΔP_{mean} catheterization, mmHg	57 ± 24
Размер синусов Вальсальвы, мм / Size of the sinuses of Valsalva, mm	32 ± 4
Размер восходящего отдела аорты, мм / Size of the ascending aorta, mm	35 ± 5
Размер синотубулярного гребня, мм / Size sinotubular junction , mm	25,6 ± 6
AT / AT	117 ± 20
DVI (безразмерный индекс) / DVI	0,20 ± 0,06

Примечание. BSA – площадь поверхности тела, BMI – индекс массы тела ЛЖ, КДО – конечный диастолический объем ЛЖ, $ФВ_{лж}$ – фракция выброса ЛЖ, иУОлж – индекс ударного объема ЛЖ, $GLS_{лж}$ – глобальная продольная деформация ЛЖ, G_{max} – максимальный трансаортальный градиент, G_{mean} – средний трансаортальный градиент давления, PR G_{max} (допплер) – максимальный трансаортальный градиент, скорректированный на коэффициент восстановления давления, ЕОА – площадь эффективного отверстия АК, вычисленная методом допплера, ELCO – площадь эффективного отверстия АК, вычисленная методом допплера с коррецией на коэффициент восстановления давления, AT – время ускорения (время максимального раскрытия створок), DVI – безразмерный индекс, ΔP_{mean} – средний градиент, вычисленный при катетеризации.

Note. BSA – body surface area, BMI – body mass index, EDV – end diastolic volume LV, EFLV – ejection fraction iSV LV – stroke volume index LV, GLS_{LV} – lobal longitudinal deformation of the LV, G_{max} – maximum transaortic gradient, G_{mean} – mean transaortic pressure gradient, PRG_{max} (doppler) – is the maximum transaortic gradient corrected for the pressure recovery factor, EOA – aortic valve effective orifice area calculated by Doppler, ELCO – aortic valve effective orifice area, computed by Doppler corrected for pressure recovery factor, AT – acceleration time (time of maximum leaf opening), DVI – dimensionless index, ΔP_{mean} – mean transaortic gradient calculated during catheterization.

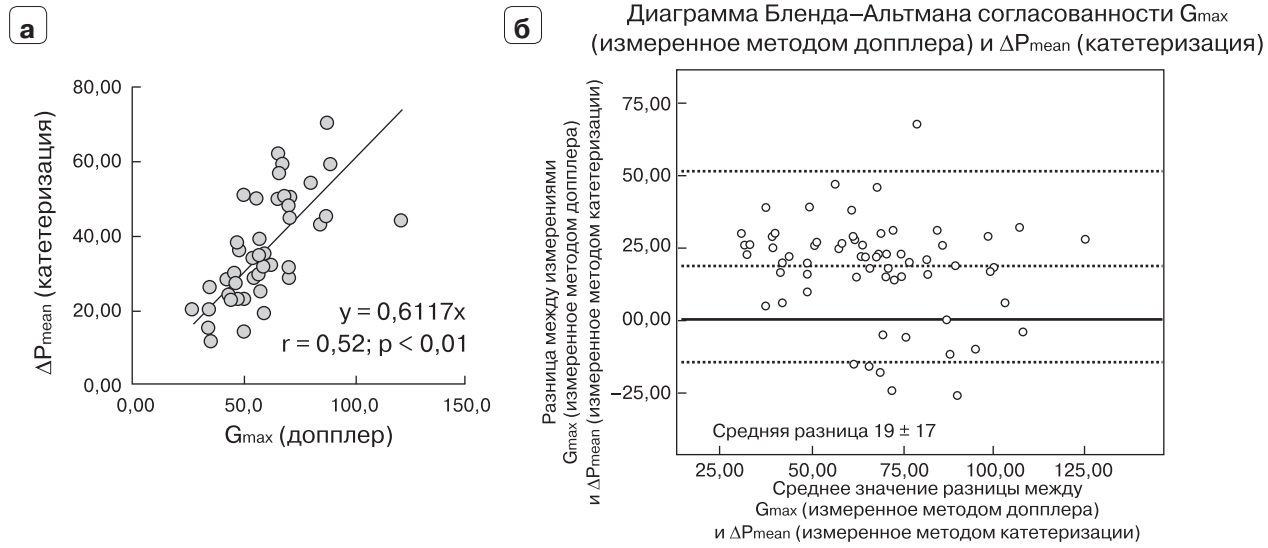


Рис. 1. График линейной регрессии и диаграмма Бленда–Альтмана сравнения показателей ΔP_{mean} и G_{max}.
Fig. 1. Linear regression plot and Blend–Altman diagram for comparison of ΔP_{mean} and G_{max}.

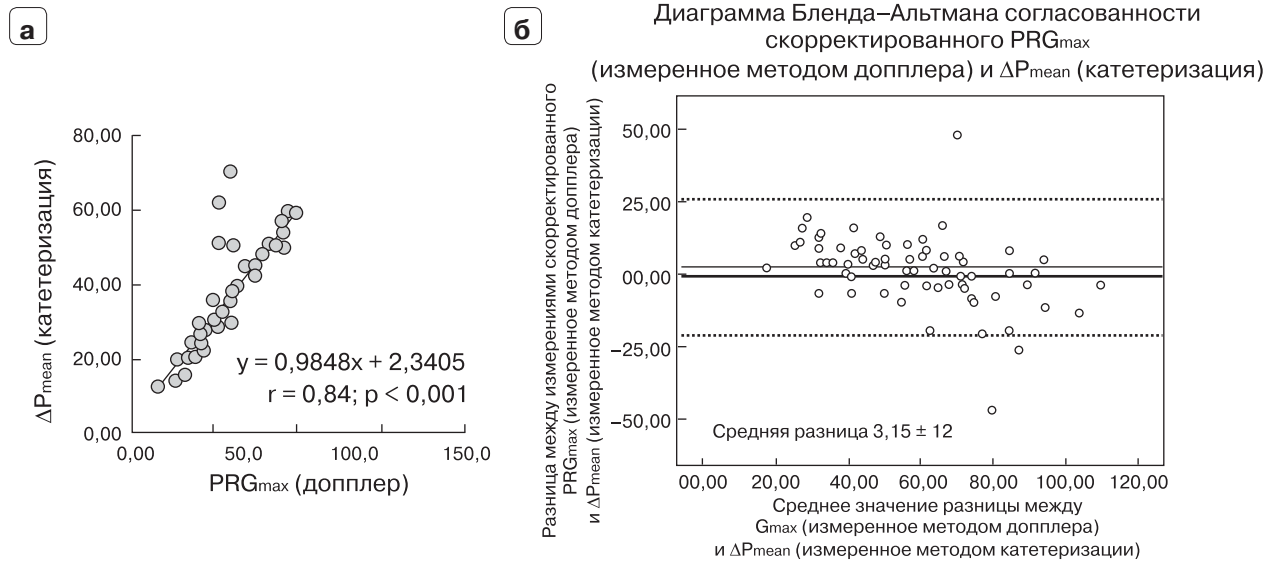


Рис. 2. График линейной регрессии и диаграмма Бленда–Альтмана сравнения показателей ΔP_{mean} и скорректированного PRG_{max}.
Fig. 2. Linear regression plot and Blend–Altman diagram comparing ΔP_{mean} and corrected PRG_{max}.

Метод линейной регрессии продемонстрировал слабую корреляционную связь между показателями G_{max} (допплер) и ΔP_{mean}, r = 0,48, p = 0,001, отмечались высокие значения средней разницы между двумя методами в сравнении Бленда–Альтмана (СР = 19 ± 17 мм рт.ст.) и низкие значения внутриклассовой корреляции (ICC = 0,34) (рис. 1). После корректировки показателей G_{max} (допплер) на коэффициент восстановления давления значительно улучшилась корреляционная связь между методами, r = 0,84, p ⩽ 0,001, отмечалось снижение показателей средней разницы между методами (СР = 3,15 ± 12 мм рт.ст.) с высокодостоверными значениями внутриклассовой корреляции (ICC = 0,89) (рис. 2).

Аналогично низкая корреляционная связь с высокими значениями СР наблюдалась при сравнении ЕОА (допплер) и ЕОА (катетеризация), r = 0,55,

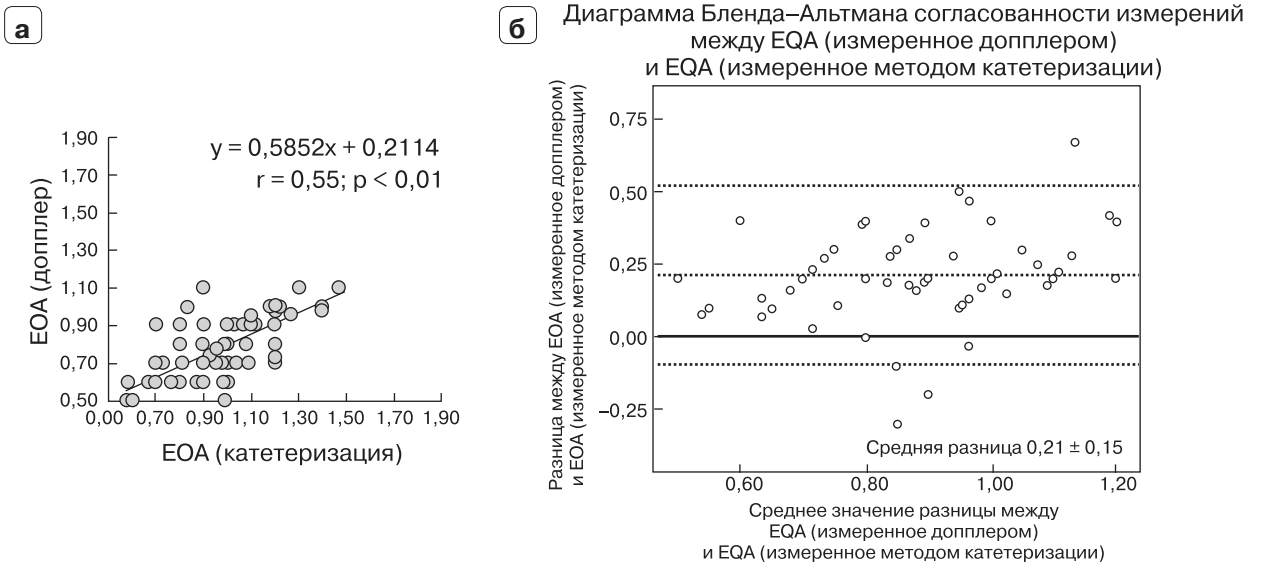


Рис. 3. График линейной регрессии и диаграмма Бленда–Альтмана сравнения показателей EOA (методом допплера) и EOA (методом катетеризации).

Fig. 3. Linear regression plot and Blend–Altman diagram comparing EOA (Doppler) and EOA (catheterization).

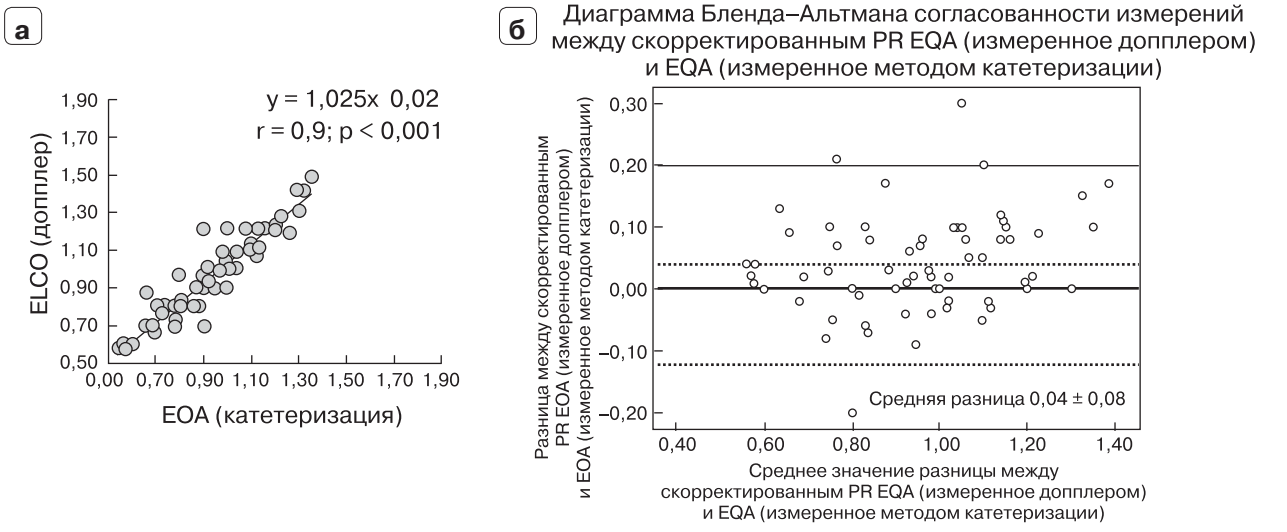


Рис. 4. График линейной регрессии и диаграмма Бленда–Альтмана сравнения показателей ELCO (методом допплера) и EOA (методом катетеризации).

Fig. 4. Linear Regression Plot and Bland–Altman diagram Comparison of ELCO (Doppler) and EOA (Catheterization).

p = 0,01, СР = 0,21 ± 0,15 см², ICC = 0,53 (рис. 3). С улучшением согласованности между методами после корректировки на коэффициент восстановления давления r = 0,9, p ⩽ 0,001, СР = 0,04 ± 0,08 см², ICC = 0,92 (рис. 4).

Сравнение показателей G_{mean} (допплер) с катетерным ΔP_{mean} продемонстрировал высокую корреляционную связь между методами, r = 0,7, p ⩽ 0,001, отмечались относительно низкие показатели СР между двумя методами (СР = 7,2 ± ± 22 мм рт.ст.) и значимая внутриклассовая корреляция (ICC = 0,72) (рис. 5).

Методом анализа множественной регрессии выявлено, что диаметр синотубулярного соеди-

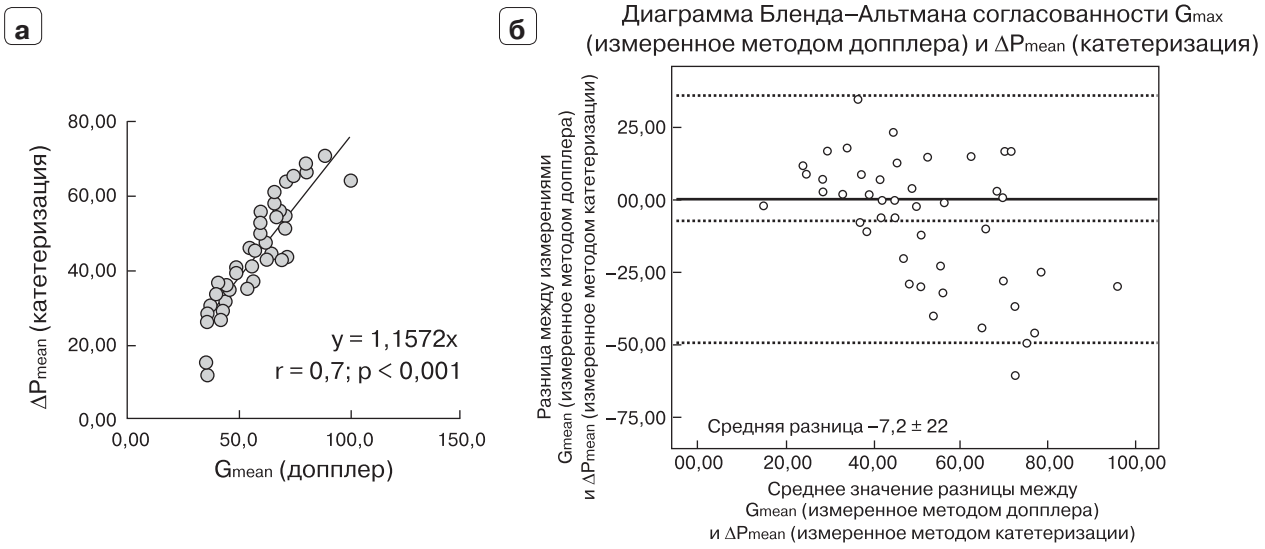


Рис. 5. График линейной регрессии и диаграмма Бленда–Альтмана сравнения показателей ΔP_{mean} и G_{mean}.
Fig. 5. Linear Regression Plot and Blend–Altman diagram Comparison of ΔP_{mean} and G_{mean}.

нения является значимым фактором, оказывающим влияние на согласованность данных эхокардиографии и катетеризации, OR 1,2 (95%ДИ 0,09; 2,9), p = 0,02.

Обсуждение

Современные рекомендации по определению и ведению пациентов с тяжелым стенозом АК во многом основаны на данных, полученных при катетерных измерениях, а также на клинических исходах, связанных с этими измерениями [1–3]. После ряда сравнительных исследований с хорошей корреляцией между двумя методами значения тяжести стеноза, что были получены ранее при катетеризации, были экстраполированы на метод эхокардиографии [4–8]. Однако в более поздних исследованиях была отмечена плохая корреляционная связь между данными эхокардиографии и катетеризации. По данным некоторых из этих исследований методом катетеризации удалось реклассифицировать тяжесть аортального стеноза от 20 до 40% пациентов [9–17].

Такое разногласие в методах измерения могло привести к необоснованному оперативному вмешательству или, наоборот, к позднему оказанию хирургической помощи и дискриминировать метод эхокардиографии. Позднее на основе законов гидромеханики было доказано, что основной причиной такого разногласия между методами может являться феномен восстановления давления, возникающий из-за узкой аорты [18, 19]. В одном из крупных исследований P. Gjertsson и соавт. было доказано, что наибольшие расхождения между данными допплера и катетеризации наблюдаются у пациентов с аортами меньших размеров в синотубулярном соединении (диаметр ⩽30 мм) [27]. В нашем исследовании методом множественной логистической регрессии также было подтверждено, что диаметр синотубулярного гребня является значимым фактором, влияющим на согласность данных эхокардиографии и катетеризации у пациентов Normal Flow High Gradient.

Согласно современным представлениям гидромеханики, конвергенция потока через стенозированый клапан к самой узкой части, называемой веной контрактой (VC), в дальнейшем преобразует потенциальную энергию в кинетическую, что приводит к снижению давления в контрактной вене. Однако при узкой аорте возможно обратное преобразование части кинетической энергии в потенциальную с восстановлением части давления, потерянного при прохождении потока из ВТЛЖ в VC. Поскольку методы на основе допплера оценивают показатели в области VC, за счет феномена восстановления давления градиенты давления могут быть завышены, а значения площади отверстия EOA (допплер) могут быть ниже истиной площади отверстия. Метод же катетеризации измеряет гемодинамические показатели на несколько сантиметров выше зоны преобразования энергии (VC), соответственно, полученные гемодинамические показатели (трансаортальных градиентов давления и площади отверстия EOA) не будут подвержены влиянию феномена восстановления давления и будут близки к истинным значениям. Степень восстановления давления определяется

соотношением между эффективной площадью отверстия клапана и площадью поперечного сечения восходящей аорты (в области синотубулярного гребня). Соответственно, величина коэффициента восстановления давления (PR) увеличивается по мере возрастания отношения площади поперечного сечения восходящей аорты (АОА) к площади эффективного отверстия АК (EOA). В нескольких исследованиях было доказано, что допплеровские и катетерные измерения площади АК могут варьироваться до 50% в зависимости от размера аорты и тяжести аортального стеноза [28, 29]. На основе концепций гидромеханики и феномена восстановления давления H. Baumgartner и соавт. разработали уравнение для расчета погрешности в измерениях трансаортальных градиентов при узкой аорте [18]. Несколько позже D. Garcia и соавт. разработали уравнение для коррекции феномена восстановления давления при расчете EOA, измеренного допплерографически. Эту площадь скорректированного отверстия назвали "коэффициентом потери энергии" ELCO [19, 30]. Впоследствии было показано, что ELCO и скорректированные показатели трансаортальных градиентов лучше коррелируют с инвазивными измерениями, а также являются клиническими маркерами тяжести заболевания у пациентов с аортальным стенозом [20–22, 31–36].

Несмотря на доказательную базу, до сих пор ведутся споры по данному вопросу, так как большинство сравнительных исследований подверглось значительной критике экспертов из-за причин, описанных выше, во введении. Наше исследование отличалось от предыдущих тем, что пациенты, включенные в него, подвергались одновременному измерению давления с ЛЖ и аорты, не пересекая при этом клапан аорты. Кроме того, в отличие от многих предыдущих исследований, мы проводили одномоментное измерение гемодинамических показателей двумя методами с учетом феномена восстановления давления. Это позволило нам избежать большинства потенциальных серьезных ограничений, которые были ранее. В нашем исследовании мы сравнивали только показатели среднего давления катетеризации (ΔP_{mean}), так как, согласно современным представлениям, значение показателя от Peak to Peak не совсем достоверно отображает тяжесть стеноза АК. По результатам нашего исследования показатели G_{max} (допплер) и EOA (допплер) имеют плохую согласованность с данными катетеризации, что можно объяснить значимым влиянием феномена восстановления давления, так как около 60% осмотренных пациентов имели узкий синотубулярный гребень менее 30 мм (с разбросом диаметра от 22 до 33 мм). Наше предположение подтверждает тот факт, что после корректировки эхокардиографических показателей G_{max} и EOA на феномен восстановления давления отмечалось значительное улучшение их согласованности с данными катетеризации. Хотя может показаться, что абсолютные различия в значения EOA между двумя методами не очень велики (средняя разница между методами 0,2 см^2), хотелось бы подчеркнуть, что в этом измерении они все равно могут привести к очень разным стратегиям лечения. Например, значение EOA 0,9 см^2, согласно современным рекомендациям, требует оперативного лечения, тогда как при значении EOA более 1 см^2 возможна выжидательная тактика [2, 3]. В нашем исследовании после коррекции EOA на коэффициент восстановления давления нам удалось рекласcифицировать тяжесть стеноза у 22% пациентов с тяжелого на умеренный, практически у каждого четвертого пациента расчетные эхокардиографические параметры завышали значения степени тяжести стеноза АК. Различия между методами на 0,2 см^2 были выявлены у 19% пациентов и на 0,3–0,4 см^2 – у 3% пациентов. Разница между некоторыми сравнениями G_{max} (допплер) с градиентом катетеризации ΔP_{mean} превышала 30%. Интересно отметить, что показатели среднего градиента по допплеру G_{mean} (допплер) без поправки на феномен восстановления давления оказались более согласованными с показателями катетеризации в отличие от максимального градиента G_{max} (допплер). Во многом это объяснимо тем, что допплеровский средний градиент генерируется как среднее значение мгновенных градиентов во время сердечного выброса и тем самым, возможно, менее подвержен воздействию феномена востановления давления. Считается, что средний трансаортальный градиент давления демонстрирует более высокое постоянство, чем систолический пиковый градиент давления при отражении тяжести аортального стеноза [37]. Результаты нашего исследования согласуются с данными исследования C.-S. Yang и соавт. (которые использовали аналогичный метод катетеризации), где было продемонстрировано, что средний градиент, полученный с помощью допплера, лучше всего согласуется с градиентами, полученными при катетеризации [13]. Учитывая результаты нашего исследования, нужно помнить, что параметры, полученные при эхокардиографии (в частности, показатели G_{max} и площадь отверстия EOA), плохо коррелируют с данными катетеризации при малых размерах диаметра аорты. Поэтому для получения приближенных к катетеризации показателей необходимо прово-

дить перерасчет с поправкой на коэффициент восстановления давления. При расчете тяжести стеноза АК необходимо отдавать предпочтение показателям среднего трансаортального градиента, так как они лучше согласуются с данными катетеризации.

Выводы

1. Показатели максимального допплеровского градиента (G_{max}) и площадь эффективного отверстия (EOA) имеют низкую согласованность и слабую корреляционную связь с данными катетеризации, в отличие от показателей среднего допплеровского градиента (G_{mean}), который имеет высокую согласованность с данными катетеризации.

2. После коррекции на коэффициент восстановления давления значительно улучшается согласованность между показателями G_{max} и EOA с данными катетеризации.

3. Диаметр синотобулярного соединения является значимым фактором, влияющим на согласованность данных эхокардиографии и катетеризации, который необходимо учитывать при оценке тяжести стеноза аорты.

Участие авторов

Базылев В.В. – концепция и дизайн исследования, утверждение окончательного варианта статьи.

Бабуков Р.М. – концепция и дизайн исследования, статистическая обработка данных, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи, подготовка, создание опубликованной работы, анализ и интерпретация полученных данных.

Бартош Ф.Л. – участие в научном дизайне, сбор и обработка данных, утверждение окончательного варианта статьи.

Лёвина А.В. – сбор и обработка данных, подготовка и редактирование текста.

Authors' participation

Bazylev V.V. – concept and design of the study, approval of the final version of the article.

Babukov R.M. – concept and design of the study, statistical analysis, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article preparation and creation of the published work analysis and interpretation of the obtained data.

Bartosh F.L. – participation in scientific design,collection and analysis of data, approval of the final version of the article.

Levina A.V. – collection and analysis of data, text preparation and editing.

Список литературы [References]

1. Baumgartner H., Hung J., Bermejo J. et al. Recommendations on the Echocardiographic Assessment of Aortic Valve Stenosis: A Focused Update from the European Association of Cardiovascular Imaging and the American Society of Echocardiography. *J. Am. Soc. Echocardiogr*. 2017; 30 (4): 372–392. http://doi.org/10.1016/j.echo.2017.02.009
2. Nishimura R.A., Otto C.M., Bonow R.O. et al. 2017 AHA/ACC Focused Update of the 2014 AHA/ACC Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2017; 70 (2): 252–289. http://doi.org/10.1016/j.jacc.2017.03.011
3. Baumgartner H., Falk V., Bax J.J. et al. Guidelines for the Management of Valvular Heart Disease: The Task Force for the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). *Eur. Heart J*. 2017; 38 (36): 2739–2791. http://doi.org/10.1093/eurheartj/ehx391
4. Zoghbi W.A., Farmer K.L., Soto J.G. et al. Accurate noninvasive quantification of stenotic aortic valve area by Doppler echocardiography. *Circulation*. 1986; 73: 452–459. http://doi.org/10.1161/01.cir.73.3.452
5. Currie P.J., Seward J.B., Reeder G.S. et al. Continuous-wave Doppler echocardiographic assessment of severity of calcific aortic stenosis: a simultaneous Doppler-catheter correlative study in 100 adult patients. *Circulation.* 1985; 71: 1162–1169. http://doi.org/10.1161/01.cir.71.6.1162
6. Jaffe W.M., Roche A.H., Coverdale H.A. et al. Clinical evaluation versus Doppler echocardiography in the quantitative assessment of valvular heart disease. *Circulation.* 1988; 78: 267–275. http://doi.org/10.1161/01.cir.78.2.267
7. Oh J.K., Taliercio C.P., Holmes D.R. Jr. et al. Prediction of the severity of aortic stenosis by Doppler aortic valve area determination: prospective Doppler-catheterization correlation in 100 patients. *J. Am. Coll. Cardiol*. 1988; 11: 1227–1234. http://doi.org/10.1016/0735-1097(88)90286-0
8. Skjaerpe T., Hegrenaes L., Hatle L. Noninvasive estimation of valve area in patients with aortic stenosis by Doppler ultrasound and two-dimensional echocardiography. *Circulation.* 1985; 72: 810–818. http://doi.org/10.1161/01.cir.72.4.810
9. Minners J., Allgeier M., Gohlke-Baerwolf C. et al. Inconsistent grading of aortic valve stenosis by current guidelines: haemodynamic studies in patients with apparently normal left ventricular function. *Heart.* 2010; 96: 1463–1468. http://doi.org/10.1136/hrt.2009.181982
10. Fischer J.L., Haberer T., Dickson D., Henselmann L. Comparison of Doppler echocardiographic methods with heart catheterisation in assessing aortic valve area in 100 patients with aortic stenosis. *Br. Heart J.* 1995; 73: 293–298. http://dx.doi.org/10.1136/hrt.73.3.293
11. Burwash J., Dickson A., Teskey R. et al. Aortic valve area discrepancy by Gorlin equation and Doppler echocardiography continuity equation: relationship to flow in patients with valvular aortic stenosis. *Can. J. Cardiol*. 2000; 8: 985–992. PMID: 10978934

12. Baumgartner H., Stefenelli T., Niederberger J. et al. “Overestimation” of catheter gradients by Doppler ultrasound in patients with aortic stenosis: a predictable manifestation of pressure recovery. *J. Am. Coll. Cardiol*. 1999; 33: 1655–1661. http://doi.org/10.1016/s0735-1097(99)00066-2
13. Yang C.S., Marshall E.S., Fanari Z. et al. Discrepancies between direct catheter and echocardiography-based values in aortic stenosis. *Catheter Cardiovasc. Interv*. 2016; 87 (3): 488–497. http://doi.org/10.1002/ccd.26033
14. Gertz Z.M., Raina A., O'Donnell W. et al. Comparison of invasive and noninvasive assessment of aortic stenosis severity in the elderly. *Circ. Cardiovasc. Interv*. 2012; 5 (3): 406–414. http://doi.org/10.1161/CIRCINTERVENTIONS.111.967836
15. Schlingmann T.R., Gauvreau K., Colan S.D., Powell A.J. Correction of Doppler Gradients for Pressure Recovery Improves Agreement with Subsequent Catheterization Gradients in Congenital Aortic Stenosis. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2015; 28 (12): 1410–1417. http://doi.org/10.1016/j.echo.2015.08.016
16. Singh G.K., Mowers K.L., Marino C. et al. Effect of Pressure Recovery on Pressure Gradients in Congenital Stenotic Outflow Lesions in Pediatric Patients-Clinical Implications of Lesion Severity and Geometry: A Simultaneous Doppler Echocardiography and Cardiac Catheter Correlative Study. *J. Am. Soc. Echocardiogr.* 2020; 33 (2): 207–217. http://doi.org/10.1016/j.echo.2019.09.001
17. Kume T., Okura H., Kawamoto T. et al. Clinical implication of energy loss coefficient in patients with severe aortic stenosis diagnosed by Doppler echocardiography. *Circ. J*. 2008; 72 (8): 1265–1269. http://doi.org/10.1253/circj.72.1265. Erratum in: *Circ. J*. 2008; 72 (10): 1723.
18. Baumgartner H., Stefenelli T., Niederberger J. et al. ‘‘Overestimation’’of catheter gradients by Doppler ultrasound in patients with aortic stenosis: a predictable manifestation of pressure recovery. *JACC*. 1999; 33: 1655–1661.
19. Garcia D., Pibarot P., Dumesnil J.G. et al. Assessment of aortic valve stenosis severity: A new index based on the energy loss concept. *Circulation.* 2000; 101: 765–771. http://doi.org/10.1161/01.CIR.101.7.765
20. Villavicencio R.E., Forbes T.J., Thomas R.L., Humes R.A. Pressure recovery in pediatric aortic valve stenosis. *Pediatr. Cardiol.* 2003; 24 (5): 457–462. http://doi.org/10.1007/s00246-002-0361-7
21. Singh G.K., Mowers K.L., Marino C. et al.Effect of Pressure Recovery on Pressure Gradients in Congenital Stenotic Outflow Lesions in Pediatric Patients – Clinical Implications of Lesion Severity and Geometry: A Simultaneous Doppler Echocardiography and Cardiac Catheter Correlative Study. *J. Am. Soc. Echocardiogr*. 2020, 33 (2), 207–217. http://doi.org/10.1016/j.echo.2019.09.001
22. Kume T., Okura H., Kawamoto T. et al. Clinical implication of energy loss coefficient in patients with severe aortic stenosis diagnosed by Doppler echocardiography. *Circ. J.* 2008; 72 (8): 1265–1269. http://doi.org/10.1253/circj.72.1265
23. Sakthi C., Yee H., Kotlewski A. Overestimation of aortic valve gradient measured by Doppler echocardiography in patients with aortic stenosis. *Catheter Cardiovasc. Interv*. 2005; 65 (2): 176–179. http://doi.org/10.1002/ccd.20324
24. Turi Z.G. Whom do you trust? Misguided faith in the catheter- or Doppler-derived aortic valve gradient. *Catheter Cardiovasc. Interv*. 2005; 65 (2): 180–182. http://doi.org/10.1002/ccd.20386
25. Smith M.D., Kwan O.L., DeMaria A.N. Value and limitations of continuous-wave Doppler echocardiography in estimating severity of valvular stenosis. *JAMA*. 1986; 255: 3145–3151. PMID: 3702026
26. Gorlin R., Gorlin S.G. Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts. I. *Am. Heart J*. 1951; 41 (1): 1–29. http://doi.org/10.1016/0002-8703(51)90002-6
27. Gjertsson P., Caidahl K., Svensson G. et al. Important pressure recovery in patients with aortic stenosis and high Doppler gradients. *Am. J. Cardiol*. 2001; 88 (2): 139–144. http: //doi.org /10.1016/s0002-9149(01)01608-3
28. Pibarot P., Dumesnil J.G. New concepts in valvular hemodynamics: implications for diagnosis and treatment of aortic stenosis. *Can. J. Cardiol*. 2007; 23 (Suppl B): 40B–47B. http://doi.org/10.1016/s0828-282x(07)71009-7
29. Garcia D., Kadem L. What do you mean by aortic valve area: geometric orifice area, effective orifice area, or gorlin area? *J. Heart Valve Dis*. 2006; 15 (5): 601–608. PMID: 17044363
30. Garcia D., Dumesnil J.G., Durand L.G. et al. Discrepancies between catheter and Doppler estimates of valve effective orifice area can be predicted from the pressure recovery phenomenon: practical implications with regard to quantification of aortic stenosis severity. *JACC*. 2003; 41: 435–442. http://doi.org/10.1016/s0735-1097(02)02764-x
31. Bach D.S. Echo/Doppler evaluation of hemodynamics after aortic valve replacement: principles of interrogation and evaluation of high gradients. *JACC Cardiovasc. Imaging.* 2010; 3: 296–304. http://doi.org/10.1016/j.jcmg.2009.11.009
32. Bahlmann E., Cramariuc D., Gerdts E. et al. Impact of pressure recovery on echocardiographic assessment of asymptomatic aortic stenosis: a SEAS substudy. *JACC Cardiovasc. Imaging*. 2010; 3: 555–562. http://doi.org/10.1016/j.jcmg.2009.11.019
33. Bahlmann E., Gerdts E., Cramariuc D. et al. Prognostic value of energy loss index in asymptomatic aortic stenosis. *Circulation.* 2013; 127: 1149–1156. http://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.112.078857
34. Razzolini R., Manica A., Tarantini G. et al. Discrepancies between catheter and Doppler estimates of aortic stenosis: the role of pressure recovery evaluated ‘in vivo’. *J. Heart Valve Dis*. 2007; 16: 225–229. http://doi.org/10.1016/s0735-1097(02)02764-x
35. Spevack D.M., Almuti K., Ostfeld R. et al. Routine adjustment of Doppler echocardiographically derived aortic valve area using a previously derived equation to account for the effect of pressure recovery. *J. Am. Soc. Echocardiogr*. 2008; 21: 34–37. http://doi.org/10.1016/j.echo.2007.04.031
36. Dumesnil J.G., Pibarot P., Akins C. New approaches to quantifying aortic stenosis severity. *Curr. Cardiol. Rep*. 2008; 10: 91–97. http://doi.org/10.1007/s11886-008-0017-1
37. Otto C.M. Valvular aortic stenosis: disease severity and timing of intervention. *J. Am. Coll. Cardiol*. 2006; 47: 2141–2151 http://doi.org/10.1016/j.jacc.2006.03.002

Для корреспонденции*: Бабуков Руслан Медарисович – 440071 Пенза, ул. Стасова, 6. Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии Минздрава России. Тел.: +7-937-421-69-69. E-mail: cardio-penza@yandex.ru; ruslan.babukov@mail.ru

Базылев Владлен Владленович – доктор мед. наук, профессор, главный врач ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза. https://orcid.org/0000-0001-6089-9722

Бартош Фёдор Леонидович – канд. мед. наук, заведующий отделением функциональной и ультразвуковой диагностики ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза. https://orcid.org/0000-0001-5482-3211

Бабуков Руслан Медарисович – врач кардиолог-врач ультразвуковой диагностики ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза. https://orcid.org/0000-0002-7338-9462

Лёвина Алёна Витальевна – врач ультразвуковой диагностики ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза. https://orcid.org/0000-0002-3210-3974

Contact*: Ruslan M. Babukov – 6, Stasova str., Penza 440071, Russian Federation. Phone: +7-937-421-69-69. E-mail: cardio-penza@yandex.ru; ruslan.babukov@mail.ru

Vladlen V. Bazylev – Doct. of Sci. (Med.), Chief doctor of the Federal Centre for Cardiovascular Surger, Penza. https://orcid.org/0000-0001-6089-9722

Fedor L. Bartosh – Cand. of Sci. (Med.), Heads of the Department of the of functional and ultrasound diangistics Federal Centre for Cardiovascular Surgery, Penza. https://orcid.org/0000-0001-5482-3211

Ruslan M. Babukov – doctor cardiologist, ultrasound diagnosis doctor Federal Centre for Cardiovascular Surgery, Penza. https://orcid.org/0000-0002-7338-9462

Alena V. Levina – ultrasound diagnosis doctor Federal Centre for Cardiovascular Surgery, Penza. https://orcid.org/0000-0002-3210-3974

Сердце и сосуды | Heart and vessels

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1060

Объемный анализ компьютерно-томографической ангиографии при лечении расслоения грудной аорты на примере с семилетним периодом наблюдения

© **Кобелев Е.*, Шаданов А.А., Сирота Д.А., Берген Т.А., Пак Н.Т., Чернявский А.М.**

ФГБУ "НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина" Минздрава России; 630055 Новосибирск, ул. Речкуновская, д. 15, Российская Федерация

Цель исследования: разработать методику расчета объема истинного и ложного каналов аорты по данным компьютерно-томографической ангиографии (КТА) на клиническом примере пациента после гибридного протезирования грудного отдела аорты и с развитием дистального стент-ассоциированного надрыва интимы (d-SINE) в отдаленном периоде наблюдения в сравнении с широко используемой методикой измерения диаметров аорты на разных уровнях.

Материал и методы. Выполнен последовательный анализ данных КТА аорты 7-летнего периода наблюдения. Аорта разделялась на 3 сегмента, в каждом сегменте рассчитывались общий объемы аорты (ОА), объем истинного канала (ИК), объем функционирующего просвета ложного канала (ФЛК). Математически вычислялись: объем ложного канала путем разности значений объемов между ОА и ИК, объем тромбированного просвета ЛК (ТЛК) как разность ЛК и ФЛК, коэффициент тромбоза ЛК, степень раскрываемости протеза. Проведена математическая оценка превышения объема протеза.

Результаты. На клиническом примере проведены моделирование полости аорты и оценка изменений объемов истинного и ложного каналов при длительном наблюдении. Проведен анализ факторов, способствующих развитию синдрома d-SINE. При сравнении объема протеза и объема зоны имплантации выявлено превышение в 234%, раскрытие протеза при этом составило 80% от должного. При использовании референтного метода, основанного на диаметре истинного просвета аорты, превышение было не столь значимым и составило 22% через год после операции и без изменений в последующий период.

Заключение. Потенциально методика измерения объемов по данным КТА может применяться в качестве дополняющей к общепринятой методике, основанной на измерении диаметров, поскольку не требует дополнительных затрат от здравоохранения и имеет потенциал в плане оценки эффективности проведенного лечения и выявления предикторов осложнений в послеоперационном периоде для определения показаний к повторному оперативному вмешательству.

Ключевые слова: компьютерная томография, ангиография, "замороженный хобот слона", анализ объема, расслоение аорты, d-SINE, хирургия дуги аорты, гибридная хирургия аорты

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Кобелев Е., Шаданов А.А., Сирота Д.А., Берген Т.А., Пак Н.Т., Чернявский А.М. Объемный анализ компьютерно-томографической ангиографии при лечении расслоения грудной аорты на примере с семилетним периодом наблюдения. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 46–56.
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1060

Поступила в редакцию: 07.09.2021. **Принята к печати:** 27.05.2022. **Опубликована online:** 15.06.2022.

Volumetric analysis on computed tomography Angiography in the management of thoracic aortic dissection in case of seven years follow-up period

© **Eugenii Kobelev*, Aldar A. Shadanov, Dmitry A. Sirota, Tatyana A. Bergen, Natalya T. Pak, Alexander M. Chernyavskiy**

Meshalkin National Medical Research Center of Russian Federation Ministry of Health; 15, Rechkunovskaya str., Novosibirsk 630055, Russian Federation

Purpose. To establish the methods for estimating the volume of the true and false aortic canals applying computed tomography angiography (CTA) to a clinical case with hybrid stent-graft thoracic aorta with distal stent-graft-induced new entry associated (d-SINE) in the long-term follow-up period in comparison with a widely used technique of measuring diameters of the aorta on different levels.

Materials and methods. Sequential analysis of CTA in a 7-year follow-up was performed. Aorta was divided into 3 segments, in each segment total aortic volumes (AV), volume of the true canal (TC), and volume of functional lumen of the false canal (FLFC) were calculated. The following were mathematically calculated: volume of the false canal (FC) via difference in volume between AV and TC, volume of the thrombosed lumen of FC as the difference between FC and FLFC, the coefficient of FC thrombosis, the degree of stent-graft opening. Mathematical assessment of excess volume of the graft was performed.

Results. Modelling of aortic cavity, evaluation of changes in the volumes of TC and FC during a long-term follow-up, analysis of the factors inducing the development of the d-SINE syndrome were performed. When comparing the volume of the graft and the volume of the implantation zone, an excess of 234% was found, while the opening of the graft was 80%. When using the reference method based on the diameter of the true lumen of the aorta, the excess was 22% during one-year follow-up period showing no changes subsequently.

Conclusion. Potentially, the method of measuring volumes based on CTA results can be used to complement the generally accepted method based on measuring diameters, since it does not require additional financial resources and has the potential to estimate effectiveness of treatment and identify complications predictors in the postoperative period to determine indications for reoperation.

Keywords: computer tomography, angiography, “frozen elephant trunk”, volume analysis, aortic dissection, d-SINE, aortic arch surgery, hybrid aortic arch surgery

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Kobelev E., Shadanov A.A., Sirota D.A., Bergen T.A., Pak N.T., Chernyavskiy A.M. Volumetric analysis on computed tomography Angiography in the management of thoracic aortic dissection in case of seven years follow-up period. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 46–56. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1060

Received: 07.09.2021. **Accepted for publication:** 27.05.2022. **Published online:** 15.06.2022.

Введение

Реконструкция грудного отдела аорты по методике “замороженный хобот слона” является эффективным методом лечения при острых и хронических расслоениях аорты, так как в этом случае выполняется одномоментная реконструкция всего грудного отдела. “Frozen elephant trunk (FET)” является модифицированным вариантом операции H. Borst. В отличие от классической операции, протезирование восходящего отдела аорты и ее дуги с низведением свободного конца протеза в просвет нисходящей грудной аорты сочетается со стентированием нисходящей грудной аорты. Однако, несмотря на технический прогресс, риск повторных вмешательств на нисходящей аорте все еще находится на высоком уровне. Одной из основных причин, обусловливающих повторное хирургическое вмешательство, является развитие дистального стент-графт-ассоциированного надрыва интимы (d-SINE) [1, 2].

Термин “стент-графт ассоциированный надрыв интимы” впервые введен Z. Dong и соавт. SINE (Stent Graft–Induced New Entry) обозначает новый надрыв, вызванный самим протезом, исключая те случаи, которые были вызваны естественным прогрессированием заболевания или любым повреждением в результате эндоваскулярной манипуляции [3]. В зависимости от конца протеза SINE разделяется на проксимальный p-SINE и дистальный d-SINE надрыв.

Частота встречаемости синдрома SINE после процедуры “замороженный хобота слона” составляет 15–18% [1, 3, 5]. Согласно данным литературы, d-SINE является основной жизнеугрожа-

ющей ситуацией в отдаленном периоде наблюдения [4, 6].

На сегодняшний день в мировых руководствах упоминается методика измерения диаметров аорты на разных уровнях. Однако методика измерения диаметров не отображает объемное ремоделирование аорты и поэтому не отвечает задачам, которые стоят перед мультидисциплинарной командой на данном этапе развития современных хирургических технологий. Таким образом, необходим поиск новых возможностей оценки данных компьютерно-томографической ангиографии (КТА) в послеоперационном периоде при хроническом расслоении аорты для наиболее раннего выявления предикторов осложнений.

Цель исследования

Разработать методику расчета объема истинного и ложного каналов аорты по данным КТА на клиническом примере пациента после гибридного протезирования грудного отдела аорты и с развитием дистального стент-ассоциированного надрыва интимы (d-SINE) в отдаленном периоде наблюдения в сравнении с широко используемой методикой измерения диаметров аорты на разных уровнях.

Данные истории болезни

Это ретроспективная работа, связанная с анализом базы данных учреждения. Получено согласие пациента на публикацию данных в научной литературе при условии соблюдения врачебной тайны. За основу было взято клиническое наблюдение пациентки С., 47 лет, с диагнозом: хроническое расслоение аорты 1-го типа по классификации M. DeBakey, которой в 2012 г. впервые на территории России в ФГБУ “НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина” Минздрава России выполнена имплантация гибридного протеза E-Vita open plus 24 (JOTEC GmbH, Hechingen, Germany) [7].

В анамнезе у пациентки имелось повышенное артериальное давление, сменяющиеся гипертоническими кризами 2–3 раз в год.

Послеоперационный период протекал без особенностей. Пациентка была выписана из клиники в удовлетворительном состоянии, после чего ежегодно выполнялась КТА аорты. Нами проанализированы полученные данные КТА до операции, в раннем послеоперационном периоде, через 6 мес и далее ежегодно, суммарно период наблюдения составил 7 лет. Клинически весь период наблюдения отсутствовали признаки мальперфузии внутренних органов и симптомы перемежающейся хромоты.

Данные клинического, лабораторного и лучевого обследований

КТА аорты

КТА аорты была выполнена на компьютерном томографе с количеством срезов от 64 до 320. Все исследования выполнялись в одну фазу сердечного цикла. Во всех случаях толщина реконструированного среза составила не более 1 мм. Верхний край зоны сканирования был на уровне ключиц (осмотр проксимальных отделов брахиоцефальных артерий), нижний край – на уровне середины головки бедренных костей (осмотр проксимальных отделов бедренных артерий). Во всех случаях был использован неионный йодсодержащий контрастный препарат, скорость введения составляла 4,5–5 мл/с.

Анализ полученных данных осуществлялся на специализированной станции для обработки изображений методом полуавтоматической сегментации аорты. Вручную выполнялось обведение контура измеряемого сосуда, устанавливались проксимальные и дистальные границы. Далее с помощью программного обеспечения рассчитывался объем неправильной фигуры, который вычислялся как сумма малых объемов, каждый из которых являлся произведением площади поперечного сечения сосуда на толщину среза. При анализе данных КТА вся аорта была разделена на 3 сегмента: сегмент А – уровень имплантированного стент-графта, сегмент В – от дистального конца протеза до чревного ствола, сегмент С – от чревного ствола до бифуркации аорты. Отдельно в каждом сегменте рассчитывались общий объем аорты (ОА), объем истинного канала (ИК), объем функционирующего просвета ложного канала (ФЛК). Математически вычислялся объем ложного канала путем разности значений объемов между ОА и ИК. Объем тромбированного просвета ЛК (ТЛК) также рассчитывался математически как разность ЛК и ФЛК (рис. 1).

Ремоделирование сегментов аорты было классифицировано согласно исследованию, выполненному D.S. Dohle и соавт. [8]: как позитивное, стабильное и негативное. Изменения в пределах >10% принимались как пороговые значения. Увеличение объема ИК >10% со стабильным ОА или уменьшение ОА >10% со стабильным объемом ИК расценивалось как позитивное ремоделирование. Изменения в пределах 10% расценивались как стабильное ремоделирование. Все остальные возможные изменения расценивались как негативное ремоделирование. Расчет процентных изменений ОА, ИК и ЛК производился относительно исходных данных КТА до операции.

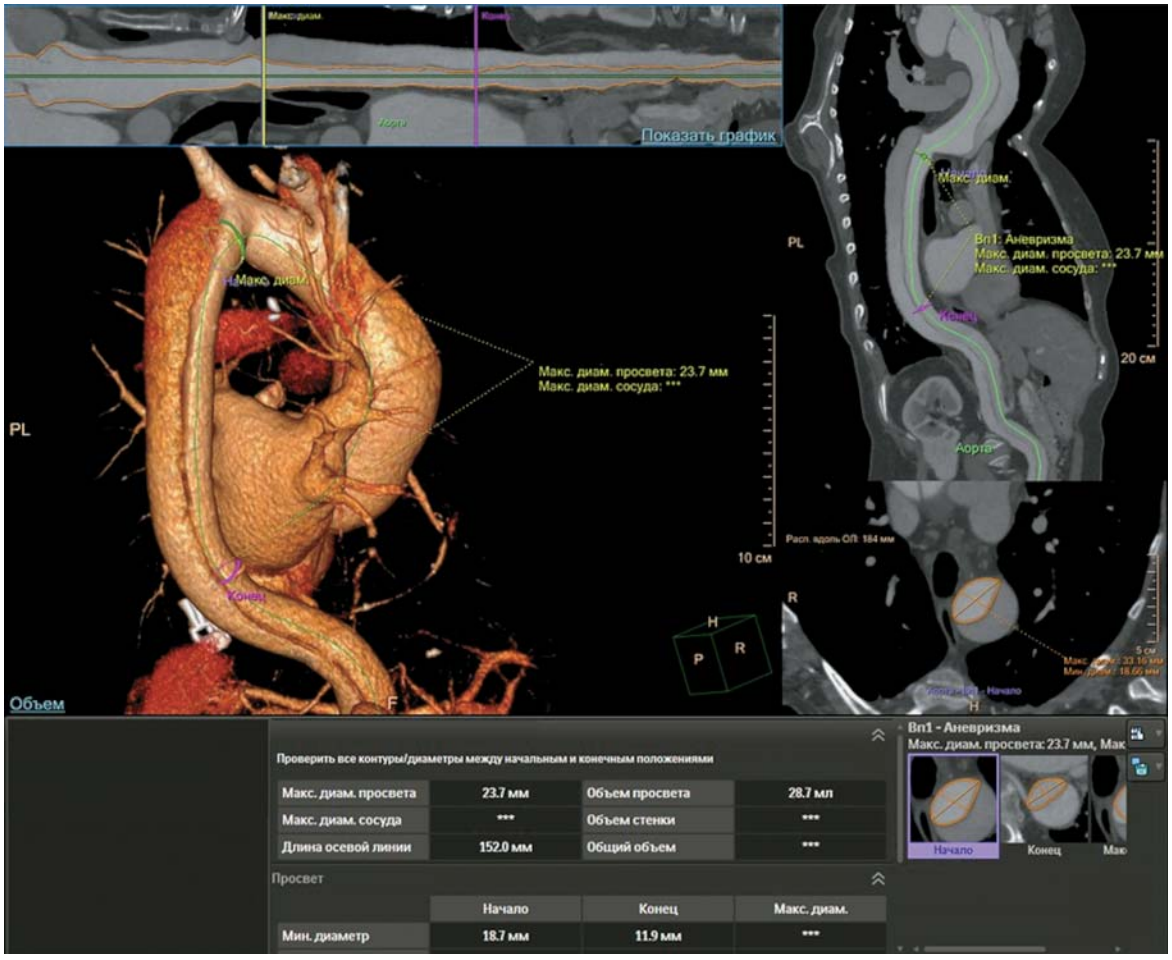


Рис. 1. Постобработка КТА, сегментация аорты и расчет объема истинного и ложного каналов.
Fig. 1. CTA postprocessing, aorta segmentation and calculation of true and false canals.

Для оценки степени тромбоза ЛК рассчитывался коэффициент тромбоза ЛК (кТЛК) по формуле:

$$кТЛК = 1 - (ТЛК/ЛК) \times 100\%.$$

Стент-графтовая часть гибридного протеза была переведена в объемные значения (мл) с применением формулы для расчета объема цилиндра:

$$V = \varpi r^2 h,$$

для последующей количественной оценки превышения объема стент-графта (оверсайз) в отношении к дооперационному объему ИК в сегменте А. Оверсайз стент-графта рассчитывался по формуле:

$$Оверсайз = V_{протеза} / V_{ИК\ в\ сегменте\ А\ до\ операции} \times 100\%.$$

Раскрываемость протеза в раннем послеоперационном периоде и через год до исходного объема и рассчитывалась по формуле:

$$Раскрываемость\ протеза = V_{ИК\ в\ сегменте\ А} / V_{протеза} \times 100\%.$$

Результаты

Применительно к данному клиническому случаю был рассчитан объем стент-графта E-Vita open plus размерами 24 × 150 мм (диаметр × длина), согласно ранее указанной формуле. Расчетный объем занимаемого пространства стент-графта составил 67,8 мл, расчетный объем ИК в сегменте А до операции – 28,9 мл. Таким образом, зарегистрировано превышение объема стент-графта над объемом ИК, что составило 234,6%. В табл. 1 представлены размеры аорты по используемой в настоящий момент методике, согласно действующим рекомендациям [9].

Как видно из табл. 1 и 2, при динамическом наблюдении максимальная разница размеров составила на уровне средней трети нисходящего отдела 4 мм (22%), на остальных уровнях – 1–2 мм, при этом изменения объемов аорты дополняют методику измерения диметров, что в комплексе дает более достоверное и наглядное представление о ремоделировании просвета сосуда (рис. 2).

Таблица 1. Диаметр истинного просвета канала аорты
Table 1. Diameter of the true lumen of the aortic canal

Уровни измерения Measurement level	Диаметр истинного просвета канала аорты, мм Diameter of the true lumen of the aortic canal, mm					
	до операции before surgery	ранний послеоперационный период early post-op period	через 6 мес through 6 months	через 1 год through 1 year	через 2 года through 2 years	через 7 лет through 7 years
Перешеек Isthmus	24	22	22	22	22	22
Средняя треть нисходящего отдела Middle third of the descending aorta	18	18	20	22	22	22
Диафрагма Diaphragm	19	19	20	21	20	21
Чревный ствол Celiac trunk	18	17	18	19	19	18
Бифуркация аорты Aortic bifurcation	14	14	13	14	14	14

Таблица 2. Объемы аорты на измеряемых уровнях
Table 2. Aortic volumes on measurable levels

Уровни измерения Measurement level	Диаметр истинного просвета канала аорты, мм Diameter of the true lumen of the aortic canal, mm					
	до операции before surgery	ранний послеоперационный период early post-op period	через 6 мес through 6 months	через 1 год through 1 year	через 2 года through 2 years	через 7 лет through 7 years
Истинный просвет сегмента A True lumen of segment A	28,9	49	–	55,9	54,1	53,3
Общий объем аорты сегмента A Total aortic segment A volume	174,4	229,6	–	149	163,1	246,8
Истинный просвет сегмента B True lumen of segment B	25,9	23,5	–	28	32,9	24,4
Общий объем аорты сегмента B Total aortic segment B volume	139	86,1	–	111,9	127,5	141,9
Истинный просвет сегмента C True lumen of segment C	24,5	19,9	22,4	20,5	25,1	23,9
Общий объем аорты сегмента C Total aortic segment C volume	66	6,5	71	69,2	75	76,3

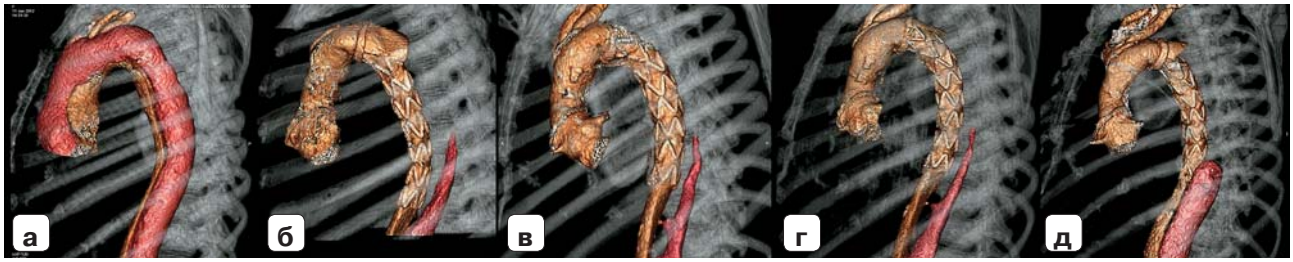


Рис. 2. Динамика ремоделирования грудного отдела аорты по данным КТА, 3D-реконструкция. **а** – до операции; **б** – ранний послеоперационный период; **в** – через год после операции; **г** – через 2 года после операции; **д** – через 7 лет после операции. Красный – ложный канал, желтый – истинный канал.

Fig. 2. CTA follow-up of the thoracic aorta remodelling, 3D reconstruction. **а** – before surgery; **б** – early postoperative period; **в** – one year follow-up; **г** – 2 years follow-up; **д** – 7 years follow-up. Red – false canal, yellow – true canal.

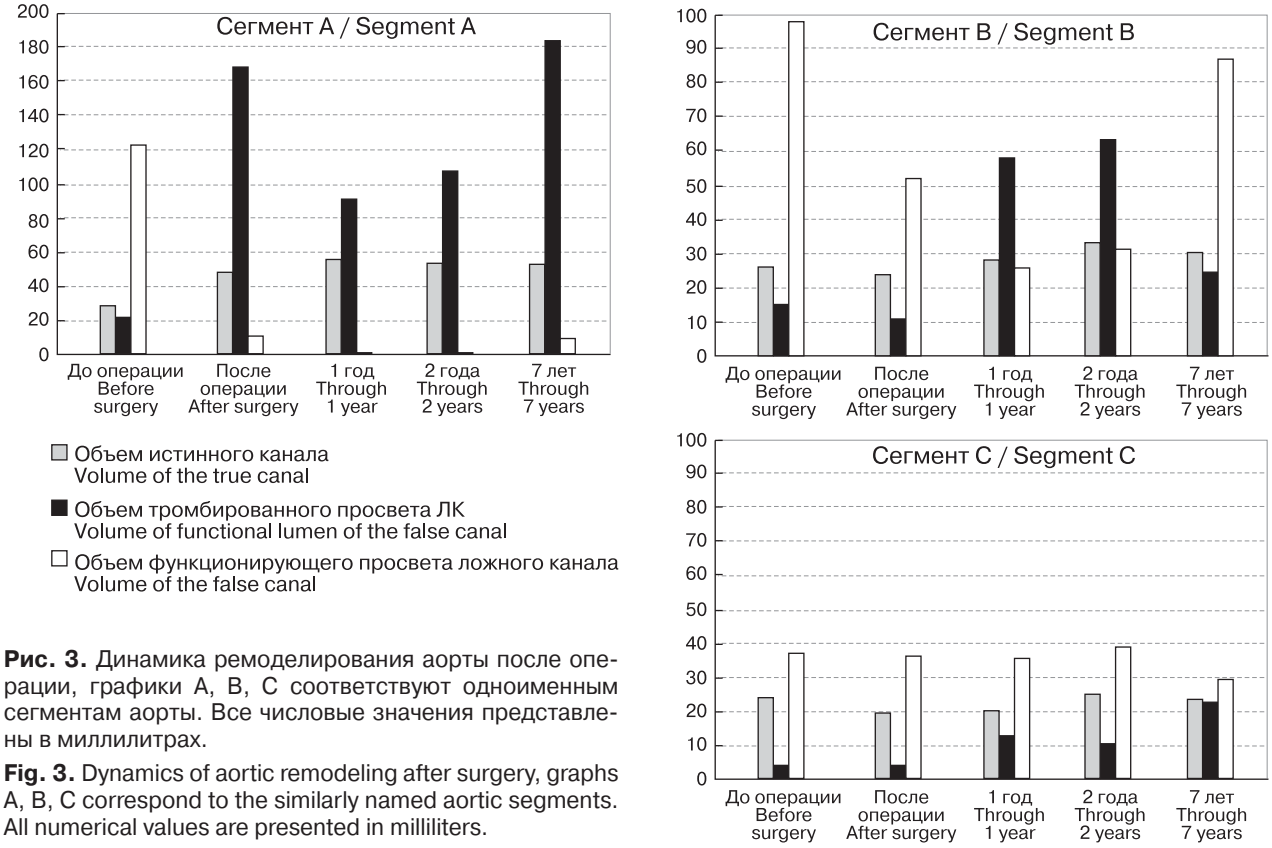


Рис. 3. Динамика ремоделирования аорты после операции, графики A, B, C соответствуют одноименным сегментам аорты. Все числовые значения представлены в миллилитрах.

Fig. 3. Dynamics of aortic remodeling after surgery, graphs A, B, C correspond to the similarly named aortic segments. All numerical values are presented in milliliters.

Анализ ремоделирования аорты и динамика тромбоза ложного канала с помощью оценки объемов каналов проводились раздельно в каждом сегменте (рис. 3).

Сегмент А. В раннем послеоперационном периоде наблюдалось негативное ремоделирование за счет увеличения ОА и ЛК, несмотря на увеличение объема ИК. Через 1 год после хирургического лечения определялось увеличение объема ИК с одномоментным уменьшением ОА и ЛК, что было расценено как положительное ремоделирование, также отмечался тромбоз ЛК с ТЛК, равным 94% (см. рис. 2). Через 2 года отмечалась стабилизация по КТА относительно предыдущего исследования. По данным КТА через 7 лет был выявлен d-SINE с результирующим увеличением ОА и ЛК.

Сегмент В. В раннем послеоперационном периоде, через год, 2 года и 7 лет отмечалось общее положительное ремоделирование за счет уменьшения ОА, ЛК и стабильного состояния ИК. Тромбоз ложного канала достиг своего пика к 1 году наблюдения (69%), после чего наблюдалось снижение объема тромбированного просвета (рис. 4).

Рис. 4. Динамика тромбоза ложного канала сегментов A, B, C.
Fig. 4. Dynamics of thrombosis of the false canal, segments A, B, C.

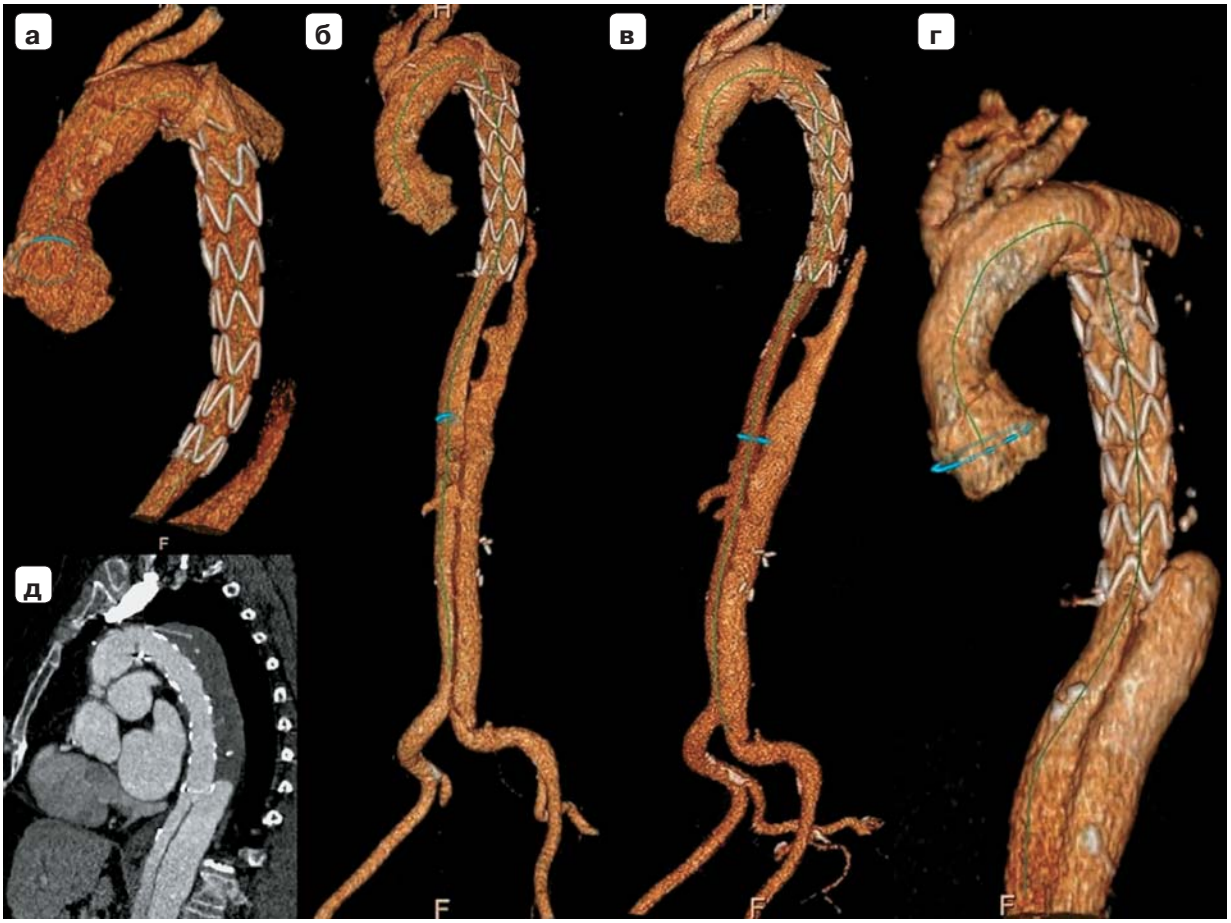


Рис. 5. Динамика ремоделирования грудного отдела аорты по данным КТА, 3D-реконструкция. **а** – ранний послеоперационный период; **б** – через год после операции; **в** – через 2 года после операции; **г, д** – через 7 лет после операции, выявлен синдром d-SINE.

Fig. 5. CTA dynamics of remodeling of the thoracic aorta, 3D reconstruction. **а** – early postoperative period; **б** – one year follow-up; **в** – 2 years follow-up; **г, д** – 7 years follow-up, d-SINE syndrome detected.

Сегмент С. В раннем послеоперационном периоде отмечалось негативное ремоделирование за счет уменьшения объема ИК, в дальнейшем негативное ремоделирование сохранялось за счет увеличения объема ЛК при относительно стабильных показателях ИК и ОА, что, вероятно, было связано с сохраняющимися фенестрациями. Динамика ТЛК показывает, что в раннем послеоперационном периоде, через год, 2 года и 7 лет составила 11, 26, 21 и 44% соответственно (рис. 5).

Проведен анализ динамики раскрываемости протеза до исходного состояния. Выявлено, что раскрываемость стент-графтовой части протеза в раннем послеоперационном периоде, через год, 2 года и через 7 лет составила 72, 82, 80 и 79% соответственно.

Помимо методики анализа объемов по данным КТА был проведен анализ количества остаточных фенестраций. В раннем послеоперационном периоде по данным КТА сумма поперечных сечений остаточных фенестраций в сегментах В и С составила 2,17 см^2.

Методика объемных измерений не только дополняет данные, полученные при широко используемой методике измерений диаметров, но и открывает перед практической медициной новые возможности в оценке эффективности оперативного лечения в ранний послеоперационный период и при динамическом наблюдении пациентов с расслоением аорты.

Обсуждение

Проблема ранней оценки изменений томографическими методами на настоящий момент пока не нашла своего решения. Существующие ограничения и несовершенство методики измерения диаметров аорты приводят к поздней диагностике уже свершившихся осложнений, поэтому имеется потребность в поиске новых методик измерений для точного подбора размера протеза и выявления предикторов осложнений. В работе мы применили методику объемного анализа изображений и провели сравнение результатов с рекомендованной на настоящий момент методикой измерений и оценки динамики изменений при расслоении аорты [9]. В этой работе проведен анализ свершившегося d-SINE в послеоперационный период для выявления новых возможностей диагностических неинвазивных методик.

Осложнение d-SINE активно обсуждается в последнее время из-за появления среднесрочных и отдаленных результатов эндоваскулярного лечения и “замороженного хобота слона”. К факторам риска относят хроническое расслоение аорты, поскольку при этой патологии после имплантации протеза интима по истечению времени становится более ригидной и более склонной к надрыву [10, 11]. Однако наиболее важным фактором риска для развития надрыва интимы считается больший размер дистального конца протеза по отношению к размеру ИК, так называемый “оверсайз”. При расслоении аорты ИК может деформироваться и принимать полулунную форму за счет сдавления ЛК, что создает сложности при подборе размера протеза.

Не стоит забывать и о механизме пружинящего эффекта (spring back) у самораскрывающихся стентов, стремящихся принять исходную продольную прямую форму при раскрытии в условиях нелинейного расположения грудной аорты. Данный эффект особенно выражен у протезов с наличием продольных проволок в каркасе, за счет которого усиливается его продольная жесткость, способствующая развитию SINE при расслоениях [3, 12, 13]. С подобными проблемами столкнулись специалисты г. Эссен, где до разработки гибридного протеза Evita open активно применялся торакальный протез (Talent, Medtronic) для выполнения методики “замороженный хобот слона”. При таком подходе количество осложнений в виде разрывов аорты и эндоликов в послеоперационном периоде достигало 50% [14, 15]. Q. Li и соавт. отметили что длина протеза менее 145 мм увеличивает риск возникновения SINE за счет развития эффекта рычага, при котором усиливается сила пружинящего эффекта [13].

Синдром d-SINE может развиваться через любое время после оперативного вмешательства, так как отсутствуют четкие временны́е границы данного осложнения. В связи с этим при построении прогноза возможных осложнений необходимо учитывать длину протеза, его продольную жесткость, а также вычисляемую степень его раскрытия, которая лучше демонстрируется при вычислении объемов ИК на уровне стент-графта в сравнении со стандартными измерениями диаметров.

В нашей работе был проведен анализ количества остаточных фенестраций в раннем послеоперационном периоде. Выглядит целесообразным определение фенестраций лишь в раннем послеоперационном периоде, поскольку их наличие свидетельствует о сообщении ИК и ЛК и является фактором, на который стоит обращать внимание при оценке эффективности проведенного лечения для решения вопроса о сроках повторного томографического исследования.

На примере данного клинического случая нами проанализированы возможности измерения объе-

мов аорты и интерпретация этих данных с точки зрения клинической картины заболевания. При помощи этого метода нами зафиксировано увеличение всех объемов сегмента А в раннем послеоперационном периоде, а не только ИК (+40%) с параллельным уменьшением объемов ОА (–8%), ИК (–19%), ЛК (–2%) в сегменте С. Вероятно, это связано с воздействием радиальной силы раскрытия протеза, при котором расширение в сегменте А привело к сужению сегмента С. В дальнейшем наблюдалась аневризматическая трансформация в сегментах В и С. На втором году наблюдения были выявлены редукция ТЛК в сегментах В и С, уменьшение степени раскрытия протеза с 82 до 80%. Возможно, это связано с тем, что увеличение объема ФЛК в сегментах В и С способствовало сдавлению стентированной части протеза, а также развитию напряжения интимомедиальной мембраны в области дистального конца стент-графта с последующим формированием d-SINE. В доступной литературе работ, анализирующих применение объемных методик при динамическом наблюдении, нам обнаружить не удалось. При применении объемного метода измерения аорты и анализе динамики сразу после операции в нашей работе имеется неполное раскрытие протеза с дальнейшим увеличением объема ЛК, что, следует предполагать, и привело к жизнеугрожающему осложнению. Результат нашей работы, частота возникновения грозных осложнений в клинической практике свидетельствуют о необходимости поиска новых подходов как в подборе стент-графта, так и при оценке эффективности проведенного хирургического лечения и наблюдении пациентов. Полученные в работе данные свидетельствуют о потенциале методики объемных изменений в оценке эффективности лечения и динамическом наблюдении пациентов с расслоением аорты. Помимо этого, полученные в работе данные могут быть учтены при изобретении новых медицинских изделий и при улучшении имеющихся стент-графтов.

В этой работе рассмотрен трехмерный анализ аорты, который продемонстрировал потенциал, что обосновывает дальнейшие ресурсные вложения для подробного изучения и проведения мультицентровых рандомизированных исследований.

Ограничения исследования: одноцентровое исследование, анализ проведен на примере одного пациента.

Заключение

Методика измерения объемов по данным КТА в послеоперационном периоде на примере динамического наблюдения пациента с расслоением аорты демонстрирует преимущества при оценке ремоделирования аорты по сравнению с методом измерения диаметров как при оценке эффективности проведенного лечения, так и при динамическом наблюдении. Результаты, полученные в этой работе, обосновывают необходимость проведения дальнейших исследований методики измерения объемов по данным КТА. Потенциально в клинической практике методика измерения объемов по данным КТА может применяться в качестве дополняющей к общепринятой методике, основанной на измерении диаметров, поскольку не требует дополнительных затрат от здравоохранения и имеет потенциал в плане оценки эффективности проведенного лечения и выявления предикторов осложнений в послеоперационном периоде для определения показаний к повторному оперативному вмешательству.

Результат этой работы демонстрирует необходимость дальнейшего изучения прогностических возможностей диагностических методик.

Дополнительная информация

Источники финансирования. Исследование выполнено в рамках государственного задания Минздрава России (N: 121032300337-5).

Конфликт интересов. Авторы данной статьи подтвердили отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

Благодарность (Acknowledgments)

Благодарим директора Института экспериментальной биологии и медицины ФГБУ “НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина” Минздрава России доктора мед. наук, профессора И.Ю. Журавлеву за возможность проведения данной работы.

We thank the Chief of the Institution of Experimental Biology and Medicine “E. Meshalkin National Medical Research Center” of the Ministry of Health of the Russian Federation, Professor Irina Yu. Zhuravleva for the opportunity to carry out this work.

Участие авторов

Кобелев Е. – сбор и обработка данных, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи.

Шаданов А.А. – сбор и обработка данных, написание текста, статистическая обработка данных.

Сирота Д.А. – концепция и дизайн исследования, подготовка и редактирование текста.

Берген Т.А. – концепция и дизайн исследования, подготовка и редактирование текста.

Пак Н.Т. – анализ и интерпретация полученных данных, подготовка и редактирование текста.

Чернявский А.М. – участие в научном дизайне, утверждение окончательного варианта статьи.

Authors' participation

Kobelev E. – collection and analysis of data, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Shadanov A.A. – collection and analysis of data, writing text, statistical analysis.

Sirota D.A. – concept and design of the study, text preparation and editing.

Bergen T.A. – concept and design of the study, text preparation and editing.

Pak N.T. – analysis and interpretation of the obtained data, text preparation and editing.

Chernyavskiy A.M. – participation in scientific design, approval of the final version of the article.

Список литературы [References]

1. Berger T., Weiss G., Voetsch A. et al. Multicentre experience with two frozen elephant trunk prostheses in the treatment of acute aortic dissection. *Eur. J. Cardio-Thorac. Surg*. 2019; 56 (3): 572–578. https://doi.org/10.1093/ejcts/ezz037
2. Kreibich M., Bünte D., Berger T. et al. Distal Stent Graft-Induced New Entries After the Frozen Elephant Trunk Procedure. *Ann. Thorac. Surg*. 2020; 110 (4): 1271–1279. https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2020.02.017
3. Dong Z., Fu W., Wang Y. et al. Stent graft-induced new entry after endovascular repair for Stanford type B aortic dissection. *J. Vasc. Surg*. 2010; 52 (6): 1450–1457. https://doi.org/10.1016/j.jvs.2010.05.121
4. Cekmecelioglu D., Coselli J.S. Aortic arch repair with frozen elephant trunk versus conventional elephant trunk. *Ann. Cardiothorac. Surg*. 2020; 9 (3): 223–225. https://doi.org/10.21037/acs.2020.02.11
5. Furutachi A., Takamatsu M., Nogami E. et al. Early and mid-term outcomes of total arch replacement with the frozen elephant trunk technique for type A acute aortic dissection. *Interact Cardiovasc. Thorac. Surg.* 2019; 29 (5): 753–760. https://doi.org/10.1093/icvts/ivz154
6. Tsagakis K., Pacini D., Grabenwöger M. et al. Results of frozen elephant trunk from the international E-vita Open registry. *Ann. Cardiothorac. Surgery*. 2020; 9 (3): 178. https://doi.org/10.21037/acs-2020-fet-25
7. Чернявский А.М., Альсов С.А., Ляшенко М.М., Сирота Д.А., Хван Д.С. Применение "гибридного" протеза в реконструкции дуги и проксимального отдела грудной аорты при расслоении аорты I типа по ДеБейки. *Грудная и сердечно-сосудистая хирургия*. 2012; 5: 11–15.
   Chernyavskiy A.M., Alsov S.A., Lyashenko M.M., Sirota D.A., Khvan D.S. "Hybrid" prosthesis for arch and proximal thoracic aorta reconstruction in cases of DeBakey type I aortic dissection. *Russian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery = Grudnaya i Serdechno-Sosudistaya Khirurgiya.* 2012; 5: 11–15. (In Russian)
8. Dohle D.S., Tsagakis K., Janosi R.A. et al. Aortic remodelling in aortic dissection after frozen elephant trunk. *Eur. J. Cardio-Thorac. Surg*. 2016; 49 (1): 111–117. https://doi.org/10.1093/ejcts/ezv045
9. Erbel R., Aboyans V., Boileau C. et al; ESC Committee for Practice Guidelines. 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Document covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adult. The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases of the European Society of Cardiology (ESC). *Eur. Heart J*. 2014; 35 (41): 2873–2926. https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehu281
10. Hughes G.C. Stent graft-induced new entry tear (SINE): Intentional and NOT. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2019; 157 (1): 101. https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2018.10.060
11. Xu S.D., Huang F.J., Du J.H. et al. A study of aortic dimension in type B aortic dissection. *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg*. 2008; 7 (2): 244–248. https://doi.org/10.1510/icvts.2007.163154
12. Huang C.Y., Weng S.H., Weng C.F. et al. Factors predictive of distal stent graft-induced new entry after hybrid arch elephant trunk repair with stainless steel-based device in aortic dissection. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg*. 2013; 146 (3): 623–630. https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2012.07.052
13. Li Q., Wang L.F., Ma W.G. et al. Risk factors for distal stent graft-induced new entry following endovascular repair of type B aortic dissection. *J. Thorac. Dis*. 2015; 7 (11): 1907. https://doi.org/10.3978/j.issn.2072-1439.2015.11.27
14. Tsagakis K., Jakob H. Which frozen elephant trunk offers the optimal solution? Reflections from Essen group. Seminars in thoracic and cardiovascular surgery. *W.B. Saunders.* 2019; 31 (4): 679–685. https://doi.org/10.1053/j.semtcvs.2019.05.038
15. Jakob H., Tsagakis K., Leyh R. et al. Development of an integrated stent graft-dacron prosthesis for intended one-stage repair in complex thoracic aortic disease. *Herz. Kardiovaskuläre Erkrankungen.* 2005; 30 (8): 766–768. https://doi.org/10.1007/s00059-005-2765-7

Для корреспонденции*: Кобелев Евгений – 630055 Новосибирск, ул. Речкуновская, д. 15, Российская Федерация. Тел.: +7-962-842-38-02. E-mail: kobelev_e@meshalkin.ru

Кобелев Евгений – младший научный сотрудник научно-исследовательского отдела лучевой и инструментальной диагностики ФГБУ "НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина" Минздрава России, Новосибирск. https://orcid.org/0000-0002-5901-2271

Шаданов Алдар Андреевич – аспирант центра хирургии аорты, коронарных и периферических артерий ФГБУ "НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина" Минздрава России, Новосибирск. https://orcid.org/0000-0002-1176-8125

Сирота Дмитрий Андреевич – канд. мед. наук, руководитель отдела хирургии аорты, коронарных и периферических артерий ФГБУ "НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина" Минздрава России, Новосибирск. https://orcid.org/0000-0002-2192-4072

Берген Татьяна Андреевна – канд. мед. наук, заведующая научно-исследовательским отделом лучевой и инструментальной диагностики ФГБУ "НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина" Минздрава России, Новосибирск. https://orcid.org/0000-0003-1530-1327

Пак Наталья Тихоновна – канд. мед. наук, научный сотрудник научно-исследовательского отдела лучевой и инструментальной диагностики ФГБУ "НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина" Минздрава России, Новосибирск. https://orcid.org/0000-0002-7842-9881

Чернявский Александр Михайлович – доктор мед. наук, профессор, директор ФГБУ "НМИЦ им. акад. Е.Н. Мешалкина" Минздрава России, Новосибирск. https://orcid.org/0000-0001-9818-8678

Contact*: Eugenii Kobelev – 15, Rechkunovskaya str., Novosibirsk 630055, Russian Federation. Phone: +7-962-842-38-02.
E-mail: kobelev_e@meshalkin.ru

Eugenii Kobelev – Junior Researcher, Research Department of Radiation and Instrumental Diagnostics, Meshalkin National Medical Research Center of Ministry of Health Russian Federation, Novosibirsk. https://orcid.org/0000-0002-5901-2271

Aldar A. Shadanov – graduate student of the Department of Aortic, Coronary and Peripheral Artery Surgery Meshalkin National Medical Research Center of Ministry of Health Russian Federation, Novosibirsk. https://orcid.org/0000-0002-1176-8125

Dmitry A. Sirota – Cand. of Sci. (Med.), the Head of the Department of Aortic, Coronary and Peripheral Artery Surgery Meshalkin National Medical Research Center of Ministry of Health Russian Federation, Novosibirsk. https://orcid.org/0000-0002-2192-4072

Tatyana A. Bergen – Cand. of Sci. (Med.), the Head of the Research Department of Radiology and Instrumental Diagnostics Meshalkin National Medical Research Center of Ministry of Health Russian Federation, Novosibirsk. https://orcid.org/0000-0003-1530-1327

Natalya T. Pak – Cand. of Sci. (Med.), researcher Research Department of Radiation and Instrumental Diagnostics Meshalkin National Medical Research Center of Ministry of Health Russian Federation, Novosibirsk. https://orcid.org/0000-0002-7842-9881

Alexander M. Chernyavskiy – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Director Meshalkin National Medical Research Center of Ministry of Health Russian Federation, Novosibirsk. https://orcid.org/0000-0001-9818-8678

Сердце и сосуды | Heart and vessels

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1112

Клиническое наблюдение пациента с гигантской аневризмой левой коронарной артерии

© **Базылев В.В., Кокшин Д.В.*, Парамонова Т.И., Шматков М.Г.**

ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России; 440071 Пенза, ул. Стасова, 6, Российская Федерация

Актуальность: гигантские аневризмы коронарных артерий являются чрезвычайно редкими находками. По данным зарубежных авторов, их распространенность в результате патологоанатомических исследований составила от 0,02 до 0,2%. Чаще всего они не имеют специфических симптомов и обнаруживаются после развития осложнений, таких как острый коронарный синдром, инфаркт миокарда. Риск внезапных осложнений обусловливает неблагоприятный прогноз заболевания и требует немедленной хирургической коррекции.

Цель исследования: продемонстрировать эффективность методов лучевой диагностики в оценке коронарной анатомии и возможности наглядной визуализации перед планированием оперативного вмешательства.

Материал и методы. Пациент был направлен в ФГБУ "ФЦССХ" Минздрава России (Пенза) для дообследования и оперативного лечения. До операции для уточнения особенностей макроморфологии аневризмы была выполнена селективная коронароангиография и КТ-коронарография.

Результаты. До операции по данным КТ-коронарографии определяется частично тромбированная веретенообразная аневризма в передней нисходящей артерии с максимальным размером 7,0 × 3,5 см, прилежащая к стволу легочной артерии и ушку левого предсердия.

Заключение. В современных условиях методы лучевой диагностики успешно применяются для уточнения локализации аневризм и индивидуальных топографоанатомических особенностях коронарных артерий.

Ключевые слова: аневризма коронарной артерии, КТ-коронарография, эндоваскулярная эмболизация аневризмы

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Базылев В.В., Кокшин Д.В., Парамонова Т.И., Шматков М.Г. Клиническое наблюдение пациента с гигантской аневризмой левой коронарной артерии. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 57–64. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1112

Поступила в редакцию: 15.12.2021. **Принята к печати:** 08.06.2022. **Опубликована online:** 11.07.2022.

Patient with giant aneurism of the left coronary artery: a case report

© **Vladlen V. Bazylev, Denis V. Kokshin*, Tatyana I. Paramonova, Mark G. Shmatkov**

Federal Centre for Cardiovascular Surgery, Penza; 6, Stasova str., Penza 440071, Russian Federation

Background. Giant coronary artery aneurysms are extremely rare findings. According to foreign authors, their prevalence as a result of autopsy ranged from 0.02 to 0.2%. Most often, they do not have specific symptoms and are detected after the development of complications, such as acute coronary syndrome, myocardial infarction. The risk of sudden complications causes an unfavorable prognosis of the disease and requires immediate surgical correction.

Aim: to demonstrate the effectiveness of radiology methods in assessing coronary anatomy and the possibility of visualization before planning surgery.

Materials and methods. The patient was referred to the Federal State Budgetary Institution "FCCVS" of the

Ministry of Health of Russia (Penza) for additional examination and surgical treatment. Before surgery, to clarify the features of the macromorphology of the aneurysm, selective coronary angiography and CT coronary angiography were performed.

Results. Before surgery, according to CT coronary angiography, a partially thrombosed fusiform aneurysm was detected in the anterior descending artery with a maximum size of 7.0 x 3.5 cm, adjacent to the pulmonary artery trunk and left atrial appendage.

Conclusion. In modern conditions, the methods of radiology are successfully used to clarify the localization of aneurysms and individual topographic and anatomical features of the coronary arteries.

Keywords: coronary artery aneurysm, CT coronary angiography, endovascular aneurysm embolization

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Bazylev V.V., Kokshin D.V., Paramonova T.I., Shmatkov M.G. Patient with giant aneurism of the left coronary artery: a case report. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 57–64.
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1112

Received: 15.12.2021. **Accepted for publication:** 08.06.2022. **Published online:** 11.07.2022.

Введение

Аневризма коронарной артерии (АКА) определяется как локальная необратимая дилатация сегмента коронарной артерии (КА), превышающая 50% от размера смежных сегментов [1].

Распространенность АКА составляет от 0,3 до 4,9% у пациентов, обследованных методом коронароангиографии (КАГ). По данным аутопсии частота встречаемости составляет около 1,4% [2–4]. АКА гигантского размера (ГАКА), диаметр которых составляет более 20 мм, еще более редкие находки, их распространенность по данным патологоанатомических исследований от 0,02 до 0,2% [2, 4, 5].

В настоящее время диагноз устанавливают чаще в случае развития острого коронарного синдрома (ОКС) или на аутопсии в случаях внезапной смерти в молодом возрасте [2], в иных случаях АКА является диагностической находкой.

ГАКА имеют склонность к тромбозу, стенозированию и разрыву [1, 2, 6, 7]. Эти особенности обусловливают развитие острого инфаркта миокарда (ОИМ), приводящее к повышению смертности от острой сердечной недостаточности (ОСН) и нарушений ритма [8] либо тампонаде сердца и внезапной сердечной смерти [1, 3, 9]. Вследствие этого ГАКА необходимо рассматривать как независимый предиктор смертности [3].

Анализ литературы показывает малое количество схожих клинических наблюдений в отечественных публикациях, чем и обусловлена актуальность описания данного случая. Представляем наши непосредственные результаты наблюдения, обследования и успешного оперативного разрешения ГАКА, осложненной ОИМ.

Материал и методы

В ФГБУ “ФЦССХ” Минздрава России (Пенза) в 2021 г. был дообследован и прооперирован пациент по поводу ГАКА. Первоначально диагноз был выставлен на основании данных КАГ. Визуализация порока проводилась методом КТ-коронарографии на компьютерном томографе Canon Aquilion ONE 640 срезов при стандартной укладке пациента. Посредством двухколбового инжектора Opti-Vantage через катетер в кубитальной вене болюсно вводилось 100 мл рентгеноконтрастного неионного препарата Omnipaque (Iohexol) с концентрацией йода 350 мг/мл, скорость введения составляла 5 мл/с. Задержка начала контрастирования рассчитывалась автоматически по результатам приложения Bolus Tracking.

Сканирование проводилось по стандартному протоколу с проспективной ЭКГ-синхронизацией. Обработка постконтрастных изображений проводилась на рабочей станции Vitrea с последующим построением многоплановой реформации (MPR), проекций максимальной интенсивности (MIP).

На основании полученных изображений на рабочей станции производилась 3D-реконструкция с получением объемных изображений сердца и сосудов для демонстрации макроморфологии сердца и коронарных артерий.

Клиническое наблюдение

Пациент К., 28 лет, в мае 2021 г. был направлен в экстренном порядке в ФГБУ “ФЦССХ” Минздрава России (Пенза) для дообследования и оперативного лечения по поводу ГАКА передней нисходящей артерии (ПНА), осложненной ОИМ и ОСН.

Согласно представленным данным, на фоне полного благополучия 07.04.2021 развился приступ стенокардии, пациент был госпитализирован в отделение неотложной кардиологии.

На момент поступления по данным эхокардиографии (ЭхоКГ) определяется сегментарная дискинезия миокарда левого желудочка (гипокинез переднеперегородочного сегмента), дилатация левого предсердия. Была выполнена КАГ: тип кровоснабжения миокарда

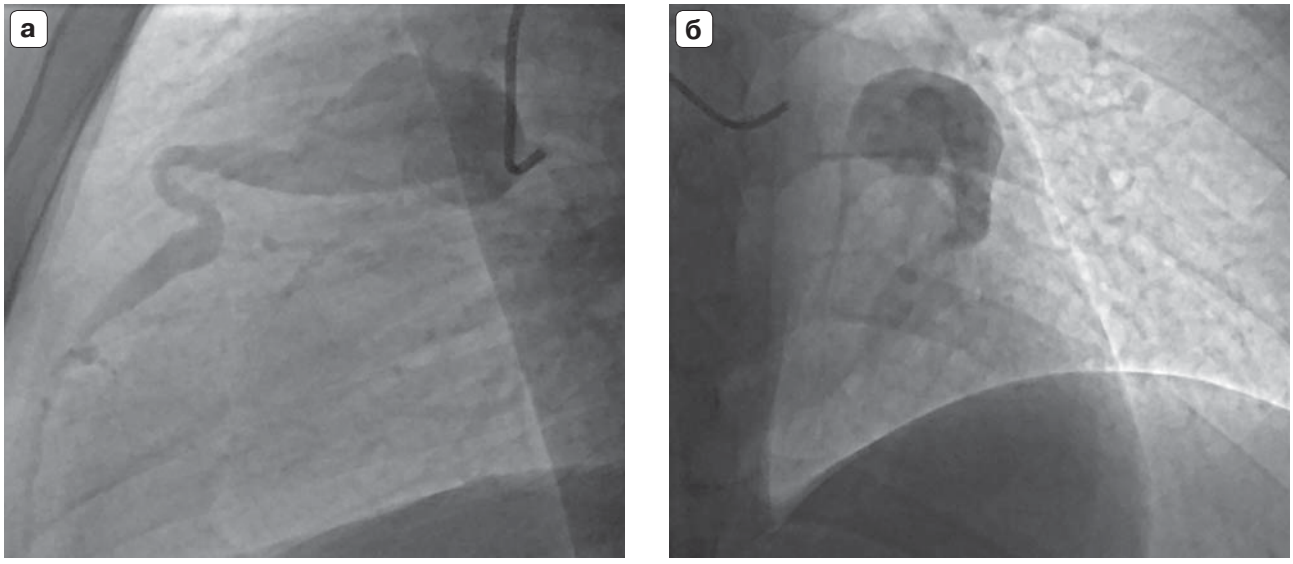


Рис. 1. Данные КАГ до операции, визуализируется аневризма больших размеров в проксимальном сегменте ПНА. **а** – левая боковая проекция; **б** – правая косая краниальная проекция.

Fig 1. CAG data before surgery, a large aneurysm is visualized in the proximal segment of the LAD. **а** – left lateral view; **б** – right oblique cranial view.

правый. Левая коронарная артерия (ЛКА): ствол – норма; ПНА – в проксимальной трети гигантская веретенообразная аневризма размером приблизительно 60 × 40 мм, частично тромбированная. Средняя и дистальная треть проходимы, контрастируются до верхушки, визуализируются слабо; огибающая артерия – норма. Правая коронарная артерия (ПКА) проходима, без особенностей.

На основании клинической картины и комплекса лабораторных и инструментальных данных был выставлен заключительный диагноз: “ишемическая болезнь сердца. Острый инфаркт миокарда от 07.04.2021. Аневризма ПНА. ОСН, класс тяжести по Killip 1”. После стабилизации состояния, учитывая крайне высокие риски рецидива ишемии миокарда, было показано оперативное лечение в экстренном порядке в условиях специализированного учреждения.

На момент обращения в ФЦССХ в мае 2021 г. пациент предъявлял жалобы на умеренную одышку, боли в области сердца на высоте вдоха. При поступлении при ЭхоКГ была выявлена диастолическая дисфункция левого желудочка 1-го типа. По данным КАГ: тип кровоснабжения правый. Ствол ЛКА: проходим. ПНА: аневризма в проксимальном сегменте больших размеров, в среднем сегменте – извита, дилатирована. Огибающая артерия (ОА), ветвь тупого края, боковая ветвь проходимы. Правая коронарная артерия проходима (рис. 1).

Для уточнения пространственного взаиморасположения анатомических структур, протяженности и ширины аневризмы, исключения тромбоза и трехмерной визуализации коронарной сосудистой сети был использован метод КТ-коронарографии. При исследовании было выявлено, что ствол ЛКА контрастирован на всем протяжении, шириной до 6 мм. На расстоянии 1 см от бифуркации ствола ЛКА в ПНА определяется веретенообразная аневризма с максимальным размером 7,0 × 3,5 см овальной формы, окруженная капсулой, частично тромбированная. На уровне аневризмы прослеживается расширенный канал ПНА размером 3,0 × 1,5 см, переходящий в более узкую часть протяженностью 3,3 × 0,7 см. Аневризма прилежит к стволу ЛА и ушку ЛП. Дистальнее аневризмы определяется контрастирование периферического сегмента ПНА низкой интенсивности (рис. 2).

Консилиум ведущих специалистов ФЦССХ с учетом наличия частично тромбированной гигантской аневризмы ПНА и развившегося ОИМ избрал двухэтапную оперативную тактику. Первым этапом для восстановления адекватного кровотока в бассейне ПНА – операция маммарокоронарного шунтирования (МКШ), далее – эндоваскулярная эмболизация проксимального отдела аневризмы ПНА устройством Amplatzer Vascular Plug.

Операция МКШ выполнена в мае 2021 г. доступом через срединную стернотомию. Выделена левая внутренняя грудная артерия (ЛВГА). При ревизии визуализирован аневризматически расширенный проксимальный участок ПНА с пристеночным тромбированием. Дистальный конец аневризмы перевязан нитью пролен 5/0, проксимальный конец аневризмы не визуализирован. В средней трети вскрыта ПНА, диаметр 2 мм. Сформирован анастомоз с ЛВГА по типу “конец в бок” (рис. 3). Гемостаз. Шунт расправлен, анастомоз проходим, герметичен. Выполнены металлоостеосинтез грудины и послойное ушивание раны.

В тот же день была выполнена эмболизация аневризмы ПНА совместно с чрескожной транслюминаль-

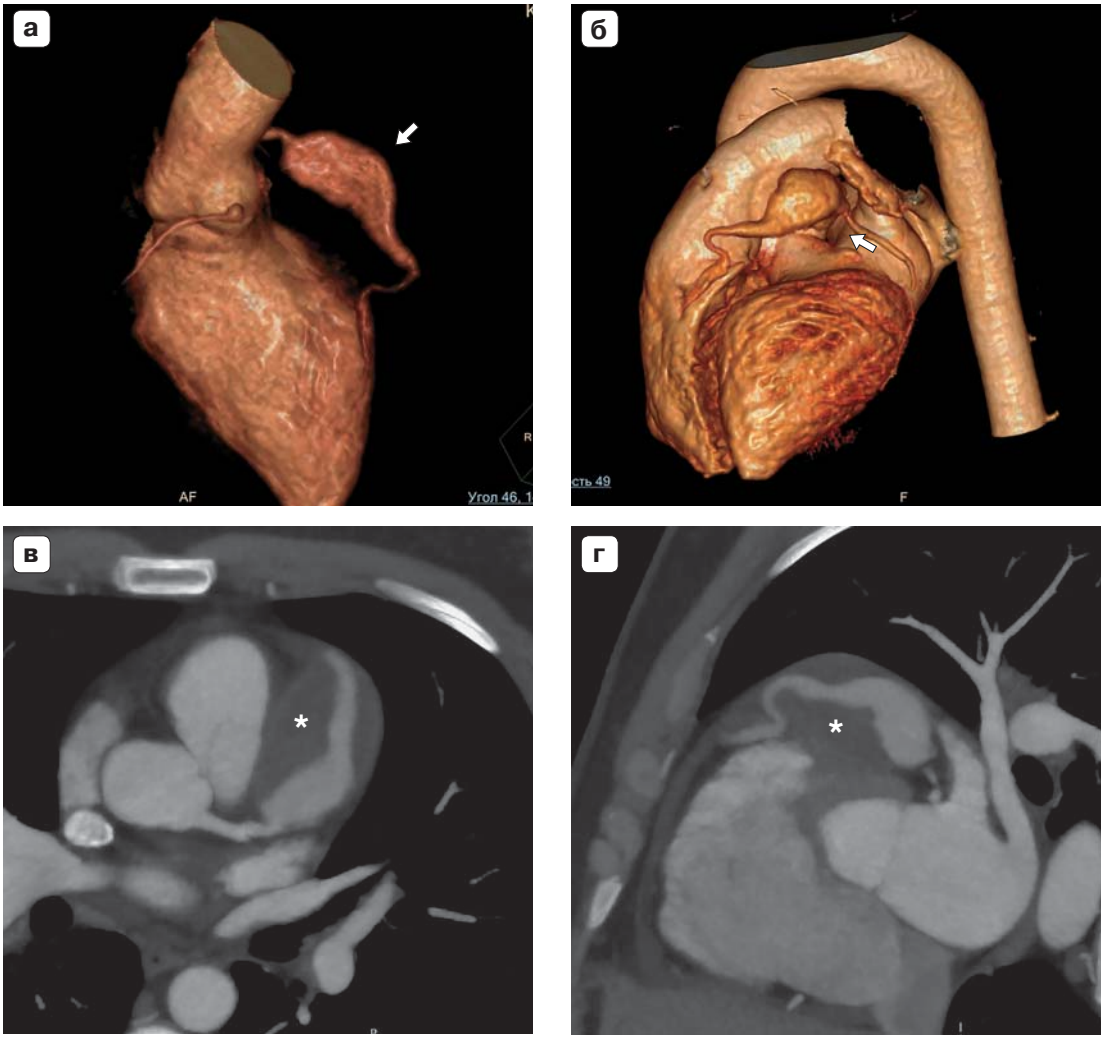


Рис. 2. Данные КТ-коронарографии до операции. **а, б** – 3D-реконструкция, на расстоянии 1 см от бифуркации ствола ЛКА в ПНА определяется веретенообразная аневризма (стрелки) с максимальным размером 7,0 × 3,5 см; **в, г** – MPR-реконструкции, прослеживается частично тромбированный (звездочка) просвет ГАКА с аневризматически расширенным каналом ПНА.

Fig. 2. Data of CT coronary angiography before surgery. **а, б** – 3D reconstruction, at a distance of 1 cm from the bifurcation of the LCA trunk in the LAD, a fusiform aneurysm (arrows) with a maximum size of 7.0 × 3.5 cm is determined; **в, г** – MPR-reconstruction, traced a partially thrombosed lumen (asteriks) of the GCAA with an aneurysmically dilated LAD canal.

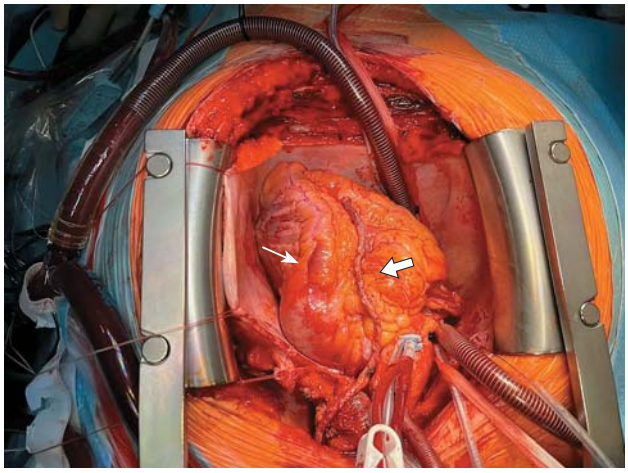


Рис. 3. Интраоперационная фотография: прослеживается сформированный маммарокоронарный шунт к ПНА (толстая стрелка), дистальнее аневризматически расширенного участка (тонкая стрелка).

Fig. 3. Intraoperative photography: traced a formed mammary-coronary shunt to the LAD (thick arrow), distal to the aneurysmally widened area (thin arrow).

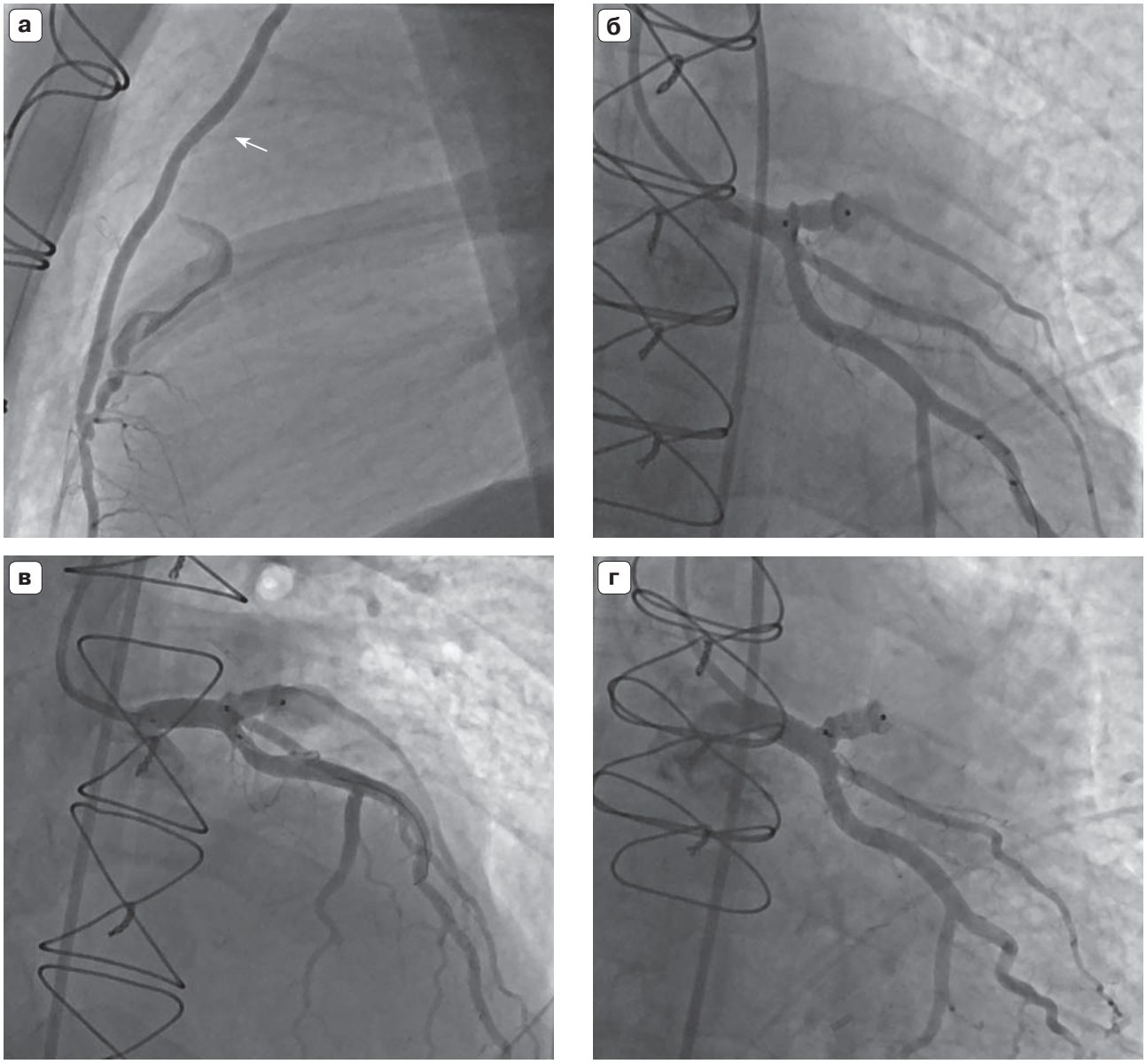


Рис. 4. Эмболизация аневризмы ПНА и ЧТКА. **а** – ПНА проходима, заполняется по МКШ, шунт (стрелка) проходим; **б** – устройство Amplatzer Vascular Plug имплантировано в проекции шейки аневризмы; **в** – коронарный проводник в ОА, позиционирование стента в стволе ЛКА – ОА; **г** – ствол ЛКА, ОА после имплантации стента.

Fig 4. Embolization of the LAD and PTCA aneurysm. **а** – LAD is passable, filled with mammary coronary bypass, bypass (arrow) is passable; **б** – the Amplatzer Vascular Plug is implanted in the projection of the aneurysm neck; **в** – coronary guidewire in LCx, positioning of the stent in the trunk of the LCA – LCx; **г** – trunk of the LCA, LCx after stent implantation.

ной коронарной ангиопластикой (ЧТКА) с имплантацией стента. Под местной анестезией пунктирована общая бедренная вена справа, установлен интродьюсер. Катетер установлен селективно в стволе ЛКА, ПНА, полости аневризмы ПНА. Устройство Amplatzer Vascular Plug 6 мм позиционировано в проекции шейки аневризмы, имплантация устройства. Устье катетера выведено в ствол ЛКА. Коронарный проводник проведен в ОА. Имплантирован стент Energy 5.0–18 мм в позицию ствол ЛКА – ОА. Просвет артерии восстановлен без признаков эмболизации и диссекции (рис. 4).

Послеоперационный период протекал без осложнений, на 2-е сутки пациент переведен в общую палату. На момент выписки жалобы активно не предъявлял, выписан на 13-е сутки после вмешательств в удовлетворительном состоянии. В настоящее время пациент находится под наблюдением кардиолога.

Обсуждение

Согласно литературным данным, первые аутопсийные описания ГАКА зарегистрированы Morgagni в 1761 г, а первое прижизненное описание случая, выявленного при КАГ, дали Muncken и соавт. в 1958 г. [10].

ГАКА являются чрезвычайно редкими находками, при которых пациенты не имеют специфических симптомов и если ГАКА клинически не проявляют себя в ранние годы жизни, то в подавляющем большинстве случаев обнаруживаются уже после развития осложнений [11].

Этиологический фактор варьирует в разных возрастных категориях и странах. На Западе у взрослых основной причиной является атеросклероз, у детей формирование АКА связано с васкулитами, среди которых ведущее место занимает синдром Кавасаки [3, 9, 11]. В Японии и Китае в обеих возрастных группах в этиологии преобладает синдром Кавасаки [12]. В целом атеросклероз – самая частая причина у взрослых, а синдром Кавасаки – у детей [3], при этом наиболее часто поражаются ПКА (40,4%), несколько реже ПНА (32,3%) и ОА (23,4%), ствол ЛКА вовлекается редко (3,5%) [6]. В последние годы также сообщается об АКА, ассоциированных с эндоваскулярными коронарными вмешательствами, их частота составляет от 0,3 до 0,6%. Авторы сообщают о развитии АКА после коронарной ангиопластики (3,9%), прямой атерэктомии (10%) и стентирования (3,5–5%) [5, 13]. В нашем случае у пациента наличие этих факторов не нашло подтверждения, что может свидетельствовать в пользу врожденной этиологии ГАКА.

Патогенетически в основе АКА лежат дегенерация гладкомышечных клеток или деструктивный панартериит [14], приводящие к снижению антитромботических свойств эндотелия, локальному замедлению и турбулентности кровотока, тем самым предрасполагают к тромбозу полости аневризмы, что встречается в 75% случаев [9], при этом наибольший риск тромбоза возникает, когда диаметр аневризмы превышает 5 см [15]. Последующая дистальная эмболизация и ишемия миокарда обусловливают клиническую картину ОКС, развитие ОИМ и ОСН. Также описаны редкие случаи разрыва ГАКА с развитием гемоперикарда и тампонады сердца [9, 14, 16].

Согласно рекомендациям Американской кардиологической ассоциации [17], “золотым стандартом” визуализации АКА является традиционная КАГ, поскольку дает информацию о расположении, форме, размере и количестве АКА, позволяет оценить всю структуру КА (стенозы, анатомические варианты, степень коллатерального кровообращения) и наличие окклюзий. Главным ограничением КАГ является вероятная недооценка размеров АКА в случае наличия пристеночных тромбов, поскольку антеградное заполнение контрастом и его застой в дилатированном коронарном сегменте могут искажать степень проходимости при эксцентричных поражениях, тем самым препятствуя полноценной визуализации коронарной анатомии [2, 7, 18]. Это ограничение в сочетании с инвазивностью исследования и риском местных осложнений в области доступа может ограничивать применение КАГ у некоторых пациентов и требует дополнительного использования других модальностей.

В качестве оптимального исследования, уточняющего результаты КАГ, можно представить КТ-коронарографию – неинвазивный метод, обеспечивающий визуализацию КА с высоким разрешением, по качеству сопоставимым с КАГ. В результате оценивается аблюминальная структура стенки КА и ее толщина, достоверно визуализируются внутрипросветные и пристеночные тромбы, наличие кальцинатов. После послойного сканирования и мультипланарной реконструкции исследуемой области четко определяются пространственные взимоотношения АКА с окружающими анатомическими структурами, характер сегментарной дилатации [6, 18, 19, 20]. КТ-коронарография особенно информативна у пациентов с ГАКА, поскольку в подавляющем большинстве они осложняются массивным тромбозом [9].

Редкость ГАКА объясняет отсутствие единой тактики ведения, а лечение случайно обнаруженной аневризмы определяется в индивидуальном порядке [11, 21]. Варианты ведения АКА включают исключение аневризмы из коронарного кровотока путем лигирования, резекции или эндоваскулярной эмболизации с шунтированием дистальных сегментов [4, 11, 22]. Радикальное хирургическое лечение пациентов с гигантскими аневризмами КА и осложненным течением дает отличные ранние и отдаленные результаты. При отсутствии повторных коронарных событий выживаемость после операций МКШ в течение 25 лет составляет 95%. При использовании ВГА проходимость шунта через 20 лет сохраняется в 87% случаев [23, 24].

Изучение описанного клинического наблюдения показывает, что КТ-коронарография является эффективным методом, демонстрирующим в данном случае типичную локализацию ГАКА (ПНА), осложненной тромбозом. Принимая во внимание молодой возраст пациента и отсутствие клинических признаков перенесенного СК, предполагается врожденный характер образования ГАКА, с последующим тромбозом. В результате эмболиза-

ции дистальных сегментов ЛКА и критического ухудшения перфузии миокарда последствием стал ОКС и ОИМ с развитием хронической сердечной недостаточности. Первичная диагностика проводилась методом КАГ, что подтвердило наличие ГАКА, макроморфология которой была визуализирована методом КТ-коронарографии, что позволило точнее определить ее размер и топографию. Для предотвращения рецидивов острой ишемии и сердечной смерти в индивидуальном порядке определена двухэтапная хирургическая тактика с проведением МКШ и эмболизации полости аневризмы. В результате была достигнута адекватная реваскуляризация бассейна ПНА.

Заключение

В современной кардиохирургической клинике методы лучевой диагностики успешно применяются для уточнения локализации поражения и макроморфологии коронарных артерий. Наглядная визуализация анатомических структур значительно облегчает поиск оптимальной хирургической тактики. КТ-коронарография играет ведущую роль при планировании хирургического вмешательства, обладает высокой чувствительностью, разрешающей способностью и является приемлемой альтернативой традиционной КАГ.

Участие авторов

Базылев В.В. – утверждение окончательного варианта статьи.

Кокшин Д.В. – концепция и дизайн исследования, проведение исследования, сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, подготовка и редактирование текста, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи.

Парамонова Т.И. – концепция и дизайн исследования.

Шматков М.Г. – участие в научном дизайне.

Authors' participation

Bazylev V.V. – approval of the final version of the article.

Kokshin D.V. – concept and design of the study, conducting research, collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, preparation and creation of the published work, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Paramonova T.I. – concept and design of the study.

Shmatkov M.G. – participation in scientific design.

Список литературы [References]

1. Jiang X., Li J., Zhang X., Chen H. Acute coronary syndrome in a young woman with a giant coronary aneurysm and mitral valve prolapse: a case report and literature review. *J. Int. Med. Res*. 2021; 49 (3): 1–8. https://doi.org/10.1177/0300060521999525
2. Blackman A., Mohammed W. Giant coronary artery aneurysm at autopsy. *BMJ Case Rep*. 2018; 2018: bcr2017222816. https://doi.org/10.1136/bcr-2017-222816
3. Baman T.S., Cole J.H., Devireddy C.M., Sperling L.S. Risk factors and outcomes in patients with coronary artery aneurysms. *Am. J. Cardiol.* 2004; 93: 1549–1551. https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2004.03.011
4. Lazar J.F., Compton M., Li F., Knight P. Excising a giant: report of a 7-cm coronary artery aneurysm. *Tex. Heart Inst. J.* 2013; 40 (2): 173–175.
5. Crawley P.D., Mahlow W.J., Huntsinger D.R. et al. Giant coronary artery aneurysms: review and update. *Tex. Heart Inst. J.* 2014; 41 (6): 603–608. https://doi.org/10.14503/thij-13-3896
6. ElGuindy M.S., ElGuindy A.M. Aneurismal coronary artery disease: An overview. *Global Cardiology Science & Practice.* 2017; 26 (3): e201726. https://doi.org/10.21542/gcsp.2017.26
7. JCS Joint Working Group. Guidelines for diagnosis and management of cardiovascular sequelae in Kawasaki disease. *Pediatr. Int.* 2005; 47: 711–732. https://doi.org/10.1253/circj.cj-66-0096
8. Suda K., Iemura M., Nishiono H. et al. Long-term prognosis of patients with Kawasaki disease complicated by giant aneurysms clinical perspective. *Circulation.* 2011; 123 (17): 1836–1842. https://doi.org/10.1161/circulationaha.110.978213
9. Keyser A., Hilker M.K., Husser O. et al. Giant coronary aneurysms exceeding 5 cm in size. *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.* 2012; 15 (1): 33–36. https://doi.org/10.1093/icvts/ivs111
10. Mata K.M. et al. In: Novel strategies in ischemic heart disease. Lakshmanadoss U., editor. Intech; 2012; 381–404.
11. Tuncer E., Onsel Turk U., Alioglu E. Giant saccular aneurysm of the left main coronary artery. *J. Geriatr Cardiol.* 2013; 10 (1): 110–112. https://doi.org/10.3969/j.issn.1671-5411.2013.01.016
12. Fang C., Fang Y., Huang Y. et al. Epidemiology and risk factors of coronary artery aneurysm in Taiwan: a population based case control study. *BMJ Open.* 2017; 7: e014424. https://doi.org/10.1136/bmjopen-2016-014424
13. Aoki J., Kirtane A., Leon M.B. et al. Coronary Artery Aneurysms After Drug-Eluting Stent Implantation. *JACC: Cardiovasc. Interv*. 2008; 14–21. https://doi.org/10.1016/j.jcin.2007.10.004
14. Carino D., Agarwal A., Singh M. et al. Coronary aneurysm: an enigma wrapped in a mystery. *Aorta (Stamford)*. 2019; 7 (3): 71–74. https://doi.org/10.1055/s-0039-1688467
15. Daniels L.B., Tjajadi M.S., Walford H.H. et al. Prevalence of Kawasaki disease in young adults with suspected myocardial ischemia. *Circulation*. 2012; 2447–2453. https://doi.org/10.1161/circulationaha.111.082107
16. Demopoulos V.P., Olympios C.D., Fakiolas C.N. et al. The natural history of aneurysmal coronary artery disease. *Heart*. 1997; 78 (2): 136–141. https://doi.org/10.1136/hrt.78.2.136
17. McCrindle B.W., Rowley H.A., Newburger J.W. et al. Diagnosis, treatment, and long-term management of Kawasaki disease: a scientific statement for health professionals from the American Heart Association. *Circulation.* 2017; 135: 927–999. https://doi.org/10.1161/01.cir.0000145143.19711.78
18. Dimitrades D. van S-B., Planken R.N., Groenink M. et al. Coronary artery assessment in Kawasaki disease with

dual-source CT angiography to uncover vascular pathology. 2020. *Eur. Radiol*. 2020; 30 (1): 432–441. https://doi.org/10.1007/s00330-019-06367-6
19. Pham V., Hemptinne Q., Grinda J.M. et al. Giant coronary aneurysms, from diagnosis to treatment: A literature review. *Arch. Cardiovasc. Dis*. 2020; 113 (1): 59–69. https://doi.org/10.1016/j.acvd.2019.10.008
20. Черногривов А.Е., Черногривов И.Е., Базылев В.В. Аномальное отхождение левой коронарной артерии от правой ветви легочной артерии. *Грудная и сердечно-сосудистая хирургия*. 2016; 58 (5): 258–267.
Chernogrivov A.E., Chernogrivov I.E., Bazylev V.V. Anomalous origin of the left coronary artery from the right pulmonary artery. *Grudnaya i serdechno-sosudistaya khirurgiya*. 2016; 58 (5): 258–267. (In Russian)
21. Парамонова Т.И., Бурко П.А., Венедиктова Н.В. Аневризма ствола левой коронарной артерии (клиническое наблюдение). *Диагностическая и интервенционная радиология.* 2019; 13 (2): 66–73.
Paramonova T.I., Burko P.A., Venediktova N.V. Aneurysm of the left coronary artery: a case report. *Diagnosticheskaya i interventsionnaya radiologiya.* 2019; 13 (2): 66–73. (In Russian)
22. Kawsara A., Núñez Gil I.J., Alqahtani F. et al. Management of Coronary Artery Aneurysms. *JACC: Cardiovasc. Interv*. 2018; 1211–1223.
https://doi.org/10.1016/j.jcin.2018.02.041
23. Kitamura S., Tsuda E., Kobayashi J. et al. Twenty-five-year outcome of pediatric coronary artery bypass surgery for Kawasaki disease. *Circulation*. 2009; 120 (1): 60–68. https://doi.org/10.1161/circulationaha.108.840603
24. Yamauchi H., Ochi M., Fujii M. Optimal time of surgical treatment for Kawasaki coronary artery disease. *J. Nippon Med. Sch*. 2004; 71 (4): 279–286.
https://doi.org/10.1272/jnms.71.279

Для корреспонденции*: Кокшин Денис Вячеславович – 440071 Пенза, ул. Стасова, 6. Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии Минздрава России. E-mail: dennis-kv@mail.ru

Базылев Владлен Владленович – доктор мед. наук, профессор, главный врач ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза. https://orcid.org/0000-0001-6089-9722

Кокшин Денис Вячеславович – врач-рентгенолог отделения лучевой диагностики ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза. https://orcid.org/0000-0002-3795-2369

Парамонова Татьяна Иннокентьевна – канд. мед. наук, врач-рентгенолог, заведующая отделением лучевой диагностики ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза. https://orcid.org/0000-0002-0067-801X

Шматков Марк Георгиевич – канд. мед. наук, заведующий отделением рентгенохирургических методов диагностики и лечения ФГБУ "Федеральный центр сердечно-сосудистой хирургии" Минздрава России, Пенза. https://orcid.org/0000-0002-3553-4075

Contact*: Denis V. Kokshin – 6, Stasova str., Penza 440071, Russian Federation. Russian Federation. E-mail: dennis-kv@mai.ru

Vladlen V. Bazylev – Doct. of Sci. (Med.), Chief doctor of the Federal Centre for Cardiovascular Surger, Penza. https://orcid.org/0000-0001-6089-9722

Denis V. Kokshin – radiologist of radiology department of the Federal Centre for Cardiovascular Surger, Penza. https://orcid.org/0000-0002-3795-2369

Tatyana I. Paramonova – Cand. of Sci. (Med.), radiologist, Head of radiology department of the Federal Centre for Cardiovascular Surger, Penza. https://orcid.org/0000-0002-0067-801X

Mark G. Shmatkov – Cand. of Sci. (Med.), endovascular surgeon, Head of department of the Federal Centre for Cardiovascular Surger, Penza. https://orcid.org/0000-0002-3553-4075

Сердце и сосуды | Heart and vessels

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1070

Вклад перфузионных йодных карт в диагностику острой тромбоэмболии легочной артерии

© **Оганесян А.А.[1, 3*], Синицын В.Е.[1, 2], Мершина Е.А.[1, 2], Першина Е.С.[3]**

[1] ФГБОУ ДПО "Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования" Минздрава России; 125993 Москва, ул. Баррикадная, д. 2/1, стр. 1, Российская Федерация

[2] ФГБОУ ВО "Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова"; 119991 Москва, Ленинские горы, д. 1, Российская Федерация

[3] ГБУЗ города Москвы "ГКБ №1 им. Н.И. Пирогова ДЗ города Москвы"; 119049 Москва, Ленинский проспект, д. 8, Российская Федерация

Цель исследования: оценка роли перфузионных йодных карт в диагностике острой тромбоэмболии легочной артерии (ТЭЛА) и сравнение степени нарушения перфузии с другими признаками и биомаркерами тяжести ТЭЛА.

Материал и методы. В ходе работы 130 пациентам с подозрением на острую ТЭЛА была проведена компьютерно-томографическая ангиопульмонография (КТА) с дальнейшей оценкой йодных перфузионных карт, из них ТЭЛА определялась у 42 пациентов. Были оценены: уровень и степень тромботического поражения, размеры камер сердца, характер изменений легочной паренхимы и изменения кровеносного русла на йодных картах.

Результаты. Анализ полученных данных показал более сильную корреляционную связь между распространенностью тромботического поражения и нарушением перфузии, чем с признаками декомпенсации правых камер. В 3 случаях ТЭЛА дистальных ветвей определялась только по данным йодных перфузионных карт.

Заключение. Йодные карты дополняют диагностическую картину при ТЭЛА, характеризуя микроциркуляторное русло. По предварительным данным, йодные карты могут использоваться в качестве прогностического критерия применяемой лечебной тактики.

Ключевые слова: тромбоэмболия легочной артерии, перфузионные йодные карты, перфузионный индекс, декомпенсация правых отделов сердца, компьютерно-томографическая ангиопульмонография

Конфликт интересов: конфликтов интересов авторов нет, исследование не имеет спонсорской поддержки.

Для цитирования: Оганесян А.А., Синицын В.Е., Мершина Е.А., Першина Е.С. Вклад перфузионных йодных карт в диагностику острой тромбоэмболии легочной артерии. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 63–76. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1070

Поступила в редакцию: 29.09.2021. **Принята к печати:** 20.04.2022. **Опубликована online:** 15.06.2022.

Contribution of analysis of perfusion iodine map's to diagnostic of acute pulmonary thromboembolism

© **Anait A. Oganesyan[1, 3*], Valentin E. Sinitsyn[1, 2], Elena A. Mershina[1, 2], Ekaterina S. Pershina[3]**

[1] Russian Medical Academy of Continuous Professional Education of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 2/1 bld. 1, Barrikadnaya str., Moscow 125993, Russian Federation

[2] Lomonosov Moscow State University, GSP-1, Leninskie Gory, Moscow 119991, Russian Federation

[3] N.I. Pirogov First City Clinical Hospital (City Hospital No1); 8, Leninsky prospekt, Moscow 119049, Russian Federation

Purpose: to study the contribution of perfusion iodine maps to diagnosis of acute pulmonary embolism (PE) and compare pulmonary perfusion defects with the main imaging biomarkers of PE.

Materials and methods. 130 patients with suspected acute pulmonary thromboembolism were studied using pulmonary computed tomographic angiography with perfusion iodine map`s analysis. Pulmonary embolism was revealed in 42 cases. There were evaluated: the number and level of vessel occlusion (Qanadli index), number and grades of lung perfusion defects on perfusion iodine maps (perfusion index), signs of right heart failure, changes of lung parenchyma.

Results. Analysis of the data showed a strong correlation between the index Qanadli and perfusion index, rather than signs of right failure. In 3 cases, the segmental and subsegmential pulmonary embolism was revealed form the iodine map's analysis only.

Conclusion. Thus, perfusion iodine maps improve the diagnosis of acute pulmonary embolism due to characterizing the changes of pulmonary microcirculation. From our data, the iodine maps can be employed as a prognostic tool for further therapy.

Keywords: pulmonary thromboembolism, perfusion iodine maps, perfusion index, right heart failure, computed tomography, pulmonary computed tomographic angiography

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Oganesyan A.A., Sinitsyn V.E., Mershina E.A., Pershina E.S. Contribution of analysis of perfusion iodine map's to diagnostic of acute pulmonary thromboembolism. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 63–76. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1070

Received: 29.09.2021. **Accepted for publication:** 20.04.2022. **Published online:** 15.06.2022.

Введение

По подсчетам некоторых авторов, смертность при ТЭЛА составляет около 30% [1]. Согласно международному регистру по ТЭЛА (International Cooperative Pulmonary Embolism Registry), общий коэффициент смертности пациентов с ТЭЛА в течение 3 мес составляет 45,1% [2], при этом смертность пациентов с массивной ТЭЛА – 52,4% и с немассивной ТЭЛА – 14,7 [3]. Но при наличии лечебной тактики процентное значение может быть уменьшено до 2–8% [4].

Следует отметить, что при жизни диагноз ТЭЛА устанавливается менее чем в 70% случаев. Летальность среди пациентов без патогенетической терапии составляет 40% и более, при массивной тромбоэмболии достигает 70%, а при своевременно начатой терапии – 2–8% [5]. Примерно у трети больных, перенесших венозную тромбоэмболию, в течение 10 лет развиваются рецидивы заболевания [6].

КТ-ангиопульмонография (КТА) на сегодняшний день является основным методом в диагностическом алгоритме у пациентов с подозрением ТЭЛА [7]. В исследовании PIOPED II показана чувствительность 83% и специфичность 96% для КТА [8]. В случае высокой вероятности ТЭЛА, повышенном уровне D-димера либо при нестабильной гемодинамике необходимо проведение КТА в целях достоверного подтверждения либо исключения ТЭЛА. КТА как метод при этой патологии относится к I классу рекомендаций с уровнем достоверности А [9].

Данный метод помогает судить о характере структурных изменений в легких и распространенности тромботического поражения, но не дает данных о перфузии паренхимы легких.

КТА появилась как важный прогностический маркер оценки нарушения гемодинамики при острой ТЭЛА и определении пациентов с наличием или отсутствием угрозы смертельного исхода, таким образом, направляя терапевтическое ведение пациента. Основными способами классификации состояния гемодинамики при ТЭЛА являются признаки недостаточности правых камер, метод количественного определения плотности тромба и измерение легочной перфузии [10–12]. Наибольшие трудности в диагностике ТЭЛА возникают при наличии обструкции средних и мелких ветвей легочной артерии. Это приводит к тому, что госпитализация больных запаздывает, равно как и лечение [13].

КТ-методы оценки перфузии, в частности двухэнергетическая компьютерная томография (ДЭКТ), субтракция изображений при контрастировании являются относительно новыми техническими возможностями, упрощающими не только подтверждение либо исключение наличия ТЭЛА, но и также и дифференциальную диагностику изменений легочной паренхимы, которая порой вызывает значительные сложности [14].\Оценка микроциркуляторного русла методом КТА в Российской Федерация находится на уровне реализации идеи применения в диагностике и оценке результатов хирургического лечения относительно хронической тромбоэмболической легочной гипертензии, для оценки остаточных стенотически-окклюзионных изменений, динамики микроциркуляторного русла [15,16].

В мировой литературе имеются расхождения мнений по целесообразности оценки перфузии при ТЭЛА, а также в необходимости к лечению тромботического поражения субсегментарных артерий [17].

Цель исследования

Оценка роли перфузионных йодных карт в диагностике острой ТЭЛА и сравнение степени нарушения перфузии с другими признаками и биомаркерами тяжести ТЭЛА.

Материал и методы

На базе Центра лучевой диагностики ФГАУ "Лечебно-реабилитационный центр" Минздрава России 130 пациентам (средний возраст 65 ± ± 8 лет) с подозрением на острую ТЭЛА была проведена КТА с использованием ДЭКТ – томографа и высокоразрешающего одноэнерегетического компьютерного томографа с возможностью получения субтракционных изображений (протокол LungSubtraction). Все пациенты с подозрением на острую ТЭЛА были стратифицированы по клинической вероятности развития ТЭЛА, согласно оригинальной шкале Geneva и ретроспективно по оригинальной шкале Wells [2]. По данным оценочных шкал вероятности ТЭЛА (Geneva), у всех пациентов, включенных в исследование, значение вероятности составляло от 4 баллов (промежуточная и высокая вероятность ТЭЛА).

ДЭКТ-ангиопульмонография была проведена 85 пациентам на однотрубочном двухэнергетическом 64-рядном компьютерном томографе (Discovery 750, производства General Electric Co., США). Протокол ДЭКТ-ангиографии у пациентов с подозрением на острую ТЭЛА проводился с использованием программного обеспечения GSI в ангиопульмонографическую фазу контрастирования (20 с) после введения 40–60 мл контрастного препарата (Сканлюкс, 370 мг/мл, Австрия) двухколбовым инжектором Ulrich. Оптимальная скорость введения составляла 4,5 мл/с с попеременным изменением напряжения тока на трубке 100–140 кВ, временем экспозиции 300–400 мАс, в двухэнергетическом режиме сканирования. В процессе выполнения исследования триггер на топограмме устанавливался на уровне бифуркации трахеи. Зону интереса (ROI) устанавливали в области легочного ствола, сканирование начиналось по мере достижения плотности в просвете легочного ствола до значения, заданного по умолчанию.

Одноэнергетическая высокоразрешающая КТА с субтракцией проводилась на компьютерном томографе (Aquilione ONE 640, производства Toshiba, Япония) в одноэнергетическом режиме с протоколом сканирования LungSubtraction. Сканирование проводилось с напряжением на трубке 100 кВ и временем экспозиции 605 мАс сначала в нативном виде (бесконтрастная фаза), после чего – в ангиопульмонографическую фазу контрастирования (20 с). Второе сканирование производилось с использованием 40–60 мл контрастного препарата (Сканлюкс, 370 мг/мл, Австрия) со скоростью 4,5 мл/с посредством двухколбового инжектора Ulrich. Триггер устанавливался на уровне бифуркации трахеи. ROI ставилась на область легочного ствола, второе сканирование начиналось по мере достижения плотности в легочном стволе до значения, заданного по умолчанию.

Качественный и количественный анализ изображений

Распространенность сосудистого поражения оценивалась по данным ангиопульмонографии с использованием индекса Qanadli [18] (рис. 1). Тромботическое поражение сегментарной артерии при полной ее окклюзия оценивалось в 2 балла, артерии с тромбами и сохранением контрастирования дистальных отделов – в 1 балл, отсутствие дефектов контрастирования принималось за 0 баллов. При тромбозе долевых ветвей оценивалось суммарное поражение соответствующих сегментарных ветвей. В каждой доле максимально определялось 10 сегментарных ветвей. Так, поражение легочного ствола оценивалось в 20 баллов (10 + 10), а при массивном тромбозе легочного ствола (ЛС) с полной окклюзией правой и левой легочных артерий индекс принимался за 40 баллов. Количественный результат оценки индекса был выражен в процентах.

Оценка перфузионных йодных карт. **Для облегчения анализа перфузионных йодных карт в исследование было введено понятие перфузионного индекса. Данный индекс рассчитывался с использованием перфузионных йодных карт, в основе которого взят принцип расчета перфузионного индекса при проведении перфузионной сцинтиграфии [19]. Каждое легкое было разделено на три зоны: верхнюю, среднюю и нижнюю. Границы зон соответствовали уровням нижней границы дуги аорты (бифуркация трахеи) и затем далее через каждые 2 межреберья.**

На йодных перфузионных изображениях было рассчитано изменение перфузии в каждой зоне по баллам (см. рис 1): 0 – отсутствие снижения перфузии, 1 – снижение перфузии со значительным сохранением перфузионного рисунка, 2 – выраженное снижение перфузии с минимальным сохранением перфузионного рисунка, 3 – дефект

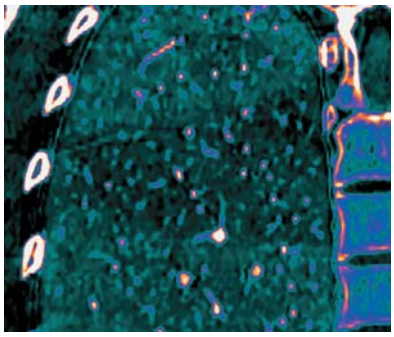
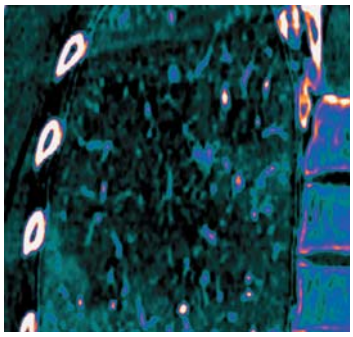
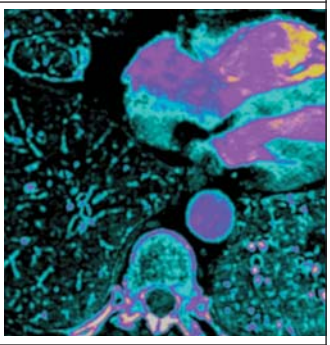
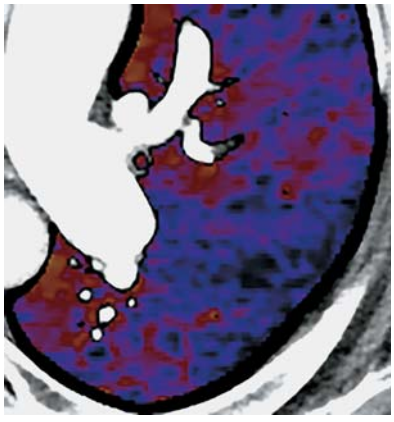
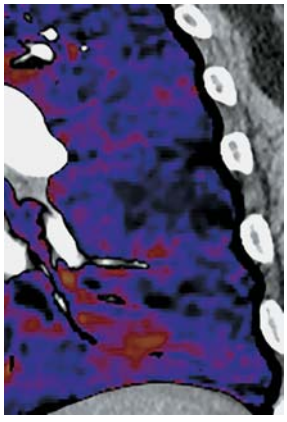
Метод/баллы Method/points	1 балл 1 point	2 балла 2 points	3 балла 3 points
Йодные карты (ДЭКТ) Iodine maps (DECT)			
Йодные карты (КТА с субтракцией) Iodine maps (CT-angiography with subtraction)			

Рис. 1. Оценка степени понижения перфузии по данным ДЭКТ-ангиопульмонографии и КТА с субтракцией.

Fig. 1. Quantification of decrease in perfusion from the data of DECT-angiopulmonography and from the CT -angiopulmonography with subtraction.

перфузии с отсутствием перфузионного рисунка. Таким образом, перфузионный индекс рассчитывался как сумма баллов изменения перфузии во всех зонах обоих легких. Максимально возможное значение перфузионного индекса тогда, очевидно, может достигать 18 баллов, что соответствует тотальному отсутствию перфузии в обоих легких.

Оценка наличия легочной гипертензии. Наличие легочной гипертензии оценивалось на серии КТА-изображений методом измерения поперечника легочного ствола и проксимальных отделов легочных артерий. Признаками легочной гипертензии являлись расширение легочного ствола более 30 мм, расширение и извитость проксимальных и дистальных отделов легочных артерий более чем на 1,25 просвета сопутствующих бронхов.

Оценка недостаточности правых отделов сердца по данным КТА. Основным показателем тяжести ТЭЛА при КТА является поперечный размер камер сердца. Оценка осуществлялась на основе измерения поперечных размеров правых и левых предсердий и желудочков относительно с реконструкциями по их продольным осям. При наличии декомпенсации правых камер сердца отношение их поперечных размеров к размерам левых камер превышает 1.

Также оценивалось наличие заброса контрастного препарата в нижнюю полую и печеночные вены, их большая контрастность в сравнении с брюшным отделом аорты, как следствие вторичной трикуспидальной недостаточности.

Результаты

Оценка стратификации вероятности развития ТЭЛА. Предварительный диагноз острой ТЭЛА подтвердился у 42 пациентов, что составило 32% от общего числа обследованных. У 14 пациентов были выявлены окклюзионно-стенотические изменения легочных артерий и в анамнезе определялась перенесенная ТЭЛА не менее 3 мес назад, что позволило отнести изменения к хронической тромбоэмболической легочной гипертензии (ХТЭЛГ). Данная группа пациентов составила 11%. У 74 (57%) пациентов тромботического поражения легочных артерий не было выявлено.

По шкале Geneva у 3 (11,2%) из 27 пациентов с высокой вероятностью развития ТЭЛА по данным КТА наличие ТЭЛА не подтвердилось. У остальных 24 (88,8%) пациентов с высокой вероятностью развития ТЭЛА предварительный диагноз подтвердился по данным МСКТ. Неподтвержденная ТЭЛА с высокой вероятностью ее развития установлена у 1 пациента с ХТЭЛГ и 2 пациентов без тромботического поражения легочных артерий. Следует отметить, что оценка высокой вероятности ТЭЛА была обусловлена у пациента с признаками ХТЭЛГ наличием следующих факторов риска: возраст (72 года), перенесенная ТЭЛА в анамнезе (в интервале не более года назад), болезненность и отек нижней конечности с одной стороны; наличие одышки и ЧСС > 75 в минуту. Другие 2 пациента не имели структурных изменений легочных артерий.

При проведении высокоразрешающей КТА с субтракцией на перфузионных йодных картах определялись диффузные зоны понижения перфузии без признаков тромботического поражения легочных артерий. При дальнейшем обследовании были выявлены маркеры системного аутоиммунного процесса (ревматоидный артрит). При анализе результатов лабораторно-инструментальных методов исследований предварительно изменения на йодных перфузионных картах были расценены как ревматоидный васкулит.

Из 103 пациентов с промежуточной вероятностью ТЭЛА предварительный диагноз был подтвержден только у 18 пациентов, что составляет 14% от общего числа всех пациентов.

При ретроспективном анализе клинической вероятности ТЭЛА по оригинальной шкале Wells количество пациентов с высокой степенью вероятности ТЭЛА составляло 23% (30 пациентов). Среди пациентов данной группы в 2 случаях ТЭЛА при ДЭКТ не подтвердилась. Меньшее количество пациентов с несоответствием было обусловлено симптомами, не рассматриваемыми в шкале отдельно, но возможность их учета в совокупности отнесена к параметру “альтернативный диагноз менее вероятен, чем легочная эмболия”. Промежуточную вероятность развития ТЭЛА составили 78 пациентов, из которых у 12 была выявлена ТЭЛА. Среди пациентов, у которых по шкале Wells была выделена низкая вероятность развития ТЭЛА (12 человек), тем не менее в 2 случаях ТЭЛА была определена.

Из 42 пациентов с острой ТЭЛА у 20 (~47%) пациентов протяженное тромботическое поражение наблюдалось на уровнях легочного ствола, правой и левой легочных артерий, в связи с чем они отнесены к группе массивной ТЭЛА. У 1 пациента определялся локальный тромботический дефект в надклапанном отделе ЛС, не оказывающий влияние на гемодинамику.

Дальнейшее лечение пациентов с ТЭЛА проводилось с учетом рекомендации Европейского общества кардиологов (Рекомендации ESC по диагностике и лечению острой легочной эмболии от 2014 г. и разработанные в сотрудничестве с Европейским респираторным обществом от 2019 г.) с дальнейшей оценкой вероятности долгосрочного риска рецидива. Так, большая часть пациентов была определена как группа с высоким риском за счет коморбидной патологии, обусловленной онкологическим процессом, – 34 пациентов, низкого риска – за счет перенесенного оперативного вмешательства – 5 пациентов и промежуточного риска – 3 пациента, находящихся на гормональной терапии эстрогенами.

На протяжении терапии 12 пациентам с массивной и субмассивной ТЭЛА проводилась КТА с оценкой перфузионных карт в динамике для оценки регресса динамики тромботического поражения. Положительная динамика в виде полного восстановления проходимости ранее определяемых сосудов с тромботическими дефектами и восстановлением данных перфузионных карт наблюдалась в 4 случаях, частичный регресс в виде остаточных тромботических пристеночных дефектов контрастирования и уменьшения выраженности и распространенности зон гипоперфузии – в 6 случаях, без существенных изменений тромботических дефектов – в 1 случае и в 1 случае отмечалось нарастание мелких тромботических дефектов в дистальных отделах артерий с относительным уменьшением распространенности дефектов в проксимальных отделах артерий. В случаях развития инфаркт-пневмонии определялось уменьшение распространенности участков уплотнений за счет регресса зон “матового стекла” с ретикулярными уплотнениями, вероятно, обусловленными участками периваскулярного отека/геморрагического пропитывания, в некоторых случаях определялась трансформация неравномерных зон уплотнения в участки консолидации. Из 42 пациентов с острой ТЭЛА летальный исход наблюдался в одном случае при массивной ТЭЛА на 12-е сутки госпитализации по причине острой сердечно-сосудистой недостаточности. Пациенты с клинико-инструментальными данными ХТЭЛГ направлялись в экспертные центры для рассмотрения дальнейшего хирургического лечения.

Оценка сосудистой обструкции. В аксиальной реконструкции при неполной тромботической обструкции дефекты контрастирования определялись в центрально расположенной зоне.

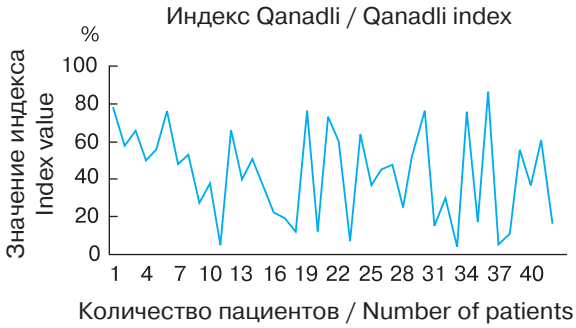


Рис. 2. Диаграмма распределения индекса Qanadli у пациентов с острой ТЭЛА.

Fig. 2. Diagram of distribution of Qanadli index in patients with acute pulmonary embolism.

Наибольшую сложность вызывала оценка дистальных отделов легочных сосудов. Однако при ДЭКТ-ангиопульмонографии с возможностью уменьшения значения keV была достигнута оптимальная контрастность их просветов. Повышение контрастности левых камер сердца и легочных вен также не создавало диагностических сложностей за счет изначально повышенной контрастности легочных артерий.

У 18 пациентов наиболее проксимальный уровень тромботического поражения наблюдался на уровне долевых ветвей, а в 17 случаях – на уровне легочного ствола, правой и левой легочных артерий. У 11 (26%) пациентов определялось тромботическое поражение на уровне сегментарных и субсегментарных артерий.

Наибольшее значение индекса Qanadli достигало 85% в случае массивной ТЭЛА с “тромбом-наездником” в области бифуркации легочного ствола и распространением тромботических масс на правую и левую легочную артерии (рис. 2). Фрагментарно контрастировались единичные сегментарные ветви. Наименьшее значение индекса до 5% имело место в 2 случаях с тромбами в единичных сегментарных и субсегментарных просветах легочных артерий.

У пациентов с ХТЭЛГ определялись расширенные легочные артерии, в том числе извитые сегментарные ветви. Дефекты контрастирования легочных артерий визуализировались в виде нитевидных внутрипросветных структур преимущественно в области бифуркации артерий по типу “паутины”. У одного из пациентов определялись расширенные и извитые бронхиальные артерии, что свидетельствует о включении механизма компенсации легочного кровоснабжения.

Оценка перфузионных йодных карт. При построении перфузионных йодных карт у пациентов с острой ТЭЛА дефекты перфузии определялись у 83% обследованных этой группы. Зоны с нарушенной перфузией определялись как менее яркие участки паренхимы, так называемые зоны гипоперфузии, либо участки с отсутствием рисунка легочного кровообращения в бассейне пораженного сосуда. Эти участки имели преимущественно клиновидную форму, вершиной, направленной к корню легкого (рис. 3, 4). Наибольшее значение перфузионного индекса составило 16 баллов из 18 возможных в случае массивной двусторонней ТЭЛА (рис. 5). Наименьшее значение составило 0 баллов при тромботическом поражении мелких ветвей.

Следует отметить, что в 2 случаях при оценке ДЭКТ-ангиопульмонографии и в 1 случае при высокоразрешающей КТА с субтракцией достоверных дефектов контрастирования легочных артерий не было выявлено. Однако при построении йодных перфузионных карт определялись двусторонние дефекты перфузии в нижних зонах легких. При ДЭКТ-ангиопульмонографии с понижением значения keV определялись центрально расположенные дефекты контрастирования сегментарных и субсегментарных ветвей. При этом отмечалась прямая корреляционная зависимость перфузионного индекса с индексом Qanadli ($r = 0,83$; $p < 0,05$) и поперечным размером правого предсердия ($r = 0,4$; $p < 0,05$) – табл. 1.

Наиболее сильная корреляционная связь (0,83) прослеживалась между перфузионным индексом и индексом Qanadli, менее сильная корреляционная связь – между перфузионным индексом и поперечными размерами правых камер сердца (0,4–0,38). У ряда пациентов с ХТЭЛГ определялись участки гиперперфузии наряду с перфузионными дефектами за счет компенсаторной вазодилатации. У ряда пациентов с острой ТЭЛА также отмечались зоны гиперперфузии в перифокальных отделах, однако корелляционной связи с распространенностью тромботического поражения не было выявлено, вероятно, в силу остроты окклюзионного поражения и короткого времени адаптационные перфузионные механизмы не успевают сформироваться.

Оценка декомпенсации правых камер сердца. У 23 (~55%) пациентов определялись признаки недостаточности правых камер сердца (рис. 6). Наибольшие поперечные размеры правого предсердия и желудочка составляли 77 и 61 мм соответственно в случае аневризматического расширения легочных артерий с острой ТЭЛА и признаками декомпенсации правых камер, значение легочного ствола составило 48 мм. В 5 случаях определялось пролабирование межжелудочковой перегородки в полость левого желудочка.

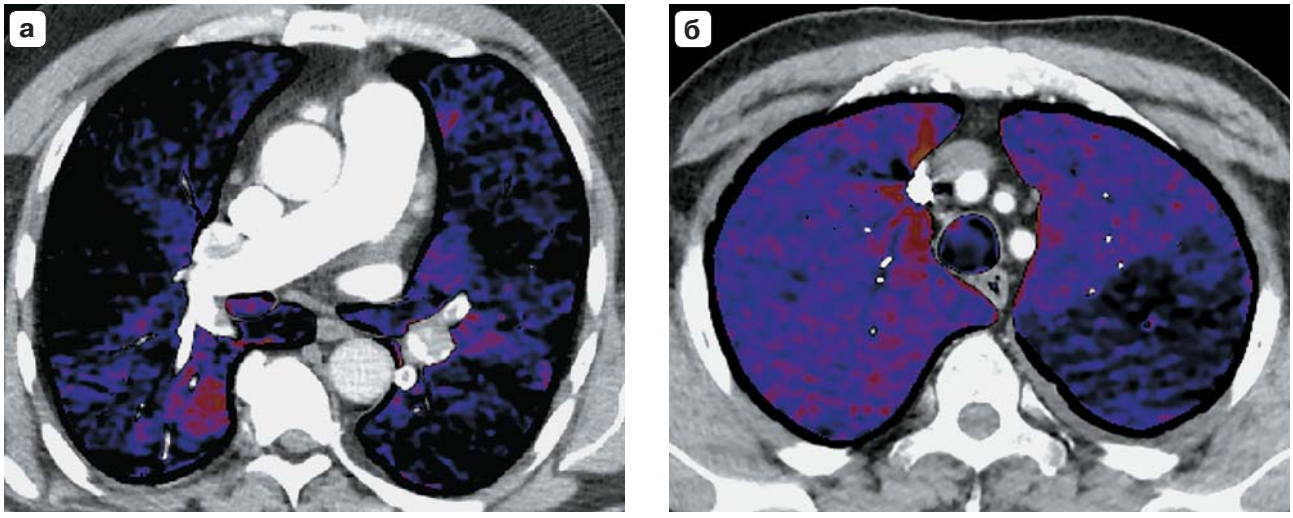


Рис. 3. Субтракционные йодные карты. **а** – в правом легком определяется клиновидный участок с отсутствием признаков перфузии; **б** – в верхней зоне левого легкого выявляется значительное обеднение перфузии с частичным его отсутствием.

Fig. 3. Subtraction iodine maps: **а** – a wedge-shaped area with no signs of perfusion is seen in the right lung; **б** – a significant impoverishment of perfusion with partial absence is obvious in the upper zone of the left lung.

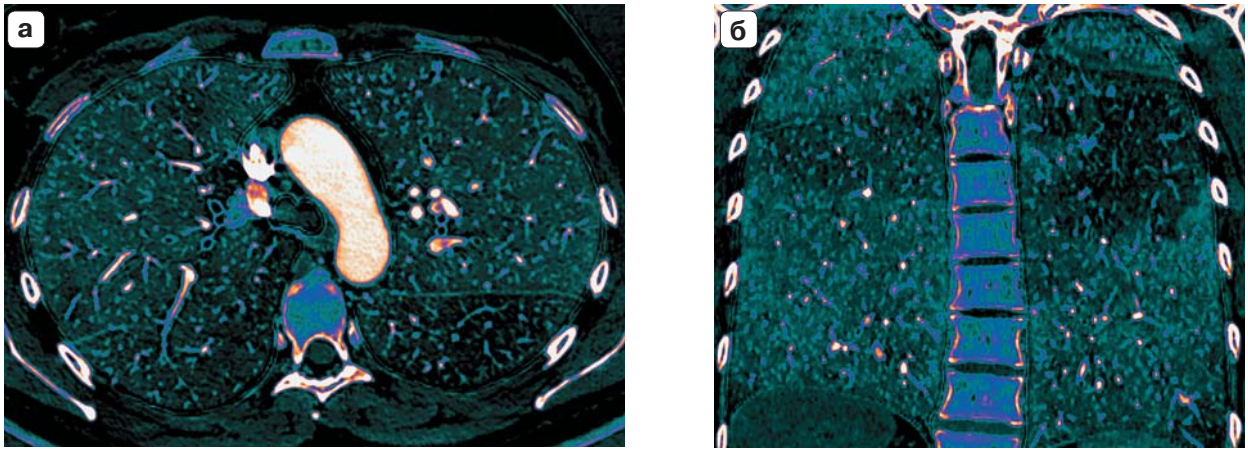


Рис. 4. Йодные карты, полученные методом ДЭКТ (**а** – аксиальная, **б** – фронтальная проекции). В нижних доля обоих легких – дефекты перфузии: справа – незначительное снижение перфузии, слева – зоны выраженной гипоперфузии.

Fig. 4. Iodine maps obtained by the DECT method (**а** – axial, **б** – frontal projections). In the lower lobes of both lungs there are perfusion defects: on the right – a slight decrease in perfusion, on the left – areas of pronounced hypoperfusion.

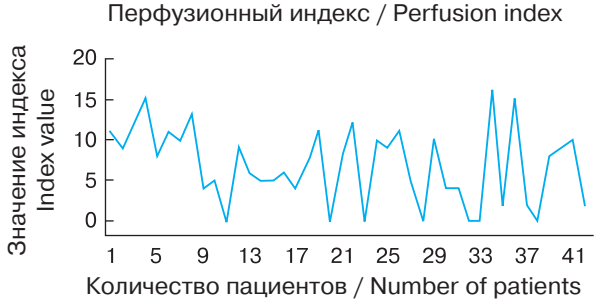


Рис. 5. Диаграмма распределения перфузионного индекса у пациентов с острой ТЭЛА.

Fig. 5. Diagram of the perfusion index distribution in patients with acute PE.

Таблица 1. Корреляция перфузионного индекса с другими оцениваемыми показателями сердечной недостаточности
Table 1. Correlation of the perfusion index with other assessed indexes of heart failure

Показатель Index	Коэффициент корреляции Correlation coefficient	Индекс достоверности, p
Легочный ствол Pulmonary trunk	0,3	0,035
Правое предсердие Right atrium	0,4	0,004
Правый желудочек Right ventricle	0,38	0,005
Индекс Qanadli Qanadli index	0,83	<0,0001

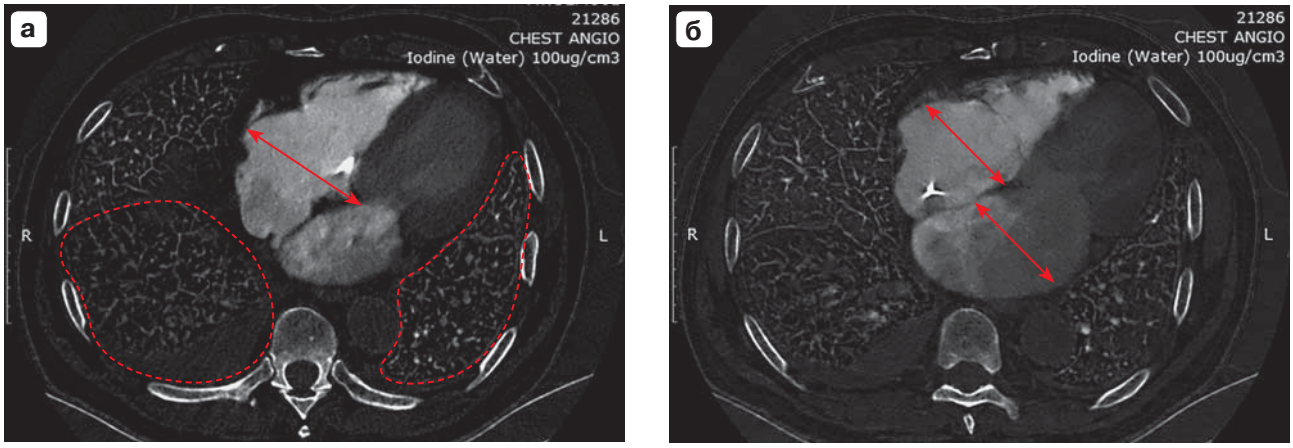


Рис. 6. Перфузионные йодные карты (ДЭКТ). Четырехкамерные аксиальные проекции. **а** – красная стрелка – увеличенные поперечные размеры правого предсердия, пунктирная линия – дефект перфузии; **б** – красные стрелки – увеличенные поперечные размеры предсердий.

Fig. 6. Perfusion iodine maps (DECT). Four-chamber axial slices. **а** – red arrow depicts the extended dimensions of the right atrium, dotted line – perfusion defect; **б** – red arrows show increased transversal dimensions of atria.

В 5 случаях определялся гидроперикард с толщиной слоя выпота более 17 мм, в 4 случаях из них отмечались увеличенные поперечные размеры правых камер сердца. Выявлена прямая корреляционная связь между индексом Qanadli и поперечными размерами правого предсердия ($r = 0,22$; $p < 0,05$) и правого желудочка ($r = 0,25$; $p < 0,05$). Однако корреляционная зависимость уступала по силе зависимости перфузионного индекса с индексом Qanadli.

Оценка изменений легочной паренхимы. Среди пациентов с ТЭЛА участки инфаркт-пневмонии наблюдались в 20 случаях, что составило 48%. Зоны определялись в виде повышения плотности паренхимы по типу консолидации преимущественно в субплевральных отделах конусовидной формы с вершиной, направленной к корню. Однако в 4 (9,5%) случаях выявлялись зоны повышения плотности по типу “матового стекла” с утолщением интерстициального компонента и наличием разнокалиберных очаговых уплотнений по типу консолидации. На перфузионных йодных изображениях данные зоны консолидации представляют собой аваскулярные участки, а зоны “матового стекла” – участки гипоперфузии. Таким образом, данные зоны интерстициальных изменений представляют собой участки перераспределения микроциркуляторного русла на этапе отсутствия сформированной инфаркт-пневмонии. Это способствует дифференциальной диагностике между изменениями сосудистого генеза и воспалительным процессом.

В 17 (40%) случаях выявлялись зоны “матового стекла” с четкими и неровными контурами, соответствующие зонам легких, располагающихся в смежных участках и в бассейнах тромботически пораженных артерий. При этом тромботические дефекты наблюдались на уровне дистальных ветвей легочных артерий (сегментарных и субсегментарных ветвей). В 2 случаях на фоне “матового стекла”

Таблица 2. Сравнительная характеристика вероятностных шкал Geneva и Wells в стратификации выявления ТЭЛА

Table 2. Comparative characteristic of probabilistic scales Geneva and Wells in stratification of detection of pulmonary embolism

Вероятность Probability	Показатели / Indexes			
	шкала Geneva Geneva scale		шкала Wells Wells scale	
	количество пациентов amount of patients	прогностическая способность положительных результатов, % prognostic ability of positive conclusion, %	количество пациентов amount of patients	прогностическая способность положительных результатов, % prognostic ability of positive conclusion, %
Высокая вероятность High	27	88,89%	30	93,3%
Промежуточная вероятность Intermediate	103	14,88%	78	15,38%

Таблица 3. Показатели чувствительности и специфичности для традиционной КТА и КТА с построением перфузионных йодных карт

Table 3. Values of sensitivity and specificity for traditional CT angiopulmonography and CT angiopulmonography with the build-up of perfusion iodine maps

Методы Methods	Показатели / Indexes				
	чувствительность sensitivity	доверительный интервал (95%) confidence interval	специфичность specificity	доверительный интервал (95%) confidence interval	точность accuracy
Традиционная КТА Clssic CT-angiopulmonography	92,9%	85,1–92,9%	100%	95,6–100%	97,4%
КТА с построением перфузионных карт и их оценкой CT with build-up of perfusion maps	100%	93,5–100%	100%	96,3–100%	100%

дефекты перфузии не определялись, что подтвердило бронхогенный характер изменений при отсутствии изменений микроциркуляции паренхимы.

Оценка специфичности и чувствительности. Оценка прогностической способности положительных результатов вероятностных шкал оценивалась по формуле прогностической ценности для шкал Geneva и Wells (табл. 2). Таким образом, стратификация пациентов высокой вероятности развития ТЭЛА оправдывает свое применение относительно двух рассмотренных шкал с большей прогностической способностью шкалы Wells. Промежуточная степень вероятности ТЭЛА включала наибольшую группу пациентов и нуждается в дополнительных углубленных исследованиях.

КТА является методом выбора в диагностике ТЭЛА в связи с ее высокой специфичностью до 96% и чувствительностью до 83% [9], что означает высокую способность метода исключить ТЭЛА. Вместе с тем ее способность к выявлению заболевания несколько ниже, и в ряде случаев ТЭЛА остается не диагностированной. Аналогичные результаты были получены в данном исследовании, где в 3 (7%) случаях ТЭЛА была не выявлена при традиционной КТА, но была установлена с использованием КТА с оценкой перфузии. Чувствительность КТА без использования перфузионных йодных карт составила 92,8% (табл. 3).

Число ложноположительных результатов при диагностике методом КТ без построения йодных перфузионных карт составило 0 (0%), ложноотри-

цательных – 3 (3%). Число ложноположительных и ложноотрицательных результатов при диагностике методом КТ с построением перфузионных карт и их оценкой – 0. Показатель AUC (площадь под ROC-кривой) является дополнительным свидетельством того, что метод КТ с построением перфузионных карт (AUC = 100%) обладает лучшей прогностической силой, чем метод КТ без построения йодных перфузионных карт (AUC = 96,4%). Показатель AUC является дополнительным свидетельством того, что метод КТ с построением перфузионных карт (AUC = 100%) обладает лучшей прогностической силой, чем метод КТ без построения йодных перфузионных карт (AUC = 96,4%). Диагностическая точность традиционной КТА составила 97,7%, что на 2,3% меньше точности ДЭКТ. Применение предложенного метода диагностики поможет снизить долю не диагностируемых случаев ТЭЛА.

Обсуждение

Высокое прогностическое значение оценочных шкал в стратификации риска вероятности развития ТЭЛА определяется лишь при относительно высокой предварительной вероятности наличия этого заболевания [1, 9]. Наибольшие сложности представляет собой группа промежуточного риска в силу большего количества неподтвержденной ТЭЛА по данным КТА [10, 11]. Наиболее многочисленная группа пациентов с промежуточной степенью риска в большей степени определялась неоднозначной оценкой жалоб и физикального осмотра нижних конечностей. Таким образом, из представленных нами данных в первую очередь следует, что оценочные шкалы требуют пересмотра и дополнений относительно пациентов с промежуточной вероятностью ТЭЛА. Следует отметить, что основной причиной ТЭЛА в группе промежуточного риска составлял тромбоз вен нижних конечностей, выявленных при ультразвуковом исследовании, выполненном после проведения КТА, что указывает на целесообразность обязательного ультразвукового исследования после проведения КТА и согласуется с данными литературы [11].

Нарушение перфузии легочной паренхимы, кроме того, может быть прогностическим признаком в оценке вероятности ранней смерти пациентов, возможных исходов, что, в частности, отмечалось в работах [12, 13], а также информативно для обоснования выбора метода дальнейшего лечения. Кроме того, оценка перфузии может иметь значение в стратификации риска тяжести пациентов с умеренной и низкой вероятностью ТЭЛА и ее ветвей, на что также указывалось [14].

Следует отметить, что при тромбоэмболии сегментарных и субсегментарных ветвей степень окклюзии сосудистого русла не настолько велика, чтобы развилось острое легочное сердце, а расстройства гемодинамики в малом круге незначительны. Однако недооценка так называемых малых форм эмболии в клинической практике недопустима, ибо это есть пусковой момент к развитию сложных регионарных дисфункций легких, ведущих к хроническому течению заболевания [14], что, собственно, и обосновывают наши результаты. Поэтому как можно более широкое применение ДЭКТ и/или субтракционной КТ-пульмонографии в группах с промежуточной вероятностью ТЭЛА выглядит не только оправданным, но и, как следует из наших данных, исключительно целесообразным в дополнение и расширение к безусловному использованию этих методов у пациентов с необходимостью хирургической экстракции тромбов легочной артерии и ее ветвей [16].

Заключение

Применение в практической рентгенологии ангиопульмонографии при ДЭКТ и высокоразрешающей КТ с методом субтракции с оценкой перфузии легких повышает эффективность диагностики ТЭЛА в основном за счет выявления поражения сегментарных ветвей. Оценка йодных перфузионных карт характеризует степень и распространенность поражения микроциркуляторного русла легких. Оценка выраженности декомпенсации правых камер сердца дополняет тяжесть течения и стратификацию неблагоприятного исхода ТЭЛА.

Участие авторов

Оганесян А.А. – проведение исследования, статистическая обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, сбор и обработка данных, написание текста, подготовка и редактирование текста.

Синицын В.Е. – концепция и дизайн исследования, анализ и интерпретация полученных данных, утверждение окончательного варианта статьи.

Мершина Е.А. – утверждение окончательного варианта статьи, анализ и интерпретация полученных данных.

Першина Е.С. – участие в научном дизайне, подготовка и редактирование текста, анализ и интерпретация полученных данных.

Authors' participation

Oganesyan A.A. – conducting research, statistical analysis, analysis and interpretation of the obtained data, collection and analysis of data, writing text, text preparation and editing.

Sinitsyn V.E. – concept and design of the study, analysis and interpretation of the obtained data, approval of the final version of the article.

Mershina E.A. – approval of the final version of the article, analysis and interpretation of the obtained data.

Pershina E.S. – participation in scientific design, preparation and creation of the published work, analysis and interpretation of the obtained data.

Список литературы

1. Верткин А.Л., Грицанчук А.М. Тромбоэмболия: эпидемия, о которой все молчат. *Архивъ внутренней медицины*. 2014; 1: 1–5.
2. Goldhaber S.Z., Visani L., De Rosa M. Acute pulmonary embolism: clinical outcomes in the International Cooperative Pulmonary Embolism Registry (ICOPER). *Lancet*. 1999; 353 (9162): 1386–1388. http://doi.org/10.1016/s0140-6736(98)07534-5
3. Kucher N., Rossi E., De Rosa M., Goldhaber S.Z. Massive pulmonary embolism. *Circulation*. 2006; 113: 577–582.
4. Bajc M., Neilly J.B., Miniati M. et al. EANM guidelines for ventilation/perfusion scintigraphy: Part 1. Pulmonary imaging with ventilation/perfusion single photon emission tomography. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2009; 36 (8): 1356–1370.
5. Тюрин И.Е. Тромбоэмболия легочной артерии: возможности лучевой диагностики. *Практическая пульмонология*. 2005; 4: 20–27.
6. Heit J.A. Venous thromboembolism epidemiology: implications for prevention and management. *Semin. Thromb. Hemost*. 2002: 3: 1–12.
7. Doğan H., Roos A., Geleijins J. et al. The role of computed tomography in the diagnosis of acute and chronic pulmonary embolism. *Diagn. Intervent. Radiol*. 2015; 21: 308–315.
8. Carrier M., Righini M., Wells P.S. et al. Subsegmental pulmonary embolism diagnosed by computed tomography: incidence and clinical implications. A systematic review and meta-analysis of the management outcome studies. *J. Thromb. Haemost*. 2010; 8 (8): 1716–1722.
9. Рекомендации ESC по диагностике и лечению острой легочной эмболии, разработанные в сотрудничестве с Европейским респираторным обществом (ERS), 2019. Рабочая группа по диагностике и ведению острой эмболии легочной артерии Европейского общества кардиологов (ESC). *Российский кардиологический журнал*. 2020; 25 (8): 3848. http://doi.org/10.15829/1560-4071-2020-3848
10. Hoey E., Mirsadraee S., Pepke-Zaba J. et al. Dual-energy CT angiography for assessment of regional pulmonary perfusion in patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension: initial experience. *Am. J. Roentgenol.* 2011, 196 (3): 524–532.
11. Zhang L., Lu G., Meinel F. et al. Computed tomography of acute pulmonary embolism: state of the art. *Eur. Radiol.* 2015; 25: 2547–2557.
12. Meinel F., Nance J., Schoepf U. et al. Predictive value of computed tomography in acute pulmonary embolism: systematic review and meta-analysis. *Am. J. Med*. 2015; 128:747–759.
13. Ермолаев В.Л., Столин А.В., Шурыгина Е.П., Хромцова О.М., Барац Е.С., Возможности традиционного комплексного подхода к диагностике и лечению тромбоэмболии легочной артерии. *Уральский медицинский журнал*. 2010; 7: 62–69.
14. Мершина Е.А., Синицын В.Е. Роль методов лучевой диагностики при постановке диагноза хронической тромбоэмболической легочной гипертензии. *Атеротромбоз*. 2016; 1: 16–25.
15. Юдин А.Л., Учеваткин А.А., Афанасьева Н.И., Юматова Е.А., Кулагин А.Л. Роль мультидетекторной компьютерной томографии в диагностике венозной тромбоэмболии. *Российский медицинский журнал*. 2015; 21 (1): 40–47.
16. Мершина Е.А., Синицын В.Е., Плотникова М.Л., Фролова Ю.Ф., Мершин К.В. Применение двухэнергетической компьютерно-томографической ангиопульмонографии у пациентов с хронической тромбоэмболической легочной гипертензии до и после тромбэндартерэктомии из легочной артерии. *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2013, 2 (13): 27–31.
17. Wiener R.E., Schwartz L.M., Woloshin S. When a test is too good: how CT pulmonary angiograms find pulmonary emboli that do not need to be found. *Br. Med. J*. 2013; 3: 347.
18. Qanadli S.D., Hajjam M.El., Vieillard-Baron A. et al. New CT index to quantify arterial obstruction in pulmonary embolism: comparison with angiographic index and echocardiography. *Am. J. Roentgenol*. 2001; 176 (6): 1415–1420.
19. Lyra M., Gavrilelli M., Lyra V. et al. Lungs SPECT image processing for Volume and Perfusion Index estimation. Conference Paper, November 2008, publication/224355449. http://doi.org/10.1109/BIBE.2008.4696800

References

1. Vertkin A.L., Gritcanchuk A.M. Tromboembolism: an epidemic that everyone is silent about. *Archives of Internal Medicine.* 2014; 1: 1–5. (In Russian)
2. Goldhaber S.Z., Visani L., De Rosa M. Acute pulmonary embolism: clinical outcomes in the International Cooperative Pulmonary Embolism Registry (ICOPER). *Lancet*. 1999; 353 (9162): 1386–1388. http://doi.org/10.1016/s0140-6736(98)07534-5
3. Kucher N., Rossi E., De Rosa M., Goldhaber S.Z. Massive pulmonary embolism. *Circulation*. 2006; 113: 577–582.
4. Bajc M., Neilly J.B., Miniati M. et al. EANM guidelines for ventilation/perfusion scintigraphy: Part 1. Pulmonary imaging with ventilation/perfusion single photon emission tomography. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*. 2009; 36 (8): 1356–1370.
5. Tyrin I.E. Pulmonary embolism: radiology's capability. *Practical Pulmonology*. 2005; 4: 20–27. (In Russian)
6. Heit J.A. Venous thromboembolism epidemiology: implications for prevention and management. *Semin. Thromb. Hemost*. 2002: 3: 1–12.
7. Doğan H., Roos A., Geleijins J. et al. The role of computed tomography in the diagnosis of acute and chronic pulmonary embolism. *Diagn. Intervent. Radiol*. 2015; 21: 308–315.
8. Carrier M., Righini M., Wells P.S. et al. Subsegmental pulmonary embolism diagnosed by computed tomography: incidence and clinical implications. A systematic review and meta-analysis of the management outcome studies. *J. Thromb. Haemost*. 2010; 8 (8): 1716–1722.
9. ESC Guidelines for the diagnosis and management of acute pulmonaryembolism developed in collaboration with the European Respiratory Society (ERS), 2019.

The Task Force for the diagnosis and management of acute pulmonary embolism of the European Society of Cardiology (ESC). *Russian Journal of Cardiology*. 2020; 25 (8): 3848. http://doi.org/10.15829/1560-4071-2020-3848 (In Russian)
10. Hoey E., Mirsadraee S., Pepke-Zaba J. et al. Dual-energy CT angiography for assessment of regional pulmonary perfusion in patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension: initial experience. *Am. J. Roentgenol.* 2011, 196 (3): 524–532.
11. Zhang L., Lu G., Meinel F. et al. Computed tomography of acute pulmonary embolism: state of the art. *Eur. Radiol.* 2015; 25: 2547–2557.
12. Meinel F., Nance J., Schoepf U. et al. Predictive value of computed tomography in acute pulmonary embolism: systematic review and meta-analysis. *Am. J. Med*. 2015; 128:747–759.
13. Ermolaev V., Stolin A., Shurygina E., Khromtcova O., Baratc E., Capability of traditional complex approach to diagnose and therapy pulmonary thromboembolism. *Medical Journal of Ural*. 2010; 7: 62–69. (In Russian)
14. Mershina E.A., Sinitsyn V.E. The role of radiology in diagnostic the chronic thromboembolic pulmonary hypertension. *Atherothrombosis*. 2016; 1: 16–25. (In Russian)
15. Yudin A.L., Uchevatkin. A.A., Afanasyev N.I., Yumatova E.A., Kulagin A.L. The role of multidetector computer tomography in diagnostic venous thromboembolism. *Russian Medical Journal*. 2015; 21 (1): 40–47. (In Russian)
16. Mershina E.A., Sinitsyn V.E., Plotnikova M.L., Frolova Y.V., Mershin K.V. Using duel energy computer tomography before and after thrombectomy of pulmonary artery for patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension. *Russian Journal of Radiology*. 2013, 2 (13): 27–31. (In Russian)
17. Wiener R.E., Schwartz L.M., Woloshin S. When a test is too good: how CT pulmonary angiograms find pulmonary emboli that do not need to be found. *Br. Med. J*. 2013; 3: 347.
18. Qanadli S.D., Hajjam M.El., Vieillard-Baron A. et al. New CT index to quantify arterial obstruction in pulmonary embolism: comparison with angiographic index and echocardiography. *Am. J. Roentgenol*. 2001; 176 (6): 1415–1420.
19. Lyra M., Gavrilelli M., Lyra V. et al. Lungs SPECT image processing for Volume and Perfusion Index estimation. Conference Paper, November 2008, publication/224355449. http://doi.org/10.1109/BIBE.2008.4696800

Для корреспонденции*: Оганесян Анаит Арамовна – тел.: +7-938-422-93-91. E-mail: talilen@mail.ru

Оганесян Анаит Арамовна – аспирант кафедры лучевой диагностики и терапии РМАНПО, врач-рентгенолог ГКБ №1 им. Н.И. Пирогова ДЗ города Москвы, Москва. https://orcid.org/0000-0003-1896-023X

Синицын Валентин Евгеньевич – доктор мед. наук, профессор, заведующий отделом лучевой диагностики МНОЦ МГУ им. М.В. Ломоносова; заведующий кафедрой лучевой диагностики и лучевой терапии факультета фундаментальной медицины МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0002-5649-2193. Scopus ID 7102735724

Мершина Елена Александровна – канд. мед. наук, доцент кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии МГУ им. М.В. Ломоносова, заведующая отделением рентгенодиагностики с кабинетами МРТ и КТ МНОЦ МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0002-1266-4926

Першина Екатерина Сергеевна – канд. мед. наук, руководитель Центра лучевой диагностики ГКБ №1 им. Н.И. Пирогова ДЗ города Москвы, Москва. https://orcid.org/0000-0002-3952-6865

Contact*: Anait A. Oganesyan – phone: +7-938-422-93-91. E-mail: talilen@mail.ru

Anait A. Oganesyan – resident of the Russian Medical Academy of Postgraduate Education; radiologist of N.I. Pirogov First City Clinical Hospital (City Hospital No1), Moscow. https://orcid.org/0000-0003-1896-023X

Valentin E. Sinitsin – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Radiology department, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Chief of Radiology and Radiotherapy Chair, Faculty of Fundamental Medicine Lomonosov Moscow State University, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-5649-2193. Scopus ID 7102735724

Elena A. Mershina – Cand. of Sci. (Med.), assistant professor of Radiology and Radiotherapy Chair, Faculty of Fundamental Medicine Lomonosov Moscow State University; Head of Radiology department, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow. http://orcid.org/0000-0002-1266-4926

Ekaterina S. Pershina – The Head of the Centre of Radiology of N.I. Pirogov First City Clinical Hospital (City Hospital No1), Moscow. https://orcid.org/0000-0002-3952-6865

Сердце и сосуды | Heart and vessels

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1089

Определение внеклеточного миокардиального матрикса методом двухэнергетической мультиспиральной томографии: систематический обзор с метаанализом

© **Лисицкая М.В.*, Вершинина О.Ю., Мершина Е.А., Плотникова М.Л., Шляпкина О.С., Баженова Д.А., Синицын В.Е.**

Медицинский научно-образовательный центр ФГБОУ ВО "Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова"; 119192 Москва, Ломоносовский проспект, 27, к. 10, Российская Федерация

Введение. Неинвазивное измерение внеклеточного миокардиального матрикса (ВММ) является перспективным инструментом для количественной оценки фиброзной ткани в миокарде. "Золотым стандартом" неинвазивного определения принято считать магнитно-резонансную томографию (МРТ) с отсроченным контрастированием. Двухэнергетическая мультиспиральная компьютерная томография (ДЭКТ) является новым способом вычисления ВММ и ее прогностическая ценность по сравнению с другими методами при фиброзе различной этиологии остается неясной.

Цель исследования: обобщение имеющихся данных и изучение прогностической ценности ДЭКТ для диагностики рубцовых изменений миокарда у взрослых пациентов.

Материал и методы. Проводился систематический поиск опубликованных исследований в базах данных MEDLINE, EMBASE, Библиотеки Cochrane, SCOPUS и Web of Science, оценивающих измерение ВММ по данным двухэнергетической МСКТ и МРТ при фиброзе миокарда любой этиологии. В результате для метаанализа было отобрано 13 статей.

Результаты. Представленные исследования продемонстрировали отличие показателя ВММ у пациентов с фиброзом или воспалением миокарда, а также хорошую сопоставимость результатов ДЭКТ и МРТ. Значение ВММ в участках с рубцовыми и воспалительными изменениями было выше, чем в неизмененном миокарде.

Заключение. Отличие значения ВММ у пациентов с фиброзом миокарда различной этиологии и здоровых лиц позволяет использовать показатель ВММ по данным ДЭКТ в качестве неинвазивного маркера миокардиального фиброза.

Ключевые слова: двухэнергетическая компьютерная томография сердца, внеклеточный/экстрацеллюлярный матрикс, фиброз миокарда, миокардиальный фиброз, воспалительные изменения миокарда, инфаркт миокарда, сердечная недостаточность

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.
Исследование не имело спонсорской поддержки.

Для цитирования: Лисицкая М.В., Вершинина О.Ю., Мершина Е.А., Плотникова М.Л., Шляпкина О.С., Баженова Д.А., Синицын В.Е. Определение внеклеточного миокардиального матрикса методом двухэнергетической мультиспиральной томографии: систематический обзор с метаанализом. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 77–86. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1089

Поступила в редакцию: 05.10.2021. **Принята к печати:** 08.06.2022. **Опубликована online:** 11.07.2022.

Detection of extracellular myocardial matrix with Dual Energy computed tomography: systematic review and meta-analysis

© **Maria V. Lisitskaya*, Olga Y. Vershinina, Elena A. Mershina, Maria L. Plotnikova, Olga S. Shlyapkina, Darya A. Bazhenova, Valentin E. Sinitsin**

Medical Research and Education Center of Lomonosov Moscow State University; 27-10, Lomonosovsky prospekt, 119192, Moscow, Russian Federation

Background. The amount of extracellular myocardial matrix is a non-invasive tool for quantitative assessment of myocardial fibrosis. MRI with late gadolinium-enhancement is considered to be the "Gold standard" of non-invasive practice. Dual Energy computed tomography is a new non-invasive approach for detection of myocardial fibrosis and its prognostic value remains unclear. The purpose of this study was to summarize all available data and to study prognostic value of DECT for the detection of fibrotic changes in myocardium.

Methods. We searched MEDLINE, EMBASE, Cochrane, SCOPUS and Web of Science for cohort studies up to October 2021 that reported myocardial extracellular volume fraction quantification using contrast enhanced dual energy CT or/and MRI with delayed enhancement.

Results. Eleven studies met eligibility criteria. A systematic analysis demonstrated the difference in extracellular volume fraction in patients with fibrotic and inflammation changes of the myocardium, as well as good comparability between DECT and MRI. The value of extracellular volume fraction in myocardium with fibrotic or inflammatory changes was higher than in healthy tissue, which makes it possible to use the ECV as a non-invasive marker of myocardial fibrosis.

Keywords: dual energy computed tomography, extracellular myocardial matrix, myocardial fibrosis, inflammatory changes of myocardium, myocardial infarction; heart failure

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Lisitskaya M.V., Vershinina O.Y., Mershina E.A., Plotnikova M.L., Shlyapkina O.S., Bazhenova D.A., Sinitsyn V.E. Detection of extracellular myocardial matrix with Dual Energy computed tomography: systematic review and meta-analysis. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 77–86. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1089

Received: 05.10.2021. **Accepted for publication:** 08.06.2022. **Published online:** 11.07.2022.

Введение

Внеклеточный миокардиальный матрикс (ВММ) образует динамическую среду и представлен гиалуроновой кислотой, протеогликанами, гликозаминогликанами и гликопротеинами, при этом коллаген является превалирующим гликопротеином ВММ [1].

Принято считать, что активную роль в реорганизации ВММ и развитии миокардиального фиброза играют миокардиальыне фибробласты. Перегрузка камер сердца давлением вызывает в этих клетках активный синтез внеклеточных и структурных протеинов, что в сочетании с активацией нейрогуморальных факторов и окислительного стресса приводит к патологическому ремоделированию миокарда [2].

Миокардиальный фиброз является процессом с хорошо изученным механизмом возникновения и конечным исходом множества сердечно-сосудистых заболеваний [2, 3]. Формирующаяся вследствие острой ишемии и/или активного воспаления травма кардиомиоцитов инициирует структурное и функциональное ремоделирование миокарда с исходом в гипертрофию и/или замещение экстрацелюлярного матрикса соединительной тканью [4]. Таким образом, определение ВММ является важным маркером фиброзных изменений сердца и предиктором возникновения сердечной недостаточности.

Эндомиокардиальная биопсия является наиболее точным способом диагностики фиброза миокарда [5]. Определение внеклеточного (экстрацеллюлярного) миокардиального матрикса с использованием методов лучевой диагностики было предложено в качестве неинвазивного маркера фиброза миокарда.

Измерение ВММ основано на измерении разницы в концентрации внеклеточного индикатора (в случае методов лучевой диагностики – контрастного препарата) между миокардом и кровотоком в момент равновесной концентрации в сочетании с измерением объема распределения крови (традиционно оценивается как: 1-уровень гематокрита (Ht)) [6, 7].

Одной из самых высокочувствительных методик, позволяющих выявлять патологические скопления коллагена, является магнитно-резонансная томография (МРТ) сердца на основе исследования зон отсроченного контрастирования и Т1-картирования [8]. Высокая точность в определении ВММ по данным МРТ была подтверждена исследованиями [9–12].

Также в качестве инструмента определения ВММ была предложена компьютерная томография [13–16]. Основным недостатком метода является то, что для расчета распределения йодсодержащего контрастного препарата применяется повторное сканирование до и после введения контрастного препарата с последующей субтракцией нативных изображений из постконтрастных, что увеличивает лучевую нагрузку на пациента [13, 17, 18]. Для увеличения чувствительности метода была предложена двухэнергетическая компьютерная томография (ДЭКТ), основанная на различных характеристиках ослабления ткани при использовании двух различных энергий рентгеновского излучения [19].

В данном систематическом обзоре мы представили результаты метаанализа для сравнения диагностических и прогностических показателей ДЭКТ в сравнении с признанными методами.

Методы

Для систематического обзора мы отобрали все статьи из баз данных MEDLINE, EMBASE, Библиотеки Cochrane, SCOPUS и Web of Science до 05 сентября 2021 г.

Проводился систематический поиск опубликованных исследований, оценивающих измерение ВММ по данным двухэнергетической МСКТ при фиброзе миокарда любой этиологии. Для поиска работ были использованы различные сочетания ключевых понятий “внеклеточный/экстрацеллюлярный матрикс”, “интрамиокардиальный фиброз” и “двухэнергетическая компьютерная томография”.

В результате исключения повторяющихся источников, экспериментальных исследований *in vitro* и на животных для метаанализа было отобрано 13 статей. В двух статьях отсутствовал полноценный статистический анализ, и поэтому в последующем они не были приняты во внимание.

Результаты

В части работ проводилось сравнение рассчитанной величины ВММ по данным ДЭКТ с полученным значением по данным МРТ. В других источниках было проведено сравнение данных для здорового миокарда и для участков интрамиокардиального фиброза.

В соответствии с этим статьи были разделены на 2 группы. В первую группу вошли работы, в которых проводилось сравнение показателей в здоровом миокарде и в местах фиброза. Во вторую группу вошли статьи, где проводилось сравнение измеренного ВММ по данным ДЭКТ и МРТ. При этом исследование H.J. Lee и соавт. (2016) было включено в обе группы, так как авторы представили данные по сравнению ВММ в группе фиброза и контроля и сравнили показатели ДЭКТ и МРТ.

Сравнительный анализ работ представлен в табл. 1 и 2.

Сравнение ВММ для фиброза и непораженного миокарда

Для изучения величины показателя ВММ для фиброза в сравнении со здоровым миокардом было отобрано 6 работ, опубликованных в период с 2016 по 2021 г. [20–25].

Количество пациентов в публикациях колебалось от 20 до 60, при этом отмечено, что в двух работах были достаточно разнородные выборки, без указания точного диагноза, а обозначенные как “ишемическая” или “неишемическая” кардиомиопатия.

Для получения двухэнергетических изображений производят сканирование при напряжении на трубке 80 и 140 кВ. Получение полихроматического спектра ослабления возможно тремя способами. Первый вариант – DSCT (Dual source computed tomography, двухисточниковая компьютерная томография), подразумевает наличие сканера с двумя источниками рентгеновского излучения и двумя детекторами. Второй вариант – SSDE (Single source dual energy, моноисточниковая ДЭКТ), подразумевает быстрое переключение напряжения на рентгеновской трубке у томографа с одним источником энергии. Для третьей технологии – DLCT (dual-layer computed tomography, двухслойная компьютерная томография) применяется сканер с двумя рядами детекторов разной чувствительности [26].

Для измерения величины ВММ с использованием ДЭКТ использовались различные типы КТ-сканеров. В трех публикациях получение двухэнергетических изображений проводилось на двухтрубочных системах, в двух – с использованием сканера с возможностью переключения энергии на трубке, в одном случае – на системе с двумя рядами детекторов и одной рентгеновской трубкой.

Для получения постконтрастных изображений использовали внутривенное введение йодсодержащего контрастного препарата с концентрацией 370 или 400 мг/мл.

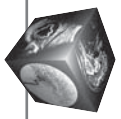


Таблица 1. Сравнительный обзор публикаций сравнения ВММ для фиброза и непораженного миокарда

Table 1. Comparative review of publications for fibrosis and unaffected myocardium

Автор Autor	n No of patients	Клинический диагноз Diagnosis	Группа контроля Control group, no	Метод МСКТ DE technique	Контраст КТ CE	ВММ ДЭКТ фиброз, % ECV in fibrosis, %	ВММ ДЭКТ контроль, % ECV control group, %
A. Yamada et al., 2020	7	Фиброз после гемодиализа Fibrosis in hemodialysis patients	20	DSCT	370 mg/ml 40 ml СТР + 0,84 ml/kg СТА (общая кумулятивная доза/ total 102,6 ± 9,9 ml)	33,8 ± 4,7	26,6 ± 2,9
R. Qi et al., 2021	60	Неишемическая СН Non-ischemic cardiomyopathy	60	DSCT	370 mg/ml 50 ml СТА + 50 ml	31,3 ± 4,0	27,1 ± 3,7
Y. Ohta et al., 2019	35	ДКМП Dilated cardiomyopathy	11	SSDE	370 mg/ml 0,9 ml/kg СТА + 0,5 ml/kg	31,35 ± 2,53	26,63 ± 2,63
A. Abadia et al., 2020	60	КМП (40 ИКМП, 20 НИКМП) Cardiomyopathy (40 ischemic, 20 non-ischemic)	10	DSCT	370 mg/ml 70 ml	37,4 (32,8–41,6)	25,4 (22,9–27,3)
S. Si-Mohamed et al., 2021	60	Острый миокардит Acute myocarditis	18	DLCT	400 mg/ml 1,2 ml/mg	34,18	30,04
H. Lee et al., 2016	23	Неишемическая КМП: 6 ГКМП, 9 ДКМП, 4 амилоидоз, 4 саркоидоз Non-ischemic cardiomyopathy: 6 hypertrophic, 9 dilated, 4 amyloidosis, 4 sarcoidosis	7	SSDE	370 mg/ml 1,8 ml/mg	34,48 ± 8,97% and 33,98 ± 9,05%	26,32 ± 0,9

Примечание. СН – сердечная недостаточность; КМП – кардиомиопатия; ДКМП – дилатационная кардиомиопатия; ИКМП – ишемическая кардиомиопатия; НИКМП – неишемическая кардиомиопатия; ГКМП – гипетрофическая кардиомиопатия. DSCT – Dual source computed tomography, двухисточниковая компьютерная томография; SSDE – Single source dual energy, моноисточниковая ДЭКТ; DLCT – dual-layer computed tomography, двухслойная компьютерная томография.

Explanation. CE – contrast enhancement; ECV – extracellular volume; DSCT – Dual source computed tomography; SSDE – Single source dual energy; DLCT – dual-layer computed tomography.

Таблица 2. Сравнительная характеристика статей
Table 2. Comparative characteristics of articles

Авторы Autor	n No of patients	Диагноз Diagnosis	Тип КТ сканнера CT scanner type	КТ-контраст CE	МРТ MRI scanner,T	МР-контраст MR CE	Корреляция Correlation	ВММ ДЭКТ, % ECV DECT, %	ВММ МРТ, % ECV MRI, %
B. Dubourg et al., 2021	21	Пациенты перед TAVI Pre-TAVI	SSDE	350 mg/ml 65 ml + 30 ml	1,5 T	0,15 mmol/kg	r = 0,81; p < 0,0001	29,9 ± 4,6	29,1 ± 3,9
R. Wang et al., 2018	35	Сердечная недостаточность Heart failure	DSCT	370 mg/ml 60–90 ml	3 T	0,2 mmol/kg	r = 0,945; p < 0,0001 ICC 0,907	33 (95CI 32–36)	30 (95CI 30–32)
Y. Ohta et al., 2020	23	Сердечная недостаточность Heart failure	SSDE	370 mg/ml 0,9 ml /kg	3 T	0,15 mmol/kg	r = 0,837 (95CI 0,801–0,867)	31,6 ± 9,1	33,2 ± 9,1
S. Oda et al., 2019	40	ИМ, ГКМП и ДКМП, амилоидоз, миокардиальная дисфункция Myocardial infarction, hypertrophic and dilated cardiomyopathy, amyloidosis, myocardial dysfunction	DSCT	370 mg/ml 1,5 ml/kg	Нет данных –	0,2 mmol/kg	r = 0,94; p < 0,01		
H. Lee et al., 2016	23 + 7 здоровых 23 + 7 healthy	Неишемическая КМП: 6 ГКМП, 9 ДКМП, 4 амилоидоз, 4 саркоидоз Non-ischemic cardiomyopathy: 6 hypertrophic cardiomyopathy, 9 dilated cardiomyopathy, 4 amyloidosis, 4 sarcoidosis	DSCT	370 mg/ml 1,8 ml/kg	3 T	0,2 mmol/kg	ICC = 0,987	34,48% ± 8,97 and 33,98% ± 9,05	34,18% ± 8,98 and 34,42% ± 9,03
Y. Kurita et al., 2016	8 (6 + 2 без рубцов) 8 (6 + 2 with no scars)	2 ИМ, 2 ГКМП, 1 ДКМП, 1 гиперальдостеронизм, 2 без рубцов 2 myocardial infarction, 2 hypertrophic cardiomyopathy, 1 dilated cardiomyopathy, 1 hyperaldosteronism, 2 no scars	DSCT		3 T		r = 0,84		

Примечание. ИМ – инфаркт миокарда; КМП – кардиомиопатия; ДКМП – дилатационная кардиомиопатия; ИКМП – ишемическая кардиомиопатия; НИКМР – неишемическая кардиомиопатия; ГКМП – гипертрофическая кардиомиопатия; DSCT – Dual source computed tomography, двухисточниковая компьютерная томография; SSDE – Single source dual energy, моноисточниковая ДЭКТ; DLCT – dual-layer computed tomography, двухслойная компьютерная томография; TAVI – Transcatheter aortic valve implantation, транскатетерная имплантация аортального клапана.

Explanation. CE – contrast enhancement; ECV – extracellular volume; TAVI – transcatheter aortic valve implantation; DSCT – Dual source computed tomography; SSDE – Single source dual energy; DLCT – dual-layer computed tomography.

Вычисление показателя ВММ проводилось по формуле:

ВММ = (плотность по йоду миокарда / плотность по йоду пула крови) • • (1-гематокрит)

Данные были представлены в процентном соотношении. Анализ миокарда проводился в соответствии с 16-сегментным делением Американской ассоциации сердца (American Heart Association) [20–25].

В четырех публикациях было приведено среднее значение ВММ с указанием стандартного отклонения, в двух – медиана.

При анализе было отмечено, что величина ВММ была выше у пациентов с миокардиальным фиброзом. При этом в пяти публикациях величина рассчитанного ВММ колебалась в промежутке от 31,3 до 34,48%, а в одной работе значение было выше и составляло 37,4% (32,8–41,6%) [20–25].

В исследованиях R.X. Qi и соавт. (2021) и Y. Ohta и соавт. (2019) в исследование были включены преимущественно пациенты с неишемической кардиомиопатией, в то время как в исследовании A.F. Abadia и соавт. (2020) большую часть в группе фиброза, составили пациенты с ишемическими рубцами (40 с постинфарктными рубцовыми изменениями против 20 с неишемическими кардиомиопатиями). В результате были получены более высокие значения ВММ, что, вероятно, может быть объяснено более выраженными фиброзными изменениями в рубцах после инфаркта, чем при диффузном мелкочаговом фиброзе в случае неишемического поражения [21–23].

В целом при изучении двух групп статей величина ВММ для ДЭКТ составила 29,9–33,8% [20–25].

В исследовании A. Yamada и соавт. (2020) для выявления фиброзных изменений миокарда у пациентов на гемодиализе ДЭКТ проводилась после проведения стресс-перфузии миокарда и КТ-коронарной ангиографии. В результате в группе гемодиализа значение ВММ составило 33,8 ± 4,7% по сравнению с 26,6 ± 2,9% в группе контроля [20].

Помимо величины ВММ была изучена корреляция с различными параметрами, полученными по данным ЭхоКГ, КТ стресс-перфузии миокарда и КТ-коронарной ангиографии [20].

Была выявлена корреляция между величиной ВММ и индексированным объемом левого предсердия в группе гемодиализа ($r = 0,54$; $p = 0,01$) и контроля ($r = 0,56$; $p = 0,01$). При этом не было выявлено зависимости от суммарного показателя стресса при КТ стресс-перфузии миокарда, CAD-RADS, индексированной массы миокарда и фракции выброса левого желудочка [20].

Отличительной чертой исследования, проведенного S.A. Si-Mohamed и соавт. в 2021 г., являлось то, что анализ ВММ проводился у пациентов с подозрением на острый миокардит. ВММ является маркером не только фиброза, но и воспаления и отека [24]. Пациенты для анализа были отобраны на основании изучения позднего контрастирования по данным контрастной МРТ. При этом при анализе группы контроля были показаны более высокие результаты значения ВММ, чем в других исследованиях. Значение ВММ для здорового миокарда было 30,04%, в то время как в других источниках среднее значение колебалось в районе 25,4–27,1% [20–24].

В целом анализ публикаций показал, что определение ВММ может использоваться в качестве маркера фиброзных изменений миокарда, как при ишемических и неишемических кардиомиопатиях, так и при подозрении на миокардит.

Корреляция результатов ДЭКТ и МРТ

Для сравнительного анализа вычисления ВММ по данным ДЭКТ в сравнении с МРТ были отобраны 6 работ, опубликованных в период с 2016 по 2021 г. [7, 14, 25, 27–29].

При анализе работ было отмечено, что в двух публикациях в качестве характеристики группы пациентов была указана “сердечная недостаточность” со снижением фракции выброса и указанием заболевания [27, 28]; в других исследованиях фракция выброса и наличие СН не указаны.

В двух исследованиях в выборку также были включены пациенты без рубцового поражения миокарда [14, 28]. В целом во всех работах результаты были приведены на основании малой выборки пациентов с разнородными заболеваниями.

Для получения двухэнергетических изображений в четырех случаях использовались двухтрубочные системы и в двух – монотрубочные, с быстрым переключением тока. Для внутривенного ведения применялся йодсодержащий контрастный препарат с концентрацией 350 или 370 ммоль/мл.

В четырех публикациях МРТ проводилась на томографе с напряженностью магнитного поля 3 Т, в одном – 1,5 Т и в одном случае тип МРТ не был указан.

В четырех публикациях были приведены точные данные рассчитанной величины ВММ для КТ и МРТ, в двух был указан только коэффициент корреляции.

При сравнении величин ВММ по данным ДЭКТ и МРТ в двух публикациях показатели для КТ были

выше, чем при МРТ, а в двух – наоборот: значение для МРТ было выше.

При анализе статистических данных коэффициент корреляции находился в пределах 0,81–0,987. Наиболее высокие показатели корреляции были отмечены в работах R. Wang и соавт. (2018) и H.J. Lee и соавт. (2016) [25, 27].

В исследование R. Wang и соавт. (2018) было включено 35 пациентов с различными причинами сердечной недостаточности с функциональным классом 2 и выше по критериям Нью-Йоркской сердечной ассоциации (NYHA) при фракции выброса ниже 35% или СН с постоянной фракцией выброса ниже 50%. Из анализа были исключены все сегменты, на которых присутствовали ступенчатые артефакты или имелось отсроченное контрастирование после введения гадолинийсодержащего контрастного препарата. Среднее значение ВММ составило 33% (95%ДИ 32–36%) для ДЭКТ и 30% (95%ДИ 30–32%). Расчеты показали хорошую корреляцию ($r = 0,945$; $p < 0,0001$). Также была показана обратная зависимость величины ВММ от фракции выброса [27].

В исследовании H. Lee и соавт. (2016) для анализа были отобраны 30 пациентов – 23 с неишемическими КМП (6 ГКМП, 9 ДКМП, 4 амилоидоз, 4 саркоидоз) и 7 здоровых лиц. При этом в группе контроля значение ВММ составило 26,32 ± 0,9 для ДЭКТ и 26,34 ± 0,9 для МРТ. В группе заболеваний среднее ВММ указано для двух независимых исследователей в общем (см. табл. 2) и для каждого отдельного заболевания. При этом наибольшая величина ВММ отмечалась у пациентов с амилоидозом (53,45 ± 1,19% для ДЭКТ и 53,4 ± 1,19% для МРТ) и саркоидозом (38,45 ± 1,19% для ДЭКТ и 38,60 ± 1,19% для МРТ). Общий коэффициент корреляции составил при внутриклассовом коэффициенте корреляции 0,987 [25].

Более низкие показатели корреляции были показаны в наиболее поздних работах: $r = 0,837$ у Y. Ohta и соавт. (2020) и $r = 0,81$ у B. Dubourg и соавт. (2021) [7, 28].

Y. Ohta и соавт. (2020) провели вычисление ВММ для 23 пациентов с сердечной недостаточностью (из них 6 пациентов с ДКМП, 5 ИБС, 12 – другие и неизвестные причины СН). Средняя величина ВММ для ДЭКТ составила 31,6 ± 9,1%, для МРТ – 33,2 ± 9,1% при общей корреляции с $r = 0,837$ (95%ДИ 0,801–0,867). Особенностью данного исследования, кроме прочего, была более низкая доза гадолинийсодержащего контрастного препарата [28].

B. Dubourg и соавт. (2021) исследовали данные 21 пациента перед проведением TAVI. Всем пациентам проводилась ДЭКТ на моноэнергетической системе и МРТ на 1,5 Т сканере. Расчетная ВММ для КТ составила 29,1 ± 3,9% и 29,9 ± 4,6% для МРТ. Коэффициент корреляции составил 0,81; $p < 0,0001$. В дискуссии авторы провели сравнение с данными, полученными H.J. Lee и соавт. (2016), и заключили, что разница в результатах может быть связана как с более низкой напряженностью магнитного поля МР-томографа, так и с более высоким шумом изображений при выполнении ДЭКТ на моноэнергетических системах по сравнению с двухтрубочными [7].

Обсуждение

Данный систематический обзор представляет собой первую попытку обобщить определение ВММ при помощи ДЭКТ. Анализ публикаций показывает, что ДЭКТ может быть потенциально применена для вычисления ВММ у пациентов с различными заболеваниями миокарда. Представленные исследования продемонстрировали отличие показателя ВММ у пациентов с фиброзом или воспалением миокарда, а также хорошую сопоставимость результатов ДЭКТ и МРТ [7, 14, 20–25, 27–29].

Основным ограничением проведенных исследований является малое количество пациентов. В первой группе публикаций количество пациентов составило от 7 до 60, во второй – от 8 до 40. Вторым ограничением выступает большая разнородность диагнозов в малой выборке. Так, в исследовании Y. Kurita и соавт. (2016) на основании данных 8 пациентов указывается 4 различных диагноза с различными механизмами формирования фиброза миокарда. Несмотря на разнообразие в группах пациентов, изучение проблемы показало, что ВММ по данным ДЭКТ существенно выше у пациентов с фиброзом. При этом в исследовании H.J. Lee и соавт. (2016) авторы детально изучили показатели ВММ при различных патологиях и отметили, что при амилоидозе и саркоидозе значение ВММ выше по сравнению с другими причинами фиброза [7, 14, 20–25, 27– 29].

Также была показана хорошая корреляция между результатами вычисления ВММ при проведении ДЭКТ и МРТ. В трех публикациях значение коэффициента корреляции превысило 0,9 при малой величине ошибки. В работе с наименьшей корреляцией был проведен анализ, и в качестве причин такого результата были указаны технические данные сканеров и более низкая доза введенного гадолиния [7, 14, 20–25, 27– 29].

В целом первый опыт применения ДЭКТ для вычисления ВММ показывает обнадеживающие результаты.

Заключение

Проведенный анализ публикаций по примен нию ДЭКТ для вычисления ВММ у пациентов с различными причинами фиброза показал хорошую корреляцию с “золотым стандартом” неинвазивного анализа по данным МРТ. Значение ВММ в участках с рубцовыми и воспалительными изменениями было выше, чем в неизмененном миокарде, что позволяет использовать показатель ВММ по данным ДЭКТ в качестве неинвазивного маркера миокардиального фиброза.

Участие авторов

Лисицкая М.В. – концепция и дизайн исследования, проведение исследования, анализ и интерпретация полученных данных, подготовка и редактирование текста, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи.

Вершинина О.Ю – участие в научном дизайне, сбор и обработка данных, статистическая обработка данных, подготовка и редактирование текста, написание текста.

Мершина Е.А. – концепция и дизайн исследования, подготовка и редактирование текста, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи.

Плотникова М.Л. – сбор и обработка данных, статистическая обработка данных.

Шляпкина О.С. – сбор и обработка данных, статистическая обработка данных.

Баженова Д.А. – сбор и обработка данных, статистическая обработка данных.

Синицын В.Е. – концепция и дизайн исследования, утверждение окончательного варианта статьи.

Authors’ participation

Lisitskaya M.V. – concept and design of the study, conducting research, analysis and interpretation of the obtained data, preparation and creation of the published work, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Vershinina O.Y. – participation in scientific design, collection and analysis of data, statistical analysis, preparation and creation of the published work, writing text.

Mershina E.A. – concept and design of the study, preparation and creation of the published work, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Plotnikova M.L. – collection and analysis of data, statistical analysis.

Shlyapkina O.S. – collection and analysis of data, statistical analysis.

Bazhenova D.A. – collection and analysis of data, statistical analysis.

Sinitsyn V.E. – concept and design of the study, approval of the final version of the artic.

Список литературы [References]

1. Lockhart M., Wirrig E., Phelps A., Wessels A. Extracellular matrix and heart development. *Birth. Defects Res. Part A – Clin. Mol. Teratol.* 2011; 91 (6): 535–550. http://doi.org/10.1002/bdra.20810
2. Илов Н.Н., Арнаудова К.Ш., Нечепуренко А.А., Ясенявская А.Л., Башкина О.А. СМА. Роль внеклеточного матрикса сердца в возникновении и прогрессировании хронической сердечной недостаточности. *Российский кардиологический журнал.* 2021; 26 (2S): 4362. https://doi.org/10.15829/1560-4071-2021-4362
Ilov N.N., Arnaudova K.S., Nechepurenko A.A., Yasenyavskaya A.L., Bashkina O.A., Samotrueva M.A. Role of the cardiac extracellular matrix in the onset and progression of heart failure. *Russian Journal of Cardiology*. 2021; 26 (S2): 4362. https://doi.org/10.15829/1560-4071-2021-4362 (In Russian)
3. De Jong S., Van Veen T.A.B, De Bakker J.M.T. et al. Biomarkers of myocardial fibrosis. *J. Cardiovasc. Pharmacol.* 2011; 57 (5). 522–535. http://doi.org/10.1097/FJC.0b013e31821823d9
4. Wong C.X., Brown A., Lau D.H. et al. Epidemiology of Sudden Cardiac Death: Global and Regional Perspectives. *Hear Lung Circ*. 2019; 28 (1). 6–14. http://doi.org/10.1016/j.hlc.2018.08.026
5. González A., Schelbert E.B., Díez J., Butler J. Myocardial Interstitial Fibrosis in Heart Failure: Biological and Translational Perspectives. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2018; 71 (15): 1696–1706. http://doi.org/10.1016/j.jacc.2018.02.021
6. Schelbert E.B., Testa S.M., Meier C.G. et al. Myocardial extravascular extracellular volume fraction measurement by gadolinium cardiovascular magnetic resonance in humans: Slow infusion versus bolus. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* 2011; 13 (1): 16. http://doi.org/10.1186/1532-429X-13-16
7. Dubourg B., Dacher J.N., Durand E. et al. Single-source dual energy CT to assess myocardial extracellular volume fraction in aortic stenosis before transcatheter aortic valve implantation (TAVI). *Diagn. Interv. Imaging.* 2021; 102 (9): 561–570. http://doi.org/10.1016/j.diii.2021.03.003
8. Disertori M., Rigoni M., Pace N. et al. Myocardial Fibrosis Assessment by LGE Is a Powerful Predictor of Ventricular Tachyarrhythmias in Ischemic and Nonischemic LV Dysfunction: A Meta-Analysis. *JACC Cardiovasc. Imaging.* 2016; 9 (9): 1046–1055. http://doi.org/10.1016/j.jcmg.2016.01.033
9. Su M.Y.M., Lin L.Y., Tseng Y.H.E. et al. CMR-verified diffuse myocardial fibrosis is associated with diastolic dysfunction in HFpEF. *JACC Cardiovasc. Imaging*. 2014; 7 (10): 991–997. http://doi.org/10.1016/j.jcmg.2014.04.022
10. Rommel K.P., Von Roeder M., Latuscynski K. et al. Extracellular volume fraction for characterization of patients with heart failure and preserved ejection fraction. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2016; 67 (15). 1815–1825. http://doi.org/10.1016/j.jacc.2016.02.018
11. Patel A.R., Kramer C.M. Role of Cardiac Magnetic Resonance in the Diagnosis and Prognosis of Nonischemic Cardiomyopathy. *JACC Cardiovasc. Imaging.* 2017; 10 (10 Pt A): 1180–1193. http://doi.org/10.1016/j.jcmg.2017.08.005
12. Moustafa A., Khan M.S., Alsamman M.A. et al. Prognostic significance of T1 mapping parameters in heart failure with preserved ejection fraction: a systematic review. *Heart Fail. Rev.* 2020; 26 (6):1325–1331. http://doi.org/10.1007/s10741-020-09958-4
13. Bandula S., White S.K., Flett A.S. et al. Measurement of myocardial extracellular volume fraction by using

equilibrium contrast-enhanced CT: Validation against histologic findings. *Radiology.* 2013; 269 (2): 396–403. http://doi.org/10.1148/radiol.13130130
14. Kurita Y., Kitagawa K., Kurobe Y. et al. Data on correlation between CT-derived and MRI-derived myocardial extracellular volume. *Data Brief*. 2016; 7: 1045–1047. http://doi.org/10.1016/j.dib.2016.03.073
15. Kurita Y., Kitagawa K., Kurobe Y. et al. Estimation of myocardial extracellular volume fraction with cardiac CT in subjects without clinical coronary artery disease: A feasibility study. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr*. 2016; 10 (3): 237–241. http://doi.org/10.1016/j.jcct.2016.02.001
16. Takafuji M., Kitagawa K., Nakamura S. et al. Feasibility of extracellular volume fraction calculation using myocardial CT delayed enhancement with low contrast media administration. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr*. 2020; 14 (6): 524–528. http://doi.org/10.1016/j.jcct.2020.01.013
17. Nacif M.S., Kawel N., Lee J.J. et al. Interstitial myocardial fibrosis assessed as extracellular volume fraction with low-radiation-dose cardiac CT. *Radiology*. 2012; 264 (3): 876–883. http://doi.org/10.1148/radiol.12112458
18. Nacif M.S., Liu Y., Yao J. et al. 3D left ventricular extracellular volume fraction by low-radiation dose cardiac CT: Assessment of interstitial myocardial fibrosis. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2013; 7 (1): 51–57. http://doi.org/10.1016/j.jcct.2012.10.010
19. Gupta A., Kikano E.G., Bera K. et al. Dual energy imaging in cardiothoracic pathologies: A primer for radiologists and clinicians. *Eur. J. Radiol. Open.* 2021; 20; 8: 100324. http://doi.org/10.1016/j.ejro.2021.100324
20. Yamada A., Kitagawa K., Nakamura S. et al. Quantification of extracellular volume fraction by cardiac computed tomography for noninvasive assessment of myocardial fibrosis in hemodialysis patients. *Sci. Rep*. 2020; 10 (1): 15367. http://doi.org/10.1038/s41598-020-72417-5
21. Qi R.X., Shao J., Jiang J.S. et al. Myocardial extracellular volume fraction quantitation using cardiac dual-energy CT with late iodine enhancement in patients with heart failure without coronary artery disease: A single-center prospective study. *Eur. J. Radiol.* 2021; 140: 109743. http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2021.109743
22. Ohta Y., Kitao S., Yunaga H. et al. Quantitative evaluation of non-ischemic dilated cardiomyopathy by late iodine enhancement using rapid kV switching dual-energy computed tomography: A feasibility study. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr*. 2019; 13 (2): 148–156. http://doi.org/10.1016/j.jcct.2018.10.028
23. Abadia A.F., van Assen M., Martin S.S. et al. Myocardial extracellular volume fraction to differentiate healthy from cardiomyopathic myocardium using dual-source dual-energy CT. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2020; 14 (2): 162–167. http://doi.org/10.1016/j.jcct.2019.09.008
24. Si-Mohamed S.A., Restier L.M., Branchu A. et al. Diagnostic Performance of Extracellular Volume Quantified by Dual-Layer Dual-Energy CT for Detection of Acute Myocarditis. *J. Clin. Med.* 2021; 10 (15): 3286. http://doi.org/10.3390/jcm10153286
25. Lee H.J., Im D.J., Youn J.C. et al. Myocardial extracellular volume fraction with dual-energy equilibrium contrast-enhanced cardiac ct in nonischemic cardiomyopathy: A prospective comparison with cardiac MR imaging. *Radiology*. 2016; 280 (1). 49–57. http://doi.org/10.1148/radiol.2016151289
26. Danad I., Fayad Z.A., Willemink M.J., Min J.K. New applications of cardiac computed tomography: Dual-energy, spectral, and molecular CT imaging. *JACC Cardiovasc. Imaging*. 2015; 8 (6): 710–723. http://doi.org/10.1016/j.jcmg.2015.03.005
27. Wang R., Liu X., Schoepf U.J. et al. Extracellular volume quantitation using dual-energy CT in patients with heart failure: Comparison with 3T cardiac MR. *Int. J. Cardiol.* 2018; 268: 236–240. http://doi.org/10.1016/j.ijcard.2018.05.027
28. Ohta Y., Kishimoto J., Kitao S. et al. Investigation of myocardial extracellular volume fraction in heart failure patients using iodine map with rapid-kV switching dual-energy CT: Segmental comparison with MRI T1 mapping. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2020; 14 (4): 349–355. http://doi.org/10.1016/j.jcct.2019.12.032
29. Oda S., Emoto T., Nakaura T. et al. Myocardial late iodine enhancement and extracellular volume quantification with dual-layer spectral detector dual-energy cardiac CT. *Radiol. Cardiothorac. Imaging.* 2019; 1 (1): e180003. http://doi.org/10.1148/ryct.2019180003

Для корреспонденции*: Лисицкая Мария Валерьевна – 119192 Москва, Ломоносовский пр-т, 27, корп. 10. МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова. Тел: +7-196-550-88-11. E-mail: lissenok@inbox.ru

Лисицкая Мария Валерьевна – канд. мед. наук, врач-рентгенолог отделения рентгенодиагностики с кабинетами КТ и МРТ МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0002-8402-7643; Scopus ID 57210604921

Вершинина Ольга Юрьевна – врач-рентгенолог отделения рентгенодиагностики с кабинетами КТ и МРТ МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0001-6034-4698

Мершина Елена Александровна – канд. мед. наук, доцент кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии МГУ имени М.В. Ломоносова, заведующая отделением рентгенодиагностики с кабинетами МРТ и КТ МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0002-1266-4926. Scopus ID 12787891900

Плотникова Мария Леонидовна – врач-рентгенолог отделения рентгенодиагностики с кабинетами КТ и МРТ МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0001-7533-9867

Шляпкина Ольга Сергеевна – врач рентгенолог отделения рентгенодиагностики с кабинетами КТ и МРТ МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0002-1435-4729

Баженова Дарья Анатольевна – врач-рентгенолог отделения рентгенодиагностики с кабинетами КТ и МРТ МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0002-7757-6273

Синицын Валентин Евгеньевич – доктор мед. наук, профессор, заведующий отделом лучевой диагностики МНОЦ МГУ имени М.В. Ломоносова; заведующий кафедрой лучевой диагностики и лучевой терапии факультета фундаментальной медицины МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва. https://orcid.org/0000-0002-5649-2193. Scopus ID 7102735724

Contact*: Maria V. Lisitskaya – 27-10, Lomonosovsky prospect, Moscow 119192, Russian Federation. Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University. Phone: +7-196-550-88-11. E-mail: lissenok@inbox.ru

Maria V. Lisitskaya – Cand. of Sci. (Med.), Radiologist at Radiology department with CT and MRI, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-8402-7643; Scopus ID 57210604921

Olga Y. Vershinina – Radiologist at Radiology department with CT and MRI, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-6034-4698

Elena A. Mershina – Cand. of Sci. (Med.), Assistant Professor of Radiology department, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Head of Radiology department of Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow. http://orcid.org/0000-0002-1266-4926. Scopus ID 12787891900

Maria L. Plotnikova – Radiologist at Radiology department with CT and MRI, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-7533-9867

Olga S. Shlyapkina – Radiologist at Radiology department with CT and MRI, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-1435-4729

Darya A. Bazhenova – Radiologist at Radiology department with CT and MRI, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-7757-6273

Valentin E. Sinitsin – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Radiology department, Medical Research and Educational Center, Lomonosov Moscow State University, Chief of Radiology and Radiotherapy Chair, Faculty of Fundamental Medicine Lomonosov Moscow State University, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-5649-2193. Scopus ID 7102735724

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1124

Комплексная лучевая диагностика отграниченного местного перитонита

© **Бармина Т.Г.*, Хамидова Л.Т., Ярцев П.А., Забавская О.А., Шарифуллин Ф.А., Селина И.Е., Попова И.Е., Евграфов П.Г., Лебедев А.Г., Калимуллина Д.С.**

ГБУЗ города Москвы "Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ города Москвы"; 129090 Москва, Большая Сухаревская площадь, д. 3, Российская Федерация

Цель исследования: уточнить возможности применения лучевых методов исследования в рамках комплексной диагностики отграниченного местного перитонита для своевременного распознавания и лечения внутрибрюшных абсцессов и инфильтратов.

Материал и методы. Проведен анализ результатов комплексного лучевого исследования у 61 пациента с отграниченным местным перитонитом различной этиологии, находившихся на лечении в НИИ СП им. Н.В. Склифосовского. Комплекс лучевой диагностики включал ультразвуковое и рентгенологическое исследования, компьютерную томографию. Исследования были выполнены как первично при поступлении, так и в динамике.

Результаты. Проанализирован диагностический алгоритм при отграниченном местном перитоните, выделены три этапа с определением метода выбора на каждом из них. Ультразвуковой и рентгеновский методы исследования используются преимущественно на этапе первичной диагностики и для динамического контроля. Компьютерная томография позволяет уточнить вид, локализацию и объем воспалительных изменений, их взаимоотношения с окружающими органами и структурами. При анализе результатов лучевой диагностики была определена необходимость в выявлении и оценке основных признаков отграниченного местного перитонита, как прямых: наличие объемного образования воспалительного генеза (инфильтрат и/или абсцесс), так и косвенных: изменения органа – источника перитонита; изменения прилежащих к инфильтрату/абсцессу структур; наличие реактивного выпота в грудную и брюшную полости.

Заключение. Комплексная лучевая диагностика при отграниченном местном перитоните дает возможность получить полную информацию о характере как воспалительных изменений в брюшной полости, так и причин, их вызывающих. Полученные данные комплексной диагностики помогают хирургу выбрать рациональную тактику лечения этих больных, в том числе минимально инвазивную. Диагностический мониторинг позволяет оценить эффективность лечения и проводить своевременную коррекцию тактики.

Ключевые слова: отграниченный местный перитонит, инфильтрат, абсцесс, ультразвуковое исследование, рентгенологическое исследование, компьютерная томография, фистулография

Авторы подтверждают отсутствие конфликта интересов.

Для цитирования: Бармина Т.Г., Хамидова Л.Т., Ярцев П.А., Забавская О.А., Шарифуллин Ф.А., Селина И.Е., Попова И.Е., Евграфов П.Г., Лебедев А.Г., Калимуллина Д.С. Комплексная лучевая диагностика отграниченного местного перитонита. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 87–104. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1124

Поступила в редакцию: 10.01.2022. **Принята к печати:** 25.02.2022. **Опубликована online:** 15.06.2022.

Complex radiation diagnostics of local peritonitis

© **Tatyana G. Barmina*, Layla T. Hamidova, Peter A. Yartsev, Olga A. Zabavskaya, Faat A.-K. Sharifullin, Irina E. Selina, Irina E. Popova, Pavel G. Evgrafov, Alexander G. Lebedev, Dina S. Kalimullina**

Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of Health Department of Moscow; 3, Bolshaya Suharevskaya pl., Moscow 129090, Russian Federation

The purpose of the study. To clarify the possibilities of using radiation research methods in the framework of complex diagnostics of local peritonitis for timely recognition and treatment of intra-abdominal abscesses and infiltrates.

Materials and methods. The analysis of the results of a complex radiation examination in 61 patients with local peritonitis of various etiologies who were treated at the N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine was carried out. The complex of radiation diagnostics included ultrasound and X-ray examinations, computed tomography (CT). The studies were performed both initially at admission and in dynamics.

Results. The diagnostic algorithm for local peritonitis is analyzed, three stages are identified with the determination of the method of choice on each of them. Ultrasound and X-ray examination methods are mainly used at the stage of primary diagnostics and for dynamic control. CT allows you to clarify the type, localization and volume of inflammatory changes, their relationship with the surrounding organs and structures. When analyzing the results of radiation diagnostics, it was determined the need to identify and evaluate the main signs of local peritonitis, both direct: the presence of voluminous formation of inflammatory genesis (infiltrate and/or abscess); and indirect: changes in the source organ of peritonitis; changes in structures adjacent to the infiltrate /abscess; the presence of reactive effusion into the thoracic and abdominal cavities.

Conclusion. Comprehensive radiation diagnostics for local peritonitis makes it possible to obtain complete information about the nature of both inflammatory changes in local peritonitis and the causes of them. The obtained data of complex diagnostics help the surgeon to choose a rational treatment strategy for these patients, including minimally invasive. Diagnostic monitoring allows you to evaluate the effectiveness of treatment and carry out timely correction of tactics.

Keywords: local peritonitis, infiltrate, abscess, ultrasound examination, X-ray examination, computed tomography, fistulography

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Barmina T.G., Hamidova L.T., Yartsev P.A., Zabavskaya O.A., Sharifullin F.A.-K., Selina I.E., Popova I.E., Evgrafov P.G., Lebedev A.G., Kalimullina D.S. Complex radiation diagnostics of local peritonitis. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 87–104. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1124

Received: 10.01.2022. **Accepted for publication:** 25.02.2022. **Published online:** 15.06.2022.

Введение

Перитонит – воспаление брюшины в результате интраабдоминального инфицирования – является одним из частых и тяжелых осложнений различных заболеваний и повреждений органов брюшной полости (БП) и встречается у 15–20% больных с острой хирургической патологией органов БП [1–6]. По распространенности процесса выделяют две основные формы перитонита – местный и распространенный. Местный перитонит в большинстве случаев (82%) развивается как следствие выраженного (чаще деструктивного) воспалительного процесса в каком-либо из органов брюшной полости с последующим переходом воспаления на листки брюшины. Отграниченный местный перитонит (ОМП) характеризуется локальностью распространения, основными его формами являются инфильтрат и абсцесс [1, 2, 4, 5].

В качестве основных этиологических факторов формирования отграниченных воспалительных процессов в БП большинство авторов называют следующие: острый деструктивный аппендицит, дивертикулит, заболевания билиарного тракта, воспалительные заболевания тонкой и толстой кишки [1, 2, 4, 5]. В связи с таким широким этиологическим спектром клиническая картина отграниченного перитонита очень разнообразна, и требуется полноценная и своевременная диагностическая информация. Важное место в диагностике ОМП в настоящее время отводится лучевым методам исследования, комплексное применение которых обеспечивает высокую информативность в сочетании с неинвазивностью и экономической эффективностью [2, 3, 7, 8].

Цель исследования

Уточнить возможности применения лучевых методов исследования в рамках комплексной диагностики ОМП для своевременного распознавания и лечения внутрибрюшных абсцессов и инфильтратов.

Материал и методы

Исследование основано на ретроспективном анализе результатов комплексного лучевого обследования пациентов, поступивших в НИИ СП им. Н.В. Склифосовского с подозрением на острый воспалительный процесс в БП.

Критериями включения в исследование были: выполнение комплекса лучевой диагностики, включавшего ультразвуковое (УЗИ) и рентгенологическое исследования, компьютерную томогра-

фию (КТ); наличие признаков ОМП, выявленных методами лучевой диагностики.

Критериями исключения были: наличие распространенного перитонита, требующего экстренного хирургического лечения.

Таким образом, в анализ исследования были включены результаты лучевого обследования 61 пациента с подтвержденным ОМП.

В анализируемой группе было 39 мужчин и 22 женщины. Средний возраст пациентов составил 57 (колебания от 19 до 90) лет. Причинами развития ОМП были: острый аппендицит – у 33 больных, острый холецистит – у 6, дивертикулит – у 17, перфорация опухоли толстой кишки – у 5 пациентов.

Алгоритм лучевой диагностики ОМП включал в себя 3 этапа:

первый этап – первичная диагностика ОМП, а также выявление ургентных состояний, требующих экстренного хирургического лечения;

второй этап – вторичная диагностика для выявления и уточнения количественных и качественных параметров патологического процесса;

третий этап – динамический контроль для оценки течения заболевания и эффективности его лечения.

На первом этапе диагностики всем пациентам выполнялось клинико-инструментальное обследование, включавшее:

– осмотр врачом-хирургом;

– обзорную рентгенографию органов грудной клетки и брюшной полости, которую выполняли при вертикальном и горизонтальном положении больного, если состояние пациента не позволяло – в латеропозиции на боку и в положении лежа на спине; по показаниям выполняли оценку состояния пассажа по желудочно-кишечному тракту (ЖКТ) после перорального приема водорастворимого контрастного вещества (КВ);

– УЗИ органов БП, которое выполняли всем пациентам в течение 0,5–2 ч от момента поступления. Сканирование начинали в положении пациента лежа на спине конвексным мультичастотным датчиком. Также выполнялось полипозиционное исследование: визуализацию желчного пузыря и внепеченочных желчевыводящих протоков, а также червеобразного отростка дополнительно осуществляли при повороте пациента на левый бок, левых отделов ободочной кишки – при повороте на правый бок. Прицельное исследование зоны интереса проводили линейным мультичастотным датчиком, в том числе с использованием методики дозированной компрессии для улучшения четкости визуализации червеобразного отростка и периаппендикулярных тканей. У женщин дистальный отдел сигмовидной кишки при наличии показаний дополнительно визуализировали внутриполостным датчиком.

На втором диагностическом этапе всем пациентам была выполнена КТ живота и малого таза в экстренно-отсроченном порядке (в течение 24 ч с момента поступления). Перед обследованием проводили предварительную подготовку с контрастированием кишечника на всем протяжении с использованием 2–3% раствора водорастворимого йодсодержащего КВ. Область сканирования включала в себя две анатомические зоны (живот и малый таз) – с уровня купола диафрагмы до лонного сочленения. Коллимация слоя составляла 0,5 мм, интервал реконструкции – 1–5 мм. Исследование проводили на выдохе при полностью задержанном дыхании. После нативного сканирования выполнялось внутривенное болюсное контрастное усиление (КУ) с проведением поздней артериальной (на 35–45 с с момента введения КВ), портальной (на 60–75 с) и паренхиматозной-равновесной (на 180–200 с) фаз. Постпроцессорная обработка данных включала в себя построение мультипланарных и объемных реконструкций.

На третьем этапе лучевой диагностики проводились:

– УЗИ органов БП по ранее указанному протоколу всем пациентам;

– фистулография, которую выполняли под контролем рентгеноскопии при введении водорастворимого КВ в просвет дренажной трубки, установленной в полость дренированного абсцесса или желчевыводящих путей, с обязательным выполнением рентгенограмм в двух проекциях при тугом наполнении и после аспирации КВ. Фистулография была выполнена 26 пациентам в послеоперационном периоде, в том числе 15 пациентам в динамике (всего 52 исследования).

При анализе результатов лучевой диагностики была определена необходимость в выявлении и оценке основных признаков ОМП, как прямых: наличие объемного образования воспалительного генеза (инфильтрат и/или абсцесс), так и косвенных: изменения органа – источника перитонита; изменения прилежащих к инфильтрату/абсцессу структур; наличие реактивного выпота в грудную и брюшную полости.

Верификация полученных данных проводилась на основании данных хирургического вмешательства, клинико-инструментальных методов исследования и аутопсии.

Результаты исследования

Основной задачей **первого этапа** диагностического алгоритма было выявление с помощью ультразвукового и рентгенологического методов исследования признаков ургентной патологии, потребовавшей выполнения экстренного хирургического вмешательства. Также на этом этапе с помощью вышеуказанных методов определялись прямые и косвенные признаки ОМП. При рентгенологическом исследовании БП у всех пациентов отсутствовали признаки свободного газа в БП и прямые признаки ОМП. У 37 пациентов определялись косвенные признаки ОМП в виде функциональных изменений ЖКТ различной степени выраженности. Незначительные изменения характеризовались скоплением небольшого количества газа в единичных петлях тонкой кишки без уровней жидкости, с наличием газа и плотного содержимого по ходу толстой кишки (рис. 1а, б).

Выраженные функциональные изменения определялись в виде скопления газа и жидкости в единичных или множественных петлях тонкой кишки с горизонтальными уровнями, а также утолщением стенок и складок слизистой оболочки толстой кишки и жидкостным содержимым в ее правых отделах (рис. 2а, б). У 3 пациентов имели место рентгенологические признаки низкой тонкокишечной непроходимости за счет вовлечения в парааппендикулярный инфильтрат петель тонкой кишки, что потребовало в одном случае проведения пассажа КВ по ЖКТ. Пассаж был сохранен (частичная кишечная непроходимость).

При УЗИ у 44 (72%) пациентов было диагностировано наличие объемного образования БП воспалительного генеза (инфильтрат/абсцесс) (рис. 3а, б), характер которого требовал дальнейшего уточнения.

В 17 (28%) случаях при УЗИ прямых признаков ОМП выявлено не было, однако наличие у этих пациентов клинико-лабораторных показателей воспалительного процесса в БП потребовало перехода на второй диагностический этап.

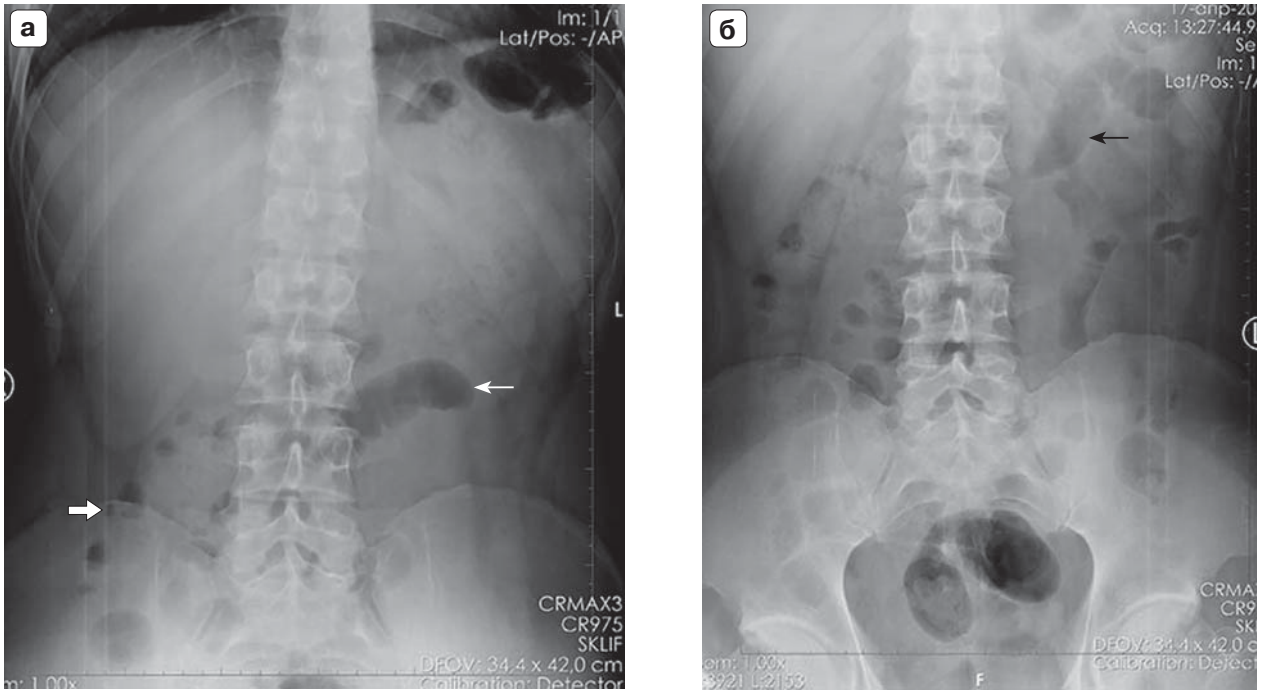


Рис. 1. Обзорная рентгенограмма брюшной полости. **а** – в вертикальном положении; **б** – в горизонтальном положении. Минимальные функциональные изменения ЖКТ на воспалительный процесс в БП при парааппендикулярном абсцессе. Газ в единичной петле тонкой кишки без горизонтального уровня (тонкая белая стрелка), равномерное расширение просвета тонкой кишки до 2,0 см (черная стрелка), небольшое количество газа и единичные уровни жидкости в гаустрах восходящего отдела ободочной кишки (толстая белая стрелка).

Fig. 1. An abdominal radiograph: **а** – in a vertical position, **б** – in a horizontal position. Minimal functional changes of the gastrointestinal tract to the inflammatory process in the abdominal cavity with paraappendicular abscess. Gas in a single loop of the small intestine without a horizontal level (thin white arrow), uniform expansion of the lumen of the small intestine up to 2.0 cm (black arrow), a small amount of gas and single fluid levels in the gausters of the ascending colon (thick white arrow).

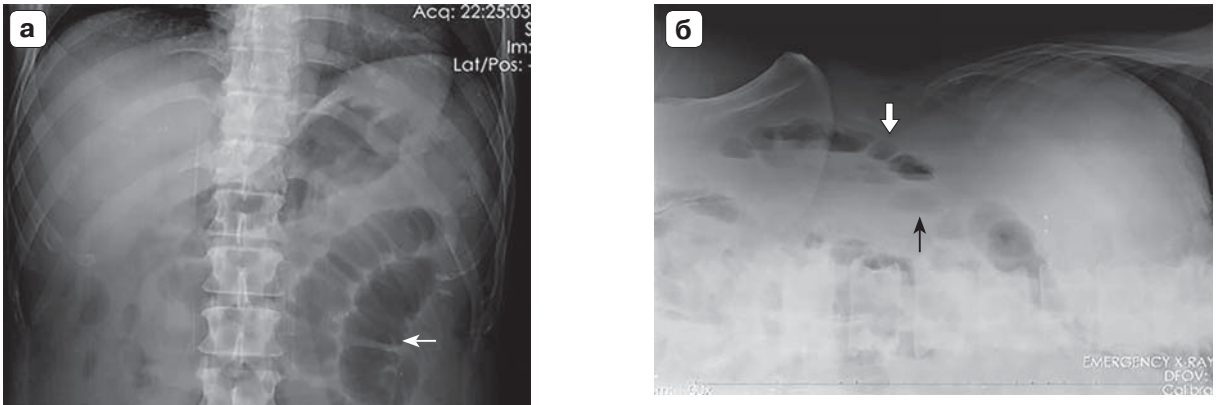


Рис. 2. а – обзорная рентгенограмма брюшной полости в горизонтальном положении на спине; **б** – латерограмма брюшной полости в положении на левом боку. Выраженные функциональные изменения ЖКТ при перфорации дивертикула сигмовидной кишки с формированием абсцесса БП. Равномерное расширение просвета петель тонкой кишки до 3,5 см с выраженным отеком складок слизистой оболочки и утолщением кишечной стенки (тонкая белая стрелка). Единичные петли тонкой кишки с нечеткими горизонтальными уровнями жидкости в просвете (черная стрелка), уровни жидкости в гаустрах восходящего отдела ободочной кишки (толстая белая стрелка).

Fig. 2. а – an abdominal radiograph in a horizontal position on the back; **б** – an abdominal radiograph taken in the left lateral decubitus position. Pronounced functional changes in the gastrointestinal tract during perforation of the sigmoid diverticulum with the formation of abdominal abscess. Uniform expansion of the lumen of the loops of the small intestine up to 3.5 cm with pronounced swelling of the folds of the mucous membrane and thickening of the intestinal wall (thin white arrow). Single loops of the small intestine with clear horizontal fluid levels in the lumen (black arrow), fluid levels in the gausters of the ascending colon (thick white arrow).

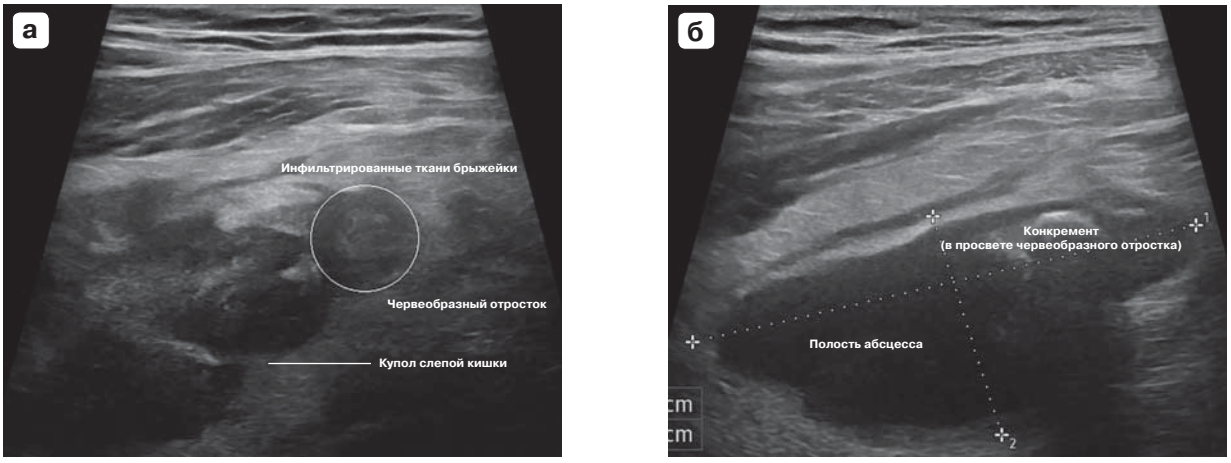


Рис. 3. УЗИ органов брюшной полости. **а** – парааппендикулярный инфильтрат – визуализируется несжимаемый червеобразный отросток диаметром 10 мм, стенки его пониженной эхогенности, слои “смазаны”, купол слепой кишки с утолщенными гипоэхогенными стенками, по периферии лоцируются ткани брыжейки пониженной эхогенности с узкими анэхогенными зонами; **б** – парааппендикулярный абсцесс – анэхогенное образование неправильной формы, с достаточно четкими контурами; воспалительные изменения червеобразного отростка с наличием конкремента в его просвете.

Fig. 3. Abdominal ultrasound. **а** – paraappendicular infiltrate – an incompressible appendix with a diameter of 10 mm is visualized, the walls of its reduced echogenicity, the layers are “smeared”, the dome of the cecum with thickened hypoechoic walls, mesentery tissues of reduced echogenicity with narrow anechoic zones are located along the periphery; **б** – paraappendicular abscess – an anechoic formation of irregular shape, with sufficiently clear contours; inflammatory changes a the appendix with the presence of a concretion in its lumen.

На втором этапе по данным КТ у 61 пациента было диагностировано наличие объемного образования БП воспалительного генеза (инфильтрат – у 15 больных, инфильтрат с абсцедированием – у 26 и абсцесс – у 20), что было в дальнейшем верифицировано. В большинстве случаев объемные образования локализовались в правой подвздошной области – 33 наблюдения, в полости малого таза – 10 наблюдений, в левой подвздошной области – 8, в подпеченочном пространстве – 7, в мезогастрии – 2 и в эпигастрии – 1 наблюдение.

Воспалительный инфильтрат БП (n = 15) визуализировался в виде образования мягкотканной плотности, неправильной формы, с нечеткими контурами, неравномерно накапливающего КВ во все фазы КУ, начиная с артериальной (рис. 4а, б). Размер инфильтрата варьировал от 35 до 110 мм в наибольшем измерении.

Неоднородность структуры инфильтрата за счет участков пониженной плотности (до значений жидкости), не накапливающих КВ, и включений газа расценивалась как его абсцедирование – n = 26 (рис. 5а, б). Размер инфильтрата с абсцедированием варьировал от 40 до 120 мм в наибольшем измерении, объем участков абсцедирования – от 10 до 120 см^3.

Абсцесс БП (n = 20) на компьютерной томограмме определялся в виде образования жидкостной плотности, неправильно-округлой формы, с достаточно четкими контурами за счет наличия капсулы, накапливающей КВ начиная с артериальной фазы и максимально в паренхиматозную фазу КУ (рис. 6а, б). В 7 случаях структура абсцесса была неоднородной за счет включений газа. Размер абсцесса варьировал от 28 до 140 мм в наибольшем измерении, объем – от 15 до 300 см^3.

Изменения органа-источника перитонита на компьютерной томограмме были представлены признаками острого воспалительного и опухолевого процесса органов БП, осложненное течение которого привело к развитию отграниченного перитонита. Причиной развития ОМП у 33 пациентов были воспалительные изменения червеобразного отростка в виде его расширения (от 12 до 23 мм), нечеткости наружных контур, утолщения стенки, активно накапливающей КВ, преимущественно в артериальную фазу КУ, с сохранением контрастирования во все последующие фазы (рис. 7а, б).

У 6 пациентов причиной развития ОМП стал острый холецистит. Желчный пузырь был увеличен в размерах, стенки его утолщены, слоисты, накапливали КВ, преимущественно в артериальную фазу, с сохранением контрастирования во все последующие фазы КУ. У 2 из них наряду с вышеуказанными признаками был выявлен дефект стенки пузыря – деструктивный холецистит (рис. 8а, б).

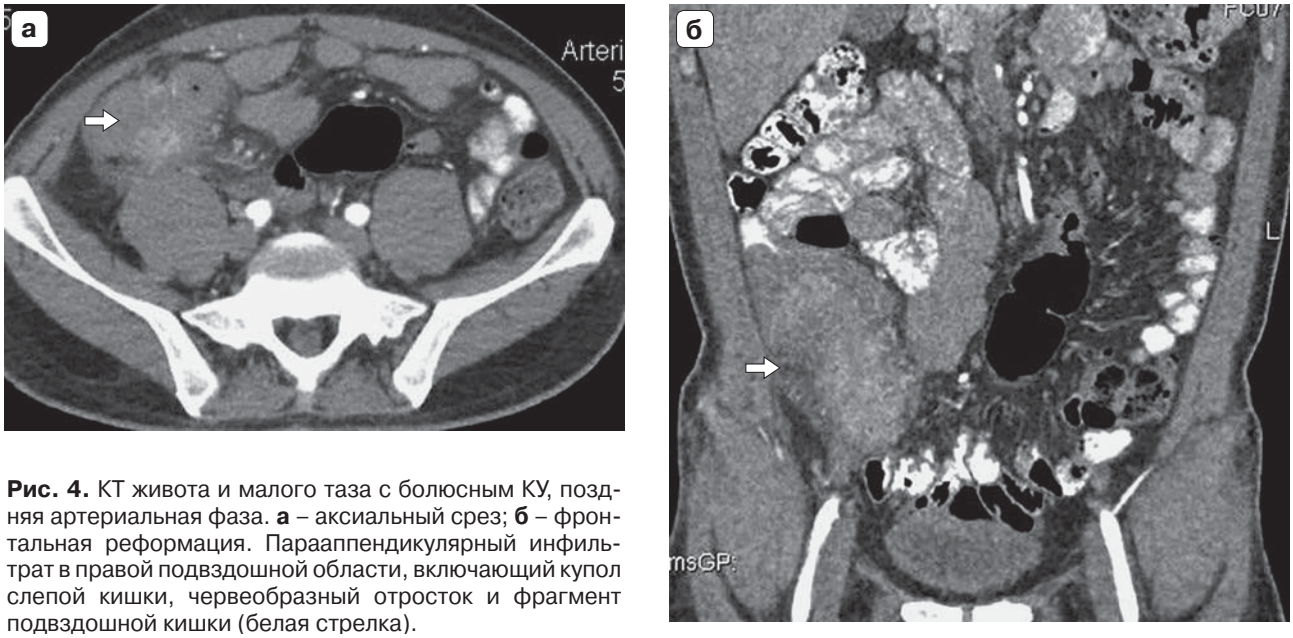
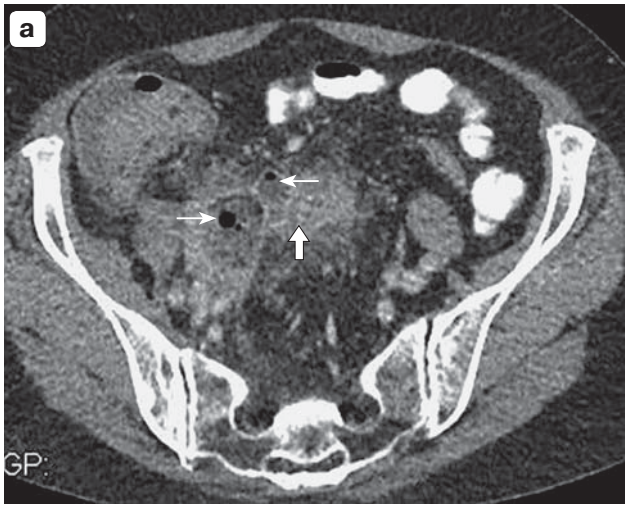


Рис. 4. КТ живота и малого таза с болюсным КУ, поздняя артериальная фаза. **а** – аксиальный срез; **б** – фронтальная реформация. Парааппендикулярный инфильтрат в правой подвздошной области, включающий купол слепой кишки, червеобразный отросток и фрагмент подвздошной кишки (белая стрелка).

Fig. 4. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast – late arterial phase. **а** – axial section; **б** – frontal reformation. Paraappendicular infiltrate in the right iliac region, including the dome of the cecum, an appendix and a fragment of the ileum (white arrow).



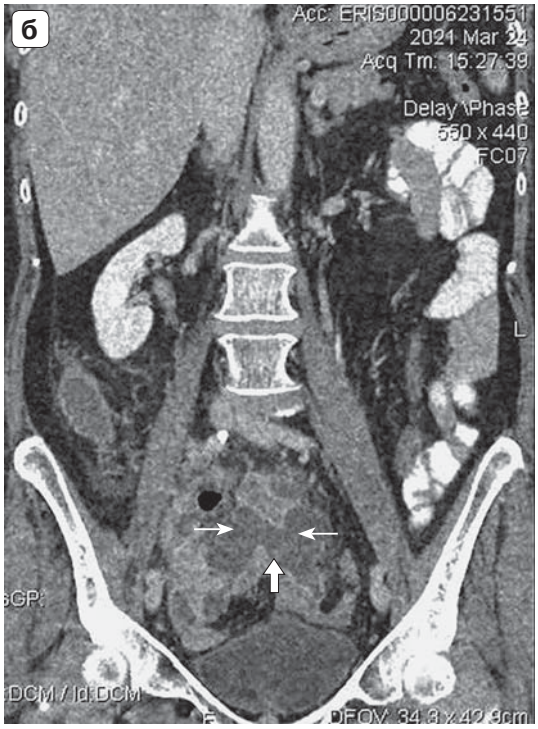
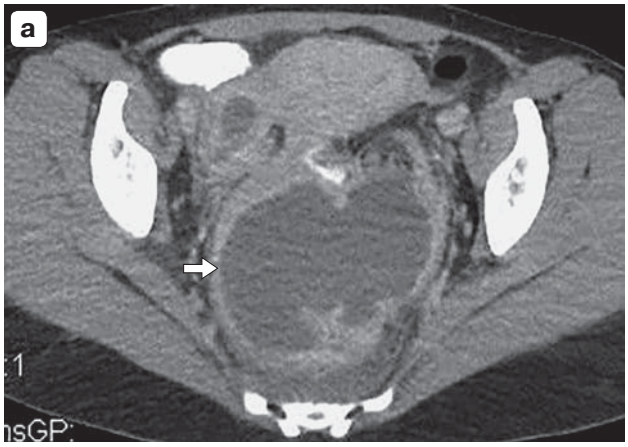


Рис. 5. КТ живота и малого таза с болюсным КУ, паренхиматозная фаза. **а** – аксиальный срез; **б** – фронтальная реформация. Парааппендикулярный инфильтрат (толстая стрелка) с абсцедированием (тонкие стрелки) в правой подвздошной области, распространяющийся в полость малого таза.

Fig. 5. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast – parenchymal phase. **а** – axial section; **б** – frontal reformation. Paraappendicular infiltrate (thick arrow) with abscess (thin arrows) in the right iliac region, spreading into the pelvic.



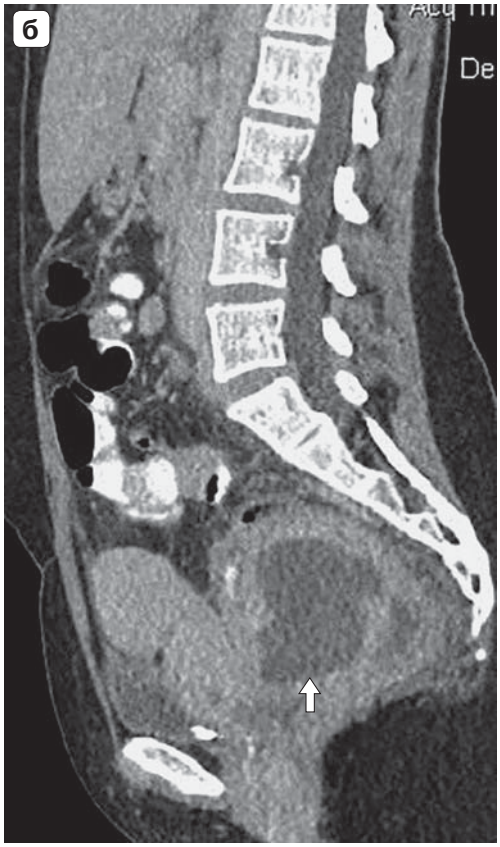


Рис. 6. КТ живота и малого таза с болюсным КУ, паренхиматозная фаза. **а** – аксиальный срез; **б** – сагиттальная реформация. Парааппендикулярный абсцесс в полости малого таза (белая стрелка) в позадиматочном пространстве при тазовом положении червеобразного отростка.

Fig. 6. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast – parenchymal phase. **а** – axial section; **б** – sagittal reformation. Paraappendicular abscess in the pelvic cavity (white arrow) in the post-uterine space in the pelvic position of the appendix.

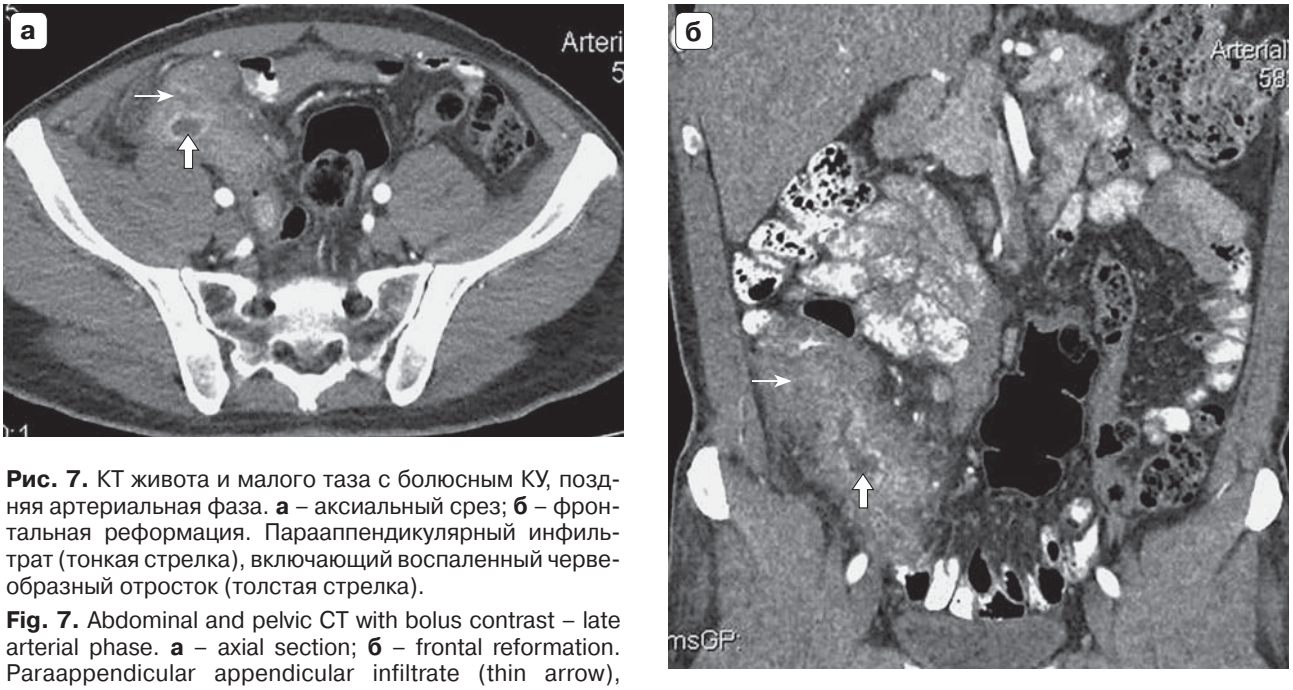


Рис. 7. КТ живота и малого таза с болюсным КУ, поздняя артериальная фаза. **а** – аксиальный срез; **б** – фронтальная реформация. Парааппендикулярный инфильтрат (тонкая стрелка), включающий воспаленный червеобразный отросток (толстая стрелка).

Fig. 7. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast – late arterial phase. **а** – axial section; **б** – frontal reformation. Paraappendicular appendicular infiltrate (thin arrow), including an inflamed appendix (thick arrow).

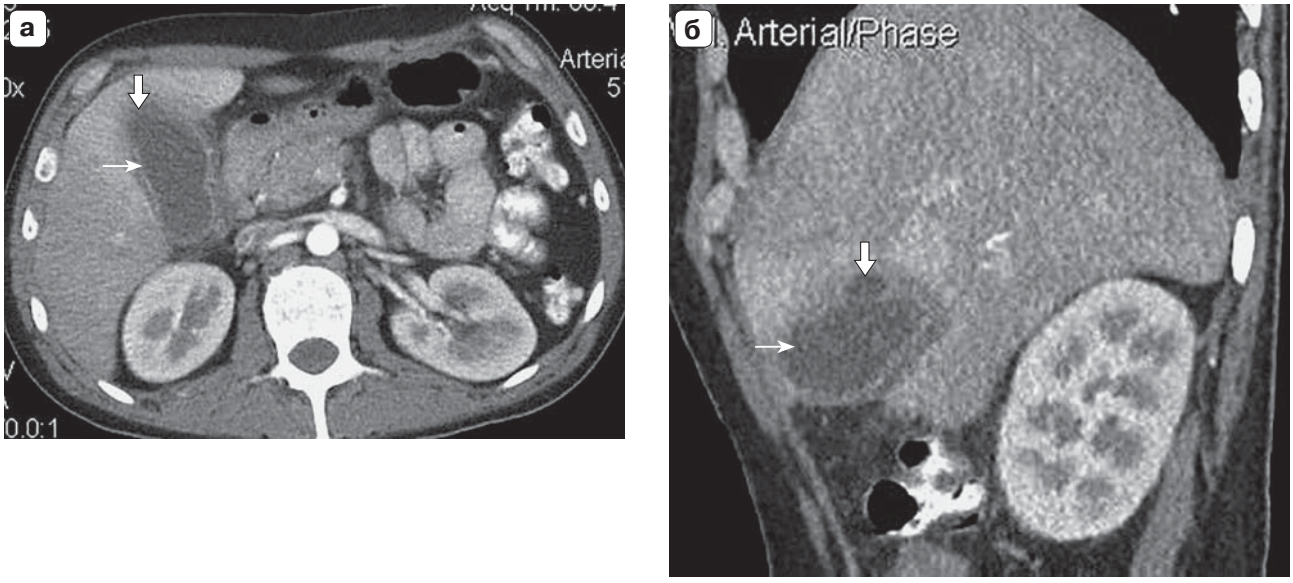


Рис. 8. КТ живота с болюсным КУ, поздняя артериальная фаза. **а** – аксиальный срез; **б** – сагиттальная реформация. Острый деструктивный холецистит (тонкая стрелка), паравезикальный абсцесс (толстая стрелка).

Fig. 8. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast – late arterial phase. **а** – axial section; **б** – sagittal reformation. Acute destructive cholecystitis (thin arrow), paravesical abscess (thick arrow).

Дивертикулит толстой кишки явился причиной развития перитонита в 17 случаях. Дивертикулы определялись при КТ в виде округлых структур, прилегающих к наружной стенке кишки. Размеры дивертикулов варьировали от 5 до 13 мм. Стенка дивертикулов и прилежащих отделов кишки при их воспалении была утолщена, накапливала КВ, преимущественно в артериальную фазу, с сохранением контрастирования во все последующие фазы КУ. В просвете дивертикулов определялось жидкостное содержимое и газ. У 2 пациентов были выявлены признаки микроперфорации дивертикула в виде мелких пузырьков газа между листками брыжейки кишки (рис. 9а, б).

У 5 больных отграниченный перитонит развился вследствие перфорации опухоли толстой кишки, которая визуализировалась на компьютерной томограмме в виде циркулярного утолщения стенки и сужения просвета кишки. При КУ опухоль неравномерно и достаточно интенсивно накапливала КВ, преимущественно в артериальную фазу КУ, с сохранением контрастирования во все последующие фазы (рис. 10а, б). В прилегающих отделах брыжейки определялись увеличенные лимфатические узлы.

Изменения прилежащих к инфильтрату/абсцессу структур определялись отеком-инфильтрацией окружающей жировой клетчатки, а также изменениями рядом расположенных органов. У 1 пациента с восходящим расположением аппендикулярного отростка был диагностирован парааппендикулярный инфильтрат с абсцедированием в подпеченочном пространстве. Воспалительный процесс осложнился образованием абсцесса в прилегающих отделах печени (рис. 11а, б).

У 2 больных с парааппендикулярным инфильтратом, в 1 случае с абсцедированием, распространяющимся в полость малого таза, в воспалительный процесс был вовлечен правый мочеточник, что привело к нарушению уродинамики и развитию пиелоэктазии правой почки (рис. 12а, б).

В 3 наблюдениях течение основного заболевания осложнилось тонкокишечной непроходимостью в виде диффузного расширения петель тонкой кишки (от 30 до 38 мм), истончением их стенки и увеличением расстояния между складками. В просвете расширенных петель кишки были выявлены скопления жидкости и газ с горизонтальными уровнями (рис. 13а, б).

Реактивный выпот в грудную полость был диагностирован у 4 пациентов, в БП – у 3. Выпот в БП локализовался в поддиафрагмальных пространствах, подпеченочно, межпетельно, по ходу правого латерального канала и в полости малого таза.

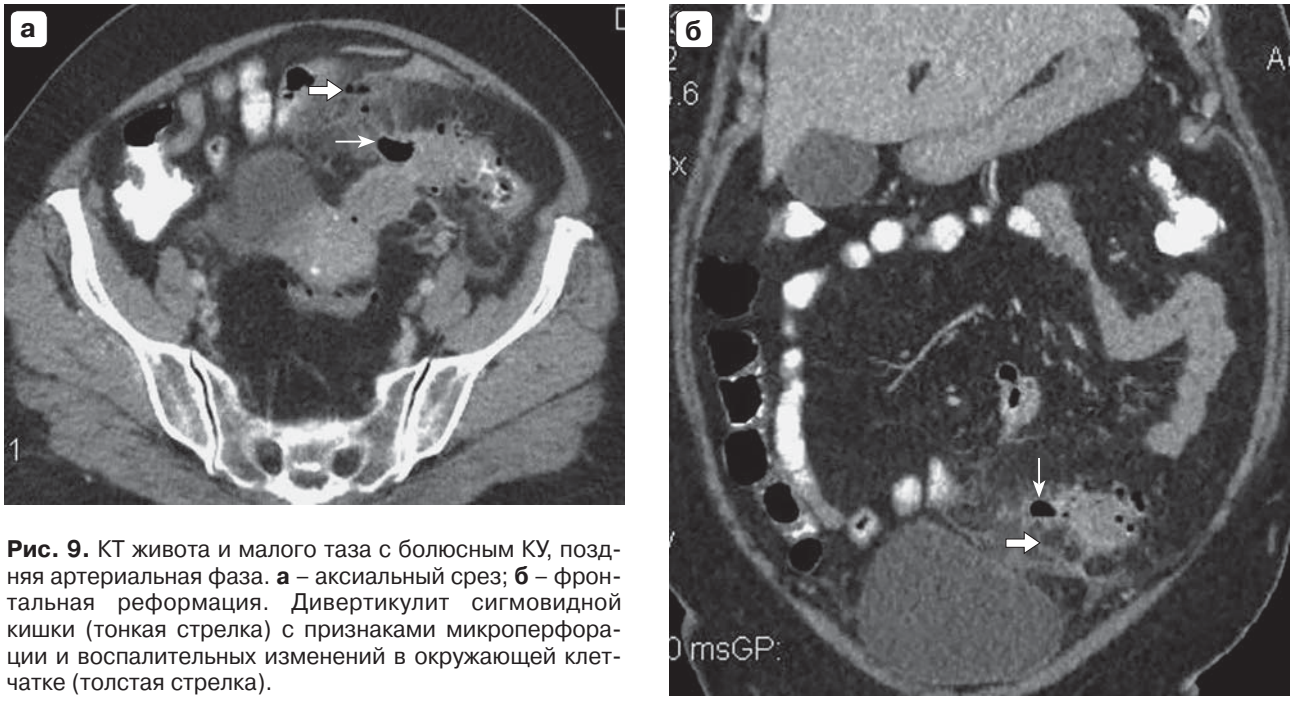


Рис. 9. КТ живота и малого таза с болюсным КУ, поздняя артериальная фаза. **а** – аксиальный срез; **б** – фронтальная реформация. Дивертикулит сигмовидной кишки (тонкая стрелка) с признаками микроперфорации и воспалительных изменений в окружающей клетчатке (толстая стрелка).

Fig. 9. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast – late arterial phase. **а** – axial section; **б** – frontal reformation. Diverticulitis of the sigmoid colon (thin arrow) with signs of microperforation and inflammatory changes in the surrounding tissue (thick arrow).

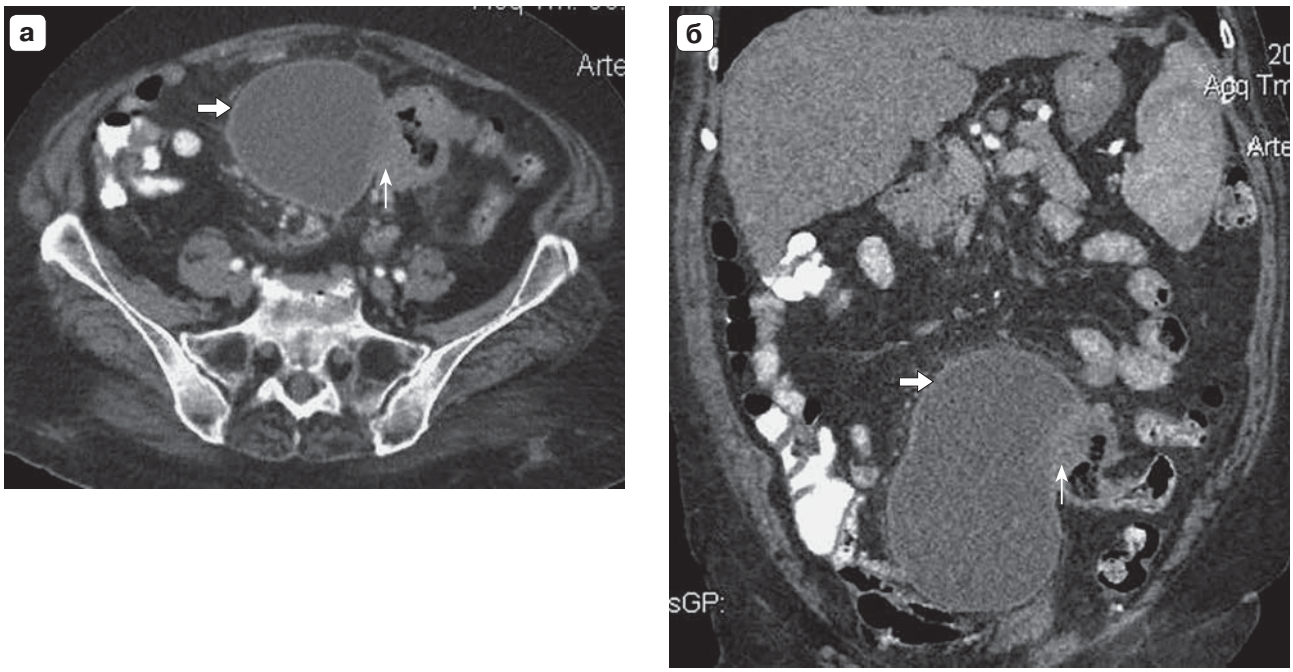


Рис. 10. КТ живота и малого таза с болюсным КУ, поздняя артериальная фаза. **а** – аксиальный срез; **б** – фронтальная реформация. Опухоль сигмовидной кишки (тонкая стрелка) с признаками перфорации и формирования параколитического абсцесса (толстая стрелка).

Fig. 10. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast – late arterial phase. **а** – axial section; **б** – frontal reformation. A tumor of the sigmoid colon (thin arrow) with signs of perforation and the formation of a paracolytic abscess (thick arrow).

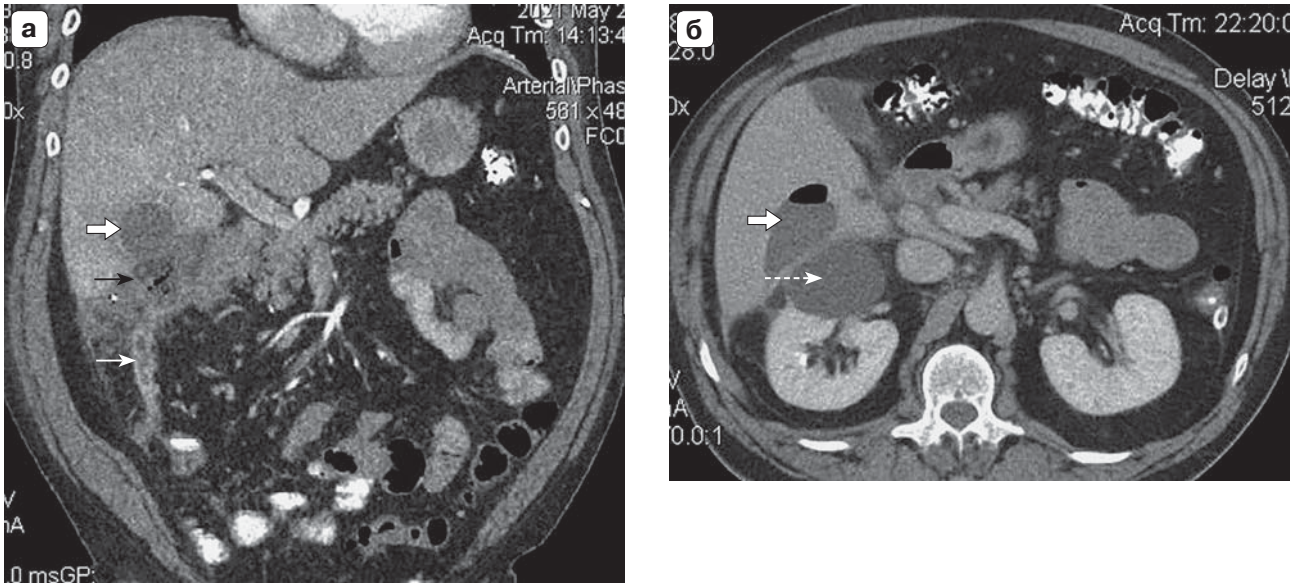


Рис. 11. КТ живота с болюсным КУ. **а** – фронтальная реформация, поздняя артериальная фаза; **б** – аксиальный срез, паренхиматозная фаза. Воспаленный червеобразный отросток (тонкая белая стрелка), подпеченочный инфильтрат с абсцедированием (черная стрелка), абсцесс печени (толстая белая стрелка), киста правой почки (пунктирная стрелка).

Fig. 11. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast. **а** – frontal reformation, late arterial phase; **б** – axial section, parenchymal phase. Inflamed vermiform process (thin white arrow), subhepatic infiltrate with abscess (black arrow), liver abscess (thick white arrow), cyst of the right kidney (dotted arrow).

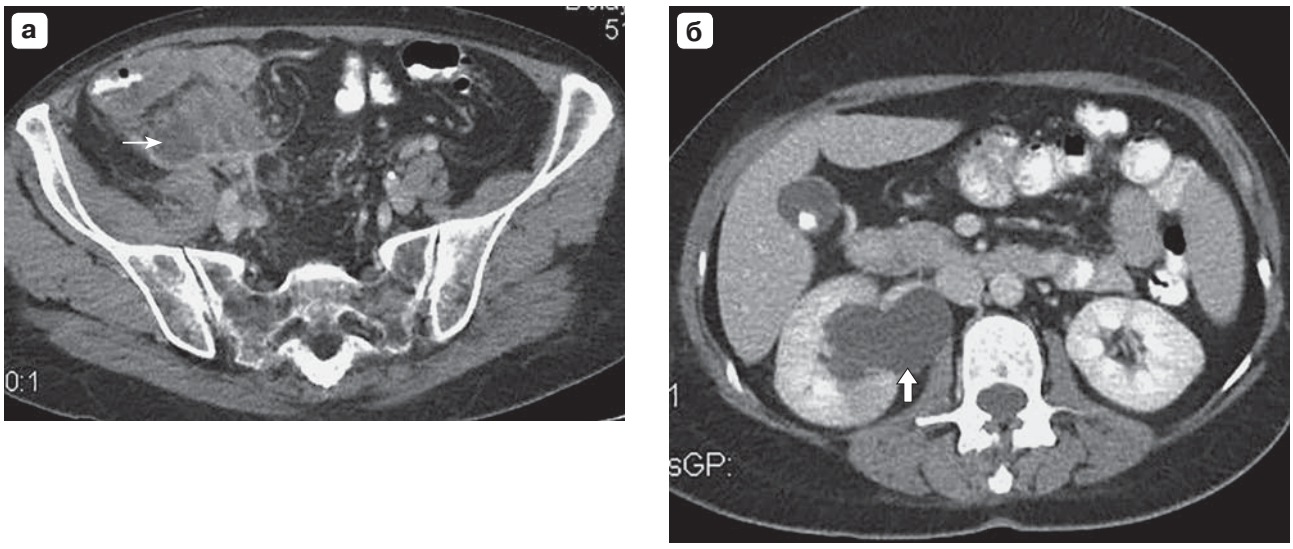


Рис. 12. КТ живота и малого таза с болюсным КУ, паренхиматозная фаза, аксиальный срез. **а** – парааппендикулярный инфильтрат с абсцедированием, распространяющийся в полость малого таза, с вовлечением в воспалительный процесс правого мочеточника (тонкая стрелка); **б** – пиелоэктазия правой почки (толстая стрелка).

Fig. 12. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast, parenchymal phase, axial section. **а** – paraappendicular infiltrate with abscess spreading into the pelvic, involving the right ureter in the inflammatory process (thin arrow); **б** – pyeloectasis of the right kidney (thick arrow).

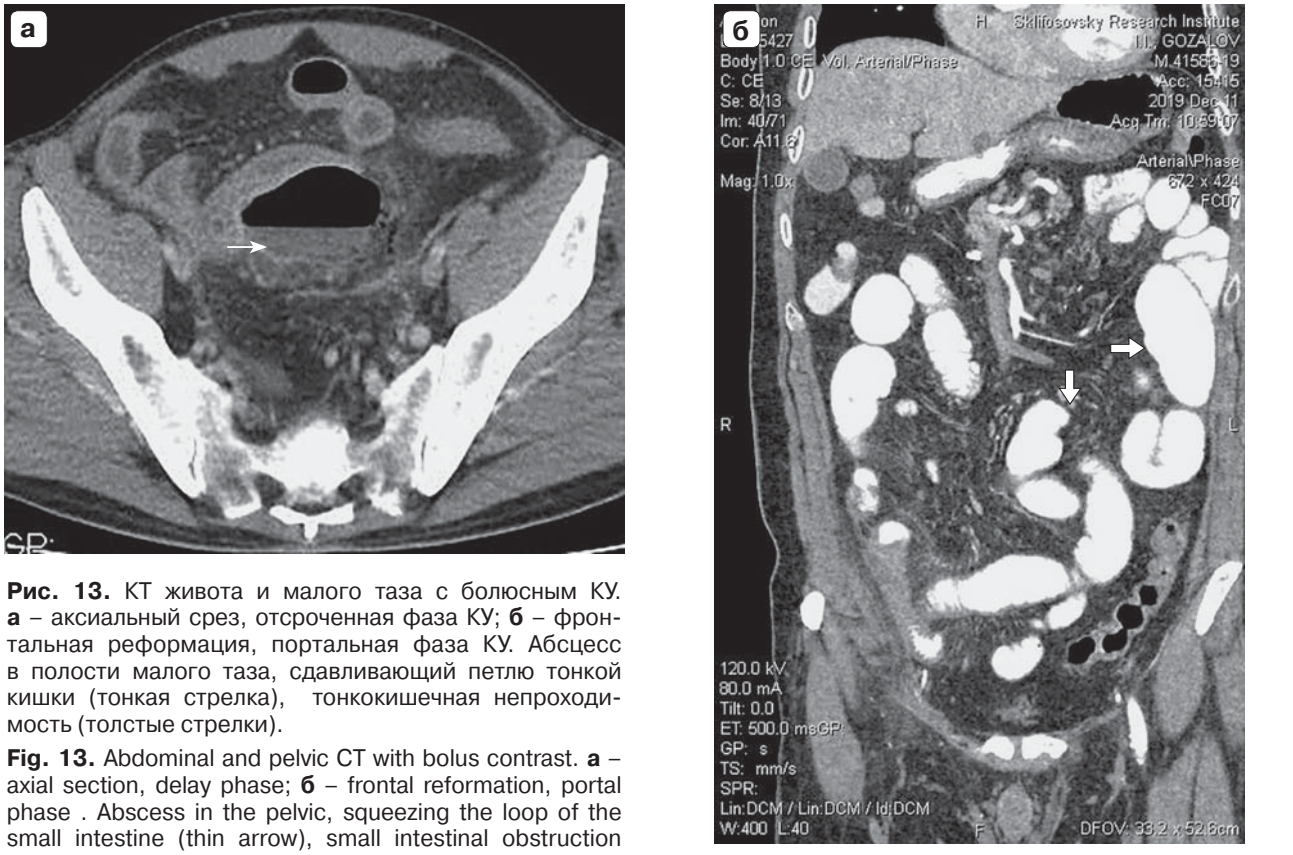


Рис. 13. КТ живота и малого таза с болюсным КУ. **а** – аксиальный срез, отсроченная фаза КУ; **б** – фронтальная реформация, портальная фаза КУ. Абсцесс в полости малого таза, сдавливающий петлю тонкой кишки (тонкая стрелка), тонкокишечная непроходимость (толстые стрелки).

Fig. 13. Abdominal and pelvic CT with bolus contrast. **а** – axial section, delay phase; **б** – frontal reformation, portal phase . Abscess in the pelvic, squeezing the loop of the small intestine (thin arrow), small intestinal obstruction (thick arrows).

В 2 случаях изменения в правой подвздошной области в виде циркулярного утолщения стенки слепой кишки и червеобразного отростка, инфильтрации окружающей клетчатки были расценены как воспалительные с формированием парааппендикулярного инфильтрата. Однако после дообследования с морфологической верификацией был установлен неопластический характер этих изменений (ложноположительные случаи). Еще в 2 наблюдениях был получен ложноотрицательный результат (ЛО) – не были выявлены межпетельные абсцессы вследствие отсутствия адекватной подготовки пациента, нарушения методики исследования. Таким образом, чувствительность метода КТ в выявлении ОМП составила 96,8%.

Всем 15 пациентам с выявленным инфильтратом БП было проведено консервативное лечение. 18 пациентам с абсцедирующим инфильтратом было выполнено хирургическое вмешательство, 16 из них – минимально инвазивное (дренирование под ультразвуковым наведением). Учитывая небольшие размеры участков абсцедирования в инфильтрате, 8 больным было проведено консервативное лечение. 19 пациентам с абсцессом БП было выполнено оперативное вмешательство, 18 из них – минимально инвазивное (дренирование под ультразвуковым наведением, наложение чрескожной чреспеченочной микрохолесцистомы). В 1 случае, учитывая небольшой объем абсцесса, было проведено консервативное лечение.

На третьем этапе диагностического алгоритма у всех 24 пациентов, которых вели консервативно, проводился ультразвуковой мониторинг течения патологического процесса. В 23 случаях была выявлена положительная динамика в виде уменьшения объема ранее выявленных объемных образований (инфильтрата/абсцесса), реактивного выпота в серозных полостях. У 1 пациента, несмотря на проведение противовоспалительной и антибактериальной терапии, возникла перфорация дивертикула с развитием распространенного перитонита, больной был оперирован. Ультразвуковое наблюдение за динамикой патологических изменений проводилось и в группе оперированных пациентов (n = 37). В 36 случаях было отмечено уменьшение объема воспалительных образований (рис. 14а, б).

У 1 пациента с дивертикулитом сигмовидной кишки и формированием двух параколитических абсцессов, которые были дренированы, послеоперационный период осложнился формированием еще одного абсцесса, что потребовала повторного хирургического вмешательства (дренирование под ультразвуковым наведением).

Также на этом диагностическом этапе 26 пациентам в послеоперационном периоде была выполнена фистулография под рентгенологическим контролем. У 22 пациентов было получено контрастирование полости абсцесса, из них у 10 пациентов полость абсцесса не сообщалась с просветом

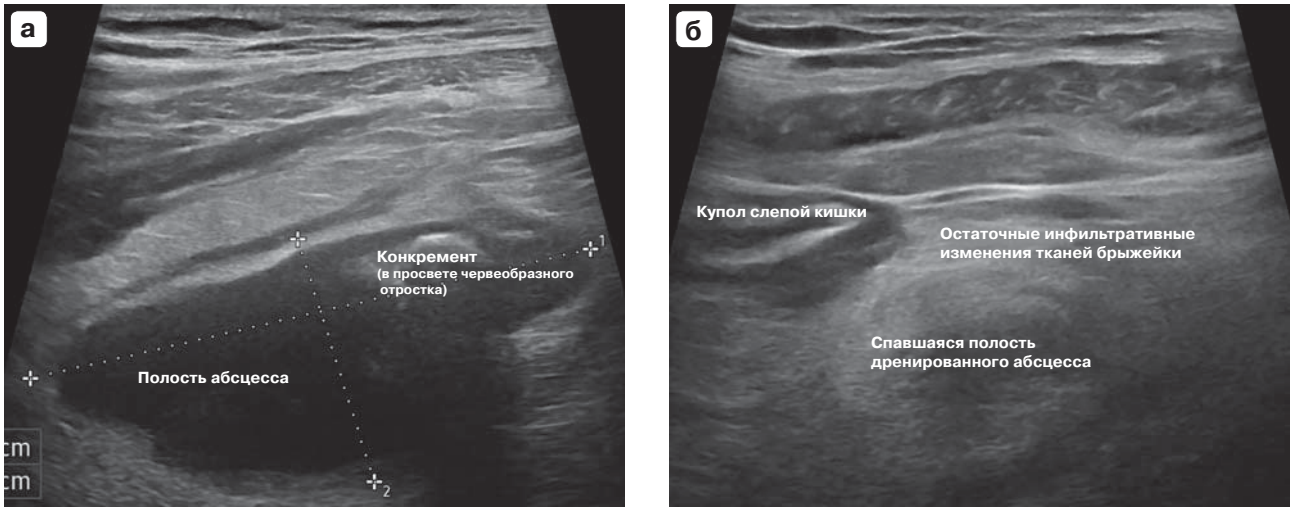


Рис.14. УЗИ живота. **а** – парааппендикулярный абсцесс; **б** – состояние после дренирования – уменьшение объема абсцесса.

Fig. 14. Abdominal ultrasound. **а** – paraappendicular abscess; **б** – condition after drainage – reduction of abscess volume.

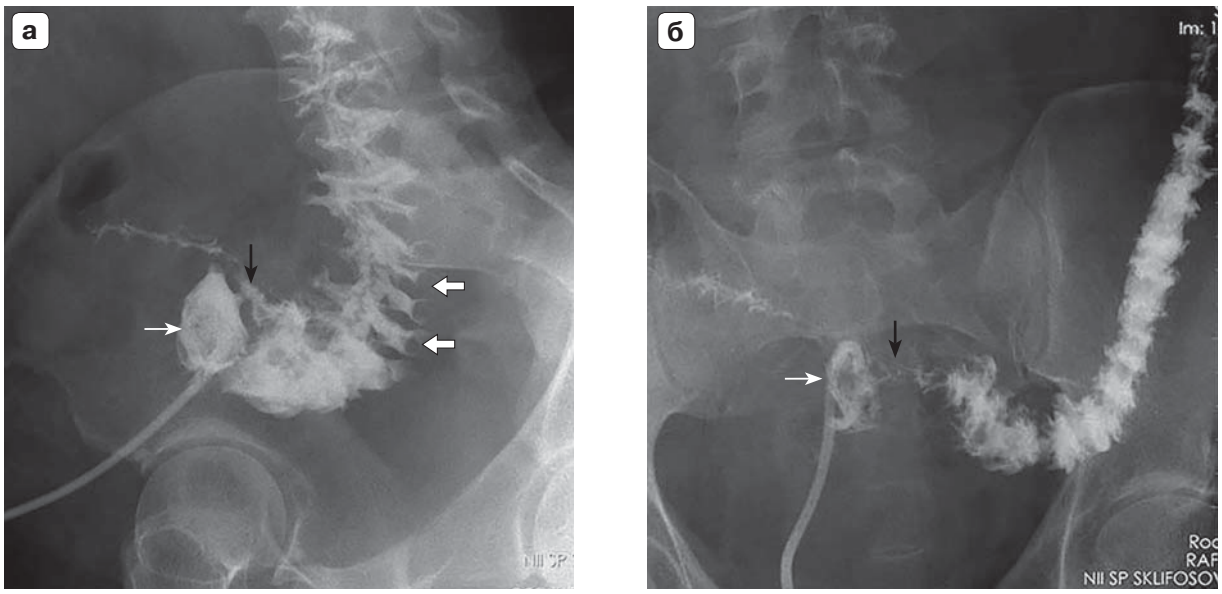


Рис.15. Фистулография (горизонтальное положение). **а** – тугое наполнение; **б** – состояние после аспирации. Наружный свищ сигмовидной кишки, сообщающийся через гнойную полость. Адекватная аспирация КВ из полости. Контрастированная полость, расположенная в полости малого таза (тонкая белая стрелка), сообщается с просветом сигмовидной кишки через короткий свищевой ход (черная стрелка), в проксимальном отделе кишки видны краевые дефекты наполнения – множественные дивертикулы (толстые белые стрелки).

Fig. 15. Fistulography (horizontal position). **а** – tight filling; **б** – condition after aspiration. External sigmoid fistula communicating through the purulent cavity. Adequate aspiration of contrast agent from the cavity. The contrasted cavity located in the pelvic cavity (thin white arrow) communicates with the lumen of the sigmoid colon through a short fistula passage (black arrow), edge filling defects in the proximal part of the intestine – multiple diverticula (thick white arrows).

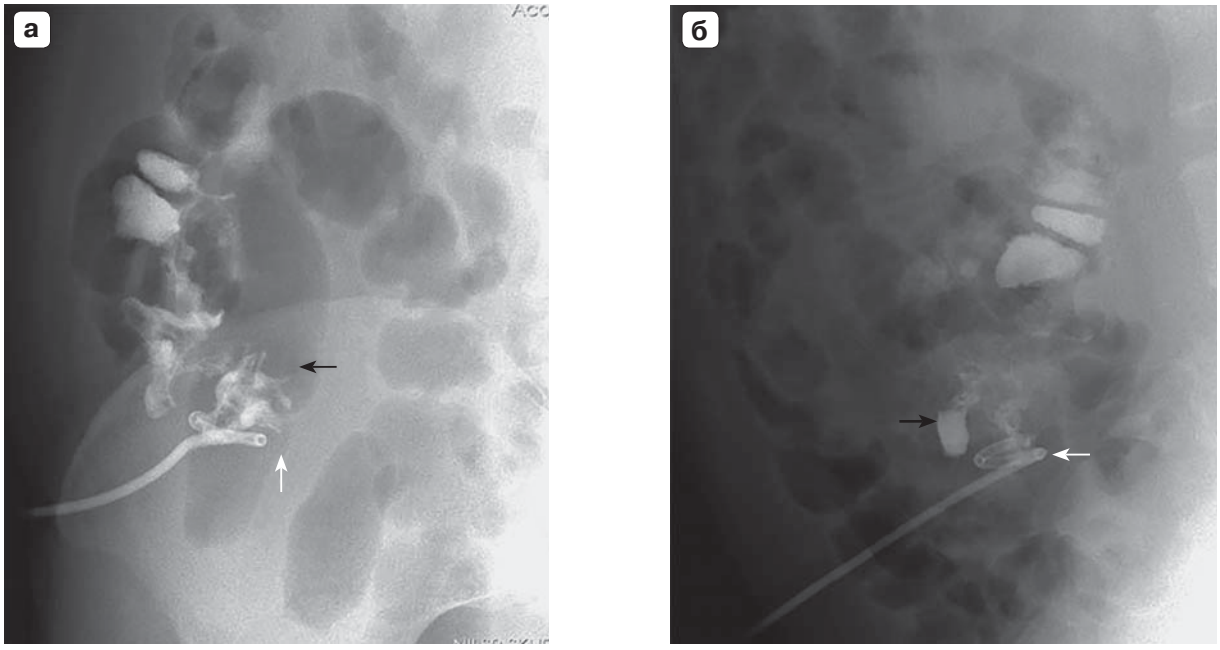


Рис.16. Фистулография (горизонтальное положение), тугое наполнение. **а** – прямая проекция; **б** – боковая проекция. Наружный свищ слепой кишки. Контрастирован просвет дренажной трубки (белая стрелка), слепая и восходящая кишка, купол слепой кишки деформирован (черная стрелка), в свободную брюшную полость контрастное вещество не поступает.

Fig. 16. Fistulography (horizontal position), tight filling. **а** – direct projection; **б** – lateral projection. External fistula of the cecum. The lumen of the drainage tube is contrasted (white arrow), the caecum and ascending intestine, the dome of the caecum is deformed (black arrow), the contrast agent does not enter the free abdominal.

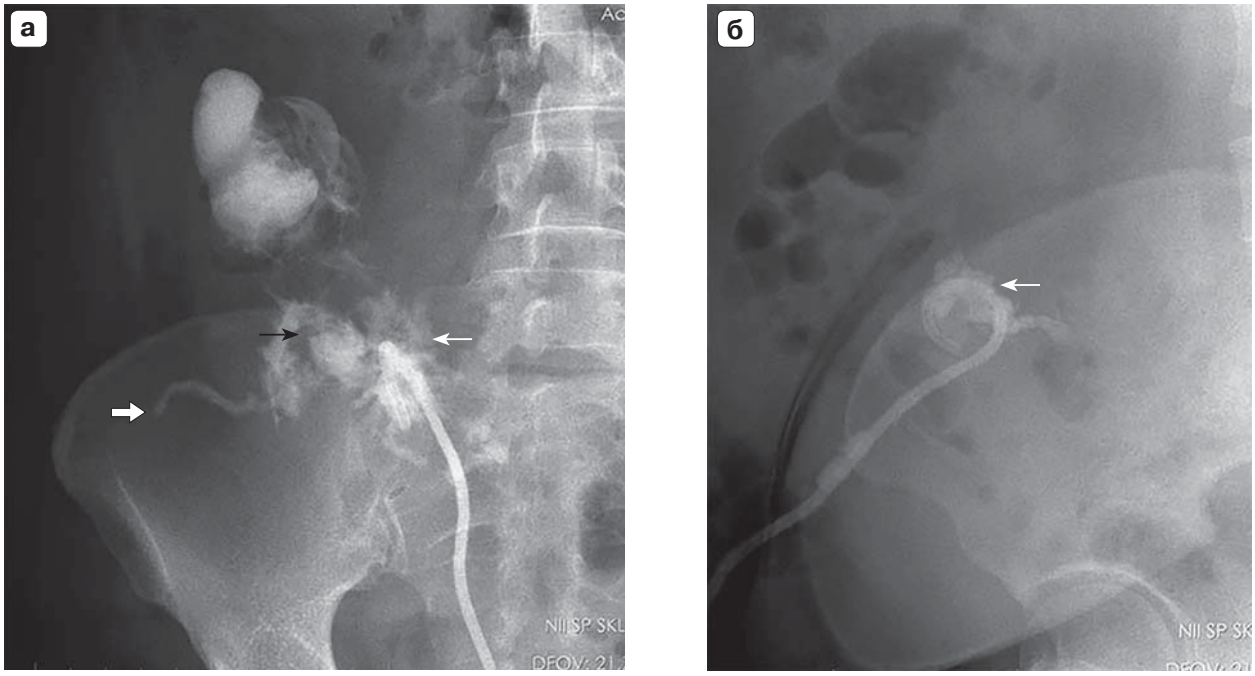


Рис. 17. Фистулография (горизонтальное положение), тугое наполнение. **а** – наружный свищ слепой кишки, сообщающийся через гнойную полость; **б** – положительная динамика на фоне проводимой терапии: уменьшение размеров полости, отсутствие сообщения с просветом слепой кишки. Контрастированная полость неправильной формы с отрогами (тонкая белая стрелка), сообщающаяся с просветом деформированной слепой кишки (черная стрелка), отмечается контрастирование червеобразного отростка (толстая белая стрелка).

Fig. 17. Fistulography (horizontal position), tight filling. **а** – external fistula of the cecum, communicating through the purulent cavity; **б** – positive dynamics against the background of therapy: a decrease in the size of the cavity, lack of communication with the lumen of the cecum. A contrasting irregularly shaped cavity with spurs (thin white arrow) communicating with the lumen of the deformed cecum (black arrow), there is a contrast of the appendix (thick white arrow).

ЖКТ, у 12 пациентов были выявлены признаки наружного свища различных отделов ЖКТ (сигмовидной кишки – 4, слепой кишки – 3, червеобразного отростка – 3, восходящей кишки – 1, терминального отдела подвздошной кишки – 1), сообщающегося через гнойную полость (рис. 15а, б).

Полости имели неправильную овальную или округлую форму, неровные местами нечеткие контуры, негомогенный характер тени. У 5 пациентов полости имели сложную форму из-за наличия отрогов. Размер остаточных полостей варьировал от 20 до 100 мм в наибольшем измерении. Аспирация КВ из полости у 3 пациентов отсутствовала, у 4 пациентов была неполная, что потребовало коррекции положения дренажных трубок, у остальных 15 пациентов была адекватная.

У 1 пациента было получено контрастирование просвета слепой кишки непосредственно через свищевой ход (рис. 16а, б), еще у 1 – контрастирование только просвета дренажной трубки.

В 2 случаях после чрескожного чреспеченочного дренирования желчного пузыря при фистулографии было получено контрастирование желчного пузыря и желчных протоков, поступление КВ в двенадцатиперстную кишку. Полость паравезикального абсцесса при этом не контрастировалась.

При фистулографии в динамике (у 15 пациентов) было отмечено постепенное уменьшение размеров контрастированных полостей у 11 пациентов, исчезновение признаков наружного свища слепой кишки у 1 пациента (рис. 17а, б).

У 3 больных существенной динамики изменений выявлено не было, однако на фоне проводимой терапии были отмечены купирование болевого синдрома, нормализация температуры тела, уменьшение количества отделяемого по дренажной трубке. В удовлетворительном состоянии с функционирующей дренажной трубкой пациенты были выписаны на дальнейшее лечение в амбулаторных условиях.

Обсуждение

Для улучшения показателей лечения ОМП требуется своевременная и точная диагностика [1–4]. С этой целью в НИИ СП им. Н.В. Склифосовского используется диагностический алгоритм, включающий комплекс лучевых методов исследования, что и представлено в нашей работе. На первом этапе лучевой диагностики применялись рентгенологический и ультразвуковой методы исследования. Выбор этих методов был обусловлен их доступностью, неинвазивностью, минимальной лучевой нагрузкой и возможностью полипозиционного исследования, что подтверждается данными других авторов [7–12]. Однако метод УЗИ является операторозависимым. Кроме того, существует множество объективных причин, не позволяющих получить качественное изображение (в нашей работе – 17 (28%) наблюдений. Это абдоминальное ожирение, воздух и пищевые массы в желудке и кишечнике, спаечный процесс в брюшной полости после ранее перенесенных оперативных вмешательств, невозможность задержать дыхание, двигательное беспокойство пациента [9, 12, 13]. Основными ограничениями рентгенологического метода являются: относительно низкая разрешающая способность, трудности оценки структуры паренхиматозных органов и дифференциации мелких объектов в силу получения плоскостного и суммационного изображения [3, 8, 11].

Второй этап диагностики был необходим для уточнения характера, локализации и объема патологических изменений, определения их взаимоотношения с окружающими органами и структурами. Ведущим методом исследования этого этапа была КТ с болюсным КУ, поскольку она позволяет в кратчайшие сроки визуализировать органы и структуры живота без эффекта плоскостной суммации, давать качественную и количественную их оценку с высокой точностью измерений [7–9, 12]. По нашим данным, чувствительность метода составила 96,8%, что согласуется с данными мировой литературы [7, 8, 12]. В настоящее время широко обсуждаются различные подходы к вопросу о необходимости предварительной подготовки к КТ-исследованию живота [7, 8, 10]. По результатам ретроспективного анализа мы считаем, что при экстренно-отсроченном исследовании предварительная подготовка пациента, в том числе в виде маркировки кишки КВ, является необходимым условием для точной диагностики, в то время как ее отсутствие может привести к диагностическим ошибкам – два ЛО-случая в нашем исследовании.

Также мы считаем обязательным использование при диагностике ОМП внутривенного болюсного КУ, которое улучшает дифференциацию плотного инфильтрата от отграниченных жидкостных скоплений (абсцесса), что совпадает с мнением других авторов [10, 14, 15].

В нашей работе показано, что определение тактики лечения пациентов с ОМП, в том числе использование минимально инвазивного вмешательства, проводилось с учетом данных комплексной лучевой диагностики, характеризующих не только объемное образование воспалительного генеза (инфильтрат/абсцесс), но и причину его возникновения, что нашло отражение и в других литературных источниках [2, 4, 6, 11, 15].

На третьем этапе диагностического алгоритма осуществлялся динамический контроль за течением патологического процесса. На этом этапе широкое применение нашел метод УЗИ в связи со своей мобильностью, широкой доступностью и отсутствием лучевой нагрузки.

После выполнения дренирования полости абсцесса для установления истинных размеров остаточной полости, возможного сообщения с соседними структурами и оценки адекватности проведенного дренирования было необходимо выполнение рентгеновской фистулографии. По данным многих авторов [6, 7, 10, 14], в послеоперационном периоде рекомендуется выполнение КТ-фистулографии. Однако мы считаем более целесообразным использование рентгеновской фистулографии, которая позволяет оценить процесс прохождения КВ в реальном режиме времени при более низкой лучевой нагрузке – 1,2–1,6 мЗв (при КТ – 20 мЗв) без потери информативности исследования.

Заключение

Таким образом, комплексная лучевая диагностика при ОМП дает возможность получить полную информацию о характере как воспалительных изменений в БП, так и причин, их вызывающих. Ультразвуковой и рентгеновский методы исследования используются преимущественно на этапе первичной диагностики и для динамического контроля. КТ позволяет уточнить вид, локализацию и объем воспалительных изменений, их взаимоотношения с окружающими органами и структурами. Полученные данные комплексной диагностики помогают хирургу выбрать рациональную тактику лечения этих больных: у 24 (39%) больных отказаться от выполнения лапаротомии и пролечить их консервативно, у 34 (55%) пациентов выполнить минимально инвазивное вмешательство. Диагностический мониторинг позволяет оценить эффективность лечения и проводить своевременную коррекцию тактики.

Участие авторов

Бармина Т.Г. – концепция и дизайн исследования, сбор и обработка данных, проведение исследования, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи, подготовка, создание опубликованной работы.

Хамидова Л.Т. – концепция и дизайн исследования, подготовка, создание опубликованной работы, утверждение окончательного варианта статьи.

Ярцев П.А. – концепция и дизайн исследования, утверждение окончательного варианта статьи.

Забавская О.А. – проведение исследования, статистическая обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста.

Шарифуллин Ф.А. – участие в научном дизайне, подготовка и редактирование текста

Селина И.Е. – сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста.

Попова И.Е. – участие в научном дизайне, анализ и интерпретация полученных данных.

Евграфов П.Г. – сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста.

Лебедев А.Г. – участие в научном дизайне, подготовка, создание опубликованной работы.

Калимуллина Д.С. – участие в научном дизайне, написание текста.

Authors' participation

Barmina T.G. – concept and design of the study, collection and analysis of data, conducting research, analysis and interpretation of the obtained data, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article, preparation and creation of the published work.

Hamidova L.T. – concept and design of the study, preparation and creation of the published work, approval of the final version of the article.

Yartsev P.A. – concept and design of the study, approval of the final version of the article.

Zabavskaya O.A. – conducting research, statistical analysis, analysis and interpretation of the obtained data, writing text.

Sharifullin F.A.-K. – participation in scientific design, text preparation and editing.

Selina I.E. – collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, writing text.

Popova I.E. – participation in scientific design, analysis and interpretation of the obtained data.

Evgrafov P.G. – collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, writing text.

Lebedev A.G. – participation in scientific design, preparation and creation of the published work.

Kalimullina D.S. – participation in scientific design, writing text.

Список литературы

1. Абакумов М.М., Багненко С.Ф., Белобородов В.Б., Белоцерковский Б.З., Беляев А.М., Бурневич С.З. и др. Абдоминальная хирургическая инфекция: Российские национальные рекомендации. М.: Компания Боргес, 2011. 98 с.
2. Ермолов А.С., Ярцев П.А., Лебедев А.Г., Гуляев А.А., Андреев В.Г., Благовестнов Д.А., Иванов П.А. Диагностика и лечение острых хирургических заболеваний органов брюшной полости. Опыт московского здравоохранения 1992–2014 гг. / Под ред. А.С. Ермолова. М.: Видар, 2015. 640 с.
3. Острый перитонит. Клинические рекомендации РФ 2013–2017. URL: https:// diseases.medelement.com/disease/острый-перитонит-рекомендации-рф/15751
4. Van Ruler O., Boermeester M. Surgical treatment of secondary peritonitis: A continuing problem. *German version. Chirurg*. 2016; 87 (1): 13–19. https://doi.org/10.1007/s00104-015-0115-8
5. Budamala S., Penugonda A., Prakash G.V., Ramaniah N.V., Muralikrishna K., Gopikrishna B. Evaluation of Various Prognostic Factors in Perforative Peritonitis Management. *J. Evidence Based Med. Health*. 2015; 2 (38): 6027–6035. https://doi.org/10.18410/jebmh/2015/831
6. Ермолов А.С., Ярцев П.А., Лебедев А.Г., Кирсанов И.И., Левитский В.Д., Селина И.Е. и др. Применение миниинвазивных методик в диагностике и лечении распространенного перитонита и его осложнений: методические рекомендации. М.: НИИ СП им. Н.В. Склифосовского, 2017. 24 с.
7. Emmi V., Sganga G. Diagnosis of intra-abdominal infections: Clinical findings and imaging. *Infez. Med*. 2008; 16 (Suppl. 1): 19–30.
8. Калимуллина Д.С., Пензина А.О. Лучевая диагностика образований брюшной полости воспалительного генеза. *Лучевая диагностика и терапия*. 2012; 2 (3): 53–57.
9. Шаврина Н.В., Ермолов А.С., Ярцев П.А., Кирсанов И.И., Хамидова Л.Т., Олейник М.Г., Тарасов С.А Ультразвуковое исследование в диагностике и лечении абсцессов брюшной полости. *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова.* 2019; 11: 29–36. https://doi.org/10.17116/hirurgia201911129
10. Sartelli M., Viale P., Catena F. et al. 2013 WSES guidelines for the management of intra-abdominal infections. *Wld J. Emerg. Surg*. 2013; 8 (1): 3. https://doi.org/10.1186/1749-7922-8-3
11. Береснева Э.А., Селина И.Е., Трофимова Е.Ю., Шарифуллин Ф.А., Кудряшова Н.Е. Возможности лучевых методов при диагностике абдоминальных послеоперационных осложнений. *Российский электронный журнал лучевой диагностики (REJR)*. 2013; 3 (4): 32–45.
12. Doria A.S., Moineddin R., Kellenberger C.J. et al. US or CT for diagnosis of appendicitis in children and adults? A meta-analysis. *Radiology*. 2006; 241 (1): 83–94. https://doi.org/10.1148/radiol.2411050913
13. Dirks K., Calabrese E., Dietrich C.F., Gilja O.H., Hausken T., Higginson A., et al. EFSUMB Position Paper Recommendations for Gastrointestinal Ultrasound (GIUS) in Acute Appendicitis and Diverticulitis. *Ultraschall. Med.* 2019; 40 (2): 163–175. https://doi.org/ 10.1055/a-0824-6952

14. Белов Д.М., Зароднюк И.В., Михальченко В.А. Компьютерно-томографическая диагностика воспалительных осложнений дивертикулярной болезни ободочной кишки (обзор литературы). *Колопроктология*. 2016; 4 (58): 60–68.
15. Карсанов А.М., Кульчиев А.А., Караев Т.Р., Кокаев И.П., Вахоцкий В.В. Роль современных методов лучевой визуализации при внутрибрюшных гнойно-воспалительных осложнениях толстокишечного генеза (обзор). *Хирургия. Журнал имени Н.И. Пирогова*. 2015; 5: 75–79.

References

1. Abakumov M.M., Bagnenko S.F., Beloborodov V.B., Belocerkovskij B.Z., Beljaev A.M., Burnevich S.Z. et al. Abdominal surgical infection: Russian national guidelines. M.: Kompanija Borges, 2011. 98 p. (In Russian)
2. Ermolov A.S., Jarcev P.A., Lebedev A.G., Guljaev A.A., Andreev V.G., Blagovestnov D.A., Ivanov P.A. Diagnostics and treatment of acute surgical diseases of the abdominal organs. Moscow healthcare experience 1992–2014. Ed. A.S. Ermolov. M.: Vidar, 2015. 640 p. (In Russian)
3. Acute peritonitis. Clinical guidelines of the Russian Federation 2013-2017. URL: https:// diseases. medelement.com/disease/острый-перитонит-рекомендации-рф/15751 (In Russian)
4. Van Ruler O., Boermeester M. Surgical treatment of secondary peritonitis: A continuing problem. *German version. Chirurg*. 2016; 87 (1): 13–19. https://doi.org/10.1007/s00104-015-0115-8
5. Budamala S., Penugonda A., Prakash G.V., Ramaniah N.V., Muralikrishna K., Gopikrishna B. Evaluation of Various Prognostic Factors in Perforative Peritonitis Management. *J. Evidence Based Med. Health*. 2015; 2 (38): 6027–6035. https://doi.org/10.18410/jebmh/2015/831
6. Ermolov A.S., Jarcev P.A., Lebedev A.G., Kirsanov I.I., Levitskij V.D., Selina I.E., et al. The use of minimally invasive techniques in the diagnosis and treatment of generalized peritonitis and its complications: guidelines. M.: NII SP im. N.V. Sklifosovskogo, 2017. 24 p. (In Russian)
7. Emmi V., Sganga G. Diagnosis of intra-abdominal infections: Clinical findings and imaging. *Infez. Med*. 2008; 16 (Suppl. 1): 19–30.
8. Kalimullina D.S., Penzina A.O. Imaging of abdominal inflammatory lesions. *Lučevaâ diagnostika i terapiâ = Diagnostic Radiology and Radiotherapy*. 2012; 2 (3): 53–57. (In Russian)
9. Shavrina N.V., Ermolov A.S., Yartsev P.A., Kirsanov I.I., Khamidova L.T., Oleynik M.G., Tarasov S.A. Ultrasound in the diagnosis and treatment of abdominal abscesses. *Pirogov Russian Journal of Surgery = Khirurgiya. Zhurnal imeni N.I. Pirogova.* 2019; 11: 29–36. https://doi.org/10.17116/hirurgia201911129 (In Russian)
10. Sartelli M., Viale P., Catena F. et al. 2013 WSES guidelines for the management of intra-abdominal infections. *Wld J. Emerg. Surg*. 2013; 8 (1): 3. https://doi.org/10.1186/1749-7922-8-3
11. Beresneva E.A., Selina I.E., Trofimova E.Yu., Sharifullin F.A., Kudryashova N.E. Diagnostic imaging of abdominal postoperative complications. *Rossijskij jelektronnyj zhurnal luchevoj diagnostiki = Russian Electronic Journal of Radiology*. 2013; 3 (4): 32–45. (In Russian)
12. Doria A.S., Moineddin R., Kellenberger C.J. et al. US or CT for diagnosis of appendicitis in children and adults? A meta-analysis. *Radiology*. 2006; 241 (1): 83–94. https://doi.org/10.1148/radiol.2411050913
13. Dirks K., Calabrese E., Dietrich C.F., Gilja O.H., Hausken T., Higginson A., et al. EFSUMB Position Paper Recommendations for Gastrointestinal Ultrasound (GIUS) in Acute Appendicitis and Diverticulitis. *Ultraschall. Med.* 2019; 40 (2): 163–175. https://doi.org/ 10.1055/a-0824-6952
14. Belov D.M., Zarodnyuk I.V., Mikhalchenko V.A. Computed tomography diagnostics of inflammatory complications of colon diverticulitis (review). *Koloproktologiâ = Russian Journal of Coloproctology.* 2016; 4 (58): 60–68. (In Russian)
15. Karsanov A.M., Kul'chiev A.A., Karaev T.R., Kokaev I.P., Vakhotskiĭ V.V. The role of current methods of x-ray diagnosis in case of intraabdominal suppurative complications caused bu colonic diseases. *Khirurgiya. Zhurnal imeni N.I. Pirogova = Pirogov Russian Journal of Surgery*. 2015; 5: 75–79. (In Russian)

Для корреспонденции*: Бармина Татьяна Геннадьевна – 129337 Москва, Ярославское шоссе, д. 8, кор.2, кв. 494. Тел.: +7-916-803-62-66. E-mail: barminat@inbox.ru

Бармина Татьяна Геннадьевна – канд. мед. наук, старший научный сотрудник отделения лучевой диагностики ГБУЗ "Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0002-2690-7378

Хамидова Лайлаъ Тимарбековна – доктор мед. наук, заведующая отделением лучевой диагностики ГБУЗ "Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0002-9669-9164

Ярцев Петр Андреевич – доктор мед. наук, профессор, заведующий отделением неотложной хирургии, эндоскопии и интенсивной терапии ГБУЗ "Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0003-1270-5414

Забавская Ольга Александровна – канд. мед. наук, старший преподаватель учебно-клинического отдела ГБУЗ "Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0001-6893-7973

Шарифуллин Фаат Абдул-Каюмович – доктор мед. наук, главный научный сотрудник отделения лучевой диагностики ГБУЗ "Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0001-7483-7899

Селина Ирина Евгеньевна – канд. мед. наук, ведущий научный сотрудник отделения лучевой диагностики ГБУЗ "Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0001-5768-5328

Попова Ирина Евгеньевна – канд. мед. наук, старший научный сотрудник отделения лучевой диагностики ГБУЗ "Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы", Москва. https://orcid.org/0000-0002-5798-1407

Евграфов Павел Геннадьевич – младший научный сотрудник отделения лучевой диагностики ГБУЗ “Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы”, Москва. https://orcid.org/0000-0003-2713-3498

Лебедев Александр Георгиевич – доктор мед. наук, главный научный сотрудник отделения неотложной хирургии, эндоскопии и интенсивной терапии ГБУЗ “Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы”, Москва. https://orcid.org/0000-003-4008-6462

Калимуллина Дина Сергеевна – врач-рентгенолог отделения лучевой диагностики ГБУЗ “Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского ДЗ г. Москвы”, Москва. https://orcid.org/0000-0002-4543-3606

Contact*: Tatyana G. Barmina – apt. 494, 8-2, Yaroslavskoe shosse, Moscow 129337, Russian Federation. Phone: +7-916-803-62-66.
E-mail: barminat@inbox.ru

Tatyana G. Barmina – Cand. of Sci. (Med.), Senior Researcher of Department of the Diagnostic Radiology, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-2690-7378

Layla T. Hamidova – Doct. of Sci. (Med.), Head of the Department of the Diagnostic Radiology, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-9669-9164

Peter A. Yartsev – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Emergency Surgery, Endoscopy and Intensive Care, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-0003-1270-5414

Olga A. Zabavskaya – Cand. of Sci. (Med.), Senior lecturer of Educational and clinical Department, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-6893-7973

Faat A.-K. Sharifullin – Doct. of Sci. (Med.), Chief researcher of Department of the Diagnostic Radiology, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-7483-7899

Irina E. Selina – Cand. of Sci. (Med.), Leading Researcher of Department of the Diagnostic Radiology, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Departament, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-5768-5328

Irina E. Popova – Cand. of Sci. (Med.), Senior Researcher of Department of the Diagnostic Radiology, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-5798-1407

Pavel G. Evgrafov – Junior Researcher of Department of the Diagnostic Radiology, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-0003-2713-3498

Alexander G. Lebedev – Doct. of Sci. (Med.), Chief researcher of Department of Emergency Surgery, Endoscopy and Intensive Care, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-003-4008-6462

Dina S. Kalimullina – radiologist of Department of the Diagnostic Radiology, N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine of the Moscow Health Department, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-4543-3606

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1129

Методические аспекты выполнения МР-энтерографии по поводу болезни Крона: что важно для диагноста?

© **Оточкин В.В.[1, 2*], Розенгауз Е.В.[1, 3], Чернышев М.Д.[1, 2], Шевкунова Л.Г.[2]**

[1] ФГБОУ ВО "СевероЗападный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова" Минздрава России; 191015 Санкт-Петербург, ул. Кирочная, д. 41, Российская Федерация

[2] ГБУЗ "Ленинградская областная клиническая больница"; 194291 Санкт-Петербург, пр. Луначарского, 45, корп.2-А, Российская Федерация

[3] ФГБУ "Российский научный центр радиологии и хирургических технологий имени академика А.М. Гранова" Минздрава России; 197758 Санкт-Петербург, пос. Песочный, ул. Ленинградская, д. 70, Российская Федерация

Цель исследования: определить влияние разных аспектов методики МР- энтерографии на качество полученных изображений.

Материал и методы. МР-энтерография была выполнена у 634 пациентов по поводу верифицированной болезни Крона и по подозрению на воспалительные и опухолевые заболевания тонкой кишки. В качестве перорального контрастного агента использовались: препараты, содержащие полиэтиленгликоль (ПЭГ), – у 573 пациентов, маннитол – у 32 пациентов, ананасовый сок – у 16 пациентов, вода – у 11 пациентов, молоко – у 2 пациентов. Пероральный прием 1500 мл контрастного агента производился дробно в течение часа в 3 этапа по 15 мин с интервалом 10 мин. У каждого пациента выполнялись программы в режиме T2-FIESTA в трех взаимно перпендикулярных плоскостях, диффузионно- взвешенные изображения с толщиной среза 5 мм через 1 мм.

Результаты. Существенных различий в выраженности наполнения петель тонкой и толстой кишки у пациентов, принимавших в качестве перорального агента ПЭГ (n = 573) и маннитол (n = 32), не отмечено. Адекватное растяжение петель тонкой кишки достигнуто у 94% пациентов, расширение петель считалось умеренным или неудовлетворительным у 11 (4%) пациентов, что связано с плохой переносимостью контрастного препарата или индивидуальными особенностями перистальтики. После колопроктэктомии у 14 пациентов объем контрастного препарата уменьшали до 1000 мл и время его приема до 30–40 мин из-за быстрого пассажа. МР-энтерографию не удалось выполнить у 27 пациентов из-за непереносимости препаратов ПЭГ и маннитола, вызывавших выраженный рвотный рефлекс. В этих случаях мы прибегали к альтернативным вариантам в виде воды (n = 11) и ананасового сока (n = 16).

Заключение. Качественная оценка состояния тонкой кишки возможна только при точном соблюдении всех аспектов методики исследования в виде: интервала между последним приемом пищи и МР-энтерографией не менее 8 ч, объемом перорального контрастного агента (маннитол или препараты ПЭГ) 1200–1500 мл, принятым за 60 мин до исследования. При выполнении МР-энтерографии у пациентов после колопроктэктомии мы рекомендуем уменьшать объем перорального контрастного агента до 1000 мл и время подготовки к исследованию до 30–40 мин.

Ключевые слова: магнитно-резонансная энтерография, болезнь Крона, опухоль тонкой кишки

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Оточкин В.В., Розенгауз Е.В., Чернышев М.Д., Шевкунова Л.Г. Методические аспекты выполнения МР-энтерографии по поводу болезни Крона: что важно для диагноста? *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 105–113. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1129

Поступила в редакцию: 02.02.2022. **Принята к печати:** 30.03.2022. **Опубликована online:** 11.07.2022.

Methodological aspects of performing MR-enterography for Crohn's disease: what is important for a diagnostician?

© **Vladimir V. Otochkin[1, 2]*, Evgeniy V. Rozengauz[1, 3], Michael D. Chernyshev[1, 2], Larisa G. Shevkunova[2]**

[1] I.I. Mechnikov NorthWestern State Medical University; 41, Kirochnaya str., St. Petersburg 191015, Russian Federation

[2] Leningrad Regional Clinical Hospital; 45, bld. 2-A, Lunacharskogo prosp., St. Petersburg 194291, Russian Federation

[3] A.M. Granov Russian Scientific Center of Radiology and Surgical Technologies; 70, Leningradskaya str., Pesochny, St. Petersburg 197758, Russian Federation

The purpose: to determine the influence of various aspects of the MR-enterography technique on the quality of the obtained images.

Materials and methods. MR-enterography was performed in 634 patients for verified Crohn's disease and suspected inflammatory and tumor diseases of the small intestine. The following drugs containing polyethylene glycol (PEG) were used as an oral contrast agent in 573 patients, mannitol in 32 patients, pineapple juice in 16 patients, water in 11 patients, milk in 2 patients. Oral administration of 1500 ml of contrast agent was carried out fractional for an hour in 3 stages of 15 minutes with an interval of 10 minutes. Each patient underwent programs: T2-FIESTA mode in three planes, diffusion-weighted images with a slice thickness of 5 mm through 1 mm.

Results. There were no significant differences in the severity of filling of the loops of the small and large intestine in patients taking polyethylene glycol (n = 573) and mannitol (n = 32) as an oral agent. Adequate stretching of the loops of the small intestine was achieved in 94% of patients, the expansion of the loops was considered moderate or unsatisfactory in 11 patients (4%), which is associated with poor tolerance of the contrast agent or individual characteristics of peristalsis. After coloprotectomy in 14 patients, the volume of the contrast agent was reduced to 1000 ml and the time of its administration to 30–40 minutes due to the rapid passage. MR-enterography could not be performed in 27 patients due to intolerance to PEG and mannitol drugs, which caused a pronounced gag reflex. In these cases, we resorted to alternative options in the form of water (n = 11) and pineapple juice (n = 16).

Conclusions. A qualitative assessment of the condition of the small intestine is possible only with the exact observance of all aspects of the research methodology in the form of: an interval between the last meal and MR-enterography of at least 8 hours, the volume of oral contrast agent (mannitol or PEG) 1200–1500 ml, taken 60 minutes before the study. When performing MR-enterography in patients after coloprotectomy, we recommend reducing the volume of oral contrast agent to 1000 ml and the preparation time for the study to 30–40 minutes.

Keywords: magnetic resonance enterography, Crohn's disease, small intestine tumor

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Otochkin V.V., Rozengauz E.V., Chernyshev M.D., Shevkunova L.G. Methodological aspects of performing MR-enterography for Crohn's disease: what is important for a diagnostician? *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 105–113. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1129

Received: 02.02.2022. **Accepted for publication:** 30.03.2022. **Published online:** 11.07.2022.

Введение

Болезнь Крона – это хроническое рецидивирующее воспалительное заболевание желудочно-кишечного тракта (ЖКТ), которое может локализоваться в любом его отделе – от ротовой полости до анального канала. Наиболее часто поражаются илеоцекальный переход (39%), толстая кишка (35%) и терминальный отдел подвздошной кишки (24%). На долю других отделов ЖКТ приходится 2% [1].

Наиболее трудной зоной для оценки методами медицинской визуализации является тонкая кишка. Фиброколоноскопия (ФКС) позволяет оценить только 10 см дистального отдела подвздошной кишки и технически не может быть выполнена у пациентов со стриктурирующей формой болезни Крона. Рентгенография и рентгеноскопия широко доступны, но имеют малую информативность и высокую лучевую нагрузку. КТ-энтерография – активно развивающийся современный метод лучевой диагностики, который создал достойную конкуренцию МРТ в визуализации патологии тонкой кишки, но, помимо лучевой нагрузки, он из-за низкого тканевого разрешения не позволяет оценивать структуру пораженных стенок и дифференцировать отек и фиброзные изменения [2].

Капсульная эндоскопия – современный высокоинформативный неинвазивный метод исследования ЖКТ, в результате которого можно получить серии снимков, отражающих состояние слизистой тонкой и толстой кишки [3]. Главный недостаток метода –высокая стоимость и ограниченная доступность. МР-энтерография – относительно молодой, но уже широко распространенный метод. Главным его достоинством является возможность визуализировать тонкую кишку с высоким тканевым разрешением на всем протяжении на фоне растяжения петель пероральным контрастным агентом. Метод позволяет не только выявлять изменения стенок и слизистой, но и проводить дифференциальную диагностику болезни Крона с другими заболеваниями [4].

МРТ с контрастированием кишечника включена в клинические рекомендации Российской гастроэнтерологической ассоциации и Ассоциации колопроктологов России по диагностике и лечению болезни Крона как метод первичного обследования и динамического наблюдения пациентов с воспалительными заболеваниями кишечника [5].

Эффективность МР-энтерографии в высокой степени зависит от скрупулезного соблюдения методики исследования, включающей в себя подготовку, укладку, выполнение необходимых последовательностей в определенных плоскостях.

Цель исследования

Определение влияния разных аспектов методики МР-энтерографии на качество полученных изображений.

Материал и методы

МР-энтерография была выполнена у 634 пациентов по поводу верифицированной болезни Крона и по подозрению на воспалительные и опухолевые заболевания тонкой кишки.

Индукция магнитного поля МР-томографа составила 1,5 Тл.

Контрастные агенты и методика перорального контрастирования

В качестве перорального контрастного агента использовались: препараты, содержащие полиэтиленгликоль (ПЭГ), – у 573 пациентов, маннитол – у 32 пациентов, ананасовый сок – у 16 пациентов, вода – у 11 пациентов, молоко – у 2 пациентов. Обычно 1 пакет препарата, содержащего ПЭГ, растворялся в 1200–1500 мл негазированной воды, за исключением расфасовки от тех производителей, у которых 1 пакет ПЭГ растворяется в 200 мл воды. В последнем случае использовали 6–7 пакетов на 1,5 л воды. Пероральный прием контрастного агента производился дробно в течение часа в 3 этапа по 15 мин с интервалом 10 мин. В случае использования воды и сока в качестве контрастных агентов у больных, не переносящих ПЭГ и маннитол, мы увеличивали объем раствора до 1800–2000 мл и разбивали его на 3 порции.

Подготовка

Практика показала удобство однократной подготовки кишечника для МР-энтерографии и последующей ФКС. Для большинства пациентов была выбрана следующая ее схема: до начала приема перорального агента пациенту назначается голод в течение 8 ч, затем он выпивает дробно в течение часа первые 1,5 л из 4 л ПЭГ, приготовленных для очистки кишечника перед ФКС, и помещается в МР-томограф для выполнения МР-энтерографии. После нее пациент продолжает подготовку к ФКС и допивает оставшееся необходимое количество раствора.

Через 4 ч после последнего приема пищи исследование проведено у 18, через 6 ч – у 21 пациента.

Дополнительное очищение кишечника накануне исследования препаратами, содержащими ПЭГ, выполнено у 25 пациентов.

Позиционирование

Для проведения МР-энтерографии мы использовали укладку пациента лежа на животе, потому что в таком положении петли тонкой кишки смещаются выше, располагаются ближе друг к другу и компримируются собственным весом, что делает их наполнение более тугим [6] (рис. 1).

Беременным (n = 9) и пациентам с коло- и илеостомой (n = 14) исследование выполняли в положении лежа на спине или на боку, как предлагают в своей работе M.D. Stern и соавт. [7].

Рис. 1. Позиционирование пациента при выполнении МР-энтерографии.

Fig. 1. Positioning of the patient during MR-enterography.

Важно при позиционировании пациента учитывать, что радиочастотная катушка должна полностью покрывать таз без захвата промежности и печень до уровня ворот. Окно (FOV) должно включать средний, нижний этажи брюшной полости и таз [6].

Программы

У каждого пациента выполнялись программы в режиме T2-FIESTA в трех взаимно перпендикулярных плоскостях, диффузионно-взвешенные изображения (ДВИ) с толщиной среза 5 мм через 1 мм. Мы дополняли каждое МРТ-исследование мультифазным сканированием в Т2-режиме во фронтальной плоскости.

Постконтрастные изображения выполняли во фронтальной плоскости в артериальную (25 с) и портальную (45 с) фазы, а затем в отсроченные на 90 и 120 с.

Общая продолжительность исследования, включающего нативные и постконтрастные изображения, составила 40 мин.

Оценка качества

Качество томограмм оценивали по протяженности контрастированной кишки и по степени ее растяжения. Адекватным наполнением по протяженности мы считали полное заполнение тонкой кишки и илеоцекального перехода. Адекватным растяжением считали отсутствие складок подвздошной кишки.

Результаты и их обсуждение

Подготовка

E. Amzallag-Bellenger и соавт. [1] предложили выполнять сканирование через 4 ч после последнего приема пищи. В нашем исследовании ни в одном из 18 случаев не удалось получить хорошего наполнения тонкой кишки – весь контрастный препарат располагался в расширенном и переполненном желудке.

По мнению K.A. Herrman и соавт. [8], достаточно 6 ч для адекватного продвижения перорального контрастного агента. В нашем исследовании такой интервал мы применили у 21 пациента, из них у 6 (28%) растяжение петель тонкой кишки было неадекватным.

В нашем исследовании 8-часовая пауза после последнего приема пищи использована у 619 пациентов, как рекомендуют R. Sinha и соавт. [16] и S. Mazziotti [9]. Неадекватное растяжение петель кишечника было только у пациентов (n = 27), которые не смогли выпить полный объем раствора.

Дополнительное очищение кишечника накануне исследования препаратами ПЭГ выполнено у 25 пациентов. У всех 25 было отмечено быстрое наполнение толстой кишки пероральным контрастным агентом, но менее тугое наполнение тонкой кишки. S. Mazziotti и соавт. [9] считают нецелесообразной очистку кишечника накануне исследования, так как очищенный кишечник способствует более быстрому пассажу перорального контрастного агента и неудовлетворительному наполнению тонкой кишки. Кишечное содержимое в толстой кишке замедляет пассаж контрастного агента и делает наполнение тонкой кишки лучше. Мы согласны с авторами, которые считают более важным получение качественных изображений тонкой кишки, чем толстой, которая может быть оценена с помощью эндоскопических методов [6, 8, 10].

Контрастные агенты

Вопрос о лучшем пероральном контрастном агенте остается актуальным до сих пор [11]. Среди контрастных агентов, используемых в отечественных и зарубежных клиниках, выделяют: позитивные (ананасовый и черничный сок, молоко, хелаты гадолиния), негативные (суспензия железа, супермагнетики) и бифазные (маннитол, ПЭГ, сорбитол, сульфат бария, вода). Каждый препарат имеет свои преимущества и недостатки. При выборе препарата в своей работе мы руководствовались следующими параметрами: стоимость, доступность, переносимость, диагностическая эффективность.

У наших пациентов использовались растворы, содержащие ПЭГ (n = 573) и маннитол (n = 32). Именно этим препаратам отдают предпочтение многие клиники [11]. Существенных различий в выраженности наполнения петель тонкой и толстой кишки у двух групп пациентов не наблюдали, однако пациенты отметили менее навязчивый вкус маннитола (рис. 2).

Адекватное растяжение петель тонкой кишки достигнуто у 94% пациентов, расширение петель считалось умеренным или неудовлетворительным у 11 (4%) пациентов, что связано с плохой переносимостью контрастного препарата или индивидуальными особенностями перистальтики. Трудности дифференциальной диагностики локального утолщения стенки за счет ее недостаточного растяжения и истинного, патологического ее утолщения возникают, так как в обоих случаях этот участок имеет гиперинтенсивный МР-сигнал на ДВИ.

МР-энтерографию не удалось выполнить у 27 пациентов из-за непереносимости препаратов ПЭГ и маннитола, вызывавших выраженный рвотный рефлекс. В этих случаях мы, как и некоторые авторы [12], прибегали к альтернативным

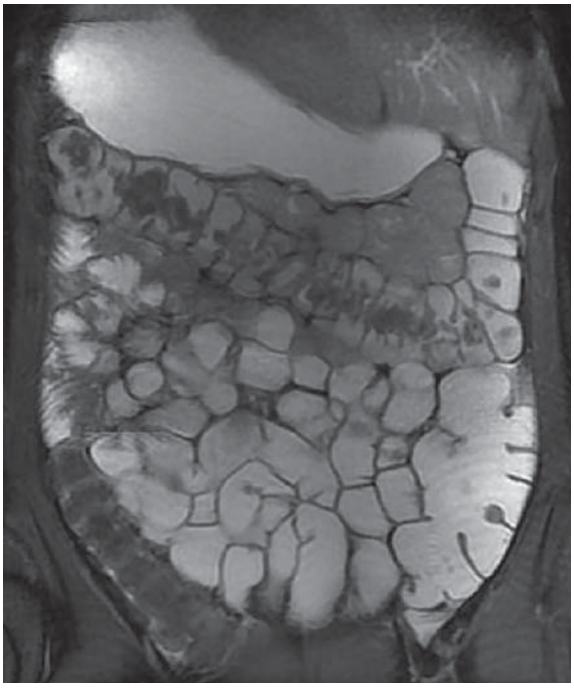


Рис. 2. МР-энтерография. Подготовка препаратом, содержащим полиэтиленгликоль. T2-Fiesta с подавлением жира, фронтальная плоскость в положении пациента на животе. На изображении адекватное наполнение петель тонкой кишки, позволяющее оценивать ее состояние на всем протяжении.

Fig. 2. MR-enterography. Preparation with a drug containing polyethylene glycol. T2 Fiesta with fat suppression, frontal plane in prone position. The image shows an adequate filling of the loops of the small intestine, which allows you to assess its condition throughout.

вариантам в виде воды (n = 11) и ананасового сока (n = 16). При использовании воды в качестве контрастного агента не удалось получить адекватное расширение петель тонкой кишки ни у одного из пациентов. Вода быстро всасывается в кишечнике и растяжение петель диагностически неэффективно. Увеличение объема воды не улучшало наполнение кишки, но даже эти МР-изображения давали дополнительную информацию о состоянии кишечника. Подобные наблюдения описаны также у других авторов [13]. Молоко мы использовали у 2 пациентов и не получили диагностически адекватного расширения петель, так как оно створаживалось в желудке. Ананасовый сок мы применили у 16 пациентов, но он не переходил через баугиниеву заслонку в просвет слепой кишки, поэтому оценка толстой кишки, если это было необходимо, была невозможна (рис. 3).

В зарубежной практике используют коммерческие препараты для МР-энтерографии, один из которых производится в Великобритании [14] и представляет собой ароматизированный раствор из сорбитола и маннитола, другой используется в США [6] и представляет собой бариевую суспензию, содержащую сорбит. Эти препараты хорошо переносятся и подходят для МР-энтерографии [14, 15].

Некоторые исследователи считают, что адекватное расширение петель иногда можно получить при приеме 500–600 мл раствора, а увеличение объема раствора больше 1350 мл не улучшает степень расширения петель [9]. J. Leyendecker и соавт. считают, что целесообразно стремиться в максимальному объему перорального контрастного агента 1 л, что уменьшает побочные явления, такие как диарея и рвота [6]. Разработка методики МР-энтерографии обычно проводилась на здоровых добровольцах, которые в большинстве случаев могут выпить требуемое количество раствора. Больные с жалобами на тошноту, рвоту, боли в животе реже могут выпить большой объем раствора. В нашей работе 27 пациентов не смогли выпить весь объем раствора перорального контрастного агента, его количество не превышало 1000 мл. Лишь у 19 пациентов наполнение петель было неудовлетворительным. Мы опытным путем, как и многие другие исследователи [12, 13, 16], пришли к пониманию, что должен быть стандартный объем для всех неоперированных пациентов 1500 мл в случае приема препаратов, содержащих ПЭГ, и 1200 мл, если использовать маннитол. Наполнение петель зависит от многих факторов: масса тела, пол, особенности перистальтики ЖКТ, скорость принятия препарата. Стандартизация подготовки позволяет в большинстве случаев получить адекватное расширение петель тонкой кишки.

Помимо объема, важное значение имеет продолжительность и скорость приема раствора [20]. В большинстве случаев дистальные отделы тонкой кишки растягиваются адекватно, проксимальные (тощая кишка) вариабельно, поэтому пероральное контрастирование в течение 45–60 мин рекомендовано практически всеми авторами. Для лучшей визуализации тощей кишки лучше выполнять исследование через 20 мин после приема контрастного препарата, а через 45 мин повторно укладывать пациента для оценки подвздошной кишки. Мы, как и некоторые авторы [9, 17, 18], используем дробный прием препарата с разделением на 3 равные порции по 15 мин с перерывами на 10 мин. Это позволяет избежать спазма выходного отдела желудка из-за большого объема раствора. В начале освоения методики мы не применяли дробный прием, и некоторые пациенты (n = 6) выпивали все 1500 мл раствора за 10–20 мин вместо

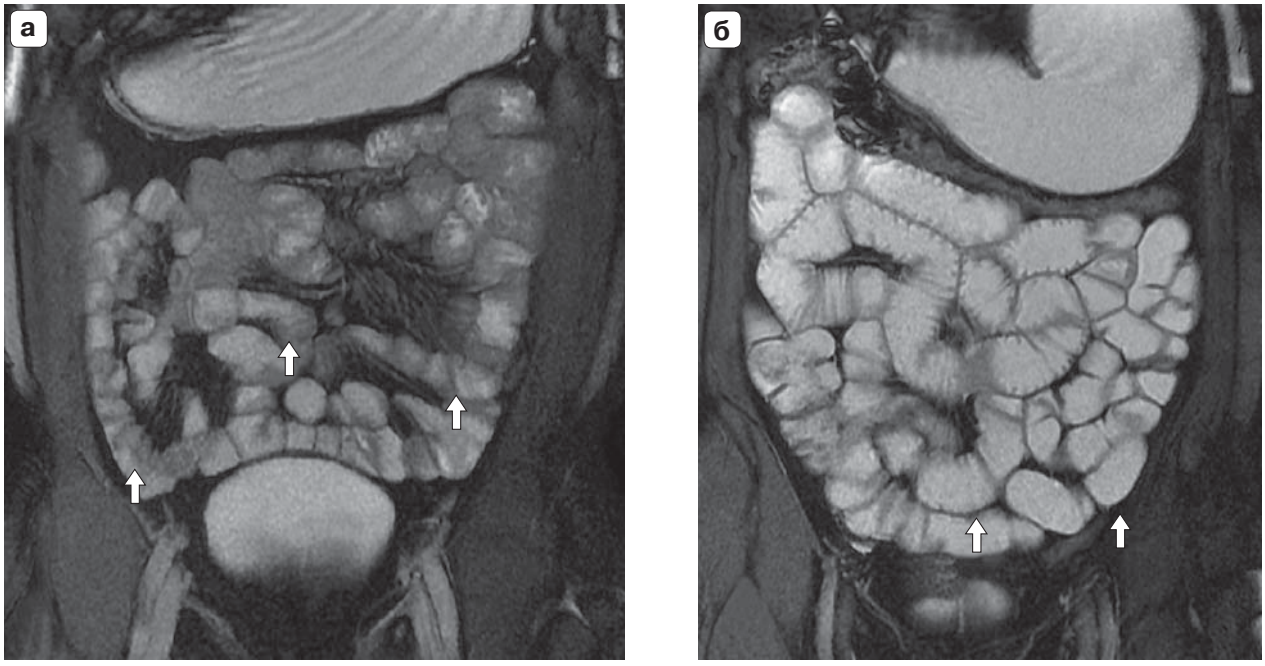


Рис. 3. МР-энтерография. T2-Fiesta с подавлением жира, фронтальная плоскость. В качестве перорального контрастного агента использованы: вода (**а**) и ананасовый сок (**б**). **а** – расширение петель тонкой кишки недостаточное, определяется умеренная складчатость подвздошной кишки (стрелки), при которой невозможно исключить патологию; **б** – расширение петель тонкой кишки достаточное, подвздошная кишка заполнена удовлетворительно (стрелки).

Fig. 3. MR-enterography. T2 Fiesta with fat suppression, frontal plane. As an oral contrast agent, water (**а**) and pineapple juice (**б**) were used. **а** – the expansion of the loops of the small intestine is insufficient, moderate folding of the ileum is determined (arrows), in which it is impossible to exclude pathology; **б** – the expansion of the loops of the small intestine is sufficient, the ileum is filled satisfactorily (arrows).

часа и на МР-изображениях можно было увидеть значительно расширенный и заполненный контрастным препаратом желудок и отсутствие заполнения тонкой кишки. М.Ю. Завьялова и соавт. [19] предлагают пить контрастный агент дробно по 4 мин, но, по нашему мнению, это технически сложно выполнимо. Особняком стоит исследование M. Stoll и соавт. [18], которые предлагают готовить пациентов в течение 2,5 ч с приемом 1250 мл раствора в четыре этапа дробно каждые 30 мин. В нашей практике были пациенты (n = 27), которые по техническим причинам после окончания приема перорального контрастного агента ожидали МРТ 60 мин и более, и адекватность расширения петель сохранялась и интерпретация исследований была проведена. Полный объем (1500 мл) раствора не смогли выпить 27 пациентов, у них объем контрастного агента составил около 1000 мл.

Контрастирование кишки у 62 пациентов, перенесших правостороннюю гемиколэктомию, не вызывало затруднений и не отличалось от стандартного приема контрастного вещества неоперированными пациентами.

После колопроктэктомии у 14 пациентов объем контрастного препарата уменьшали до 1000 мл и время его приема до 30–40 мин из-за быстрого пассажа.

Иногда петли подвздошной кишки низко расположены и достигают задней стенки матки и, при неправильном позиционирования катушки относительно пациента, МР-изображения тонкой и толстой кишки, попавшие в край окна визуализации, могут быть плохого качества (“зернистые”). Интерпретация таких изображений затруднена, и в этом случае необходимо репозиционирование катушки относительно пациента. Расширение петель тонкой кишки у пациентов (n = 23), которым МР-исследование было выполнено в положении лежа на спине, было неадекватным.

Программы

Основной программой при выполнении МР-энтерографии в нашей работе была 2D-FIESTA с подавлением жира, которая выполнялась в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Именно на этой импульсной последовательности наполненные тонкая и толстая кишка визуализирова-

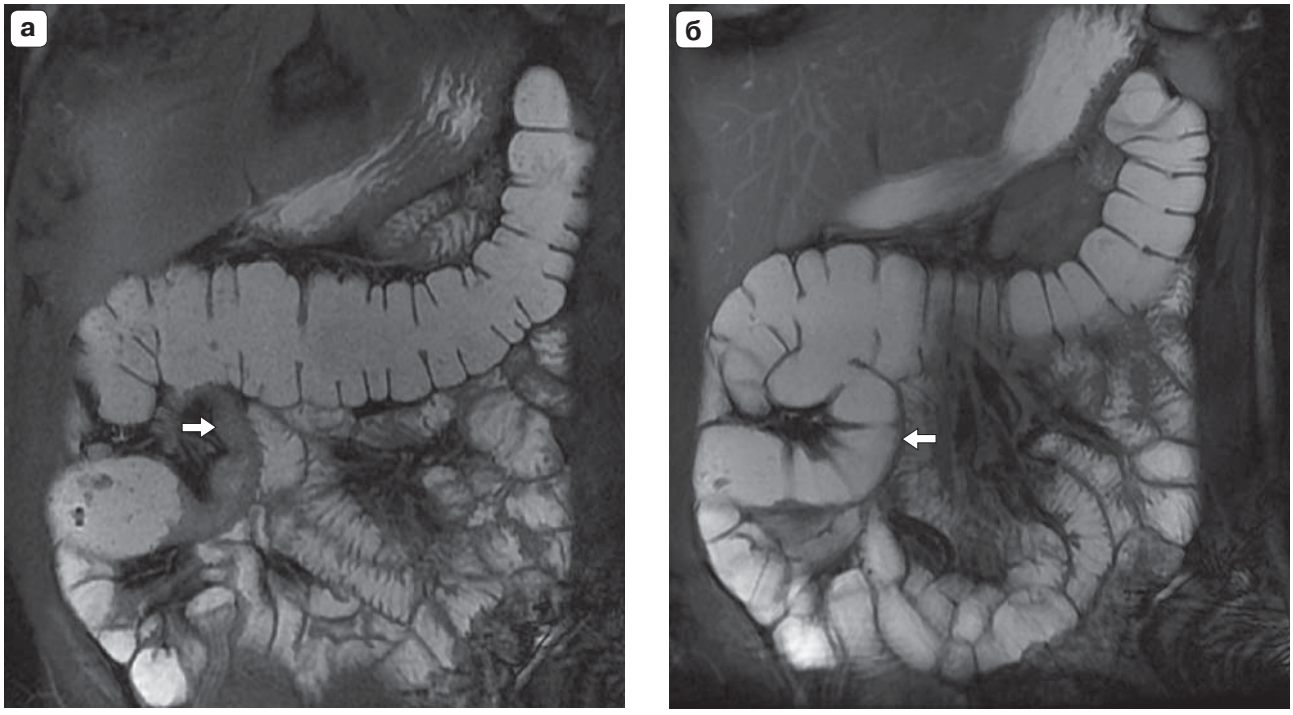


Рис. 4. МР-энтерография в режиме T2-Fiesta cine, фронтальная плокость. Состояние после правосторонней гемиколэктомии по поводу болезни Крона. Область илеотрансверзоанастомоза: **а** – во время перистальтической волны (стрелка); **б** – в релаксации после прохождения перистальтической волны (стрелка). **а** – формальная картина стриктуры дистального отдела тонкой кишки; **б** – указанные изменения отсутствуют.

Fig. 4. MR-enterography in the T2 Fiesta cine mode, frontal plane. Condition after right-sided hemicolectomy for Crohn's disease. The area of ileotransverzoanastomosis: **а** – during the peristaltic wave (arrow); **б** – in relaxation after the passage of the peristaltic wave (arrow). **а** – a formal picture of the stricture of the distal small intestine; **б** – these changes are absent.

лись четко. Дополнительно выполненные программы на основе рутинных Т2ВИ с подавлением жира во всех случаях были не информативны из-за двигательных артефактов от перистальтики. Выполнение мультифазного сканирования в Т2-режиме во фронтальной плоскости, как предлагают J. Leyendecker и соавт. [6], мы использовали, чтобы оценить перистальтику кишечника, исключить или подтвердить наличие стеноза, дилатации и спаечного процесса (рис. 4).

Дополнение перорального контрастирования внутривенным позволяло оценить активность заболевания, отдифференцировать фиброзные и воспалительные изменения, оценить васкуляризацию кишки, фистулы и абсцессы. Проведение внутривенного контрастирования, по нашему мнению, целесообразно только у пациентов с адекватным растяжением петель тонкой кишки.

Заключение

Таким образом, качественная оценка состояния тонкой кишки возможна только при точном соблюдении всех аспектов методики исследования. Мы рекомендуем следующую подготовку: интервал между последним приемом пищи и МР-энтерографией не менее 8 ч, объем перорального контрастного агента (маннитол или препараты ПЭГ) 1200–1500 мл за 60 мин до исследования. Положение пациента должно быть лежа на животе, за исключением беременных и пациентов после илео- и колостомии. В протокол сканирования мы рекомендуем обязательно включать диффузионно-взвешенные изображения и мультифазное сканирование в режиме Т2. При выполнении МР-энтерографии у пациентов после колопроктэктомии мы рекомендуем уменьшать объем перорального контрастного агента до 1000 мл и время подготовки к исследованию до 30–40 мин.

Участие авторов

Оточкин В.В. – написание текста, подготовка, создание опубликованной работы.

Розенгауз Е.В. – концепция и дизайн исследования, подготовка и редактирование текста.

Чернышев М.Д. – анализ и интерпретация полученных данных, сбор и обработка данных.

Шевкунова Л.Г. – проведение исследования, участие в научном дизайне.

Authors' participation

Otochkin V.V. – writing text, preparation and creation of the published work.

Rozengauz E.V. – concept and design of the study, text preparation and editing.

Chernyshev M.D. – analysis and interpretation of the obtained data, collection and analysis of data.

Shevkunova L.G. – conducting research, participation in scientific design.

Список литературы

1. Amzallag-Bellenger E., Oudjit A., Ruiz A. et al. Effectiveness of MR Enterography for the Assessment of Small-Bowel Disease beyond Crohn Disease. *Radiographcs*. 2012; 32 (5): 1423–1444. http://doi.org/10.1148/rg.325115088
2. Lee S.S., Kim A.Y., Yang S. et al. Crohn Disease of the Small Bowel: Comparison of CT Enterography, MR Enterography, and Small-Bowel Follow-Throughas Diagnostic Techniques. *Radiology*. 2009; 251 (3): 751–761. http://doi.org/10.1148/radiol.2513081184
3. Kaushal P., Sonwaru A.S., Charbaty A., Levy A.D. MR Enterography of Inflammatory Bowel Disease with Endoscopic Correlation. *Radiographics*. 2017; 37 (1): 116–131. http://doi.org/10.1148/rg.2017160064
4. Собко В.Ю., Карпенко А.К., Щукина О.Б., Дементьева Т.В., Богданова Е.О. МРТ семиотика болезни Крона. *Медицинская визуализация*. 2013; 4: 54–60.
5. Российская гастроэнтерологическая ассоциация и Ассоциация колопроктологов России. Клинические рекомендации по диагностике и лечению болезни Крона. *Колопроктология*. 2017; 2: 60.
6. Leyendecker J.R., Bloomferd R.S., DiSantis D.J. et al. MR enterography in the managment of patients with Crohn disease. *Radiographics*. 2009; 29 (6): 1827–1846. http://doi.org/10.1148/rg.296095510
7. Stern M.D., Kopylov U., Ben-Horin S. et al. Magnetic resonance enterography in pregnant women with Crohn's disease: case series and literature review. *BMC Gastroenterology*. 2014; 14: 146–154. http://doi.org/10.1186/1471-230X-14-146
8. Herrmann K.A., Zech C.J., Michaley H.J. et al. Comprehensive magnetic resonance imaging of the small and large bowel using intraluminal dual contrast technique with iron oxide solution and water in magnetic resonance enteroclysis. *Invest. Radiol*. 2005; 40: 621–629. http://doi.org/10.1097/01.rli.0000175037.15022.85
9. Mazziotti S., Blandino A. MR Enterography. Messina: Springer, 2014. 150 p. http://doi.org/10.1007/978-88-470-5675-6
10. Bekendam M.I.J., Puylaert C.A.J., Phoa S.K.S.S. et al. Shortened Oral Contrast Preparation for Improved Small Bowel Distension at MR Enterography. *Abdom. Radiol*. 2017; 42 (7): 1–8. http://doi.org/10.1007/s00261-017-1133-4
11. Masselli G., Gualdi G. MR Imagining of the Small Bowel. *Radiology*. 2012; 289 (2): 333–348. http://doi.org/10.1148/radiol.12111658
12. Mollard B.J., Smith E.A., Dillman J.R. Pediatric MR Enterography: Technique Approach to Interpretation – How we do it. *Radiology*. 2015; 274 (1): 29–43. http://doi.org/10.1148/radiol.14122449
13. Kuehle C.A., Ajaj W., Ladd S.C. et al. Hydro-MRI of the small bowel: effect of contrast volume, timing of contrast administration, and data acquisition on bowel distension. *Am. J. Roentgenol.* 2006; 187 (4): 375–385. http://doi.org/10.2214/AJR.051079
14. Kolbe A.B., Haas L.A., Bartlett D. et al. Comparison of two small bowel distending agents for enterography in pediatric small bowel imagining. *Abdom. Radiol*. 2019; 44: 3252–3262. http://doi.org/10.1007/s00261-019-02102-3
15. Dillman J.R., Tobwin A.J., Imbus R. et al. Comparison of Two Neutral Oral Contrast Agents in Pediatric Patients: A Prospective Randomized Study. *Radiology*. 2018; 288 (1): 245–251. http://doi.org/10.1148/radiol.2018173039
16. Sinha R., Verma R., Verma S., Rajesh A. MR Enterography of Crohn Disease: Part 1, Rationale, Technique, and Pitfalls. *Am. J. Roentgenol.* 2011; 197 (1): 76–79. http://doi.org/10.2214/AJR.10.7253
17. Ninivaggi V., Misserre M., Restanio G. et al. MR-enterography with diffusion weighted emaging: ADC values in normal and pathological bowel loops, a possible threshold ADC value to differentiate active from inactive Crohn's disease. *Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci*. 2016; 20: 4540–4546. PMID: 27874943.
18. Stoll M.L., Patel A.S., Punaro M., Dempsey-Robertson M. MR-enterography to evaluate sub-clinical intestinal inflammation in children with spondyloarthritis. *Pediatr. Rheumatol.* 2016; 10 (6): 1–6. http://doi.org/10.1186/1546-0096-10-6
19. Завьялова М.Ю. МР-энтерография при Болезни Крона. *Вестник хирургии Казахстана*. 2015; 3: 25–28.
20. Яковлева Е.К., Трофимова Т.Н. Критерии анализа изображений при воспалительных заболеваниях тонкого кишечника. *Лучевая диагностика и терапия*. 2019; 4: 98–108. https://doi.org/10.22328/2079-5343-2019-10-4-98-108

References

1. Amzallag-Bellenger E., Oudjit A., Ruiz A. et al. Effectiveness of MR Enterography for the Assessment of Small-Bowel Disease beyond Crohn Disease. *Radiographcs*. 2012; 32 (5): 1423–1444. http://doi.org/10.1148/rg.325115088
2. Lee S.S., Kim A.Y., Yang S. et al. Crohn Disease of the Small Bowel: Comparison of CT Enterography, MR Enterography, and Small-Bowel Follow-Throughas Diagnostic Techniques. *Radiology*. 2009; 251 (3): 751–761. http://doi.org/10.1148/radiol.2513081184
3. Kaushal P., Sonwaru A.S., Charbaty A., Levy A.D. MR Enterography of Inflammatory Bowel Disease with Endoscopic Correlation. *Radiographics*. 2017; 37 (1): 116–131. http://doi.org/10.1148/rg.2017160064
4. Sobko V.YU., Karpenko A.K., Schukina O.B., Dement'eva T.V., Bogdanova E.O. MRI semiotics of Crohn's disease. *Medical visualization = Meditsinskaya vizualizatsiya*. 2013; 4: 54–60. (In Russian)
5. Russian gastroenterological association and Russia's association of coloproctologists. Clinical recommendations for evaluation and treatment of Crohn's disease. *Coloproctology = Coloproctologiya*. 2017; 2: 60. (In Russian)
6. Leyendecker J.R., Bloomferd R.S., DiSantis D.J. et al. MR enterography in the managment of patients with Crohn disease. *Radiographics*. 2009; 29 (6): 1827–1846. http://doi.org/10.1148/rg.296095510
7. Stern M.D., Kopylov U., Ben-Horin S. et al. Magnetic resonance enterography in pregnant women with Crohn's disease: case series and literature review. *BMC*

Gastroenterology. 2014; 14: 146–154. http://doi.org/10.1186/1471-230X-14-146
8. Herrmann K.A., Zech C.J., Michaley H.J. et al. Comprehensive magnetic resonance imaging of the small and large bowel using intraluminal dual contrast technique with iron oxide solution and water in magnetic resonance enteroclysis. *Invest. Radiol*. 2005; 40: 621–629. http://doi.org/10.1097/01.rli.0000175037.15022.85
9. Mazziotti S., Blandino A. MR Enterography. Messina: Springer, 2014. 150 p. http://doi.org/10.1007/978-88-470-5675-6
10. Bekendam M.I.J., Puylaert C.A.J., Phoa S.K.S.S. et al. Shortened Oral Contrast Preparation for Improved Small Bowel Distension at MR Enterography. *Abdom. Radiol*. 2017; 42 (7): 1–8. http://doi.org/10.1007/s00261-017-1133-4
11. Masselli G., Gualdi G. MR Imagining of the Small Bowel. *Radiology*. 2012; 289 (2): 333–348. http://doi.org/10.1148/radiol.12111658
12. Mollard B.J., Smith E.A., Dillman J.R. Pediatric MR Enterography: Technique Approach to Interpretation – How we do it. *Radiology*. 2015; 274 (1): 29–43. http://doi.org/10.1148/radiol.14122449
13. Kuehle C.A., Ajaj W., Ladd S.C. et al. Hydro-MRI of the small bowel: effect of contrast volume, timing of contrast administration, and data acquisition on bowel distension. *Am. J. Roentgenol.* 2006; 187 (4): 375–385. http://doi.org/10.2214/AJR.051079
14. Kolbe A.B., Haas L.A., Bartlett D. et al. Comparison of two small bowel distending agents for enterography in pediatric small bowel imagining. *Abdom. Radiol*. 2019; 44: 3252–3262. http://doi.org/10.1007/s00261-019-02102-3
15. Dillman J.R., Tobwin A.J., Imbus R. et al. Comparison of Two Neutral Oral Contrast Agents in Pediatric Patients: A Prospective Randomized Study. *Radiology*. 2018; 288 (1): 245–251. http://doi.org/10.1148/radiol.2018173039
16. Sinha R., Verma R., Verma S., Rajesh A. MR Enterography of Crohn Disease: Part 1, Rationale, Technique, and Pitfalls. *Am. J. Roentgenol.* 2011; 197 (1): 76–79. http://doi.org/10.2214/AJR.10.7253
17. Ninivaggi V., Misserre M., Restanio G. et al. MR-enterography with diffusion weighted emaging: ADC values in normal and pathological bowel loops, a possible threshold ADC value to differentiate active from inactive Crohn's disease. *Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci*. 2016; 20: 4540–4546. PMID: 27874943.
18. Stoll M.L., Patel A.S., Punaro M., Dempsey-Robertson M. MR-enterography to evaluate sub-clinical intestinal inflammation in children with spondyloarthritis. *Pediatr. Rheumatol.* 2016; 10 (6): 1–6. http://doi.org/10.1186/1546-0096-10-6
19. Zav'yalova M.Yu. MR- enterography of Crohn's Disease. *Bulletin of Surgery in Kazakhstan*. 2015; 3: 25–28. (In Russian)
20. Yakovleva E.K., Trofimova T.N. Criteria for image analysis in inflammatory diseases of small bowel. *Radiation diagnostics ands therapy = Luchevaya diagnostica i terapiya*. 2019; 4: 98–108. https://doi.org/10.22328/2079-5343-2019-10-4-98-108 (In Russian)

Для корреспонденции*: Оточкин Владимир Вячеславович – E-mail: Otovv@yandex.ru

Оточкин Владимир Вячеславович – канд. мед. наук, ассистент кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии Северо-Западного государственного медицинского университета им. И.И. Мечникова; заведующий кабинетом магнитно-резонансных томографических исследований Ленинградской областной клинической больницы, Санкт-Петербург.

https://orcid.org/0000-0002-2667-3612

Розенгауз Евгений Владимирович – доктор мед. наук, профессор кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии Северо-Западного государственного медицинского университета им. И.И. Мечникова; главный научный сотрудник ФГБУ "Российский научный центр радиологии и хирургических технологий имени академика А.М. Гранова Минздрава России", Санкт Петербург.

https://orcid.org/0000-0003-1742-7783

Чернышев Михаил Дмитриевич – медицинский брат кабинета магнитно-резонансных томографических исследований Ленинградской областной клинической больницы; студент VI курса Северо-Западного государственного медицинского университета им. И.И. Мечникова, Санкт-Петербург.

Шевкунова Лариса Геннадьевна – рентгенолаборант кабинета магнитно-резонансных томографических исследований Ленинградской областной клинической больницы, Санкт-Петербург.

Contact*: Vladimir V. Otochkin – E-mail: Otovv@yandex.ru

Vladimir V. Otochkin – Cand. of Sci. (Med.), assistant of the Radiology Department of I.I. Mechnikov North-West State Medical University, Saint Petersburg; head of the Department of magnetic resonance tomography of Leningrad Regional Clinical Hospital, Saint Petersburg. https://orcid.org/0000-0002-2667-3612

Evgeniy V. Rozengauz – Doct. of Sci. (Med.), Professor of the Radiology Department of I.I. Mechnikov North-West State Medical University, Saint Petersburg; radiologist of computer tomography department, main researcher of RSCRST named after A.M. Granov, Saint Petersburg. https://orcid.org/0000-0003-1742-7783

Michael D. Chernyshev – medical nurse of the Department of magnetic resonance tomography of Leningrad Regional Clinical Hospital, Saint Petersburg; 6st year student of I.I. Mechnikov North-West State Medical University, Saint Petersburg.

Larisa G. Shevkunova – X-ray technician of the Department of magnetic resonance tomography of Leningrad Regional Clinical Hospital, Saint Petersburg.

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1103

Обзор рентгенодиагностических on-line сервисов, основанных на искусственных нейронных сетях в стоматологии

© **Мокренко М.Е.*, Гусейнов Н.А., Аль Хаффар Ж., Тутуров Н.С., Саркисян М.С.**

ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов" Минобрнауки России; 117198 Москва, ул. Миклухо-Маклая, 6, Российская Федерация

Цель исследования: анализ доступных on-line сервисов и программ, использующих искусственные нейронные сети (ИНС), в стоматологии, в особенности для цефалометрического анализа.

Материал и методы. Проведен поиск научных публикаций в информационно-аналитических системах PubMed, Google Scholar и eLibrary без ограничения по срокам публикации по комбинациям из следующих ключевых слов: artificial intelligence, deep learning, computer vision, neural network, dentistry, orthodontics, cephalometry, cephalometric analysis. Были проанализированы 1612 статей, из которых 23 публикации использованы для составления обзора.

Результаты. Глубокое машинное обучение на основе ИНС успешно применяется в различных разделах медицины в качестве аналитического инструмента для обработки различных данных. Особенно успешно ИНС применяются для распознавания изображений в рентгенологии и гистологии. В частности, в стоматологии компьютерное зрение используется для диагностики заболеваний челюстно-лицевой области, планирования оперативного лечения, в том числе имплантации, а также для цефалометрического анализа для нужд врачей-ортодонтов и челюстно-лицевых хирургов.

Заключение. В настоящее время существует множество программ и on-line сервисов для цефалометрического анализа. Однако лишь 7 из них используют ИНС для автоматической разметки и анализа снимков. Также недостаточно данных для оценки точности их работы и удобства.

Ключевые слова: искусственная нейронная сеть, искусственный интеллект, рентгенология, цефалометрический анализ, ортодонтия, челюстно-лицевая хирургия

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Мокренко М.Е., Гусейнов Н.А., Аль Хаффар Ж., Тутуров Н.С., Саркисян М.С. Обзор рентгенодиагностических on-line сервисов, основанных на искусственных нейронных сетях в стоматологии. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 114–122. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1103

Поступила в редакцию: 17.11.2021. **Принята к печати:** 21.04.2022. **Опубликована online:** 15.06.2022.

Review of online X-ray diagnostic services based on artificial neural networks in dentistry

© **Mark E. Mokrenko*, Nidjat A.O. Guseynov, Jacqueline Alhaffar, Nikolay S. Tuturov, Martiros S. Sarkisyan**

The Peoples' Friendship University of Russia; 6, Miklukho-Maklay str., Moscow 117198, Russian Federation

Aim. This review is devoted to the analysis of available on-line services and programs using artificial neural networks (ANNs) in dentistry, especially for cephalometric analysis.

Materials and methods. We searched for scientific publications in the information and analytical databases PubMed, Google Scholar and eLibrary using combinations of the following keywords: artificial intelligence, deep learning, computer vision, neural network, dentistry, orthodontics, cephalometry, cephalometric analysis. 1612 articles were analyzed, of which 23 publications were included in our review.

Results. Deep machine learning based on ANN has been successfully used in various branches of medicine as an analytical tool for processing various data. ANNs are especially successfully used for image recognition in radiology and histology. In dentistry, computer vision is used to diagnose diseases of the maxillofacial region, plan surgical treatment, including dental implantation, as well as for cephalometric analysis for the needs of orthodontists and maxillofacial surgeons.

Conclusion. Currently, there are many programs and on-line services for cephalometric analysis. However, only 7 of them use ANNs for automatic landmarking and image analysis. Also, there is not enough data to evaluate the accuracy of their work and convenience.

Keywords: artificial neural network, artificial intelligence, radiology, cephalometric analysis, orthodontics, maxillofacial surgery

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Mokrenko M.E., Guseynov N.A., Alhaffar J., Tuturov N.S., Sarkisyan M.S. Review of online X-ray diagnostic services based on artificial neural networks in dentistry. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 114–122. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1103

Received: 17.11.2021. **Accepted for publication:** 21.04.2022. **Published online:** 15.06.2022.

Введение

Искусственные нейронные сети. Основные перспективы применения и исторический очерк в стоматологии

Если судить по объему публикаций за последние два десятилетия, искусственная нейронная сеть (ИНС) – самая применяемая методика, основанная на искусственном интеллекте в медицине [1]. ИНС – это вычислительный аналитический инструмент, который создан по аналогии биологической нервной системы. Она состоит из сетей тесно связанных компьютерных процессоров, называемых “нейронами”, которые способны выполнять параллельно вычисления для обработки данных и предоставление информации. Способность ИНС учиться на примерах, анализировать нелинейные данные, обрабатывать неточную информацию и сортировать ее, позволяя применять модель к независимым данным, сделала ее очень привлекательным аналитическим инструментом в области медицины. W.S. McCulloch и W. Pitts (1943) опубликовали статью, в которой описывается первый искусственный нейрон, использующий простые бинарные пороговые функции [2]. В 1951 г. Minsky и Edmunds разработали стохастический нейронный аналоговый калькулятор, который признан первой нейронной сетью в истории [3]. В 1955 г. A. Newell и H.A. Simon впервые в истории разработали программы искусственного интеллекта [4]. Программа под названием Logic Theorist доказала 38 из первых 52 аксиом “Principia Mathematica” [5]. Следующим важным этапом являлась разработка психологом F. Rosenblatt в 1958 г. перцептрона в качестве практической модели. По задумке автора, перцептрон – это математическая модель, предназначенная для иллюстрации фундаментальных свойств восприятия информации мозгом [6]. В 1959 г. A. Samuel ускорил разработку ИНС, введя термин “машинное обучение” [7].

На сегодняшний день известно множество вариаций перцептрона, но самой популярной моделью была многослойная сеть перцептрона с прямой связью. Данные сети состоят из нескольких слоев нейронов, а именно входного слоя, одного или нескольких средних или скрытых слоев и выходного слоя, каждый из которых полностью связан с другим слоем. Нейроны связаны ссылками, и каждая ссылка имеет связанный с ней числовой вес. Нейронная сеть “учится” путем многократной корректировки этих объемов числовых данных. Одним из важных свойств ИНС является то, что они могут самообучаться. Использование многослойного перцептрона с прямой связью ограничивалось отсутствием подходящего алгоритма обучения до тех пор, пока P. Werbos (1974) не ввел обучение с обратным распространением [8]. Существуют и другие актуальные сети, которые активно применяются [9–11].

ИНС уже нашли широкое применение в различных направлениях в медицине. Их способность точно классифицировать и распознавать закономерности привлекла исследователей к применению их при решении многих клинических проблем в медицине. Поскольку мы понимаем, что диагностика, лечение и прогнозирование результатов во многих клинических ситуациях зависят от сложного взаимодействия многих клинических, биологических и патологических переменных, растет потребность в аналитических инструментах, таких как ИНС, которые могут использовать сложные взаимосвязи между этими переменными. W.G. Baxt был одним из первых исследователей, изучавших клинические возможности ИНС [12]. Он разработал модель нейронной сети, которая

точно диагностировала острый инфаркт миокарда. С тех пор ИНС стали применяться почти во всех областях медицины.

ИНС используются в клинической диагностике, анализе изображений в рентгенологии и гистологии. Примером может служить PAPNET, компьютеризированная автоматизированная система скрининга, основанная на нейронных сетях [13]. Она была разработана для помощи цитологу в исследовании гистологических препаратов шейки матки. PAPNET является одной из немногих моделей ИНС, которая продвигалась на коммерческой основе.

Перспективы в стоматологии

Внедрение ИНС в области стоматологии значительно прогрессирует, хотя очевидно, что это все еще на начальном уровне [14–17]. Были предприняты первые многообещающие попытки автоматизированного выявления кариеса на прицельном рентгеновском снимке [18]. В исследовании E.Y. Kim и соавт. анализ ИНС применялся для построения модели прогнозирования взаимосвязи зубной боли и частоты ежедневной чистки зубов, времени чистки зубов (до еды или после еды и т.д.), использования зубной нити, частоты замены зубной щетки, регулярности профессиональной гигиены и других факторов, включая питание и физические упражнения [19]. В результате была получена прогностическая модель развития зубной боли с точностью около 80%.

Кариес зубов является наиболее распространенным стоматологическим заболеванием во всем мире. Систематический обзор M. Prados-Privado и соавт. (2020) был направлен на определение актуальности вопроса ИНС в диагностике кариеса [20]. Были отобраны 13 исследований. В большинстве из них использовалась прицельная рентгенография зубов. Базы данных изображений варьируются от 87 до 3000 изображений (в среднем 669 изображений). На каждом рентгеновском снимке в 7 из включенных исследований стоматологами был диагностирован кариес зубов. Не во всех исследованиях подробно описано, как диагностировался кариес, а также тип обнаруженного кариозного поражения. Авторы обзора делают выводы, что в силу использования различных ИНС в данных исследованиях и получения разных результатов необходимы исследования, которые сравнивали бы диагностическую ценность эксперта-стоматолога и ИНС. Однако существует ряд работ, которые показали диагностическую ценность ИНС в стоматологии. В систематическом обзоре F. Schwendicke и соавт. (2019) были отобраны и анализированы 36 статей с 2015 по 2019 г. Исследования были сфокусированы на стоматологии общей практики (n = 15 исследований), кариесологии (n = 5), эндодонтии (n = 2), пародонтологии (n = 3), ортодонтии (n = 3), рентгенодиагностике в стоматологии (n = 2), судебной стоматологии (n = 2) и лечебного дела (n = 4). Чаще всего выполнялась диагностика, сегментация или классификация анатомических структур, включая зубы (n = 9), костных тканей челюстей (n = 2), а также скелета (n = 4). Чаще всего использовались ортопантомограммы (n = 11), за которыми следовали периапикальные рентгенограммы (n = 8), конусно-лучевая КТ (КЛКТ) или КТ (n = 6). Размеры наборов данных варьировались от 10 до 5166 изображений (в среднем 1053). В большинстве исследований для выявления анатомических ориентиров использовались медицинские специалисты, как группа контроля. Сравнение производительности ИНС с результатами независимой тестовой группы стоматологов было проведено в 7 исследованиях; большинство исследований показало, что ИНС работает так же, как экспертная группа [21].

В настоящее время на рынке представлено несколько программ, которые позволяют проводить диагностику стоматологических заболеваний и автоматически заполнять медицинскую документацию. Одна из таких программ – Diagnocat – проводит анализ КЛКТ, панорамных и прицельных снимков на предмет кариеса, разряжения в костной ткани [22], определяет наличие ретинированных зубов [23], измеряет ширину и высоту альвеолярного отростка и находит границы верхнечелюстных пазух [24]. Программа автоматически создает отчет о наличии заболеваний по каждому зубу и составляет зубную формулу. В работе M. Ezhov (2021) сравнивалась точность диагностики стоматологической патологии по КЛКТ при помощи программы Diagnocat. 24 врача-стоматолога были поделены на 2 группы, первая группа использовала данную программу для помощи в диагностике, а вторая группа анализировала снимки самостоятельно. Были проанализированы 30 снимков. Точность обнаружения патологии у стоматологов, пользовавшихся программой, была статистически выше [16].

Такими же возможностями обладает программа DENTOMO. Она позволяет проанализировать КЛКТ на наличие стоматологической патологии, определяет положение каждого зуба в зубной дуге, автоматически заполняет зубную формулу, составляет предварительный план лечения. Эти возможности помогают стоматологу увеличить скорость работы и улучшить диагностику [17].

Онлайн-сервисы и их применение в ортодонтии

До недавнего времени количество ортодонтических приложений и онлайн-сервисов в Google Play и Apple App Store неуклонно росло. Последнее исследование N.R. Siddiqui и соавт. [25] показало, что в 2019 г. количество ортодонтических приложений составило 305. Эти приложения, ориентированные как на пациентов, так и на врачей, сильно различаются по целям их применения.

На сегодняшний день стало возможным применение онлайн-платформ на основе ИНС в медицине, в частности в ортодонтии [26]. Еще в 1931 г. B. Broadbent открыл методику рентгеновского анализа сагиттальных и вертикальных размеров черепа при помощи бокового цефалометрического снимка (боковая телерентгенограмма) [27]. До сих пор данная методика является одной из основных диагностических процедур в ортодонтии и обычно выполняется при планировании ортодонтического лечения. Цефалометрический анализ основан на идентификации радиологических ориентиров (точек) для последующего измерения различных углов, отрезков и соотношений с целью интерпретации черепно-лицевых параметров. В то время как программное обеспечение обычно выполняет цефалометрические расчеты, разметку цефалометрических точек выполняет эксперт-ортодонт. Качество этого анализа во многом зависит от опыта эксперта. Более того, в большинстве случаев межэкспертное мнение расходится [28]. Следующие факторы вызывают трудности во время расстановки цефалометрических точек: 1) черепно-лицевую область трудно четко спроецировать в двухмерное изображение, поскольку сложные анатомические структуры накладываются друг на друга, и 2) разнообразие зубочелюстной морфологии индивидуально и сильно зависит от пациента. Для решения этих проблем были разработаны различные полуавтоматические и полностью автоматизированные методы. В 2014 и 2015 гг. на Международном симпозиуме по биомедицинской визуализации (МСБВ) были поставлены задачи автоматизированного цефалометрического анализа [29]. Поскольку некорректная идентификация цефалометрических точек может привести к неправильному принятию решения в отношении ортодонтического лечения, желательна полностью автоматизированная и надежная идентификация данных точек. Именно в этой стезе алгоритмы ИНС предоставляют новые возможности для поддержки специалистов-ортодонтов в их повседневной работе.

Несмотря на большое количество ортодонтических приложений и онлайн-платформ, очень немногие из них были изучены на предмет их достоверности. Веб-интерфейс, мобильные и компьютерные приложения играют все более важную роль в повседневной жизни. Тем не менее онлайн-сервисы в здравоохранении и, в частности, в ортодонтии пока что не пользуются большой популярностью и признанием. В данной статье проводился обзор существующих онлайн-платформ в направлении ортодонтии.

Результаты

Поиск и отбор научных статей

Актуальные ортодонтические онлайн-платформы: WebCeph, ViSurgery, Planmeca Romexis Cephalometric Analysis, CephBot, CephX, AudaxCeph, Anatomage.

WebCeph

WebCeph является программой для цефалометрического анализа, которое может устанавливаться на устройства с операционными системами iOS, Android, а также использоваться в виде web-версии. Интерфейс web-версии представлен на рис. 1.

В работе M.K. Alam и A.A. Alfawzan (2020) рассматривалась новая методика латерального цефалометрического анализа на основе ИНС. Были изучены 14 различных цефалометрических характеристик среди пациентов с расщелинами нёба, губы, а также альвеолярного гребня. В ретроспективном исследовании участвовали 123 пациента: 31 – без дефектов, 29 – двусторонняя заячья губа и нёбо, 41 – односторонняя заячья губа и нёбо, 9 – односторонняя заячья губа с затрагиванием альвеолярной кости и 13 – односторонняя заячья губа. Средний возраст пациентов 14,77 года. В данном исследовании использовалась онлайн-платформа на основе ИНС WebCeph. Данные, полученные авторами, свидетельствуют о том, что наличие дефектов губы и нёба значительно влияет на распознавание нейронной сетью цефалометрических ориентиров, особенно при двусторонней расщелине губы и нёба [30].

Позже Y.A. Yassir и соавт. (2021) опубликовали работу, в которой сравнивалась точность цефалометрических измерений, проведенных вручную при помощи программного обеспечения AutoCAD с измерениями, проведенными при помощи программы WebCeph в двух режимах: автоматической разметки снимка с автоматическим анализом и ручной разметки снимка с автоматическим анализом. Измерения при помощи AutoCAD были

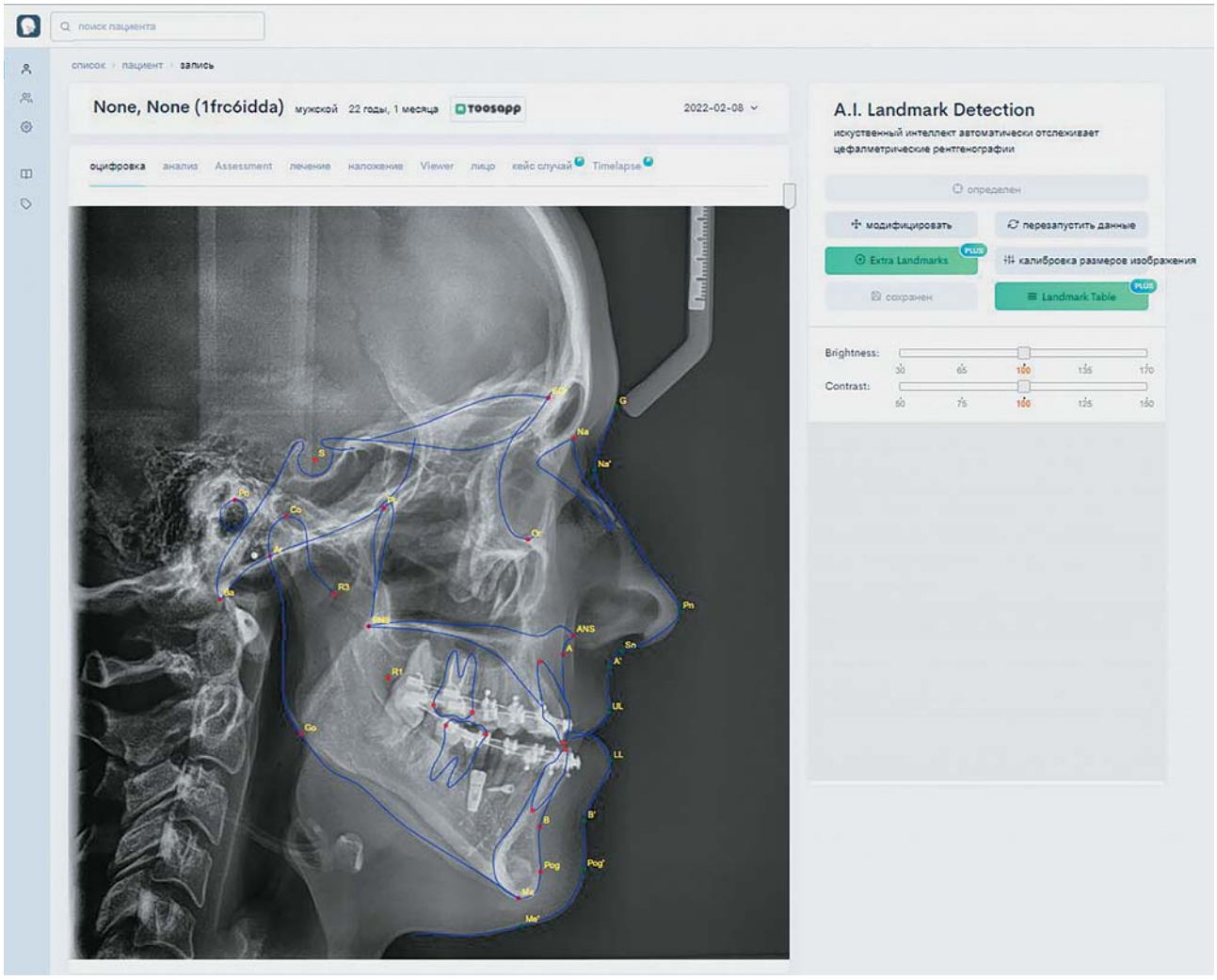


Рис. 1. Интерфейс программы WebCeph.
Fig. 1. WebCeph program interface.

приняты за стандартные значения. Исследование проводилось на основе 50 боковых телерентгенограмм, на которых определяли 17 цефалометрических ориентиров и проводили 11 линейных и угловых измерений. Различные статистические инструменты показали несостоятельность данных, полученных при автоматической разметке снимка программой WebCeph из-за неточностей при расстановке точек, в то время как в полуавтоматическом режиме программа показала хорошие результаты [31].

CephX

CephX – это программа для цефалометрического анализа телерентгенограмм на базе web-платформы. Она позволяет автоматически расставлять более 60 анатомических ориентиров, используя ИНС, и проводить более 100 видов анализа.

В статье H. Alqahtani (2020) сравнивались результаты цефалометрических измерений, проведенных при помощи программ FACAD® и CephX®. Исследование проводилось на основе 30 телерентгенограмм в боковой проекции. На каждом снимке расставлялись 16 антропометрических точек, причем расстановка антропометрических точек при использовании программы FACAD® производилась вручную, тогда как в CephX® точки расставлялись автоматически искусственной нейронной сетью. Далее проводился анализ телерентгенограмм по 16 измерениям. Автор указывает на незначительные статистические различия в 3 измерениях, которые не имеют клинической значи-

мости. В совокупности с удобством онлайн-платформы CephX® и скоростью обработки снимков высокая точность измерений делает данную программу удобной для практической работы врача-ортодонта [32].

С другой стороны, в работе P. Meriç и J. Naoumova (2020), в которой авторы сравнивали программы Dolphin Imaging 13.01, CephNinja 3.51 и CephX на основе телерентгенограмм 40 пациентов, указывается на значительные статистические и клинические различия в анализе, проведенном при помощи CephX в сравнении с двумя другими программами. Авторы утверждают, что автоматическая расстановка анатомических ориентиров без ручной коррекции в программе CephX пока не может использоваться, как достоверный метод исследования [33].

Cefbot

Программа позволяет в автоматическом режиме при помощи ИНС разметить 66 анатомических ориентира и провести анализ по Arnett. В работе T.P. Silva и соавт. (2021) сравнили измерения, полученные при помощи данной программы, с результатами, полученными человеком. По данным авторов, в 9 из 10 измерений не было статистически значимых различий [34].

Planmeca Romexis® Cephalometric Analysis

Программа для операционных систем Windows и MacOS позволяет автоматически расставить антропометрические точки на телерентгенограмме и провести цефалометрический анализ. Включает в себя модули для планирования ортогнатической операции, наложения снимка на фотографию пациента. Исследования, направленные на определение точности работы ИНС данной программы, не проводились [35].

AudaxCeph

Еще одна программа, позволяющая в автоматическом режиме установить антропометрические точки на телерентгенограмме [36]. Ее достоинствами так же являются возможности наложения фотографии пациента в профиль на снимок и планирование внешнего вида пациента после ортодонтического или хирургического лечения и возможность создания нестандартного цефалометрического анализа под нужды врача. На настоящее время не проводились исследования, изучающие точность работы ИНС программы AudaxCeph.

Anatomage

Коммерчески доступная программа, позволяющая производить трехмерный цефалометрический анализ на компьютерной томограмме, а также традиционный двумерный анализ с автоматической расстановкой анатомических ориентиров. Anatomage имеет большое количество модулей, в том числе модуль для планирования ортогнатических операций с автоматической установкой линий остеотомии.

В исследовании, проведенном D. Sawchuk и соавт. (2014), программа Anatomage сравнивалась с программой 3DCeph в рамках проведения трехмерного анализа. Точность измерений в двух программах была статистически одинаковой, но работа с Anatomage была удобнее и в 4 раза быстрее в сравнении с 3DCeph. Однако точность работы ИНС при оценке телерентгенограмм не исследовалась [37].

ViSurgery

Программа для операционной системы Windows, имеющая web-интерфейс, позволяет проводить цефалометрический анализ телерентгенограмм и компьютерных томограмм в автоматическом режиме благодаря встроенной ИНС, которая устанавливает цефалометрические точки на снимке. Интерфейс программы ViSurgery представлен на рис. 2.

В работе A.A. Muraev и соавт. (2020) изучалась точность работы нейросети в сравнении с измерениями, проведенными врачами. Было использовано 330 телерентгенограмм, предварительно размеченных студентами, а после проверенными и скорректированными врачами-ортодонтами совместно с челюстно-лицевыми хирургами для достижения максимальной точности определения цефалометрических ориентиров, 300 снимков применялись для обучения ИНС, остальные 30 для анализа результатов. Результаты работы нейросети сравнивались с работой трех групп врачей: экспертов, обычных врачей и студентов. Для статистической оценки данных использовалась средняя абсолютная ошибка (MAE). MAE для ИНС была 2,87 мм, для группы обычных врачей – 2,85 мм, для экспертов – 2,47 мм, для неопытных – 3,61 мм. Данные свидетельствуют о том, что точность ИНС сопоставима с точностью расстановки точек обычными врачами и даже выше, чем у неопытных врачей. Также авторы отмечают, что для повышения точности работы ИНС, применяемой в данной статье, необходимо увеличить объем обучающей выборки [14, 15].

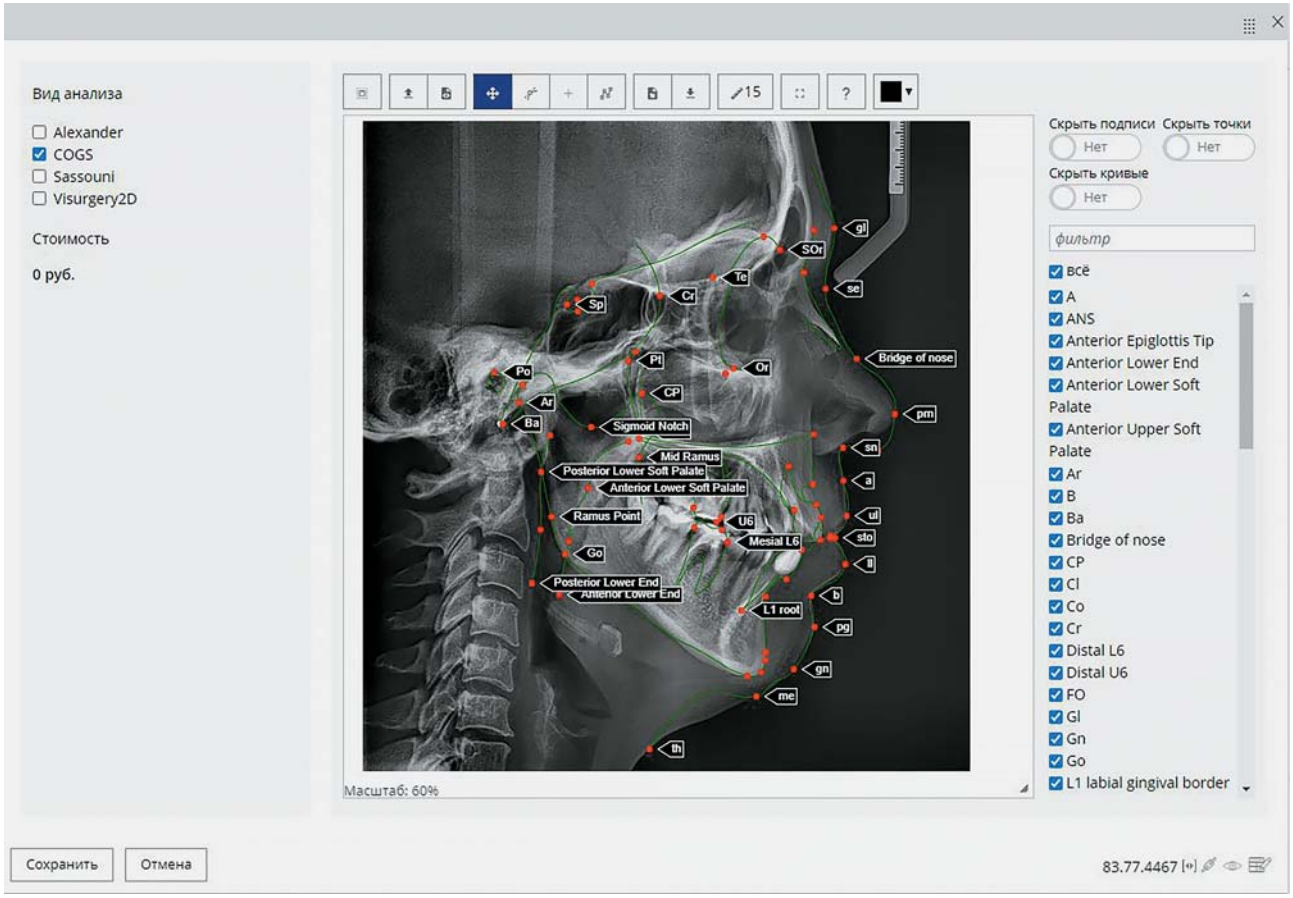


Рис. 2. Интерфейс программы ViSurgery.
Fig. 2. ViSurgery program interface.

Заключение

В настоящее время существует большое количество ортодонтических приложений для разных операционных систем. Однако лишь несколько из них используют ИНС для автоматической разметки и анализа снимков. И только для четырех программ из найденных опубликованы результаты оценки точности работы нейросети. Почти во всех исследованиях с экспертной группой контроля говорится о положительных результатах в виде высокой точности расстановки цефалометрических точек, а также высокой скорости работы.

Только в веб-сервисах ViSurgery, WebCeph, Anatomage, CephX продемонстрированы цифровые значения материалов и методов, а также результатов исследований, что говорит о достоверности, а также доказательности работы данных программ.

На данный момент только для платформы ViSurgery проведено исследование с группой контроля разного направления: студенты, врачи, рентгенологи, что позволяет взять во внимание такие факторы, как опыт, человеческий фактор.

Учитывая сложность определения анатомических ориентиров на снимке, особенно для неопытных врачей, и многообещающие результаты исследований, можно говорить, что в будущем системы автоматического анализа телерентгенограмм станут неотъемлемой частью планирования ортодонтического лечения и ортогнатических операций. Однако стоит учитывать тот факт, что ИНС не является заменой врача, а лишь помогает достичь идеального результата как инструмент медицинского назначения.

Участие авторов

Мокренко М.Е. – проведение исследования, сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, подготовка, создание опубликованной работы, утверждение окончательного варианта статьи.

Гусейнов Н.А. – концепция и дизайн исследования, написание текста.

Аль Хаффар Ж. – написание текста, участие в научном дизайне.

Тутуров Н.С. – участие в научном дизайне.

Саркисян М.С. – ответственность за целостность всех частей статьи.

Authors' participation

Mokrenko M.E. – conducting research, collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, preparation and creation of the published work, approval of the final version of the article.

Guseynov N.A. – concept and design of the study, writing text.

Alhaffar J. – writing text, participation in scientific design.

Tuturov N.S. – participation in scientific design.

Sarkisyan M.S. – responsibility for the integrity of all parts of the article.

Список литературы [References]

1. Steimann F. On the use and usefulness of fuzzy sets in medical AI. *Artif. Intell. Med*. 2001; 21 (1–3): 131–137. http://doi.org/10.1016/s0933-3657(00)00077-4
2. McCulloch W.S., Pitts W. A logical calculus of the ideas imminent in nervous activity. *Bull. Math. Biophys*. 1943; 5: 115–133.
3. Poulton M.M. Computational neural networks for geophysical data processing: Elsevier, 2001. 10 p.
4. Newell A., Simon H.A. Computer science as empirical inquiry: Symbols and search. *Commun. ACM*. 1976; 19: 113 126.
5. Nilsson N. The Quest for Artificial Intelligence. New York: Cambridge University Press, 2010.
6. Rosenblatt F. The Perceptron: a probabilistic model for information storage and organization in the brain. *Psychol. Rev*. 1958; 65: 386–408.
7. Bowling M., Fürnkranz J., Graepel T., Musick R. Machine learning and games. *Mach. Learn*. 2006; 63: 211 215. http://doi.org/10.1007/s10994-006-8919-x
8. Werbos P. Beyond regression: new tools for prediction and analysis in the behavioral sciences. PhD Thesis, Harvard University, 1974.
9. Hopfield J.J. Neural networks and physical systems with emergent collective computational abilities. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 1982; 79: 2554–2558.
10. Park J., Sandberg I.W. Universal approximation using radial-basis-function networks. *Neural. Comput.* 1991; 3: 246–257.
11. Carpenter G.A., Grossberg S. The ART of adaptive pattern recognition by a self-organizing neural network. *Computer*. 1988; 21: 77–88.
12. Baxt W.G. Use of an artificial neural network for data analysis in clinical decision-making: the diagnosis of acute coronary occlusion. *Neural. Comput*. 1990; 2: 480–489.
13. Boon M.E., Kok L.P. Neural network processing can provide means to catch errors that slip through human screening of pap smears. *Diagn. Cytopathol*. 1993; 9: 411–416.
14. Muraev A.A., Tsai P., Kibardin I. et al. Frontal cephalometric landmarking: humans vs artificial neural networks. *Int. J. Comput. Dent*. 2020; 23 (2): 139–148.
15. Muraev A.A., Kibardin I.A., Oborotistov N.Yu., Ivanov S.S. Use of neural network algorithms for the automated arrangement of cephalometric markers on lateral cefalograms. *REJR*. 2018; 8 (4): 16–22. http://doi.org/10.21569/2222-7415-2018-8-2-16-22
16. Ezhov M., Gusarev M., Golitsyna M., et al. Clinically applicable artificial intelligence system for dental diagnosis with CBCT. *Sci. Rep.* 2021; 11 (1): 15006. http://doi.org/10.1038/s41598-021-94093-9
17. Solovyh E.A., Obrubov A.A., Arranz I. et al. Artificial Intelligence DENTOMO: Opportunities and Prospects for Interpretation of Cone Beam CT in Dentistry. *Bull. Exp. Biol. Med*. 2021; 170 (5): 686–688. http://doi.org/10.1007/s10517-021-05133-3
18. Lee J.H., Kim D.H., Jeong S.N., Choi S.H. Detection and diagnosis of dental caries using a deep learning-based convolutional neural network algorithm. *J. Dent*. 2018; 77: 106–111. http://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.07.015
19. Kim E.Y., Lim K.O., Rhee H.S. Predictive modeling of dental pain using neural network. *Stud. Health Technol. Inform*. 2009; 146: 745 746.
20. Prados-Privado M., García Villalón J., Martínez-Martínez C.H. et al. Dental Caries Diagnosis and Detection Using Neural Networks: A Systematic Review. *J. Clin. Med.* 2020; 9 (11): 3579. http://doi.org/10.3390/jcm9113579
21. Schwendicke F., Golla T., Dreher M., Krois J. Convolutional neural networks for dental image diagnostics: A scoping review. *J. Dent*. 2019; 91: 103226. http://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.103226
22. Orhan K., Bayrakdar I.S., Ezhov M., Kravtsov A., Özyürek T. Evaluation of artificial intelligence for detecting periapical pathosis on cone-beam computed tomography scans. *Int. Endod. J.* 2020; 53 (5): 680–689. http://doi.org/10.1111/iej.13265
23. Orhan K., Bilgir E., Bayrakdar I.S. et al. Evaluation of artificial intelligence for detecting impacted third molars on cone-beam computed tomography scans. *J. Stomatol. Oral. Maxillofac. Surg*. 2021; 122 (4): 333–337. http://doi.org/10.1016/j.jormas.2020.12.006
24. Bayrakdar K.S., Orhan K., Bayrakdar I.S. et al. A deep learning approach for dental implant planning in cone-beam computed tomography images. *BMC Med. Imaging*. 2021; 21 (1): 86. http://doi.org/10.1186/s12880-021-00618-z
25. Siddiqui N.R., Hodges S., Sharif M.O. Availability of orthodontic smartphone apps. *J. Orthod*. 2019; 46 (3): 235–241. http://doi.org/10.1177/1465312519851183
26. Мураев А.А., Гусейнов Н.А., Цай П.А., Кибардин И.А., Буренчев Д.В., Иванов С.С., Оборотистов Н.Ю., Матюта М.А., Грачев Н.С., Ларин С.С. Искусственные нейронные сети в лучевой диагностике, в стоматологии и в челюстно-лицевой хирургии (обзор литературы). *Клиническая стоматология.* 2020; 3 (95): 72–80. http://doi.org/10.37988/1811-153X_2020_3_76
    Muraev A.A., Guseynov N.A., Tsay P.A., Kibardin I.A., Burenchev D.V., Ivanov S.S., Oborotistov N.Yu., Matuta M.A., Grachev N.S., Larin S.S. Artificial neural networks in dental and maxillofacial radiology: a review. *Clinical Dentistry*. 2020; 3 (95): 72–80. (In Russian)
27. Broadbent B. A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod.* 1931; 1: 45–66.
28. Wang C.W., Huang C.T., Hsieh M.C. et al. Evaluation and Comparison of Anatomical Landmark Detection Methods for Cephalometric X-Ray Images: A Grand Challenge.

IEEE Trans. Med. Imaging. 2015; 34 (9): 1890–1900. http://doi.org/10.1109/TMI.2015.2412951
29. Wang C.W., Huang C.T., Lee J.H. et al. A benchmark for comparison of dental radiography analysis algorithms. *Med. Image Anal*. 2016; 31: 63–76. http://doi.org/10.1016/j.media.2016.02.004
30. Alam M.K., Alfawzan A.A. Dental Characteristics of Different Types of Cleft and Non-cleft Individuals. *Front. Cell. Dev. Biol*. 2020; 8: 789. http://doi.org/10.3389/fcell.2020.00789
31. Yassir Y.A., Salman A.R., Nabbat S.A. The accuracy and reliability of WebCeph for cephalometric analysis. *J. Taibah. Univ. Med. Sci.* 2021; 17 (1): 57–66. http://doi.org/10.1016/j.jtumed.2021.08.010
32. Alqahtani H. Evaluation of an online website-based platform for cephalometric analysis. *J. Stomatol. Oral. Maxillofac. Surg.* 2020; 121 (1): 53–57. http://doi.org/10.1016/j.jormas.2019.04.017
33. Meriç P., Naoumova J. Web-based Fully Automated Cephalometric Analysis: Comparisons between App-aided, Computerized, and Manual Tracings. *Turk. J. Orthod*. 2020; 33 (3): 142–149. Published 2020 Aug 11. http://doi.org/10.5152/TurkJOrthod.2020.20062
34. Silva T.P., Hughes M.M., Menezes L.D.S. et al.Artificial intelligence-based cephalometric landmark annotation and measurements according to Arnett's analysis: can we trust a bot to do that? *Dentomaxillofac Radiol.* 2021; 20200548. http://doi.org/10.1259/dmfr.20200548
35. Mamta J., Poojita G., Ravinder K. et al. A review on cephalometric landmark detection techniques. *Biomed. Signal Processing Control*. 2021; 66: 102486. http://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102486
36. Rao G.K.L., Mokhtar N., Iskandar Y.H.P., Srinivasa A.C. Learning orthodontic cephalometry through augmented reality: A conceptual machine learning validation approach. 2018 International Conference on Electrical Engineering and Informatics (ICELTICs). 2018; 133–138. http://doi.org/10.1109/ICELTICS.2018.8548939
37. Sawchuk D., Alhadlaq A., Alkhadra T. et al. Comparison of two three-dimensional cephalometric analysis computer software. *J. Orthod. Sci.* 2014; 3 (4): 111–117. http://doi.org/10.4103/2278-0203.143230

Для корреспонденции*: Мокренко Марк Евгеньевич – 117198 Москва, ул. Миклухо-Маклая, 6-504. Кафедра челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов". Тел.: +7-950-101-03-00. E-mail: markmokrenko@yandex.ru

Мокренко Марк Евгеньевич – аспирант кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов", Москва. https://orcid.org/0000-0002-9421-600X. E-mail: markmokrenko@yandex.ru

Гусейнов Ниджат Айдын оглы – аспирант кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов", Москва. https://orcid.org/0000-0001-7160-2023. E-mail: Nid.gus@mail.ru

Аль Хаффар Жаклин – аспирант кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов", Москва. https://orcid.org/0000-0001-9429-158X. E-mail: jacqueline.alhaffar@gmail.com

Тутуров Николай Станиславович – канд. мед. наук, доцент кафедры стоматологии детского возраста и ортодонтии ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов", Москва. https://orcid.org/0000-0001-8048-5703. E-mail: ntuturov@mail.ru

Саркисян Мартирос Сергеевич – доктор мед. наук, доцент кафедры ортопедической стоматологии ФГАОУ ВО "Российский университет дружбы народов", Москва. https://orcid.org/0000-0002-4132-9377. E-mail: sarkisyan_ms@pfur.ru

Contact*: Mark E. Mokrenko – 6-504, Miklukho-Maklaya str., Moscow 117198, Russian Federation. Department of Oral and Maxillofacial Surgery, The Peoples Friendship University of Russia (RUDN University). Phone: +7-950-101-03-00. E-mail: markmokrenko@yandex.ru

Mark E. Mokrenko – graduate student of The Department of Oral and Maxillofacial Surgery, The Peoples Friendship University of Russia (RUDN University), Moscow. https://orcid.org/0000-0002-9421-600X. E-mail: markmokrenko@yandex.ru

Guseynov Nidjat A.O. – graduate student of The Department of Oral and Maxillofacial Surgery, The Peoples Friendship University of Russia (RUDN University), Moscow. https://orcid.org/0000-0001-7160-2023. E-mail: Nid.gus@mail.ru

Jacqueline Alhaffar – graduate student of The Department of Oral and Maxillofacial Surgery, The Peoples Friendship University of Russia (RUDN University), Moscow. https://orcid.org/0000-0001-9429-158X. E-mail: jacqueline.alhaffar@gmail.com

Nikolay S. Tuturov – Cand. of Sci (Med.), Associate Professor of the Department of Pediatric Dentistry and Orthodontics, The Peoples' Friendship University of Russia (RUDN University), Moscow. https://orcid.org/0000-0001-8048-5703. E-mail: ntuturov@mail.ru

Martiros S. Sarkisyan – Doct. of Sci (Med.), assistant professor of the Department of Prosthetic Dentistry, The Peoples Friendship University of Russia (RUDN University), Moscow. https://orcid.org/0000-0002-4132-9377. E-mail: sarkisyan_ms@pfur.ru

Детская рентгенология | Pediatric radiology

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1099

Структурная визуализация гидроцефалии детского возраста

© **Соложенцева К.Д.*, Афандиев Р.М., Шевченко К.В., Пронин И.Н.**

ФГАУ "НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко" Минздрава России; 125047 Москва, 4-я Тверская-Ямская ул., д. 16, Российская Федерация

Цель исследования: проанализировать особенности классификации и диагностики гидроцефалии у пациентов детского возраста.

Результаты. Гидроцефалия является распространенной патологией ликворной системы, часто встречающейся в детском возрасте. Центральное место в обследовании этой группы пациентов занимают новые технологии нейровизуализации, в частности МРТ-исследование. Пациенты детского возраста имеют особенности классификации гидроцефалии, а также особенности проведения нейровизуализационных исследований. В обзоре представлены протокол исследования и современная классификация гидроцефалии у детей.

Заключение. Обследование пациентов детского возраста по поводу гидроцефалии должно строиться с учетом особенностей этиологии гидроцефалии у детей. При проведении МРТ-исследования в протокол необходимо включать современные МР-последовательности: FIESTA, T2-CUBE, фазово-контрастную МРТ.

Ключевые слова: гидроцефалия, эндоскопическая тривентрикулостомия, вентрикулоперитонеальное шунтирование, магнитно-резонансная томография, фазово-контрастная магнитно-резонансная томография, обзор литературы

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Соложенцева К.Д., Афандиев Р.М., Шевченко К.В., Пронин И.Н. Структурная визуализация гидроцефалии детского возраста. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 123–131.
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1099

Поступила в редакцию: 30.10.2021. **Принята к печати:** 01.04.2022. **Опубликована online:** 15.06.2022.

Structural vizualisation of the pediatric hydrocephalus

© **Kristina D. Solozhentseva*, Ramin M. Afandiev, Kirill V. Shevchenko, Igor N. Pronin**

N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 16, 4rd Tverskaya-Yamskaya str., Moscow 125047, Russian Federation

The aim of the study: to analyze the features of the classification and diagnosis of hydrocephalus in pediatric patients.

Results. Hydrocephalus is a common pathology of the CSF system, often occurring in childhood. The central place in the examination of this group of patients is taken by new neuroimaging technologies, in particular, MRI. Pediatric patients have specific features regarding classification of hydrocephalus and MRI studies. This review presents the research protocol and modern classification of hydrocephalus in children.

Conclusion. Examination of pediatric patients for hydrocephalus should be based on the estimated etiology. When conducting an MRI study, the protocol must include modern MRI sequences: FIESTA, T2-CUBE, phase-contrast MRI.

Keywords: hydrocephalus, endoscopic third ventriculostomy, ventriculoperitoneal shunt, magnetic resonance imaging, phase-contrast magnetic resonance imaging, literature review

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Solozhentseva K.D., Afandiev R.M., Shevchenko K.V., Pronin I.N. Structural vizualisation of the pediatric hydrocephalus. *Medical Visualization.* 2022; 26 (3): 123–131.
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1099

Received: 30.10.2021. **Accepted for publication:** 01.04.2022. **Published online:** 15.06.2022.

Введение

Гидроцефалия – патология ликворной системы головного мозга, относится к группе заболеваний, которая часто встречается в детском возрасте. По данным метаобзора A.M. Isaacs и соавт. (2018), распространенность детской гидроцефалии составляет 71,9/100 000 случаев [1]. В то же время у взрослых частота встречаемости гидроцефалии в несколько раз ниже 10,9/100 000 случаев [1].

Роль нейровизуализации заключается не только в установлении факта наличия гидроцефалии, но также в выявлении возможной причины ее образования и уровня обструкции ликворотока.

Развитие медицинских технологий, в том числе появление новых МР-последовательностей, привело к улучшению диагностики гидроцефалии и расстройств ликвороциркуляции. МР-технологии, чувствительные к току жидкости, и 3D-последовательности с высоким пространственным разрешением сегодня широко применяются для оценки анатомии ликворных пространств, локализации обструкции, а также физиологического и патологического тока ликвора [2–4]. Новые МР-последовательности повысили качество дифференциальной диагностики между истинной гидроцефалией и гидроцефалией *ex vacuo*, позволяют более взвешенно выбрать показания к хирургическому лечению.

В этой статье мы рассмотрим основные методы исследования, использующиеся при гидроцефалии, ее классификацию и признаки при нейровизуализации, а также протокол, использующийся в нашем Центре.

Классификация гидроцефалии у детей

Первая классификация гидроцефалии была предложена W. Dandy еще в 1914 г. [5]. Автор выделил следующие типы гидроцефалии: обструктивную и сообщающуюся. Далее эта классификация была дополнена J. Ransohoff, который разделил сообщающуюся гидроцефалию на истинную сообщающуюся и экстравентрикулярную обструктивную [6].

H.L. Rekate и соавт. [7] в своей статье сообщают о том, что необходима более детальная, многоуровневая классификация гидроцефалии. Согласно первому уровню, можно разделить гидроцефалию по месту обструкции: на уровне отверстия Монро, водопровода мозга, базальных цистерн, арахноидальных грануляций и на уровне. венозного оттока. Также выделялась сообщающаяся гидроцефалия. Затем эта классификация дополнялась этиологий гидроцефалии (опухоли, спайки в водопроводе мозга и т.д), остротой процесса (острая и хроническая гидроцефалия), возрастом пациента (гидроцефалия детского возраста, гидроцефалия взрослых) (табл. 1).

Таблица 1. Классификация гидроцефалии по месту обструкции

Table 1. Classification of hydrocephalus by the obstruction site

Место обструкции Site of abstruction	Этиология Etiology
Отверстие Монро The foramen of Monro	Опухоль / Tumor Врожденная атрезия / Congenital absence Последствия вентрикулита / Consequences of ventriculites Функциональный блок / Functional block
Водопровод мозга Aqueduct of Sylvius	Опухоль / Tumor Врожденное состояние (спайки водопровода) / Congenital (aqueductal web) Приобретенный стеноз (спайки водопровода мозга, возникшие вследствие кровоизлияния или инфекции) Acquired stenosis (aqueductal web, resulting from hemorrhage or infection)
Отверстия IV желудочка Foramina of the fourth ventricle	Последствия инфекции / Consequences of the infection Опухоль / Tumor Аномалия Киари / Chiari anomaly
Базальные цистерны Basal cisterns	Последствия субарахноидального кровоизлияния Consequences of subarachnoid hemorrhage Последствия люмбоперионеального шунтирования Consequences of lumbo-peritoneal shunt
Арахноидальные грануляции Arachnoid granulations	Постгеморрагическая / Posthemorrhagic Постинфекционная / Postinfections
Венозная гипертензия Venous hypertension	Врожденное состояние / Congenital Тромбоз синусов / Thrombosis of the sinuses

У детей с гидроцефалией важное значение имеет дифференциальная диагностика между гидроцефалией, связанной с врожденными причинами и приобретенной гидроцефалией.

Нейровизуализационные признаки гидроцефалии у детей.

Классическими признаками гидроцефалии у детей являются [5]:

1. Увеличение размеров желудочковой системы.

2. Сужение конвекситальных субарахноидальных пространств.

3. Макроцефалия.

Принято считать, что у детей встречаются два состояния, характеризующиеся расширением желудочковой системы, – это истинная гидроцефалия, активная либо компенсированная – состояние, требующее лечения, при котором возможна декомпенсация, и вентрикуломегалия *ex vacuo*, которая не требует проведения ликворошунтирующей операции. В дифференциальной диагностике этих состояний необходимо оценить целый ряд параметров, в частности морфологию височных рогов. При истинной гидроцефалии последние расширены, имеют круглую форму, хороидальные щели увеличены, гиппокампы компремированы и смещены медиально. При гидроцефалии *ex vacuo* височные рога представляются расширенными менее чем тела боковых желудочков, крыша и нижняя стенка височных рогов располагаются практически параллельно, гиппокампы при этом не смещены. Также необходимо оценить состояние субарахноидальных пространств – при вентрикуломегалии они расширены и сужены при гидроцефалии [8]. Однако не следует забывать, что это правило не работает при гидроцефалии, обусловленной затруднением оттока венозной крови [9].

Измерения, используемые для оценки размеров желудочковой системы у детей

В настоящее время наибольшей популярностью при оценке гидроцефалии у взрослых пользуется индекс Эванса, который представляет собой отношение максимального расстояния между латеральными стенками передних рогов боковых желудочков к максимальному расстоянию между внутренними кортикальными пластинками костей свода черепа на данном срезе. Нормальные значения индекса Эванса составляют меньше 0,3.

У детей для измерения желудочковой системы вместо индекса Эванса используется показатель FOHR – fronto-occipital horn ratio (рис. 1). Формула для расчета этого индекса (А+В)/(2•Б). Нормальные значения составляют 0,37 ± 0,026 [10]. Это связано с тем, что при гидроцефалии у детей

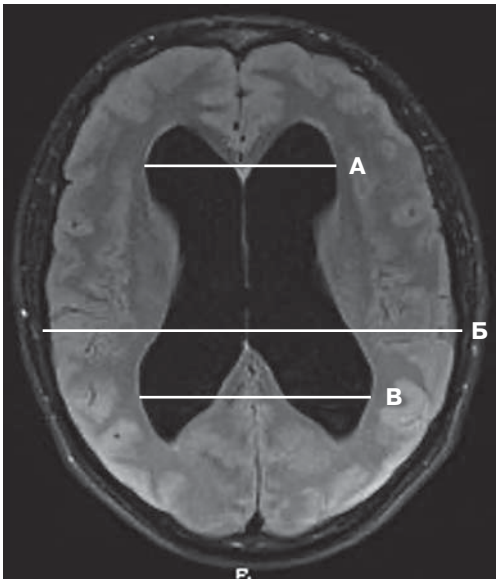


Рис. 1. Индекс FOHR. Формула для расчета (А+В)/(2•Б).

Fig. 1. FOHR index. Formula for calculation (A+B)/(2•Б).

могут увеличиваться размеры задних отделов желудочковой системы, а не передних, как у взрослых. Индекс FOHR более достоверно отражает динамику изменений объема желудочков.

Роль компьютерной томографии в диагностике гидроцефалии

Острая гидроцефалия является угрожающим жизни состоянием и характеризуется наличием выраженного перивентрикулярного отека, дислокацией мозга с его возможным вклинением, которое может привести к остановке сердечной деятельности.

При развитии острой гипертензионной симптоматики методом выбора считается компьютерная томография (КТ) в связи с ее высокой доступностью и быстротой проведения исследования. КТ обладает практически стопроцентной информативностью в установлении факта наличия гидроцефалии, однако в определении ее этиологии более информативным методом диагностики следует считать магнитно-резонансную томографию (МРТ). Например, частой причиной развития гидроцефалии у детей является стеноз водопровода мозга, вызванный развитием спаек. КТ позволяет установить это состояние только по косвенным признакам: наличию тривентрикулярной гидроцефалии, однако A.J. Barkovich и соавт. [11] в своей статье показали, что у некоторых пациентов с сообщающейся гидроцефалией возможны нормальные размеры IV желудочка. Если стеноз водопровода вызван опухолью тектальной области, то

возможна визуализация утолщенной четверохолмной пластинки или, например, образования пинеальной области. Однако информативность КТ также невелика в этих случаях. L. Bognar и соавт. [12] показали, что у 4 пациентов из 12 визуализация тектальной гломы на компьютерных томограммах была невозможна. У всех пациентов были визуализированы глиомы на МР-томограммах. Также не следует забывать, что проведение КТ сопряжено с лучевой нагрузкой, снижение которой играет важную роль у пациентов детского возраста.

Роль ультразвукового исследования в оценке гидроцефалии у детей

Ультразвуковое исследование (УЗИ) является информативным и часто используемым методом в исследовании желудочковой системы в первые 12–18 мес жизни, пока передний родничок остается открытым. Размеры и форма боковых желудочков могут быть хорошо визуализированы с помощью УЗИ, тогда как оценка III, IV желудочков, водопровода мозга, содержимого задней черепной ямки затруднена. Из этого факта следует, что точно установить место обструкции ликвора с помощью только УЗИ невозможно [3, 4].

Чаще всего УЗИ в педиатрической практике применяется для установления факта расширения боковых желудочков и динамического наблюдения после хирургических вмешательств по поводу гидроцефалии в первый год жизни. Однако при планировании хирургического вмешательства должно проводиться МРТ-исследование [13, 14].

Протокол МРТ для оценки гидроцефалии

МРТ обладает наибольшей чувствительностью и специфичностью при установлении причины гидроцефалии. Особенно хорошо при МРТ-исследовании визуализируется место обструкции при обструктивной гидроцефалии, например при стенозе водопровода мозга или при обструкции ликворной систем опухолью. Однако у МРТ-исследования в педиатрической популяции пациентов есть ряд существенных ограничений, таких как длительность МРТ-исследования и необходимость общего наркоза.

Ниже мы приводим протокол МРТ-сканирования пациентов детского возраста с гидроцефалией. Протокол представлен в табл. 2, параметры сканирования – в табл. 3 [13].

Таблица 2. Протокол МРТ-сканирования
Table 2. MRI protocol

Последовательность Sequence	Для чего необходима Why is it necessary
Аксиальные T2 TSE Axial T2 TSE	Для оценки перивентрикулярных изменений, общего состояния суб- и супратенториальных структур. При возможности проведения T2-CUBE не является обязательной последовательностью To evaluate periventricular changes, the state of sub and supratentorial structures. If it possible to perform T2-CUBE, this sequence is not mandatory
Коронарные T2 TSE Coronal T2 TSE	Отражает состояние гиппокампов и их смещение, состояние прозрачной перегородки. При возможности проведения T2-CUBE не является обязательной последовательностью Hippocampal changes and shifting of the septum pellucidum and hippocampi. If it possible to perform T2-CUBE, this sequence is not mandatory
3D-T1 (SPGR, FSPGR) 3D-T1 (SPGR, FSPGR)	Отражает степень увеличения желудочковой системы и общую морфологию белого и серого вещества To evaluate enlargement of the ventricular system and the structure of the white and gray matter
Аксиальные T2-FLAIR Axial T2-FLAIR	Позволяет выявить изменения в перивентрикулярном белом веществе To evaluate changes in the periventricular white matter
FIESTA-C в сагиттальной проекции (GE)/3D-CISS (Siemens)/3D-DRIVE (Philips) Sagittal FIESTA-C (GE)/3D-CISS (Siemens)/3D-DRIVE (Philips)	Необходим для структурной оценки анатомических образований, наличия спаек, а также планирования тривентрикулостомии. Относится к программам с высоким пространственным разрешением To evaluate structural changes of the anatomy, aqueductal webs and planning of the triventriculostomy. This is a high-resolution sequence

Таблица 2 ***(окончание)***
Table 2 ***(end)***

Последовательность Sequence	Для чего необходима Why is it necessary
3D T2-CUBE (GE)/3D SPACE (Siemens)/3D VISTA (Philips)	Используется для выявления артефакта от тока ликвора в водопроводе To evaluate flow through aqueductal stenosis
Фазово-контрастная МРТ Phase-contrast MRI	Используется для количественной оценки тока ликвора в зоне интереса To evaluate CSF flow quantitively
Т1 с контрастным усилением Contrast-enhanced T1	Проводится при подозрении на инфекционную причину гидроцефалии, обструкцию ликворной системы опухолью To evaluate post-infection hydrocephaly or tumor hydrocephaly

Таблица 3. Параметры сканирования
Table 3. Scanning parameters

Параметры Parameters	FIESTA-C	3D T2-CUBE	ФК-МРТ на уровне водопровода мозга Phase-contrast MRI on the level of the aqueduct	ФК-МРТ в области тривентрикулярной стомы Phase-contrast MRI on the level of the stoma
TR/TE, ms	7,6/3,7	3000/72,8	40/7,1	40/9,5
Толщина среза, мм Slice thickness, mm	0,8	1,6	4	4
FOV, mm	240 × 240	240 × 240	210 × 210	180 × 180
Время сканирования, мин Time of scanning, min	6,5	5	4,5	4,5
Кодирующая скорость (Venc), см/с Coding speed (Venc), sm/s	–	–	10	3
NEX (число повторов) NEX (number of the repetitions)	1	1	2	2
Количество срезов Number of slices	124	256	80	80
Угол наклона Slope angle	45	90	20	20
Плоскость сканирования Scanning plane	Сагиттальная Sagittal	Сагиттальная Sagittal	Аксиальная/ сагиттальная Axial/sagittal	Аксиальная/ сагиттальная Axial/sagittal

Роль тонкосрезовых режимов в оценке гидроцефалии

Далее мы бы хотели более подробно осветить роль FIESTA и T2-CUBE в оценке гидроцефалии.

FIESTA-C

Этот режим относится к режимам GRE с подавлением артефактов от тока ликвора и представляет собой сильно взвешенное по Т2 изображение. Из особенностей FIESTA-C можно выделить высокое пространственное разрешение, высокое отношение сигнал–шум, выраженную контрастность ликвора и ткани мозга.

FIESTA-C используется для оценки тонких анатомических изменений в желудочковой и цистернальной системах. У пациентов детского возраста этот режим очень важен при наличии постгеморрагической и постинфекционной гидроцефалии для установления точного места окклюзии ликворной системы. С помощью FIESTA-C можно оценить наличие спаек и стенозов в области водопровода мозга (рис. 2а) и на уровне цистерн основания

задней черепной ямки, а также сообщение кист при мультилокулированной гидроцефалии (рис. 3) [15].

FIESTA-C очень важна для планирования эндоскопической тривентрикулостомии, так как с помощью нее можно подробно изучить анатомию дна III желудочка, наличие дополнительных мембран, их расположение и строение (например, мембраны Лилиеквиста), что может помочь хирургу в планировании хода операции [16].

3D T2-CUBE

Этот режим представляет собой Т2-изображения толщиной 1 мм со способностью к построению реформатов в различных плоскостях. 3D T2-CUBE может использоваться для качественной оценки проходимости ликворных путей. Качественная оценка проходимости ликворных путей может производиться путем установления наличия артефакта от пульсации ликвора – участка пониженного МР-сигнала, в месте тока ликвора [17]. Наибольшей чувствительностью и специфичностью этот режим обладает при исследовании наличия тока ликвора на уровне водопровода мозга, а также ликвора через стому после операции тривентрикулостомии (рис. 4а, б).

При оценке тока ликвора на уровне отверстий Монро, цистерн оснований задней черепной ямки 3D T2-CUBE обладает меньшей чувствительностью и специфичностью.

3D T2-CUBE также важен при оценке мультилокулярной гидроцефалии, которая может развиваться у детей после кровоизлияний для оценки сообщения кист (см. рис. 3).

Фазово-контрастная МРТ

Фазово-контрастная МРТ является на настоящий момент единственной технологией, доступной для неинвазивной количественной оценки тока ликвора на разных уровнях ликворной системы [18]. Направление тока ликвора зависит от фазы сердечного цикла, что обусловливает необходимость кардиосинхронизации при проведении фазово-контрастной МРТ. Однако у этой последовательности есть ряд существенных недостатков, одним из которых является техническая сложность проведения исследования. Например, для проведения фазово-контрастной МРТ требуется задать параметр Velocity encoding, который отражает ожидаемую скорость потока ликвора. Также не следует забывать об артефактах – при слишком высокой velocity encoding могут возникать артефак-

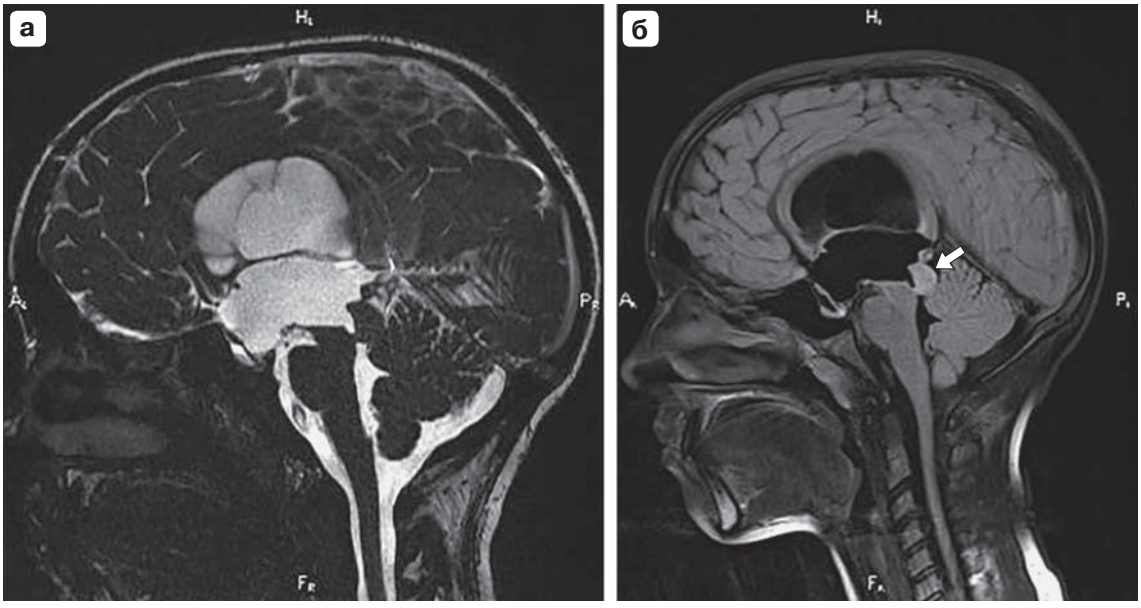


Рис. 2. Пациент 11 лет. МРТ головного мозга в режимах FIESTA в сагиттальной проекции (**а**), FSPGR в сагиттальной проекции (**б**). Глиома четверохолмной пластинки с развитием стеноза водопровода мозга и гидроцефалией. Стрелкой указана деформированная и утолщенная четверохолмная пластинка, МР-сигнал от нее изменен.

Fig. 2. Male pediatric patient, 11 years. Brain MRI, sagittal FIESTA (**а**), sagittal FSPG (**б**). Tectal glioma with the development of the aqueductal stenosis and hydrocephalus. Arrow is pointing at the deformed and enlarged tectal plate with altered MRI signal.

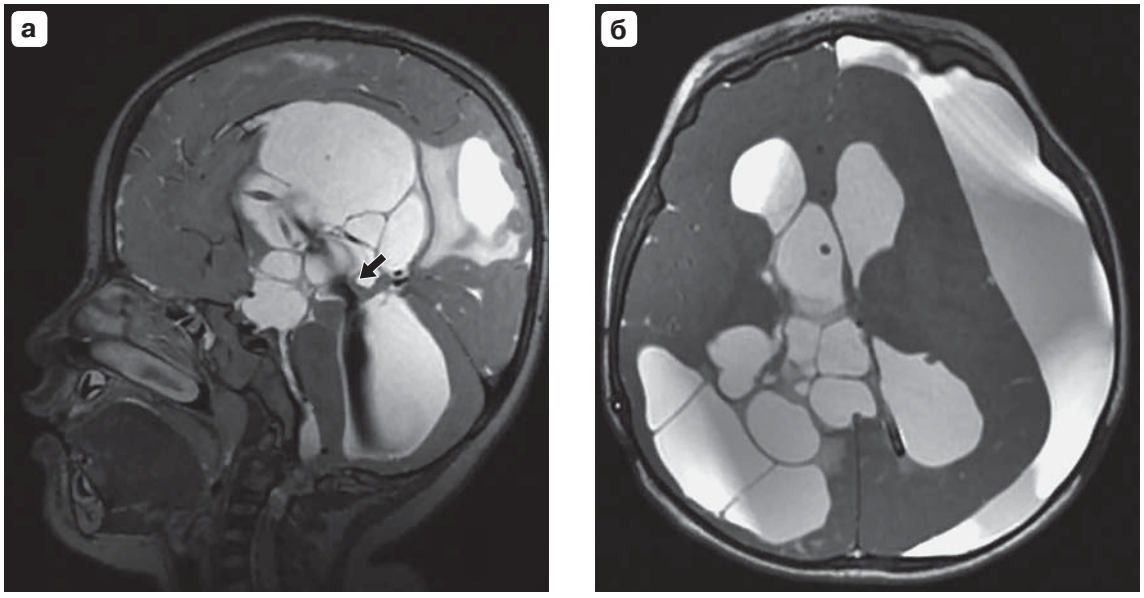


Рис. 3. Пациентка 4 лет. МРТ головного мозга в режимах 3D T2-CUBE в сагиттальной проекции (**а**) и T2 в аксиальной проекции (**б**). Постгеморрагическая гидроцефалия с образованием множественных внутрижелудочковых кист. Стрелкой указан артефакт от пульсации ликвора.

Fig. 3. Female pediatric patient, 4 years old. Brain MRI, sagittal T2-CUBE (**а**), axial T2 (**б**). Postposthemorrhagic hydrocephalus with the development of multiple intaventicular cysts. Arrow points at the CSF pulsation.

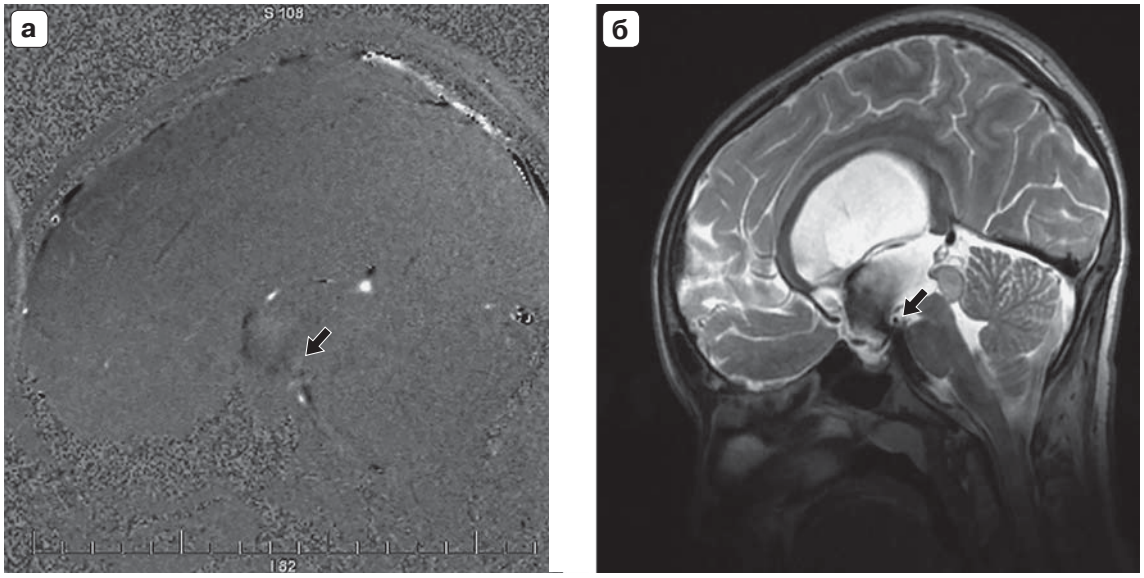


Рис. 4. Пациент 11 лет с глиомой четверохолмной пластинки после эндоскопической тривентрикулостомии. Представлены фазово-контрастная МРТ (**а**) и 3D T2-CUBE (**б**). Стрелками указан ток ликвора через стому.

Fig. 4. Patient 11 years old. Diagnosis – tectal glioma. **а** – phase-contrast MRI, **б** – T2-CUBE. Arrow points at CSF flow through the stoma.

ты типа “alaising”, тогда как при слишком низкой – ток ликвора будет визуализироваться плохо [18].

После обработки результатов фазово-контрастной МРТ мы получаем ряд показателей, среди которых пиковая положительная скорость (peak positive velocity), пиковая отрицательная скорость (peak negative velocity), параметр тока (flow), положительный объем ликвора за кардиоцикл (positive pixel flow), отрицательный объем ликвора за кардиоцикл (negative pixel flow). Значения этих числовых показателей могут варьироваться от томографа к томографу. Лучшим способом для их установления является исследование группы здоровых добровольцев на каждом конкретном томографе. [18].

Также важным показателем является ударный объем (Stoke volume) – среднее значение объемов ликвора, протекающих через сечение водопровода за кардиоцикл [19].

С помощью фазово-контрастной МРТ можно оценить проходимость стомы после тривентрикулостомии [20] (см. рис. 4а). Также часто фазово-контрастная МРТ используется для исследования тока ликвора через водопровод мозга и в области краниовертебрального перехода. У пациентов педиатрического возраста сканирование в этом режиме может быть целесообразным при подозрении на нарушение ликворотока в области водопровода мозга (например, при подозрении на его внутренний стеноз или при сдавлении водопровода извне) и в области краниовертебрального перехода (например, при наличии аномалии Киари I и II, аномалии Денди–Уолкера) [21].

Заключение

Нейровизуализация играет важную роль в обследовании пациентов детского возраста с гидроцефалией. На первом месте, несомненно, стоит МР-исследование головного мозга с применением современных последовательностей. С помощью МР-исследования можно определить этиологию и тяжесть гидроцефалии, выбрать наилучшую тактику лечения и оценить эффективность оперативного вмешательства. Все эти факторы приведут к улучшению прогноза и качества жизни этой группы пациентов.

Вклад авторов

Соложенцева К.Д. – концепция и дизайн исследования, проведение исследования, сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста.

Афандиев Р.М. – подготовка и редактирование текста, проведение исследования, сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных.

Шевченко К.В. – подготовка и редактирование текста, участие в научном дизайне, сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных.

Пронин И.Н. – ответственность за целостность всех частей статьи, подготовка и редактирование текста, утверждение окончательного варианта статьи, подготовка, создание опубликованной работы.

Authors’ participation

Solozhentseva K.D. – concept and design of the study, conducting research, collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, writing text.

Afandiev R.M. – text preparation and editing, collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data.

Shevchenko K.V. – text preparation and editing, participation in scientific design, collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data.

Pronin I.N. – responsibility for the integrity of all parts of the article, text preparation and editing, approval of the final version of the article, preparation and creation of the published work.

Список литературы [References]

1. Isaacs A.M., Riva-Cambrin J., Yavin D. et al. Correction: Age-specific global epidemiology of hydrocephalus: Systematic review, metanalysis and global birth surveillance. *PLOS ONE.* 2019; 14: e0210851. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204926
2. Krishnan P., Raybaud C., Palasamudram S., Shroff M. Neuroimaging in Pediatric Hydrocephalus. *Indian J. Pediatr.* 2019; 10: 952–960. http://doi.org/10.1007/s12098-019-02962-z
3. Flannery A.M., Mitchell L. Pediatric hydrocephalus: systematic literature review and evidence-based guidelines. Part 1: Introduction and methodology. *J. Neurosurg. Pediatr*. 2014; 14: 3–7. https://doi.org/10.3171/2014.7.PEDS14321
4. Raybaud C. MR assessment of pediatric hydrocephalus: a road map. *Childs Nerv. Syst*. 2016; 32 (1):19–41. https://doi.org/10.1007/s00381-015-2888-y
5. Dandy W. Internal hydrocephalus, an experimental, pathological and clinical study. *Am. J. Dis. Child.* 1914; 8: 406–482.
6. Ransohoff J., Shulman K., Fishman R.A. Hydrocephalus: A review of etiology and treatment. *J. Pediatr.* 1960; 56: 499–511. https://doi.org/10.1016/s0022-3476(60)80193-x
7. Rekate H.L. A consensus on the classification of hydrocephalus: its utility in the assessment of abnormalities of cerebrospinal fluid dynamics. *Childs Nerv. Syst.* 2011; 27 (10): 1535–1541. http://doi.org/10.1007/s00381-011-1558-y
8. Baker L.L., Barkovich A.J. The large temporal horn: MR analysis in developmental brain anomalies versus hydrocephalus. *Am. J. Neuroradiol*. 1992; 13 (1): 115–122.
9. Dinçer A., Özek M.M. Radiologic evaluation of pediatric hydrocephalus. *Childs. Nerv. Syst.* 2011; 27 (10): 1543–1562. http://doi.org/10.1007/s00381-011-1559-x.
10. O'Hayon B.B., Drake J.M., Ossip M.G. et al. Frontal and occipital horn ratio: A linear estimate of ventricular

size for multiple imaging modalities in pediatric hydrocephalus. *Pediatr. Neurosurg.* 1998; 5: 245–249. http://doi.org/10.1159/000028730
11. Barkovich A.J., Edwards M.S.B. Applications of neuroimaging in hydrocephalus. *Pediatr. Neurosurg*. 1992; 18: 65–83. http://doi.org/10.1159/000120645
12. Bognar L., Turjman F., Villanyi E. et al. Tectal plate gliomas. Part II: CT scans and MR imaging of tectal gliomas. *Acta Neurochir. (Wien)*. 1994; 127 (1–2): 48–54. http://doi.org/10.1007/BF01808546
13. Drake J.N. Canadian Pediatric Neurosurgery Group. Endoscopic third ventriculoscopy in pediatric patients: the Canadian experience. *Neurosurgery*. 2007; 60: 881–886. http://doi.org/10.1227/01.NEU.0000255420.78431.E7
14. Афандиев Р.М., Захарова Н.Е., Коршунов А.Е. , Беляев А.Ю., Пронин И.Н. Тривентрикулоцистерностомия в лечении гидроцефалия (обзор литературы с собственным клиническим наблюдением). *Радиология–практика.* 2020; 80 (2): 37–45.
Afandiev R.M., Zakharova N.E., Korshunov A.E., Belyaev A.Yu., Pronin I.N. Third Ventriculostomy in the Treatment of Hydrocephalus (Case Report and Literature Review). *Radiology–Practice*. 2020; 80 (2):37–45. (In Russian)
15. Andresen M., Juhler M. Multiloculated hydrocephalus: a review of current problems in classification and treatment. *Childs Nerv. Syst.* 2012; 28 (3): 357–336. http://doi.org/10.1007/s00381-012-1702-3
16. Fushimi Y., Miki Y., Takahashi J.A. et al. MR imaging of Liliequist's membrane. *Radiat. Med.* 2006; 2: 85–90. http://doi.org/10.1007/BF02493273
17. Афандиев Р.М., Фадеева Л.М., Соложенцева К.Д., Пронин И.Н. Возможности магнитно-резонансной томографии в оценке гидроцефалии. *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2021; 102 (2): 124–133. https://doi.org/10.20862/0042-4676-2021-102-2-124-133
Afandiev R.M., Fadeeva L.M., Solozhentseva K.D., Pronin I.N. Magnetic Resonance Imaging in the Evaluation of Hydrocephalus. *Journal of Radiology and Nuclear Medicine.* 2021; 102 (2): 124–133. (In Russian)
18. Wymer D.T., Patel K.P., Burke W.F. III, Bhatia V.K. Phase-Contrast MRI: Physics, Techniques, and Clinical Applications. *RadioGraphics*. 2020; 40: 122–140. https://doi.org/10.1148/rg.2020190039
19. Богомякова О.Б., Станкевич Ю.А., Колпаков К.И., Семенов С.Е., Юркевич Е.А., Чупахин А.П., Тулупов А.А., Бородин О.Ю. Расчетные параметры для оценки взаимодействия жидких сред центральной нервной системы по данным лучевой интроскопии (часть 1). *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2020; 101 (4): 244–252. https://doi.org/10.20862/0042-4676-2020-101-4-244-252
Bogomyakova O.B., Stankevich Yu.A., Kolpakov K.I., Semenov S.E., Yurkevich E.A., Chupakhin A.P., Tulupov A.A., Borodin O.Yu. Calculated Parameters for Assessing the Interaction of Fluids in the Central Nervous System According to Radiation Introscopy (Part I). *Journal of Radiology and Nuclear Medicine.* 2020; 101 (4): 244–252. (In Russian)
20. Kulkarni A.V., Drake J.M., Armstrong D.C., Dirks P.B. Imaging correlates of successful endoscopic third ventriculostomy. *J. Neurosurg*. 2000; 92 (6): 915–919. https://doi.org/10.3171/jns.2000.92.6.0915
21. Арутюнов Н.В., Корниенко В.Н., Фадеева Л.М., Мамедов Ф.Р. Современные методы исследования патологии ликворной системы. *Анналы клинической и экспериментальной неврологии.* 2010; 4 (1): 34–40. https://doi.org/10.17816/psaic350
Arutyunov N.V., Kornienko V.N., Fadeeva L.N., Mamedov F.R. Modern methods of investigation CSF pathology. *Annals of Clinical and Experimental Neurology*. 2010; 4 (1): 34–40. https://doi.org/10.17816/psaic350 (In Russian)

Для корреспонденции*: Соложенцева Кристина Дмитриевна – E-mail: solozhentseva4256043@gmail.com

Соложенцева Кристина Дмитриевна – аспирант первого года отделения рентгеновских и радиоизотопных методов диагностики ФГАУ "НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко", Москва. https://orcid.org/0000-0001-9984-9327

Афандиев Рамин Малик-оглы – врач-рентгенолог, аспирант третьего года отделения рентгеновских и радиоизотопных методов диагностики ФГАУ "НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко", Москва. https://orcid.org/0000-0001-6384-7960

Шевченко Кирилл Викторович – канд. мед. наук, врач-нейрохирург диагностики ФГАУ "НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко", Москва. https://orcid.org/0000-0001-9984-9327

Пронин Игорь Николаевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заместитель директора по научной работе, заведующий отделением рентгеновских и радиоизотопных методов диагностики ФГАУ "НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко", Москва. https://orcid.org/0000-0002-4480-0027

Contact*: Kristina D. Solozhentseva – E-mail: solozhentseva4256043@gmail.com

Kristina D. Solozhentseva – second year PhD student in the Radiology department of N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-9984-9327

Ramin M. Afandiev – radiologist, second year PhD student in the Radiology department of N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-6384-7960

Kirill V. Shevchenko – Cand. of Sci. (Med.), neurosurgeon of N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-6384-7960

Igor N. Pronin – Full Member of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Neuroradiology department, Deputy Director of N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-4480-0027

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1064

Магнитно-резонансная трактография: возможности и ограничения метода, современный подход к обработке данных

© **Никогосова А.К.*, Ростовцева Т.М., Берегов М.М., Губский И.Л., Лелюк В.Г.**

ФГБУ "Федеральный центр мозга и нейротехнологий" ФМБА России, Научно-исследовательский центр радиологии и клинической физиологии; 117513 Москва, ул. Островитянова, 1, стр. 10, Российская Федерация

Цель исследования. Систематизация знаний о диффузионной тензорной магнитно-резонансной томографии; анализ литературы, касающейся существующих на сегодняшний момент ограничений метода и возможностей их преодоления.

Материал и методы. Проанализировано 74 публикации (6 отечественных, 68 зарубежных), вышедших в свет в период с 1986 по 2021 год. Более половины работ было опубликовано в последнее десятилетие, 19 работ – в период с 2016 по 2021 год.

Результаты. В статье изложены физические основы диффузионных методик магнитно-резонансной томографии, принципы получения диффузионно-взвешенных изображений и диффузионного тензора, отражены особенности вероятностного и детерминистского подходов к обработке данных диффузионной тензорной МРТ, а также методы оценки диффузионных характеристик тканей в клинической практике. Подробно рассмотрены причины имеющихся ограничений диффузионной тензорной МРТ, а также систематизированы основные разработанные приемы преодоления этих ограничений, таких как мультитензорная модель, диффузионная визуализация высокого углового разрешения, диффузионная спектральная визуализация, диффузионная куртозисная визуализация. Последовательно рассмотрены этапы обработки данных диффузионной тензорной магнитно-резонансной томографии (препроцессинг, процессинг и постпроцессинг). Отражены особенности основных подходов к количественному анализу данных диффузионной тензорной магнитно-резонансной томографии (таких как анализ области интереса, анализ всего объема данных, количественная трактография).

Заключение. Магнитно-резонансная трактография – уникальная методика неинвазивной прижизненной визуализации проводящих путей головного мозга и оценки структурной целостности составляющих их аксонов, нашедшая применение при многих заболеваниях центральной нервной системы. В то же время эта методика имеет ряд существенных ограничений, основными из которых являются невозможность адекватной визуализации перекрещивающихся волокон и относительно низкая воспроизводимость результатов. Стандартизация алгоритмов постпроцессинга данных, дальнейшее совершенствование магнитно-резонансных томографов и внедрение альтернативных методов трактографии потенциально способны частично нивелировать имеющиеся в настоящее время недостатки.

Ключевые слова: магнитно-резонансная трактография, диффузионная тензорная визуализация, диффузионная тензорная трактография, трактография, фракционная анизотропия

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Никогосова А.К., Ростовцева Т.М., Берегов М.М., Губский И.Л., Лелюк В.Г. Магнитно-резонансная трактография: возможности и ограничения метода, современный подход к обработке данных. *Медицинская визуализация.* 2022; 26 (3): 132–148. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1064

Поступила в редакцию: 16.09.2021. **Принята к печати:** 23.11.2021. **Опубликована online:** 15.06.2022.

Magnetic resonance tractogtaphy: possibilities and limitations, modern approach to data processing

© **Anait K. Nikogosova*, Tatiana M. Rostovtseva, Mikhail M. Beregov, Ilya L. Gubskiy, Vladimir G. Lelyuk**

Federal State Budgetary Institution "Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies" of the Federal Medical Biological Agency (FCBRN FMBA), Scientific and research center of radiology and clinical physiology; 1-10, Ostrivityanova str., Moscow 117513, Russian Federation

Purpose: systematization of the knowledge about diffusion tensor magnetic resonance tomography; analysis of literature related to current limitations of this method and possibilities of overcoming these limitations.

Materials and methods. We have analyzed 74 publications (6 Проанализировано 74 публикации (6 Russian, 68 foreign), published in the time period from 1986 to 2021years. More, than half of these articles were published in the last ten years, 19 studies-in the time period from 2016 to 2021years.

Results. In this article we represent the physical basis of diffusion weighted techniques of magnetic resonance tomography, principles of obtaining diffusion weighted images and diffusion tensor, cover the specific features of the probabilistic and deterministic approaches of the diffusion tensor MRI data processing, describe methods of evaluation of the diffusion characteristics of tissues in clinical practice. Article provides a thorough introduction to the reasons of existing limitations of diffusion tensor MRI and systematization the main developed approaches of overcoming these limitations, such as multi-tensor model, high angular resolution diffusion imaging, diffusion kurtosis visualization. The article consistently reviews the stages of data processing of diffusion tensor magnetic resonance tomography (preprocessing, processing and post processing). We also describe the special aspects of the main approaches to the quantitative data analysis of diffusion tensor magnetic resonance tomography (such as analysis of the region of interest, analysis of the total data amount, quantitative tractography).

Conclusion. Magnetic resonance tractography is a unique technique for noninvasive in vivo visualization of brain white matter tracts and assessment of the structural integrity of their constituent axons. In the meantime this technique, which has found applications in numerous pathologies of central nervous system, has a number of significant limitations, and the main of them are the inability to adequately visualize the crossing fibers and the relatively low reproducibility of the results. Standardization of the data postprocessing algorithms, further upgrading of the magnetic resonance scanners and implementation of the alternative tractography methods have the potential of partially reducing of the current limitations.

Keywords: magnetic resonance tractography, diffusion tensor imaging, diffusion tensor tractography, tractography, fractional anisotropy

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Nikogosova A.K., Rostovtseva T.M., Beregov M.M., Gubsky I.L., Lelyuk V.G. Magnetic resonance tractogtaphy: possibilities and limitations, modern approach to data processing. *Medical Visualization*. 2022; 26 (3): 132–148. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1064

Received: 16.09.2021. **Accepted for publication:** 23.11.2021. **Published online:** 15.06.2022.

Введение

Магнитно-резонансная трактография (МР-трактография) – уникальная неинвазивная методика, позволяющая прижизненно визуализировать проводящие пути белого вещества головного мозга и рассчитать количественные показатели, отражающие целостность составляющих их длинных нейрональных отростков – аксонов [1]. Метод нашел применение при многих заболеваниях центральной нервной системы (ЦНС): опухолях головного мозга, рассеянном склерозе, инсульте, нейродегенеративных заболеваниях [2–11]. Несмотря на это, МР-трактография имеет ряд существенных ограничений, основным из которых является невозможность адекватной визуализации перекрещивающихся волокон [12]. Помимо этого, МР-трактография характеризуется относительно низкой воспроизводимостью [13]. Для преодоления означенных ограничений разработано множество дополнительных приемов, модифицирующих как получение, так и обработку данных [14].

Основы диффузионных методик магнитно-резонансной томографии

Понятие диффузии. Под диффузией понимают взаимное проникновение веществ, являющееся следствием броуновского движения. Такие процессы непрерывно протекают во всех живых организмах. При магнитно-резонансной томографии под диффузией имеют в виду лишь движение молекул воды относительно самих себя (так называемая self-diffusion), а показатель, соответствующий среднеквадратичному отклонению молекул воды от начальной точки при заданной температуре, обозначают как коэффициент диффузии [15]. Очевидно, что в живых тканях диффузия неотделима от подвижности молекул воды, вызванной другими причинами: активным транспортом, перемещением под воздействием градиента осмотического или онкотического давления, изменения проницаемости мембран и т.д. [16].

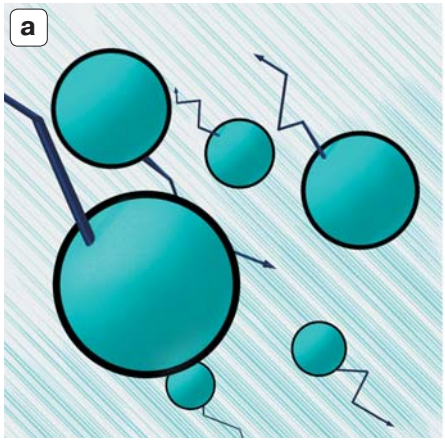
Коэффициент диффузии описывает степень подвижности молекул воды, их способность к беспрепятственному перемещению. Различные структуры, затрудняющие их свободное движение, например мембраны клеток или крупные белковые молекулы, могут обусловливать снижение коэффициента диффузии, т.е. *ограничение диффузии*. В случае, когда значение коэффициента диффузии неодинаково в различных направлениях, говорят об *анизотропии диффузии* (рис. 1а). Анизотропная диффузия имеет место, например, в белом веществе головного мозга, где движение молекул воды происходит преимущественно вдоль аксонов, в то время как диффузия в плоскости, поперечной направлению волокон, существенно затруднена. В противоположность этому *изотропная диффузия* характеризуется одинаковым коэффициентом диффузии во всех направлениях (рис. 1б) [17].

Принципы получения диффузионно-взвешенных изображений и диффузионного тензора. Основной принцип диффузионных магнитно-резонансных (МР) исследований заключается в использовании диффузионных характеристик ткани в качестве определяющих контрастность МР-изображений факторов [15].

В наиболее простом случае для получения *диффузионно-взвешенных изображений* (ДВИ) используют эхопланарную импульсную последовательность на основе спинового эха (SE-EPI) с добавочной парой диффузионных градиентов (ДГ), имеющих идентичную амплитуду, длительность и ориентацию в пространстве, но противоположных по направлению нарастания магнитного поля (рис. 2). Включение градиентов приводит к появлению частотных различий прецессирования спинов и, как следствие, к фазовому сдвигу. В силу симметричности ДГ спины неподвижных протонов по завершении импульсной последовательности имеют одинаковые фазы, в результате чего итоговый МР-сигнал обладает большой величиной. Спины протонов, изменивших свое положение, не испытывают компенсации фазового сдвига, поэтому к моменту формирования эхосигнала они оказываются в состоянии расфазировки, что обусловливает снижение амплитуды МР-сигнала [15, 16]. Таким образом, на ДВИ области с ограниченной диффузией оказываются более яркими (см. рис. 2).

Однако в действительности формирование конечного МР-сигнала представляет собой более сложный процесс, который происходит под влиянием сразу нескольких факторов, среди которых выделяют коэффициент диффузии и время Т2-релаксации (зависят от тканевых характеристик), а также b-фактор (задается аппаратно) [15].

Задаваемое значение b-фактора представляет собой степень взвешенности изображения по



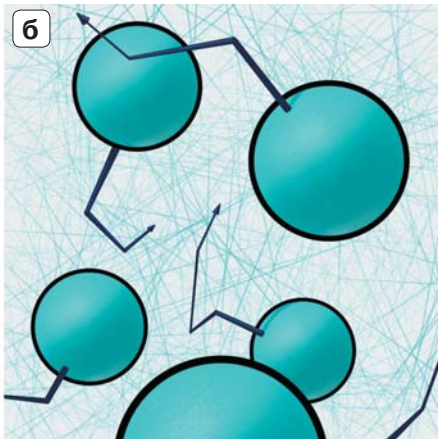


Рис. 1. Виды диффузии молекул воды: анизотропная диффузия (**а**) и изотропная диффузия (**б**).

Fig. 1. Types of diffusion of water molecules: anisotroic (**а**) and isotropic (**б**).

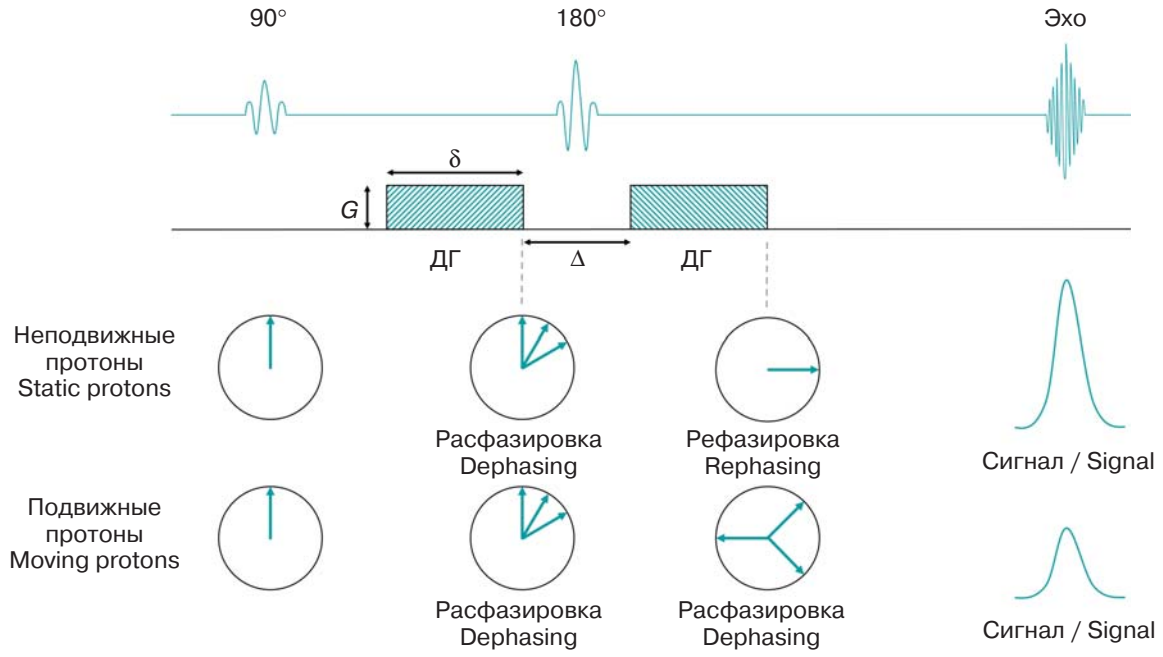


Рис. 2. Упрощенное представление импульсной последовательности спинового эха, дополненной парой диффузионных градиентов для получения диффузионно-взвешенных изображений. ДГ – диффузионный градиент, 90° – возбуждающий 90° импульс, 180° – рефокусирующий 180° импульс, Эхо – результирующий эхосигнал (пояснения в тексте).

Fig. 2. Simplified diagram of a spin-echo pulse sequence, supplemented by pair of diffusion gradients for obtaining diffusion weighted images. ДГ – diffusion gradient, 90° – excitation 90° pulse, 180° – refocusing 180° pulse, Эхо – resulting echo-signal (explanations in text).

диффузии ("фактор диффузии") [15] и отражает характеристики ДГ:

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \frac{\delta}{3}), \quad (1)$$

где γ – гиромагнитное отношение, G — амплитуда ДГ, δ — длительность каждого ДГ, Δ — временно́й интервал между двумя ДГ.

Чем больше b-фактор, тем выше взвешенность изображения по диффузии. В клинической практике, как правило, для получения ДВИ головного мозга используют значения b-фактора в пределах 800–1500 с/мм² (рис. 3а). Чем меньше b-фактор, тем более значителен вклад времени Т2-релаксации в формирование итогового сигнала. Когда b = 0, изображения являются, по сути, Т2-взвешенными (рис. 3б) [18].

Смешанная взвешенность ДВИ в ряде случаев может затруднять интерпретацию изображений, поскольку гиперинтенсивность на ДВИ может соответствовать как ограничению диффузии, так и увеличению времени Т2-релаксации. Для того чтобы устранить влияние фактора Т2-релаксации, рассчитывают карты *измеряемого коэффициента диффузии* (ИКД), на которых интенсивности каждого пикселя соответствует значение ИКД (рис. 3в) [18]. Расчет ИКД требует предварительного получения ДВИ как минимум с двумя различными факторами b и производится по следующей формуле [15]:

$$\text{ИКД} = \frac{-\ln\left(\frac{S}{S_0}\right)}{b}, \quad (2),$$

где S – интенсивность сигнала при $b \neq 0$, S_0 – интенсивность сигнала при b = 0.

Таким образом, интерпретация ДВИ в обязательном порядке должна учитывать более специфичные ИКД-карты, позволяющие дифференцировать изменения диффузионных характеристик ткани от изменений времени Т2-релаксации [19].

ДВИ позволяют получить общее представление о степени подвижности молекул воды в ткани, не учитывающее возможной анизотропии диффузии. В диффузионно-взвешенной визуализации конечный объем изображений представляет результат усреднения диффузионных характеристик ткани вдоль различных направлений ДГ (как правило, трех взаимно перпендикулярных) [20].

При диффузионной тензорной магнитно-резонансной томографии (ДТ МРТ) изображение формируется иначе. ДТ МРТ позволяет описать

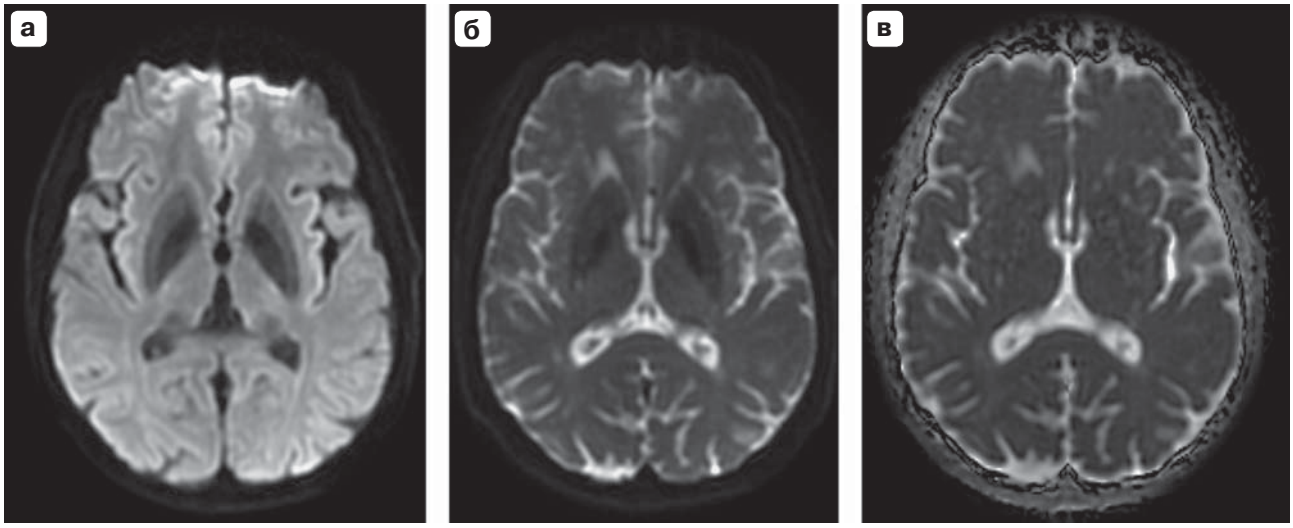


Рис. 3. Диффузионно-взвешенное изображение при b = 1000 с/мм² (**а**) и при b = 0 (**б**); карты измеряемого коэффициента диффузии (**в**).

Fig. 3. Diffusion weighted image with a b = 1000 s/mm² (**а**) and b = 0 (**б**); apparent diffusion coefficient maps (**в**).

свойства диффузии, изменяющиеся со сменой направления, при помощи математики тензоров. Геометрически диффузионное движение в биологических тканях можно представить областью, внутри которой происходит перемещение молекул. В простейшем случае свободного движения такая зона имеет форму шара, а при перемещении молекул в узком канале – ограничена длинным эллипсоидом [14]. Математически форма и направление такого эллипсоида задаются матрицей размером 3 × 3 (тензором второго порядка), в которой каждый из 9 элементов представляет собой коэффициент диффузии, измеренный в определенном направлении. В силу симметрии эллипсоида минимальное количество направлений, вдоль которых должно происходить измерение коэффициента диффузии, составляет не 9, а 6. Для повышения точности вычислений компонентов диффузионного тензора количество направлений измерений коэффициентов диффузии может быть увеличено [20].

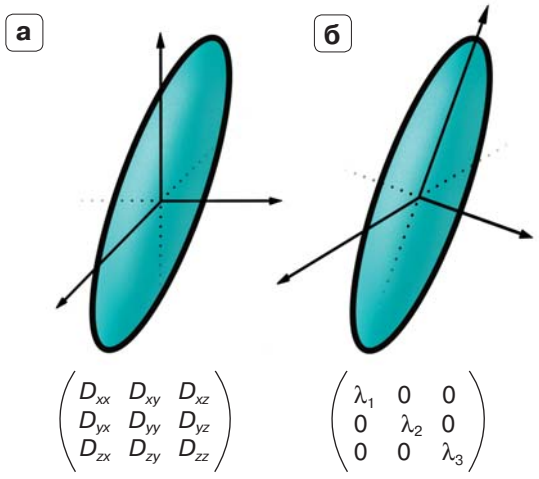


Рис. 4. Матрица, задающая форму и направление диффузионного эллипсоида (**а**), и результат диагонализации этой матрицы (**б**). D – элементы матрицы, представляющие собой измеренные в различных направлениях коэффициенты диффузии; λ – собственные числа диффузионного тензора, соответствующие длинам полуосей эллипсоида диффузии.

Fig. 4. Matrix specifying form and direction of diffusion ellipsoid (**а**), and result of this matrix diagonalization (**б**). D – elements of matrix constituting diffusion coeffitients measured in different directions; λ – eigenvalues of the diffusion tensor corresponding to the lengths of semiaxes of diffusion ellipsoid.

В дальнейшем полученная матрица подвергается процессу диагонализации, т.е. обнулению недиагональных элементов. Геометрически этот процесс можно представить как поворот эллипса – совмещения осей эллипсоида с координатными осями. В результате в матрице остаются только три диагональных элемента, каждый из которых представляет собой длину полуоси эллипсоида (рис. 4). Эти три элемента обозначаются λ_1, λ_2, λ_3 и носят название главных диффузионных коэффициентов или собственных чисел диффузионного тензора. Для ЦНС λ_1 (аксиальная или продольная диффузионность) соответствует диффузии вдоль аксона, а λ_2 и λ_3 обычно усредняют, а полученную величину обозначают радиальной (поперечной) диффузионностью [1, 11, 21].

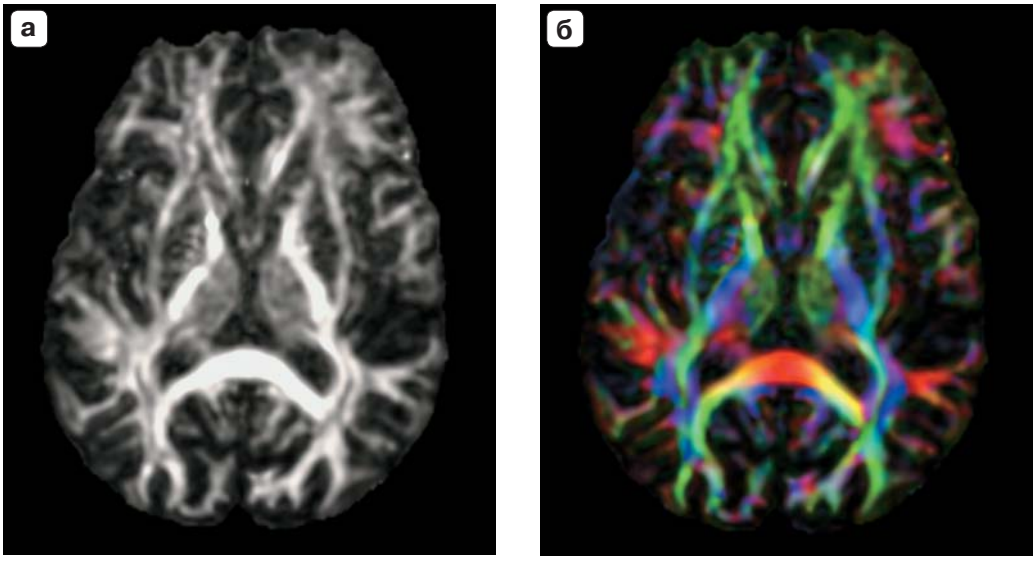


Рис. 5. Карты фракционной анизотропии: черно-белая (**а**) и цветная (**б**) – пояснения в тексте.
Fig. 5. Fractional anisotropy maps: grayscale (**а**) and coloured (**б**) – explanations in text.

Собственные числа тензора диффузии могут быть использованы для получения ряда показателей, основным из которых является *фракционная анизотропия* (fractional anisotropy, FA), описываемая следующим выражением [20]:

$$FA = \sqrt{\frac{1}{2}} \frac{\sqrt{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2 + (\lambda_3 - \lambda_1)^2}}{\sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}, \quad (3)$$

где FA – фракционная анизотропия, λ_1, λ_2, λ_3 – главные диффузионные коэффициенты (собственные числа диффузионного тензора).

Значения фракционной анизотропии колеблются в пределах от 0 до 1: при FA = 0 эллипсоид диффузии имеет форму шара, что отражает изотропность диффузии во всех направлениях; при FA = 1 эллипсоид диффузии приобретает вытянутую форму, что соответствует ситуации, при которой движение молекул воды возможно только в одном направлении и ограничено в остальных [20, 21].

Значения FA могут быть использованы для построения карт фракционной анизотропии: на них интенсивности каждого пикселя соответствует значение FA (рис. 5а). Кроме того, имеющиеся данные о наклоне эллипсоида относительно координатных осей позволяют получить цветные карты фракционной анизотропии, на которых цветом обозначена ориентация эллипсоида в каждом вокселе (рис. 5б) [22].

Артефакты. Эхопланарные импульсные последовательности, лежащие в основе диффузионных методик МРТ, характеризуются высокой чувствительностью к воздействию ряда внешних и внутренних факторов, что обусловливает появление на изображениях различных артефактов: двигательных, химического сдвига, вихревых токов, по типу “N/2 ghosting” и магнитной восприимчивости [19]. Визуальные проявления некоторых из перечисленных артефактов представлены на рис. 6; коррекция их является неотъемлемой частью подготовки данных к дальнейшей обработке [23].

Фантомное моделирование. Актуальной представляется проблема фантомного моделирования анизотропных сред, необходимого для осуществления контроля качества диффузионно-тензорных изображений, анализа технологий получения данных, а также для реализации возможности сравнивания результатов ДТ МРТ при мультицентровых исследованиях. Фантомы, традиционно используемые для контроля качества МРТ-исследований, для этих целей не подходят, так как обычно они наполнены водным парамагнитным раствором (состоящим из $CuSO_4$, $NiCl_2$, $MnCl_2$ или $GdCl_3$), который в отличие от биологических тканей обладает слишком высокой и однородной диффузионной способностью. Разными научными группами в свое время были предложены различные типы специализированных фантомов, таких как пучки полиэтиленовых филаментов [24], биологические фантомы (например, зеленая спаржа [25] или аксоны мышей [26]), а также гели для исследования изотропной и анизотропной диффузии с магнитными характеристиками, приближающимися к биологическим средам [27, 28]. Тем не менее единого стандартизированного

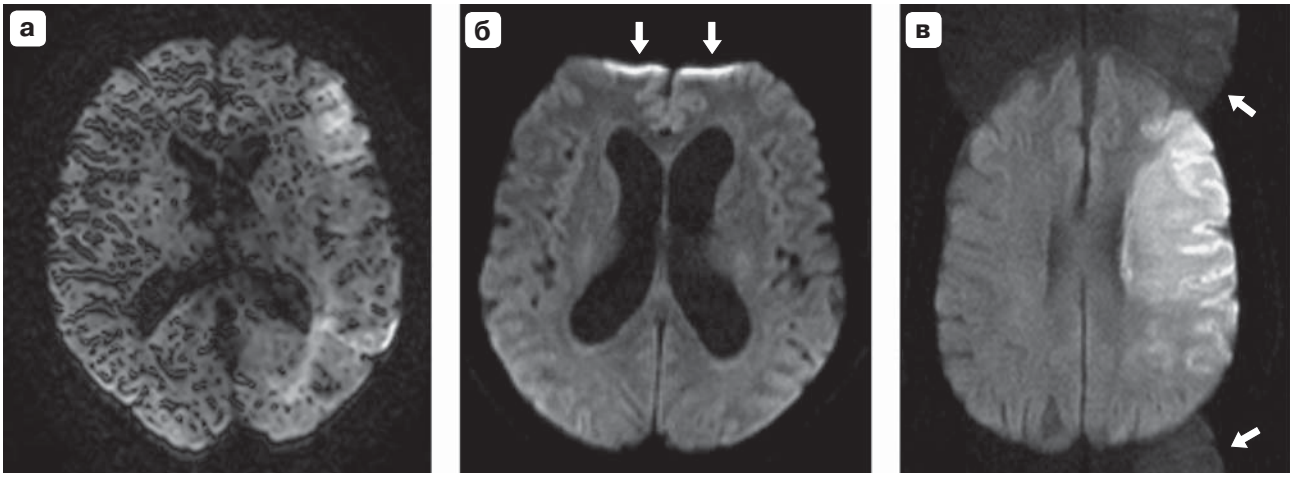


Рис. 6. Некоторые артефакты, характерные для МР-изображений, получаемых с использованием эхопланарных импульсных последовательностей: артефакты вихревых токов (**а**), артефакты магнитной восприимчивости (**б**), артефакты по типу “N/2 ghosting” (**в**).

Fig. 6. Some artifacts, characteristic of MR-images obtained with the use of echo-planar pulse sequences: eddy current artifacts (**а**), magnetic susceptibility artifacts (**б**), “N/2 ghosting” artifacts (**в**).

протокола контроля качества диффузионно-тензорных изображений, выполненных на различных МР-томографах, до настоящего времени не создано.

Оценка диффузионных характеристик тканей в клинической практике. Данные, полученные с использованием диффузионных методик МРТ, играют важную роль в диагностике ряда заболеваний. Получение ДВИ в настоящее время является неотъемлемой и рутинной частью МРТ-исследования как ЦНС, так и других органов и систем, например миокарда и связочного аппарата [19, 29–31]. Использование ДТ МРТ в клинической практике ограничивают ее длительность и необходимость применения специализированного программного обеспечения для обработки изображений; в то же время неослабевающий интерес к методике и продолжающиеся публикации результатов работ с ДТ МРТ свидетельствуют об имеющемся потенциале клинического внедрения рассматриваемого вида тестирования [32–34].

Оценка результатов диффузионно-взвешенной и диффузионной тензорной МРТ может быть качественной и количественной.

Качественный анализ ДВИ заключается в визуальной оценке изображений и выявлении зон с ограниченной или, напротив, повышенной диффузией молекул воды, что обосновывает суждение о типе отека, *cell density* (“клеточности” ткани) или вязкости субстрата. Так, диагностика острых инфарктов головного мозга, опухолевых образований и абсцессов в настоящее время неразрывно связана с визуальной оценкой ДВИ и ИКД-карт [19].

В ряде работ была продемонстрирована возможность количественного анализа ИКД для определения степени злокачественности новообразований как головного мозга, так и других органов [35–38]. При этом крайне важно, что значения ИКД не являются “абсолютными” и зависят от величины b-фактора, а также некоторых других параметров. В качестве возможного выхода из этой ситуации является использование относительных значений ИКД (нормированных к ИКД в неизменных областях) [39].

В отличие от диффузионно-взвешенной визуализации, давно получившей широкое распространение при МРТ различных органов, кроме головного мозга, основным объектом исследований для ДТ МРТ остается ЦНС. Фракционная анизотропия, являясь основным показателем ДТ МРТ, отражает степень целостности волокон белого вещества головного мозга, а цветовое картирование эллипсоидов диффузии – направление этих волокон. Визуальная оценка FA-карт имеет целью выявление областей дезорганизации белого вещества и снижения FA, в то время как количественные показатели характеризуют степень снижения FA и, следовательно, выраженность повреждения нервных волокон. Во многих случаях изменения, фиксируемые на FA-картах, опережают таковые на прочих типах МР-изображений, что придает ДТ МРТ особую значимость в таком важном с клинической точки зрения вопросе, как определение реабилитационного потенциала и прогноза при некоторых неврологических заболеваниях [3–6, 34].

Диффузионная тензорная трактография

Под диффузионной тензорной трактографией (ДТТ) понимают способ обработки данных ДТ МРТ, заключающийся в трехмерной реконструкции волокон биологических тканей, главным образом, белого вещества головного мозга. Поскольку в белом веществе движение молекул воды происходит преимущественно вдоль аксонов, то ход нервного волокна можно косвенно определять по ориентации длинной оси эллипсоида диффузии в вокселе. Существует два принципиально различных подхода к ДТТ: детерминистский и вероятностный [40].

Более ранним и распространенным в клинической практике подходом является детерминистский. При использовании этого подхода из каждой заданной исходной точки происходит реконструкция одного волокна. Одним из самых простых видов детерминистских алгоритмов построения изображений проводящих путей является алгоритм FACT (fiber assignment by continuous tracking), предложенный S. Mori и соавт. (рис. 7) [41]. Формирование визуальной картины нервного волокна посредством обработки FACT начинается с указания стартовой точки в трехмерном пространстве. Далее осуществляется прорисовка в направлении длинной оси эллипсоида до границы воксела, после чего направление меняется в соответствии с ориентацией эллипсоида соседнего воксела. Процесс продолжается до тех пор, пока не будет достигнуто достаточно низкое значение фракционной анизотропии или заранее определенная пороговая величина угла отклонения эллипсоида (последние также называют стоп-критериями) [41].

При реализации вероятностного подхода для каждой исходной точки и для каждой точки реконструируемого волокна строится сразу несколько возможных траекторий [42]. Результатом при этом является карта распределения вероятности обнаружения волокон искомого тракта в том или ином вокселе. Реконструкция волокон методами вероятностной трактографии занимает значительно больше времени, чем детерминистская. Кроме того, интерпретация данных вероятностной трактографии требует наличия надежных сведений о строении проводящих путей головного мозга, что в условиях патологии не всегда возможно. Данный подход одновременно обладает рядом преимуществ, в числе которых значительно более высокая устойчивость к шуму и достоверность реконструкции перекрещивающихся волокон [43].

Проблема пересекающихся волокон является центральной в трактографии. Средний размер одной грани воксела в ДТ МРТ составляет 2–3 мм, в то время как биологические препятствия, вызывающие анизотропию диффузии, имеют значительно меньшие размеры (несколько микрометров). Из этого следует, что информация о микроскопическом строении волокон белого вещества

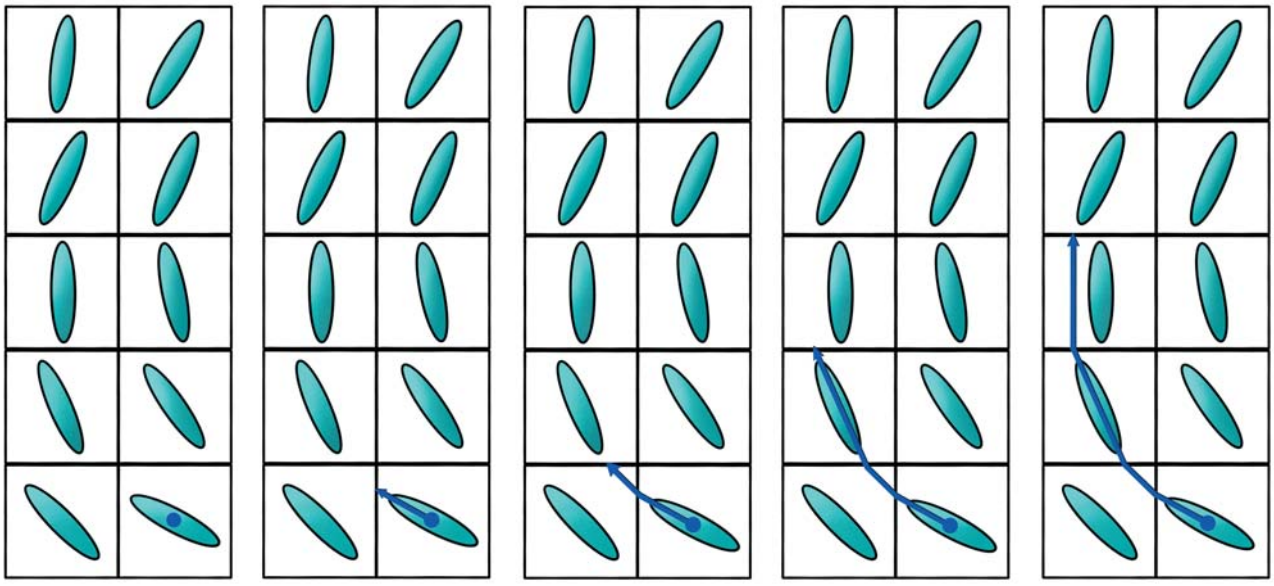


Рис. 7. Схематическое представление FACT-алгоритма построения изображения нервного волокна (пояснения в тексте).

Fig. 7. Schematic representation of the FACT-algorithm for reconstruction of the neural pathway (explanations in text).

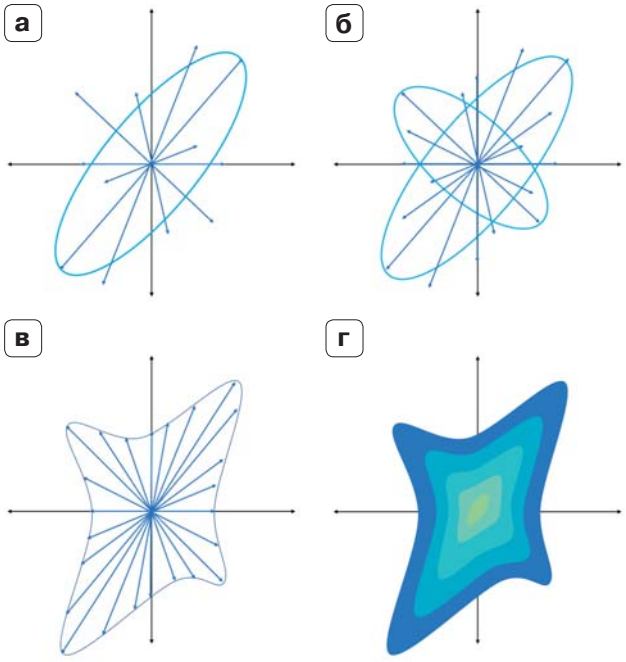


Рис. 8. Схемы традиционной однотензорной модели (**а**), мультитензорной модели (**б**), диффузионной визуализации высокого углового разрешения (**в**), диффузионной спектральной визуализации (**г**). Пояснения в тексте.

Fig. 8. Schemest of traditional uni-tensor model (**а**), multi-tensor (**б**) model, high angular resolution diffusion imaging (**в**), diffusion spectrum imaging (**г**). Explanations in text.

усредняется в достаточно крупном вокселе, в котором может располагаться сразу несколько пучков аксонов неодинаковой направленности. Следовательно, единый эллипсоид диффузии для такого воксела не отражает анатомическую микроструктуру – он принимает форму шара, а значение FA оказывается ниже порогового [12]. Таким образом, построение волокна заканчивается, как только алгоритм достигает воксела, содержащего в себе разнонаправленные пучки аксонов. Аналогичные проблемы, связанные с низкими значениями FA в белом веществе на границе белого вещества и коры больших полушарий головного мозга, возникают при попытке визуализировать субкортикальные отрезки проводящих путей [44]. К сожалению, эта проблема до сих пор не решена [14].

Подходы к преодолению ограничений диффузионной тензорной магнитно-резонансной томографии

Наиболее очевидным решением проблемы несоответствия размеров воксела и изучаемых микроскопических структур является повышение пространственного разрешения изображений. Естественно, при этом увеличивается размер матрицы, что приводит к значительному возрастанию времени сканирования, снижению отношения сигнал/шум и ограничению использования в клинике. Методика становится осуществимой только *ex vivo* [45].

Другой подход заключается в поиске более современных алгоритмов обработки данных. Попытки преодоления ограничений ДТ МРТ привели к появлению большого количества дополнительных моделей и алгоритмов, позволяющих отразить сложную организацию волокон белого вещества в пределах одного воксела. В основе таких методик – использование альтернативных математических моделей для оценки паттерна диффузии [46]. В частности, речь идет о мультитензорной модели, диффузионной визуализации высокого разрешения, диффузионной спектральной визуализации и диффузионной куртозисной визуализации.

Мультитензорная модель. Мультитензорная (или мультиэллипсоидная модель) предполагает подбор для каждого воксела не одного, а нескольких эллипсоидов диффузии, что позволяет учесть наличие в одном вокселе нескольких пучков волокон, следующих в различных направлениях (рис. 8б) [47].

Подобный подход может рассматриваться как решение проблемы перекрещивающихся волокон, но с увеличением количества используемых тензоров значительно возрастает и количество измеряемых параметров (например, для двухэллипсоидной модели требуется уже как минимум 12 независимых измерений) [48]. Это, в свою очередь, усложняет количественные определения и требует дополнительных ограничивающих условий. Кроме того, точность методики снижается в случае, если число разнонаправленных пучков волокон в одном вокселе отличается от количества тензоров используемой модели. Даже в случае правильного выбора количества тензоров на точность методики (и качество результатов) оказывает влияние тот факт, что простое наложение различных серий гауссовской модели диффузии не в полной мере отражает сложные процессы диффузии в биологических тканях [49].

Диффузионная визуализация высокого углового разрешения. Дальнейшее развитие диффузионных методик МРТ привело к отказу от тензорной модели. Диффузионная визуализация высокого углового разрешения (high angular resolution diffusion imaging, HARDI) основывается на получении большого числа измерений коэффициента диффузии с постоянным b-фактором, распределенных в пределах сферической формы (рис. 8в) [49]. Для моделирования распределения

диффузионных характеристик используется функция распределения по ориентациям (orientation distribution function, ODF). Визуально ODF можно представить как некую светящуюся сферу, каждая точка поверхности которой имеет яркость, степень которой зависит от диффузионных характеристик среды в направлении этой точки. Однако чаще ODF изображают в виде трехмерной фигуры, у которой расстояние от каждой точки поверхности до центра пропорционально диффузионным характеристикам среды в направлении этой точки [50] (рис. 8г).

Для реализации HARDI измерения диффузионных характеристик производят минимум в 60 направлениях (обычно не более 200), значения используемого b-фактора варьируют в пределах 1000–4500 с/мм^2. Время сканирования, как правило, составляет от 5 до 20 мин [51].

При этом отказ от тензорной модели делает невозможным использование FA в целях описания анизотропии диффузии. Для HARDI был предложен ряд отличных показателей, характеризующих анизотропию диффузии, в числе которых генерализованная фракционная анизотропия (generalized fractional anisotropy, GFA) и помехомодулированная ориентационная анизотропия (hindrance-modulated orientational anisotropy, HMOA) [50].

HARDI значительно превосходит классическую тензорную модель при реконструкции пересекающихся волокон, тем не менее методика имеет ограничения, связанные со сложностью дискриминирования волокон, проходящих по отношению друг к другу под небольшими углами [50].

Диффузионная спектральная визуализация. Диффузионная спектральная визуализация (diffusion spectrum imaging, DSI) представляет собой еще одну возможность преодолеть ограничения ДТ МРТ. Как и в случае с HARDI, измерения диффузионных характеристик при DSI производятся в множестве направлений без привязки к тензорной модели, однако особенность этой методики заключается в том, что измерения повторяются многократно при различных значениях b-фактора [49]. В результате для каждого воксела получают трехмерную функцию, описывающую особенности диффузии в каждой точке пространства (см. рис. 8г). Таким образом, DSI позволяет учитывать не только неоднородность диффузии в различных направлениях, но и неравномерность диффузионных свойств в одном направлении, что значительно повышает чувствительность этой методики к микроструктурным особенностям тканей [50].

Значения b-фактора при проведении DSI находятся в пределах от 0 до 20 000 с/мм^2, что предъявляет более жесткие требования к техническим характеристикам томографа. При этом суммарное число измерений исчисляется сотнями, а время сканирования – десятками минут [52–54]. Длительное время сканирования и высокие технические требования ограничивают применение DSI в клинической практике, превращая его, в большей степени, в метод для научных исследований.

Диффузионная куртозисная визуализация. Гауссовская модель диффузии, используемая в ДТ МРТ, подразумевает однообразную диффузию молекул воды в определенном направлении и моноэкспоненциальное затухание диффузионного сигнала по мере увеличения времени наблюдения [1]. Однако в тканях со сложными клеточными структурами молекулы диффундируют в среде, которая является выраженно неоднородной в различных направлениях, что приводит к отклонениям от гауссовской модели диффузии [55].

Термин “куртозис”, являющийся понятием теории вероятности, характеризует отклонение распределения некоторой функции от стандартного. В основе диффузионной куртозисной визуализации (diffusion kurtosis imaging, DKI) лежит попытка подсчета этого отклонения для формирования более точной модели диффузии и использование негауссовской диффузии в качестве маркера неоднородности ткани. Более высокие значения куртозиса отражают наличие большего количества препятствий для свободной диффузии молекул и, соответственно, более сложную организацию ткани [56].

Как и диффузия, куртозис отличается в зависимости от направления. К наиболее часто используемым количественным параметрам диффузионного куртозиса относят средний куртозис (усредненный по всем направлениям), продольный куртозис (вдоль длинной оси диффузионного эллипсоида) и поперечный куртозис (рассчитанный в плоскости, перпендикулярной длинной оси диффузионного эллипсоида) [55]. При идеальной гауссовской модели диффузии куртозис равен нулю. В белом веществе головного мозга продольный куртозис обычно имеет низкие значения, так как диффузия вдоль направления аксонов является относительно свободной, и, следовательно, отклонение от гауссовской модели оказывается незначительным. В то же время поперечный куртозис в белом веществе мозга достигает высоких величин: клеточные мембраны и миелиновая оболочка значительно ограничивают диффузию в направлении, перпендикулярном длинной оси аксонов, что обусловливает негауссовское распределение молекул (рис. 9) [56].

Применительно к трактографии диффузионный куртозис позволяет улучшить визуализацию двух или трех разнонаправленных волокон в од-

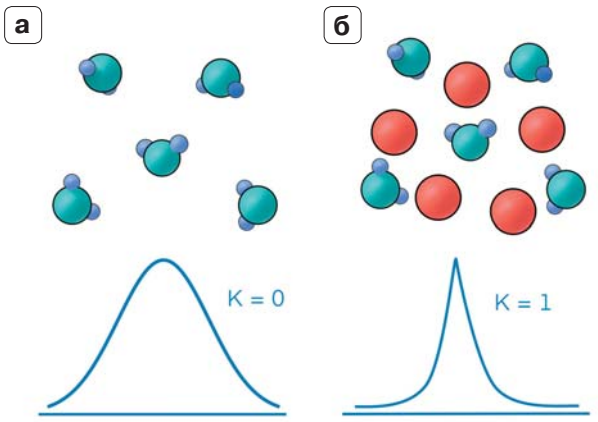


Рис. 9. Гауссовская (**а**) и негауссовская (**б**) модели диффузии. K – куртозис.

Fig. 9. Gaussian (**а**) and non-Gaussian (**б**) diffusion models. K – kurtosis.

ном вокселе. По сравнению с ранее рассмотренными альтернативными диффузионной тензорной визуализации методиками при DKI используются меньшие значения b-фактора (<2500 с/мм^2), что позволяет сохранить соотношение сигнал/шум на приемлемом уровне [57]. Кроме того, минимальное количество разнонаправленных измерений в DKI составляет 15, что, конечно же, удлиняет время сканирования в сравнении с классической ДТ МРТ, но сокращает его в сравнении с HARDI и DSI [58].

Этапы обработки данных диффузионной тензорной магнитно-резонансной томографии

Результатом ДТ МРТ сразу после окончания импульсной последовательности является множество наборов ДВИ, число которых соответствует выбранному количеству разнонаправленных измерений. Обработка данных ДТ МРТ начинается с препроцессинга, т.е. с подготовки изображений к дальнейшим рассчетам. Следующим этапом является процессинг данных, заключающийся в построении диффузионного тензора и его дальнейших преобразованиях. Далее осуществляется постпроцессинг данных, суть которого состоит в применении алгоритмов трактографии с целью получения трехмерных изображений проводящих путей головного мозга [23].

Препроцессинг. Препроцессинг данных в общем случае включает в себя удаление с изображений окружающих головной мозг структур черепа и мягких тканей, устранение артефактов, коррекцию дисторсии, снижение уровня шума и интерполяцию с целью достижения изотропного вокселя. В некоторых случаях может потребоваться конвертирование файлов из формата DICOM в формат, совместимый с конкретным выбранным для дальнейшей обработки программным инструментом [23].

Для конвертирования и сегментации изображений могут использоваться инструменты, находящиеся в свободном доступе, – MRIcro, AFNI, FreeSurfer, FSL, SPM, ImageJ и ряд других. Некоторые из перечисленных программных продуктов имеют удобный для пользователя графический интерфейс, облегчающий работу оператора, другие доступны для осуществления операций только в режиме командной строки, что позволяет производить пакетную обработку большого массива данных [59].

Корегистрация полученного объема ДВИ с референсным объемом изображений (b = 0) [60], пространственная нормализация, коррекция дисторсии [61] могут реализовываться посредством программных пакетов AIR, ART, FSL и SPM. Существуют также подходы к повышению соотношения сигнал/шум (медианная или анизотропная фильтрация с сохранением контуров) и интерполяции для достижения необходимых размеров вокселя [62].

Процессинг. Подготовленные наборы ДВИ, содержащие информацию о величине диффузионной способности в различных направлениях, используются для расчета диффузионного тензора и построения эллипсоида диффузии для каждого вокселя. Диагонализация этого тензора, как уже описывалось ранее, геометрически соответствует повороту эллипсоида диффузии с целью совмещения его осей с координатными осями (см. раздел “Принципы получения диффузионно-взвешенных изображений и диффузионного тензора”). Диагонализированный тензор уже не содержит информации о направленности эллипсоида в пространстве, однако его диагональные элементы, называемые собственными числами диффузионного тензора, могут использоваться для расчета ряда численных показателей, в том числе фракционной анизотропии. Итогом данного этапа обработки данных ДТ МРТ являются черно-белые и цветные карты фракционной анизотропии [49].

Процессинг данных ДТ МРТ осуществляется большинством программных пакетов, разработанных для построения трехмерных моделей белого вещества.

Постпроцессинг. Постпроцессинг данных ДТ МРТ предполагает реализацию обсужденных ранее алгоритмов трактографии. Некоторые из программ, использующихся для постпроцессинга и упоминающихся в научных публикациях, нахо-

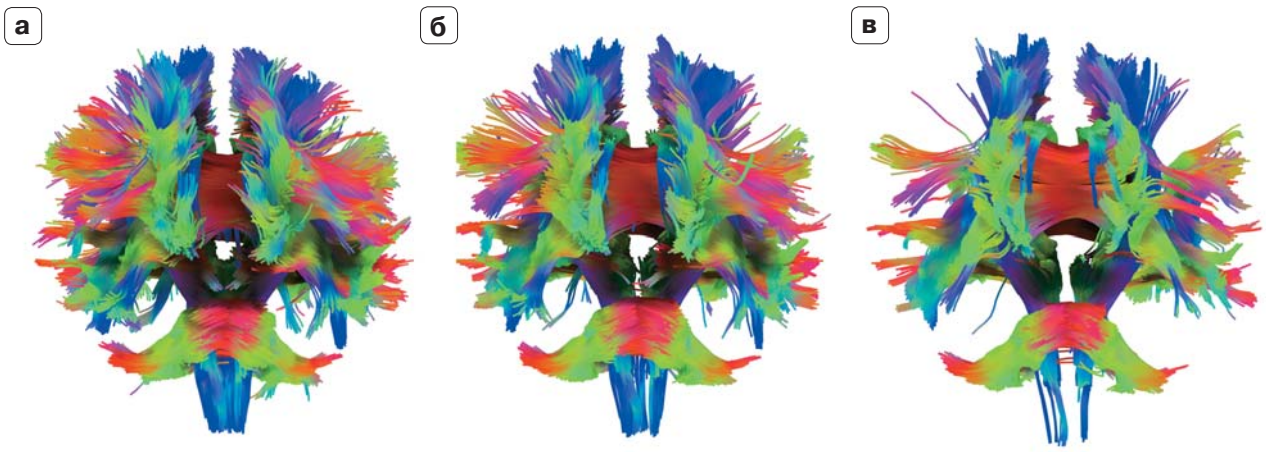


Рис. 10. Результат постпроцессинга данных в зависимости от порогового значения фракционной анизотропии. **а** – пороговое значение FA = 0,2; **б** – пороговое значение FA = 0,25; **в** – пороговое значение FA = 0,3. Обработка произведена при помощи программы DSI Studio.

Fig. 10. Result of data postprocessing depending on fraction anisotropy threshold value. **а** – FA threshold value = 0.2; **б** – FA threshold value = 0.25; **в** – FA threshold value = 0.3. Processing was performed using DSI Studio software.

дятся в свободном доступе, в частности DSIStudio, DTIStudio, ExploreDTI, MedINRIA, TrackVis [63,64]. Процессинг и постпроцессинг данных ДТ МРТ также может осуществляться посредством проприетарного вендор-специфичного программного обеспечения, поставляемого производителями МР-сканеров, однако невозможность предварительного проведения препроцессинга данных ограничивает внедрение этого подхода в научных исследованиях [23].

Результат постпроцессинга данных в значительной степени зависит от выбранных параметров реконструкции волокон – пороговых значений FA, угла отклонения эллипсоида, а также минимальной и максимальной длины волокна, размера и положения стартовой и конечной точек трекинга волокон (рис. 10) [65, 66]. При этом ограничения, делающие стандартизацию подхода к проведению трекинга волокон для получения воспроизводимых результатов трактографии, до сих пор остаются нерешенной проблемой ДТ МРТ.

Подходы к количественному анализу данных диффузионной тензорной магнитно-резонансной томографии

Наиболее часто используемые в исследованиях подходы к количественному анализу данных ДТ МРТ включают анализ области интереса (region of interest, ROI), повоксельный анализ, пространственную статистику на основе трактов (tract-based spatial statistics, TBSS) и количественную трактографию [23, 67]. Как уже отмечалось, в большинстве исследований в качестве искомого количественного показателя ДТ МРТ, подлежащего оценке, выступает фракционная анизотропия, отражающая целостность волокон белого вещества мозга.

Анализ области интереса. ROI-анализ заключается в ручном выделении области на FA-картах, в которой происходит подсчет среднего значения фракционной анизотропии (рис. 11). Помимо операторозависимости и трудоемкости, недостатком этого метода является возможность появления эффекта частичного объема, приводящего к ложному повышению или понижению среднего значения FA. Тем не менее реализация означенного подхода не требует наличия специального программного обеспечения и характеризуется быстротой получения конечного результата, если речь не идет об анализе большого массива данных [67].

Анализ всего объема данных. Альтернативный подход к количественному анализу карт фракционной анизотропии заключается в повоксельном анализе всего объема изображений, что делает возможным при сравнении различных групп выявлять зоны, имеющие отличия значений FA [68–70]. Такой алгоритм оправдан в случаях, когда у исследователей нет исходной гипотезы относительно локализации изменений диффузионных показателей. Для осуществления повоксельного анализа ДВИ необходимо нормализовать относительно стандартного пространства. Несовершенство процессов нормализации обусловливает низкую чувствительность повоксельного анализа в сравнении с другими методами количественной оценки данных ДТ МРТ [69]. Эта проблема была решена с разработкой метода TBSS, который предполагает использование “усредненного каркаса FA”, образованного общи-

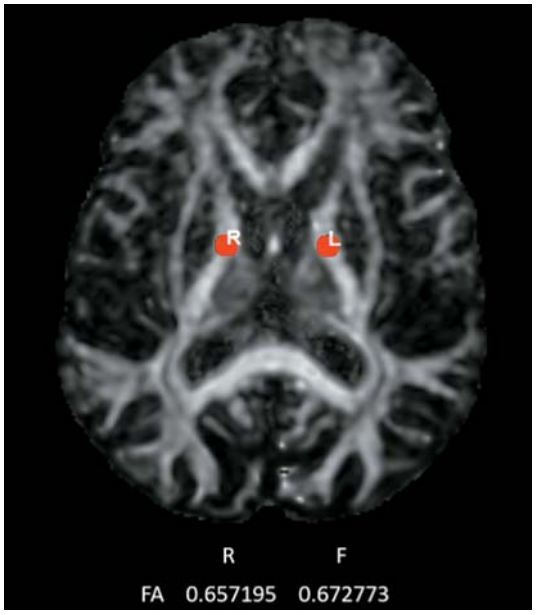


Рис. 11. Пример анализа области интереса. Измерение показателей фракционной анизотропии в симметричных участках передней трети заднего бедра внутренней капсулы с обеих сторон при помощи программы DSI Studio.

Fig. 11. Example of region of interest (ROI) analysis. Measurement of values of fractional anisotropy bilaterally in symmetrical regions of anterior third of posterior limb of interior capsule using DSI Studio software.

ми для всех индивидуумов центральными волокнами проводящих путей [71]. При наложении на этот "каркас" диффузионных показателей удается избежать эффектов сглаживания и наложения, характерных для повоксельного анализа, поскольку в расчет берутся диффузионные показатели только в центральной части искомого тракта [72].

Количественная трактография. Количественная трактография (рис. 12) предполагает измерение значений фракционной анизотропии вдоль предварительно построенной при помощи алгоритмов трактографии трехмерной модели пучка волокон [73]. Точность методики, однако, напрямую зависит от точности волоконной трактографии и сопутствующих ей ограничений в визуализации перекрещивающихся волокон и ложных соединений волокон. Воспроизводимость результатов количественной оценки также связана с таковой сегментации трактов, что сопряжено, как уже обсуждалось, с необходимостью соблюдения единого протокола реконструкции [74].

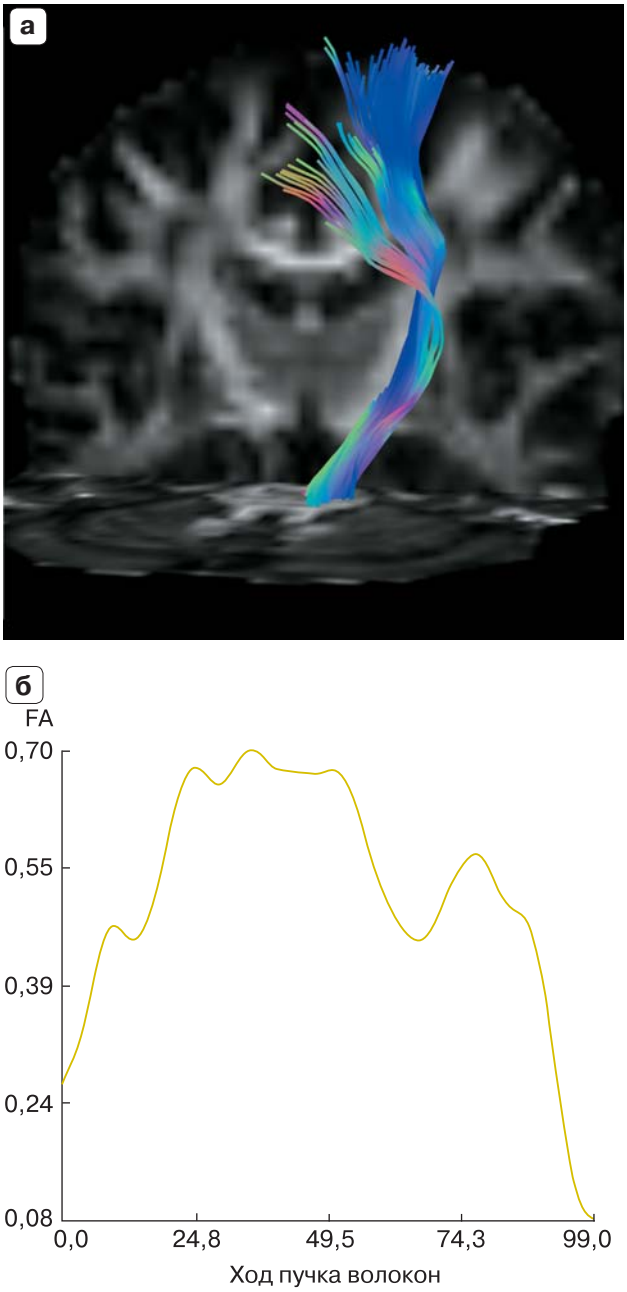


Рис. 12. Пример результатов количественной трактографии, полученных при помощи программы DSI Studio. Трехмерная модель левого кортико-спинального тракта (**а**) и график, отражающий средние значения фракционной анизотропии в нем вдоль направления волокон снизу вверх (**б**).

Fig. 12. Example of quantitative tractography results obtained using DSI Studio software. 3D model of the left cortico-spinal tract (**a**) and diagram representing mean values of fractional anisotropy in this tract along fibers direction from bottom to top (**б**).

Заключение

Несмотря на существующие трудности, связанные с воспроизводимостью результатов трактографии и визуализацией перекрещивающихся волокон, ДТ МРТ позволяет получить ценную информацию о микроструктных изменениях вещества головного мозга, что делает этот метод незаменимым в решении многих клинических задач. Стандартизация алгоритмов постпроцессинга данных, дальнейшее совершенствование магнитно-резонансных томографов и внедрение альтернативных методов трактографии (с использованием диффузионной визуализации высокого углового разрешения, диффузионной спектральной и диффузионной куртозистой визуализации) потенциально способны частично нивелировать имеющиеся в настоящее время недостатки.

Источник финансирования и конфликт интересов

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие финансовой поддержки исследования и конфликта интересов, о которых необходимо сообщить.

Участие авторов

Никогосова А.К. – сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста, подготовка, создание опубликованной работы.

Ростовцева Т.М. – сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста, подготовка, создание опубликованной работы.

Берегов М.М. – участие в научном дизайне, подготовка, создание опубликованной работы.

Губский И.Л. – концепция и дизайн исследования, ответственность за целостность всех частей статьи.

Лелюк В.Г. – концепция и дизайн исследования, утверждение окончательного варианта статьи.

Authors' participation

Nikogosova A.K. – collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, writing text, preparation and creation of the published work.

Rostovtseva T.M. – collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, writing text, preparation and creation of the published work.

Beregov M.M. – participation in scientific design, preparation and creation of the published work.

Gubsky I.L. – concept and design of the study, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Lelyuk V.G. – concept and design of the study, responsibility for the integrity of all parts of the article, approval of the final version of the article.

Список литературы [References]

1. Alexander A.L., Lee J.E., Lazar M., Field A.S. Diffusion tensor imaging of the brain. *Neurotherapeutics: J. Am. Soc. Exp. NeuroTherapeutics.* 2007; 4 (3): 316–329. https://doi.org/10.1016/j.nurt.2007.05.011
2. Costabile J.D., Alaswad E., D'Souza S. et al. Current applications of diffusion tensor imaging and tractography in intracranial tumor resection. *Front. Oncol*. 2019; 9: 426. https://doi.org/10.3389/fonc.2019.00426
3. Alruwaili A.R., Pannek K., Henderson R.D. et al. Tract integrity in amyotrophic lateral sclerosis: 6-month evaluation using MR diffusion tensor imaging. *BMC Med. Imaging*. 2019; 19 (1): 19. https://doi.org/10.1186/s12880-019-0319-3
4. Andersen O., Hildeman A., Longfils M. et al. Diffusion tensor imaging in multiple sclerosis at different final outcomes. *Acta Neurologica Scandinavica.* 2018; 137(2): 165–173. https://doi.org/10.1111/ane.12797
5. Moura L.M., Luccas R., de Paiva J.P.Q. et al. Diffusion tensor imaging biomarkers to predict motor outcomes in stroke: a narrative review. *Front. Neurol.* 2019; 10: 445. https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00445
6. Puig J., Blasco G., Schlaug G. et al. Diffusion tensor imaging as a prognostic biomarker for motor recovery and rehabilitation after stroke. *Neuroradiology.* 2017; 59 (4): 343–351. https://doi.org/10.1007/s00234-017-1816-0
7. Туркин А.М., Погосбекян Э.Л., Тоноян А.С., Шульц Е.И., Максимов И.И., Долгушин М.Б., Хачанова Н.В., Фадеева Л.М., Мельникова-Пицхелаури Т.В., Пицхелаури Д.И., Пронин И.Н., Корниенко В.Н. Диффузионная куртозисная МРТ в оценке перитуморального отека глиобластом и метастазов в головной мозг. *Медицинская визуализация.* 2017; 4: 97–112. https://doi.org/10.24835/1607-0763-2017-4-97-112
   Turkin A.M., Pogosbekyan E.L., Tonoyan A.C., Shults E.I., Maximov I.I., Dolgushin M.B., Khachanova N.V., Fadeeva L.M., Melnikova-Pitskhelauri T.V., Pitskhelauri D.I., Pronin I.N., Kornienko V.N. Diffusion Kurtosis Imaging in the Assessment of Peritumoral Brain Edema in Glioblastomas and Brain Metastases. *Medical Visualization*. 2017; 4: 97–112. https://doi.org/10.24835/1607-0763-2017-4-97-112 (In Russian)
8. Кулеш А.А., Дробаха В.Е., Шестаков В.В., Лапаева Т.В, Дементьева О.В. Лобно-височная дегенерация: клиническое наблюдение и опыт применения диффузионно-тензорной магнитно-резонансной трактографии. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*. 2015; 115 (11). https://doi.org/10.17116/jnevro2015115111112-116
   Kulesh A.A., Drobakha V.E., Shestakov V.V., Lapaeva T.V., Dement'eva O.V. Frontotemporal degeneration: a clinical case and experience of using of diffusion tensor magnetic-resonance imaging tractography. *Zhurnal Nevrologii i Psikhiatrii imeni S.S. Korsakova = Korsakov Neurology and Psychiatry Journal.* 2015; 115 (11). https://doi.org/10.17116/jnevro2015115111112-116 (In Russian)
9. Кадыров Ш.У., Коновалов А.Н., Пронин И.Н. МР-трактография в диагностике и выборе нейрохирургического доступа при опухолях подкорковых узлов. *Вопросы нейрохирургии им Н.Н. Бурденко.* 2018; 82 (1). https://doi.org/10.17116/neiro201882178-85
   Kadyrov S.U., Konovalov A.N., Pronin I.N. MR tractography in diagnosis and choice of a neurosurgical approach to basal ganglia tumors. *Burdenko's Journal of*

Neurosurgery = Zhurnal "Voprosy neirokhirurgii" imeni N.N. Burdenko. 2018; 82 (1). https://doi.org/10.17116/neiro201882178-85 (In Russian)
10. Гумин И.С., Губский И.Л., Миронов М.Б., Рублева Ю.В., Мойзыкевич Е.Р., Бурд С.Г. и др. Синдром Дайка-Давыдова-Массона: описание клинического случая, комплексная диагностика с применением видео-ЭЭГ-мониторинга, МРТ, МР-трактографии и фМРТ. *Нервно-мышечные болезни*. 2021; 11 (1). https://doi.org/10.17650/2222-8721-2021-11-1-47–57
Gumin I.S., Gubskiy I.L., Mironov M.B., Rubleva Yu.V., Moizykevich E.R., Burd S.G. et al. Dyke-Davidoff-Masson syndrome: description of clinical case with diagnostics by EEG, MRI, MR-tractography, fMRI. *Neuromuscular Diseases*. 2021; 11 (1): 47–57. https://doi.org/10.17650/2222-8721-2021-11-1-47-57 (In Russian)
11. Левашкина И.М., Серебрякова С.В., Ефимцев А.Ю. Диффузионно-тензорная МРТ – современный метод оценки микроструктурных изменений вещества головного мозга (обзор литературы). *Вестник Санкт-Петербургского университета. Медицина*. 2016; 11 (4): 39–54. https://doi.org/10.21638/11701/spbu11.2016.404
Levashkina I.M., Serebryakova S.V., Efimtsev A.Yu. Diffusion-tensor MRI – the most up-to-date method to research microstructual changes in white matter (publications' review). *Vestnik Sankt-Peterburgskogo universiteta. Medicina = Vestnik of Saint Petersburg University. Medicine.* 2016; 11 (4): 39–54. https://doi.org/10.21638/11701/spbu11.2016.404 (In Russian)
12. Hess C.P., Mukherjee P. Visualizing white matter pathways in the living human brain: diffusion tensor imaging and beyond. *Neuroimaging Clin. N. Am.* 2007; 17 (4): 407–426, vii. https://doi.org/10.1016/j.nic.2007.07.002
13. Maier-Hein K.H., Neher P.F., Houde J.C. et al. The challenge of mapping the human connectome based on diffusion tractography. *Nature Communications.* 2017; 8 (1): 1349. https://doi.org/10.1038/s41467-017-01285-x
14. Tournier J.D. Diffusion MRI in the brain – theory and concepts. *Prog. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc.* 2019; 112–113: 1–16. https://doi.org/10.1016/j.pnmrs.2019.03.001
15. Le Bihan D., Breton E., Lallemand D. et al. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology.* 1986; 161 (2): 401–407. https://doi.org/10.1148/radiology.161.2.3763909
16. Thomsen C., Henriksen O., Ring P. In vivo measurement of water self diffusion in the human brain by magnetic resonance imaging. *Acta Radiol. (Stockholm, Sweden: 1987).* 1987; 28 (3): 353–361.
17. Chenevert T.L., Brunberg J.A., Pipe J.G. Anisotropic diffusion in human white matter: demonstration with MR techniques in vivo. *Radiology.* 1990; 177 (2): 401–405. https://doi.org/10.1148/radiology.177.2.2217776
18. Huisman T.A.G.M. Diffusion-weighted and diffusion tensor imaging of the brain, made easy. *Cancer Imaging*. 2010; 10 (1A): S163–S171. https://doi.org/10.1102/1470-7330.2010.9023
19. Moritani T., Ekholm S., Westesson P.L.A. Diffusion-weighted MR imaging of the brain. Springer Science & Business Media; 2009.
20. Mukherjee P., Berman J.I., Chung S.W. et al. Diffusion tensor MR imaging and fiber tractography: theoretic underpinnings. *Am. J. Neuroradiol.* 2008; 29 (4): 632–641. https://doi.org/10.3174/ajnr.A1051
21. Пронин И.Н., Фадеева Л.М., Захарова Н.Е., Долгушин М.Б., Подопригора А.Е., Корниенко В.Н. Диффузионная тензорная магнитно-резонансная томография и трактография. *Анналы клинической и экспериментальной неврологии.* 2008; 2 (1): 32–40.
Pronin I.N., Fadeeva L.M., Zakharova N.E., Dolgushin M.B., Podoprigora A.E., Kornienko V.N. Diffusion-tensor magnetic resonance imaging and tractography. *Annaly Klinicheskoy i Eksperimental'noy Nevrologii = Annals of Clinical and Experimental Neurology*. 2008; 2 (1): 32–40. (In Russian)
22. Mori S., Zhang J. Principles of diffusion tensor imaging and its applications to basic neuroscience research. *Neuron.* 2006; 51 (5): 527–539. https://doi.org/10.1016/j.neuron.2006.08.012
23. Hasan K.M., Walimuni I.S., Abid H., Hahn K.R. A review of diffusion tensor magnetic resonance imaging computational methods and software tools. *Comput. Biol. Med.* 2011; 41 (12): 1062–1072. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2010.10.008
24. Fieremans E., Deene Y.D., Delputte S. et al. Simulation and experimental verification of the diffusion in an anisotropic fiber phantom. *J. Magn. Reson.* 2008; 190 (2): 189–199. https://doi.org/10.1016/j.jmr.2007.10.014
25. Lätt J., Nilsson M., Rydhög A. et al. Effects of restricted diffusion in a biological phantom: a q-space diffusion MRI study of asparagus stems at a 3T clinical scanner. *Magma.* 2007; 20 (4): 213–222. https://doi.org/10.1007/s10334-007-0085-z
26. Chen H., Liu T., Zhao Y. et al. Optimization of large-scale mouse brain connectome via joint evaluation of DTI and neuron tracing data. *NeuroImage*. 2015; 115: 202–213. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.04.050
27. Kato H., Kuroda M., Yoshimura K. et al. Composition of MRI phantom equivalent to human tissues. *Med. Phys.* 2005; 32 (10): 3199–3208. https://doi.org/10.1118/1.2047807
28. Hellerbach A., Schuster V., Jansen A., Sommer J. MRI phantoms – are there alternatives to agar? *PLOS ONE*. 2013; 8 (8): e70343. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0070343
29. Lewis S., Dyvorne H., Cui Y., Taouli B. Diffusion-weighted imaging of the liver: techniques and applications. *Magn. Reson. Imaging Clin. N. Am.* 2014; 22 (3): 373–395. https://doi.org/10.1016/j.mric.2014.04.009
30. Wilhelm T., Stieltjes B., Schlemmer H.P. Whole-body-MR-diffusion weighted imaging in oncology. *RoFo.* 2013; 184 (10): 950–958. https://doi.org/10.1055/s-0033-1335428
31. Sheth R.A., Bittencourt L.K., Guimaraes A.R. Diffusion-weighted imaging of the male pelvis. *Magn. Reson. Imaging Clin. N. Am.* 2014; 22 (2): 145–163, v. https://doi.org/10.1016/j.mric.2014.01.003
32. Huston J.M., Field A.S. Clinical applications of diffusion tensor imaging. *Magn. Reson. Imaging Clin. N. Am.* 2013; 21 (2): 279–298. https://doi.org/10.1016/j.mric.2012.12.003
33. Lerner A., Mogensen M.A., Kim P.E. et al. Clinical applications of diffusion tensor imaging. *Wld Neurosurg*. 2014; 82 (1–2): 96–109. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2013.07.083
34. Tae W.S., Ham B.J., Pyun S.B. et al. Current clinical applications of diffusion-tensor imaging in neurological disorders. *J. Clin. Neurol. (Seoul, Korea).* 2018; 14 (2): 129–140. https://doi.org/10.3988/jcn.2018.14.2.129
35. Domínguez-Pinilla N., Martínez de Aragón A., Diéguez Tapias S. et al. Evaluating the apparent diffusion coefficient

in MRI studies as a means of determining paediatric brain tumour stages. *Neurología (English Edition)*. 2016; 31 (7): 459–465. https://doi.org/10.1016/j.nrleng.2014.12.013
36. Al-Sharydah A.M., Al-Arfaj H.K., Saleh Al-Muhaish H. et al. Can apparent diffusion coefficient values help distinguish between different types of pediatric brain tumors? *Eur. J. Radiol. Open*. 2019; 6: 49–55. https://doi.org/10.1016/j.ejro.2018.12.004
37. Surov A., Meyer H.J., Wienke A. Can apparent diffusion coefficient (ADC) distinguish breast cancer from benign breast findings? A meta-analysis based on 13 847 lesions. *BMC Cancer.* 2019; 19 (1): 955. https://doi.org/10.1186/s12885-019-6201-4
38. Surov A., Meyer H.J., Wienke A. Apparent diffusion coefficient for distinguishing between malignant and benign lesions in the head and neck region: A systematic review and meta-analysis. *Front. Oncol*. 2020; 9. https://doi.org/10.3389/fonc.2019.01362
39. Koh D.M., Thoeny H.C. Diffusion-Weighted MR Imaging: applications in the body. Springer Science & Business Media, 2010.
40. Jbabdi S., Johansen-Berg H. Tractography: where do we go from here? *Brain Connect.* 2011; 1 (3): 169–183. https://doi.org/10.1089/brain.2011.0033
41. Mori S., Crain B.J., Chacko V.P., van Zijl P.C. Three-dimensional tracking of axonal projections in the brain by magnetic resonance imaging. *Ann. Neurol*. 1999; 45 (2): 265–269. https://doi.org/10.1002/1531-8249(199902)45:2<265::aid-ana21>3.0.co;2-3
42. Friman O., Farnebäck G., Westin C.F. A Bayesian approach for stochastic white matter tractography. *IEEE Transact. Med. Imaging*. 2006; 25 (8): 965–978. https://doi.org/10.1109/tmi.2006.877093
43. Behrens T.E.J., Berg H.J., Jbabdi S. et al. Probabilistic diffusion tractography with multiple fibre orientations: What can we gain? *NeuroImage.* 2007; 34 (1): 144–155. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.09.018
44. Lazar M. Mapping brain anatomical connectivity using white matter tractography. *NMR Biomedicine*. 2010; 23 (7): 821–835. https://doi.org/10.1002/nbm.1579
45. Wu D., Xu J., McMahon M.T. et al. In vivo high-resolution diffusion tensor imaging of the mouse brain. *NeuroImage.* 2013; 83: 18–26. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.06.012
46. Johansen-Berg H., Behrens T.E.J. Diffusion MRI: From quantitative measurement to in vivo neuroanatomy. Academic Press, 2013.
47. Tuch D.S., Reese T.G., Wiegell M.R. et al. High angular resolution diffusion imaging reveals intravoxel white matter fiber heterogeneity. *Magn. Reson. Med.* 2002; 48 (4): 577–582. https://doi.org/10.1002/mrm.10268
48. Pasternak O., Assaf Y., Intrator N., Sochen N. Variational multiple-tensor fitting of fiber-ambiguous diffusion-weighted magnetic resonance imaging voxels. *Magn. Reson. Imaging*. 2008; 26 (8): 1133–1144. https://doi.org/10.1016/j.mri.2008.01.006
49. Mori S. Introduction to Diffusion Tensor Imaging. Elsevier, 2007.
50. Descoteaux M. High angular resolution diffusion imaging (HARDI), 2015. https://doi.org/10.1002/047134608X.W8258
51. Tournier J.D., Mori S., Leemans A. Diffusion tensor imaging and beyond. *Magn. Reson. Med.* 2011; 65 (6): 1532–1556. https://doi.org/10.1002/mrm.22924
52. Wedeen V.J., Hagmann P., Tseng W.Y.I. et al. Mapping complex tissue architecture with diffusion spectrum magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Med*. 2005; 54 (6): 1377–1386. https://doi.org/10.1002/mrm.20642
53. Wedeen V.J., Wang R.P., Schmahmann J.D. et al. Diffusion spectrum magnetic resonance imaging (DSI) tractography of crossing fibers. *NeuroImage*. 2008; 41 (4): 1267–1277. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2008.03.036
54. Granziera C., Schmahmann J.D., Hadjikhani N. et al. Diffusion spectrum imaging shows the structural basis of functional cerebellar circuits in the human cerebellum in vivo. *PLoS ONE*. 2009; 4 (4). https://doi.org/10.1371/journal.pone.0005101
55. Steven A.J., Zhuo J., Melhem E.R. Diffusion kurtosis imaging: an emerging technique for evaluating the microstructural environment of the brain. *Am. J. Roentgenol.* 2014; 202 (1): W26-33. https://doi.org/10.2214/AJR.13.11365
56. Wu E.X., Cheung M.M. MR diffusion kurtosis imaging for neural tissue characterization. *NMR in Biomed.* 2010; 23 (7): 836–848. https://doi.org/10.1002/nbm.1506
57. Lazar M., Jensen J.H., Xuan L., Helpern J.A. Estimation of the orientation distribution function from diffusional kurtosis imaging. *Magn. Reson. Med*. 2008; 60 (4): 774–781. https://doi.org/10.1002/mrm.21725
58. Jensen J.H., Helpern J.A. MRI quantification of non-Gaussian water diffusion by kurtosis analysis. *NMR Biomed*. 2010; 23 (7): 698–710. https://doi.org/10.1002/nbm.1518
59. Karmonik C., York M., Grossman R. et al. An image analysis pipeline for the semi-automated analysis of clinical fMRI images based on freely available software. *Comput. Biol. Med.* 2010; 40 (3): 279–287. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2009.12.003
60. Leemans A., Jones D.K. The B-matrix must be rotated when correcting for subject motion in DTI data. *Magn. Reson. Med.* 2009; 61 (6): 1336–1349. https://doi.org/10.1002/mrm.21890
61. Netsch T., van Muiswinkel A. Quantitative evaluation of image-based distortion correction in diffusion tensor imaging. *IEEE Transact. Med. Imaging.* 2004; 23 (7): 789–798. https://doi.org/10.1109/TMI.2004.827479
62. Smith S.M. Fast robust automated brain extraction. *Human Brain Mapping*. 2002; 17 (3): 143–155. https://doi.org/10.1002/hbm.10062
63. Jiang H., van Zijl P.C.M., Kim J. et al. DtiStudio: resource program for diffusion tensor computation and fiber bundle tracking. *Comput. Methods Progr. Biomed.* 2006; 81 (2): 106–116. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2005.08.004
64. Yeh F.C., Vettel J.M., Singh A. et al. Quantifying differences and similarities in whole-brain white matter architecture using local connectome fingerprints. *PLOS Computational Biol*. 2016; 12 (11): e1005203. https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1005203
65. Maffei C., Sarubbo S., Jovicich J. Diffusion-based tractography atlas of the human acoustic radiation. *Sci. Rep*. 2019; 9 (1): 1–13. https://doi.org/10.1038/s41598-019-40666-8
66. Domin M., Langner S., Hosten N., Lotze M. Comparison of parameter threshold combinations for diffusion tensor tractography in chronic stroke patients and healthy subjects. *PLoS ONE*. 2014; 9 (5). https://doi.org/10.1371/journal.pone.0098211

67. Chanraud S., Zahr N., Sullivan E.V., Pfefferbaum A. MR diffusion tensor imaging: a window into white matter integrity of the working brain. *Neuropsychol. Rev.* 2010; 20 (2): 209–225. https://doi.org/10.1007/s11065-010-9129-7
68. Ashburner J., Friston K.J. Voxel-based morphometry – the methods. *NeuroImage*. 2000; 11 (6 Pt 1): 805–821. https://doi.org/10.1006/nimg.2000.0582
69. Snook L., Plewes C., Beaulieu C. Voxel based versus region of interest analysis in diffusion tensor imaging of neurodevelopment. *NeuroImage.* 2007; 34 (1): 243–252. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.07.021
70. Arrigoni F., Peruzzo D., Gagliardi C. et al. Whole-brain DTI assessment of white matter damage in children with bilateral cerebral palsy: evidence of involvement beyond the primary target of the anoxic insult. *Am. J. Neuroradiol*. 2016; 37 (7): 1347–1353. https://doi.org/10.3174/ajnr.A4717
71. Smith S.M., Jenkinson M., Johansen-Berg H. et al. Tract-based spatial statistics: voxelwise analysis of multi-subject diffusion data. *NeuroImage.* 2006; 31 (4): 1487–1505. https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.02.024
72. Douaud G., Smith S., Jenkinson M. et al. Anatomically related grey and white matter abnormalities in adolescent-onset schizophrenia. *Brain: J. Neurol.* 2007; 130 (Pt 9): 2375–2386. https://doi.org/10.1093/brain/awm184
73. Kanaan R.A., Shergill S.S., Barker G.J. et al. Tract-specific anisotropy measurements in diffusion tensor imaging. *Psychiatr. Res.* 2006; 146 (1): 73–82. https://doi.org/10.1016/j.pscychresns.2005.11.002
74. Besseling R.M.H., Jansen J.F.A., Overvliet G.M. et al. Tract specific reproducibility of tractography based morphology and diffusion metrics. *PLOS ONE.* 2012; 7 (4): e34125. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0034125

Для корреспонденции*: Никогосова Анаит Карэновна – 117342 Москва, ул. Островитянова, д. 1, стр. 10. Тел.: +7-926-538-16-80. E-mail: gazanchyan.anait@gmail.com

Никогосова Анаит Карэновна – научный сотрудник, врач-рентгенолог ФГБУ "Федеральный центр мозга и нейротехнологий" ФМБА России, Научно-исследовательский центр радиологии и клинической физиологии, Москва. https://orcid.org/0000-0002-4517-1351

Ростовцева Татьяна Михайловна – научный сотрудник, врач-рентгенолог ФГБУ "Федеральный центр мозга и нейротехнологий" ФМБА России, Научно-исследовательский центр радиологии и клинической физиологии, Москва. https://orcid.org/0000-0001-6541-179X

Берегов Михаил Михайлович – врач-рентгенолог ФГБУ "Федеральный центр мозга и нейротехнологий" ФМБА России, Научно-исследовательский центр радиологии и клинической физиологии, Москва. https://orcid.org/0000-0003-1899-8131

Губский Илья Леонидович – старший научный сотрудник, заведующий отделением общей рентгенологии, рентгеновской компьютерной и магнитно-резонансной томографии ФГБУ "Федеральный центр мозга и нейротехнологий" ФМБА России, Научно-исследовательский центр радиологии и клинической физиологии, Москва. https://orcid.org/0000-0003-1726-6801

Лелюк Владимир Геннадьевич – доктор мед. наук, профессор, руководитель НИЦ радиологии и клинической физиологии ФГБУ "Федеральный центр мозга и нейротехнологий" ФМБА России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-9690-8325

Contact*: Anait K. Nikogosova – 1-10, Ostrivityanova str., Moscow 117513, Russian Federation. Phone: +7-926-538-16-80.
E-mail: gazanchyan.anait@gmail.com

Anait K. Nikogosova – researcher, radiologist of Federal State Budgetary Institution "Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies" of the Federal Medical Biological Agency (FCBRN FMBA), Scientific and research center of radiology and clinical physiology, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-4517-1351

Tatiana M. Rostovtseva – researcher, radiologist of Federal State Budgetary Institution "Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies" of the Federal Medical Biological Agency (FCBRN FMBA), Scientific and research center of radiology and clinical physiology, Moscow. https://orcid.org/0000-0001-6541-179X

Mikhail M. Beregov – radiologist of Federal State Budgetary Institution "Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies" of the Federal Medical Biological Agency (FCBRN FMBA), Scientific and research center of radiology and clinical physiology, Moscow. https://orcid.org/0000-0003-1899-8131

Ilya L. Gubskiy – Senior researcher, Chief of the department of X-ray radiography, computed and magnetic resonance tomography of Federal State Budgetary Institution "Federal Center of Brain Research and Neurotechnologies" of the Federal Medical Biological Agency (FCBRN FMBA), Scientific and research center of radiology and clinical physiology, Moscow. https://orcid.org/0000-0003-1726-6801

Vladimir G. Lelyuk – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Scientific and research center of radiology and clinical physiology, Federal center for brain and neurotechnologies of the Federal Medical and Biological Agency, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-9690-8325