



# Медицина высоких технологий

Ежеквартальный электронный журнал



*При оформлении обложки был  
использован шелкографический  
эстамп «Педиатрическая операция»  
Кати Грановой*

# Медицина высоких технологий

**High-tech medicine**

*Под редакцией  
д.м.н., проф., действительного члена ISC А.В. Чжао (Москва)*

**Номер 1**

**Том ТРЕТИЙ**

№ 1 (2025)

# МЕДИЦИНА ВЫСОКИХ ТЕХНОЛОГИЙ

ЕЖЕКВАРТАЛЬНЫЙ  
НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ

QUARTERLY  
SCIENTIFIC & PRACTICAL JOURNAL

**Главный редактор**

д.м.н., проф., действительный член ISC **А.В. Чжао** (Москва)

**Заместитель главного редактора**

д.м.н., проф., акад. РАН

**Д.А. Гранов** (Санкт-Петербург)

**Ответственный секретарь**

**Я.А. Барышникова** (Москва)

**Редакционная коллегия**

д.м.н. **Д.Г. Ахаладзе** (Москва)

к.м.н. **П.В. Балахнин** (Санкт-Петербург)

д.м.н., проф. **Д.А. Благовестнов** (Москва)

к.м.н. **С.А. Бугаев** (Москва)

д.м.н. **М.А. Годков** (Москва)

д.м.н. **А.А. Грицкевич** (Москва)

д.м.н. **Н.А. Григорьев** (Москва)

к.м.н. **О.И. Жаворонкова** (Москва)

д.м.н. **Р.З. Икрамов** (Москва)

к.м.н. **Д.А. Ионкин** (Москва)

к.м.н. **В.В. Кулабухов** (Москва)

проф. **Е.И. Либсон** (Израиль)

к.м.н., доц. **Л.А. Маринова** (Москва)

д.м.н., проф. **А.А. Поликарпов** (Санкт-Петербург)

д.м.н., проф. **Е.В. Розенгауз** (Санкт-Петербург)

д.м.н. **Д.В. Ручкин** (Москва)

**С. Нидаль** (Израиль)

д.м.н., проф. **Ю.А. Степанова** (Москва)

д.м.н., проф. **М.Д. Ханевич** (Санкт-Петербург)

д.м.н., проф. **В.И. Шаробаро** (Москва)

**Редакционный совет**

д.м.н., проф., акад РАН **Б.Б. Баймаханов** (Алматы)

д.м.н., проф. **В.А. Вишневский** (Москва)

д.м.н., проф. член-корр. РАН **С.Э. Восканян** (Москва)

д.м.н. **С.А. Васильев** (Москва)

д.м.н., проф., акад. РАН **С.В. Готье** (Москва)

д.м.н. **С.В. Журавель** (Москва)

д.м.н., проф. **В.Е. Загайнов** (Нижний Новгород)

д.м.н., проф. **Б.Н. Котив** (Санкт-Петербург)

к.м.н., доц. **В.А. Митиш** (Москва)

д.м.н., проф. **Greg Nowak** (Стокгольм)

д.м.н., проф., акад. БАН **О.О. Руммо** (Минск)

д.м.н., проф. **Mu Feng** (Гуанчжоу)

д.м.н. **Yang Qin** (Фучжоу)

д.м.н., проф. **Д.И. Цыганов** (Москва)

д.м.н., проф. **С.Г. Шаповальянц** (Москва)

**Editor-in-Chief**

М.Д., PhD., prof., full member of ISC **A.V. Zhao** (Moscow)

**Deputy Editor-in-Chi**

М.Д., PhD., Prof., Acad. RAS

**D.A. Granov** (St. Petersburg)

**Executive Secretary**

М.Д. Ya.A. **Barishnikova** (Moscow)

**Editorial board**

М.Д., PhD. **D.G.Ahaladze** (Moscow)

М.Д., PhD. **P.V. Balakhnin** (St. Petersburg)

М.Д., PhD. prof. **D.A. Blagovestnov** (Moscow)

М.Д., PhD. **S.A. Bugaev** (Moscow)

М.Д., PhD. **M.A.Godkov** (Moscow)

М.Д., PhD. **A.A. Gritskevich** (Moscow)

М.Д., PhD. Prof. **N.A. Grigoriev** (Moscow)

М.Д., PhD. **O.I. Zhavoronkova** (Moscow)

М.Д., PhD. **R.Z. Ikramov** (Moscow)

М.Д., PhD. **D.A. Ionkin** (Moscow)

М.Д., PhD. **V.V. Kulabukhov** (Moscow)

М.Д., FRSR. Prof. **E.I. Libson** (Israel)

М.Д., PhD. Assoc. Prof. **L.A. Marinova** (Moscow)

М.Д., PhD. Prof. **A.A. Polikarpov** (St. Petersburg)

М.Д., PhD. Prof. **E.V. Rozengauz** (St. Petersburg)

М.Д., PhD. **D.V. Ruchkin** (Moscow)

MD FRSR **S.Nidal** (Israel)

М.Д., PhD. Prof. **Yu.A. Stepanova** (Moscow)

М.Д., PhD. Prof. **M.D. Khanевич** (St. Petersburg)

М.Д., PhD. Prof. **V.I. Sharobaro** (Moscow)

**Editorial Council**

М.Д., PhD., Prof., Acad. RAS **B.B. Baimakhanov** (Almaty)

М.Д., PhD., prof. **V.A. Vishnevsky** (Moscow)

М.Д., PhD., prof. corresponding member RAS **S.E. Voskanyan** (Moscow)

М.Д., PhD. **S.A. Vasiliev** (Moscow)

М.Д., PhD., Prof., Acad. RAS **S.V. Gauthier** (Moscow)

М.Д., PhD. **S.V. Zhuravel** (Moscow)

М.Д., PhD., prof. **V.E. Zagainov** (Nizhny Novgorod)

М.Д., PhD., prof. **B.N. Kotiv** (St. Petersburg)

М.Д., PhD., Assoc. Prof. **V.A. Mitish** (Moscow)

М.Д., PhD., Prof. **Greg Nowak** (Stockholm)

М.Д., PhD., prof., Acad. BAS **O.O. Rummo** (Minsk)

М.Д., PhD., prof. **Mu Feng** (Guangzhou)

М.Д., PhD., prof. **Yang Qin** (Fuzhou)

М.Д., PhD., prof. **D.I. Tsyanov** (Moscow)

М.Д., PhD., prof. **S.G. Shapovalyants** (Moscow)

## СОДЕРЖАНИЕ

<b>КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ «ПРЫГАЮЩЕГО» МЕТАСТАЗА В АПИКАЛЬНЫЕ ЛИМФАТИЧЕСКИЕ УЗЛЫ У БОЛЬНОГО РАКОМ ПРАВОЙ ПОЛОВИНЫ ОБОДОЧНОЙ КИШКИ</b> Авдеенко В.А., Резник И.П. Невольских А.А., Гриневич В.Н., Иванов С.А.	<b>5 CLINICAL CASE OF "SKIP" METASTASIS TO APICAL LYMPH NODES IN A PATIENT WITH RIGHT COLON CANCER</b> Avdeenko V.A., Reznik I.P., Nevolskikh A.A., Grinevich V.N., Ivanov S.A.
<b>ЭНДОСКОПИЧЕСКАЯ ДИАГНОСТИКА ХОЛАНГИОЦЕЛЛЮЛЯРНОЙ КАРЦИНОМЫ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ</b> Байдарова М.Д., Леонова А.И., Горленко К.Л., Калинин Д.В., Гурмиков Б.Н., Груздев И.С., Маринова Л.А.	<b>11 ENDOSCOPIC DIAGNOSTIC METHODS FOR CHOLANGIOCELLULAR CARCINOMA. REVIEW OF THE LITERATURE</b> Baydarova M.D., Leonova A.I., Gorlenko K.L., Kalinin D.V., Gurmikov B.N., Gruzdev I.S., Marinova L.A.
<b>РАДИКАЛЬНАЯ ОРХИФУНИКУЛЭКТОМИЯ ПРИ РАКЕ ЯИЧКА В НОВОЙ МЕТОДИКЕ</b> Коваленко А. В., Григорьев Н.А., Тихонова Л. В.	<b>30 A NOVEL TECHNIQUE FOR RADICAL ORCHIECTOMY IN TESTICULAR CANCER</b> Kovalenko A.V., Grigoriev N.A., Tikhonova L.V.
<b>ГИГАНТСКАЯ БАЗАЛИОМА КОЖИ (КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ)</b> Цветков В.О., Лафишев Э.В., Зверева Д.П., Кузьминых Д.А., Чжао А.В.	<b>33 GIANT BASAL CELL CARCINOMA (CASE REPORT)</b> Tsvetkov W.O., Lafishev E.W., Zvereva D.P., Kuzminykh D.A., Chzhao A.V.
<b>ТО «THE NEXT STAGE» OF CAROTID ULTRASOUND</b> Kozue Saito, Yuta Hagiwara	<b>43 TO «THE NEXT STAGE» OF CAROTID ULTRASOUND</b> Kozue Saito, Yuta Hagiwara

Учредитель:  
Ассоциация специалистов  
в области медицины  
высоких технологий  
e-mail: [info@htmed.pro](mailto:info@htmed.pro)

Главный редактор:  
А.В. Чжао, проф., д.м.н.

Адрес редакции:  
117105, г. Москва; Донской,  
вн.тер.г. муниципальный  
округ донской,  
ш. Варшавское, д. 1а,  
помещ зк/1п, офис 104

По вопросам рекламы и подписки  
обращаться к издателю.

Регистрационный номер и дата  
принятия решения о регистрации  
СМИ Эл №ФС77-85211  
от 10 мая 2023 г. выдано  
Федеральной службой  
по надзору в сфере связи,  
информационных технологий  
и массовых коммуникаций

Журнал выпускается в  
электронном виде 1 раз в 3 месяца.

Возрастная категория: 16+

Полная или частичная  
перепечатка материалов  
допускается с письменного  
согласия редакции.

Редакция не несёт  
ответственности  
за содержание публикуемых  
рекламных материалов.

В статьях представлена  
точка зрения авторов,  
которая может не совпадать  
с мнением редакции.

# ПЛОСКОДЕТЕКТОРНАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ В ИНТЕРВЕНЦИОННОЙ РАДИОЛОГИИ: ФУНДАМЕНТАЛЬНЫЕ ПРИНЦИПЫ, СОВРЕМЕННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И ПЕРСПЕКТИВЫ ДАЛЬНЕЙШЕГО РАЗВИТИЯ

# FLAT-DETECTOR COMPUTED TOMOGRAPHY IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY: FUNDAMENTAL PRINCIPLES, MODERN TECHNOLOGIES AND PROSPECTS FOR FURTHER DEVELOPMENT

Балахнин П.В.<sup>1</sup>, Таразов П.Г.<sup>2</sup>,  
Тюрин И.Е.<sup>3</sup>, Капралов А.В.<sup>4</sup>,  
Курносов И.А.<sup>1</sup>

Balakhnin P.V.<sup>1</sup>, Tarazov P.G.<sup>2</sup>,  
Tyurin I.E.<sup>3</sup>, Kapralov A.V.<sup>4</sup>,  
Kurnosov I.A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова»  
МЗ РФ; Россия, 197758, г. Санкт-Петербург,  
пос. Песочный, ул. Ленинградская,  
дом 68

<sup>1</sup> Federal State Budgetary Institution «N.N. Petrov National  
Medical Research Centre of Oncology» Ministry of public  
health of Russian Federation; 68, Leningradskaya street,  
Pesochny, St. Petersburg, Russia, 197758

<sup>2</sup> ФГБУ «Российский научный центр радиологии и  
хирургических технологий им. акад. А.М. Гранова»  
МЗ РФ; Россия, 197758, г. Санкт-Петербург,  
пос. Песочный, ул. Ленинградская,  
дом 70

<sup>2</sup> Federal State Budgetary Institution «Russian Scientific  
Center of Radiology and Surgical Technologies named after  
academician A.M. Granov» Ministry of public health of  
Russian Federation; 70, Leningradskaya street, Pesochny,  
St. Petersburg, Russia, 197758

<sup>3</sup> ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина»  
МЗ РФ; Россия, 115522, г. Москва,  
Каширское шоссе, дом 23

<sup>3</sup> Blokhin National Medical Research Center of Oncology  
Ministry of public health of Russian Federation; 23,  
Kashirskoe shosse, Moscow, Russia, 115522

<sup>4</sup> ООО «Сименс Здравоохранение» в России;  
Россия, 115093, г. Москва, ул. Дубининская, дом 96

<sup>4</sup> Siemens Healthcare LLC in Russia; 96, Dubininskaya St.,  
Moscow, Russia, 115093

**Сведения об авторе,  
ответственном за связь с редакцией:**

Балахнин Павел Васильевич –  
кандидат медицинских наук, старший научный  
сотрудник научного отделения диагностической и  
интервенционной радиологии, врач по  
рентгенэндоваскулярным диагностике и лечению,  
заведующий ОРХМДИЛ ФГБУ "НМИЦ онкологии  
им. Н.Н. Петрова" МЗ РФ,  
Санкт-Петербург, Россия, 197758

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3042-6729>  
SPIN-код: 1431-4012  
AuthorID: 727661  
Телефон моб.: 8-911-933-79-53  
e-mail: balahnin\_p@mail.ru

**Information about the author, responsible  
for contacting the editors:**

Balakhnin Pavel Vasilyevich –  
MD, Ph.D., Senior Researcher of the Scientific  
Department of Diagnostic and Interventional Radiology,  
Head of Department of Interventional Radiology of Federal  
State Budgetary Institution «N.N. Petrov National Medical  
Research Centre of Oncology» Ministry of public  
health of Russian Federation,  
St. Petersburg, Russia, 197758  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3042-6729>  
SPIN-code: 1431-4012  
AuthorID: 727661  
Phone: +7-911-933-79-53  
e-mail: balahnin\_p@mail.ru

**Сведения об авторах:**

Таразов Павел Гадальгараевич –  
доктор медицинских наук, заслуженный деятель  
науки РФ, профессор, главный научный сотрудник  
отдела интервенционной радиологии  
и оперативной хирургии ФГБУ «РНЦРХТ  
им. акад. А.М. Гранова» МЗ РФ

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9190-116X>  
SPIN-код: 7089-7542  
AuthorID: 128939  
Телефон моб.: +7 (921) 955-67-56  
e-mail: tarazovp@mail.ru

**Information about the authors:**

Tarazov Pavel Gadalgarayevich –  
Dr. Sci. (Med.), Prof., Head of the Department  
of Angiography, chief researcher of the Department  
of Interventional Radiology and Operative Surgery of  
the Russian Scientific Center of Radiology and Surgical  
Technologies named after academician A.M. Granov  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9190-116X>  
SPIN-code: 7089-7542  
AuthorID: 128939  
Phone: +7 (921) 955-67-56  
e-mail: tarazovp@mail.ru

Тюрин Игорь Евгеньевич –  
доктор медицинских наук, профессор,  
заместитель директора по научной работе  
Научно-исследовательского института  
клинической и экспериментальной радиологии  
ФГБУ «Национальный медицинский  
исследовательский центр онкологии им. Н.Н.  
Блохина» МЗ РФ

ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-0558-4079>  
SPIN-код: 6499-2398  
AuthorID: 456418  
Телефон моб.: +7 (495) 324-95-64  
e-mail: igortyurin@gmail.com

Tyurin Igor Evgenievich –  
Dr. Med. Sc., Professor, Deputy Director  
for Scientific Work,  
Research Institute of Clinical  
and Experimental Radiology,  
Blokhin National  
Medical Research  
Center of Oncology  
ORCID: <http://orcid.org/0000-0003-0558-4079>  
SPIN-code: 6499-2398  
AuthorID: 456418  
Phone: +7 (495) 324-95-64  
e-mail: igortyurin@gmail.com

Капралов Александр Владимирович –  
кандидат физико-математических наук, эксперт  
по применению оборудования

ООО «Сименс Здравоохранение» в России  
ORCID: <https://orcid.org/0009-0003-6794-7944>  
SPIN-код: 9080-9422  
AuthorID: 143402  
Телефон моб.: +7 (917) 871-50-65  
e-mail: alexander.kapralov@siemens-  
healthineers.com

Kapralov Alexander Vladimirovich –  
Ph.D., Application manager  
at Siemens  
Healthcare LLC in Russia  
ORCID: <https://orcid.org/0009-0003-6794-7944>  
SPIN-code: 9080-9422  
AuthorID: 143402  
Phone: +7 (917) 871-50-65  
e-mail: alexander.kapralov@siemens-healthineers.com

Курносов Иван Александрович –  
кандидат медицинских наук, заведующий  
отделением нейроонкологии, врач-нейрохирург,  
врач-онколог клинико-диагностического  
отделения, младший научный сотрудник научного  
отделения нейроонкологии и эндоскопии  
ФГБУ "НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова" МЗ РФ  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2857-8368>  
SPIN-код: 9131-7381  
AuthorID: 1065892  
Телефон моб.: +7 (951) 651-44-56  
e-mail: ivkurnosov@gmail.com

Kurnosov Ivan Alexandrovich –  
MD, Ph.D., Head of the Department  
of Neuro-Oncology, Neurosurgeon,  
Oncologist of the Clinical and Diagnostic Department,  
Junior Researcher of the Scientific Department  
of Neuro-Oncology and Endoscopy of N.N. Petrov  
National Medical Research Centre of Oncology  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2857-8368>  
SPIN-code: 9131-7381  
AuthorID: 1065892  
Phone: +7 (951) 651-44-56  
e-mail: ivkurnosov@gmail.com

### Реферат

Создание в 2004 годуangiографических комплексов с возможностью выполнения плоскодетекторной компьютерной томографии (ПДКТ) и дальнейшее развитие ПДКТ-технологий произвело революцию в возможностях визуализации, планирования, навигации, слежения, мониторинга и оценки непосредственного ответа на лечение в различных направлениях интервенционной радиологии (рентгенохирургии). Современный angiографический комплекс, оснащенный ПДКТ (ПДКТ на С-дуге), является единственной системой лучевой визуализации, позволяющей в одной рентгеноперационной и на одном операционном столе выполнять как рентгеноскопию, рентгенографию, angiографию, цифровую субтракционную angiографию, так и компьютерную томографию при проведении различных эндоваскулярных, чрескожных, внутрипросветных и комбинированных вмешательств в едином стереотаксическом пространстве и 3D-режиме реального времени. За относительно короткий период времени ПДКТ на С-дуге из мало кому известного метода лучевой визуализации превратилась в мощный комплекс различных визуализационных и навигационных технологических решений, позволивших значительно

### Abstract

The creation in 2004 of angiographic complexes with the ability to perform flat-detector computed tomography (FDCT) and the further development of FDCT technologies revolutionized the possibilities of visualization, planning, navigation, tracking, monitoring and evaluation of the immediate treatment response in various areas of interventional radiology (X-ray surgery). A modern angiographic complex equipped with FDCT (C-arm CT) is the only system of X-ray visualization that allows in one X-ray operating room and on one operating table to perform fluoroscopy, radiography, angiography, digital subtraction angiography, as well as computed tomography during various endovascular, percutaneous, intraluminal and combined interventions in a single stereotactic space and 3D real-time mode. In a relatively short period of time, C-arm CT has evolved from a little-known method of X-ray visualization into a powerful complex of various visualization and navigation technology solutions that have significantly increased safety and improved immediate and long-term treatment results for patients with many cardiovascular, oncological and other diseases. On the other hand, the rapid development of FDCT has

повысить безопасность и улучшить непосредственные и отдаленные результаты лечения пациентов с многими сердечно-сосудистыми, онкологическими и другими заболеваниями. С другой стороны, стремительное развитие ПДКТ привело к разрыву в знаниях между доступными для использования ПДКТ-технологиями, интегрированными в современные ангиографические комплексы, и осведомленностью об этих технологиях практикующих врачей отделений рентгенохирургических методов диагностики и лечения. Цель статьи – кратко описать фундаментальные принципы работы ПДКТ на С-дуге, современные ПДКТ-технологии, доступные для клинического использования, а также перспективы их дальнейшего развития.

*led to a knowledge gap between available FDCT technologies integrated into modern angiographic systems and the awareness of these technologies among practicing physicians in departments of X-ray surgical diagnostic and treatment methods. The purpose of this article is to briefly describe the fundamental principles of C-arm CT operation, modern FDCT technologies available for clinical use, and prospects for their further development.*

**Ключевые слова:** **Key words:**

плоскодетекторная компьютерная томография, ПДКТ, ПДКТ на С-дуге, интервенционная радиология, рентгенохирургия

*flat-detector computed tomography, FDCT, C-arm CT, interventional radiology, X-ray surgery*

## I. Введение

Плоскодетекторная компьютерная томография (ПДКТ) – это метод рентгеновской компьютерной визуализации, в котором для получения объемных и кросссекционных изображений используется рентгеновский пучок пирамидальной формы, проецируемый на прямоугольную или квадратную матрицу твердотельного плоского детектора в режиме ротационной рентгенографии. В настоящее время ПДКТ широко используется в различных специализированных диагностических ПДКТ-сканерах (прежде всего в челюстно-лицевых и ортопедических компьютерных томографах, компьютерных томографах для молочных желез и т.д.), применяется для визуализации и навигации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии (благодаря ее интеграции в O-arm системы), а также входит в состав линейных ускорителей для планирования и мониторинга лучевой терапии [1]. Однако, наибольшее развитие технологии ПДКТ получили в

области интервенционной радиологии благодаря их удачной интеграции в многофункциональные ангиографические комплексы. Первые ангиографические установки с возможностью выполнения ПДКТ (ПДКТ на С-дуге) были выпущены на рынок в 2004 г. [2]. При проектировании ПДКТ на С-дуге производители оборудования старались соблюдать определенный компромисс между качеством КТ-визуализации, скоростью реконструкции изображений, разумной лучевой нагрузкой и простотой использования аппаратуры в рентгеноперационных. В начале своего клинического использования ПДКТ на С-дуге позиционировалась производителями только как «полезная опция», позволяющая получать изображения «достаточно-го для проведения лечебных вмешательств качества» и полностью полагающаяся на данные «классических технологий лучевой визуализации», таких как МСКТ, МРТ,

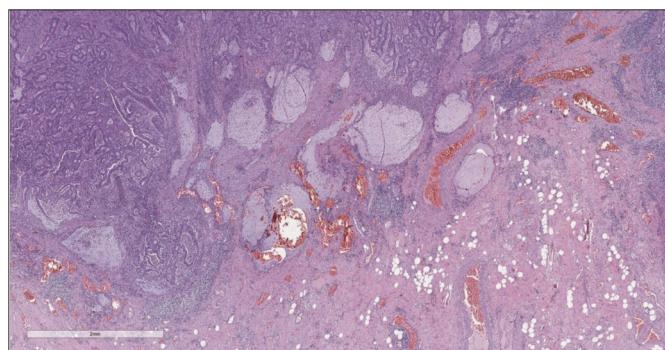


Рис. 5. Прорастание опухоли в подслизистый слой стенки восходящей ободочной кишки. Окраска: гематоксилин-эозин; увеличение – 2x.

Таблица 1. Исследованные лимфатические узлы.

Группа ЛУ в соответствии с классификацией JSCCR	Количество исследованных ЛУ/ Количество пораженных ЛУ
201	7/0
202	5/0
203	12/0
211	2/0
212	2/0
213	6/0
221	0/0
222	0/0
223	9/1
Итого:	43/1

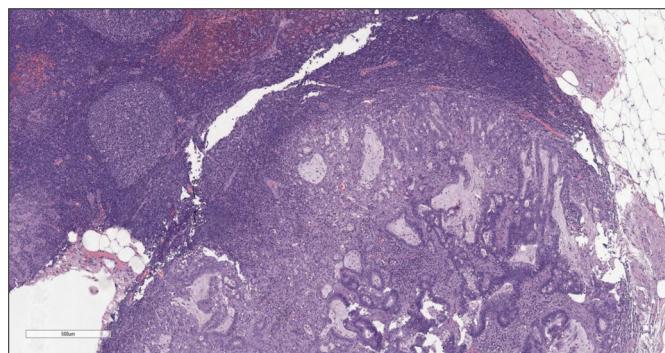


Рис. 6. Метастаз опухоли в лимфатический узел 223 группы. Окраска: гематоксилин-эозин; увеличение – 5x.

ПЭТ-КТ и др. [3, 4].

Однако, в дальнейшем стало очевидно, что благодаря очень высокому пространственному разрешению и возможности селективного внутриартериального (и других видов) контрастирования ПДКТ на С-дуге имеет очевидные преимущества как самостоятельный метод диагностики, в частности для визуализации оккультных интракраниальных аневризм, а также оценки артериальной и венозной анатомии головного мозга [5-7]. По мере дальнейшего развития ПДКТ происходила модернизация как самих плоских детекторов, так и программного обеспечения, и вычислительных мощностей, а данные клинических исследований продолжали демонстрировать очевидные преимущества ПДКТ не только для диагностики, но и для эффективного лечения многих заболеваний. Так, в 2010 г. J. Iwazawa et al. показали, что ПДКТ в

артериальную фазу артериогепатографии (ПДКТ-артериогепатография) обладает в два раза большей чувствительностью по сравнению с многофазной МСКТ на фоне внутривенного контрастирования для диагностики узлов гепатоцеллюлярного рака (ГЦР) диаметром менее 10 мм [8]. В том же 2010 году П.В. Балахнин с соавт. представили принципиально новый метод визуализации метастазов колоректального рака в печени, основанный на выполнении ПДКТ в капиллярную фазу инфузионной артериогепатографии (введение контрастного препарата в общую печеночную артерию в течение 20 с, начало ПДКТ-сканирования на 22 с) [9]. Этот метод продемонстрировал значительно большую чувствительность и специфичность по сравнению с многофазной МСКТ на фоне внутривенного контрастирования для диагностики метастазов колоректального рака в печени диаметром менее 20 мм и, в особенности, – диаметром менее 10 мм [10, 11].

Становление и развитие лечебных технологий ПДКТ на С-дуге неразрывно связано с появлением и внедрением двух принципиально новых технологий чрескожной и внутрисосудистой навигации, основанных на объединении (слиянии) трехмерной ПДКТ-визуализации с двумерной рентгеноскопией, – так называемых технологий дополненной реальности или дополненной рентгеноскопии. В 2007 г. J.M. Racadio et al. впервые сообщили об успешном использовании технологии чрескожной (стереотаксической) навигации в режиме реального времени при проведении различных интервенционно-радиологических вмешательств [12]. Используя уникальные возможности ПДКТ-визуализации и чрескожной ПДКТ-навигации M. Morimoto et al. уже в 2010 г. разработали методику ангиографически-ассистированной чрескожной микроволновой абляции (МВА) гиперваскулярных узлов ГЦР [13], а П.В. Балахнин с соавт. в 2018 – методику ангиографически-ассистированной чрескожной криоабляции метастазов колоректального рака в печени под ПДКТ-контролем [14, 15]. Высокая эффективность ангиографически-ассистированной чрескожной термоабляции (МВА и криоабляции) под ПДКТ-контролем в дальнейшем была подтверждена и другими исследователями, сделавшими вывод о том, что данный метод может стать стандартом чрескожной локальной терапии первичных и метастатических опухолей печени в ближайшем будущем [16, 17]. В настоящее время чрескожная стереотаксическая навигация в режиме дополненной рентгеноскопии (реального времени) широко используется при проведении большого числа как диагностических (например, чрескожная стереотаксическая биопсия опухолей легких), так и лечебных (например, чрескожная эмболизация мест утечек лимфы) интервенционно-радиологических процедур [18].

В 2010 г. F. Deschamps et al. впервые представили технологии определения питающих опухоль сосудов и внутрисосудистой стереотаксической навигации в режиме реального времени (режиме дополненной рентгеноскопии) предназначенные для проведения суперселектив-

ной катетеризации и суперселективной трансартериальной химиоэмболизации (сСТАХЭ) узлов ГЦР [19]. Использование этих технологий принципиальным образом повысило точность выявления питающих узлы ГЦР артерий, скорость их катетеризации, равномерность эмболизации и, как следствие эффективность сСТАХЭ, что было подтверждено рядом крупных исследований [20, 21]. В метаанализе 2024 г. было убедительно показано, что использование этих технологий привело к трехкратному увеличению общей трехлетней выживаемости пациентов, страдающих ГЦР, по сравнению с пациентами, получающими сСТАХЭ только под контролем цифровой субтракционной ангиографии (ЦСА) [22]. Аналогичные данные были продемонстрированы и в азиатских группах пациентов, получавших сСТАХЭ с использованием и без использования визуализационных и навигационных ПДКТ-технологий [23], а также в ряде отечественных исследований [24, 25]. В настоящее время технологии внутрисосудистой навигации и другие технологии слияния изображений и 3D-роадмаппинга широко используются также для эмболизации доброкачественных опухолей (например, для лечения доброкачественной гиперплазии предстательной железы), артериовенозных мальформаций, поиска артерий, являющихся источником кровотечения, установки стент-графтов, эмболизации эндоликов после стентирования и многих других целей [26].

Можно говорить о том, что внедрение ПДКТ на С-дуге произвело революцию в возможностях визуализации, планирования, навигации, слежения, мониторинга и оценки непосредственного ответа на лечение во всех направлениях интервенционной радиологии и прежде всего в интервенционной онкологии и интервенционной нейрорадиологии [27, 28]. Современный ангиографический комплекс, оснащенный ПДКТ, является единственной системой лучевой визуализации, позволяющей в одной рентгеноперационной и на одном операционном столе выполнять как рентгеноскопию, рентгенографию, ангиографию, ЦСА, так и компьютерную томографию при проведении различных эндоваскулярных, чрескожных, внутрипросветных и комбинированных вмешательств в едином стереотаксическом пространстве и 3D-режиме реального времени [29]. За относительно короткий период времени ПДКТ на С-дуге из мало кому известного метода лучевой визуализации превратилась в мощный комплекс различных визуализационных и навигационных технологических решений, позволивших значительно повысить безопасность и улучшить непосредственные и отдаленные результаты лечения пациентов с многими сердечно-сосудистыми, онкологическими и другими заболеваниями [30, 31].

В 2024 г. Китайская коллегия интервенционных радиологов опубликовала консенсус, который настоятельно рекомендует использовать ПДКТ-визуализацию в комбинации с технологиями внутрисосудистой и чрескожной навигации практически на всех этапах проведения процедур сСТАХЭ и чрескожной термоабляции при лече-

нии ранних и промежуточных стадий ГЦР [32]. В нашей стране использование ПДКТ также рекомендовано при проведении локорегионарной терапии этого заболевания [33, 34]. Очевидно, что в будущем потребность в использовании ПДКТ-визуализации и высокоэффективных ПДКТ-технологий будет только увеличиваться. В связи с этим понимание фундаментальных принципов работы ПДКТ, особенностей реконструкции и использования кроссекционных изображений, принципов и алгоритмов реализации различных программных пакетов, а также информированность о получаемых пациентом и персоналом дозах ионизирующего излучения становятся совершенно необходимыми для врачей, работающих в различных направлениях интервенционной радиологии. В то же время в России наблюдается существенный разрыв в знаниях между доступными для использования ПДКТ-технологиями, интегрированными в современные ангиографические комплексы, и осведомленностью об этих технологиях практикующих врачей отделений рентгенохирургических методов диагностики и лечения. Связано это с тем, что систематическое обучение профильных специалистов использованию ПДКТ в нашей стране не проводится, а учебная и справочная литература на русском языке практически полностью отсутствует. Цель статьи – кратко описать фундаментальные принципы работы ПДКТ на С-дуге, современные ПДКТ-технологии, доступные для клинического использования, а также перспективы их дальнейшего развития.

## II. Фундаментальные принципы работы ПДКТ на С-дуге

### 1. Конструкция плоских детекторов

Подробно история создания первых ангиографических систем, оснащенных технологией ПДКТ, равно как и особенности использования рентгеновских пучков веерной, конической и пирамидальной формы при проведении рентгеновской компьютерной томографии были рассмотрены нами ранее в другой работе [2]. Здесь же следует отметить, что практически во всех современных ангиографических комплексах в настоящее время используются плоские цифровые детекторы первого поколения, представляющие собой двухслойные твердотельные плоские панели с непрямым (двухуровневым) процессом преобразования рентгеновских лучей в электрический сигнал [35]. Первый сцинтиляционный слой панели состоит из тонких (диаметром 5–10 мкм) игольчатых конусовидных кристаллов йодида цезия легированного таллием (CsI:TI), преобразующих проходящие через них рентгеновские кванты в свет. Структура кристаллов в форме игл действует как световой направитель, благодаря чему сфокусированный свет точно попадет на расположенную под каждым кристаллом ячейку, содержащую слой аморфного гидрированного кремния (a-Si:H),

являющегося микроскопическим фотокатодом, генерирующим электрический сигнал. При том, что фотокатод занимает только 60–70% площади каждой ячейки (пикселя), поглощение рентгеновского излучения со средней энергией 53 кэВ дает возможность генерировать электрический сигнал, состоящий из 800–1000 электронов [36]. Каждый фотокатод, в свою очередь непосредственно связан с тонкопленочным транзистором (thin-film transistor, TFT), усиливающим электрический сигнал и передающим его (как сигнал от дискретного пикселя) для последующей обработки в компьютер [37].

Применяемый в настоящее время для производства детекторов на основе a-Si:H и CsI:TI (a-Si:H/CsI:TI) метод плазменного осаждения позволяет создавать активные рабочие матрицы размерами до 30×30 см и даже 41×41 см, состоящие из нескольких миллионов пикселей размером от 154 до 200 мкм (в зависимости от производителя) каждый. Поэтому эти детекторы оказались подходящими для использования в области интервенционной нейrorадиологии и интервенционной онкологии, где требуется сканирование больших областей, таких как голова, легкие или печень [2]. Как было показано в ряде исследований, увеличение толщины кристаллов CsI:TI более 200 мкм улучшает квантовую эффективность детектора за счет более полного поглощения энергии, что повышает его чувствительность. Но это, к сожалению, резко уменьшает пространственное разрешение из-за оптической диффузии размытия [35–37]. Плоские детекторы a-Si:H/CsI:TI имеют достаточно высокое контрастное разрешение и большой динамический диапазон, позволяющий в настоящее время проводить ротационную рентгенографию с получением ПДКТ-данных от каждого пикселя матрицы с частотой 7,5 кадров в сек. В то же время существенным недостатком a-Si:H является относительно медленная скорость разряда транзисторных элементов, а это приводит к тому, что некоторая часть сигнала, накопленная в одном кадре может быть считана в последующих кадрах, обуславливая тем самым так называемый эффект временного запаздывания. Еще одной причиной запаздывания считается послесвечение CsI:TI, однако это влияет на работу детектора в значительно меньшей степени. Кроме того, все еще существуют проблемы со скоростью передачи информации от каждого пикселя в компьютер, а также с вычислительными мощностями самих компьютеров ангиографических установок, что также замедляет общую работу системы. Поскольку сканирование должно быть максимально быстрым, а скорость реконструкции изображений в интервенционной радиологии не должна превышать нескольких секунд (в отличие от диагностических систем, практически не ограниченных временем реконструкции) для оперативного получения 3D-изображений в большинстве случаев приходится жертвовать другими параметрами визуализации. В частности, для повышения контрастного разрешения необходимо получение как можно большего числа проекционных изображений для чего требуется увеличение скорости рентгеновской съемки

до 30 и даже 60 кадров в секунду. (для сохранения приемлемого времени сканирования). В связи с ограничениями пропускной способности каналов передачи данных, не позволяющих в настоящее время передавать сигнал от всех пикселей с такой частотой кадров, при увеличении скорости съемки требуется объединение нескольких соседних пикселей в один в режиме 2×2 пикселя или 4×4 пикселя (режим биннинга пикселей). Это в свою очередь, прогрессивно снижает пространственное разрешение ПДКТ. Таким образом конструкция используемых в настоящее время плоских детекторов на основе a-Si:H/CsI:TI является компромиссом между необходимым полем обзора (field of view, FOV), а также пространственным, контрастным и временным разрешением с преимущественным акцентом на пространственное разрешение при эквивалентной излучаемой дозе [3, 4, 35–37]. Необходимо отметить, что все производители постоянно осуществляют «доработку» плоских детекторов на основе a-Si:H/CsI:TI, увеличивая пропускную способность кабелей и глубину обработки данных, что приводит к постепенному улучшению качества получаемых изображений.

Так, одним из первых плоских детекторов, широко использовавшихся в ангиографических установках в 2000-е гг. был детектор Pixium 4700 производства компании Trixell (Муаран, Франция), состоящий из 2480×1910 пикселей с шагом в 154 мкм, активной матрицей размерами 382×294 мм, 14-битным аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) и кадровой частотой 7,5 кадров в секунду при биннинге 1х1 и 30 кадров в секунду при биннинге 2×2. Интегрированный в ангиографическую установку Artis zee (Siemens Healthineers, Германия) данный плоский детектор (комерческое обозначение - az40) обладал квантовой эффективностью 73%, серошкольным диапазоном в 16384 оттенков серого и пространственным разрешением 3,25 lp/mm (lines per millimeter, линий на миллиметр), достаточным для визуализации сосудов диаметром до 0,3 мм [35]. Модернизированный несколько лет спустя детектор той же компании, получивший название Pixium 3040CV, был оснащен уже 16-битным АЦП и улучшенной схемой считывания, благодаря чему обладал квантовой эффективностью 77%, серошкольным диапазоном в 65536 оттенков серого (в 4 раза выше, чем в первой модели) и улучшенным соотношением сигнал/шум при пространственном разрешении в 2,9 lp/mm. Использование этого обновленного детектора с расширенным динамическим диапазоном (под коммерческим обозначением az40HDR) компанией Siemens Healthineers (Германия) в ангиографических установках Artis Q, а позднее и в Artis zee сразу существенно улучшило визуализацию мягких тканей при низких контрастах и расширило клинические возможности ПДКТ для качественной визуализации низкоконтрастных структур, в первую очередь таких как паренхима головного мозга и паренхима печени [35].

## 2. Пространственное разрешение

Высокое пространственное разрешение является ключевой сильной стороной ПДКТ, благодаря которой достигается четкая визуализация сосудов диаметром 250–300 мкм (0,25–0,30 мм) при проведении ПДКТ-артериографии (рис. 1). Такое высокое разрешение ПДКТ позволяет осуществлять прецизионный 3D-контроль установки стентов, микрокатетеров, тонких функциональных игл и других устройств непосредственно в рентгеноперационной (рис. 2). Пространственное разрешение характеризует точность воспроизведения малых структур в изоцентре и зависит от ряда факторов, таких как шаг пикселя, площадь сцинтиллятора, размер фокального пятна, геометрическое увеличение, стабильность системы во время сканирования, а также используемых фильтров реконструкции. Как уже было отмечено, применяемые в настоящее время а-Si:H/CsI:TI ПДКТ-детекторы имеют высокие частотно-контрастные характеристики, благодаря конусовидному направлению света к каждому фотодиоду. Более толстый слой CsI улучшает поглощение, но увеличивает боковое размытие, снижающее контрастность, поэтому толщина и размер пикселя оптимизируются совместно [3, 4]. Пространственное разрешение напрямую зависит от режима считывания данных: при объединении (биннинге) пикселей, направленном на снижение шума и повышение контрастности получаемых изображений, пространственное разрешение прогрессивно снижается [35]. Как было показано в исследованиях на фантомах, ангиографическая установка Artis zee (Siemens Healthineers, Германия) при функции передачи модуляции (modulation transfer functions, MTF) в 10% достигает пространственного разрешения в 3,0 lp/mm при нативном считывании (1x1) и 1,5 lp/mm при биннинге 2x2, что превосходит разрешающую способность МСКТ (1,2–1,4 lp/mm в режимах высокого разрешения) [1, 35]. При использовании всех пикселей без их объединения разрешение может достигать почти 4,0 lp/mm, что соответствует возможности распознавания высоко-контрастных деталей толщиной 130 мкм (0,13 мм) [35]. Переход на биннинг 2x2 удваивает размер эффективного пикселя с 154 мкм до 308 мкм, снижая MTF 10% вдвое, но повышая кадровую частоту до 30 кадров в секунду и минимизируя шум. При биннинге 4x4 (размер эффективного пикселя 616 мкм) разрешение падает до 1,0 lp/mm, однако возросшая скорость съемки (бо кадров в секунду) и большее число проекций сокращает артефакты движения и улучшает контрастное разрешение, что чаще всего используется при визуализации органов брюшной полости и малого таза [35].

Пространственное разрешение ПДКТ напрямую зависит от угла конического пучка и угловой выборки – при отдалении от центральной оси сканирования оно снижается за счет «дефицита данных», что по сути, является фундаментальной проблемой конических рентгеновских пучков в целом и ПДКТ на С-дуге, в частности (рис. 3). При этом выбор траектории сканирования и ядра реконструкции определяет, насколько хорошо высокочастотные детали сохраняются во всем объеме [37]. Модифи-

цированные алгоритмы ротации системы «источник-детектор» (например, синусоидальная траектория сканирования) повышают однородность выборки и помогают сохранить высокую детализацию в трёхмерном объёме [38, 39]. Любые движения во время сканирования в виде дыхания пациента, сокращений сердца, пульсации сосудов, дрожания С-дуги или стола, прогрессивно снижают частотно-контурную характеристику и приводят к резкому ухудшению качества визуализации [40, 41]. Важной особенностью ПДКТ является то, что она не требует во время реконструкции изображений использования алгоритмов Z-интерполяции, необходимой при проведении МСКТ, использующей «спиральное» сканирование. В связи с этим реконструированный объем ПДКТ-данных является истинно волюметрическим, то есть состоящим из вокселей правильной формы в виде кубов (все стороны вокселя равны), а не прямоугольных параллелепипедов. Это позволяет с одинаково высоким разрешением просматривать реконструированные ПДКТ-изображения в любой плоскости, в то время как пространственное разрешение МСКТ-данных при просмотре в коронарных и сагиттальных проекциях может существенно отличаться в худшую сторону от пространственного разрешения на аксиальных «срезах» [3, 4, 37, 40].

### 3. Контрастное разрешение

Контрастное разрешение (low-contrast detectability, LCD) определяет минимальную разницу рентгеновской плотности (измеряемой в единицах Хаунсфилда, HU) при известном размере объекта, которую система способна надёжно различить на одном и том же уровне шума. При этом чем меньше объект, тем большая разность контрастирования необходима для его обнаружения. В практической работе это означает возможность или невозможность визуализации «свежих» кровоизлияний в паренхиме головного мозга, мелких гиповаскулярных метастазов в печени или зон абляции в почке после проведения локальной термодеструкции. Контрастное разрешение ПДКТ ограничивается главным образом высоким квантовым шумом и рассеянием рентгеновского излучения, которые ослабляют низкочастотный контраст и приводят к артефактам в виде «купола» и «полос». Эти артефакты реконструкции характерны также и для МСКТ, использующей пучки как веерной, так и пирамидальной формы, но при ПДКТ они выражены значительно сильнее из-за большего угла рентгеновского излучения и широкого поля обзора. В то время как МСКТ сканеры (256- и 320-срезовые) с успехом используют анти-рассеивающие решетки между отдельными рядами детекторов, что в значительной степени решает проблему квантового шума, анти-рассеивающие решетки для ПДКТ далеки от совершенства и значительно увеличивают дозу облучения [3, 4, 35–37]. В связи с этим соотношение рассеянного излучения к первичному на поверхности плоских детекторов может составлять 3,0 для ПДКТ по сравнению примерно с 0,2 для МСКТ, что и объясняет большую часть

различий в контрастности изображений, наблюдаемых между двумя методами визуализации [3, 4, 35-37]. Рассеянная радиация, более низкая квантовая эффективность и более низкий динамический диапазон плоских детекторов из CsI являются причиной того, что контрастное разрешение ПДКТ на ранних этапах развития технологии (при сопоставимой или даже более низкой лучевой нагрузке) почти в два раза уступало контрастному разрешению МСКТ: разница затухания составила 5 HU/5 мм против 3 HU/5 мм, соответственно [3, 4, 35-37]. Эти особенности ПДКТ не влияют на качество визуализации высококонтрастных структур (артерии, содержащие контрастный препарат, трабекулярные структуры костей и т.д.), но их необходимо учитывать при разработке режимов контрастирования мягких тканей и паренхиматозных органов.

Дополнительно повысить контрастное разрешение мягких тканей путем улучшения соотношения контраст/шум (contrast noise ratio, CNR) возможно путем увеличения экспозиции рентгеновского излучения, приводящей к увеличению дозы, что в настоящее время считается нецелесообразным [42-45]. Более перспективным вариантом представляется использование для реконструкции изображений новых математических алгоритмов на основе искусственного интеллекта (ИИ) и глубокого машинного обучения, которые уже сегодня позволяют в значительно степени нивелировать разницу между контрастным разрешением ПДКТ и МСКТ при сопоставимой дозе облучения. В настоящее время ПДКТ в режиме «абдоминального» биннинга 4×4 позволяет со 100% вероятностью обнаруживать образования диаметром 5 мм с разницей контрастирования в 10 HU и диаметром 10 мм с разницей контрастирования в 5 HU, то есть достаточно мелкие структуры диаметром 10 мм всего на 0,5% отличающиеся по своей контрастности от фона [3, 4, 35-37]. Однако принципиальное улучшение контрастной визуализации ПДКТ в будущем, большинство исследователей связывает с созданием плоских панелей нового поколения, основанных на двухэнергетическом принципе сканирования или прямом фотонном считывании, что будет рассмотрено ниже.

## 4. Временное разрешение

Временное разрешение ПДКТ отражает, насколько хорошо система «замораживает» анатомические структуры во время ротационного сканирования. Оно определяется временем экспозиции на проекцию (ширина импульса), частотой и количеством проекций, а также общим временем вращения генератора. Эти параметры ограничены механикой С-дуги, свойствами детектора, соотношением дозы и квантового шума и числом необходимых для реконструкции проекций. Более высокая частота импульсов и проекций уменьшает размытость изображений при движении, но увеличивает уровень шума, поэтому современные протоколы сканирования обеспечивают баланс между высоким временным раз-

решением с одной стороны и качеством изображения и дозой с другой [3, 37, 42]. Основным условием получения качественной ПДКТ-визуализации является обеспечение максимально возможной неподвижности сканируемых структур, поэтому длительность сканирования имеет критически-важное значение: задержка дыхания пациентом в течение 3 с переносится значительно легче, чем задержка дыхания в течение 20 с. Временное разрешение играет ключевую роль при сканировании подвижных органов, таких как легкие или печень, так как неконтролируемое дыхание пациента является критическим фактором, ухудшающим качество визуализации за счет появления размытости и полос (рис. 4). Сердечные движения во время сканирования также снижают визуализацию низкоконтрастных деталей и именно этим объясняется худшая выявляемость опухолей печени, локализующихся во 2 и 3 сегментах печени, тесно прилегающих к сердцу. Необходимо отметить, что все производители непрерывно снижают длительность времени ПДКТ-ротации, за счет улучшения контрастного разрешения детекторов, оптимизации алгоритмов сканирования и реконструкции, а также расширения каналов передачи данных и скорости вычислений. Так, если в первой модели ангиографа Artis zee (Siemens Healthineers, Германия) сканирование головного мозга занимало 20 с, с получением 500 проекционных изображений, то уже в новой системе ARTIS icono (Siemens Healthineers, Германия) это время сокращено до 8 с с сохранением того же количества изображений и улучшенным качеством визуализации интракраниальных структур. Существенный вклад в ухудшение качества визуализации может вносить также пульсация артерий (рис. 5). Так как осуществлять ПДКТ-сканирование с субсекундной скоростью практически невозможно, для устранения подобных артефактов движения в настоящее время используются дополнительные алгоритмы реконструкции, получившие название алгоритмов «коррекции движения на основе модели» [46]. Альтернативой в будущем может стать использование 4D-биннинга (например, респираторной фазы), улучшающего временную точность за счет реконструкции подмножества проекций, получаемых без задержки или частичной задержки дыхания пациента, что будет обсуждено ниже.

Вторым важным временным параметром является скорость реконструкции изображений, которая в отличие от диагностических исследований не должна превышать нескольких секунд. Рост производительности компьютеров уже сегодня существенно сократил время реконструкции, однако необходимо понимать, что это время является компромиссом между современными возможностями вычислительных алгоритмов (в том числе алгоритмов коррекции артефактов), производственной мощностью компьютеров, их ценой и решаемыми клиническими задачами. Иными словами, использование сложных математических алгоритмов способно уже сегодня на порядок повысить качество реконструкции ПДКТ-изображений, однако подобные вычисления пока

еще требуют многих часов работы электронно-вычислительных машин (ЭВМ), что неприемлемо во время проведения интервенционно-радиологических вмешательств.

## 5. Порядок проведения ПДКТ-сканирования

На всех ангиографических комплексах плоский детектор закреплен на С-дуге и расположен напротив рентгеновской трубы, являющейся источником рентгеновского излучения (рис. 6). Такая конструкция, в отличие от гентри МСКТ, не ограничивает доступ к пациенту при проведении эндоваскулярных, чрескожных, внутривидимых и комбинированных рентгенохирургических вмешательств как со стороны хирурга, так и со стороны анестезиологической бригады.

ПДКТ-сканирование осуществляется путем поворота С-дуги вокруг тела пациента на 1800 + угол рентгеновского пучка (обычно составляющего 200) со скоростью рентгеновской съемки от 7,5 до 60 кадров в секунду, что позволяет получать до 500 2D-проекционных изображений, используемых для последующей реконструкции данных. Время сканирования (поворота С-дуги) может произвольно меняться от 3 до 20 с, что влияет на число полученных проекционных 2D-изображений и, соответственно, на контрастное и пространственное разрешение реконструируемых данных. От длительности сканирования и числа проекций также напрямую зависит лучевая нагрузка и выраженность артефактов движения, поэтому всегда следует искать компромисс между достаточным контрастным, оптимальным пространственным и минимальным времененным разрешением, а также дозой излучения, получаемой пациентом.

Нужно помнить о том, что малейшее движение или дыхание пациента во время сканирования (поворота С-дуги) приводит к катастрофическому ухудшению качества реконструируемых изображений (рис. 4). В связи с этим пациентам, находящимся в сознании нужно объяснять важность соблюдения неподвижности и задержки дыхания в момент сбора данных. Пациентам, находящимся на ИВЛ, необходимо останавливать дыхание с исключением возможности его спонтанного возобновления.

При проведении ПДКТ максимальное поле обзора (field of view, FOV) напрямую зависит от размеров плоского детектора, составляя 25x25x18 см для детекторов размерами 40x30 см и 25x25x25 см для детекторов размерами 41x41 см. Это необходимо иметь в виду и располагать пациента на операционном столе таким образом, чтобы зона интереса всегда находилась в центре FOV, то есть в центре вращения С-дуги. При этом сканирование головного мозга или предстательной железы не представляет трудностей, однако для исследования органов, смещенных вправо или влево (например, печени или селезенки), требуется определенный навык правильного размещения пациента на ангиографическом столе. Контроль позиционирования осуществляется путем тестового вра-

щения С-дуги перед началом сканирования с визуализацией целевого органа в рентгеноскопическом режиме в прямой и боковой проекциях (рис. 7 А, Б). Тестовый проход необходим также для исключения столкновения С-дуги с телом пациента, операционным столом и/или окружающей аппаратурой. Кратковременное включение рентгеноскопии перед запуском ПДКТ (рис. 7 В) необходимо для инициализации автоматического контроля экспозиции, который поддерживает фиксированное напряжение на лучевой трубке, модулируя только силу тока во время проведения сканирования (рис. 7 Г). Постоянное напряжение необходимо для предотвращения любых колебаний энергии луча, которые приводят к противоречивым данным оценки затухания и искажениям изображения [3, 37]. При сканировании органов брюшной полости руки пациента необходимо располагать за головой для снижения лучевой нагрузки, уменьшения уровня рассеянной радиации и улучшения контрастного разрешения получаемых изображений (рис. 8).

## 6. Реконструкция изображений

Алгоритмы реконструкций ПДКТ-изображений исторически развивались по двум параллельным направлениям – аналитической реконструкции (filter-back-projection, FBP) и итеративной реконструкции (iterative reconstruction, IR). Однако следует отметить, что в последние годы к ним добавился и так называемый «гибридный метод с глубоким машинным обучением» [3, 4, 37, 40]. Основой реконструкции изображений, получаемых с помощью ПДКТ традиционно является математический алгоритм Фельдкампа-Дэвиса-Кресса (ФДК), реализованный в виде формулы свертки и обратного проецирования множества двухмерных проекций для прямой реконструкции трехмерной функции плотности, позволяющей получать трехмерные изображения большого объема и хорошего качества с использованием широкого рентгеновского луча пирамидальной формы за один поворот сканирующей системы, состоящей из одного источника излучения и одного плоского детектора [2]. Усовершенствованный метод обратной проекции с фильтрацией ПДКТ-изображений в настоящее время заключается в предварительной логарифмической обработке 2D-проекций с коррекцией недостатков детектора, повышением жесткости пучка и компенсацией рассеяния, а также в использовании фильтра верхних частот и взвешивании коротких сканирований с последующей трёхмерной обратной проекцией на декартовой системе координат [3, 4, 37, 40]. Этот алгоритм лежит в основе подавляющего большинства ПДКТ-исследований, поскольку он быстр и надежен для полностью дискретизированных круговых разверток, получаемых при использовании круговых орбит сканирования.

В то же время для уменьшения недостатков рентгеновских пучков пирамидальной формы в последние годы были предложены так называемые некруговые траектории сканирования, в частности реализованная компани-

ей Siemens Healthineers (Германия) технология сканирования по синусоидальной траектории (Sine Spin), улучшающая охват 3D-частот и уменьшающая артефакты, характерные для круговой орбиты вращения С-дуги. В данном случае для получения изображений необходим модифицированный алгоритм ФДК с использованием реконструкции с учетом выборки, при котором проектирование траектории и взвешивание оптимизируются совместно с проведением реконструкции [38, 39, 47].

Для повышения эффективности дозы и контроля артефактов в последние годы были внедрены также итерационные и регуляризованные методы математической обработки получаемых массивов данных. Регуляризация с использованием штрафного правдоподобия и TV-подобного метода подавляет шум и полосы в разреженных и низкоскоростных протоколах, обеспечивая лучшую основу для количественных задач, таких как паренхиматозное контрастирование и картирование перфузии (например, «виртуальной паренхиматозной перфузии») [48, 49]. Дополнительное шумоподавление на основе глубокого машинного обучения все чаще сочетается с итеративными конвейерами, улучшая соотношение сигнал/шум при более низкой дозе [50].

На первых ангиографических установках, оснащенных ПДКТ, реконструкция изображений занимала несколько минут, а в настоящее время осуществляется почти мгновенно. Реконструированные изображения в виде результирующего набора вокселей могут быть визуализированы либо в виде кроссекционных срезов, либо в виде 3D-изображений с применением любых просмотровых режимов используемых в клинической рентгенологии (MIP, MPR, MinIP, VRT, SSD, виртуальная эндоскопия, обзорная рентгенография, ротационная рентгенография, рентгеновская томография и т.д.), как непосредственно в рентгеноперационной, так и на отдельной рабочей станции ангиографической установки (рис. 9 А). Кроме того, с использованием программных пакетов для чрескожной и внутрисудистой стереотаксической навигации, часть реконструированной информации может быть передана в стереотаксическое пространство ангиографической установки (рис. 9 Б. В). При этом она будет отображаться на рентгеноскопических мониторах рентгеноперационной в режиме реального времени, накладываясь на «живое» рентгеноскопическое изображение (режим дополненной рентгеноскопии), что является очень полезным при проведении многих чрескожных, эндоваскулярных и внутрипросветных рентгенохирургических вмешательств, что будет обсуждено ниже (рис. 9 Г).

## 7. Артефакты ПДКТ и их устранение

Артефактами в компьютерной томографии принято называть несуществующие в реальности, но видимые на реконструированных кроссекционных изображениях аномалии визуализации тканей, которые могут быть связаны либо с самой технологией сканирования (осо-

бенностями аппаратуры и геометрией рентгеновского пучка), либо со свойствами сканируемых материалов (например, металлов, не пропускающих рентгеновские лучи). В основе большинства артефактов лежит несовершенство данных, поступающих в алгоритм реконструкции таких как полихроматичность рентгеновского излучения, рассеяние, наличие дефектных пикселей в детекторе и движение пациента.

Поскольку алгоритм ФДК является лишь базовым (грубым) алгоритмом реконструкции, при его использовании в изображении возникает достаточно большое число разнообразных артефактов, обусловленных как аппроксимацией данных, так и физическими аспектами получения ПДКТ-изображений с использованием рентгеновского пучка пирамидальной формы. Большой угол расхождения лучей пирамидальной формы и сильное рассеяние подавляют низкочастотный сигнал и приводят к затенению/вымеке и полосам, а повышение жёсткости пучка дополнительно искажает затухание, особенно вблизи «плотных» материалов, таких как кости основания черепа или металлические импланты [37, 40]. Как было сказано ранее, при использовании круговой орбиты ПДКТ-сканирования аксиальная детализация ухудшается в направлении от средней плоскости, что приводит к характерному размытию ПДКТ-изображений, которое также увеличивается с увеличением расстояния от изоцентра к периферии в связи с недостаточной угловой дискретизацией (рис. 3) [3, 4]. Артефакты, непосредственно связанные с конструкцией детекторов, включают временное запаздывание, появление ореолов, а также неоднородность усиления пикселей и дефектные элементы, проявляющиеся в виде персистирующих полос и колец при отсутствии коррекции (математического удаления) этих дефектных элементов из матрицы [4, 51]. Усечение анатомических структур за пределами поля зрения (в связи с ограниченным FOV) приводит к затенению ярких/темных границ и визуализации полос в реконструированном объеме [51]. Движения пациента во время сканирования, а также дыхание, сердцебиение и пульсация артерий (в особенности при вмешательствах на печени) приводят к появлению артефактов движения в виде размытости изображений и характерных полос (рис. 4, рис. 5) [40, 41].

На современных ангиографических установках коррекция артефактов реконструкции при проведении ПДКТ начинается ещё до получения обратных проекций. Калибровка детектора в виде создания карт усиления/смещения, компенсация задержки, обнаружение и «удаление» (математическое) дефектных пикселей, а также предварительная обработка логарифмических данных уменьшают неоднородность фиксированного шаблона и ореолы, которые в противном случае приводят к появлению колец и полос в реконструируемых объемах [4, 51]. Правильный выбор того или иного протокола сканирования также оптимизирует качество получаемых изображений путем установки режима фильтрации, ширины импульса и мА, настраиваемых для улучшения первич-

ной плотности потока и оптимизации отношения сигнал/шум в пределах допустимой дозы для каждой отдельно взятой области сканирования (голова, грудь, живот, малый таз, конечности) [42, 45]. Повышение жесткости пучка компенсируется физическими или полиномиальными коррекциями, применяемыми к необработанным или логарифмическим данным, что уменьшает «выпячивание» и «полосы» вблизи объектов с высокой рентгеновской плотностью (например, металлических спиралей или металлических имплантов). Оценка и компенсация рассеяния дополнительно восстанавливают низкочастотный контраст, который «теряется» из-за больших полей сканирования и больших углов рентгеновского пучка по оси Z [37, 40]. Коррекция рассеяния и жесткости пучка осуществляется путем предварительной логарифмической калибровки, а также использования полиномиальных алгоритмов и аподизированных фильтров, которые существенно уменьшают затенение и полосы в реконструируемых ПДКТ-изображениях [37]. Коррекция усечения учитывает анатомические структуры, выходящие за пределы детектора, стабилизируя интенсивность пограничных участков и контролируя распространение линейных артефактов в объеме [37, 51].

Таким образом для устранения артефактов, характерных для ПДКТ, помимо регулярной калибровки систем и выбора оптимальных режимов импульсной рентгеновской съемки во время ротации, в настоящее время применяются многочисленные математические вычисления, которые постоянно совершенствуются, что способствует постепенному нивелированию недостатков ПДКТ-сканирования и улучшению качества ПДКТ-визуализации. В частности, совсем недавно в практическую работу были интегрированы новые технологии итеративной и регуляризованной реконструкции и шумоподавления на основе машинного обучения и ИИ, позволяющие дополнительно улучшать отношение сигнал/шум и подавлять линейные артефакты при более низкой дозе облучения [50]. Новые стратегии, учитывающие движение, в частности такие как «биннинг дыхательной фазы» и «коррекция на основе модели», способны значительно уменьшить артефакты движения (в особенности при выполнении ПДКТ печени), являющиеся серьезной проблемой при проведении многих интервенционно-радиологических вмешательств [46, 52].

На сегодняшний день в экспериментальных моделях разработаны очень сложные математические формулы, которые позволяют полностью нивелировать практически все артефакты реконструкции ПДКТ-изображений, характерные для рентгеновских лучей конической и пирамидальной формы, но их практическая реализация в настоящее время ограничивается только одним – недостаточной вычислительной мощностью современных ЭВМ [46].

В то же время необходимо отметить, что только использование некруговых орбит сканирования с учетом выборки за пределами стандартного круга (например, синусоидальное вращение и новые оптимизированные за-

дачеориентированные траектории ротации систем источник-детектор) может обеспечить равномерное трехмерное частотное покрытие, что способно не математически нивелировать, а реально существенно уменьшить число артефактов, характерных для ПДКТ, интегрированной в ангиографические комплексы [38, 39, 47].

## 8. Некруговые орбиты сканирования

В настоящее время основной «рабочей лошадкой» ПДКТ-визуализации в интервенционной радиологии, как уже было отмечено, является изоцентрическая круговая орбита «короткого сканирования», заключающаяся в выполнении одного оборота С-дуги на  $180^\circ$  плюс угол пучка рентгеновского излучения (чаще всего  $200^\circ$ ), позволяющая получать предсказуемый набор данных, необходимых для ПДКТ-визуализации на основе быстрой аналитической реконструкции с использованием ФДК-алгоритма. Этот способ сканирования является наиболее простым с учетом объективных механических ограничений возможностей вращения С-дуги. Тем не менее круговая орбита, хотя и позволяет получать объем данных, соответствующих условию достаточности Тью, в настоящее время не полностью удовлетворяет современные потребности интервенционной радиологии [38, 39, 47]. Связано это прежде всего с недостатком получаемых данных вне пределов изоцентра сканирования, что приводит к сложностям визуализации при решении многих клинических задач и проявляется, например, в отсутствии качественной визуализации структур задней черепной ямки в связи с наличием артефактов усиления луча от костей основания черепа [39].

Кинематика современных напольных и потолочных ангиографических установок позволяет смещать ось источник-детектор из плоскости вращения и тем самым «добрать» недостающие проекции по оси Z. Используя эти возможности недавно были разработаны и внедрены в клиническую практику так называемые некруговые или двухосные траектории сканирования, созданные для улучшения охвата 3D-частот и уменьшения артефактов пирамидального пучка излучения. В частности, предложенный компанией Siemens Healthineers (Германия) режим сканирования «Sine-Spin» предполагает при проведении ротации дополнительный крацио-каудальный наклон гентри, который изменяется синусоидально во время вращения, обогащая выборку по оси Z (Z-семплирование) и уменьшая размытость изображений вне средней плоскости изображения, не отказываясь при этом от рабочего процесса с одной разверткой [39]. Таким образом «двойная связь траектории» удовлетворяет усиленному условию Тью даже при сканировании структур, располагающихся в основании черепа, что позволяет устраниить артефакты полос на ПДКТ-изображениях. Проведенные исследования показали значительное улучшение визуализации структур задней черепной ямки (в первую очередь областей кровоизлияний после инсульта) во время проведения интервенционныхней-

порадиологических вмешательств на этой области с использованием двухосевых траекторий сканирования [39, 53]. Таким образом на первом этапе двухосевые орбиты, реализованные в практике, доказали, что «лёгкая не-плоскость» вращения С-дуги способна почти полностью устраниТЬ ключевые ограничения «короткого кругового сканирования», а именно неполный охват области исследования и связанные с этим артефакты полос и артефакты уплотнения луча (в первую очередь «металлические артефакты» и артефакты от костей основания черепа). Особенно перспективным является использование некруговых траекторий сканирования, на базе роботизированных ангиографических установок нового поколения, обладающих практически неограниченной степенью свободы движений.

## 9. Роботизированные ангиографические установки

Разработка в 2007 г. принципиально новой напольной ангиографической установки Artis zeego (Siemens Healthineers, Германия) на базе семиосевого промышленного робота KUKA LWR III (KUKA Systems, Германия) ознаменовала переход от классической ангиографической установки к полностью роботизированной платформе для проведения сложных диагностических и лечебных рентгенохирургических вмешательств. Заложенная кинематика дала оператору шесть степеней свободы движений вокруг пациента, позволяя смещать «локоть» без изменения положения рентгеновского пучка. Переход в 2016 г. к платформе ARTIS pheno (Siemens Healthineers, Германия) на базе робота KR QUANTEC (KUKA Systems, Германия) сохранил напольное исполнение, но кардинально обновил механику (рис. 10). В частности, легкомагниевый U-образный штатив позволил расширить краниоаудальный наклон до  $\pm 25^\circ$ , а максимальная скорость вращения С-дуги достигла  $45^\circ/\text{с}$ , что позволило получать 397 проекций всего за 5 с в стандартном протоколе DynaCT Body (Siemens Healthineers, Германия). Данная ангиографическая система стала основой для разработки и внедрения принципиально новых некруговых орбит ПДКТ-сканирования в интервенционной радиологии [54].

Сегодня роботизированные ангиографические установки сочетают в себе С-дугу с программируемым изоцентрическим движением, что обеспечивает воспроизведимые траектории ПДКТ и точное позиционирование мишени в изоцентре. Ранние описания роботизированных ангиографических ПДКТ-систем продемонстрировали возможности расширения диапазона позиционирования и точные, повторяемые траектории вращения, подходящие для получения ПДКТ-изображений, практически недоступных для напольных и потолочных ангиографических установок [4, 54]. Некруговые траектории роботизированного сканирования существенно обогащают Z-семплирование и уменьшают артефакты «коротких круговых орбит» и пирамидального пучка, базируясь

в то же время на «классическом» для ПДКТ рабочем процессе с одной развёрткой [38, 39]. В настоящее время практической реализацией «роботизированной ПДКТ» с использованием ангиографической установки ARTIS pheno (Siemens Healthineers, Германия) в клинической практике является возможность выполнения двух новых видов некругового сканирования, а точнее сканирования с «разорванной траекторией»: 1. однофазное сканирование с поворотом гентри на  $365^\circ$  и одновременным смещением С-дуги вдоль оси Z (режим DynaCT 360), позволяющее получить широкий FOV размерами  $32 \times 32 \times 24$  см; 2. двухфазное сканирование с поворотом гентри на  $220^\circ$  в каждой из фаз сканирования и смещением гентри вдоль оси Z между двумя ротационными съемками (режим DynaCT Large Volume) с дальнейшей «склейкой» изображений, позволяющее получать массивы данных большого объема вытянутой формы с FOV размерами  $43 \times 43 \times 18$  см. Обе орбиты продемонстрировали также выраженное уменьшение артефактов от металлоконструкций по сравнению с классическим круговым сканированием, позволяя существенно улучшить визуализацию кортикальных костных структур и мягких тканей вокруг установленных металлических имплантов [55, 56]. На основе роботизированных установок в настоящее время разрабатываются также принципиально новые траектории ПДКТ-сканирования в виде орбит, ориентированных на задачу (или задачеориентированные орбиты) которые в недалеком будущем позволят дополнительно улучшить качество ПДКТ-визуализации во многих сложных клинических ситуациях [55, 56]. В рамках этих разработок орбита сканирования больше не является фиксированной окружностью, но программируемой траекторией, определяемой под клиническую задачу, ограничения помещения и расстановку оборудования. При этом каждая орбита сканирования планируется и реализуется с помощью роботизированной кинематики, в то время как классические принципы ПДКТ-реконструкции в виде предварительной обработки, фильтрации и взвешивания по-прежнему остаются вычислительной основой [4, 37, 55, 56].

## 10. Лучевая нагрузка на пациента и персонал

В ранних экспериментах было показано, что при проведении высококонтрастных исследований, таких как ПДКТ-ангиография сонных артерий или ПДКТ грудной клетки, эффективная (поглощенная) доза существенно ниже той, которая фиксируется при выполнении МСКТ той же зоны. В то же время выполнение низкоконтрастных исследований, таких как ПДКТ органов брюшной полости приводит к получению пациентом сопоставимой с МСКТ эффективной дозы облучения [43-45]. Поскольку интервенционная радиология (рентгенохирургия) по определению является направлением с высокими дозами облучения она в своей работе всегда руководствуется принципом минимальной достаточности

облучения ALARA («As Low As Reasonably Achievable», или «Как можно ниже, насколько это разумно достижимо») [57, 58]. Исходя из этого, ПДКТ целесообразно использовать во всех случаях, когда ее применение (за счёт снижения времени рентгеноскопии, или исключения необходимости выполнения повторных серий ЦСА) позволяет снизить суммарную лучевую нагрузку на пациента и персонал. Кроме того, использование ПДКТ представляется обоснованным в тех случаях, где оно снижает риски развития серьезных осложнений, а также может изменить план лечения на более эффективный.

Радиационное воздействие при ПДКТ характеризуется с помощью произведения дозы на площадь (DAP) и референтной воздушной кермы в контрольной точке интервенции, а не CTDI [57]. Эти показатели более точно отражают лучевую нагрузку при использовании широкого рентгеновского пучка пирамидальной формы и изменчивую геометрию облучения, характерную для ангиографических установок. Доза облучения пациента зависит от многих параметров, в том числе потенциала трубки, длительности импульса и силы тока (mA) на проекцию, частоты кадров, количества проекций, добавленной фильтрации (например, при использовании медного фильтра), расстояния от источника до изображения и используемой коллимации, а также от длины и типа траектории вращения при проведении сканирования. Например, при вращении рентгеновской трубки во время ротационной рентгенографии за спиной пациента, нагрузка на хрусталики глаз во много раз ниже, чем при вращении той же трубки со стороны живота [37, 42, 57]. Сравнительные исследования показывают, что однократное ПДКТ-сканирование может быть сопоставимо по дозе с несколькими ЦСА-сериями общей продолжительностью примерно 20 с, или с одной минутой импульсной рентгеноскопии [43, 44, 45]. Нужно также помнить, что распределение доз зависит от поля зрения, фильтрации и настроек экспозиции, поэтому тщательная настройка или выбор параметров (длительность импульса, mAс, фильтрация) может существенно снизить дозу облучения без ущерба для качества ПДКТ-визуализации [43-45]. Как показали многочисленные исследования, при проведении сложных эндоваскулярных вмешательств (прежде всего на сосудах головного мозга и печени) обоснованное выполнение ПДКТ с контрастным усилением заменяет несколько серий ЦСА, потенциально снижая общую дозу облучения пациента и улучшая обнаружение целевых очагов и питающих их артерий [27, 59]. В недавних публикациях также было показано, что современные инструменты ПДКТ-планирования и виртуальной ПДКТ-ангиографии позволяют дополнительно сократить число реальных ангиографических исследований, также снижая суммарную дозу облучения [23, 60]. Согласно опубликованным данным, уже сегодня использование методов ИИ и глубинного машинного обучения позволяет сократить дозу облучения примерно на 30% без потери качества изображений [40, 50, 51].

Важно отметить, что контроль движений пациента (не-

подвижное комфортное положение, задержка дыхания и др.) во время сканирования предотвращает необходимость проведения повторных ПДКТ-сканирований, что также снижает общую лучевую нагрузку [41]. В современных обзорах особое внимание уделяется перспективным протоколам сканирования, ориентированным на цель (целеориентированные орбиты), а также возможностям итеративного ИИ-ассистированного шумоподавления с целью получения «достаточных» (для проведения лечебных вмешательств) по качеству изображений при существенно меньшей экспозиции дозы [50, 61].

## 11. Терминология

В литературе за 20 лет было предложено множество названий ПДКТ, используемых в области интервенционной радиологии, отражающих этапы развития технологии, конструкцию плоского детектора, геометрию рентгеновского пучка, а также области клинического применения. На ранних этапах развития в англоязычной литературе использовался термин «Flat-Panel Volume Computed Tomography» («Плоско-Панельная Объемная Компьютерная Томография») отражающий возможность получения трехмерных объемных изображений с помощью цифровой «плоской панели». Эта формулировка была распространена в основополагающих описаниях физических принципов и конструкционных особенностей первых плоскодетекторных систем [4]. В эндоваскулярной хирургии, на начальных этапах, использовался термин «3D Rotational Angiography», или «3D RA» («3D Ротационная Ангиография») отражающий исторический аспект формирования направления и способа проведения сканирования [43, 44]. В настоящее время словосочетание «ротационная рентгенография» с нашей точки зрения, допустимо использовать только для описания способа сканирования, что и было отражено в начале работы при определении понятия ПДКТ. В то же время новые некруговые орбиты сканирования с разорванной траекторией, в том числе ПДКТ-сканирование, выполняемое по технологии томосинтеза, уже не может быть описано этим термином, что необходимо учитывать в будущем при внедрении этих технологий в клиническую практику [47, 55, 56].

Производители ангиографических установок при выпуске коммерчески-доступных систем с возможностью выполнения ПДКТ в 2004-2005 гг. также добавили путаницы называя одну и ту же технологию ПДКТ-сканирования различными коммерческими названиями, такими как «DynaCT» у компании Siemens Healthineers (Германия), «XperCT» у Philips (Голландия), «Innova3D» и «InnovaCT» у GE (США). Поэтому единого названия данной технологии, применяемой в области интервенционной радиологии, в мировой литературе до сих пор не существует.

Очень распространенным в англоязычной литературе является словосочетание «Cone Beam Computed Tomography», «Cone Beam CT» или «CBCT» («Конусно-Лучевая

Компьютерная Томография» или «КЛКТ») характеризующее геометрию рентгеновского пучка. Однако, конический пучок рентгеновского излучения более характерен для предыдущего (первого) поколения сканирующих систем на базе С-дуг с электронно-оптическим преобразователем (ЭОП) вместо плоских детекторов, что подробно было обсуждено нами ранее в предыдущей работе (рис. 11) [2]. Учитывая тот факт, что в плоскодетекторных системах геометрия рентгеновского пучка более соответствует пирамидальной форме (рис. 12), словосочетание «конусно-лучевая компьютерная томография» нельзя считать оптимальным для описания ПДКТ и ее производных.

Также популярным в англоязычной литературе является словосочетание «C-arm Cone-Beam CT», «C-arm CT», или «CACT» («Компьютерная Томография на С-дуге», «КТ на С-дуге»), использовавшееся в ранних работах по чрескожной навигации и чрескожной энергетической аблации для обозначения «объемной компьютерной томографии», получаемой с использованием С-дуги, а не гентри МСКТ-сканера [13, 62]. Однако, учитывая бурное развитие роботизированных систем и имея в виду, что уже сегодня в клинической практике доступны диагностические рентгеновские аппараты, способные выполнять ПДКТ-сканирование с использованием двух независимых роботизированных гентри потолочного типа к одной из которых крепится рентгеновская трубка, а к другой плоский детектор (например, роботизированный рентгеновский комплекс Multitom Rax (Siemens Healthineers, Германия), можно предположить, что конструкция ангиографических установок в будущем также может уйти от использования С-дуги как единственного варианта гентри. В связи с этим, по нашему мнению, технологию ПДКТ, используемую в интервенционной радиологии не следует ограничивать конструкцией С-дуги. Кроме того, термин «C-arm CT» впервые был использован для описания сканирующих систем на основе ЭОП (еще до изобретения плоских детекторов) в связи с чем он не вполне точно отражает рассматриваемую в данной работе технологию.

С нашей точки зрения наиболее правильным названием технологии является «Flat-Detector Computed Tomography» («FDCT») или «Плоскодетекторная Компьютерная Томография» («ПДКТ»), впервые предложенное создателем спиральной компьютерной томографии и одним из основоположников ПДКТ немецким инженером W.A. Kalender в 2007 г. [3, 36]. В настоящее время этот термин используется во многих зарубежных технических и клинических руководствах, в особенности в области интервенционной нейрорадиологии, а также получил широкое распространение в русскоязычной медицинской литературе. При этом использование словосочетания «ПДКТ на С-дуге» («C-arm FDCT») может быть целесообразно только при первом упоминании технологии, указывая ее принадлежность к ангиографической установке, но в дальнейшем достаточно аббревиатуры «ПДКТ» («FDCT»), так как других вариантов компьютерной томо-

графии, интегрированной в гентри С-дуги в настоящее время не существует. Важно, что для описания плоских детекторов нового поколения, например, двухэнергетических детекторов или детекторов прямого преобразования, предназначенных для компьютерной томографии с подсчетом фотонов в будущем можно будет также использовать термин ПДКТ, уточняя конструкцию детектора (например, двухэнергетическая ПДКТ, ПДКТ с подсчетом фотонов или ПДКТ прямого преобразования и т.д.) [63].

### III. Эффективные ПДКТ-технологии, доступные для клинического использования

#### 1. Технологии слияния изображений (fusion)

Создание ПДКТ превратило рентгеноперационную в полноформатный гибрид визуализационных технологий благодаря которому реконструированные объемы проведенных ранее исследований (МСКТ, МРТ, ПЭТ-КТ и др.) вместе с ПДКТ-исследованиями, выполненными во время рентгенохирургических вмешательств с помощью технологий слияния изображений (fusion) можно «принести прямо на операционный стол» наложив на «живую рентгеноскопию». Это позволило полностью отказаться от так называемой «ментальной тригонометрии» и «когнитивного фьюжена», сократить расход контрастных препаратов и время рентгеноскопии, а также начать эффективно выполнять многие вмешательства, проведение которых ранее было практически невозможно с использованием только плоскостных изображений (рис. 13). Процесс слияния (fusion) требует выполнения нескольких последовательных этапов: импорта и сегментации изображений, регистрации их с данными «текущего» (актуального) ПДКТ-исследования с использованием «риgidных» или «эластичных» 3D-3D протоколов объединения изображений, а также передачи (при необходимости) «результатирующей виртуальной маски» в стереотаксическое пространство, где она начинает «жить» в общей с рентгеноскопическим изображением системе координат.

Технологии слияния изображений, использующиеся сегодня в интервенционной радиологии целесообразно разделять на три большие группы. Первая подразумевает слияние определенного массива данных, полученного с использованием ПДКТ с массивом данных от «диагностических модальностей», для которых предполагается большая диагностическая ценность в связи преимуществами того или иного метода исследования (например, слияние ПДКТ/ПЭТ-КТ для взятия биопсии из метаболически активной части опухоли легкого). Для этого осуществляют объединение ПДКТ-массива данных с массивом данных диагностической МСКТ, МРТ или ПЭТ-КТ формате DICOM, а совмещенную информацию (напри-

мер, о размерах и положении метастаза в печени) накладывают на рентгеноскопию в режиме реального времени с целью проведения таргетирования опухоли во время аблации или взятия биопсии [13, 64]. Основным недостатком такого слияния является то, что информация от разных модальностей, как правило, получается в разные фазы задержки дыхания или положения тела пациента, что делает проведение точного слияния технически очень сложным либо вообще неосуществимым. В будущем эти проблемы возможно будут решены с использованием ИИ-программ, которые в настоящее время еще не дошли до стадии коммерческой реализации. Вторым недостатком слияния «разных модальностей» является «устаревание» информации, полученной на диагностическом этапе. Так, даже при слиянии данных МРТ или МСКТ с данными ПДКТ, несущими информацию о размере и положении опухолей головного мозга (положение и размеры интракраниальных образований не зависят от дыхания и движения тела пациента) перед проведением стереотаксической биопсии, данные, полученные на диагностическом этапе, часто расходятся с данными интрапроцедурной ПДКТ-визуализации, так как глиобластомы могут значительно увеличиваться, а лимфомы наоборот уменьшаться в объеме (на фоне проведения гормонотерапии) за короткий промежуток времени [65]. Таким образом, использование мультимодального слияния изображений (ПДКТ/МСКТ, ПДКТ/МРТ и др.) в настоящее время может быть эффективным при осуществлении вмешательств только на малоподвижных органах (например, на позвоночнике) и только при медленно прогрессирующих заболеваниях (например, во время установки стент-графта в аорту для лечения аневризмы). Поэтому расширение возможностей интраоперационной ПДКТ-визуализации с использованием наиболее эффективных режимов контрастирования является краеугольным камнем повышения дальнейшей точности и безопасности проведения многих рентгенохирургических вмешательств, в том числе ПДКТ-контролируемой стереотаксической биопсии опухолей головного мозга [65].

Более надежным является использование интраоперационного слияния ПДКТ/ПДКТ массивов данных во время ряда интервенционно-радиологических процедур. В качестве примера можно привести возможность слияния данных ПДКТ-артериогепатикографии, несущей информацию о положении и размерах метастаза в печени с данными ПДКТ-артериогепатикографии после выполнения чрескожной энергетической аблации для получения информации о «крае аблации» (по аналогии с краем резекции) с целью оценки технической эффективности проведенного лечения [14, 24].

Третим вариантом слияния изображений является наложение данных, полученных с помощью ПДКТ-сканирования (или изображений других модальностей) на «живую рентгеноскопию» при проведении чрескожной, внутрисосудистой и внутрипросветной навигации, что будет более подробно рассмотрено в следующем разделе.

## 2. Технологии дополненной реальности

Технологии дополненной реальности (дополненной рентгеноскопии) на основе ПДКТ подразумевают возможность проецирования трехмерной информации, полученной с помощью ПДКТ, непосредственно на рентгеноскопические мониторы в рентгеноперационной в режиме реального времени, что позволяет видеть анатомические структуры и «мишени» «на месте» во время использования рентгеноскопии. Типичный рабочий процесс включает получение ПДКТ-изображений, сегментацию сосудов, целевых очагов и других необходимых структур, вычисление трехмерной карты и регистрацию этой модели совместно с геометрией С-дуги, чтобы наложение синхронизировалось с движениями гентри и стола в стереотаксическом пространстве ангиографической установки. Эта парадигма, часто называемая также «3D-картированием в реальном времени» или «3D-роад-мапингом», широко используется как практичный и быстрый способ преобразования данных ротационной рентгенографии в руководство к дальнейшему проведению рентгенохирургических вмешательств [66, 67]. В настоящее время технологии дополненной реальности широко используются для проведения чрескожной, эндоваскулярной и эндробронхиальной навигации.

### 2.1. Чрескожная навигация

Стандартный рабочий процесс начинается с выполнения ПДКТ без контраста (например, для биопсии или аблации опухолей легких) или с использованием внутриартериального (например, для аблации узлов ГЦР в печени), внутривенного (например, для проведения крионейролизиса), эндолимфатического или других видов контрастирования (рис. 14). Далее на рабочей станции выполняется полуавтоматическая или автоматическая сегментация (выделение) целевых и критически важных структур, а также интерактивное построение безопасной траектории чрескожного таргетирования путем установки двух точек, одна из которых располагается в целевой зоне, а вторая – в точке входа аппликатора на коже. Далее, в автоматическом режиме, осуществляется построение трассы таргетирования и после оценки ее безопасности (избегание крупных сосудисто-нервных пучков, полых органов и др.) она регистрируется в стереотаксическом пространстве («геометрии») С-дуги таким образом, что 3D-карта накладывается на рентгеноскопическое изображение и обновляется вместе с изменением положения гентри, что позволяет совмещать иглу или аппликатор с прогнозируемой целью в режиме реального времени [62, 66]. Дополнительные опции наведения иглы, такие как захват цели, подсвечивание ортогональных (взаимно-перпендикулярных) проекций с помощью лазера, информирование врача о глубине установки аппликатора,

предназначены для уменьшения числа ошибок и очень помогают при таргетировании с использованием сложных углов атаки, а также в случаях «длинных траекторий», проходящих через подвижные органы (рис. 15). При проведении энергетической абляции, биопсии и других чрескожных вмешательств после установки иглы или аппликатора в целевую область обязательно проводится повторное ПДКТ-сканирование для подтверждения адекватного расположения устройства в целевой зоне. Ранее было показано, что использование технологий чрескожной стереотаксической навигации значительно облегчает проведение чрескожных вмешательств, в особенности при таргетировании образований диаметром менее 10 мм, не визуализируемых при УЗИ, повышая техническую эффективность и безопасность ряда процедур, в частности чрескожной биопсии опухолей легких [18, 64]. Более того, выполнение различных чрескожных рентгенохирургических вмешательств (биопсия, дренирование, абляция и т.д.) под ПДКТ-контролем осуществляется значительно быстрее, точнее и технически более эффективно по сравнению с выполнением тех же вмешательств под контролем МСКТ, при этом эффективная доза облучения на 13-42% меньше [68-71].

## 2.2. Эндоваскулярная навигация

Технологии внутрисосудистой навигации на основе ПДКТ конфигурируют полученные во время ПДКТ-артериографии изображения артериального русла в интерактивную сосудоориентированную дорожную карту, которая также, как и в предыдущем случае совмещается, регистрируется и синхронизируется с текущей геометрией С-дуги. При этом возможно использование дополнительных специальных программных пакетов, предназначенных для полуавтоматического или автоматического поиска питающих опухоль артерий [72]. Как было показано ранее, данные программы позволяют значительно повысить выявляемость питающих опухоль артерий, сокращая общее время процедур ссТАХЭ, одновременно значительно улучшая как техническую эффективность выполняемых процедур, так и отдаленные результаты лечения [73]. После сегментации целевой опухоли и построения 3D-карты внутрисосудистой навигации (в виде «подсвеченной» внутрисосудистой траектории) информация передается в стереотаксическое пространство, что позволяет быстро и прецизционно провести проводник и микрокатетер вдоль трехмерных осевых линий под контролем дополненной рентгеноскопии непосредственно к точке планируемой ссТАХЭ без использования этапной ЦСА. В опубликованных работах новая парадигма использования «3D-дорожной карты в реальном времени» описывается как практический и высокоеффективный способ преобразования отдельного 3D-изображения в полезное руководство для безопасной и прецизционной эмболизации/химиоэмболизации [30, 66, 67]. Более того, данная технология сокращает число дополнительных серий ЦСА, приводя к снижению лучевой на-

грузки на пациента и персонал [27].

## 2.3. Эндобронхиальная навигация

Технология, в значительной степени похожая на вышеописанные, заключается в том, что после проведения бесконтрастного ПДКТ-сканирования органов грудной полости, дыхательные пути сегментируются и преобразуются в осевые линии и целевые модели. Эти модели (например, сегментированная периферическая опухоль легкого) затем накладываются на рентгеноископическое изображение и постоянно обновляются с учетом движений гентри и стола, превращая единичную развертку в интерактивное руководство вместо статичного набора данных. Внутри дыхательных путей интрапулмональная навигация может объединять ПДКТ с предоперационной МСКТ для согласования предпроцедурных дорожных карт с интрапроцедурной анатомией. Объединенная 3D-модель дыхательных путей регистрируется на С-дуге и используется для облегчения проведения бронхоскопа (или проводникового катетера) в режиме дополненной рентгеноскопии для выполнения трансбронхиальной биопсии, трансбронхиальной криоабляции или трансбронхиальной микроволновой абляции периферических злокачественных новообразований легких [74-76].

## 3. Технологии виртуальной реальности (VR)

Если технологии дополненной реальности привнесли в операционную «трехмерные ПДКТ-изображения в режиме реального времени», то разработка программных пакетов на основе VR способна превратить эти ПДКТ-изображения в «интерактивную 3D-сцену», внутри которой оператор может свободно «перемещаться», планировать варианты чрескожного и внутрисосудистого лечения, оценивать его «результаты» а также учиться, не подвергая ни себя, ни пациента дополнительному введению контрастных препаратов и дополнительной лучевой нагрузке. Иными словами, уже сегодня современные VR-технологии позволяют использовать реконструированные ПДКТ-изображения как «виртуальный полигон» на котором можно точно смоделировать результаты и последствия проведения тех или иных чрескожных и эндоваскулярных рентгенохирургических вмешательств. В настоящее время широко используют три коммерчески доступные технологии виртуального планирования, однако в будущем к ним будут добавляться опции моделирования все большего и большего числа сложных интервенционно-радиологических процедур. В совокупности эти виртуальные инструменты на основе ПДКТ позволяют объединить этапы планирования, навигации и контроля эффективности ряда вмешательств в одной рентгеноперационной, делая ПДКТ предсказуемой и более «экономичной» с точки зрения использования контраста и облучения по сравнению с традиционными ме-

тодами визуализации такими как рентгеноскопия и ЦСА [27, 60]. Опубликован ряд клинических исследований, свидетельствующих о том, что использование ВР-ангиографии и ВР-планирования чрескожной абляции или сСТАХЭ повышает техническую успешность процедуры, сокращая время операции и снижая лучевую нагрузку [60, 77]. Предполагается, что по мере совершенствования графических процессоров, 5G-стриминга и «голосовых ИИ-ассистентов» ВР-технологии на базе ПДКТ в рентгеноперационной могут стать столь же рутинным инструментом интервенционной радиологии, как в настоящее время сама ПДКТ и технологии дополненной реальности на ее основе [78].

### 3.1. Виртуальная абляция

Виртуальная абляция подразумевает использование специального программного обеспечения, превращающего интрапроцедурную ПДКТ в среду планирования и прогнозирования результатов чрескожной энергетической деструкции опухолей [79-81]. С использованием данных программ врач может смоделировать и «увидеть» зону абляции, а также край абляции, размещая один или несколько виртуальных аппликаторов в целевом очаге. При этом система автоматически прогнозирует зону абляции в зависимости от вида (криозонды, антенны для МВА, электроды для РЧА и др.), параметров (в зависимости от производителя и каталожного номера конкретных устройств) и числа аппликаторов. Прогнозируемый объём абляции зависит также от «геометрии» установки аппликаторов и выбранных параметров подачи энергии (мощность, время, синергетический эффект и др.). Результатирующая «виртуальная зона обработки» отображается в 3D-режиме на рентгеноскопических экранах, позволяя оператору оценить область абляции перед подачей энергии и скорректировать положение и число аппликаторов или продолжительность воздействия для обеспечения технической эффективности процедуры. Критические структуры (полые органы, артерии и др.) могут быть дополнительно сегментированы и вместе с траекторией таргетирования после «одобрения плана» зарегистрированы для дальнейшего использования в процессе вмешательства [79]. После завершения процедуры контрольная ПДКТ с контрастированием «документирует» реальную зону абляции и позволяет напрямую сравнить её с прогнозом, предлагая дополнительные «перекрывающие» сеансы энергетического воздействия в случае выявления недостаточного края абляции [80, 81]. Предполагается, что в недалеком будущем полученная после абляции информация о результатах лечения может быть возвращена обратно в программу для ее дополнительного (машинного) обучения, корректирующего предустановленные настройки в соответствии с реальной клинической практикой [79-81].

### 3.2. Виртуальная химиоэмболизация

Ключевая функция программных пакетов «виртуальной инъекции (эмболизации)» заключается в том, что полученные с помощью ПДКТ-артериогепатикографии данные используются для прогнозирования распределения контрастного препарата (а также химиоэмболизата) в печени и сегментированном целевом опухолевом узле при расположении «виртуального катетера» в любой части артериального русла. Таким образом, вместо проведения реальной этапной ЦСА (в 2D-режиме) методом проб и ошибок оператор виртуально «тестирует» различные уровни артериального дерева и выбирает оптимальную точку химиоэмболизации, позволяющую полностью перекрыть артериальное кровоснабжение опухоли с минимальным повреждением здоровой паренхимы печени. Использование данного программного обеспечения позволяет снизить число дополнительных ЦСА-серий и этапных ПДКТ-сканирований, что существенно сокращает расход контрастного препарата и лучевую нагрузку на пациента и персонал при сохранении качества планирования и проведения процедур сСТАХЭ [30, 60, 67]. Количественные опции программных пакетов включают в себя также возможность оценки «виртуальной паренхиматозной перфузии», благодаря чему перфузионные изменения после химиоэмболизации могут быть смоделированы заранее, что дополнительно облегчает правильный выбор целевого сосуда и оценку состояния паренхимы печени после процедуры [48, 49].

### 3.3. Виртуальная установка стент-графта

Программа виртуального стентирования («виртуальный стент-графт») включает в себя этапы планирования и наведения при которых виртуальная модель стент-графта помещается в трёхмерную анатомическую структуру, полученную с помощью ПДКТ, и в последующем проецируется на рентгеноскопическое изображение в режиме реального времени. После ротационного сканирования с внутриартериальным контрастированием аорта и магистральные артерии сегментируются, а также создаются осевые линии и контуры артериального русла. Далее макет предполагаемого стента или стент-графта подготавливается по размерам, полученным с помощью ПДКТ, и выравнивается по осевой линии. В дальнейшем зарегистрированная модель визуализируется в виде трёхмерной карты, которая отслеживает движение гентри и стола во время «живой рентгеноскопии» [82]. Рабочий процесс ориентирован на индивидуальный подбор размеров графта и точность его «посадки» для каждого конкретного пациента, находящегося в рентгеноперационной. Параметры диаметра и длины аневризмы, измеренные на ПДКТ-изображении в рентгеноперационной, определяют точный подбор имплантируемых устройств, а совмещенное наложение позволяет оператору проверить устья, точки разветвления и запланированные зоны установки в той проекции, которая будет использоваться для реальной имплантации. Поскольку «дорожная кар-

та» совмещена с геометрией С-дуги (то есть погружена в стереотаксическое пространство ангиографической установки), проверенные виртуально координаты остаются неизменными при вращении С-дуги или смещении стола, что позволяет позиционировать проводники и катетеры, а также имплантировать стент-графт без выполнения дополнительных ПДКТ-сканирований [67, 82].

## IV. Перспективы дальнейшего развития ПДКТ и ПДКТ-технологий

Внедрение ПДКТ и ряда ПДКТ-технологий, описанных выше, уже сегодня изменило тактику проведения многих чрескожных и эндоваскулярных вмешательств [14, 24, 65]. Дальнейшее развитие этих технологий ближайшие 5-10 лет обещает нам переход на «новую квантовую ступень» благодаря ожидаемым прорывам в конструкции детекторов, разработке роботизированных орбит сканирования и совершенствовании ИИ-алгоритмов. Дальнейшее развитие ПДКТ-технологий будет связано также с улучшением ПДКТ-визуализации с параллельным снижением лучевой нагрузки на пациента и персонал, разработкой систем синхронизации дыхания и движений пациента во время проведения вмешательств, а также с развитием роботизированных систем для выполнения чрескожных и эндоваскулярных лечебных процедур. По всей видимости ангиографический комплекс с возможностью выполнения ПДКТ станет «технологическим ядром» в которое, по мере развития технологий, будут интегрироваться (сопрягаться) все новые дополнительные системы наведения, оптического и электромагнитного слежения (например, для отслеживания дыхания), лучевой визуализации (например, ультразвуковые сканеры), а также (по всей видимости) голограммический интерфейс, позволяющий «видеть» анатомические структуры и инструменты не только на рентгеновских мониторах, но и через очки дополненной реальности [29, 78].

### 1. Новые конструкции плоских детекторов

Инновации в области детекторных технологий для ПДКТ на С-дуге в настоящее время развиваются по трем взаимодополняющим направлениям: 1. создание более быстрых и «малошумных» детекторов на основе CMOS-технологии; 2. разработка различных вариантов двухэнергетической ПДКТ; 3. конструирование детекторов с прямым преобразованием рентгеновского излучения в электрический сигнал с возможностью подсчета фотонов. Каждое из этих решений направлено на достижение одного и того же клинического эффекта – более высокого пространственного, временного и, в особенности, контрастного разрешения при как можно меньших дозах облучения [1].

Детекторы на основе технологии CMOS (комплементарного металло-оксидного полупроводника (complement-

ary metal-oxide semiconductor)) сохраняют принцип непрямого преобразования на основе CsI, однако в них подлежащий слой a-Si заменен на так называемую CMOS-подложку состоящую не из аморфного, а из кристаллического кремния. Не вдаваясь в подробности необходимо отметить, что преимуществами такой конструкции является более мелкий размер пикселей (около 100 мкм), меньший электронный шум, уменьшенная задержка передачи изображений и гибкий режим работы с полным набором ячеек (без биннинга), что в совокупности обеспечивает протоколы с более высоким контрастным и пространственным разрешением и более стабильную визуализацию при более низких дозах облучения. В настоящее время коммерческое использование этих систем в интервенционной радиологии сдерживается так называемым «радиационным старением пикселей», ограниченным напряжением (< 130 кВ), а также сложностью и высокой ценой производства CMOS-панелей [1]. В то же время предварительные стендовые испытания ПДКТ на основе CMOS-технологии подтверждают важные преимущества данных детекторов, что позволяет надеяться на их внедрение в интервенционную радиологию в недалеком будущем [83].

Другим перспективным направлением считается двухэнергетическое сканирование, в первую очередь с использованием новых плоских детекторов, содержащих два сцинтилляционных слоя a-Si:H/CsI:Tl, разделенных тонким слоем меди и соединенных с отдельными электронными считывателями [84, 85]. Такая конструкция детекторов позволяет раздельно регистрировать низко- и высокоенергетические сигналы в каждой проекции, обеспечивая надежное слияние бинарных данных и защиту их от артефактов движения. Это позволяет получать карты распределения йода с разделением материалов и объемы с высокой степенью жесткости пучка непосредственно в рентгеноперационной. Экспериментальные образцы двухэнергетических детекторов недавно продемонстрировали возможность и перспективность их использования в области интервенционной радиологии [84, 85]. С клинической точки зрения, ближайшие перспективы использования двухэнергетических панелей включают в себя возможность получения попрекционных йодных карт для планирования и контроля эффективности ссТАХЭ, а также двухэнергетических «дорожных карт», исключающих линейные артефакты вокруг плотных структур (например, установленных ранее в артерии головного мозга металлических спиралей и др.) и «дозонейтральных протоколов», заменяющих несколько ангиографических процедур одним «спектральным вращением». В долгосрочной перспективе двухэнергетическое ПДКТ-сканирование будет сочетаться с оптимизированными для конкретных задач траекториями и автоматизированным планированием, чтобы спектральная информация напрямую использовалась для проведения рентгенохирургических вмешательств с возможностью оценки перфузии [84, 85].

Другим вариантом получения двухэнергетических изоб-





**Литература:**

1. Kanemitsu Y, Komori K, Kimura K. et al. D3 Lymph Node Dissection in Right Hemicolectomy with a No-touch Isolation Technique in Patients With Colon Cancer. *Dis Colon Rectum.* 2013; 56(7):815-24. doi: 10.1097/DCR.0b013e3182919093.
2. Kotake K, Mizuguchi T, Moritani K. et al. Impact of D3 lymph node dissection on survival for patients with T3 and T4 colon cancer. *Int J Colorectal Dis.* 2014; 29(7):847-52. doi: 10.1007/s00384-014-1885-z.
3. Lu J, Xing J, Zang L. et al. Extent of Lymphadenectomy for Surgical Management of Right-Sided Colon Cancer: The Randomized Phase III RELARC Trial. *J Clin Oncol.* 2024; 20.42(33):3957-3966. doi: 10.1200/JCO.24.00393.
4. Hashiguchi Y, Muro K, Saito Y. et al. Japanese Society for Cancer of the Colon and Rectum. Japanese Society for Cancer of the Colon and Rectum (JSCCR) guidelines 2019 for the treatment of colorectal cancer. *Int J Clin Oncol.* 2020; 25(1):1-42. doi: 10.1007/s10147-019-01485-z.
5. West N.P., Morris E.J., Rotimi O. et al. Pathology grading of colon cancer surgical resection and its association with survival: a retrospective observational study. *Lancet Oncol.* 2008; 9(9):857-65. doi: 10.1016/S1470-2045(08)70181-5.
6. Benz S.R., Feder I.S., Vollmer S. et al. Complete mesocolic excision for right colonic cancer: prospective multicentre study. *Br J Surg.* 2022; 110(1):98-105. doi: 10.1093/bjs/znac379.
7. Shiozawa, M., Akaike, M., Yamada, R. et al. Clinicopathological features of skip metastasis in colorectal cancer. *Hepato-gastroenterology.* 2007; 54(73):81-84.
8. Halsted W. S. The results of radical operations for the cure of carcinoma of the breast. *Annals of surgery.* 1907; 46(1):1-19.
9. Bernard Fisher; Laboratory and Clinical Research in Breast Cancer—A Personal Adventure: The David A. Karnofsky Memorial Lecture. *Cancer Res.* 1 November. 1980; 40(11):3863-3874.
10. Yutaka Yamamoto, Keiichi Takahashi, Masamichi Yasuno, Takaaki Sakoma, Takeo Mori, Clinicopathological Characteristics of Skipping Lymph Node Metastases in Patients with Colorectal Cancer, *Japanese Journal of Clinical Oncology.* 1998; 6:378-382. doi:10.1093/jjco/28.6.378
11. Zhang, C., Zhang, L., Xu, T. et al. Mapping the spreading routes of lymphatic metastases in human colorectal cancer. *Nat Commun.* 2020. doi:10.1038/s41467-020-15886-6.
12. Banipal G.S., Stimec B.V., Andersen S.N. et al. Comparing 5-Year Survival Rates Before and After Re-stratification of Stage I-III Right-Sided Colon Cancer Patients by Establishing the Presence/Absence of Occult Tumor Cells and Lymph Node Metastases in the Different Levels of Surgical Dissection. *J Gastrointest Surg.* 2022 Oct;26(10):2201-2211. doi: 10.1007/s11605-022-05434-6
13. Балабан В.В. Выбор оптимального объема лимфодиссекции при II-III стадии рака ободочной кишки: автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук: 3.1.6. Балабан Владимир Владимирович. - М., 2024.

**References:**

1. Kanemitsu Y, Komori K, Kimura K. et al. D3 Lymph Node Dissection in Right Hemicolectomy with a No-touch Isolation Technique in Patients With Colon Cancer. *Dis Colon Rectum.* 2013; 56(7):815-24. doi: 10.1097/DCR.0b013e3182919093.
2. Kotake K, Mizuguchi T, Moritani K. et al. Impact of D3 lymph node dissection on survival for patients with T3 and T4 colon cancer. *Int J Colorectal Dis.* 2014; 29(7):847-52. doi: 10.1007/s00384-014-1885-z.
3. Lu J, Xing J, Zang L. et al. Extent of Lymphadenectomy for Surgical Management of Right-Sided Colon Cancer: The Randomized Phase III RELARC Trial. *J Clin Oncol.* 2024; 20.42(33):3957-3966. doi: 10.1200/JCO.24.00393.
4. Hashiguchi Y, Muro K, Saito Y. et al. Japanese Society for Cancer of the Colon and Rectum. Japanese Society for Cancer of the Colon and Rectum (JSCCR) guidelines 2019 for the treatment of colorectal cancer. *Int J Clin Oncol.* 2020; 25(1):1-42. doi: 10.1007/s10147-019-01485-z.
5. West N.P., Morris E.J., Rotimi O. et al. Pathology grading of colon cancer surgical resection and its association with survival: a retrospective observational study. *Lancet Oncol.* 2008; 9(9):857-65. doi: 10.1016/S1470-2045(08)70181-5.
6. Benz S.R., Feder I.S., Vollmer S. et al. Complete mesocolic excision for right colonic cancer: prospective multicentre study. *Br J Surg.* 2022; 110(1):98-105. doi: 10.1093/bjs/znac379.
7. Shiozawa, M., Akaike, M., Yamada, R. et al. Clinicopathological features of skip metastasis in colorectal cancer. *Hepato-gastroenterology.* 2007; 54(73):81-84.
8. Halsted W. S. The results of radical operations for the cure of carcinoma of the breast. *Annals of surgery.* 1907; 46(1):1-19.
9. Bernard Fisher; Laboratory and Clinical Research in Breast Cancer—A Personal Adventure: The David A. Karnofsky Memorial Lecture. *Cancer Res.* 1 November. 1980; 40(11):3863-3874.
10. Yutaka Yamamoto, Keiichi Takahashi, Masamichi Yasuno, Takaaki Sakoma, Takeo Mori, Clinicopathological Characteristics of Skipping Lymph Node Metastases in Patients with Colorectal Cancer, *Japanese Journal of Clinical Oncology.* 1998; 6:378-382. doi:10.1093/jjco/28.6.378
11. Zhang, C., Zhang, L., Xu, T. et al. Mapping the spreading routes of lymphatic metastases in human colorectal cancer. *Nat Commun.* 2020. doi:10.1038/s41467-020-15886-6.
12. Banipal G.S., Stimec B.V., Andersen S.N. et al. Comparing 5-Year Survival Rates Before and After Re-stratification of Stage I-III Right-Sided Colon Cancer Patients by Establishing the Presence/Absence of Occult Tumor Cells and Lymph Node Metastases in the Different Levels of Surgical Dissection. *J Gastrointest Surg.* 2022 Oct;26(10):2201-2211. doi: 10.1007/s11605-022-05434-6
13. Balaban V.V. Choosing the optimal volume of lymph dissection in stage II-III colon cancer: abstract of the dissertation for the degree of Doctor of Medical Sciences: 3.1.6. Balaban, Vladimir Vladimirovich. Moscow, 2024.

**Конфликт интересов.** Авторы статьи подтверждают отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

**Коды ГРНТИ:**

76.29.39: ХИРУРГИЯ,  
76.29.49: ОНКОЛОГИЯ

# ЭНДОСКОПИЧЕСКАЯ ДИАГНОСТИКА ХОЛАНГИОЦЕЛЛЮЛЯРНОЙ КАРЦИНОМЫ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

# ENDOSCOPIC DIAGNOSTIC METHODS FOR CHOLANGIOCELLULAR CARCINOMA. REVIEW OF THE LITERATURE

**Байдарова М.Д., Леонова А.И.,  
Горленко К.Л., Калинин Д.В.,  
Гурмиков Б.Н., Груздев И.С.,  
Маринова Л.А.**

ФГБУ «Национальный медицинский  
исследовательский центр хирургии  
им. А.В. Вишневского» Минздрава РФ;  
117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27,  
Российская Федерация

Сведения об авторах:

Байдарова Марина Дахировна –  
кандидат медицинских наук, младший научный  
сотрудник группы интервенционной эндоскопии,  
ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский  
центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава  
России. 117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская,  
д. 27, Российская Федерация. Тел.: +7-922-069-31-61.  
E-mail: marinabaydarova@yandex.ru  
ORCID ID: oooo-0001-8053-7913

Леонова Анастасия Игоревна –  
врач-эндоскопист группы интервенционной  
эндоскопии, ФГБУ «Национальный медицинский  
исследовательский центр хирургии им. А.В.  
Вишневского» Минздрава России. 117997, г. Москва, ул.  
Большая Серпуховская, д. 27, Российская Федерация.  
Тел.: +7-953-877-53-00. E-mail: ai.leonova@mail.ru.  
ORCID ID: oooo-0001-8053-7913

Горленко Кирилл Леонидович –  
ординатор по специальности «хирургия»  
ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский  
центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава  
России. 117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская,  
д. 27, Российская Федерация. Тел.: +7-925-262-63-18.  
E-mail: mr.gorlenko@mail.ru.  
ORCID ID: oooo-00029885-7672

**Baydarova M.D., Leonova A.I.,  
Gorlenko K.L., Kalinin D.V.,  
Gurmikov B.N., Gruzdev I.S.,  
Marinova L.A.**

A.V. Vishnevsky National Medical  
Research Center of Surgery. 27,  
Bol'shaya Serpukhovskaya str.,  
Moscow, 117997,  
Russian Federation.

Information about the authors:

Baydarova Marina Dakhirovna –  
Cand. of Med. Sci., junior research fellow of  
the Interventional Endoscopy Department,  
A.V. Vishnevsky National Medical Scientific  
Center of Surgery.  
27, Bol'shaya Serpukhovskaya str., Moscow,  
117997, Russian Federation. Phone: +7-922-069-31-61.  
E-mail: marinabaydarova@yandex.ru  
ORCID ID: oooo-0001-8053-7913

Leonova Anastasiya Igorevna –  
endoscopy practitioner of the Interventional Endoscopy  
Department, A.V. Vishnevsky National  
Medical Scientific Center of Surgery.  
27, Bol'shaya Serpukhovskaya str., Moscow,  
117997, Russian Federation.  
Phone: +7-953-877-53-00. E-mail: ai.leonova@mail.ru.  
ORCID ID: oooo-0001-8053-7913

Gorlenko Cyrill Leonidovich –  
resident in the specialty “surgery”,  
A.V. Vishnevsky National Medical Research  
Center of Surgery.  
27, Bol'shaya Serpukhovskaya str.,  
Moscow, 117997, Russian Federation.  
Phone: +7-925-262-63-18. E-mail: mr.gorlenko@mail.ru,  
ORCID: oooo-00029885-7672

**Калинин Дмитрий Валерьевич –**  
кандидат медицинских наук, руководитель  
патологоанатомического отделения,  
ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский  
центр хирургии им. А.В. Вишневского» Минздрава  
России. 117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская,  
д. 27, Российская Федерация. Тел.: +7-499-236-81-63.  
E-mail: dmitry.v.kalinin@gmail.com  
ORCID ID: oooo-0001-8053-7973

**Гурмиков Беслан Нуралиевич –**  
доктор медицинских наук, заведующий  
онкологическим отделением хирургических методов  
лечения, ФГБУ «Национальный медицинский  
исследовательский центр хирургии  
им. А.В. Вишневского» Минздрава России.  
117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27,  
Российская Федерация. Тел.: +7-963-171-57-34.  
E-mail: gurmikov@mail.ru  
ORCID ID: oooo-0001-5958-3608

**Груздев Иван Сергеевич –**  
кандидат медицинских наук, научный сотрудник  
отделения рентгенологии и магнитно-резонансных  
исследований, ФГБУ «Национальный медицинский  
исследовательский центр хирургии  
им. А.В. Вишневского» Минздрава России.  
117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27,  
Российская Федерация. Тел.: +7-903-517-93-20.  
E-mail: gruzdev\_van@mail.ru  
ORCID ID: oooo-0003-0781-9898

**Маринова Людмила Анатольевна –**  
кандидат медицинских наук, руководитель группы  
интервенционной эндоскопии, ФГБУ «Национальный  
медицинский исследовательский центр хирургии  
им. А.В. Вишневского» Минздрава России.  
117997, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, д. 27,  
Российская Федерация.  
Тел.: +7-903-790-45-47. E-mail: lmarinova@bk.ru  
ORCID ID: oooo-0003-3887-4785

## Реферат

Своевременная диагностика холангiocарциномы остается сложной задачей из-за ее скрытого клинического течения. Ввиду отсутствия надежных лабораторных маркеров, специфических для данного заболевания, ключевую роль играет диагностическая визуализация. Но, несмотря на значимый прогресс, достигнутый в различных лучевых методах, таких как мультиспиральная компьютерная томография, магнитно-резонанс-

**Kalinin Dmitry Valerievich –**  
Cand. of Med. Scien., Head of Pathological  
Anatomy Department, A.V. Vishnevsky National Medical  
Research Center of Surgery.  
27, Bol'shaya Serpukhovskaya str.,  
Moscow, 117997, Russian Federation.  
Phone: +7-499-236-81-63. E-mail:  
dmitry.v.kalinin@gmail.com,  
ORCID: oooo-0001-6247-9481

**Gurmikov Beslan Nuralievich –**  
Doct. of Med. Scien., Head of Oncology  
Department of Surgical Treatment Methods,  
A.V. Vishnevsky National Medical Research  
Center of Surgery.  
27, Bol'shaya Serpukhovskaya str., Moscow, 117997,  
Russian Federation.  
Phone: +7-963-171-57-34.  
E-mail: gurmikov@mail.ru  
ORCID ID: oooo-0001-5958-3608

**Gruzdev Ivan Sergeevich –**  
Cand. of Med. Sci., research fellow of Radiology  
and Magnetic Resonance Research Department,  
A.V. Vishnevsky National Medical Research  
Center of Surgery.  
27, Bol'shaya Serpukhovskaya str., Moscow, 117997, Russian  
Federation.  
Phone: +7-963-171-57-34.  
E-mail: gruzdev\_van@mail.ru  
ORCID ID: oooo-0003-0781-9898

**Marinova Lyudmila Anatolievna –**  
Cand. of Med. Sci., Head of the Interventional  
Endoscopy Department,  
A.V. Vishnevsky National Medical Scientific  
Center of Surgery.  
27, Bol'shaya Serpukhovskaya str., Moscow,  
117997, Russian Federation.  
Phone: +7-903-790-45-47. E-mail: lmarinova@bk.ru  
ORCID ID: oooo-0003-3887-4785

## Abstract

Current diagnosis of cholangiocarcinoma remains a challenging due to its latent clinical course. Due to the lack of reliable laboratory markers for the diagnosis of this disease, diagnostic imaging plays a key role. Despite the significant progress made in various imaging methods, such as multispiral computed tomography, magnetic resonance cholangiopancreatography and endoscopic ultrasonography, accurate determination of

ная холангиопанкреатография и эндоскопическое ультразвуковое исследование, точное определение генеза структуры желчевыводящих путей на основе результатов этих исследований по-прежнему остается сложной задачей. Вышесказанное обосновывает необходимость получения образцов ткани во время эндоскопической ретроградной холангиопанкреатографии с последующей морфологической верификацией. Для получения клеточного материала обычно используются цитология аспирированной желчи, а также щеточная и щипцовая биопсии. В настоящее время разработаны и другие методики получения образцов тканей и диагностики билиарных структур, такие как биопсия под контролем пероральной холангiosкопии, тонкоигольная аспирационная биопсия под контролем эндосонографии, конфокальная лазерная эндомикроскопия и оптическая когерентная томография. Эти методы обладают более высокой чувствительностью и точностью в диагностике структур желчевыводящих путей, чем щеточная и щипцовая биопсии. Однако они не получили широкого применения из-за требований к специфическим техническим навыкам и дорогостоящему оборудованию.

Выполнен анализ литературы на данную тему.

#### Ключевые слова:

холангиоцеллюлярная карцинома, ЭРХПГ, цитология аспирированной желчи, щеточная биопсия, щипцовая биопсия, пероральная холангiosкопия, тонкоигольная аспирационная биопсия под контролем эндосонографии, ЭУС-ТИП, конфокальная лазерная эндомикроскопия, оптическая когерентная томография

*the nature of biliary tract stricture based on the results of these studies remains a challenging. Therefore, it is necessary to obtain tissue samples during endoscopic retrograde cholangiopancreatography with subsequent morphological verification. To obtain cellular material, cytology of aspirated bile, as well as brush and forceps biopsies are usually used. Currently, various other methods of obtaining tissue samples have been developed, such as biopsy under the control of peroral cholangioscopy, endoscopic ultrasound-guided fine needle aspiration. New diagnostic techniques have also been developed, such as optical coherence tomography and probe-based confocal laser endomicroscopy. These methods have a higher sensitivity and accuracy for the diagnosis of biliary strictures than brush and forceps biopsies. However, they have not been widely used due to the requirements for specific technical skills and expensive equipment.*

*The analysis of the literature on this problem is carried out.*

#### Key words:

*cholangiocarcinoma, endoscopic retrograde cholangiography, bile aspirated cytology, brush biopsy, forceps biopsy, peroral cholangioscopy, endosonography-guided fine-needle aspiration, confocal laser endomicroscopy, optical coherence tomography*

Холангиоцеллюлярная карцинома (ХЦК) представляет собой редкую злокачественную опухоль, развивающуюся из эпителия желчных протоков. На долю ХЦК приходится 2% всех злокачественных новообразований человека [1, 2]. Наиболее высокая заболеваемость ХЦК в мире отмечается на северо-востоке Таиланда, где эндемично заражение печеночной двуусткой *Opisthorchis viverrini*. В этом районе показатели заболеваемости составляют примерно 100 на 100 000 населения среди мужчин и 50 на 100 000 населения среди женщин, в то время как в западном мире – 0,5-2,0 на 100 000 человек [1,3,4]. Средний возраст на момент постановки диагноза составляет 65-68 лет [4, 5].

5-летняя выживаемость после постановки диагноза по данным разных авторов составляет 5-10% [2, 4]. Выживаемость при отсутствии терапии составляет 3,9 месяцев, при проведении паллиативной химиотерапии – 12-15 месяцев, а при выполнении хирургической операции – 12-36 месяцев. Однако, ввиду скрытого клинического течения, на момент диагностики в 2/3 случаев ХЦК уже не резектабелен [4, 6].

Факторами риска развития ХЦК являются заболевания желчных протоков, сопровождающиеся хроническим воспалением, такие как первичный склерозирующий холангит, желчнокаменная болезнь, кистозные трансформации желчных протоков, паразитарные заболевания печени, вызванные инвазией *Opisthorchis viverrinus* и *Clonorchis sinensis*, а также цирроз печени вирусной этиологии (HBV- и HCV-инфекции) [7, 8].

## Классификация

Как и большинство других злокачественных опухолей, ХЦК может быть классифицирован и стадирован по системе TNM [9]. В зависимости от анатомического расположения выделяют внутрипеченочный (ВХЦК) и вне-печеночный варианты. Последний в свою очередь подразделяется на воротную ХЦК (опухоль Клацкина) и дистальную ХЦК (ДХЦК), границей которых является место впадения пузырного протока в общий желчный проток [4, 10].

Опухоль Клацкина в соответствии с классификацией H.Bismuth-M.B.Corlette, 1975г., делится на 4 типа (рис.1): тип I – опухоль расположена в общем печеночном протоке и не распространяется на конфлюенс; тип II – опухоль захватывает конфлюенс; тип IIIa – опухоль захваты-

вает конфлюенс и распространяется на правый долевой проток; тип IIIb – опухоль захватывает конфлюенс и распространяется на левый долевой проток; тип IV – опухоль распространяется на правый и левый долевые протоки или растёт мультифокально.

Основываясь на макроскопической оценке роста опухоли, Группа по исследованию рака печени Японии (Liver Cancer Study Group of Japan) выделила 3 типа ВХЦК: перипротоковый-инфилтратирующий тип; внутрипротоковый тип – с папиллярным ростом или с формированием опухолевого тромба; экзофитный или объемформирующий тип. Перипротоковый-инфилтратирующий тип является наиболее распространенным и встречается в 70% случаев [10, 11].

## Клиническая картина и диагностика

ХЦК на ранних стадиях не имеет специфических симптомов и может проявляться в виде болей/дискомфорта в верхних отделах живота, снижения массы тела, общей слабости и утомляемости, что в сочетании с отсутствием изменений в стандартных показателях крови приводит к поздней постановке диагноза [7]. Клиническая картина распространенного ХЦК обусловлена обструкцией желчных протоков и проявляется синдромом механической желтухи.

Тестирование на углеводный антиген CA 19-9 может помочь в диагностике ХЦК, а также используется как prognostический фактор и показатель резектабельности опухоли. Однако чувствительность и специфичность метода составляют 62 и 63% соответственно. Кроме того, уровень CA 19-9 также может повышаться при других заболеваниях гепатобилиарной системы, включая холангит. С другой стороны, около 4-14% населения с отрицательным по Льюису фенотипом не способны секретировать CA 19-9 даже при наличии злокачественной опухоли [1, 4, 7, 12].

Рутинным методом инструментальной диагностики ХЦК в настоящее время является ультразвуковое исследование (УЗИ). Bloom и соавт. выполнили анализ ультразвуковых картин различных форм ХЦК и пришли к выводу, что УЗИ позволяет оценить такие характеристики, как уровень опухолевого поражения, размер и резектабельность опухоли [13]. Чувствительность УЗИ при выявлении холангикарциномы воротной, средней и дистальной локализации составляет 86, 59 и 33% соответственно [2, 4, 6].

Основными методами диагностики ХЦК являются компьютерная (КТ) и магнитно-резонансная томография (МРТ); при этом наиболее часто используется КТ, которая позволяет получить более детальные данные о характере опухоли и уровне обструкции желчевыводящих путей в сравнении с УЗИ [2,4,6]. Кроме того, по данным КТ можно оценить поражение сосудов, лимфатических узлов и наличие метастазирования [2, 14].

По данным Saluja и соавт. чувствительность, специфичность и диагностическая точность КТ при определении

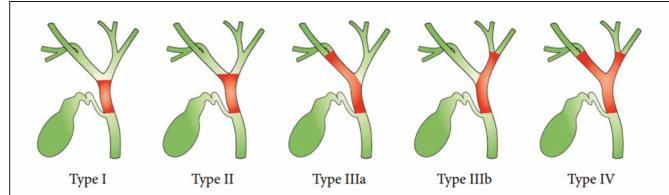


Рис. 1. Рисунок 1. Классификация опухоли Клацкина по H.Bismuth-M.B.Corlette.

Figure 1. Classification of Klatskin's tumor according to H.Bismuth-M.B.Corlette.

генеза билиарной структуры составила 79,2 %, 79,4 % и 79,3%, соответственно [15]. По данным мета-анализа, выполненного Ruys и соавт., точность КТ в диагностике злокачественных билиарных структур составила 86% [16]. Чувствительность при оценке поражения печеночной артерии, воротной вены и лимфатических узлов составила 83%, 89% и 61% соответственно при специфичности 93%, 92% и 88% соответственно [17].

МРТ органов брюшной полости с магнитно-резонансной холангиопанкреатографией (МРХПГ) позволяют получить трехмерное изображение желчных протоков, что является ее бесспорным преимуществом в сравнении с КТ, кроме того, МР-холангиограммы не уступают эндоскопической ретроградной холангиопанкреатографии (ЭРХПГ), однако, их «статичность» является недостатком метода [2]. Чувствительность и специфичность МРХПГ достигает 88% и 95%, соответственно [18].

Выполнение КТ и МРТ являются обязательными в диагностике ХЦК, однако, несмотря на значимый прогресс в развитии не инвазивных методов, эндоскопия продолжает играть важнейшую роль не только в лечении, но и в верификации ХЦК [4, 6, 7].

## ЭРХПГ с цитологией и щипцовой биопсией

С момента внедрения в 1968 году ЭРХПГ стала важной и общепризнанной диагностической и лечебной процедурой при заболеваниях панкреатобилиарной области [4, 6, 19, 20]. В ходе процедуры после катетеризации желчных протоков, выполняется их контрастирование с последующей оценкой данных холангиографии. Признаками злокачественности являются: протяженность структуры более 10 мм, а также её асимметричность и неровность контуров. При выявлении короткой, симметричной структуры с ровными контурами предполагается её доброкачественный характер [2]. При использовании этих критериев диагностическая чувствительность и специфичность результатов холангиографии составила 74% и 70% соответственно [4, 6].

ЭРХПГ может быть дополнена внутрипротоковым УЗИ (ВП УЗИ). УЗ-датчики мини-зондов для ВП УЗИ сканируют в частотах 7,5-30 МГц, что позволяет получать качественное изображение слоев стенок исследуемых трубчатых структур и прилежащих к ним анатомических образований и тканей.

После селективной канюляции желчных протоков через инструментальный канал дуоденоскопа по проводнику низводится УЗ мини-зонд [21]. При внутрипротоковом сканировании визуализируются три слоя: внутренний гиперэхогенный слой, соответствующий слизистой оболочке, средний гипоэхогенный слой мышечных волокон и наружный гиперэхогенный слой соединительной ткани. Наличие гипоэхогенного образования с нарушением нормальной структуры стенки и неровными краями, а также распространение образования в окружающие ткани являются признаками злокачественности [2, 22].

По данным крупного ретроспективного исследования, выполненного Meister и соавт., применение ВП УЗИ при диагностике злокачественных структур показало чувствительность 93,2%, специфичность 89,5% и точность 91,4%. [23]

Таким образом, результаты холангиографии и/или ВП УЗИ позволяют предположить доброкачественный или злокачественный характер структуры, однако для постановки окончательного диагноза необходимо получение образцов тканей под контролем ЭРХПГ с последующей морфологической верификацией, что является золотым стандартом.

Выделяют три основные методики для получения клеточного материала во время ЭРХПГ: (1) цитология аспирированной желчи, (2) щеточная биопсия и (3) щипцовая биопсия. В то время как специфичность при диагностике злокачественных новообразований у всех данных методов приближается к 100%, чувствительность варьируется в широких пределах и в целом остается неудовлетворительно низкой. К примеру, чувствительность цитологии аспирированной желчи составляет от 6% до 24% [4, 6].

Щеточная биопсия считается более эффективной в сравнении с цитологией аспирированной желчи. Для получения цитологического материала щетка по проводнику продвигается через эндоскоп в желчные протоки. Устройство располагают у проксимальной части структуры, затем щетку продвигают от катетера, немногого отводят и перемещают вперед-назад по структуре примерно 15 раз. После чего щетка возвращается в катетер, а устройство извлекается из эндоскопа. Материал с щетки можно нанести на предметное стекло, либо отрезать ее от устройства и поместить в фиксирующий раствор или и то, и другое.

По данным мета-анализа, выполненного в 2021г. Tanisaka и соавт. (табл.1), чувствительность щеточной биопсии при выявлении злокачественных новообразований составляет 21–70%, в то время как специфичность – 97–100%. Несмотря на низкую чувствительность, щеточная биопсия остается основным методом, используемым для диагностики злокачественных билиарных структур, ввиду простоты и экономичности [6, 24-32].

По данным исследования Nur и соавт., выполненного в 2022г., чувствительность, специфичность, положительная прогностическая ценность, отрицательная прогностическая ценность и точность щеточной биопсии составили 83%, 97%, 99%, 68% и 87% соответственно. Авторы сообщали, что после визуализации структуры под рентгеноскопическим контролем они выполняли 10 пассов щеткой. Для того, чтобы все образцы, полученные с помощью щеточной биопсии, были отправлены на цитологическое исследование, авторы отрезали щетку, погружали ее в цитолитический раствор и вымывали оставшиеся образцы из катетера. Исследование образцов выполняли опытные специалисты. Авторы заключали, что более высокая диагностическая ценность щеточной биопсии в их исследовании в сравнении с данными мировой литературы обусловли-

Таблица 1. Результаты щеточной биопсии при диагностике злокачественных стриктур.  
 Table 1. The results of a brush cytology in the diagnosis of malignant strictures.

Авторы/ Authors	Год/ Year	Количество пациентов/ Number of Patients	Чувствитель- ность (%)/ Sensitivity (%)	Специфич- ность (%)/ Specificity (%)	ППЦ (%) / PPV (%)	ОПЦ (%) / NPV (%)
P.G.Foutch et al.[25]	1991	30	33	100	100	58
T.Ponchon et al. [25]	1995	204	35	97	96	44
V.Pugliese et al.[26]	1995	94	54	100	100	50
J.C.Mansfield et al.[27]	1997	43	42	100	100	8
J.Jailwala et al.[28]	2000	133	30	100	100	28
C.J.Stewart et al.[29]	2001	406	60	98	98	61
Y.Kitajima et al.[30]	2007	60	72	100	100	32
T.Nishikawa et al.[31]	2014	123	51	98	97	63
C.Gerges et al.[32]	2020	27	21	100	100	65

ППЦ - положительная прогностическая ценность; ОПЦ - отрицательная прогностическая ценность;

PPV - positive predictive value; NPV - negative predictive value.

ваются методологическими особенностями, указанными выше [33].

Nguen и соавт. предположили, что выполнение дилатации до биопсии теоретически должно улучшать доступность злокачественных клеток для цитологического исследования [34]. Но в исследовании, выполненном de Bellis и соавт., не было выявлено статистически значимой разницы в чувствительности до и после дилатации [35]. Однако, когда результаты щеточной биопсии до и после дилатации были объединены, диагностическая ценность увеличилась с 35% до 44% ( $P = 0,001$ ). Это указывает на то, что на улучшение диагностической ценности влияет не дилатация стриктуры, а выполнение повторной щеточной биопсии [35].

Fogel и соавт. с целью повышения эффективности отбора проб тканей использовали при щеточной биопсии щетки большего размера ( $0,3 \times 5$  см), что увеличило клеточность, но не увеличило частоту выявляемости злокачественных образований в сравнении со стандартной щеткой [36]. Дополнительным методом, помогающим подтвердить наличие злокачественных клеток в образцах, полученных при щеточной биопсии, является флуоресцентная гибридизация *in situ* (fluorescence *in situ* hybridization, FISH). Данный молекулярно-цитогенетический метод основан на обнаружении флуоресцентно меченых специфических последовательностей ДНК/РНК хромосом с высокой степенью комплементарности последовательностей [37]. Изначально в 1969г. методика гибридизации *in situ* предполагала использование проб ДНК, меченых тритием или другими изотопами, с последующей авторадиографией. Однако ряд практических трудностей и необходимость соблюдения режима радиационной безопасности ограничили возможность ее применения, и со временем радиоактивная метка была заменена на флуоресцентную [38].

Группа авторов из США в 2022г. выполнила большой ретроспективный анализ результатов цитологических ис-

следований 1017 пациентов. По результатам исследования использование FISH значительно улучшало чувствительность (85% по сравнению с 65%) и отрицательную прогностическую ценность (74% по сравнению с 49%) в сравнении с изолированной щеточной биопсией при выявлении злокачественных новообразований [39]. По данным проспективного исследования, опубликованного чешскими учеными в 2023г., комбинация щеточной биопсии с FISH имеет тенденцию к улучшению показателей чувствительности (36,1% в сравнении с 50,7% ( $P = 0,076$ )) [37]. В то время как комбинация щеточной биопсии с щипцовой достоверно увеличивает чувствительность с 40,6% до 66,7% ( $P = 0,002$ ). Кроме того, комбинация щеточной и щипцовой биопсий с финансовой точки зрения обходится дешевле, чем выполнение FISH. Тем не менее, получение образцов тканей при щипцовой биопсии остается насущной проблемой, и на ее результат могут повлиять многие факторы, кроме того, не редки случаи ложноотрицательных результатов. Именно в таких случаях, когда диагноз сомнителен, выполнение FISH может сыграть важную роль [37].

Недавние исследования показали ценность использования анализа мутаций ДНК на основе полимеразной цепной реакции (ПЦР) в диагностике злокачественных новообразований поджелудочной железы и желчевыводящих путей. Профилирование для мутаций онкогена KRAS 10, 14, 15, 16 и мутаций, связанных с потерей гетерозиготности гена-супрессора опухолей, позволило выявить злокачественные новообразования, которые невозможно было бы обнаружить с помощью изолированной цитологии. По данным Kushnir и соавт., чувствительность щеточной биопсии в диагностике билиарных стриктур составила 26%, но при комбинации цитологии с FISH и профилированием мутаций чувствительность увеличилась до 44% и 56% соответственно. А при сочетании всех трех методик чувствительность достигала 66% [40].

В исследовании Gonda и соавт. комбинация цитологии и профилирования мутаций обладала сопоставимой чувствительностью в диагностике злокачественных стриктур в сравнении с комбинацией цитологии и методики FISH (51%). Однако комбинация всех трех методик повысила чувствительность до 73% [40].

Секвенирование ДНК нового поколения (next-generation sequencing – NGS) в качестве молекулярной диагностики стало перспективной технологией в диагностике генеза стриктур желчевыводящих путей. Это позволяет быстро и симультанно секвенировать генетический материал на одной среде или поверхности [41, 42]. Одно исследование показало, что комбинация панели из 28 генов (BiliSeq) и патологической оценки повысила чувствительность до 83% и специфичность до 99% при диагностике билиарных стриктур [43]. По данным Harbhajanka и соавт. комбинация щеточной биопсии и NGS значительно повышает чувствительность с 49% до 93% [2]. Однако в настоящее время не определена группа мутаций, характерная для злокачественных новообразований панкреатобилиарной области. Кроме того, NGS является дорогостоящим и трудоемким методом. Тем не менее данный метод бесспорно обладает потенциалом для диагностики генеза стриктур желчевыводящих путей и выявления целевых геномных изменений [37].

Альтернативой щеточной биопсии, применяемой глав-

ность биопсии, выполненной при помощи эндоскопического скребка, была значительно выше в сравнении с щеточной и щипцовой биопсиями (53,6%, 30,9% и 31,6%, соответственно) [46].

Ввиду возможности получения образцов тканей большего размера при щипцовой биопсии, её диагностическая ценность выше в сравнении с щеточной биопсией. Однако успех щипцовой биопсии зависит от мастерства оператора. Процедура может быть технически сложна из-за необходимости введения в узкий желчный проток прямого и жесткого инструмента без проводника [46]. В связи с этим, перед канюляцией холедоха биопсийными щипцами необходимо выполнять папиллосфинктеротомию, в том числе для снижения риска развития панкреатита после ЭРХГ. После выполнения папиллосфинктеротомии, под рентгеноэндоскопическим контролем щипцы проводят к стриктуре и захватывают образец ткани. По данным Tamada и соавт., взятие трех образцов ткани при биопсии достаточно для получения чувствительности 100% у пациентов с папиллярным типом ХЦР, в то время как для инфильтрирующего типа необходимо выполнение множественной биопсии [25, 47].

Диагностическая ценность щипцовой биопсии также была оценена в мета-анализе Tanisaka и соавт., при этом чувствительность составила 43–81%, а специфичность 90–100% (табл. 2) [25, 28–31, 48–50].

Таблица 2. Результаты щипцовой биопсии при диагностике злокачественных стриктур.  
Table 2. The results of a forceps biopsy in the diagnosis of malignant strictures.

Авторы/ Authors	Год/ Year	Количество пациентов/ Number of Patients	Чувствитель- ность (%)/ Sensitivity (%)	Специфич- ность (%)/ Specificity (%)	ППЦ (%)/ PPV (%)	ОПЦ (%)/ NPV (%)
Y.Kubota et al.[48]	1993	41	81	100	100	75
T.Ponchon et al.[25]	1995	128	43	97	97	41
M.Sugiyama et al.[49]	1996	45	81	100	100	67
J.Jailwala et al.[28]	2000	133	43	90	94	31
C.J.Stewart et al.[29]	2001	406	60	98	98	61
Y.Kitajima et al.[30]	2007	60	65	100	100	22
D.J.Hartman et al.[50]	2014	87	50	96	97	41

ППЦ – положительная прогностическая ценность; ОПЦ – отрицательная прогностическая ценность;  
PPV – positive predictive value; NPV – negative predictive value.

ным образом в Японии, является биопсия с помощью эндоскопического скребка [44–46]. Скребок, оснащенный тремя петлями для соскабливания, которые используются специально для получения образцов тканей и клеток для гистологии и цитологии, проводится в желчные протоки по направителю. Соскобленные ткани и клетки собираются через боковое отверстие внешней оболочки в шприц, путем аспирации вместе с желчью. Процедура с использованием эндоскопического скребка почти идентична щеточной биопсии; таким образом, метод технически прост и быстр. В 2022г. группа исследователей из Нагои проанализировала результаты различных методик получения образцов тканей, при этом чувствитель-

Существуют различные факторы, приводящие к ложно-отрицательным результатам биопсий, среди которых наиболее распространенными являются общие трудности при отборе образцов тканей, десмопластический мелкоклеточный характер ХЦК и фоновые воспалительные изменения.

Logrono и соавт. в своем исследовании, посвященном эндоскопической щеточной биопсии, выделили три причины, приводящие к ложноотрицательным результатам. Наиболее важной и частой (67%) причиной является получение неудовлетворительных образцов тканей при щипцовой биопсии. Это обычно связано с трудностями при выполнении процедуры, такими как невозможность

получения клеток из-за сложного анатомического расположения очага поражения, плохая визуализация, выраженный фиброз тканей, наличие изъязвлений или неизменных клеток эпителия, покрывающих злокачественную структуру. Другими причинами ложноотрицательных результатов являются ошибка интерпретации (17%), а именно трудности при распознавании хорошо дифференцированных опухолей, таких как муцинозная и папиллярная карциномы, а также технические ошибки (17%), такие как значительные артефакты, появляющиеся при высыхании образцов на воздухе, некроз и воспаление, приводящие к неоптимальному приготовлению предметных стекол с последующей некорректной интерпретацией [51]. Комбинация дилатации структуры желчных протоков, аспирации желчи и последующей щеточной биопсии показала более высокую чувствительность (85%), чем изолированное выполнение щеточной биопсии (57%). Цитологическое исследование желчи, выполняемое после щеточной биопсии, повысило чувствительность на 24% [52]. В мета-анализе, выполненному Navaneethan и соавт., сообщалось, что совокупная чувствительность щеточной биопсии, щипцовой биопсии и комбинации обоих методов составляет 45%, 48% и 59% соответственно, при соответствующей специфичности 99%, 99% и 100%. Авторы

пришли к выводу, что щеточная и щипцовая биопсии имеют сопоставимую чувствительность, которая, может незначительно увеличиваться при сочетании обоих методов [53].

По данным других авторов щеточная биопсия имеет чувствительность 23-56%, тогда как щипцовая - 35-65%. Комбинация обеих процедур имеет чувствительность 60-70% при диагностике злокачественных структур [45, 54, 55].

## ХОЛАНГИОСКОПИЯ

С момента первого выполнения холангiosкопии в 1975г. произошли значимые изменения: двух операторная система «мать-дочь» сменилась одно операторной системой, а оптоволоконные аппараты сменились цифровыми [56, 57].

Холангiosкопия позволяет напрямую визуализировать желчные протоки и выполнить прицельную биопсию интересующего участка, что, по данным некоторых авторов, повышает точность диагностики структур (табл.3) [58]. После выполнения папиллосфинктеротомии холангiosкоп продвигается через рабочий канал дуоденоскопа по проводнику или выполняется прямая канюляция. Существуют определенные характерные признаки, вы-

Таблица 3. Результаты ПХ при диагностике злокачественных структур.  
Table 3. The results of a peroral cholangioscopy in the diagnosis of malignant strictures.

Авторы/ Authors	Год/ Year	Количе- ство паци- ентов/ Number of Patients	Чувствитель- ность/ Sensiti- vity (%)	Специфич- ность/ Specifi- city (%)	Точность/ Accuracy (%)	Чувстви- тельность биопсии/ Biopsy Sensiti- vity (%)	Специфич- ность биопсии/ Biopsy Speci- ficity (%)	Точ- ность биопсии/ Biopsy Accuracy (%)
Y.K.Chen et al. [60]	2007	22	100	77	85	71	100	90
D.J.Hartman et al. [50]	2012	89	88	86	87	57	100	78
Y.S.Woo et al. [61]	2014	32	100	90	96	64	100	73
T.Kurihara et al. [62]	2016	89	94	92	94	65	89	70
U.Navaneethan et al. [58]	2016	44	90	96	Н/Д N/D	85	100	Н/Д N/D
T.Ogura et al. [63]	2017	25	83	89	93	80	100	89
R.J.Shah et al. [64]	2017	58	97	93	94	86	100	91
C.Gerges et al. [32]	2020	31	96	67	87	68	100	77
Y.Tanisaka et al.[65]	2020	30	100	77	90	82	100	90
C.Gerges								

Н/Д – нет данных

N/D – no data

являемые при пероральной холангиоскопии (ПХ), позволяющие предположить характер структуры [2, 59]. К признакам злокачественности относятся: (1) толстые извивы сосуды неправильной формы, (2) рыхлость, (3) неравномерная папиллярно-зернистая поверхность и (4) узловая приподнятая поверхность, как при подслизистом поражении. К доброкачественным признакам относятся: (1) мелкая сеть тонких сосудов и плоская поверхность с мелкими псевдодивертикулами или без них; (2) подлежащая однородная папиллярно-зернистая поверхность без первичных масс, что свидетельствует о гиперплазии; (3) неровная поверхность с псевдодивертикулами или без них, что свидетельствует о воспалении; (4) белая поверхность со схождением складок, предполагающая рубцевание. В таблице 3 представлены данные о диагностической ценности визуальных данных при ПХ при неопределенных билиарных структурах [32, 50, 58, 60-65]. Таким образом, чувствительность ПХ при диагностике злокачественных структур находится в диапазоне 83-100%, специфичность 67-96%, точность 85-96% [6].

Но, несмотря на хорошие результаты, визуальные критерии злокачественности еще не полностью установлены, и существуют значительные различия в интерпретации визуальных данных ПХ в зависимости от оператора. Эти вариации могут приводить к ложноположительному результату диагностики злокачественного новообразования. Таким образом, морфологическая верификация важна для постановки окончательного диагноза. Прогностическое исследование, выполненное Draganov и соавт. показало, что выполнение биопсии мини-щипцами 3Fr под контролем ПХ имеет значительно более высокую точность по сравнению со стандартной щипцовой биопсией под рентгеноскопическим контролем [66].

В таблице 3 также представлены данные о диагностической ценности биопсии под контролем ПХ при билиарных структурах неясного генеза. При этом чувствительность составила 64-86%, специфичность 89-100%, точность 70-90%.

В систематическом обзоре и мета-анализе Navaneethan и соавт. совокупная чувствительность и специфичность биопсии под контролем ПХ при диагностике злокачественных структур желчевыводящих путей составила 60,1% (95% ДИ (54,9-65,2%)) и 98,0% (95% ДИ (96,0-99,0%)) соответственно [58].

В другом мета-анализе, выполненном Korrapati и соавт. сообщалось, что частота общих и серьезных нежелательных явлений после ПХ составила 7% и 1% соответственно [67]. При выполнении ПХ следует помнить, что избыточное орошение водой во время процедуры может привести к повышению внутрипротокового давления с дальнейшим развитием холангита. Поэтому для предупреждения холангита необходима антибиотикопрофилактика и выполнение билиарного дренирования.

Кроме того, по данным Cotton и соавт., даже при условии выполнении ЭРХПГ экспертами, общие, тяжелые и летальные осложнения развиваются в 4%, 0,7% и 0,06% случаев соответственно [68].

В недавних рекомендациях Европейского общества гастроинтестинальной эндоскопии сообщалось, что частота развития панкреатита, холангита и перфорации во время/после ЭРХПГ составляет 3,5-9,7%, 0,5-3,0% и 0,08-0,6% соответственно [69, 70].

Кроме того, сообщалось, что уровень смертности от панкреатита после ЭРХПГ составляет 0,1-0,7% [71]. И, несмотря на то, что ряд мер по профилактике постманипуляционного панкреатита, таких как техника канюлирования, стентирование главного панкреатического протока, интенсивная внутривенная гидратация и введение определенных лекарственных препаратов, доказали свою эффективность, основным решающим моментом все же остается тщательное определение показаний к ретроградному вмешательству [69].

## КОНФОКАЛЬНАЯ ЛАЗЕРНАЯ ЭНДОМИКРОСКОПИЯ

Конфокальная лазерная эндомикроскопия (КЛЭ) — это метод эндоскопической визуализации, который может обеспечить гистологическую оценку ткани *in vivo* в режиме реального времени [72].

Еще в 1955 г. американский профессор Minsky представил первый опытный образец конфокального микроскопа для исследования нейронной сети в препаратах ткани головного мозга, а также нервных окончаний клеток кожи без предварительного окрашивания. Однако изобретение намного опередило свое время и потому было оставлено без внимания [73]. В конце 60-х — начале 70-х гг. впервые были опубликованы изображения ткани головного мозга, однако низкая скорость сканирования, слабость источников света, а также сложность фиксации результатов исследования на кинопленку не позволяли получать высокоточные изображения. Лишь в 80-х — 90-х гг. благодаря развитию телевизионных, компьютерных и лазерных технологий, способствовавших новому витку в развитии конфокальной микроскопии, впервые были представлены гистологические изображения тканей *in vivo* животных, роговицы глаза и головного мозга человека. В гастроэнтерологии КЛЭ впервые была использована в 2000 г. при исследовании препаратов тканей желудочно-кишечного тракта [73].

Зондовая КЛЭ (ЗКЛЭ) основывается на использовании аргон-ионного лазерного луча синего света с длиной волны 488 нм. Попадая на биологические ткани, часть света поглощается, а индуцируемый лазером эффект флюоресценции вызывает свечение тканей, которое идентифицируется конфокальным микроскопом и обрабатывается компьютером, позволяя получить динамическое монохромное изображение с частотой 11 Гц и разрешением 600 мкм [74].

Для исследования желчных протоков применяют зонд Holangiофлекс (Cellvizio, Mauna Kea Technologies, Paris) разрешающая способность которого достигает 3,5 мкм, а оптическое поле составляет 600 мкм при глубине исследования 0-50 мкм. После ЭРХПГ, папиллосфинктерото-

мии минизонд проводят по системе доставки в зону интереса, затем он аккуратно прикладывается к интересующей части для выполнения конфокальной визуализации со скоростью 12 кадров в секунду. Внутрипротоковые изображения записываются и сохраняются в компьютерном блоке, подключенном к зонду [74].

Для дифференцирования злокачественных и доброкачественных билиарных стриктур при ЗКЛЭ была разработана классификация Майами, 2019 (рис.2).

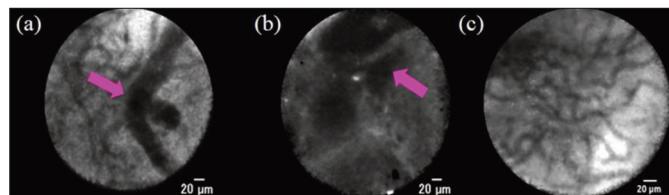


Рис. 1. Изображения ЗКЛЭ при злокачественных стриктурах желчных протоков, согласно классификации Майами.

Figure 1. Probe-based confocal laser endomicroscopy images for malignant biliary strictures according Miami classification.

а) толстые темные полосы ( $>40$  мкм) (розовая стрелка), б) темные сгустки (розовая стрелка), с) сетчатый рисунок из тонких темных ветвящихся полос ( $<20$  мкм) [76].  
 a) thick dark bands ( $>40$   $\mu$ m) (pink arrow); b) dark clumps (pink arrow); c) reticular network of thin dark branching bands ( $<20$   $\mu$ m) [76].

Согласно этой классификации критерии, характерные для злокачественных поражений, следующие: (1) толстые белые полосы ( $>20$  мкм), (2) толстые темные полосы ( $>40$  мкм), (3) темные сгустки и (4) эпителий. Критерии диагностики доброкачественных поражений следующие: (1) сетчатый рисунок из тонких темных ветвящихся полос ( $<20$  мкм), (2) светло-серый фон и (3) кровеносные сосуды ( $<20$  мкм). Впоследствии классификация Майами была дополнена Парижской классификацией, которая включила дополнительные критерии, характерные для воспалительных заболеваний желчных протоков: 1) застойные явления в сосудах, 2) темная зернистая поверхность с чешуйками, 3) увеличенное межжелези-

стое пространство, 4) утолщенная сетчатая структура [76].

Чувствительность ЗКЛЭ при диагностике злокачественных новообразований находится в диапазоне 83-98%, специфичность – 33-93%, точность 78-93% (табл. 4) [65, 75-79].

В систематическом обзоре и мета-анализе диагностической эффективности ЗКЛЭ объединенная чувствительность и специфичность для диагностики злокачественности составили 90% (95% доверительный интервал (ДИ) (84-94%)) и 75% (95% ДИ (66-83%)), соответственно [80]. По данным российских авторов чувствительность, специфичность и общая точность холангиоскопии, дополненной ЗКЛЭ, составили 91,7%, 93,7-93,8% и 92,8% соответственно [81, 82].

Таким образом, ЗКЛЭ обладает высокой эффективностью. Кроме того, данная методика упоминается в рекомендациях Американского общества гастроинтестинальной эндоскопии по лечению билиарных неоплазий как полезная альтернатива существующим диагностическим исследованиям [83]. Однако КЛЭ является дорогостоящей процедурой и требует дополнительного обучения для правильной интэрпретации данных, что является препятствием для ее более широкого использования.

## Оптическая когерентная томография

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – метод визуализации, использующий низкокогерентный свет для получения двух- и трехмерных изображений в высоком разрешении. В основе ОКТ лежит интерферометрическое детектирование отраженного тканями излучения ближнего инфракрасного диапазона, что позволяет обеспечить высокую разрешающую способность (20 мкм) и достаточную для выявления изменений слизистой оболочки глубину сканирования (до 2 мм).

Впервые термин ОКТ был использован 1991 году в исследовании американских ученых под руководством Fujimoto, авторами были представлены томографические изоб-

Таблица 4. Результаты ЗКЛЭ при диагностике злокачественных стриктур.  
 Table 4. The results of a pCLE in the diagnosis of malignant strictures.

Авторы/ Authors	Год/ Year	Количество пациентов/ Number of Patients	Чувствительность/ Sensitivity (%)	Специфичность/ Specificity (%)	Точность/ Accuracy (%)
A. Meining et al. [77]	2011	89	98	67	81
A. Meining et al. [75]	2012	45	97	33	N/D N/D
F. Caillol et al. [76]	2013	89	96	64	78
A. Slivka et al.	2015	112	89	71	82
M. Dubow et al.	2018	97	83	93	90
Y. Tanisaka et al.	2020	30	94	92	93

Н/Д – нет данных

N/D – no data

ражения, демонстрирующие *in vitro* перипапиллярную зону сетчатки [84]. Первые прижизненные ОКТ сетчатки и переднего отрезка глаза были выполнены в 1993 и 1994г. соответственно, в то время как первые ОКТ желчных протоков *in vivo* были выполнены в 2001г. [84-87].

Многочисленные исследования *ex vivo* демонстрировали, что ОКТ может определять микроархитектонику тканей в главном панкреатическом и желчных протоках; что коррелирует с результатами морфологических исследований. Кроме того, исследования *in vivo* подтвердили способность ОКТ дифференцировать структуру стенки желчевыводящих путей, а также продемонстрировали безопасность и осуществимость этого метода [88]. Возможность визуализировать не только слизистую оболочку, но и подлежащие слои, является одним из основных преимуществ ОКТ в сравнении с другими методами диагностики. Кроме того, диаметр ОКТ-зонда меньше чем у холангоскопа, что облегчает его проведение и изучение узких структур. Наконец, в то время как КЛЭ может оценивать один небольшой участок ткани за раз, ОКТ позволяет оценить 6 см ткани за 90 секунд. Авторы заключили, что ОКТ не увеличивает количество осложнений после ЭРХПГ, в связи с чем является безопасной процедурой. При этом показатели технического успеха ОКТ достигли 100 % [84-89].

При ОКТ неизмененной стенки желчного протока дифференцируются 3 слоя на глубине до 1-2мм. Внутренний гиперрефлекторный слой толщиной до 400-600мкм, соответствует эпителию. Средний гиперрефлекторный гомогенный слой толщиной 350-480мкм, соответствует фиброзномышечной ткани. Наружный гиперрефлекторный менее гомогенный слой, представляет собой соединительную ткань (адвентицию). При добропачественном характере билиарной структуры фиброзно-мышечный слой утолщен, но три слоя стенки сохраняются, тогда как при злокачественном поражении слои стенки желчного протока теряют организацию и имеют большие нерефлекторные области [89].

Для оценки характера опухоли при ОКТ экспертами были предложены следующие критерии: 1) расширенные гиперрефлекторные структуры; 2) гипержелезистая слизистая оболочка (> 3 в кадре); 3) гиперрефлекторная поверхность; 4) наличие слоистой структуры стенки; 5) отсутствие слоистой структуры стенки; 6) слоистость по типу «луковой кожуры» («onion-skin layering»); 7) утолщенный эпителий; 8) зубчатость [88].

В 2022г. было выполнено многоцентровое совместное исследование, в котором врачам-эндоскопистам, являющимся экспертами в ОКТ, необходимо было оценить эталонные клипы и изображения из атласа по вышеописанным восьми критериям, полученным на основе консенсуса. В общей сложности было проанализировано 35 видеоклипов, для оценки согласия между исследователями был проведен внутриклассовый корреляционный анализ. Наибольшее согласие было отмечено по следующим критериям:

1. Расширенные гиперрефлекторные структуры (0,85);
2. Отсутствие слоистой структуры стенки (0,89);

3. Наличие слоистой структуры стенки (0,81);
4. Слоистость по типу «луковой кожуры» (0,77).

Другие критерии, указывающие на злокачественность, такие как гиперрефлекторная поверхность и утолщенный эпителий, показали слабое или среднее согласие между наблюдателями, 0,36 и 0,4 соответственно. В целом, диагностическая точность была средней на уровне 51% при диапазоне от 43 % до 60 %. Тем не менее, было достигнуто высокое согласие между наблюдателями в отношении дифференциации неопластических (0,8) и не неопластических (0,8) поражений. Авторы заключали, что ОКТ представляет собой многообещающий метод диагностики неопределенных структур желчевыводящих путей. Однако для утверждения предложенных ими критерии необходимы дальнейшие исследования по мере накопления опыта эндоскопистов [89].

## Эндоскопическая ультрасонография и эндоскопическая тонкоигольная пункция под контролем ультразвукового исследования

Эндоскопическая ультрасонография (ЭУС) является центральным инструментом в диагностике и стадировании заболеваний панкреатобилиарной области. По данным Gag- row и соавт. чувствительность и специфичность ЭУС при билиарных структурах неясного генеза составляет 78% и 84% [90]. В другом исследовании авторы заключали, что выявляемость злокачественных новообразований желчных протоков при ЭУС превосходит результаты КТ и МРТ (94, 30 и 42% соответственно) [91]. Точность ЭУС при Т-стадировании первичной опухоли при ХЦК составляет 60-81%, в то время как точность ВП УЗИ составляет 68% [92]. Важным преимуществом ЭУС в сравнении с ЭРХПГ является отсутствие риска развития постманипуляционного панкреатита.

Тонкоигольная пункция под контролем ЭУС (endoscopic ultrasound fine-needle aspiration (EUS-FNA) является общепринятым методом для получения образцов клеточного материала из солидных опухолей [4, 6, 92].

EUS-FNA позволяет получить материал для цитологического исследования при дифференциальной диагностике доброкачественных и злокачественных опухолей, а также при необходимости проведения химиотерапии. В настоящее время наиболее часто используемыми размерами игл являются 22 и 25 G [4, 6, 92].

Чувствительность EUS-FNA при диагностике злокачественных структур находится в диапазоне 43-94%, специфичность составляет 100%, и точность 70-94% (табл. 5) [91, 93-97].

По данным исследования, выполненного в 2022г. Mathew и соавт., чувствительность ЭРХПГ с щеточной биопсией составила 65,3% в сравнении с 90,63% при EUS-FNA. Специфичность в обоих случаях составила 100%. ОПЦ при EUS-FNA составила 68,42%, что значительно больше, чем при ЭРХПГ с щеточной биопсией, которая имела ОПЦ 37,14%.

Таблица 5. Результаты EUS-FNA при диагностике злокачественных стриктур.  
 Table 5. The results of a EUS-FNA in the diagnosis of malignant strictures.

Авторы/ Authors	Год/ Year	Количество пациентов/ Number of Patients	Чувствительность (%)/ Sensitivity (%)	Специфичность (%)/ Specificity (%)	Точность/ Accuracy (%)	Нежелательные явления/ Adverse Events
A.Fritscher-Ravens et al. [93]	2004	44	89	100	91	Нет/ None
T.Rösch et al. [94]	2004	50	43	100	70	Н/Д N/D
J.DeWitt et al. [95]	2006	24	77	100	79	Нет/ None
M. Mohamadnejad et al. [91]	2011	81	73	Н/Д N/D	Н/Д N/D	1 (гемо-билия)/ 1 (hemobilia)
F. Weilert et al. [96]	2014	51	94	100	94	Нет/ None
S. Onda et al. [97]	2016	47	84	100	87	Нет/ None

Н/Д – нет данных

N/D – no data

Авторы заключали, что среди пациентов с обструкцией желчных протоков выполнение ЭРХПГ с щеточной биопсией является хорошим методом для получения образцов ткани, обладая умеренной чувствительностью и высокой специфичностью. Однако чувствительность EUS-FNA превосходит чувствительность щеточной биопсии при ЭРХГ, в связи с чем для повышения диагностической точности, авторы рекомендовали всем пациентам с подозрением на злокачественную структуру выполнять EUS-FNA перед терапевтической ЭРХПГ. Следует отметить, что 86% пациентов, включенных в исследование имели дистальную билиарную обструкцию, и лишь 14% проксимальную [54]. В 2022г. группа авторов из Кореи выполнила мета-анализ, в который были включены результаты исследований, выполненных с января 1995 года по август 2020 года. Сравнивались результаты щеточной биопсии, щипцовой биопсии, щеточной+щипцовой биопсии, а также EUS-FNA (табл.6).

Таблица 6. Чувствительность EUS-FNA при диагностике злокачественных стриктур.  
 Table 6. The results of a EUS-FNA in the diagnosis of malignant strictures.

Метод	Чувствительность
Щеточная биопсия	56%
Щипцовая биопсия	67%
Щеточная+щипцовая биопсия	70,7%
EUS-FNA	73,6%

Чувствительность щеточной биопсии была достоверно ниже в сравнении с другими методами. Авторы заключали, что щипцовая биопсия, щипцовая+щеточная биопсии, а также EUS-FNA имеют сопоставимую эффективность [98].

Последние достижения в производстве биопсийных игл заключались в создании устройства для тонкоигольной биопсии (FNB), позволяющего получить столбик тканей, подходящий для гистологического исследования [99].

В недавнем мета-анализе сравнивали результаты EUS-FNA с EUS-FNB, и FNB обеспечил более высокую диагностическую точность, частоту проникновения в ткани и позволил выполнять меньшее количество пассов как при поражениях поджелудочной железы, так и при вне панкреатических локализаций [100].

Хотя сообщений об использовании EUS-FNB при заболеваниях желчных протоков не было, метод EUS-FNB потенциально может повысить точность диагностики. В связи с чем исследования, касающиеся его применения в данных случаях, представляются оправданными.

Согласно сведениям некоторых авторов, EUS-FNA может представлять более безопасную альтернативу ЭРХПГ. Однако применение EUS-FNA ограничено при проксимальных стриктурах и имеет лучшие результаты при дистальных и внепротоковых поражениях, а также при поражениях размерами более 15 мм [101]. Кроме того, в последнее время появляется все больше сообщений о случаях появления метастазов по трассе пункции после EUS-FNA или EUS-FNB. В недавнем обзоре, сообщалось о 33 пациентах (27 - рак поджелудочной железы; 6 - другие) с метастазированием по трассе пункции после EUS-FNA или EUS-FNB [102]. Однако данные случаи отмечались при локализации новообразования в теле или хвосте поджелудочной железы, в то как время при EUS-FNA/FNB головки поджелудочной железы имплантационные метастазы не наблюдались ввиду нахождения трассы для пункции в удалемом органокомплексе. По данным систематического обзора и мета-анализа, опубликованного Facciorusso и соавт. в 2023г., частота имплантационного метастазирования по трассе пункции при раке поджелудочной железы составила 0,4% [103]. Несмотря на то, что сообщений о случаях метастазирования по трассе пункции при проксимальном злокачественном поражении желчных протоков не было, они не могут быть исключены, ввиду чего EUS-FNA не следует проводить, если это не влияет на тактику лечения [104].

## ЧРЕСКОЖНАЯ ЧРЕСПЕЧЕНОЧНАЯ ХОЛАНГИОГРАФИЯ

Чрескожная чреспеченочная холангиография (ЧЧХ) — это рентгенологическая процедура, при которой осуществляется прямой доступ к желчевыводящим путям с помощью чрескожной иглы. Сообщалось, что чувствительность и специфичность ЧЧХ в диагностике структур составляют 70,8% и 47,6%, соответственно, что аналогично данным показателям ЭРХПГ [105]. Недостатком этого метода является риск метастазирования по трассе пункции [105].

В недавнем систематическом обзоре, сравнивающем частоту диссеминации после эндоскопического дренирования желчных протоков и чрескожной чреспеченочной холангиостомии, сообщалось, что данный показатель в группе эндоскопического дренирования был значительно ниже (10,5% против 22,0% ИЛИ = 0,35, 95% ДИ 0,23–0,53) [106].

Авторами из клиники Мейо (США) был предложен следующий диагностический алгоритм при подозрении на злокачественный характер билиарной структуры (рис. 3). Согласно представленному алгоритму, после проведения ряда неинвазивных методов диагностики, при проксимальном уровне билиарного поражения методом выбора является ЭРХПГ с щеточной/щипцовой биопсией. При получении неопределенного результата выполняется ПХ. В случае дистального блока и внепротоковой опухоли первичным методом выбора для получения морфологической верификации является EUS-FNA. Однако при неопределенном результате цитологического

исследования, а также при внутрипротоковой локализации опухоли показано выполнение ЭРХПГ с щеточной и щипцовой биопсией и ПХ. Если генез структуры остается неясным, следует рассмотреть возможность выполнения повторной ЭРХПГ с ПХ и щеточной/щипцовой биопсией; ВП УЗИ с биопсией, другим вариантами являются динамическое наблюдение и, при высокой вероятности злокачественного характера поражения — хирургическое вмешательство [2, 57].

## Заключение

ХЦК представляет собой относительно редкую злокачественную опухоль, развивающуюся из эпителия желчных протоков. Диагностика холангиокарциномы затруднена. Ввиду отсутствия специфических симптомов на ранних стадиях в 2/3 случаев на момент постановки диагноза ХЦК уже нерезекtableна [1-6]. Традиционно применяемые методы лучевой диагностики (УЗИ, КТ, МРТ) не обладают достаточной информативностью. По данным некоторых авторов, частота неуточненных лучевыми методами заболеваний достигает 30%, таким образом эндоскопические технологии играют важную роль не только в лечении, но и в диагностике ХЦК, в том числе ввиду возможности выполнения морфологической верификации [2, 4, 6, 82]. Методом выбора для получения образцов ткани при ЭРХПГ является щеточная биопсия ввиду простоты выполнения и экономичности [2, 4, 6, 7, 57]. Однако, если специфичность методики составляет около 100%, то показатели чувствительности значительно отличаются и, по данным разных авторов, составляют 21-83% [4, 6, 24-33]. Диагностическая ценность щипцовой биопсии выше в сравнении с щеточной биопсией [4, 6, 33]. Однако данная процедура является операторозависимой и требует выполнения папиллосфинктеротомии, в том числе для снижения риска развития панкреатита после ЭРХПГ. Тем не менее, чувствительность щипцовой биопсии так же значимо варьирует в разных публикациях и составляет 43-81% [6, 25, 28-31, 46-50].

ПХ позволяет напрямую визуализировать желчные протоки и выполнить прицельную биопсию интересующего участка, что повышает точность диагностики [6, 32, 50, 57-65]. Чувствительность и специфичность изолированной ПХ и ПХ, дополненной биопсией, составляют 83-100%, 67-96% и 60,1-86%, 89-100%, соответственно [6, 32, 50, 58-65].

Несмотря на диагностическую значимость транспапиллярных методик, следует помнить об общих, тяжелых и летальных осложнениях ЭРХПГ, которые развиваются в 4%, 0,7% и 0,06% случаев соответственно даже при выполнении процедуры экспертами и, в соответствии с этим, необходимо тщательно определять показания к данному вмешательству [6, 68].

Чувствительность ЭУС-ТИП при диагностике злокачественных структур находится в диапазоне 43-94%, специфичность составляет 100%, и точность 70-94% [91, 93-97]. Эффективность ЭУС-ТИП показывает лучшие результаты

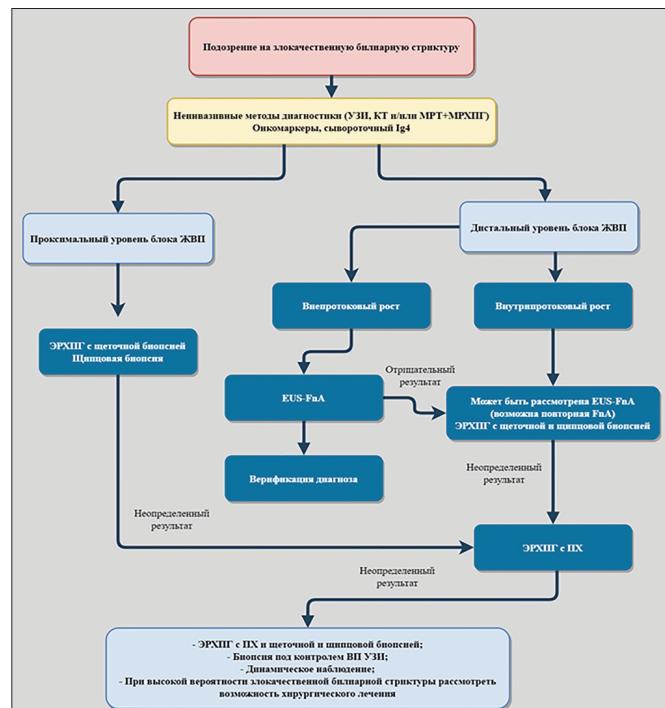


Рис. 3. Алгоритм диагностики злокачественных билиарных структур  
Figure 3. Diagnostic algorithm for malignant biliary strictures

при дистальной и внепротоковой локализации поражения, а также при образованиях размерами более 15 мм [101].

ЗКЛЭ является полезной альтернативой существующим диагностическим исследованиям. Так, чувствительность метода по данным разных авторов находится в диапазоне 83–98%, специфичность – 33–93%, точность – 78–93% [75–83]. Однако необходимость дополнительного обучения для правильной интерпретации данных, а также дорогоизна процедуры являются препятствием для более широкого использования КЛЭ [6, 75–83].

ОКТ является многообещающим методом диагностики неопределенных стриктур желчевыводящих путей. Однако в настоящее время отсутствуют утвержденные критерии, позволяющие достоверно предположить доброкачественный или злокачественный характер стриктуры на основании ОКТ, что требует дальнейших исследований возможностей данной методики [88, 89].

Чувствительность и специфичность ЧЧХ составляют 70,8% и 47,6%, соответственно [105], что аналогично диагностической ценности ЭРХПГ. Однако ввиду высокой частоты имплантационного метастазирования (22%), показания к ЧЧХ ограничиваются случаями, когда выполнение ЭРХПГ невозможно или было неэффективно [106].

Таким образом, комплексное применение современных эндоскопических методик повышает точность диагностики ХЦК, что позволяет подобрать оптимальную тактику ведения пациентов и улучшить результаты их лечения.

Однако, несмотря на наличие большого спектра существующих методов, эндоскопическая диагностика билиарных стриктур остается непростой задачей, требующей дальнейшего совершенствования и накопления опыта.

#### Литература / References:

- Гурмиков Б.Н., Коваленко Ю.А., Вишневский В.А., Чжао А.В. Внутрипеченочный холангiocеллюлярный рак: диагностика и лечение. *Анналы хирургической гепатологии*. 2018;23(4):108–117. doi:10.16931/1995-5464.20184108-117
- Gurmikov B.N., Kovalenko Yu.A., Vishnevsky V.A., Chzhao A.V. Intrahepatic cholangiocellular carcinoma: diagnosis and treatment (review). *Annaly khirurgicheskoy hepatologii = Annals of HPB Surgery*. 2018;23(4):108–117. doi:10.16931/1995-5464.20184108-117 (In Russ.)]
- Chandrasekar V.T., Faigel D. Diagnosis and treatment of biliary malignancies: biopsy, cytology, cholangioscopy and stenting. *Minimally Invasive Surgery*. 2021;5:33. doi:10.20517/2574-1225.2021.12
- Bergquist A., von Seth E. Epidemiology of cholangiocarcinoma. *Best Pract Res Clin Gastroenterol*. 2015; 29(2):221–32. doi:10.1016/j.bpg.2015.02.003. Epub 2015 Feb 16. PMID: 25966423
- Urban O., Vanek P., Zoundjiekpon V., Falt P. Endoscopic Perspective in Cholangiocarcinoma Diagnostic Process. *Gastroenterol Res Pract*. 2019 Dec 20; 2019:9704870. doi:10.1155/2019/9704870. PMID: 31933635; PMCID: PMC6942804
- Mosadeghi S., Liu B., Bhuket T., Wong R.J. Sex-specific and race/ethnicity-specific disparities in cholangiocarcinoma incidence and prevalence in the USA: An updated analysis of the 2000–2011 Surveillance, Epidemiology and End Results registry. *Hepatol Res*. 2016 Jun;46(7):669–77. doi:10.1111/hepr.12605. Epub 2015 Nov 12. PMID: 26508039
- Tanisaka Y., Mizuide M., Fujita A., Ogawa T., Suzuki M., Katsuda H., et al. Diagnostic Process Using Endoscopy for Biliary Strictures: A Narrative Review. *J Clin Med*. 2021;10(5):1048. doi:10.3390/jcm10051048. PMID: 33802525; PMCID: PMC7961606
- Жариков Ю.О., Шевченко Т.В., Чжао А.В. Внутрипеченочный холангiocеллюлярный рак (обзор). Современная онкология. 2015;2(17):18–25. [Zharikov Y.O., Shevchenko T.V., Zhao A.V. Intrahepatic cholangiocellular carcinoma (review). *Journal of Modern Oncology* 2015;2(17):18–25. (In Russ.)]
- Rizvi S, Gores G.J. Pathogenesis, diagnosis, and management of cholangiocarcinoma. *Gastroenterology* 2013; 145(6):1215–29. doi:10.1053/j.gastro.2013.10.013
- Brierley J. D., Gospodarowicz M. K. and Wittekind C., Eds., *The TNM Classification of Malignant Tumors*, 8, Eiley Blackwell, Oxford, 2017.
- Щеголев А.И., Туманова У.Н., Кармазановский Г.Г., Мишнёв О.Д. Холангiocарцинома: классификации и стадирование. *Медицинская визуализация*. 2018;5(22):55–64. doi:10.24835/1607-0763-2018-5-55-64
- Shchegolev A.I., Tumanova U.N., Karmazanovsky G.G., Mishnev O.D. Cholangiocarcinoma: classification and staging. *Medical visualization*. 2018;5(22):55–64. doi:10.24835/1607-0763-2018-5-55-64 (In Russ.)]
- Sakamoto Y., Kokudo N., Matsuyama Y., Sakamoto M., Izumi N., Kadoya M., et al; Liver Cancer Study Group of Japan. Proposal of a new staging system for intrahepatic cholangiocarcinoma: Analysis of surgical patients from a nationwide survey of the Liver Cancer Study Group of Japan. *Cancer*. 2016;122(1):61–70. doi:10.1002/cncr.29686. Epub 2015 Oct 2. PMID: 26430782; PMCID: PMC5054870
- Cravo M. Is CA 19-9 of Any Help in the Management of Cholangiocarcinoma? *GE Port J Gastroenterol*. 2017;24(3):108–109. doi:10.1159/000457910. Epub 2017 Mar 23. PMID: 28848793; PMCID: PMC5553391
- Bloom C.M, Langer B, Wilson S.R. Role of US in the detection, characterization, and staging of cholangiocarcinoma. *Radiographics* 1999;19(5):1199–218.
- Кармазановский Г.Г. Лучевая диагностика холангiocеллюлярного рака. *Московский хирургический журнал*. 2018;(3):50. [Karmazanovsky G.G. Radiological diagnosis of cholangiocellular cancer. *Moscow Surgical Journal*. 2018;(3):50. (In Russ.)]
- Saluja S.S., Sharma R., Pal S., Sahni P., Chattopadhyay T.K. Differen-

- tiation between benign and malignant hilar obstructions using laboratory and radiological investigations: a prospective study. *HPB (Oxford)*. 2007;9(5):373-82. doi:10.1080/13651820701504207. PMID: 18345322; PMCID: PMC2225516
16. Ruys A.T., Ven Beem B.E., Engelbrecht M.R.W., Bipat S., Stoker J., Van Gulik T.M. Radiological staging in patients with hilar cholangiocarcinoma: a systematic review and meta-analysis. *Br J Radiol*. 2012;85(1017):1255-62. doi:10.1259/bjr/88405305. PMID: 22919007; PMCID: PMC3487057
17. Zhang H., Zhu J., Ke F., Weng M., Wu X., Li M., et al. Radiological Imaging for Assessing the Respectability of Hilar Cholangiocarcinoma: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biomed Res Int*. 2015;2015:497942. doi:10.1155/2015/497942. Epub 2015 Sep 1. PMID: 26448940; PMCID: PMC4569758
18. Hathaway Q.A., Lakhani D.A., Balar A.B., Santiago S.P., Krafft M.R., Zitun M., et al. Distal cholangiocarcinoma: case report and brief review of the literature. *Radiol Case Rep*. 2022;18(2):423-429. doi:10.1016/j.radcr.2022.10.072. PMID: 36444360; PMCID: PMC9699922
19. Freeman M.L., Guda N.M. ERCP cannulation: a review of reported techniques. *Gastrointest Endosc*. 2005;61(1):112-25. doi:10.1016/s0016-5107(04)02463-0. PMID: 15672074
20. Suissa A., Yassin K., Lavy A., Lachter J., Chermekh I., Karban A., et al. Outcome and early complications of ERCP: a prospective single center study. *Hepatogastroenterology*. 2005;52(62):352-5. PMID: 15816433
21. Бурдюков М.С., Юричев И.Н., Нечипай А.М., Артемьев А.И., Елисеев С.В. Методика выполнения внутрипротоковой эндо-сонографии органов панкреатобилиарной зоны. Доказательная гастроэнтерология. 2013;(1):52-61.
- [Burdikov M.S., Iurichev I.N., Nechipai A.M., Artem'ev A.I., Eliseev S.V. The method for intraductal endosonography of pancreatobiliary organs. *Russian Journal of Evidence-Based Gastroenterology*. 2013;(1):52-61. (In Russ.)]
22. Sun B., Hu B. The role of intraductal ultrasonography in pancreatobiliary diseases. *Endosc Ultrasound*. 2016;5(5):291-299. doi:10.4103/2303-9027.191607. PMID: 27803901; PMCID: PMC5070286
23. Meister T., Heinzel H.S., Woestmeyer C., Lenz P., Menzel J., Kucharzik T., et al. Intraductal ultrasound substantiates diagnostics of bile duct strictures of uncertain etiology. *World J Gastroenterol*. 2013;19(6):874-81. doi:10.3748/wjg.v19.i6.874. PMID: 23430958; PMCID: PMC3574884
24. Foutch P.G., Kerr D.M., Harlan J.R., Kummet T.D. A prospective, controlled analysis of endoscopic cytotechniques for diagnosis of malignant biliary strictures. *Am J Gastroenterol*. 1991;86(5):577-80. PMID: 2028947
25. Ponchon T., Gagnon P., Berger F., Labadie M., Liaras A., Chavaillon A., et al. Value of endobiliary brush cytology and biopsies for the diagnosis of malignant bile duct stenosis: results of a prospective study. *Gastrointest Endosc*. 1995;42(6):565-72. doi:10.1016/s0016-5107(95)70012-9. PMID: 8674929
26. Pugliese V., Conio M., Nicolò G., Saccomanno S., Gatteschi B. Endoscopic retrograde forceps biopsy and brush cytology of biliary strictures: a prospective study. *Gastrointest Endosc*. 1995;42(6):520-6. doi:10.1016/s0016-5107(95)70004-8. PMID: 8674921
27. Mansfield J.C., Griffin S.M., Wadehra V., Matthewson K. A prospective evaluation of cytology from biliary strictures. *Gut*. 1997;40(5):671-7. doi:10.1136/gut.40.5.671. PMID: 9203949; PMCID: PMC1027173
28. Jailwala J., Fogel E.L., Sherman S., Gottlieb K., Flueckiger J., Bucksot L.G., et al. Triple-tissue sampling at ERCP in malignant biliary obstruction. *Gastrointest Endosc*. 2000;51(4 Pt 1):383-90. doi:10.1016/s0016-5107(00)70435-4. PMID: 10744806
29. Stewart C.J., Mills P.R., Carter R., O'Donohue J., Fullarton G., Imrie C.W., et al. Brush cytology in the assessment of pancreatico-biliary strictures: a review of 406 cases. *J Clin Pathol*. 2001;54(6):449-55. doi:10.1136/jcp.54.6.449. PMID: 11376018; PMCID: PMC1731449
30. Kitajima Y., Ohara H., Nakazawa T., Ando T., Hayashi K., Takada H., et al. Usefulness of transpapillary bile duct brushing cytology and forceps biopsy for improved diagnosis in patients with biliary strictures. *J Gastroenterol Hepatol*. 2007;22(10):1615-20. doi:10.1111/j.1440-1746.2007.05037.x. Epub 2007 Jun 15. PMID: 17573833
31. Nishikawa T., Tsuyuguchi T., Sakai Y., Sugiyama H., Tawada K., Mikata R., et al. Factors affecting the accuracy of endoscopic transpapillary sampling methods for bile duct cancer. *Dig Endosc*. 2014;26(2):276-81. doi:10.1111/den.12140. Epub 2013 Jul 5. PMID: 23826684
32. Gerges C., Beyna T., Tang R.S.Y., Bahin F., Lau J.Y.W., van Geenen E., et al. Digital single-operator peroral cholangioscopy-guided biopsy sampling versus ERCP-guided brushing for indeterminate biliary strictures: a prospective, randomized, multicenter trial (with video). *Gastrointest Endosc*. 2020;91(5):1105-1113. doi:10.1016/j.gie.2019.11.025. Epub 2019 Nov 25. PMID: 31778656
33. Nur A.M., Salim M., Boerner S., Li S., Law C.C.Y., Edwards L., et al. High Diagnostic Yield of Endoscopic Retrograde Cholangiopancreatography Brush Cytology for Indeterminate Strictures. *J Can Assoc Gastroenterol*. 2022;5(5):234-239. doi:10.1093/jcag/gwac011. PMID: 36196274; PMCID: PMC9527657
34. Nguyen K., Sing J.T. Jr. Review of endoscopic techniques in the diagnosis and management of cholangiocarcinoma. *World J Gastroenterol*. 2008;14(19):2995-9. doi:10.3748/wjg.14.2995. PMID: 18494049; PMCID: PMC2712165
35. de Bellis M., Fogel E.L., Sherman S., Watkins J.L., Chappo J., Younger C., et al. Influence of stricture dilation and repeat brushing on the cancer detection rate of brush cytology in the evaluation of malignant biliary obstruction. *Gastrointest Endosc*. 2003;58(2):176-82. doi:10.1067/mge.2003.345. PMID: 12872082
36. Fogel E.L., deBellis M., McHenry L., Watkins J.L., Chappo J., Cramer H., et al. Effectiveness of a new long cytology brush in the evaluation of malignant biliary obstruction: a prospective study. *Gastrointest Endosc*. 2006;63(1):71-77. doi:10.1016/j.gie.2005.08.039. PMID: 16377319
37. Zoundjiekpon V.D., Falt P., Zapletalova J., Vanek P., Kurfurstova D., Slobodova Z., et al. Fluorescence In Situ Hybridization in Primary Diagnosis of Biliary Strictures: A Single-Center Prospective Interventional Study. *Biomedicines*. 2023;11(3):755. doi:10.3390/biomedicines11030755. PMID: 36979734; PMCID: PMC10045065
38. В.Ю. Нугис. FISH-метод: способ цитогенетической ретроспективной оценки дозы. Обзор. Саратовский научно-медицинский журнал, 2016. 4(12):671-678.
- [V.Yu. Nugis. FISH-method: technique of cytogenetic retrospective dose evaluation. (Review), 2016. Saratov Journal of Medical Sciences]

- tific Research. 4(12):671-678. (In Russ.)]
39. Khan J, la Sancha C, Saad M., Alkashash A., Ullah A., Alruwaii F., et al. The Role of Fluorescence In Situ Hybridization in Pancreatobiliary Brushing Cytology: A Large Retrospective Review with Histologic Correlation. *Diagnostics (Basel)*. 2022;12(10):2486. doi:10.3390/diagnostics12102486. PMID: 36292175; PMCID: PMC9600502
40. Kushnir V.M., Mullady D.K., Das K., Lang G., Hollander T.G., Murad F.M., et al. The Diagnostic Yield of Malignancy Comparing Cytology, FISH, and Molecular Analysis of Cell Free Cytology Brush Supernatant in Patients With Biliary Strictures Undergoing Endoscopic Retrograde Cholangiography (ERC): A Prospective Study. *J Clin Gastroenterol.* 2019;53(9):686-692. doi:10.1097/MCG.oooooooooooo001118. PMID: 30106834; PMCID: PMC6768606
41. Gonda T.A., Viterbo D., Gausman V., Kipp C., Sethi A., Poneros J.M., et al. Mutation Profile and Fluorescence In Situ Hybridization Analyses Increase Detection of Malignancies in Biliary Strictures. *Clin Gastroenterol Hepatol.* 2017;15(6):913-919.e1. doi:10.1016/j.cgh.2016.12.013. Epub 2016 Dec 23. PMID: 28017843
42. Alekseyev Y.O., Fazeli R., Yang S., Basran R., Maher T., Miller N.S., et al. A Next-Generation Sequencing Primer-How Does It Work and What Can It Do? *Acad Pathol.* 2018;5:2374289518766521. doi:10.1177/2374289518766521. PMID: 29761157; PMCID: PMC5944141
43. Singhi A.D., Nikiforova M.N., Chennat J., Papachristou G.I., Khalid A., Rabinovitz M., et al. Integrating next-generation sequencing to endoscopic retrograde cholangiopancreatography (ERCP)-obtained biliary specimens improves the detection and management of patients with malignant bile duct strictures. *Gut.* 2020;69(1):52-61. doi:10.1136/gutjnl-2018-317817. Epub 2019 Apr 10. PMID: 30971436; PMCID: PMC6943248
44. Sakuma Y., Kodama Y., Sogabe Y., Nakai Y., Yamashita Y., Mikami S., et al; Kyoto Pancreatobiliary Study Group. Diagnostic performance of a new endoscopic scraper for malignant biliary strictures: a multicenter prospective study. *Gastrointest Endosc.* 2017;85(2):371-379. doi:10.1016/j.gie.2016.07.060. Epub 2016 Aug 4. PMID: 27497604
45. Nakahara K., Michikawa Y., Morita R., Suetani K., Morita N., Sato J., et al. Diagnostic Ability of Endoscopic Bile Cytology Using a Newly Designed Biliary Scraper for Biliary Strictures. *Dig Dis Sci.* 2019;64(1):241-248. doi:10.1007/s00620-018-5217-y. Epub 2018 Jul 23. PMID: 30039240
46. Kato M., Onoyama T., Takeda Y., Kawata S., Kurumi H., Koda H., et al. Peroral Cholangioscopy-Guided Forceps Biopsy and Endoscopic Scraper for the Diagnosis of Indeterminate Extrahepatic Biliary Stricture. *J Clin Med.* 2019;8(6):873. doi:10.3390/jcm8060873. PMID: 31248095; PMCID: PMC6616582
47. Tamada K., Tomiyama T., Wada S., Ohashi A., Satoh Y., Ido K., et al. Endoscopic transpapillary bile duct biopsy with the combination of intraductal ultrasonography in the diagnosis of biliary strictures. *Gut.* 2002;50(3):326-31. doi:10.1136/gut.50.3.326. PMID: 11839709; PMCID: PMC1773153
48. Kubota Y., Takaoka M., Tani K., Ogura M., Kin H., Fujimura K., et al. Endoscopic transpapillary biopsy for diagnosis of patients with pancreaticobiliary ductal strictures. *Am J Gastroenterol.* 1993;88(10):1700-1704. PMID: 8213710
49. Sugiyama M., Atomi Y., Wada N., Kuroda A., Muto T. Endoscopic transpapillary bile duct biopsy without sphincterotomy for diagnosing biliary strictures: a prospective comparative study with bile and brush cytology. *Am J Gastroenterol.* 1996;91(3):465-467. PMID: 8633492
50. Hartman D.J., Slivka A., Giusto D.A., Krasinskas A.M. Tissue yield and diagnostic efficacy of fluoroscopic and cholangioscopic techniques to assess indeterminate biliary strictures. *Clin Gastroenterol Hepatol.* 2012;10(9):1042-1046. doi:10.1016/j.cgh.2012.05.025. Epub 2012 Jun 4. PMID: 22677575
51. Logrono R., Kurtycz D.F., Molina C.P., Trivedi V.A., Wong J.Y., Block K.P. Analysis of false-negative diagnoses on endoscopic brush cytology of biliary and pancreatic duct strictures: the experience at 2 university hospitals. *Arch Pathol Lab Med.* 2000;124(3):387-392. doi:10.5858/2000-124-0387-AOFNDO. PMID: 10705391
52. Farrell R.J., Jain A.K., Brandwein S.L., Wang H., Chuttani R., Pleskow D.K. The combination of stricture dilation, endoscopic needle aspiration, and biliary brushings significantly improves diagnostic yield from malignant bile duct strictures. *Gastrointest Endosc.* 2001;54(5):587-594. doi:10.1067/mge.2001.118715. PMID: 11677474
53. Navaneethan U., Njei B., Lourdusamy V., Konjeti R., Vargo J.J., Parsi M.A. Comparative effectiveness of biliary brush cytology and intra-ductal biopsy for detection of malignant biliary strictures: a systematic review and meta-analysis. *Gastrointest Endosc.* 2015;81(1):168-176. doi:10.1016/j.gie.2014.09.017. Epub 2014 Nov 1. PMID: 25440678; PMCID: PMC4824293
54. Mathew P., Kanni P., Gowda M., Devarapu C., Ansari J., Garg A. A Comparative Study of Endoscopic Ultrasound Fine-Needle Aspiration (EUS-FNA) and Endoscopic Retrograde Cholangiopancreatography (ERCP)-Based Brush Cytology for Tissue Diagnosis in Malignant Biliary Obstruction. *Cureus.* 2022;14(10):e30291. doi:10.7759/cureus.30291. PMID: 36407131; PMCID: PMC9655764
55. Nakai Y., Isayama H., Wang H.P., Rerknimitr R., Khor C., Yasuda I., et al. International consensus statements for endoscopic management of distal biliary stricture. *J Gastroenterol Hepatol.* 2020;35(6):967-979. doi:10.1111/jgh.14955. Epub 2020 Jan 10. PMID: 31802537; PMCID: PMC731825
56. Бузинский С.А., Шаповальянц С.Г., Федоров Е.Д. Возможности эндоскопических пероральных транспапиллярных внутрипротоковых исследований в диагностике и лечении заболеваний панкреато-билиарной зоны. В: Сборнике материалов конференции «Актуальные вопросы эндоскопии». 2019:156158. [Budzinskiy SA, Shapovalyants ED, Fedorov ED, et al. Possibilities of peroral transpapillary intraductal endoscopic methods in the diagnosis and treatment of the pancreatobiliary zone diseases. In: Proceedings of Actual Issues of Endoscopy Conference (In Russ.)]
57. Быков М.И., Мнацакян А.Е., Таран А.А. Пероральная холангиоскопия в диагностике и лечении структур желчевыводящих путей. Инновационная медицина Кубани. 2023;(1):79-88. <https://doi.org/10.35401/2541-9897-2023-26-1-79-88>
- [Bykov M.I., Mnatsakanian A.Y., Taran A.A. Peroral Cholangioscopy in the Diagnosis and Treatment of Biliary Strictures. Innovative Medicine of Kuban. 2023;(1):79-88. <https://doi.org/10.35401/2541-9897-2023-26-1-79-88> (In Russ.)]
58. Navaneethan U., Hasan M.K., Kommaraju K., Zhu X., Hebert-Magee S., Hawes R.H., et al. Digital, single-operator cholangiopancreatostomy in the diagnosis and management of pancreatobiliary disorders: a multicenter clinical experience (with video). *Gastrointest Endosc.* 2016;84(4):649-55. doi:10.1016/j.gie.2016.03.789. Epub

- 2016 Mar 16. PMID: 26995690
59. Itoi T., Neuhaus H., Chen Y.K. Diagnostic value of image-enhanced video cholangiopancreatoscopy. *Gastrointest Endosc Clin N Am.* 2009;19(4):557-566. doi:10.1016/j.giec.2009.06.002. PMID: 19917461
60. Chen YK. Preclinical characterization of the Spyglass peroral cholangiopancreatoscopy system for direct access, visualization, and biopsy. *Gastrointest Endosc.* 2007;65(2):303-11. doi: 10.1016/j.gie.2006.07.048. PMID: 17258991
61. Woo Y.S., Lee J.K., Oh S.H., Kim M.J., Jung J.G., Lee K.H. et al. Role of SpyGlass peroral cholangioscopy in the evaluation of indeterminate biliary lesions. *Dig Dis Sci.* 2014;59(10):2565-70. doi: 10.1007/s10620-014-3171-x. Epub 2014 May 1. PMID: 24788322
62. Kurihara T., Yasuda I., Isayama H., Tsuyuguchi T., Yamaguchi T., Kawabe K. et al. Diagnostic and therapeutic single-operator cholangiopancreatoscopy in biliopancreatic diseases: Prospective multicenter study in Japan. *World J Gastroenterol.* 2016;22(5):1891-901. doi: 10.3748/wjg.v22.i5.1891. PMID: 26855549; PMCID: PMC4724621.
63. Ogura T., Imanishi M., Kurisu Y., Onda S., Sano T., Takagi W. et al. Prospective evaluation of digital single-operator cholangioscope for diagnostic and therapeutic procedures (with videos). *Dig Endosc.* 2017;29(7):782-789. doi: 10.1111/den.12878. Epub 2017 May 4. PMID: 28349613
64. Shah R.J., Rajzman I., Brauer B., Gumustop B., Pleskow D.K. Performance of a fully disposable, digital, single-operator cholangiopancreatoscope. *Endoscopy.* 2017;49(7):651-658. doi: 10.1055/s-0043-106295. Epub 2017 May 16. PMID: 28511237
65. Tanisaka Y., Ryozawa S., Nonaka K., Yasuda M., Fujita A., Ogawa T. et al. Diagnosis of Biliary Strictures Using Probe-Based Confocal Laser Endomicroscopy under the Direct View of Peroral Cholangioscopy: Results of a Prospective Study (with Video). *Gastroenterol Res Pract.* 2020;2020:6342439. doi: 10.1155/2020/6342439. PMID: 33488697; PMCID: PMC7790558
66. Draganov P.V., Chauhan S., Wagh M.S., Gupte A.R., Lin T., Hou W. et al. Diagnostic accuracy of conventional and cholangioscopy-guided sampling of indeterminate biliary lesions at the time of ERCP: a prospective, long-term follow-up study. *Gastrointest Endosc.* 2012;75(2):347-53. doi: 10.1016/j.gie.2011.09.020. PMID: 22248602
67. Korrapati P., Ciolino J., Wani S., Shah J., Watson R., Muthusamy V.R. et al. The efficacy of peroral cholangioscopy for difficult bile duct stones and indeterminate strictures: a systematic review and meta-analysis. *Endosc Int Open.* 2016;4(3):E263-75. doi: 10.1055/s-0042-100194. Epub 2016 Feb 4. PMID: 27004242; PMCID: PMC4798839
68. Cotton P.B., Garrow D.A., Gallagher J., Romagnuolo J. Risk factors for complications after ERCP: a multivariate analysis of 11,497 procedures over 12 years. *Gastrointest Endosc.* 2009;70(1):80-8. doi: 10.1016/j.gie.2008.10.039. Epub 2009 Mar 14. PMID: 19286178
69. Dumonceau J.M., Kapral C., Aabakken L., Papanikolaou I.S., Tringali A., Vanbiervliet G. et al. ERCP-related adverse events: European Society of Gastrointestinal Endoscopy (ESGE) Guideline. *Endoscopy.* 2020;52(2):127-149. doi: 10.1055/a-1075-4080. Epub 2019 Dec 20. PMID: 31863440
70. Kiriyama S., Kozaka K., Takada T., Strasberg S.M., Pitt H.A., Gabata T. et al. Tokyo Guidelines 2018: diagnostic criteria and severity grading of acute cholangitis (with videos). *J Hepatobiliary Pancreat Sci.* 2018;25(1):17-30. doi: 10.1002/jhbp.512. Epub 2018 Jan 5. PMID: 29032610
71. Banks P.A., Bollen T.L., Dervenis C., Gooszen H.G., Johnson C.D., Sarr M.G. et al.; Acute Pancreatitis Classification Working Group. Classification of acute pancreatitis--2012: revision of the Atlanta classification and definitions by international consensus. *Gut.* 2013;62(1):102-11. doi: 10.1136/gutjnl-2012-302779. Epub 2012 Oct 25. PMID: 23100216
72. Шулемова А.Г., Брехов Е.И., Завьялов М.О., Репин И.Г., Ульянов Д.Н., Потехина Е.В. и соавт. Конфокальная лазерная эндомикроскопия в диагностике неоплазий желудка. Эндоскопическая хирургия. 2014;20(5):24-30.
- [Shuleshova A.G., Brekhov E.I., Zav'yalov M.O., Repin I.G., Ul'yanov D.N., Potekhina E.V. et al. Confocal laser endomicroscopy in the diagnosis of gastric neoplasia. *Endoscopic Surgery.* 2014;20(5):24-30. (In Russ.)]
73. Шавров А.А. (мл.), Шаров А.А., Харитонова А.Ю., Морозов Д.А., Талалаев А.Г., Гайдаенко А.Е. и соавт. Конфокальная лазерная эндомикроскопия пищеварительного тракта: история развития, проблемы и перспективы у детей. Вестник РАМН. 2014; №11-12:60-66
- [Shavrov (Jr.) A.A., Shavrov A.A., Kharitonova A.Y., Morozov D.A., Talalaev A.G., Gaidenko A.E. et al. Confocal laser endomicroscopy of gastrointestinal tract: history, problems and perspectives in children. *Annals of the Russian Academy of Medical Science.* 2014; №11-12:60-66 (In Russ.)]
74. Сазонов Д.В., Панченков Д.Н., Иванов Ю.В., Шабловский О.Р., Данилевская О.В., Лебедев Д.П. и соавт. Зондовая конфокальная лазерная эндомикроскопия в диагностике заболеваний желчных протоков. Анналы хирургической гепатологии. 2015;20(2):111-118. doi: 10.16931/1995-5464.20152111-118
- [Sazonov D.V., Panchenkov D.N., Ivanov Yu.V., Shablovsky O.R., Danilevskaya O.V., Lebedev D.P. et al. Confocal Laser Endomicroscopy in the Diagnosis of Biliary Duct Diseases. *Annaly khirurgicheskoy hepatologii = Annals of HPB Surgery.* 2015;20(2):111-118. doi: 10.16931/1995-5464.20152111-118 (In Russ.)]
75. Meining A., Shah R.J., Slivka A., Pleskow D., Chuttani R., Stevens P.D. et al. Classification of probe-based confocal laser endomicroscopy findings in pancreaticobiliary strictures. *Endoscopy.* 2012;44(3):251-7. doi: 10.1055/s-0031-1291545. Epub 2012 Jan 19. PMID: 22261749
76. Caillol F., Filoche B., Gaidhane M., Kahaleh M. Refined probe-based confocal laser endomicroscopy classification for biliary strictures: the Paris Classification. *Dig Dis Sci.* 2013;58(6):1784-9. doi: 10.1007/s10620-012-2533-5. Epub 2013 Jan 12. PMID: 23314855
77. Meining A., Chen Y.K., Pleskow D., Stevens P., Shah R.J., Chuttani R. et al. Direct visualization of indeterminate pancreaticobiliary strictures with probe-based confocal laser endomicroscopy: a multicenter experience. *Gastrointest Endosc.* 2011;74(5):961-8. doi: 10.1016/j.gie.2011.05.009. Epub 2011 Jul 29. PMID: 21802675
78. Slivka A., Gan I., Jamidar P., Costamagna G., Cesaro P., Giovannini M. et al. Validation of the diagnostic accuracy of probe-based confocal laser endomicroscopy for the characterization of indeterminate biliary strictures: results of a prospective multicenter international study. *Gastrointest Endosc.* 2015;81(2):282-90. doi: 10.1016/j.gie.2014.10.009. PMID: 25616752
79. Dubow M., Tatman P.D., Shah R.J. Individual probe based confocal laser endomicroscopy criteria in the analysis of indeterminate bil-

- iary strictures. *Scand J Gastroenterol.* 2018;53(10-11):1358-1363. doi: 10.1080/00365521.2018.1512151. Epub 2018 Nov 5. PMID: 30394137
80. Liu Y., Lu Y., Sun B., Zhang W.M., Zhang Z.Z., He Y.P. et al. Probe-based confocal laser endomicroscopy for the diagnosis of undetermined biliary stenoses: A meta-analysis. *Clin Res Hepatol Gastroenterol.* 2016 Dec;40(6):666-673. doi: 10.1016/j.clinre.2016.05.007. Epub 2016 Jun 24. PMID: 27350572
81. Шулешова А.Г., Фомичева Н.В., Балалыкин А.С., Данилов Д.В. Конфокальная лазерная эндомикроскопия в диагностике структур внепеченочных желчных протоков. *Доказательная гастроэнтерология.* 2018;7(4):12-19.
- [Shuleshova A.G., Fomicheva N.V., Balalykin A.S., Danilov D.V. Confocal laser endomicroscopy in diagnosis of extrahepatic biliary strictures. *Russian Journal of Evidence-Based Gastroenterology.* 2018;7(4):12-19. doi: 10.17116/dokgastro2018704112 (In Russ.)]
82. Солдинина Е.Н., Фомичева Н.В., Ульянов Д.Н. Конфокальная лазерная эндомикроскопия в диагностике заболеваний внепеченочных желчных протоков. *Анналы хирургической гепатологии.* 2019;24(1):11-16. doi: 10.16931/1995-5464.2019111-16
- [Solodinina E.N., Fomicheva N.V., Ulyanov D.N. Confocal laser endomicroscopy in the diagnosis of extrahepatic bile duct diseases. *Annals khirurgicheskoy hepatologii = Annals of HPB Surgery.* 2019;24(1):11-16. doi: 10.16931/1995-5464.2019111-16 (In Russ.)]
83. American Society for Gastrointestinal Endoscopy (ASGE) Standards of Practice Committee, Anderson M.A., Appalaneni V., Ben-Menachem T., Decker G.A., Early D.S., Evans J.A. et al. The role of endoscopy in the evaluation and treatment of patients with biliary neoplasia. *Gastrointest Endosc.* 2013;77(2):167-74. doi: 10.1016/j.gie.2012.09.029. Epub 2012 Dec 7. PMID: 23219047
84. Захарова М.А., Куроедов А.В. Оптическая когерентная томография: технология, ставшая реальностью. *Клиническая офтальмология.* 2015; 4(15):204-211
- [Zakharova M.A., Kuroedov A.V. Optical coherence tomography: a technology that has become a reality. *Clinical ophthalmology.* 2015; 4(15):204-211 (In Russ.)]
85. Fercher A.F., Hitzenberger C.K., Drexler W., Kamp G., Sattmann H. In-Vivo optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol.* 1993; 116(1):113-115.
86. Izatt J.A., Hee M.R., Swanson E.A., Lin C.P., Huang D., Schuman J.S. et al. Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol.* 1994; 112(12):1584-1589.
87. Seitz U., Freund J., Jaeckle S., Feldchtein F., Bohnacker S., Thonke F. et al. First in vivo optical coherence tomography in the human bile duct. *Endoscopy.* 2001;33(12):1018-1021. doi: 10.1055/s-2001-18934. PMID: 11740643.
88. Tyberg A., Rajiman I., Gaidhane M., Trindade A.J., Shahid H., Sarkar A. et al. First interobserver agreement of optical coherence tomography in the bile duct: A multicenter collaborative study. *Endosc Int Open.* 2022;10(8):E1065-E1072. doi: 10.1055/a-1779-5027. PMID: 35979031; PMCID: PMC9377829
89. Попов В.В., Поликарпов А.А., Власенко С.В., Агарков М.В., Гранов Д.А., Таразов П.Г. и соавт. Возможности оптической когерентной томографии в дифференциальной диагностике структур желчных протоков. *Журнал Диагностическая и интервенционная радиология.* 2016; 10(3): 28-34
- [Popov V.V., Polikarpov A.A., Vlasenko S.V., Agarkov M.V., Granov D.A., Tarazov P.G. et al. Possibilities of optical coherence tomography in differential diagnostics of biliary tract strictures. *Journal of Diagnostic and Interventional Radiology.* 2016; 10(3): 28-34 (In Russ.)]
90. Garrow D., Miller S., Sinha D., Conway J., Hoffman B.J., Hawes R.H. et al. Endoscopic ultrasound: a meta-analysis of test performance in suspected biliary obstruction. *Clin Gastroenterol Hepatol.* 2007;5(5):616-23. doi: 10.1016/j.cgh.2007.02.027. PMID: 17478348.
91. Mohamadnejad M., DeWitt J.M., Sherman S., LeBlanc J.K., Pitt H.A., House M.G. et al. Role of EUS for preoperative evaluation of cholangiocarcinoma: a large single-center experience. *Gastrointest Endosc.* 2011;73(1):71-8. doi: 10.1016/j.gie.2010.08.050. Epub 2010 Nov 9. PMID: 21067747.
92. Orzan R.I., Pojoga C., Agoston R., Seicean R., Seicean A. Endoscopic Ultrasound in the Diagnosis of Extrahepatic Cholangiocarcinoma: What Do We Know in 2023? *Diagnostics (Basel).* 2023;13(6):1023. doi: 10.3390/diagnostics13061023. PMID: 36980331; PMCID: PMC10047764
93. Fritscher-Ravens A., Broering D.C., Knoefel W.T., Rogiers X., Swain P., Thonke F. et al. EUS-guided fine-needle aspiration of suspected hilar cholangiocarcinoma in potentially operable patients with negative brush cytology. *Am J Gastroenterol.* 2004;99(1):45-51. doi: 10.1046/j.1572-0241.2003.04006.x. PMID: 14687140.
94. Rösch T., Hofrichter K., Frimberger E., Meining A., Born P., Weigert N. et al. ERCP or EUS for tissue diagnosis of biliary strictures? A prospective comparative study. *Gastrointest Endosc.* 2004;60(3):390-6. doi: 10.1016/s0016-5107(04)01732-8. PMID: 15332029.
95. DeWitt J., Misra V.L., Leblanc J.K., McHenry L., Sherman S. EUS-guided FNA of proximal biliary strictures after negative ERCP brush cytology results. *Gastrointest Endosc.* 2006;64(3):325-33. doi: 10.1016/j.gie.2005.11.064. PMID: 16923477
96. Weilert F., Bhat Y.M., Binmoeller K.F., Kane S., Jaffee I.M., Shaw R.E. et al. EUS-FNA is superior to ERCP-based tissue sampling in suspected malignant biliary obstruction: results of a prospective, single-blind, comparative study. *Gastrointest Endosc.* 2014;80(1):97-104. doi: 10.1016/j.gie.2013.12.031. Epub 2014 Feb 19. PMID: 24559784
97. Onda S., Ogura T., Kurisu Y., Masuda D., Sano T., Takagi W. et al. EUS-guided FNA for biliary disease as first-line modality to obtain histological evidence. *Therap Adv Gastroenterol.* 2016;9(3):302-12. doi: 10.1177/1756283X15625584. Epub 2016 Feb 11. PMID: 27134660; PMCID: PMC4830098.
98. Yoon S.B., Moon S.H., Ko S.W., Lim H., Kang H.S., Kim J.H. Brush Cytology, Forceps Biopsy, or Endoscopic Ultrasound-Guided Sampling for Diagnosis of Bile Duct Cancer: A Meta-Analysis. *Dig Dis Sci.* 2022;67(7):3284-3297. doi: 10.1007/s10620-021-07138-4. Epub 2021 Jul 14. PMID: 34263382.
99. Bang J.Y., Hebert-Magee S., Hasan M.K., Navaneethan U., Hawes R., Varadarajulu S. Endoscopic ultrasonography-guided biopsy using a Franseen needle design: Initial assessment. *Dig Endosc.* 2017;29(3):338-346. doi: 10.1111/den.12769. Epub 2016 Dec 20. PMID: 27878861
100. van Riet P.A., Erler N.S., Bruno M.J., Cahen D.L. Comparison of fine-needle aspiration and fine-needle biopsy devices for endoscopic ultrasound-guided sampling of solid lesions: a systemic review and meta-analysis. *Endoscopy.* 2021;53(4):411-423. doi: 10.1055/a-1206-5552. Epub 2020 Aug 6. PMID: 32583392
101. Oleas R., Alcivar-Vasquez J., Robles-Medranda C. New technolo-

- gies for indeterminate biliary strictures. *Transl Gastroenterol Hepatol.* 2022;7:22. doi: 10.21037/tgh.2020.03.05. PMID: 35548472; PMCID: PMC9081913
102. Gao R.Y., Wu B.H., Shen X.Y., Peng T.L., Li D.F., Wei C. et al. Overlooked risk for needle tract seeding following endoscopic ultrasound-guided minimally invasive tissue acquisition. *World J Gastroenterol.* 2020;26(40):6182-6194. doi: 10.3748/wjg.v26.i40.6182. PMID: 33177792; PMCID: PMC7596640
103. Facciorusso A., Crinò S.F., Gkolfakis P., Ramai D., Mangiavilano B., Londoño Castillo J. et al. Needle Tract Seeding after Endoscopic Ultrasound Tissue Acquisition of Pancreatic Lesions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Diagnostics (Basel).* 2022;12(9):2113. doi: 10.3390/diagnostics12092113. PMID: 36140514; PMCID: PMC9498098
104. Mizuide M., Ryoza S., Fujita A., Ogawa T., Katsuda H., Suzuki M. et al. Complications of Endoscopic Ultrasound-Guided Fine Needle Aspiration: A Narrative Review. *Diagnostics (Basel).* 2020;10(11):964. doi: 10.3390/diagnostics10110964. PMID: 33213103; PMCID: PMC7698484
105. Kim E.H., Kim H.J., Oh H.C., Lee K.H., Jung J.Y., Kim S. et al. The usefulness of percutaneous transhepatic cholangioscopy for identifying malignancies in distal common [corrected] bile duct strictures. *J Korean Med Sci.* 2008;23(4):579-85. doi: 10.3346/jkms.2008.23.4.579. PMID: 18756041; PMCID: PMC2526405
106. Wang L., Lin N., Xin F., Ke Q., Zeng Y., Liu J. A systematic review of the comparison of the incidence of seeding metastasis between endoscopic biliary drainage and percutaneous transhepatic biliary drainage for resectable malignant biliary obstruction. *World J Surg Oncol.* 2019;17(1):116. doi: 10.1186/s12957-019-1656-y. PMID: 31277666; PMCID: PMC6612106

**Конфликт интересов.** Авторы статьи подтверждают отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

**Коды ГРНТИ:**

76.29.39: ХИРУРГИЯ,  
76.29.49: ОНКОЛОГИЯ;  
76.29.34: ГАСТРОЭНТЕРОЛОГИЯ И ГЕПАТОЛОГИЯ

# РАДИКАЛЬНАЯ ОРХИФУНИКУЛЭКТОМИЯ ПРИ РАКЕ ЯИЧКА В НОВОЙ МЕТОДИКЕ

Коваленко А.В., Григорьев Н.А.,  
Тихонова Л. В.

АО «Европейский медицинский центр», клиника  
урологии, Москва, Россия

Сведения об авторах:

Коваленко А.В. -  
врач-уролог АО «Европейский медицинский центр»,  
Москва, Россия. e-mail: [akovalenko@emcmos.ru](mailto:akovalenko@emcmos.ru)  
Телефон, WhatsApp: 8 (903) 233-38-28  
ORCID <https://orcid.org/0000-0002-6920-2490>

Григорьев Н.А. -  
д.м.н., профессор, руководитель  
урологической клиники Европейского Медицинского  
Центра, зав. Кафедрой урологии  
«Медицинской школы ЕМС»

Тихонова Л.В. -  
к.м.н., врач-уролог  
АО «Европейский медицинский центр»,  
Москва, Россия

# A NOVEL TECHNIQUE FOR RADICAL ORCHIECTOMY IN TESTICULAR CANCER

Kovalenko A.V., Grigoriev N.A.,  
Tikhonova L.V.

JSC "European Medical Center",  
urologist, Moscow, Russia

Information about the authors:

Kovalenko A.V. -  
JSC "European Medical Center", urologist, Moscow, Russia;  
e-mail: [akovalenko@emcmos.ru](mailto:akovalenko@emcmos.ru)  
Tel., WhatsApp: 8 (903) 233-38-28  
ORCID <https://orcid.org/0000-0002-6920-2490>

Grigoriev N.A. -  
Doctor of Medical Sciences, Professor,  
Head of the Urology Clinic of the European Medical  
Center, Head of the Department of Urology  
of the EMC Medical School

Tikhonova L.V. -  
Ph.D., Urologist,  
European Medical Center,  
Moscow, Russia

## Реферат

Орхифуникулэктомия с лапароскопической ассистенцией – минимально инвазивный метод оперативного лечения опухоли яичка, который позволяет выполнить удаление яичка и элементов семенного канатика максимально радикально и безопасно, а также имеет определенные преимущества, такие как снижения послеоперационной интенсивности боли в зоне операции (не более 2 баллов по визуально-аналоговой шкале (ВАШ)), сокращения периода восстановления и уменьшение риска возникновения возможных послеоперационных осложнений.

## Abstract

Radical orchietomy with laparoscopic assistance is a minimally invasive method of surgical treatment of testicular tumors, which allows to perform removal of the testis and elements of the spermatic cord as radically and safely as possible, and also has pronounced advantages in the form of reduction of postoperative pain syndrome in the area of surgery (no more than 2 points on VAS), reduction of the recovery period and the risk of possible postoperative complications.

**Ключевые слова:**

опухоль яичка, лапароскопия,  
орхицуликтомия

**Key words:**

*testicular tumor, laparoscopy,  
orchiculectomy*

По данным литературы, рак яичка (РЯ) является редкой злокачественной опухолью и наиболее часто встречающейся опухолью молодых мужчин в возрасте 20-40 лет. Онкологическая распространенность РЯ составляет от 1 до 1,5% среди мужчин и 5% всех опухолей уrogenитального тракта. В 2003 г. в России рак яичка выявлен у 1249 больных. [1,2] Есть данные о удвоении показателя заболеваемости РЯ в европейских странах и Америке за последние 50 лет. [3] Несмотря на это, достоверно выявить значимые этиологические факторы не удалось. [4] Факторами риска развития рака яичка являются: крипторхизм (у 22% больных раком яичка), травма яичка в анамнезе (20%), синдром Клайнфельтера, орхит, гормональный дисбаланс, генетическая предрасположенность, контраплатеральная опухоль или интрапубилярная (внутрипротоковая) герминогенная опухоль. [5,6].

Основным методом лечения РЯ является орхицуликтомия, рекомендуемая при разных стадиях опухолевого процесса. Основным принципом оперативного лечения рака яичка с точки зрения аблстики, является первичное максимально высокое пересечение семенного канатика в паховом канале, после чего проводится удаление яичка с первичным очагом опухоли. Для этого осуществляется открытый паховый доступ со вскрытием пахового канала. Описанный доступ сопровождается достаточно выраженным болевым синдромом в зоне операции в послеоперационном периоде и увеличением периода восстановления. Помимо этого, открытая операция может сопровождаться более обширными осложнениями как во время ее выполнения, так и в послеоперационном периоде. Если рассмотреть попытки тракции элементов семенного канатика, при выполнении хирургом небольшого разреза, то они могут привести либо к неполному удалению семенного канатика, либо к неадекватному лигированию кровеносных сосудов и, как следствие, к возможному кровотечению в послеоперационном периоде.

Мы не нашли упоминания об использовании лапароскопического доступа при таких операциях в современной литературе, в то время как применяемый нами комбинированный доступ показывает значимые преимущества. При этом длительность оперативного лечения была сопоставима с открытой операцией, а операционная травма и сроки стационарного лечения значимо меньше.

Мы представляем наш опыт нового метода выполнения орхицуликтомии с лапароскопической ассистенцией.

За 2-х летний период в АО «Европейский медицинский центр» нами были выполнены орхицуликтомии с лапароскопическим пособием четырем пациентам с опухолью яичка. На амбулаторном этапе все пациенты

были обследованы, выполнены ультразвуковое исследование, выполнены лабораторные исследования, магнитно-резонансная томография (МРТ) органов мошонки, позитро-эмиссионная компьютерная томография (ПЭТ-КТ). У всех пациентов верифицировано злокачественное поражение яичка.

Все операции выполнены в полном объеме, осложнений во время выполнения или в послеоперационном периоде не наблюдалось. Длительность оперативного лечения может быть сопоставима со стандартной методикой открытого доступом. В послеоперационном периоде оценивалась интенсивность боли в зоне операции, период восстановления и наличие осложнений.

У всех пациентов поражение имело односторонний характер и на момент наблюдения данных за поражение контраплатеральной стороны не выявлено.

В лабораторных обследованиях клинически значимых отклонений выявлено не было. По результатам УЗИ выявлялись гипоэхогенные включения. Для верификации диагноза далее пациентам выполняли МРТ и ПЭТ-КТ, в заключении описывалась типичная картина образования, а именно: увеличение яичка в размерах за счет новообразования, с неровными контурами, неоднородной структуры, с гетерогенным ограничением диффузии и гетерогенным контрастированием. По ПЭТ-КТ отмечалась гиперфиксация РФП (радиофармацевтический препарат) – картина гиперметаболического образования яичка.

Нами выполнялась методика орхицуликтомии с использованием лапароскопического доступа. Расстановка троакаров использовалась типичная, как для операций на органах малого таза. Нами использовались один 12 мм троакар для оптики, установленный параумбиликально, и два 5 мм троакара для рабочих инструментов, установленные на стороне пораженного яичка. При операции использовалась 10-мм оптика 30 градусов, в качестве рабочих инструментов – стандартные 5-мм лапароскопические инструменты и 5 мм электролигирующий инструмент Ligasure или 5 мм инструмент Harmonic Ace+7.

Первым этапом выполнялась лапароскопия, вскрытие брюшины в зоне внутреннего пацентного кольца, выделение элементов семенного канатика, лигирование и пересечение сосудов семенного канатика, пересечение семявыносящего протока. Далее производилось выделение семенного канатика в пацентом канале. Обращаем внимание, что на первом этапе не производилась тракция и компрессия на яичко и на опухоль, что снижает риск диссеминации опухолевых клеток.

Лапароскопический этап позволял выполнить диссекцию элементов семенного канатика в пацентом канале

практически на всем его протяжении. Так же, при необходимости на этом этапе, возможно взятие материала для срочного гистологического исследования с целью определения состояния хирургического края. Возможно расширение объема операции из того же доступа при положительном хирургическом крае.

Вторым этапом выполнялся небольшой разрез на мешонке, выделение и удаление яичка и отсеченных, предварительно выделенных на лапароскопическом этапе, элементов семенного канатика.

Третьим этапом лапароскопически накладывались швы на апоневроз в паховом канале и восстанавливала целостность брюшины.

Продолжительность оперативного лечения в среднем не превысила 60 мин, что сопоставимо с классической оперативной техникой открытым доступом.

Наблюдение в послеоперационном периоде составила от 1 до 3 койко-дней.

## Заключение

Продемонстрированная методика включает ряд преимуществ, таких как, меньшая травматизация тканей, и

как следствие, значительно меньший уровень послеоперационной интенсивности боли и более быстрое послеоперационное восстановление. Принцип первичного пересечения кровеносных и лимфатических сосудов (как путей возможного метастазирования) и вторым этапом удаление пораженного органа с опухолью позволяет снизить вероятность осложнений. Мы планируем большее количество наблюдений для оценки всех особенностей предлагаемой нами методики оперативного лечения опухолей яичка в дальнейшем. По нашему мнению, она представляется рациональной альтернативой классической радикальной орхифуниколэктомии.

### Список сокращений

ОФЭ – орхифуниколэктомия

РЯ – рак яичка

List of abbreviations

OPE – Orchifuniculectomy

OC – Testicular Cancer

### Литература:

1. Чиссов В.И., Дарьялова С.Л. Клинические рекомендации. Онкология. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006.
2. Laguna M.P., Klepp O., Horwich A. et al. Guidelines on testicular cancer // Update March, 2004.
3. Huyghe E, Plante P, Thonneau PF. Testicular cancer variations in time and space in Europe. Eur Urol. 2007 Mar; 51(3):621-8. doi: 10.1016/j.eururo.2006.08.024. Epub 2006 Aug 30. PMID: 16963178.
4. Huyghe E, Matsuda T, Thonneau P. Increasing incidence of testicular cancer worldwide: a review. J Urol. 2003 Jul; 170(1):5-11. doi: 10.1097/01.ju.0000053866.68623.da. PMID: 12796635.
5. Bosl G.J., Motzer R.J. Testicular germ-cell cancer // N. Engl. J. Med. – 1997. – Vol. 337. – P. 242-253.
6. Dieckmann K.P., Loy V., Buttner P. Prevalence of bilateral germ cell tumors and early detection based on contralateral testicular intra-epithelial neoplasia // Br. J. Urol. – 1993. – Vol. 71. – P. 340-345.

### References:

1. Chissov V.I., Daryalova S.L. Klinicheskie recomendacii. Oncologiya. Moskva, GEOTAR-Media, 2006.
2. Laguna M.P., Klepp O., Horwich A. et al. Guidelines on testicular cancer // Update March, 2004.
3. Huyghe E, Plante P, Thonneau PF. Testicular cancer variations in time and space in Europe. Eur Urol. 2007 Mar; 51(3):621-8. doi: 10.1016/j.eururo.2006.08.024. Epub 2006 Aug 30. PMID: 16963178.
4. Huyghe E, Matsuda T, Thonneau P. Increasing incidence of testicular cancer worldwide: a review. J Urol. 2003 Jul; 170(1):5-11. doi: 10.1097/01.ju.0000053866.68623.da. PMID: 12796635.
5. Bosl G.J., Motzer R.J. Testicular germ-cell cancer // N. Engl. J. Med. – 1997. – Vol. 337. – P. 242-253.
6. Dieckmann K.P., Loy V., Buttner P. Prevalence of bilateral germ cell tumors and early detection based on contralateral testicular intra-epithelial neoplasia // Br. J. Urol. – 1993. – Vol. 71. – P. 340-345.

**Конфликт интересов.** Авторы статьи подтверждают отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

### Коды ГРНТИ:

76.29.39: ХИРУРГИЯ,

76.29.49: ОНКОЛОГИЯ

# ГИГАНТСКАЯ БАЗАЛИОМА КОЖИ (КЛИНИЧЕСКИЙ СЛУЧАЙ)

Цветков В.О.<sup>1,2</sup>, Лафишев Э.В.<sup>1</sup>,  
Зверева Д.П.<sup>1</sup>, Кузьминых Д.А.<sup>1</sup>,  
А.В.Чжао<sup>1</sup>

<sup>1</sup>АО «Европейский Медицинский Центр», г.  
Москва, Российская Федерация

<sup>2</sup>ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И. М. Сеченова МЗ  
России (Сеченовский Университет)

## Сведения об авторах:

Лафишев Эльмурат Валерьевич,  
врач-хирург, АО «Европейский  
Медицинский Центр»,

г. Москва, ул. Щепкина, д.35, 129090.

Тел.+74959336655 доб. 4353. Моб.: +79251890055 e-  
mail: elafishev@emcmos.ru

Цветков Виталий Олегович,  
д.м.н., профессор, зав.кафедрой хирургии  
ИПО 1МГМУ им. И.М.Сеченова, врач-хирург,  
АО «Европейский Медицинский Центр»,

г. Москва, ул. Щепкина, д.35, 129090.

Тел +79336655

e-mail: vtsvetkov@emcmos.ru

Зверева Дарья Павловна,  
врач-радиотерапевт, АО «Европейский  
Медицинский Центр»,

г. Москва, ул. Щепкина, д.35, 129090.

Моб.: +79778165580 e-mail: dpzvereva@mail.ru

Кузьминых Дарья Андреевна,  
врач-терапевт, АО «Европейский  
Медицинский Центр»,

г. Москва, ул. Рублево-Успенское шоссе, д.187,

143082. Тел. +79200695504

e-mail: dkuzminykh@emcmos.ru

Чжао Алексей Владимирович,  
д.м.н., профессор, руководитель Хирургической  
клиники, АО «Европейский Медицинский Центр»,  
г. Москва, ул. Щепкина, д.35, 129090. Тел.:  
+74959336655 e-mail: achzhao@emcmos.ru

# GIANT BASAL CELL CARCINOMA (CASE REPORT)

Tsvetkov W.O.<sup>1,2</sup>, Lafishev E.W.<sup>1</sup>,  
Zvereva D.P.<sup>1</sup>, Kuzminykh D.A.<sup>1</sup>,  
Chzhao A.V.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>АО «European Medical Center», Moscow, Russian  
Federation

<sup>2</sup>I.M. Sechenov First Moscow State Medical University  
(Sechenov University)

## Information about the authors:

Lafishev Elmurat Valerievich,  
surgeon, JSC «European Medical Center»,  
Moscow, Shchepkina str., 35, 129090.  
Tel.+79336655 ext. 4353.  
Mob.: +79251890055  
e-mail: elafishev@emcmos.ru

Tsvetkov Vitaly Olegovich,  
M.D., Professor, Head of the Department  
of Surgery of the Institute of Professional Education,  
I.M. Sechenov Moscow State Medical University,  
surgeon, JSC «European Medical Center»,  
Moscow, Shchepkina str., 35, 129090. Tel.+79336655  
e-mail: vtsvetkov@emcmos.ru

Zvereva Darya Pavlovna,  
radiotherapist, JSC «European Medical Center»,  
Moscow, Shchepkina str., 35, 129090.  
Mob.: +79778165580  
e-mail: dpzvereva@mail.ru

Kuzminykh Daria Andreevna,  
general practitioner,  
JSC «European Medical Center»,  
Moscow, Rublevo-Uspenskoe highway str., 187, 143082.  
Tel. +79200695504  
e-mail: dkuzminykh@emcmos.ru

Chzhao Alexey Vladimirovich,  
M.D., Professor, Head of Surgical Clinic,  
JSC «European Medical Center»,  
Moscow, Shchepkina str., 35, 129090. Tel.+74959336655  
Mob.: e-mail: achzhao@emcmos.ru

**Реферат** **Abstract**

Описан клинический случай комбинированного лечения базальноклеточной карциномы кожи левой молочной железы. Диагноз подтвержден гистологически. Бактериальный посев из раны выявил наличие *Staphylococcus aureus* в титре 105. Выздоровления пациентки удалось достичь благодаря комплексному подходу, включающему в себя радиохирургическое лечение, а также двухэтапное хирургическое лечение, сопровождающееся системной антибактериальной терапией в соответствии с чувствительностью возбудителя.

The article presents a case of combined treatment of basal cell carcinoma of the left breast skin. The diagnosis was confirmed histologically. Bacterial culture from the wound revealed the presence of *Staphylococcus aureus* in titer 105. The patient's recovery was achieved thanks to an integrated approach, including radiosurgical treatment, as well as two-stage surgical treatment, accompanied by systemic antibacterial therapy in accordance with the sensitivity of the pathogen.

**Ключевые слова:**

Базальноклеточный рак кожи; реконструктивная пластика послойным перемещенным лоскутом; стереотаксическая радиохирургия; система для радиохирургии и лучевой терапии Varian EDGE; остеомиелит

**Key words:**

Basal cell carcinoma; reconstructive plastic surgery with a layered displaced flap; SBRT; Varian EDGE system; radiosurgery; osteomyelitis

Базальноклеточная карцинома (БКК) относится к злокачественным новообразованиям кожи, возникающим из базального слоя эпидермиса и его придатков. БКК является наиболее распространенной злокачественной опухолью человека. Заболеваемость БКК увеличивается с возрастом, что подтверждается увеличением заболеваемости БКК примерно в 100 раз у людей в возрасте от 55 до 75 лет по сравнению с лицами моложе 20 лет. [10] Фенотипические черты, воздействие ультрафиолетового (УФ) излучения солнечного света и генетическая предрасположенность являются основными факторами риска для БКК. Другие установленные факторы риска включают пожилой возраст, веснушки в детстве, повышенное количество солнечных ожогов в прошлом, хроническое воздействие мышьяка, лучевую терапию, длительную иммуносупрессивную терапию и пр.

Клиницисты, знакомые с клинической картиной БКК, часто могут поставить диагноз методом дерматоскопии (Рис.1).



Рис. 1. Базальноклеточная карцинома

Получение гистологически подтвержденного диагноза перед началом лечения необходимо для получения более точной информации о риске рецидива опухоли, тем самым снижая риск выбора неверной тактики.

Для диагностики базальноклеточной карциномы можно использовать бритвенную, пункционную и экскизионную биопсию. Экскизионная биопсия дает точную оценку гистологического подтипа опухоли.

В редких случаях, когда у пациентов может быть подозрение на обширное региональное заболевание или метастазы, может быть выполнена визуализация для оценки степени глубины поражения мягких тканей, периневральной инвазии или поражения костей. При подозрении на периневральную инвазию можно использовать компьютерную томографию (КТ) и магнитно-резонансную томографию (МРТ), в том числе с контрастированием.

Приведенное клиническое наблюдение демонстрирует сложности диагностики базальноклеточной карциномы (БКК) при позднем обращении пациента, а также воз-

можности мультидисциплинарного подхода для успешного многоэтапного лечения пациентки с обширным поражением грудной стенки.

Пациентка 60 лет обратилась в клинику в июне 2023 года с жалобами на боли и большую рану в области левой молочной железы, постоянную потребность в обезболивающих препаратах в связи с этим, общую слабость (Рис.2).



Рис. 2. Длительно незаживающая рана левой половины грудной клетки

Из анамнеза известно, что пациентка впервые отметила образование кожи небольших размеров под левой молочной железой в 1989 году. С 2011 года образование начало разрастаться и увеличиваться в размере, после отмечено появление раны с дальнейшим разрастанием последней в проекции левой молочной железы. За медицинской помощью не обращалась, самостоятельно выполняла перевязки.

Компьютерной томографии (КТ) органов грудной клетки, брюшной полости и малого таза свидетельствовала о тотальная деструкция левой молочной железы с расплавлением всей ткани железы, левой большой грудной мышцы, межреберных мышц, передних отрезков 5-7 рёбер. Участков патологического накопления, увеличения лимфатических узлов, в том числе аксилярных, внутригрудных, не выявлено. Очаговых и инфильтративных изменений лёгочной ткани не выявлено. Объёмных образований брюшной полости, малого таза, внутрибрюшной лимфаденопатии не выявлено (Рис.3-5).

По данным гистологического исследования биоптата была диагностирована базальноклеточная карцинома кожи. При бактериологическом исследовании отделяемого раны получен рост *Staphylococcus aureus* в титре 1:105. При иммуногистохимическом обследовании морфологическая картина и иммунофенотип соответствовали смешанной базальноклеточной карциноме кожи (нодулярный и микронодулярный варианты).

Основным методом лечения БКК является хирургическое вмешательство. Однако для пациентов с БКК высокого риска, которые не являются кандидатами на хирург-



Рис. 3-5. КТ-моделирование раневого дефекта левой половины грудной клетки

гическое вмешательство, первичная лучевая терапия (ЛТ) становится предпочтительным вариантом лечения. Был проведен онкологический консилиум, принято решение воздержаться от первичного хирургического лечения и первым этапом провести лучевую терапию опухоли грудной стенки слева.

Дистанционная ЛТ обычно проводится по фракционированному графику, требующему процедур в течение четырех или более недель. Стандартный режим фрак-

ционирования включает 2 Гр ежедневно в 25 фракциях до суммарной дозы 50 Гр. В данном случае, учитывая высокий риск и обширный местнораспространенный процесс, был выбран режим гипофракционирования. Этот подход с более высокими дозами за фракцию в течение двух-трех недель показал эффективность и не имеет очевидных недостатков в плане локального контроля по сравнению с традиционными схемами.

С 10.07.2023 по 02.08.2023 года на линейном ускорителе Varian EDGE (Radiosurgery system - Varian Medical Systems, Palo Alto, США) проведена стереотаксическая фракционная лучевая терапия SFRT по методике IGRT, RapidArc области левой грудной стенки и зоны регионарного лимфооттока (I-II уровень подмышечных лимфоузлов, паракстернальные лимфоузлы слева и справа) в РОД 2,67 Гр, 15 фракций до СОД 40,05 Гр, с синхронным интегрированным бустом SIB на опухоль левой грудной стенки локально в РОД 4,0 Гр до СОД 60,0 Гр. (Рис.6,7).

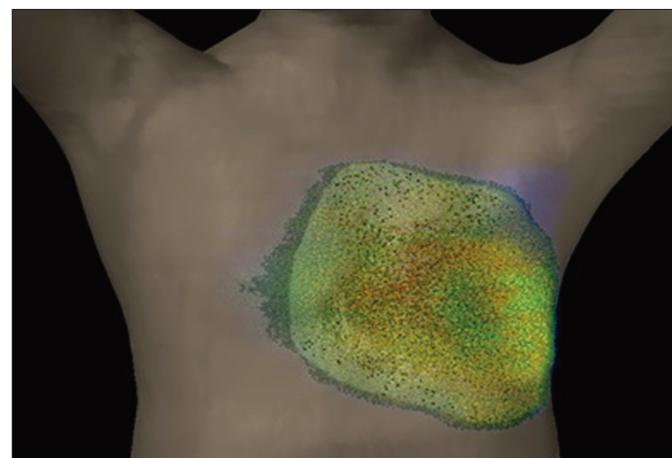
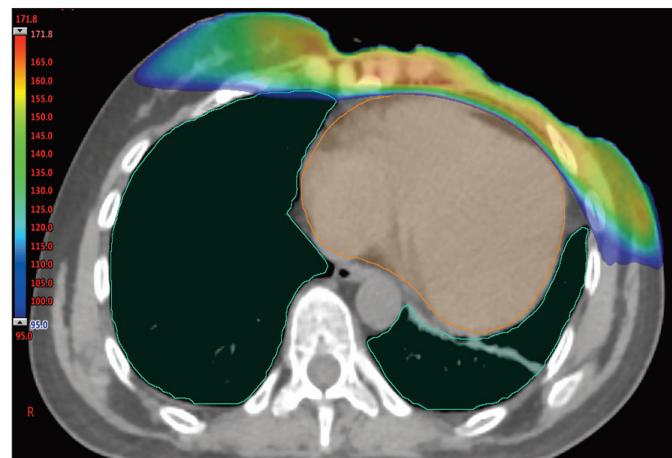


Рис. 6-7. Распределение дозы лучевой терапии

Фиксация осуществлялась с помощью BreastBoard, КТ-симуляция выполнена на аппарате Philips Big Bore Brilliance, использованы рентгенконтрастные метки для идентификации объема опухоли (макроскопический объем опухоли, gross tumor volume, GTV). (Рис.8,9). Объем субклинического распространения включал отступ 2 см по мягким тканям и пути лимфооттока (1-2



Рис. 10. До лучевой терапии

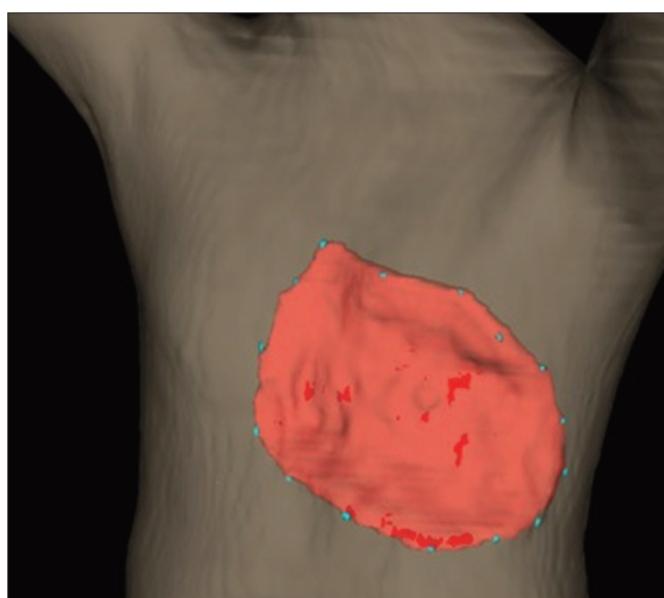


Рис. 11. Последний сеанс лучевой терапии

Рис. 8-9. Рентгеноконтрастные метки для идентификации объема опухоли

уровни подмышечных лимфоузлов), а отступ на планируемый объем мишени (planning target volume, PTV) составил 3 мм. Дозиметрическое распределение на органы риска по данным гистограммы доза-объем (DVH): на сердце средняя доза (Dmean) составила 4.8 Гр, на левое легкое доза V<sub>20</sub> составила 7,3%, на контралатеральное правое легкое средняя доза (Dmean) составила 5 Гр. Дозиметрическое распределение дозы на ключевые органы риска были значительно ниже толерантных доз по международному протоколу RTOG 1005, даже с учетом близкого расположения органов к мишени облучения, что значительно снизило риск радиационных осложнений. Эти результаты достигнуты благодаря использованию современных технологий VMAT, линейного ускорителя последнего поколения и авторской методики планирования центра лучевой терапии ЕМЦ. Динамика состояния раны отражена на Рис.10-15.



Рис. 12. 1 месяц после лучевой терапии



Рис. 13. 2 месяца после лучевой терапии



Рис. 14. 3 месяца после лучевой терапии



Рис. 15. 6 месяцев после лучевой терапии

После проведения лучевой терапии 23.01.2024 выполнена КТ органов грудной клетки (КТ ОГК) в динамике: в сравнении с данными КТ ОГК от 06.05.2023 КТ-признаков отдаленного распространения основного заболевания в органы грудной клетки не выявлено. Сохранялся обширный тканевой дефект в передней грудной стенке прежних размеров, отмечались постлучевые изменения мягких тканей грудной стенки слева и переднего отрезка 5 ребра слева (Рис.16,17).

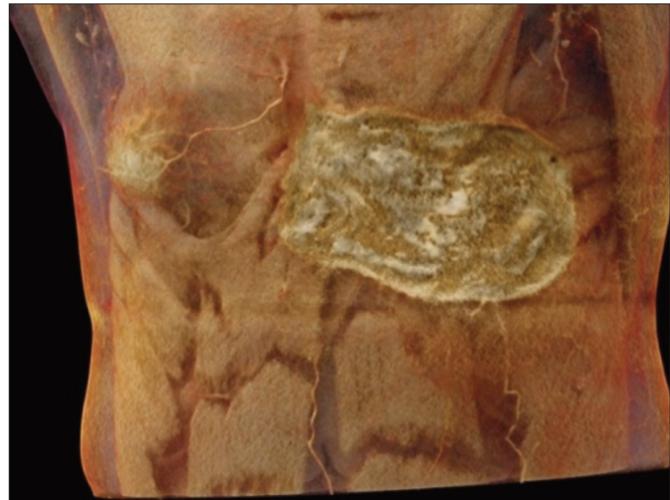


Рис. 16-17. Постлучевые изменения мягких тканей грудной клетки слева

Следующим этапом стало оперативное лечение (реконструктивная пластика передней грудной стенки) в несколько этапов.

Расцвет методов аутологичного замещения мягких тканей молочной железы после мастэктомии пришелся на 80-90е годы XX века, уступив затем ведущую роль методам пластики свободными васкуляризованными лоскутами. Существенными преимуществами пластики на микрососудистых анастомозах является широкий выбор возможных лоскутов, большой объем перемещаемых тканей, хороший косметический результат и более широкие возможности использования экспандеров и эндо-протезов для создания оптимальной формы и объема

молочной железы, и как следствие улучшение качества жизни пациентов. Ранее нерезектабельные варианты злокачественных новообразований мягких тканей стали резектабельными с внедрением реконструктивной хирургии. Лоскуты для реконструкции классифицируются в зависимости от типа кровоснабжения (случайный, осевой), близости донорской ткани к реципиенту (локальный, регионарный, отдаленный) и состава ткани (кожно-мышечный, фасциальный) [9].

В данном наблюдении ситуация существенно отличалась от стандартной реконструктивной маммопластики, поскольку, помимо обширного инфицированного раневого дефекта левой половины грудной клетки, имели место выраженные распространенные постлучевые изменения тканей грудной стенки, а также контактный остеомиелит и хондрит 5, 6, 7 и 8 ребер слева. Выраженные постлучевые изменения мягких тканей грудной стенки обусловили чрезвычайную сложность подготовки раны к пластическому закрытию раны. Выполнялись повторные хирургические лечения с использованием местного лечение современными средствами для лечения ран, включая суперабсорбирующие повязки, сетчатые раневые покрытия, биодеградируемые препараты на основе альгината кальция и коллагена. Однако несмотря на это, сохранялись обширные участки вторичного некроза, рана не демонстрировала процесса регенерации. Принято решение о выполнении радикальной некрэктомии с одновременной пластикой полнослойным васкуляризованным кожно-мышечным лоскутом.

В лечении остеомиелита, в том числе остеомиелита грудины и ребер, важнейшим компонентом лечения после радикального удаления инфицированных участков костной ткани является создание над резецированной костью хорошо кровоснабжаемого пластичного массива мягких тканей. Этим требованиям лучше всего отвечает мышечная ткань, поэтому миопластика костной полости давно и заслужено считается золотым стандартом лечения остеомиелита [8]. В данном случае использование наиболее популярного лоскута большой грудной мышцы было невозможно из-за обширности раневого дефекта и выраженных постлучевых изменений окружающих тканей. Рассматривался вопрос об использовании свободных васкуляризованных лоскутов на микрососудистых анастомозах, однако постлучевые рубцовые изменения тканей в зоне предполагаемых реципиентных сосудов существенно повышали риск неудачи. Для замещения дефекта нами были выбраны вертикально ориентированный кожно-мышечный лоскут на прямой мышце живота в модификации Robbins (1979) [5] и кожно-мышечный лоскут на основе широчайшей мышцы спины, предложенный итальянским хирургом I.Tanzini еще в 1906 году [6] и получившим широкое распространение после работ Schneider WJ в восьмидесятых годах прошлого века [7]. Эти лоскуты отличаются высокой надежностью и хорошим кровоснабжением. От стандартного горизонтально ориентированного TRAM-лоскута было решено отказаться из-за известной высокой частоты раневых

осложнений, связанных с недостаточным кровоснабжением обширного кожно-жирового массива.

20.03.2024 было проведено хирургическое лечение в объеме некрэктомия, секвестрэктомия VII ребра слева (Рис.18). По результатам гистологического исследования определялись некротизированные мягкие ткани, костные секвестры.



Рис. 18. Рана грудной клетки после выполнения некрэктомии

04.06.2024 выполнена хирургическая обработка раны, резекция хрящевых участков 6 - 7- 8 ребер, пластика дефекта грудной стенки кожно-мышечным лоскутом из прямой мышцы живота, пластика передней брюшной стенки сетчатым имплантатом (Рис 19-25). С учетом данных микробиологического исследования отделяемого раны (*Acinetobacter* spp. в титре  $10^5$ ) проводилась системная антибактериальная терапия тигециклином (торг. Тигацил, Wyeth-Lederle S.p.A., Италия), первая нагрузочная доза 100мг, далее по 50мг внутривенно 2 раза в сутки, на амбулаторном этапе рекомендовано продолжить антибактериальную терапию доксициклином (торг. Доксициклин Экспресс, Фармстандарт-Лексредства ОАО, Россия) в дозе 100 мг 2 раза в сутки перорально в течение 7 дней.



Рис. 19. Разметка кожно-мышечно-фасциального лоскута



Рис. 20. Интраоперационная разметка сосудистой ножки надчревных сосудов

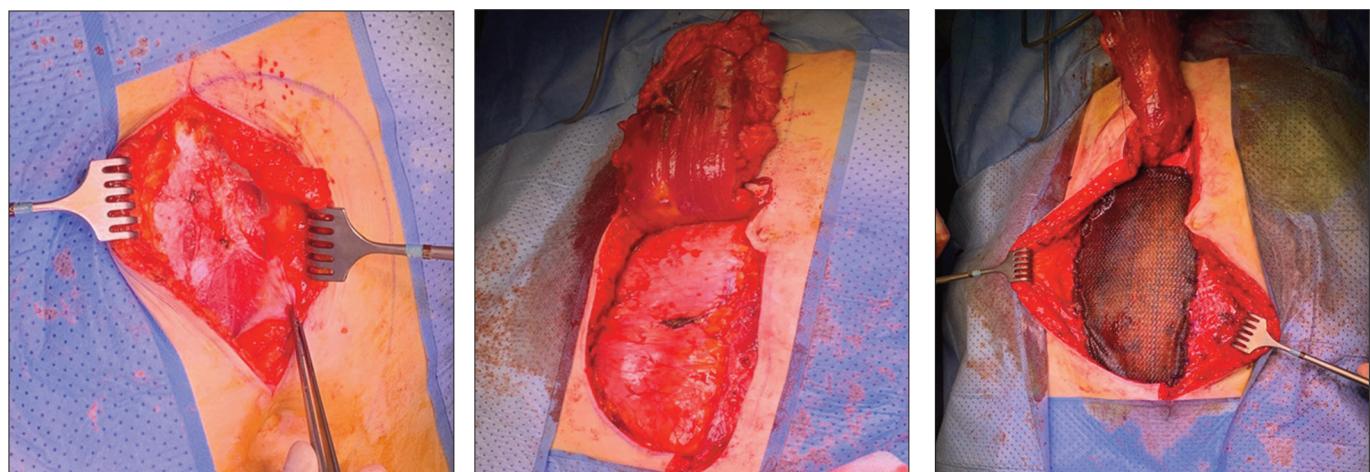


Рис. 21-25. Выделение и перемещение кожно-мышечного-фасциального лоскута передней брюшной стенки на рану грудной клетки с установкой на рану передней брюшной сетчатого импланта

17.09.2024 выполнена хирургическая обработка раны, краевая резекция 5 ребра, некрэктомия, пластика перемещенным кожно-мышечным торакодорзальным лоскутом (Рис.26-33). С учетом роста золотистого стафилококка (*St. aureus*) из раны, чувствительного к цефалоспоринам, проводилась терапия цефазолином (торг. Цефазолин-акос, Синтез ОАО, Россия) в дозе 2000мг зраза в сутки внутривенно капельно с дальнейшим переходом на пероральный прием цефиксима (торг. Супракс, A. Menarini Manufacturing Logistics and Services S.r.L., Италия) на амбулаторном этапе лечения.

Послеоперационный период протекал без осложнений, все раны зажили первичным натяжением. Перемещенные лоскуты при дальнейшем наблюдении в динамике оставались полностью жизнеспособны. Сохранялась стойкая нормотермия, значительно регрессировал болевой синдром. Пациентка была выписана в стабильном состоянии под амбулаторное наблюдение онколога и хирурга. В результате комплексного лечения, поэтапной работы специалистов удалось достичь положительных результатов лечения.

Приведенный клинический случай свидетельствует о возможностях успешного комбинированного лечения больших дефектов мягких тканей в результате распада злокачественных опухолей, позволяющие значительно улучшить качество и продолжительность жизни.



Рис. 26-33. Интраоперационная разметка кожно-мышечно-торакодозального лоскута с перемещением на оставшуюся рану грудной клетки. Перемещение сводного расщепленного кожного лоскута из бедра на рану торакодорзальной области

**Литература:**

1. Kokosis G, Khavanin N, Nahabedian MY. Latissimus Dorsi Musculocutaneous Flap for Complex Breast Reconstruction: Indications, Outcomes and a Proposed Algorithm. *Plast Reconstr Surg Glob Open.* 2019 Aug 8;7(8):e2382. doi: 10.1097/GOX.oooooooooooo02382. PMID: 31592390; PMCID: PMC6756672.
2. Disa JJ, McCarthy CM, Mehrara BJ, et al. Immediate latissimus dorsi/prosthetic breast reconstruction following salvage mastectomy after failed lumpectomy/irradiation. *Plast Reconstr Surg.* 2008;121:159e-164e.
3. Al Maksoud A, Moneer M, Barsoum AK. Combined TRAM flap with latissimus dorsi myocutaneous flap for reconstruction of a large breast post-radiation induced necrosis. *J Surg Case Rep.* 2017 May 11;2017(5):rjx079. doi: 10.1093/jscr/rjx079. PMID: 28560022; PMCID: PMC5441247.
4. Jung JA, Kim YW, Kang SR. Reconstruction of Unexpected Huge Chest Wall Defect after Recurrent Breast Cancer Excision Using a TRAM Flap Combined with Partial Latissimus Dorsi Muscle Flap. *Arch Plast Surg.* 2013 Jan;40(1):76-9. doi: 10.5999/aps.2013.40.1.76. Epub 2013 Jan 14. PMID: 23362488; PMCID: PMC3556542.
5. Robbins TH. Rectus abdominis myocutaneous flap for breast reconstruction. *Aust N Z J Surg.* 1979 Oct;49(5):527-30. doi: 10.1111/j.1445-2197.1979.tb05869.x. PMID: 159684.
6. Tanzini I. Spora il mio nuova processo di amputazione della mammella. *Riforma Medica.* 1906;22:757.
7. Schneider WJ, Hill HL, Jr, Brown RG. Latissimus dorsi myocutaneous flap for breast reconstruction. *Br J Plast Surg.* 1977;30:277-281.
8. Шевченко А.А., Топалов К.П., Жила Н.Г., Кашкаров Е.А. Хирургическое лечение остеомиелита грудины и стерноМедиастинита вследствие кардиохирургических операций. *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова.* 2021;(9):34-39.
9. Morris D, Colwell A, Collins K. Overview of flaps for soft tissue reconstruction. In: UpToDate, Connor RF (Ed), Wolters Kluwer. (Accessed on April 04, 2025.)
10. Scotto J, Fears TR, Fraumeni JF Jr, et al. Incidence of nonmelanoma skin cancer in the United States in collaboration with Fred Hutchinson Cancer Research Center. NIH publication No. 83-2433, U.S. Dept. of Health and Human Services, Public Health Service, National Institutes of Health, National Cancer Institute, Bethesda, MD 1983:xv. p.113.

**References:**

1. Kokosis G, Khavanin N, Nahabedian MY. Latissimus Dorsi Musculocutaneous Flap for Complex Breast Reconstruction: Indications, Outcomes and a Proposed Algorithm. *Plast Reconstr Surg Glob Open.* 2019 Aug 8;7(8):e2382. doi: 10.1097/GOX.oooooooooooo02382. PMID: 31592390; PMCID: PMC6756672.
2. Disa JJ, McCarthy CM, Mehrara BJ, et al. Immediate latissimus dorsi/prosthetic breast reconstruction following salvage mastectomy after failed lumpectomy/irradiation. *Plast Reconstr Surg.* 2008;121:159e-164e.
3. Al Maksoud A, Moneer M, Barsoum AK. Combined TRAM flap with latissimus dorsi myocutaneous flap for reconstruction of a large breast post-radiation induced necrosis. *J Surg Case Rep.* 2017 May 11;2017(5):rjx079. doi: 10.1093/jscr/rjx079. PMID: 28560022; PMCID: PMC5441247.
4. Jung JA, Kim YW, Kang SR. Reconstruction of Unexpected Huge Chest Wall Defect after Recurrent Breast Cancer Excision Using a TRAM Flap Combined with Partial Latissimus Dorsi Muscle Flap. *Arch Plast Surg.* 2013 Jan;40(1):76-9. doi: 10.5999/aps.2013.40.1.76. Epub 2013 Jan 14. PMID: 23362488; PMCID: PMC3556542.
5. Robbins TH. Rectus abdominis myocutaneous flap for breast reconstruction. *Aust N Z J Surg.* 1979 Oct;49(5):527-30. doi: 10.1111/j.1445-2197.1979.tb05869.x. PMID: 159684.
6. Tanzini I. Spora il mio nuova processo di amputazione della mammella. *Riforma Medica.* 1906;22:757.
7. Schneider WJ, Hill HL, Jr, Brown RG. Latissimus dorsi myocutaneous flap for breast reconstruction. *Br J Plast Surg.* 1977;30:277-281.
8. Shevchenko A.A., Topalov K.P., Zhila N.G., Kashkarov E.A. Chirurgicheskoe lechenie osteomielita grudini i sternomediastinita v sledstvii kardiochirurgicheskikh operatsiy. *Chirurgia. Jurnal im. N.I. Pirigova.* 2021;(9):34-39.
9. Morris D, Colwell A, Collins K. Overview of flaps for soft tissue reconstruction. In: UpToDate, Connor RF (Ed), Wolters Kluwer. (Accessed on April 04, 2025.)
10. Scotto J, Fears TR, Fraumeni JF Jr, et al. Incidence of nonmelanoma skin cancer in the United States in collaboration with Fred Hutchinson Cancer Research Center. NIH publication No. 83-2433, U.S. Dept. of Health and Human Services, Public Health Service, National Institutes of Health, National Cancer Institute, Bethesda, MD 1983:xv. p.113.

**Конфликт интересов.** Авторы статьи подтверждают отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

**Коды ГРНТИ:**

76.29.39: ХИРУРГИЯ,

76.29.49: ОНКОЛОГИЯ;

76.29.62: РЕНТГЕНОЛОГИЯ И МЕДИЦИНСКАЯ РАДИОЛОГИЯ

# To “The Next Stage” of Carotid Ultrasound

## Carotid Plaque and Hemodynamic Evaluation - Key Points for Interpretation

Stroke Center, Department of Neurology,  
Nara Medical University

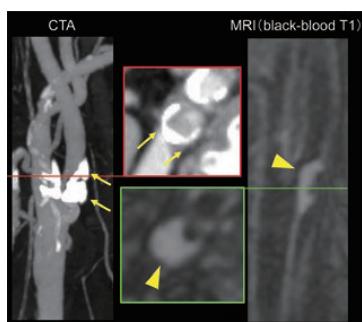
**Kozue Saito**



### Detection Methods and Challenges in Mobile Plaque Evaluation

Plaques can exhibit various features such as hyperechoic, isoechoic, and hypoechoic characteristics, along with ulcerations and mobility. Here, hypoechoic plaques and those with ulcerations or mobility are to be focused.

It is often presumed that calcified plaques in the carotid artery are stable plaques. Additionally, detailed observation may be abandoned due to acoustic shadowing. However, it is unexpectedly possible to observe hypoechoic areas of plaques by approaching from various angles. In CT angiography, the appearance of calcification encasing a plaque is referred to as "rim sign". It has been observed that intraplaque hemorrhage is sometimes present in regions corresponding to hypoechoic areas of rim sign case on Black-Blood Imaging (Fig.1).



**Fig. 1** Rim sign

It has been reported in a study<sup>1)</sup> that the volume of calcification and the frequency of intraplaque hemorrhage are correlated, and calcification should not be considered a stabilizing factor regardless of plaque size. Furthermore, the presence of rim sign (+) has been associated with a higher risk of intraplaque hemorrhage according to another study<sup>2)</sup>, emphasizing

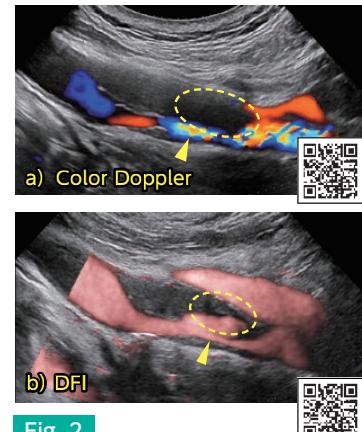
the importance of carefully observing calcified plaques.

In a case of ulcerative lesion in stenosis, it is difficult to display both the high-velocity flow at the stenotic part and the low-velocity flow at the ulcerative part simultaneously

using Color Doppler. However, the use of Detective Flow Imaging (DFI), a type of Microvascular Flow Imaging (MVFI), enables clear visualization of the high-velocity flow at the stenotic part with less blooming while clearly visualizing

the low-velocity flow at the ulcerative part (Fig.2). Mobile plaques can be broadly categorized into floating plaques and jellyfish plaques. It is often difficult to detect these plaques without careful observation. Video recording is recommended for post-examination review as an examination point. A phenomenon called "B-flow winker<sup>3)</sup>", where a mobile lesion is emphasized in high brightness and flickers, can be observed. A similar phenomenon can also be observed with DFI and other MVFI methods, and is, for example, referred to as the "fireball sign" with SMI<sup>4)</sup>.

Floating plaques exhibit small movements but appear as sparkling reflections due to their strong tissue signal intensities. The "jellyfish sign" refers to plaques resembling the motion of jellyfish, as shown in Fig.3-a. Cases with the jellyfish sign (+) are associated with frequent relapse of stroke events over short periods, suggesting plaque rupture<sup>5)</sup>. Indeed, a small ulcer, as shown in Fig.3-b, can be observed,



**Fig. 2**

Ulcerative lesion (dotted circle: ulcer, arrowhead: stenosis)

indicating plaque rupture, and it is regarded as a high-risk case.

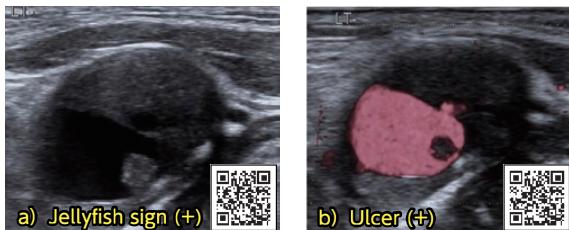


Fig. 3 Jellyfish plaque

In a case of multimodal observation using Real-time Virtual Sonography (RVS), synchronized visualization with a plaque image from MRI allowed to judge the presence of intraplaque hemorrhage in the low-echo plaque part (Fig.4).

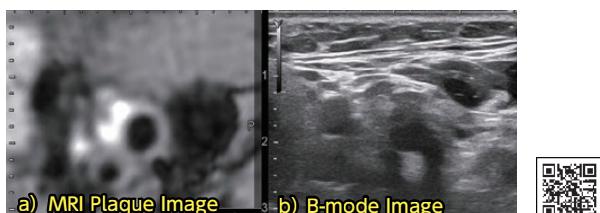


Fig. 4 Plaque property evaluation using RVS

## Interpretation of Neovascularity within Plaques

During the progression of atherosclerosis, inflammatory responses trigger the release of cytokines that damage the fibrous membrane, leading to plaque rupture. Additionally, vessels are induced to proliferate thin and fragile neovascularity, which is prone to rupture and contribute to intraplaque hemorrhage. Combined with ulceration and thrombus formation, this can lead to embolic events. Therefore, the presence of intraplaque neovascularity is considered a risk factor for plaque instability. Studies investigating which echo properties correlate with symptoms<sup>6</sup> have highlighted neovascularity as a significant feature, emphasizing the importance of detecting these structures. While MRI has limitations in resolution and real-time imaging, contrast-enhanced ultrasound (CEUS) capitalizes on the advantages of ultrasound, allowing clear visualization of neovascularity and ulcers using microbubbles. The contrast enhancement effect correlates with the extent of neovascularity, making it a valuable method for evaluating plaque instability. Furthermore, prospective studies on cerebrovascular cases have shown that plaques

with high contrast enhancement are associated with higher rates of subsequent cardio- and cerebrovascular events, regardless of stenosis severity<sup>7</sup>. This holds expectations as a future evaluation method for asymptomatic plaques. However, contrast-enhanced ultrasound for vascular applications is not covered by insurance in Japan, limiting its use in routine clinical practice. Non-contrast DFI can sometimes depict neovascularity as linear echo (Fig.5). However, there

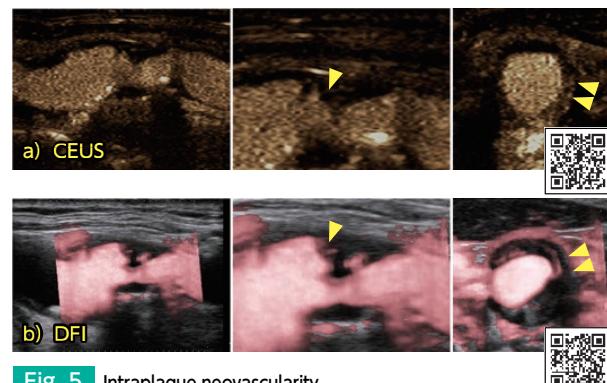


Fig. 5 Intraplaque neovascularity

was a case where flow thought to be neovascularity on DFI (Fig.6-a) was later determined to be ulcerative flow on contrast-enhanced ultrasound (Fig.6-b). While DFI does not yet match the depiction performance of contrast-enhanced ultrasound, further advancements in MVFI technology are anticipated.

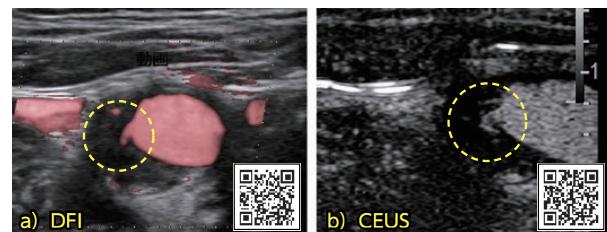


Fig. 6 Plaque ulcer suspected for neovascularity

\*This study was conducted with the approval of the ethical review board at Nara Medical University and with informed consent from the participants.

## Methods for Evaluating Internal Carotid Artery Lesions and Novel Approaches

Department of Neurology, St. Marianna University School of Medicine



**Yuta Hagiwara**

### Microvascular Flow Imaging (MVFI) / Dual Gate Doppler

MVFI provides uniform colorization within the vascular lumen, reducing over- or underestimation compared to standard Color Doppler imaging. This makes it particularly effective for detecting in-stent protrusion (Fig.7). Additionally, a feature called Dual Gate Doppler, which can display Doppler waveforms from two locations simultaneously, allows for the detection of flow step-ups by placing cursors on both sides of a stenotic lesion (Fig.8).

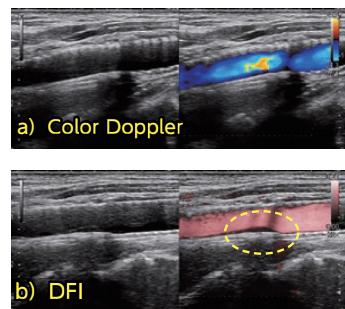


Fig. 7 In-stent protrusion

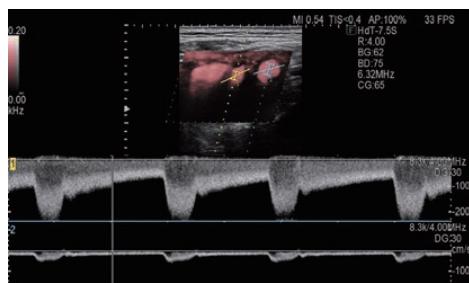


Fig. 8 Dual-Gate Doppler

### Transoral Carotid Ultrasonography (TOCU)

TOCU is a type of transoral ultrasonography performed using an intracavity transducer, enabling observation of the distal extracranial internal carotid artery (ICA). TOCU examinations are conducted in the supine position using standard ultrasound settings for carotid artery evaluation. While standard linear transducers allow observation of the proximal segment (origin) of the extracranial ICA's three segments, TOCU enables to observe the entire length of the extracranial ICA.

By inserting the intracavitory transducer into the

oral cavity and pressing its footprint near the tonsils, downward tilting of the transducer allows for observation of the carotid bifurcation. Upward tilting enables observation of the middle segment, which is prone to troubles in dissection cases, and further upwards to the distal segment. Fig.9 is the comparison of Color Doppler and MVFI in TOCU, showing that MVFI provides a color image matching the vascular lumen with less blooming.

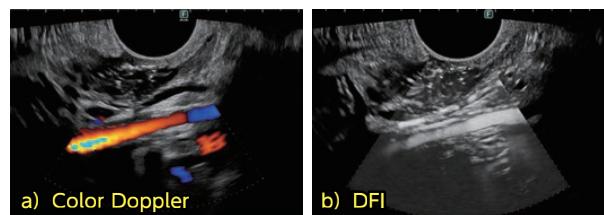


Fig. 9 ICA in TOCU

### Micro-convex transducer with MVFI

The use of micro-convex transducer for the carotid artery is introduced here. Micro-convex transducer C421 has a wider field of view compared to linear transducers, enabling the observation of the depth in the wide range. In a case of complicated stenotic lesion (Fig.10), while a linear transducer requires proficiency to capture the site of maximum stenosis, C421 provides easy distal access and effortlessly depicts such a part.

The video of Fig.11 demonstrates how much distal visualization is possible using C421 in a post-stent placement case. A protrusion can be observed in the beginning, then the stent can be depicted from the middle to the distal end by following the image to the further depth so that the entire length of stent can be

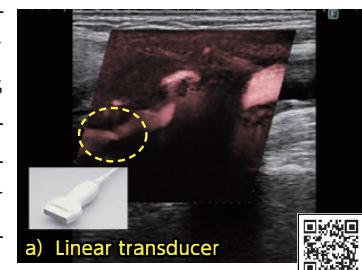


Fig. 10 Complicated stenosis of ICA



Fig. 11 DFI after stent placement (arrowhead: distal end of stent)

observed. The C421 was able to observe the depth that is difficult to access by normal linear transducers. Although complete occlusion cannot be diagnosed with ultrasound, if the lesion is observed thoroughly to the distal with a micro-convex transducer and no blood signal is recognized by MVFI, which has excellent performance to detect low velocity blood flow, it could be a finding to suspect complete occlusion. A plaque at the origin of the vertebral artery (VA) could cause the cerebral infarction, so the VA origin should be observed properly. The supraclavicular approach is particularly well-suited to micro-convex transducers. Fig.12 shows VA branching from the left subclavian artery with slight stenosis, and Fig.13 reveals a plaque in the segment extending from the right brachiocephalic artery (BCA).

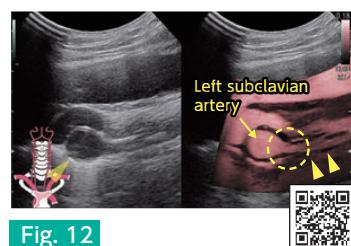


Fig. 12

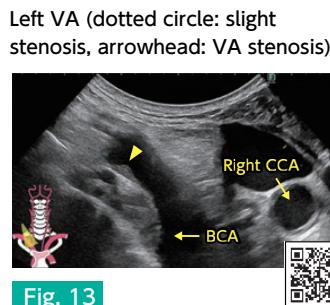


Fig. 13

Root of the right VA (arrowhead: plaque)

## Neovascularity

As discussed in Dr. Saito's earlier lecture, neovascularity is considered a finding associated with symptomatic events and is regarded as a high-risk feature. While contrast-enhanced ultrasound is considered effective for detecting neovascularity, it is not covered by insurance for vascular applications in Japan and is therefore not routinely used in daily clinical practice. This highlights the potential utility of Microvascular Flow Imaging (MVFI).

Some neovascularity cases identified by MVFI matched pathological findings, so it is considered feasible to identify neovascularization to some extent

using MVFI under the guidance of experienced examiners<sup>8)9)</sup>.

Neovascularity can be categorized into Type E (endothelium), which infiltrates from the vessel side, and Type V (vasa vasorum), which infiltrates from the outside. In the case of the stenotic lesion shown in Fig.14, Type E neovascularity is visualized using DFI. It has become possible to clarify various lesions through the creative use of different transducers and imaging modes. We will continue to work toward the further development of ultrasound examinations.

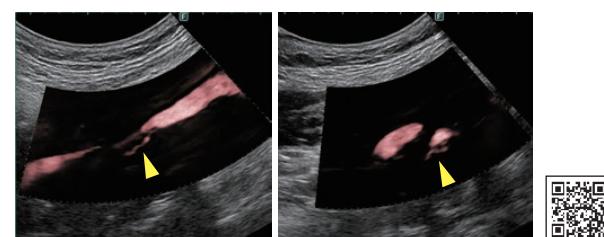


Fig. 14 Neovascularity visualized by DFI (arrowhead: Type E)

## References

- 1) Quirijn J.A van den Bouwhuisen et al., "Coexistence of Calcification, Intraplaque Hemorrhage and Lipid Core within the Asymptomatic Atherosclerotic Carotid Plaque: The Rotterdam Study," *Cerebrovascular Diseases*, 39(5-6), 2015-4, pp. 319-324.
- 2) LB Eisenmenger et al., "Prediction of Carotid Intraplaque Hemorrhage Using Adventitial Calcification and Plaque Thickness on CTA," *American Journal of Neuroradiology*, 37(8), 2016-8, pp. 1496-1503.
- 3) Shinji Kume et al., "A case of mobile flap in the distal part of the internal carotid artery detected by a microconvex probe and B-flow winker (Winker sign)," *Japanese Journal of Medical Ultrasound Technology*, 44(3), 2019, pp. 391-397.
- 4) Yutaka Demura et al., "Case series of mobile structures detected vividly by using superb microvascular imaging," *European Heart Journal - Case Reports*, 6(10), 2022-10.
- 5) Shinji Kume et al., "Vulnerable carotid arterial plaque causing repeated ischemic stroke can be detected with B-mode ultrasonography as a mobile component: Jellyfish sign," *Neurosurgical Review*, 33(4), 2010-10, pp. 419-430.
- 6) Waleed Brinjiki et al., "Ultrasound Characteristics of Symptomatic Carotid Plaques: A Systematic Review and Meta-Analysis," *Cerebrovascular Disease*, 40(3-4), 2015-8, pp. 165-174.
- 7) Liuping Cui et al., "Carotid Intraplaque Neovascularization and Future Vascular Events in Patients With Asymptomatic Carotid Stenosis," *Frontiers in Pharmacology*, 13, 2022-2.
- 8) Masashi Hoshino et al., "Intraplaque Microvascular Flow Signal in Superb Microvascular Imaging and Magnetic Resonance Imaging Carotid Plaque Imaging in Patients with Atherosomatous Carotid Artery Stenosis," *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 27(12), 2018-12, pp. 3529-3534.
- 9) Yuta Hasegawa et al., "Carotid Ultrasound Using Superb Microvascular Imaging to Identify Patients Developing In-Stent Restenosis After CAS," *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 31(8), 2022-8.

This article is based on a presentation given at one of luncheon seminars of the 98th Annual Meeting of the Japanese Society of Ultrasonics in Medicine (JSUM 2025). Summaries by lecturers are to be introduced here.

Printed

**FUJIFILM Corporation**

26-30, Nishiazabu 2-chome, Minato-ku, Tokyo 106-8620, Japan  
global.fujifilm.com

Ref.No.FXX-US-2019E(SK-25-08-k)©2024 Fujifilm Corporation