



**ФМБА РОССИИ**  
Федеральное медико-биологическое агентство



Медико-биологический университет  
инноваций и непрерывного образования  
ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России

Адрес: г. Москва, ул. Живописная, д. 46, стр. 8  
Тел.: 8 (499) 190-96-92  
Сайт: [www.mbufmbc.ru](http://www.mbufmbc.ru)

**Блинов В.С., Китаева Ю.С.,  
Праскурничий Е.А., Сажина А.А.**

# **КОЛИЧЕСТВЕННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ**

**Учебное пособие**

Москва, 2026

Федеральное медико-биологическое агентство  
Федеральное государственное бюджетное учреждение  
«Государственный научный центр Российской Федерации –  
Федеральный медицинский биофизический центр  
имени А.И. Бурназяна»  
МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ИННОВАЦИЙ И НЕПРЕРЫВНОГО ОБРАЗОВАНИЯ

**Блинов В.С., Китаева Ю.С.,  
Праскурничий Е.А., Сажина А.А.**

**КОЛИЧЕСТВЕННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ  
ТОМОГРАФИЯ**

**Учебное пособие**

**Москва 2026**

УДК 616-073.756.8

ББК 53.6

Б69

**Блинов В.С., Китаева Ю.С., Праскурничий Е.А., Сажина А.А.**

Количественная компьютерная томография: учебное пособие. — М.: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2026. — 86 с.

#### **Авторы:**

**Блинов Владислав Сергеевич** — кандидат медицинских наук, заведующий рентгенодиагностическим отделением государственного автономного учреждения здравоохранения Свердловской области «Верхнепышминская ЦГКБ им. П.Д. Бородина».

**Китаева Юлия Сергеевна** — кандидат медицинских наук, ассистент кафедры пропедевтики внутренних болезней федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России.

**Праскурничий Евгений Аркадьевич** — доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой терапии МБУ ИНО ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна.

**Сажина Анна Андреевна** — врач-стажер отделения лучевой и радиоизотопной диагностики Центра лучевой диагностики ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России.

#### **Рецензенты:**

**Царенок С.Ю.** — доктор медицинских наук, доцент кафедры пропедевтики внутренних болезней ФГБОУ ВО «Читинской государственной медицинской академии» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

**Овсянников К.В.** — доктор медицинских наук, профессор кафедры терапии МБУ ИНО ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна.

В учебном пособии представлены физико-технические основы проведения компьютерной томографии, а также клинические аспекты применения данного метода исследования. Учебное пособие предназначено для студентов лечебных факультетов медицинских институтов и университетов, обучающихся по основной специальности 31.05.01 «Лечебное дело», для врачей-ординаторов, обучающихся по специальности 31.08.09 «Рентгенология», для врачей-рентгенологов.

ISBN 978-5-93064-426-5

© ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна  
ФМБА России, 2026

## Содержание

Алфавитный указатель использованных терминов . . . . .	5
ВВЕДЕНИЕ . . . . .	6
ГЛАВА 1. ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ . . . . .	7
1.1. Принципы получения изображений . . . . .	7
1.2. Фантомы для контроля качества . . . . .	8
1.3. Плотность в количественной КТ . . . . .	11
1.4. Артефакты и их влияние на количественную КТ . . . . .	12
1.5. Методики и протоколы сканирования . . . . .	15
1.5.1. Количественная КТ при остеопорозе . . . . .	15
1.5.2. Количественная КТ при оценке легочной паренхимы . . . . .	16
1.5.3. Ангиографические исследования сердца и коронарных артерий. . . . .	17
1.5.4. Перфузионная КТ головного мозга. . . . .	20
ГЛАВА 2. КЛИНИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ . . . . .	21
2.1. Остеопороз . . . . .	21
2.1.2. Использование конусно-лучевой компьютерной томографии. . . . .	26
2.2. Заболевания органов грудной клетки . . . . .	31
2.2.1. Количественная оценка эмфиземы . . . . .	31
2.2.2. Анализ сосудистого русла при тромбоэмболии легочной артерии и легочной гипертензии . . . . .	37
2.2.3. Оценка фиброза легких . . . . .	44
2.3. Кардиология . . . . .	51
2.3.1. Оценка коронарного русла и оценка кальциноза коронарных артерий . . . . .	51
2.3.2. КТ-фракционный резерв кровотока и КТ-перфузия миокарда. . . . .	58
2.3.3. Оценка атеросклеротической бляшки . . . . .	61
2.3.4. Оценка паракардиального жира . . . . .	63

2.4. Оценка жирового гепатоза печени . . . . .	67
2.5. Количественная КТ в неврологии . . . . .	71
2.5.1. Перфузионная КТ . . . . .	71
2.5.2. Количественная оценка гематом и кровоизлияний . . . . .	75
2.6. Оценка саркопении . . . . .	79
<b>ГЛАВА 3. БУДУЩЕЕ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ. АВТОМАТИЧЕСКАЯ СЕГМЕНТАЦИЯ И АНАЛИЗ. РАДИОМИКА . . . . .</b>	<b>83</b>

## Алфавитный указатель использованных терминов

КТ	— компьютерная томография
ККТ	— количественная компьютерная томография
КЛКТ	— конусно-лучевая компьютерная томография
Ед. X.	— единицы Хаунсфилда
МСКТ	— мультисрезовая спиральная компьютерная томография
ОП	— остеопороз
ИИ	— искусственный интеллект
КТ-КАГ	— компьютерно-томографическая коронароангиография
КТ-АПГ	— компьютерно-томографическая ангиопульмонография МПК
ДРА	— двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия
ПОП	— поясничный отдел позвоночника
ОПТГ	— ортопантограмма
ТЭЛА	— тромбоэмболия легочной артерии
ЛГ	— легочная гипертензия
ПЖ	— правый желудочек
ЛГ	— легочная гипертензия
ИЗЛ	— интерстициальные заболевания легких
КК	— коронарный кальций
КТ-ФРК	— компьютерно-томографический фракционный резерв кровотока
АСБ	— атеросклеротическая бляшка

## ВВЕДЕНИЕ

Количественная компьютерная томография (ККТ) — это совокупность методик извлечения и анализа количественной информации из стандартных КТ-изображений. В классическом понимании компьютерная томография представляет для визуальной оценки диагностические изображения анатомии и КТ-сцинтиграфии патологических процессов, протекающих в организме. При количественной же компьютерной томографии можно оценить количественные и качественные параметры, выраженные в абсолютных и относительных цифровых значениях, соотношениях, коэффициентах, значениях перфузии, плотности, радиомических и текстурных характеристиках.

Принципы анализа данных при количественной КТ варьируют от простых мануальных измерений на КТ-сканах и вычислений коэффициентов до сегментации органов и тканей и текстурного анализа в автоматическом режиме без привлечения врача-рентгенолога с помощью специализированного программного обеспечения на основе сверточных нейронных сетей и искусственного интеллекта. Корректная работа этих сложных алгоритмов требуют скоординированной работы врачей-рентгенологов, математиков, программистов и производителей программного обеспечения.

Области применения ККТ охватывают практически все разделы клинической медицины. Наиболее востребована она в пульмонологии для оценки эмфиземы и интерстициальных заболеваний легких, в ревматологии, травматологии и ортопедии — для диагностики остеопороза и сниженной минеральной плотности кости, в гастроэнтерологии — в выявлении жирового гепатоза, в кардиологии — для оценки кальциноза коронарных артерий, оценке атеросклеротических бляшек, в онкологии и гериатрии — в оценке саркопении.

Таким образом, ККТ стремительно превращается из научного инструмента в компонент рутинной клинической диагностики и специалистам клинических и диагностических специальностей необходимо разбираться в ее особенностях.

# ГЛАВА 1. ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

## 1.1. Принципы получения изображений

Открытие Вильгельмом Конрадом Рентгеном в 1895 г. рентгеновских лучей (X-лучей) являлось одним из величайших открытий в истории человечества, повлиявших на все последующее развитие медицинской науки. Изобретение компьютерного томографа Годфри Хаунсфилдом в 1972 г., разработка математических алгоритмов реконструкции изображений Аланом Кормаком привело их к получению Нобелевской премии по медицине и физиологии в 1979 г. и еще больше укрепила позиции лучевой диагностики в медицине.

КТ основана на прохождении рентгеновских лучей через объект, которые, частично поглощаясь, частично рассеиваясь, попадают на систему детекторов, преобразуются в электрический сигнал и через алгоритмы математической обработки формируют изображение. В отличие от рентгенографии, КТ позволяет получать аксиальные изображения, состоящих из пикселей, яркость которых соответствует плотности тканей.

Во время сканирования пучок рентгеновских лучей проходит через объект исследования под множеством углов, образуя множество проекций для каждой конкретной точки объекта. Эти проекции преобразуются в матрицу, коротая состоит из пикселей (двухмерных изображений), или вокселей (трехмерных изображений). Каждый пиксель или воксель несет определенное значение ослабления рентгеновского излучения (оттенок серого), представляющий собой конкретную величину, выраженную в единицах Хаунсфилда.

Прохождение излучения через вещество описывается законом Бугера-Ламберта-Бера:  $I=I_0 \times e^{-\mu x}$ ,

где  $I$  — интенсивность излучения до прохождения слоя вещества,

$I_0$  — интенсивность излучения после прохождения слоя вещества,

$x$  — толщина вещества,

$\mu$  — линейный коэффициент ослабления, который зависит от атомного номера вещества, его плотности и энергии фотонов.

Шкала Хаунсфилда является трансформацией значений линейного коэффициента ослабления ( $\mu$ ). За точку отсчета в 0 ед. X. принят линейный коэффициент ослабления воды, за нижнюю точку в  $-1000$  ед. X. принят линейный коэффициент ослабления воздуха, верхней точки шкалы не существует.

Шкала Хаунсфилда и вычисление единиц Хаунсфилда очень важны, так как стандартизируют методику, являясь количественной мерой характеристики определенных тканей. Единицы Хаунсфилда позволяют получать не только анатомически точное визуальное изображение органов и систем человека, КТ-семиотику патологических процессов, протекающих в организме, но и позволяет количественно их оценить, что лежит в основе количественной КТ. В табл.1 представлены значения ед. X. некоторых тканей и органов человека.

*Таблица 1.*

**КТ-плотность тканей и органов человека в единицах Хаунсфилда**

<b>Плотность (ед. X.)</b>	<b>Ткань/орган</b>
-1000 – -400	Воздух, легочная ткань
-120 – -30	Жировая ткань
5 – 20	Жидкость (ликвор, моча, желчь, серозный выпот)
20 – 60	Паренхиматозные органы (печень, селезенка, почки, мышцы)
60 – 80	«Свежая» кровь
120 – 850	Кортикальная и губчатая кость
Более 850	Металл

## **1.2. Фантомы для контроля качества**

Компьютерная томография является высокоточным методом лучевой диагностики. На качество получаемых изображений могут влиять внешние и внутренние факторы. Одним из важных внутренних факторов является техническая исправность и точность настройки оборудования. Для гарантирования обеспечения воспроизводимых и точных данных при работе КТ разработана система контроля качества. Контроль качества достигается программными возможностями при ежедневной внутренней калибровке системы при запуске, а также использованием фантомов. Фантомы — это тест-объекты с известными физическими характеристиками, имитирующие анатомические

структуры или гомогенные среды. Применительно для КТ, фантомы имеют заданные стабильные значения коэффициентов ослабления рентгеновских лучей в ед. X. и набор геометрических объектов, определенного размера и формы.

Основные оцениваемые параметры при использовании КТ-фантомов:

1. **точность линейных измерений:** соответствие получаемых линейных размеров калибровочным линейкам;
2. **точность и стабильность единиц Хаунсфилда:** соответствие измеренных значений эталонным значениям для воды и других материалов;
3. **пространственное разрешение:** способность системы различать мелкие детали, расположенные близко друг к другу;
4. **контрастное разрешение:** способность различать объекты с малым отличием в яркости от окружающей среды;
5. **однородность:** постоянство ед. X. по всему изображению объекта.

На рис. 1 показан фантом для оценки основных геометрических и плотностных характеристик компьютерного томографа.

В отношении клинического применения количественной КТ, перевода единиц Хаунсфилда в изучаемые значения, используются **специализированные фантомы**. Для оценки объемной МПК при проведении синхронной ККТ поясничного отдела позвоночника используются специальный фантом, встроенный

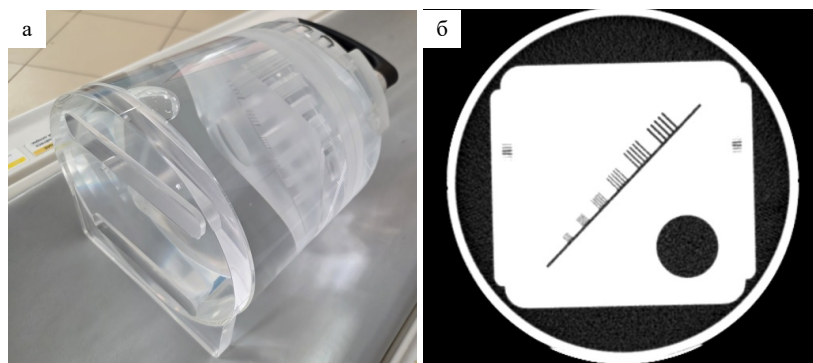


Рисунок 1. а — калибровочный фантом для оценки параметров компьютерного томографа при проведении его калировки; б — КТ-скан фантома для оценки основных характеристик КТ-изображения

в матрас компьютерного томографа или подкладывается под тело пациента во время КТ-сканирования. Фантом содержит специальные вставки с известной концентрацией гидроксипатита кальция (обычно 0, 50, 100, 150 или 200 мг/см<sup>3</sup>), что позволяет построить калибровочную кривую пересчета ед. X. в объемную МПК в мг/см<sup>3</sup>.

Для измерения дозовых нагрузок при проведении рентгенологических исследований применяют специализированные **дозиметрические фантомы**. Они изготавливаются из тканеэквивалентных материалов и имеют отверстия для размещения дозиметров. С их помощью определяются ключевые дозиметрические показатели.

Для научных исследований и новых разработок, для обучения персонала, для оценки распределения дозовой нагрузки на различные органы и ткани применяются **антропоморфные фантомы**. Это сложный класс фантомов, точно воспроизводящих анатомическую форму, а иногда, и внутреннюю структуру тела человека. Они могут включать имитаторы органов (печень, легкие, почки, позвонки) с реалистичными значениями КТ-плотности (рис. 2).



Рисунок 2. а — КТ-фантом «LUNGMAN», представляет собой анатомически точную модель мужского торса в натуральную величину; б — КТ-фантом органов брюшной полости

### 1.3. Плотность в количественной КТ

Компьютерная томография, как было отмечено выше, основана на регистрации ослабления рентгеновского излучения, выраженного в единицах Хаунсфилда. Применительно к КТ и ККТ используется несколько понятий «плотность»:

**1. КТ-плотность** (рентгеновская плотность (ед. X.) — относительная величина способности ткани ослаблять рентгеновский луч, зависит от толщины слоя ткани, состава ткани, атомных номеров веществ, составляющих ткань, энергии фотонов излучения;

**2. физическая плотность вещества** ( $\text{кг}/\text{м}^3$ ) — физическая величина, определяемая как отношение массы тела к занимаемому им объему;

**3. концентрация вещества** (плотность контрастного препарата) — количество растворенного вещества (контраста) в единице раствора (крови ( $\text{мг}/\text{мл}$ )). Контрастные препараты для внутривенного контрастирования, использующиеся при проведении КТ, содержат йод. Йод — элемент с высоким атомным номером, резко ослабляет рентгеновское излучение. Результатом этого становится более четкое изображение контрастированных структур, например, кровеносных сосудов, а соотношение количества и скорости поступления контраста в крупные артерии и капиллярное русло лежит в основе построения перфузионных карт при проведении КТ-перфузии головного мозга, КТ-перфузии миокарда и др.;

**4. минеральная плотность кости объемная** (МПК ( $\text{мг}/\text{см}^3$ ) — миллиграмм минеральной плотности на кубический сантиметр кости. Используется при количественной оценке остеопении и остеопороза;

**5. плотность легочной ткани.** Для тканей, состоящих в основном из воды и воздуха, существует линейная зависимость между КТ-плотностью и физической плотностью. Так как вода имеет плотность  $1 \text{ кг}/\text{м}^3$  ( $1 \text{ г}/\text{см}^3$  ( $1 \text{ г}/\text{мл}$ )) и соответствует 0 ед. X., а воздух с плотностью  $0 \text{ г}/\text{л}$  соответствует  $-1000$  ед. X., формула пересчета имеет вид:

$$\text{плотность легочной ткани (г/л)} = (\text{ед. X.} / 1000) + 1.$$

Измерение плотности легочной ткани удобно при клинической оценке эмфиземы легких, легочного фиброза.

## **1.4. Артефакты и их влияние на количественную КТ**

На качественные и количественные индексы при количественной КТ могут повлиять разнообразные внешние и внутренние факторы. Артефактами изображений называют любые несоответствия между КТ-значениями на изображении и истинными физическими коэффициентами ослабления в объекте. Для возможности правильного применения индексов при ККТ необходимо понимать, из-за чего возникают артефакты и как избежать их возникновения.

**Причины** возникновения артефактов можно разделить на несколько групп:

### **1. Причины, связанные с компьютерным томографом**

КТ является сложноустроенным высокотехнологичным оборудованием, корректная работа всех ключевых узлов аппарата является принципиальным условием получения качественного КТ-изображения. При неисправности или недостаточной калибровки одного или нескольких детекторов происходит возникновение кольцевых артефактов. Это артефакты в виде концентрических колец на изображении вокруг центра вращения. Одними из способов борьбы с данным артефактом является калибровка аппарата, в том числе с использованием фантомов, либо замена вышедших из строя детекторов.

### **2. Причины, связанные с физикой получения изображений**

Артефакты увеличения жесткости пучка возникают из-за того, что рентгеновский луч является энергетически-неоднородным, то есть содержит фотоны с более высокой и более низкой энергией. Фотоны с более низкой энергией активнее поглощаются тканями. Фотоны с более высокой энергией поглощаются меньше и проходят через объект в большем количестве, чем фотоны с низкой энергией. Таким образом, результирующая энергия потока, после прохождения через объект, будет выше, пучок рентгеновских лучей становится «жестче». Это приводит к двум основным феноменам: на периферии изображения ослабление рентгеновских лучей оказывается выше, чем в центре, что создает ложное впечатление большей плотности по краям и на границе между двумя плотными объектами (костью и металлом) и возникают линейные темные артефакты.

Одними из способов борьбы с данными артефактами являются инженерные решения — использование фильтров,

«выравнивающих» энергию фотонов, калибровка детекторов с использованием фантомов и применение специальных алгоритмов постпроцессинговой реконструкции.

### 3. Артефакты, связанные с пациентом

Движение пациента во время сканирования — одна из наиболее частых причин ухудшения качества изображения. Артефакт проявляется в виде дублирования контуров, нечеткости изображения, появления полос (рис. 3а, б). Методами борьбы с артефактами такого типа является инструктаж пациента перед исследованием, использование вместо голосовых программ у пациентов с нарушением слуха визуальных образов («задержите дыхание», «дышите»), использование фиксирующих приспособлений для

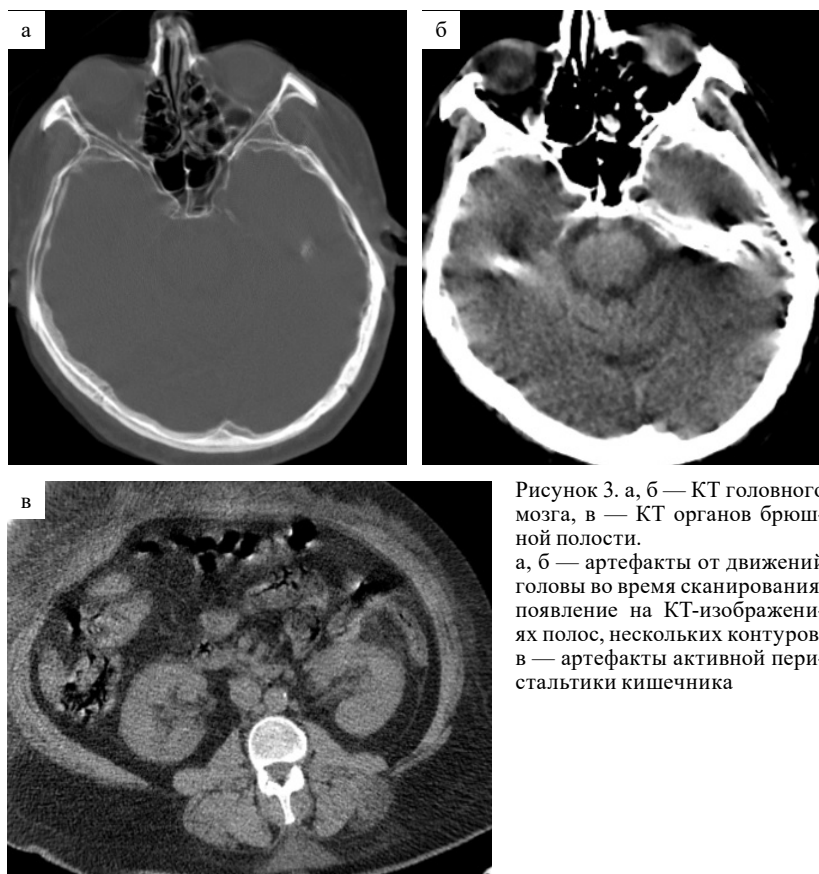


Рисунок 3. а, б — КТ головного мозга, в — КТ органов брюшной полости.

а, б — артефакты от движений головы во время сканирования, появление на КТ-изображениях полос, нескольких контуров; в — артефакты активной перистальтики кишечника

пациентов, использование седативных препаратов, укорочение времени сканирования.

Данный вид артефактов возникает не только во время произвольных движений пациента во время исследования, но и непроизвольных движений внутренних органов во время нормальной жизнедеятельности организма, например — пульсации сердца и крупных сосудов во время сердцебиения, перистальтика кишечника (рис. 3в). Способом нивелирования данных артефактов является использование фармакологических препаратов, замедляющих перистальтику кишечника или частоту сердечных сокращений, а также использование ЭКГ-синхронизации и реконструкции изображений в диастолическую фазу сердечного цикла.

### **Влияние артефактов на количественную КТ**

**Влияние на КТ-анатомию и морфометрию.** Артефакты могут создавать ложные контуры, скрывать истинные границы анатомических структур, деформировать нормальную или патологическую анатомию, скрывать КТ-семиотику. Кроме того, артефакты могут приводить к неправильным измерениям расстояния или объема структур.

**Влияние на денситометрию.** Артефакты могут исказить истинные значения плотности в единицах Хаунсфилда, что принципиально при применении множества количественных индексов. Применение программ в постпроцессинге по уменьшению артефактов приводит к меньшему искажению значений плотности.

**Влияние на текстурный анализ (радиомику).** Линейные артефакты, кольцевидные артефакты изменяют само изображение и его текстурные характеристики. Поскольку радиомика анализирует закономерности распределения пикселей в изображении артефакты могут быть интерпретированы ошибочно, что приведет к невозпроизводимым результатам.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Компьютерная томография является высокотехнологичным, высоконаучным методом медицинской визуализации. КТ позволяет не только анатомически точно визуализировать органы и ткани человека, но и достоверно оценивать морфометрию и денситометрию, являющиеся краеугольным камнем количественной КТ. Единицы Хаунсфилда обеспечивают стандартизацию и воспроизводимость данных, позволяя проводить анализ, объективную оценку и динамическое наблюдение

за патологическими изменениями. Понимание физики получения единиц Хаунсфилда, принципов реконструкции КТ-изображений, артефактов и способов борьбы с ними, является необходимым условием для корректной интерпретации количественной КТ.

## 1.5. Методики и протоколы сканирования

### 1.5.1. Количественная КТ при остеопорозе

Укладка пациента: лежа на спине, руки подняты над головой.

Из зоны сканирования удаляются все инородные предметы.

Исследование начинается с выполнения топограммы, которая представляет собой обзорную рентгенограмму в прямой и боковой проекциях (рис. 4).

Разметка на топограмме: для ККТ поясничного отдела позвоночника: верхняя граница сканирования: средняя треть  $Th_{12}$  позвонка, нижняя граница сканирования: нижняя поверхность  $L_5$  позвонка. Для ККТ проксимальных отделов бедренной кости: верхняя граница: верхняя точка вертлужной впадины, нижняя граница: метадиафиз бедренной кости.

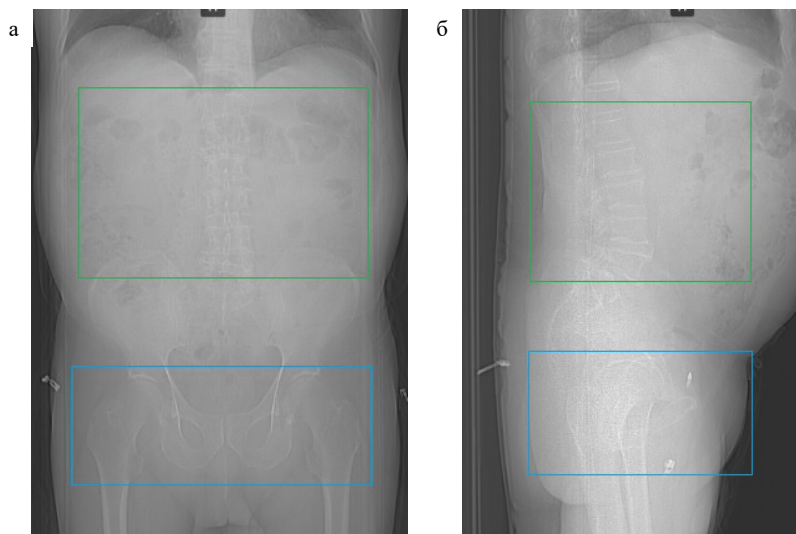


Рисунок 4. КТ-топограмма для разметки количественной КТ. а — в прямой проекции, б — в боковой проекции. Разметка ККТ поясничного отдела позвоночника ( $L_{1-4}$ ) — зеленый прямоугольник, разметка ККТ проксимальных отделов бедренной кости — синий прямоугольник

Параметры основного сканирования представлены в табл. 2.

Таблица 2.

**Параметры сканирования при ККТ поясничного отдела позвоночника и проксимальных отделов бедренной кости**

Параметры	Рекомендуемые значения
Напряжение, кВ	120
Экспозиция, мАс	50–70
Время ротации трубки, сек	0,5
Толщина среза, мм	1–1,5
Направление сканирования	любое
Задержка дыхания	да
Контрастное усиление	нет

**1.5.2. Количественная КТ при оценке легочной паренхимы**

Укладка пациента: лежа на спине, руки подняты над головой.

Из зоны сканирования удаляются все инородные предметы. Топограмма (рис. 5).

Разметка на топограмме для ККТ при заболеваниях легких: верхняя граница сканирования: на 1 см выше верхушек легких, нижняя граница сканирования: на 1 см ниже синусов.

Параметры основного сканирования представлены в табл. 3.

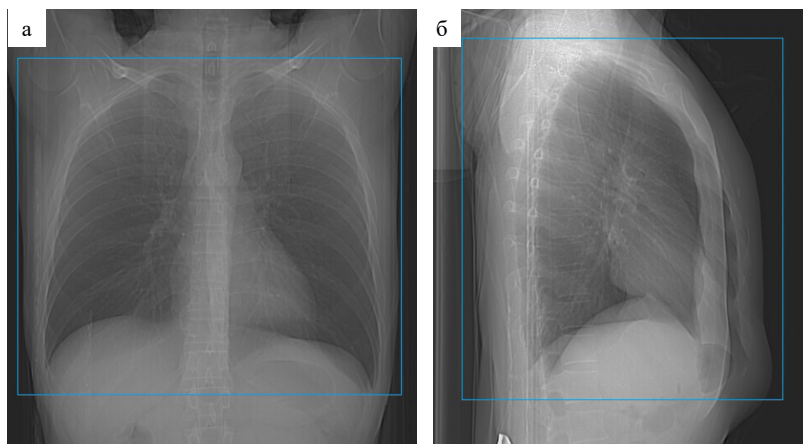


Рисунок 5. КТ-топограмма для разметки при ККТ при оценке паренхимы легких (синий прямоугольник): а — прямая проекция; б — боковая проекция

Таблица 3.

**Параметры сканирования при ККТ паренхимы легких**

Параметры	Рекомендуемые значения
Напряжение, кВ	120
Экспозиция, мАс	40–200
Время ротации трубки, сек	0,5
Толщина среза, мм	0,5–1,5
Направление сканирования	краниокаудальное
Задержка дыхания	да, глубокий вдох (для эмфиземы или фиброза) или глубокий выдох (для «воздушных ловушек»)
Матрица	512×512
Контрастное усиление	нет

**1.5.3. Ангиографические исследования сердца и коронарных артерий**

**1. КТ-ангиопульмонография (КТ-АПГ).** Цель исследования: визуализация дефектов наполнения в просвете легочного ствола, главных, долевых и сегментарных ветвей правой и левой легочных артерий, оценка параметров при легочной гипертензии.

Укладка пациента: лежа на спине, руки подняты над головой.

Из зоны сканирования удаляются все инородные предметы. Топограмма (рис. 6).

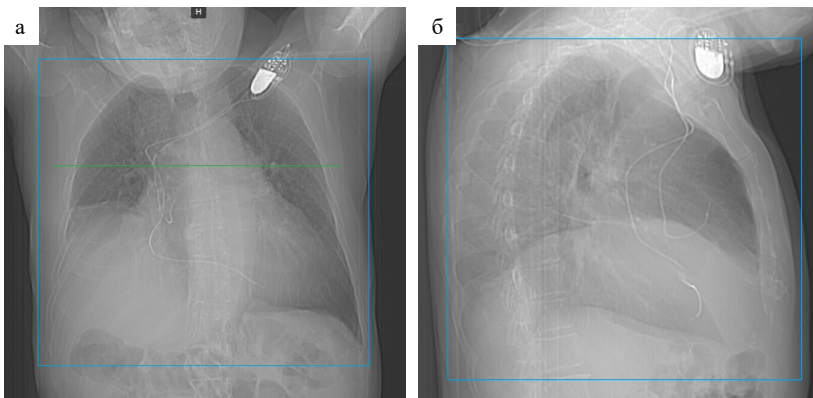


Рисунок 6. КТ-топограмма для разметки при КТ-АПГ (синий прямоугольник), зеленая линия — уровень зоны интереса (ROI) для установки боллс-трекинга в легочный ствол. а — прямая проекция; б — боковая проекция

Разметка на топограмме для КТ-АПГ: верхняя граница сканирования: на 1 см выше верхушек легких, нижняя граница сканирования: на 1 см ниже синусов.

Параметры основного сканирования представлены в табл. 4.

*Таблица 4.*

**Параметры сканирования при КТ-АПГ**

<b>Параметры</b>	<b>Рекомендуемые значения</b>
Напряжение, кВ	120
Экспозиция, мАс	80–250
Время ротации трубки, сек	0,5
Толщина среза, мм	0,625–1,0
Направление сканирования	краниокаудальное
Задержка дыхания	да, «вдох»
Матрица	512×512
Контрастное усиление	да

Протокол контрастирования:

Вводится 50–80 мл неионного водорастворимого йодсодержащего контрастного вещества со скоростью введения 4–5 мл/сек, зона интереса (ROI) устанавливается в легочный ствол. Пороговое значение запуска сканирования: 100–120 ед. X., задержка до начала сканирования 4–5 секунд.

**2. КТ-коронарография (КТ-КАГ).** Цель исследования: визуализация коронарных артерий, визуализация особенностей их анатомии, выявление и оценка степени стенозов, оценка атеросклеротических бляшек.

Укладка пациента: лежа на спине, руки подняты над головой.

Из зоны сканирования удаляются все инородные предметы. Топограмма (рис. 7).

Разметка на топограмме для КТ-КАГ: верхняя граница сканирования: бифуркация трахеи, нижняя граница сканирования: синусы легких.

Параметры основного сканирования представлены в табл. 5.

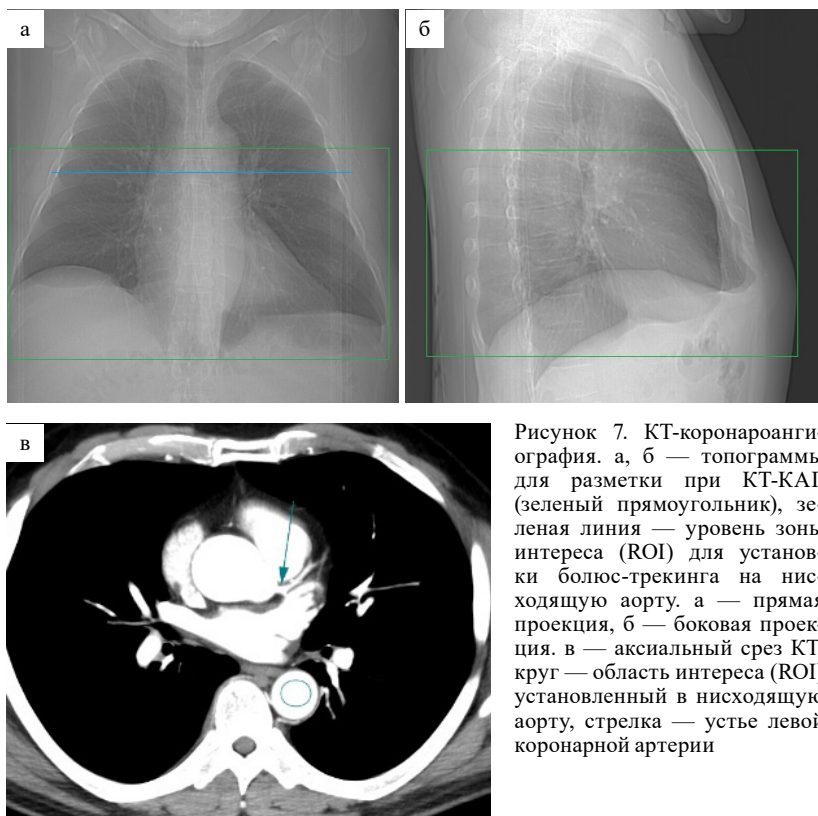


Рисунок 7. КТ-коронароангиография. а, б — топограммы для разметки при КТ-КАГ (зеленый прямоугольник), зеленая линия — уровень зоны интереса (ROI) для установки болюс-трекинга на нисходящую аорту. а — прямая проекция, б — боковая проекция. в — аксиальный срез КТ, круг — область интереса (ROI) установленный в нисходящую аорту, стрелка — устье левой коронарной артерии

Таблица 5.

### Параметры сканирования при КТ-КАГ

Параметры	Рекомендуемые значения
Напряжение, кВ	120
Экспозиция, мАс	80–250
Время ротации трубки, сек	0,5
Толщина среза, мм	0,625
Направление сканирования	краниокаудальное
Задержка дыхания	да, «вдох»
Матрица	512×512
Контрастное усиление	да

Протокол контрастирования: Вводится 50–80 мл неионного водорастворимого йодсодержащего контрастного вещества со скоростью введения 4–6 мл/с, зона интереса (ROI) устанавливается в нисходящую аорту. Пороговое значение запуска сканирования: 100–120 ед. X., задержка до начала сканирования 4–5 с.

#### 1.5.4. Перфузионная КТ головного мозга

Укладка пациента: лежа на спине, руки — вдоль туловища, голова — в специальной поддерживающей подставке.

Из зоны сканирования удаляются все инородные предметы, голова фиксируется для исключения двигательных артефактов. Топограмма (рис. 8).

Параметры сканирования представлены в табл. 6.

*Таблица 6.*

**Параметры сканирования при КТ-перфузии головного мозга**

Параметры	Рекомендуемые значения
Напряжение, кВ	80–90
Экспозиция, мАс	100–200
Время ротации трубки, сек	0,5
Толщина среза, мм	5
Количество фаз сканирования	25–40
Задержка дыхания	нет
Матрица	512×512
Контрастное усиление	да

Протокол контрастирования: Вводится 40–50 мл неионного водорастворимого йодсодержащего контрастного вещества со скоростью введения 4–5 мл/с.

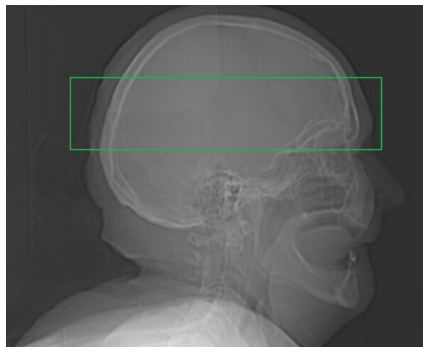


Рисунок 8. КТ-перфузия головного мозга, топограмма в боковой проекции для разметки при КТ-перфузии головного мозга (зеленый прямоугольник)

## ГЛАВА 2. КЛИНИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

### 2.1. Остеопороз

Остеопороз — системное заболевание костной ткани, характеризующиеся снижением прочности, нарушением микроархитектоники и приводящее к низкоэнергетическим переломам костей. Низкоэнергетические переломы костей имеют значительные последствия, как с точки зрения качества жизни пациентов, смертности, так и затрат на лечение и реабилитацию. Остеопороз является четвертым по распространенности заболеванием в мире после сердечно-сосудистых, онкологических заболеваний и сахарного диабета. В Российской Федерации среди лиц в возрасте 50 лет и старше остеопороз выявляется у 34% женщин и 27% мужчин, а частота остеопении составляет 43% и 44% соответственно.

Денситометрия — методика определения плотности объектов. Одним из методов денситометрии является остеоденситометрия — метод измерения минеральной плотности костной ткани (МПК). МПК — это соотношение минерального содержимого (массы), приходящегося на определенный ее объем (объемная МПК, измеряется в  $\text{г}/\text{см}^3$  (volumetric Bone Mineral Density (vBMD)), либо на определенную площадь кости (проекционная МПК, измеряется в  $\text{г}/\text{см}^2$  (areal Bone Mineral Density (aBMD)).

Проекционная МПК является двухмерной величиной. На величину проекционной МПК влияет минерализация и губчатого, и кортикального слоя. Основной методикой, вычисляющей проекционную МПК, является двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (ДРА), а также количественная КТ проксимальных отделов бедренной кости.

Преимуществом объемной МПК является возможность раздельного анализа МПК в губчатом и кортикальном слоях кости. Измерение объемной МПК возможно провести только при использовании томографических методов — количественной КТ.

На основании измерений МПК определяются значения T- и Z-критериев. T-критерий представляет собой разницу между измеренной МПК пациента и референсной базой средних МПК для взрослых в возрасте от 20 до 29 лет. Z-показатель представляет собой разницу между измеренной МПК пациента и ре-

ференсной базой средней МПК соответствующих по возрасту пациентов. Согласно рекомендациям ВОЗ, Т-критерий соответствует норме при его значениях выше  $-1,0$  стандартных отклонений (СО), остеопения определяется при Т-критерии между  $-1,0$  и  $-2,5$  СО, остеопороз — при Т-критерии равном или ниже  $-2,5$  СО. При Z-критерии менее  $-2,0$  СО значения МПК интерпретируются как нормальные, при Z-критерии более  $-2,0$  СО значения МПК интерпретируются как «снижение МПК для данной возрастной категории».

Использование **количественной КТ** для выявления снижения плотности костей предложено в 1976 г. Рентгеновская плотность, выраженная в единицах Хаунсфилда, полученная при КТ, пересчитывается в МПК.

Количественная КТ разделяется **по зоне** исследования на:

1. Центральная ККТ:
  - а. ККТ поясничного отдела позвоночника;
  - б. ККТ проксимальных отделов бедренной кости.
2. Периферическая ККТ (дистальный отдел лучевой кости, большеберцовая кость).

**По методике проведения ККТ** бывает:

1. Синхронная ККТ с калибровочным фантомом;
2. Асинхронная ККТ (калибровка по данным сканирования фантома).

Синхронная ККТ выполняется с использованием калибровочного фантома, который размещается в матрасе под пациентом во время сканирования (рис. 9а, б). Фантом сканируется одновременно с пациентом. Фантом содержит вставки с известной концентрацией гидроксиапатита (обычно 0, 50, 100 и 200 мг/см<sup>3</sup>), что позволяет осуществлять пересчет единиц Хаунсфилда в объемную МПК.

При асинхронной ККТ пациенты и фантом сканируются отдельно (рис. 9в). Фантом сканируется примерно один раз в месяц для калибровки аппарата и проверки корректности измеряемых уровней МПК. Методика асинхронной ККТ привлекательна тем, что при данной методике не требуется специальная укладка пациента, не требуется встраивать в стол калибровочный фантом и при сканировании пациентов, направленных на КТ по другим показаниям, возможно провести оппортунистический скрининг

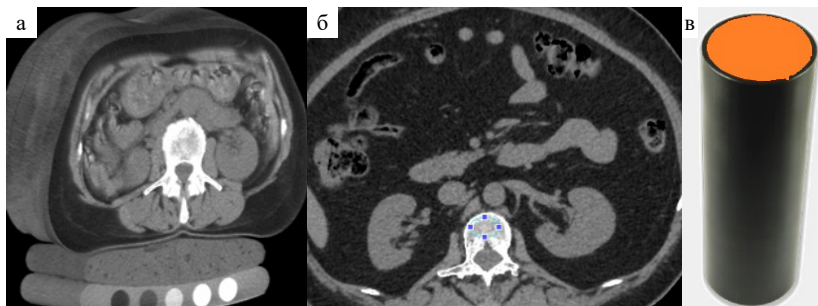


Рисунок 9. Синхронная ККТ. а — трехмерная КТ-реконструкция, под пациентом расположен фантом, содержащий вставки с известной МПК; б — КТ-скан на уровне L<sub>1</sub> позвонка, фантом используется для корректировки значений раз в месяц; в — фантом для проведения калибровки при асинхронной ККТ

остеопороза и оценить МПК не прибегая к другим методам диагностики.

### Интерпретация результатов ККТ

Интерпретация результатов ККТ поясничного отдела позвоночника осуществляется по критериям Американского колледжа радиологии (ACR, 2023, табл. 7) по данным объемной МПК.

Таблица 7.

#### Критерии ACR (2023) для оценки результатов ККТ поясничного отдела позвоночника

Значения объемной МПК поясничного отдела позвоночника (мг/см <sup>3</sup> )	Интерпретация результатов
МПК более 120	Норма
80–120	Остеопения
менее 80	Остеопороз

Для интерпретации ККТ проксимальных отделов бедренной кости, в отличие от интерпретации результатов ККТ ПОП, необходимо специализированное программное обеспечение (QCT Pro (Mindways Software Inc., Austin, Техас, США); QCT 100 (Image Analysis); «Ка-Мед» (Центр диагностики и телемедицины, Российская Федерация). Специальное ПО сегментирует кость, исключает мягкотканые структуры и рассчитывает проекционную МПК в г/см<sup>2</sup>. Результаты проекционной ККТ при сканировании проксимальных отделов бедренной кости, также, как и при ДРА, интерпретируются по T- и Z-критериям.

Одним из способов оценки плотности костной ткани при КТ является прямое измерение плотности кости в единицах Хаунсфилда (рис. 10). Способ примечателен тем, что нет необходимости в использовании фантомов и специального программного обеспечения. В настоящее время наиболее принятым порогом для нормальных значений плотности в L<sub>1</sub> поясничном позвонке принят в 160 ед. X., 110 ед. X. и ниже — для остеопороза. Чувствительность порогов составляет 90% для нормы и для остеопороза. Область интереса (ROI) располагается в трабекулярной части тела позвонка, исключая кортикальный слой, область базальных позвонковых вен и участки дегенеративных изменений.

Метод оценки плотности кости в ед. X. требует минимального количества подготовки и времени, может применяться проспективно или ретроспективно рентгенологом, не требует затрат и не требует дополнительного времени, оборудования, программного обеспечения или облучения. По данным авторов внутривенное контрастирование не влияет на значения измеряемых ед. X. в поясничных позвонках.

Как было отмечено выше, опасность остеопороза заключается не просто в снижении МПК, а в последствиях этого снижения — в развитии низкоэнергетических переломов. К низкоэнергетическим переломам относятся: компрессионные переломы тел позвонков, переломы проксимальных отделов бедренной кости, переломы дистальных отделов лучевой кости. Переломы позвонков и проксимальных отделов бедренной кости ведут к двукратному увеличению смертности и трехкратному увеличению

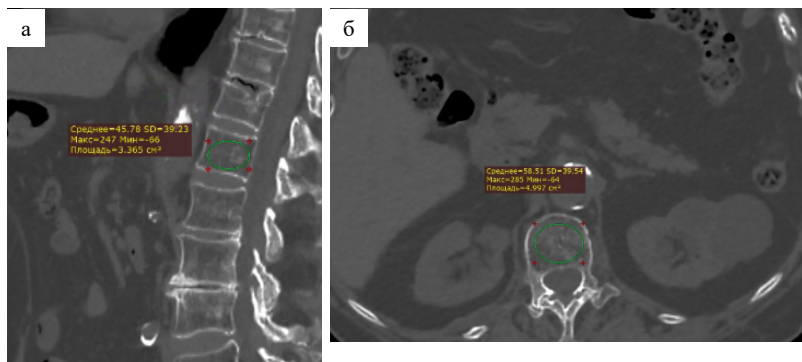


Рисунок 10. КТ органов брюшной полости. а — сагиттальный реформат, ROI установлен на тело L<sub>1</sub> позвонка, б — аксиальный срез, ROI установлен на тело L<sub>1</sub> позвонка. Плотность позвонка L<sub>1</sub> снижена до 45–58 ед. X., что соответствует остеопорозу

риска дополнительных переломов по сравнению с нормальной популяцией.

### Оценка компрессии позвонков

Для оценки степени компрессии позвонков предложена классификация Genant. Классификация основана на степени ком-

Таблица 8.

### Классификация переломов позвонков по Genant

Степень по Genant	Снижение высоты, %	Примеры компрессии позвонков на компьютерных томограммах
0	0–20	
1	20–25	
2	25–40	
3	Более 40	

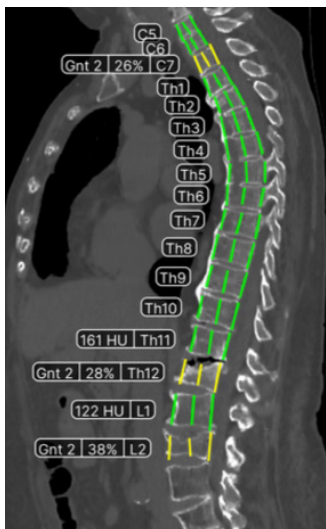


Рисунок 11. КТ органов грудной клетки и брюшной полости, сакитальный реформат с результатами автоматической сегментации и анализа позвонков. В программе сегментированы и маркированы шейные, грудные и поясничные позвонки, определена плотность позвонков в ед. X., оценена степень компрессии позвонков по Genant

прессии тела позвонка в вентральных, средних или дорсальных отделах пораженного позвонка в сравнении с высотой смежного интактного позвонка (табл. 8).

Современные программы позволяют автоматически проводить сегментацию позвонков при КТ, проводить их порядковый счет, определять плотность в ед. X., оценивать степень компрессии (рис. 11). Кроме того, программное обеспечение может оценивать объемную МПК и Т-критерий.

### 2.1.2. Использование конусно-лучевой компьютерной томографии

Конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) была внедрена в клиническую практику в 1998 г. и в настоящее время широко используется во всех разделах стоматологии, оториноларингологии и челюстно-лицевой хирургии. Физика получения изображений при КЛКТ отличается от получения изображений при МСКТ, поэтому при КЛКТ невозможно измерить плотность в единицах Хаунсфилда. Однако, для КЛКТ разработаны радиоморфометрические индексы, позволяющие с определенной достоверностью судить о наличии снижения минеральной плотности кости в остальном скелете.

Индексы могут быть качественными и количественными. Большинство индексов были изначально предложены для анализа панорамных томограмм зубных рядов (ортопантограмм (ОПТГ)), а затем были модифицированы для КЛКТ.

#### Количественные индексы:

**1. Верхний компьютерно-томографический мандибулярный индекс (син.: КТМИв, computed tomography mandibular index (superior), СТИ(s))** — представляет собой отношение ширины нижней кортикальной пластинки нижней челюсти на уровне подбородочного отверстия к расстоянию от верхнего края подбородочного отверстия до нижнего края нижней челюсти (рис. 12).

Референсные значения: 0,21 — для нормальных значений МПК, 0,14 — для остеопороза.

**2. Нижний компьютерно-томографический мандибулярный индекс (син.: КТМИн, computed tomography mandibular index (inferior), СТИ(i))** — представляет собой отношение ширины нижней кортикальной пластинки нижней челюсти на уровне подбородочного отверстия к расстоянию от нижнего края подбородочного отверстия до нижнего края нижней челюсти (рис. 12).

Референсные значения: 0,25 — для нормальных значений МПК, 0,18 — для остеопороза.

**3. Ментальный индекс компьютерной томографии (син.: МИКТ, computed tomography mental index (СТМИ))** — толщина нижней кортикальной пластинки челюсти в области подбородочного отверстия (рис. 12).

Референсные значения: 3,2 мм — для нормальных значений МПК, 2,2 мм — для остеопороза.

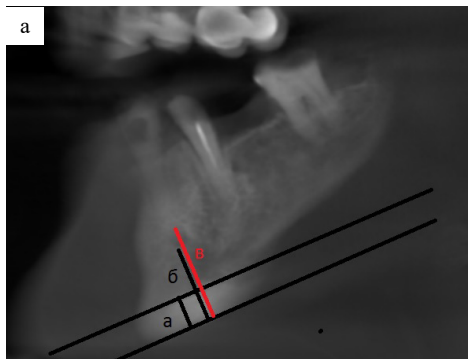


Рисунок 12. КЛКТ, фрагмент фронтальной реконструкции с толщиной среза 15 мм. Отношение а/б — нижний компьютерно-томографический мандибулярный индекс. Отношение а/в — верхний компьютерно-томографический мандибулярный индекс. а — ментальный индекс компьютерной томографии

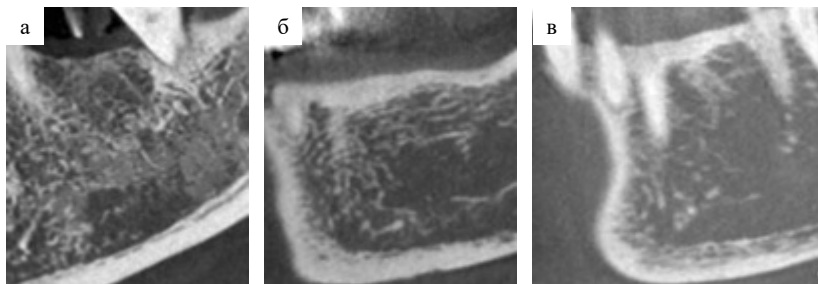


Рисунок 13. КЛКТ, фрагменты фронтальных реформатов нижней челюсти. Кортикальный индекс компьютерной томографии: а — тип 1: кортикальный слой выглядит ровным и правильным; б — тип 2: в кортикальном слое выявляются полулунные дефекты или 1–2 слоя внутрикортикальных дефектов; в — тип 3: кортикальный слой имеет многочисленные (>3) дефекты

### Качественные индексы:

**1. Кортикальный индекс компьютерной томографии (син.: КИКТ, computed tomography cortical index (CTCI))** — тип кортикальной пластинки нижней челюсти (рис. 13). Тип 1: кортикальный слой выглядит ровным и правильным; тип 2: в кортикальном слое выявляются полулунные дефекты или 1–2 слоя внутрикортикальных дефектов; тип 3: кортикальный слой имеет многочисленные (более 3) дефекты.

Для снижения МПК и остеопороза специфичен 3 тип КИКТ.

**2. Тип костной ткани по Lekholm и Zarb (1985 г.).** Данная классификация субъективна, но воспроизводима и используется до сих пор. Классификация разделяет кость челюсти на 4 вида, в зависимости от соотношения кортикальной и губчатой кости:

- D-1: Кость плотная и однородная, преимущественно кортикальная кость;
- D-2: Кортикальная пластинка толстая, а губчатая кость плотная;
- D-3: Кортикальная пластинка тонкая, а губчатая кость пористая;
- D-4: Кортикальная пластинка очень тонкая, а губчатая кость очень пористая.

**3. Классификация С. Misch (1999 г.).** Данная классификация дополняет классификацию Lekholm и Zarb КТ-плотностью губчатой кости челюсти в ед. X. (табл. 9).

Таблица 9.

### Классификации костной ткани челюстей

Классификация	Тип костной ткани челюсти			
	D1	D2	D3	D4
Lekholm и Zarb	Преимущественно кортикальная кость	Кортикальная пластинка толстая, а губчатая кость плотная	Кортикальная пластинка тонкая, а губчатая кость пористая	Кортикальная пластинка очень тонкая, а губчатая кость очень пористая
Misch С.	Более 1250 ед. X.	850–1250 ед. X.	350–850 ед. X.	150–350 ед. X.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ представляет собой перспективный метод оценки минеральной плотности кости, обладающий, в первую очередь, возможностью отдельной оценки кортикального слоя и губчатого вещества кости, а также отсутствия проекционного наложения остеофитов и инородных тел на область сканирования. Игнорируя трехмерную структуру кости, значения двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии, лишь частично могут отражать прочность кости. Перспективой развития ККТ при диагностике остеопороза является стандартизация методики, развитие автоматических систем сегментации позвонков, оценке морфологических параметров, алгоритмов оппортунистического скрининга на основе технологий искусственного интеллекта, включая автоматическое определение КТ-плотности, МПК и выявление компрессионных переломов. Конусно-лучевая компьютерная томография, являясь специфической методикой при оказании стоматологической помощи, может быть полезным инструментом не только в визуализации зубочелюстной системы, но и выявлять пациентов из группы риска по снижению МПК и использоваться в оппортунистическом скрининге остеопороза.

### Литература

1. American College of Radiology. ACR–SPR–SSR Practice Guideline for the Performance of Quantitative Computed Tomography (QCT) Bone Mineral Density. ACR Practice guideline. 2023:1-15.
2. Genant HK, Engelke K, Prevrhal S. Advanced CT bone imaging in osteoporosis. *Rheumatology (Oxford)*. 2008;47(Suppl 4):iv9-iv16. doi:10.1093/rheumatology/ken180.

3. Generate Quantitative Computed Tomography-Equivalent Computed Tomography Image Interpretation Reports in Patients with Spinal Deformities. *Journal of Bone Metabolism*. 2025;32(1):31-37. doi:10.11005/jbm.24.801.
4. Faundez J, et al. Radiographic Assessment of Bone Quality Using 4 Radiographic Indexes: Canal Diaphysis Ratio Is Superior. *Journal of Arthroplasty*. 2024;39(2):427-432. doi:10.1016/j.arth.2023.08.037.
4. Центр диагностики и телемедицины. ИИ-сервис для диагностики остеопороза. Москва; 2024.
5. Мельников АА, Дьяченко ВВ, Шубин ИВ и др. Современные подходы и возможности оценки минеральной плотности костной ткани методом количественной компьютерной томографии (обзор литературы). *Consilium Medicum*. 2021;23(4):372-381. doi:10.26442/20751753.2021.4.200643.
6. The International Society For Clinical Densitometry. The Adult Official Positions of the ISCD. 2023.
7. Engelke K, Adams JE, Armbrecht G, et al. Clinical use of quantitative computed tomography and peripheral quantitative computed tomography in the management of osteoporosis in adults: the 2015 ISCD Official Positions. *Journal of Clinical Densitometry*. 2015;18(3):339-351.
8. Крылов МЮ, Белая ЖЕ, Дзеранова ЛК и др. Возможности количественной компьютерной томографии в диагностике нарушений минеральной плотности костной ткани. *Остеопороз и остеопатии*. 2018;21(2):12-18.
9. Adams JE. Quantitative computed tomography. In: Grampp S, editor. *Radiology of Osteoporosis*. Berlin: Springer; 2016. p. 101-118.
10. Mao SS, Li D, Luo Y, et al. Opportunistic bone density measurement on abdominal and chest CT: a review. *Abdominal Radiology*. 2022;47(4):1352-1365.
11. Pickhardt PJ, Pooler BD, Lauder T, et al. Opportunistic screening for osteoporosis using abdominal computed tomography scans obtained for other indications. *Annals of Internal Medicine*. 2013;158(8):588-595.
12. Ярулина З.И., Седов Ю.Г. Алгоритм определения радиоморфометрических индексов нижней челюсти по данным конусно-лучевой компьютерной томографии. *Лучевая диагностика и терапия*. 2014;(4):115-122.
13. Abdinian M., Milaei M., Soltani P. Relationship between qualitative and quantitative indexes in panoramic radiographs and quantitative indexes in CBCT images with femoral and vertebral BMD in postmenopausal women. *BMC Medical Imaging*. 2023;23(1).
14. Querrer R., Vieira L.S., Teodoro A.B. et al. Deep learning for osteoporosis screening in dental practice: a systematic review. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2025.
15. Васильев А.Ю., Воробьев Ю.И., Трутень В.П. *Лучевая диагностика в стоматологии*. М.: Медицина; 2007. 125 с.

## 2.2. Заболевания органов грудной клетки

### 2.2.1. Количественная оценка эмфиземы

Эмфизема легких — синдром, характеризующийся необратимым изменением легочной ткани, для которого характерно увеличение воздушного пространства дистальнее терминальных бронхиол (рис. 14). Изменение сопровождается деструкцией стенок альвеол без формирования фиброзных изменений.

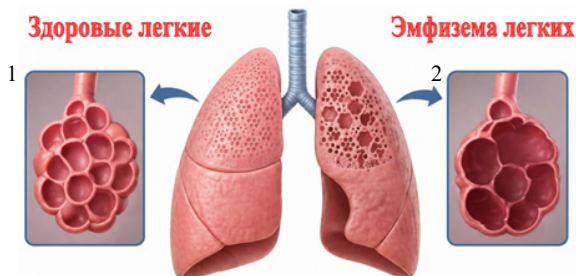


Рисунок 14. Схематичное изображение нормальной паренхимы легкого (1) и изменений в паренхиме легких при эмфиземе (2)

Эмфизема классифицируется в зависимости от изменений в ацинусе на три основных морфологических типа:

- Центрилобулярная (центриацинарная) эмфизема: характеризуется преимущественным поражением респираторных бронхиол в центральной части ацинуса, в то время как периферические альвеолы могут оставаться интактными. Данный тип наиболее часто наблюдается у пациентов с хронической обструктивной болезнью легких и ассоциирован с курением. Преимущественно поражает верхние доли легких.
- Панлобулярная (панацинарная) эмфизема: вовлекает ацинус целиком, приводя к равномерному расширению и деструкции всех отделов ацинуса (и респираторных бронхиол и альвеол). Этот тип эмфиземы характерен для первичной эмфиземы легких при дефиците  $\alpha 1$ -антитрипсина и обычно локализуется в нижних долях.
- Парасептальная (дистальная ацинарная) эмфизема: поражает дистальную часть ацинуса. Часто протекает бессимптомно, но является основной причиной спонтанного пневмоторакса у молодых людей.

Особой формой является **буллезная эмфизема**, характеризующаяся формированием участков деструкции размером более 1 см в диаметре — булл, которые могут возникать на фоне любого из вышеперечисленных типов.

Следует отметить, что даже при морфологическом исследовании не всегда можно разграничить типы эмфиземы, особенно при наличии смешанных типов эмфиземы и выраженных структурных изменениях в легких.

Диагностика эмфиземы легких основывается на сочетании клинических, функциональных и лучевых методов исследования. Рентгенография органов грудной клетки визуализирует косвенные признаки заболевания. К ним относятся: низкое стояние куполов диафрагмы, ограничение их подвижности, увеличение размера грудной клетки («бочкообразная» грудная клетка), обеднение легочного рисунка, вертикальное расположение тени сердца. Однако чувствительность рентгенографии невысока, особенно на ранних стадиях заболевания и не превышает 40%, на более поздних стадиях заболевания чувствительность достигает 70%.

Компьютерная томография является современным «золотым стандартом» неинвазивной диагностики и оценки распространенности эмфиземы легких. При КТ эмфизема легких представляет собой участки повышенной пневматизации паренхимы, центрилобулярная эмфизема легких представлена воздушными полостями в центре вторичных легочных долек (рис. 15а). Панлобулярная эмфизема разрушает ацинус и приводит к появлению полостей внутри легочных долек (рис. 15б). При парасептальной эмфиземе выявляются небольшие воздушные полости вдоль костальной и междолевой плевры (рис. 15в).

При КТ появляется возможность не только визуально охарактеризовать изменения в легких при эмфиземе, но и количественно оценить степень их поражения. В настоящее время количественная КТ является наиболее информативной, количественной, неинвазивной методикой оценки морфологических изменений в легочной ткани. ККТ анализирует распределение плотности легочной ткани в единицах Хаунсфилда. В основе методики лежит денситометрический принцип: эмфизематозная легочная ткань более воздушна и содержит меньше ткани на единицу объема и, следовательно, имеет более низкую КТ-плотность по сравнению с неизменной легочной паренхимой.

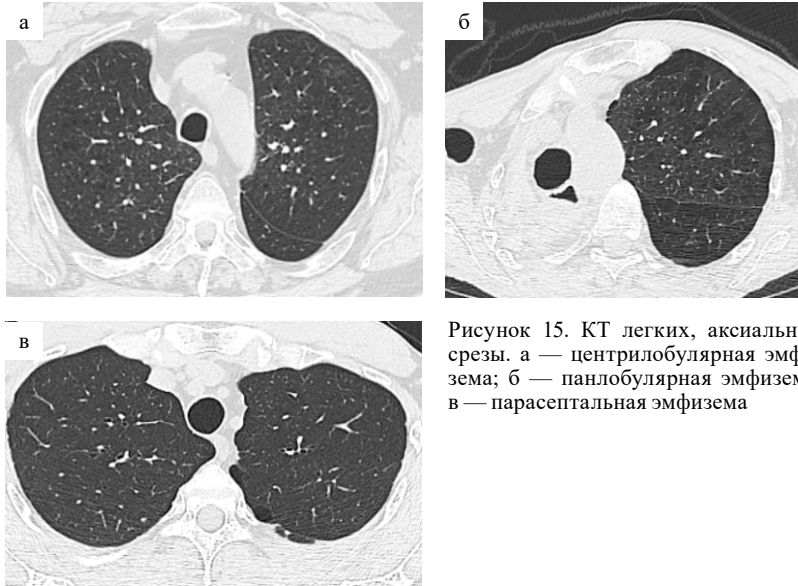


Рисунок 15. КТ легких, аксиальные срезы. а — центрилобулярная эмфизема; б — панлобулярная эмфизема; в — парасептальная эмфизема

Данные о визуализации эмфиземы при КТ впервые опубликованы М.Д. Найхурст и соавт. в 1984 г. Авторы показали, что у пациентов с эмфиземой легких плотность легочной паренхимы ниже и колеблется от  $-900$  до  $-1000$  ед. X., по сравнению с пациентами, без эмфиземы. По данным L.J. Rosenblum и соавт. (1980 г.) показатель плотности паренхимы нормального легкого колеблется от  $-600$  до  $-900$  ед. X. при средней плотности около  $-740$  ед. X. Так как во время проведения КТ пациент располагается, как правило, лежа на спине, кровь перераспределяется в нижележащие отделы легких и плотность этих отделов несколько выше по сравнению с вышележащими участками. На выдохе воздушность легочной ткани составляет около  $-750$  ед. X.

Р.А. Gevenois и соавт. (1995 г.) отметили, что наиболее точный индекс эмфиземы (ИЭ — процентное соотношение вокселей легочной паренхимы с плотностью ниже определенного порогового значения к общему объему легочной ткани) составляет  $-950$  ед. X., при котором совпадают КТ и морфологические признаки эмфиземы. Пороги менее  $-950$  ед. X. недооценивали эмфизему, а пороги более  $-950$  ед. X. дают ложноположительные результаты. Таким образом, общепризнанными значениями эмфиземы легких при ККТ считается плотность ниже  $-950$  ед. X. В табл. 10

Таблица 10.

## Количественные КТ-индексы для оценки эмфиземы легких

П.п.	Индекс при ККТ	Единицы измерения	Физический смысл	Клиническое значение
1	Индекс эмфиземы (Е), объем эмфиземы, LAA% (Low Attenuation Area — LAA)	%	Процент областей легких с плотностью ниже определенного порога, чаще всего –950 ед. Х. на входе (обозначается как LAA%-950)	Является стандартным показателем распространенности эмфиземы. Коррелирует с тяжестью заболевания по данным функции внешнего дыхания и увеличивается по мере прогрессирования ХОБЛ. Значимо коррелирует с ОФВ1 и ОФВ1/ФЖЕЛ
2	Перцентиль плотности, 15-й показатель плотности (Percentile Density, Perc15, PD15)	г/л	Значение плотности в ед. Х., ниже которого находится 15% всех вокселей легкого	Считается более стабильным и воспроизводимым показателем для исследований эмфиземы в динамике (оценки прогрессирования). Снижение Perc15 указывает на уменьшение общей плотности легких из-за эмфиземы
3	Средняя плотность легких (MLD)	ед. Х.	Среднее значение плотности всей легочной ткани в ед. Х.	Общий показатель, который также чувствителен к степени наполнения легких воздухом и может использоваться для коррекции вариабельности измерений при разных объемах вдоха. Снижается при прогрессировании эмфиземы
4	Индекс газовых ловушек (LAA-856)	%	Процент областей легких с плотностью ниже –856 ед. Х. на выдохе	Используется для оценки обструкции мелких дыхательных путей (воздушные ловушки)
5	Индекс булл	% или у.е.	Количество буллезных изменений	Характеризует объем и распространенность буллезных изменений

показаны основные индексы эмфиземы легких, вычисляемые при ККТ.

Исследования демонстрируют прямую корреляцию между увеличением объема эмфиземы по данным ККТ и ухудшением функциональных показателей легких.

Производителями компьютерных томографов и программного обеспечения разработаны программы для проведения количественного анализа легочной паренхимы. ПО автоматически или полуавтоматически сегментирует легкие, исключает трахею, крупные бронхи и проводит денситометрический и количественный анализ.

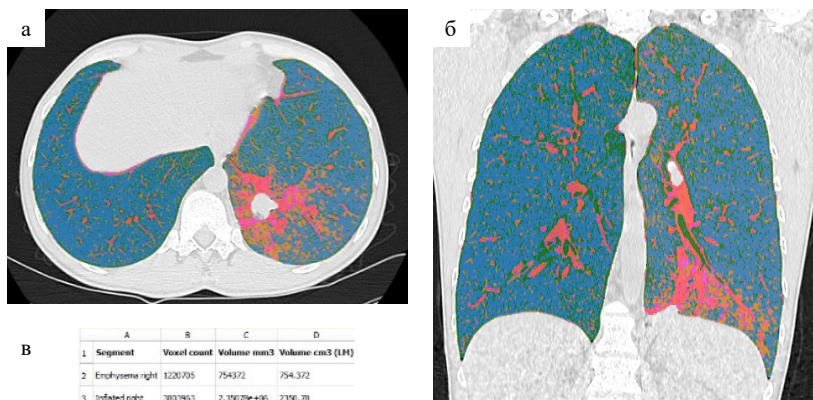
Ниже приведены несколько программ для оценки эмфиземы при ККТ:

- Pulmo3D (Siemens): коммерческое ПО, интегрированное в рабочие станции Syngo. Позволяет проводить денситометрический анализ с расчетом различных индексов эмфиземы. Широко используется в клинических исследованиях.
- Lung Volume Analysis (Toshiba): пакет программного обеспечения для постобработки, используемый с томографами Toshiba (Canon), позволяющий проводить денситометрический анализ и оценку распространенности эмфиземы.
- Lung Density Analysis (LDAi) (4DMedical/Imbio): полностью автоматизированное ПО для количественной оценки эмфиземы.
- LungQ (Thirona): ПО на основе искусственного интеллекта. Обеспечивает точную сегментацию и высокую воспроизводимость количественной оценки легочных структур.

Работа ПО для оценки эмфиземы состоит из нескольких этапов (рис. 16):

**1. Сегментация легких.** Первым шагом при количественной КТ является выделение легких из всего массива КТ-данных. Программное обеспечение автоматически или полуавтоматически определяет границы легких, отделяя их от грудной стенки, средостения и диафрагмы, исключает из анализа трахею, крупные бронхи, сосуды. На данный этап может влиять динамическая нерезкость от движений пациента во время исследования, сердцебиение, пульсация аорты, наличие артефактов от металлических инородных тел, кардиостимуляторов, помп.

**2. Анализ гистограммы плотности.** После сегментации программа строит гистограмму распределения всех вокселей



**В**

	A	B	C	D
1 Segment		Voxel count	Volume mm <sup>3</sup>	Volume cm <sup>3</sup> (LH)
2 Emphysema right	1220705	754372	754.372	
3 Inflated right	2002950	2.35070e+06	2350.70	
4 Infiltration right	532096	328825	328.825	
5 Collapsed right	126843	78386.6	78.3866	
6 Vessels right	122604	75766.9	75.7669	
7 Emphysema left	1050027	651993	651.993	
8 Inflated left	5258218	2.01351e+06	2013.51	
9 Infiltration left	600971	371389	371.389	
10 Collapsed left	104630	101751	101.751	
11 Vessels left	134235	82054.7	82.0547	

Рисунок 16. КТ легких. Программа для автоматического определения показателей эмфиземы легких. а, б — цветные карты для оценки распределения эмфиземы и консолидации; в — количественные параметры эмфизематозной и консолидированной легочной ткани

легких по шкале Хаунсфилда. Здоровые альвеолы, заполненные воздухом, имеют низкую плотность, фиброзная ткань, кровь и воспалительная инфильтрация повышают плотность. При эмфиземе, наоборот, происходит снижение плотности.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ является удобной и современной методикой оценки эмфиземы легких, ценным дополнением к традиционным функциональным методикам, используемым в пульмонологии и торакальной рентгенологии. ККТ позволяет количественно оценить степень эмфизематозной деструкции легких, позволяет отслеживать изменения в динамике, предоставляет важные сведения для оценки прогрессирования заболевания. Современные направления развития включают стандартизацию протоколов исследований и индексов, разработку новых параметров, оценивающих микроструктуру легочной ткани, совершенствование алгоритмов сегментации на основе нейронных сетей и искусственного интеллекта.

## Литература

1. Грива Н.А., Гаврилов П.В., Никитина И.А., Кирюхина Л.Д., Наркевич А.Н., Соколович Е.Г. Влияние подтипа и объема эмфиземы по данным компьютерной томографии на вентиляционную и газообменную функ-

- ции легких. Вестник рентгенологии и радиологии. 2021;102(6):349-358. doi.org/10.20862/0042-4676-2021-102-6-349-358.
2. FDA Clears Updated AI Software for Lung CT. Diagnostic Imaging. 2024.
  3. Borgheresi A., Cesari E., Agostini A., et al. Pulmonary emphysema: the assessment of lung perfusion with Dual-Energy CT and pulmonary scintigraphy. *La radiologia medica*. 2024;129(11):1622–1632.
  4. Эмфизема легких у взрослых. Краткие клинические рекомендации. Российское респираторное общество. МирВрача. 2022.
  5. Тюрин И.Е., Соколова И.А. Ответы на вопросы по лучевой диагностике эмфиземы. *Internist.ru*. 2012.
  6. Christenson S.A., Smith B.M., Bafadhel M., Putcha N. Chronic obstructive pulmonary disease. *Lancet*. 2022;399:2227–2242.
  7. Cottin V., Nunes H., Brillet P.-Y., et al. Combined pulmonary fibrosis and emphysema: a distinct underrecognised entity. *Eur Respir J*. 2005;26:586–593.
  8. Janssen R., Piscaer I., Franssen F.M.E., Wouters E.F.M. Emphysema: looking beyond alpha-1 antitrypsin deficiency. *Expert Rev Respir Med*. 2019;13:381–397.
  9. Smith B.M., Austin J.H.M., Newell J.D., et al. Pulmonary emphysema subtypes on computed tomography: the MESA COPD study. *Am J Med*. 2014;127:94.e7-94.e23.
  10. Lynch D.A., Austin J.H.M., Hogg J.C., et al. CT-definable subtypes of chronic obstructive pulmonary disease: a statement of the fleischner society. *Radiology*. 2015;277:192–205.
  11. Goddard P.R., Nicholson E.M., Laszlo G., Watt I. Computed tomography in pulmonary emphysema. *Clin Radiol*. 1982;33:379–387.
  12. Hayhurst M. D. et al. Diagnosis of pulmonary emphysema by computerised tomography // *The Lancet*. 1984. T. 324. No. 8398. P. 320-322.

### **2.2.2. Анализ сосудистого русла при тромбоэмболии легочной артерии и легочной гипертензии**

**Тромбоэмболия легочной артерии (ТЭЛА)** занимает третье место в структуре смертности в Российской Федерации от сердечно-сосудистых заболеваний после инфаркта миокарда и инсульта. ТЭЛА возникает из-за обструкции просветов ветвей легочных артерий тромбом. Источником эмболов, как правило, являются глубокие вены таза и нижних конечностей. Диагностика ТЭЛА только по клиническим симптомам является сложной задачей, так как клинические симптомы ТАЛА являются неспецифическими. В диагностике ТЭЛА важную роль играют визуализирующие методики. Компьютерно-томографическая ангиопульмонография (КТ-АПП) в настоящее время рассматривается как «золотой стандарт» диагностики ТЭЛА и занимает важное место в оценке легочной гипертензии (ЛГ). Согласно клиническим рекомендациям Европейского общества кардиологов и Европейского респираторного общества, КТ-АПП является методом выбора не только для верификации диагноза, но и для определения тактики ведения пациентов.

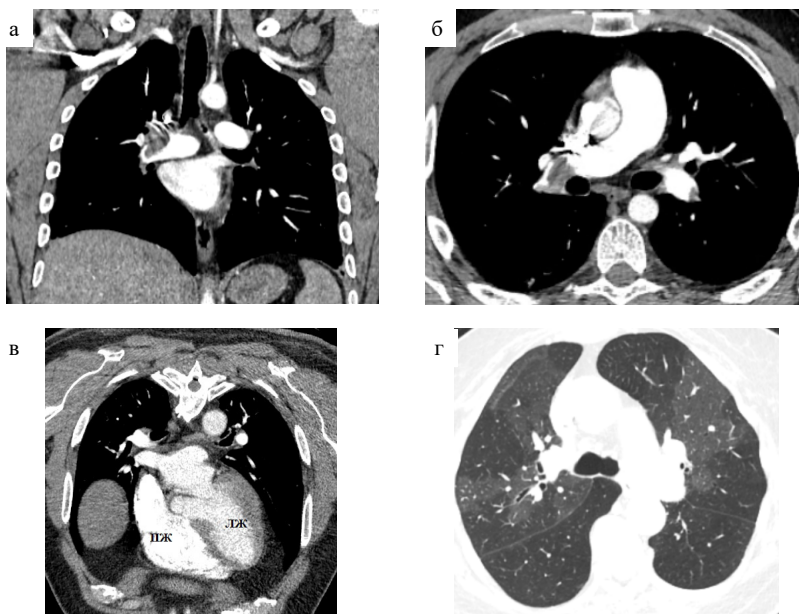


Рисунок 17. КТ легких. а — фронтальная реконструкция; б, в, г — аксиальные срезы. а — тромботические массы в просветах правой легочной артерии; б — тромб в просвете правой легочной артерии, ее верхнедолевой ветви, тромб в верхнедолевой ветви левой легочной артерии; в — расширение правого желудочка, г — «мозаичная перфузия» легких

При безконтрастной КТ выявляются причины, не связанные с ТЭЛА (пневмонии, отек легких, опухоли средостения) и косвенные признаки ТЭЛА: изменение перфузии легочной паренхимы и появление «мозаичной перфузии» (рис. 17г), выявление инфарктов в паренхиме легких. Прямая визуализация тромбов в просветах сосудов происходит при болюсном введении йодсодержащего контрастного вещества (рис. 17а, б). Контрастирование сосудов также позволяет проводить количественную оценку параметров сосудистого русла и камер сердца (рис. 17в), что имеет критическое значение для стратификации риска и оценки прогноза. Для количественного анализа сосудистого русла применяются различные методы постпроцессинговой обработки и различное программное обеспечение. J. Rossdale и соавт. отмечают, что автоматизированный метод трехмерного измерения диаметра легочной артерии и ее соотношения с аортой является воспроизводимой методикой и в 98% случаев коррелирует с

Количественные КТ-параметры при ТЭЛА и дисфункции правого желудочка

П.п.	Параметр	Методика измерения	Значение	Клиническое значение
1	Диаметр легочного ствола	Аксиальный срез, максимальный поперечный диаметр	$\geq 30$ мм	Расширение $\geq 30$ мм — предиктор неблагоприятного прогноза
2	Соотношение диаметров ПЖ/ЛЖ	Аксиальный срез, максимальные поперечные диаметры	$> 1,0$	Риск 30-дневной летальности повышается в 5 раз
3	Соотношение объемов ПЖ/ЛЖ	Трехмерная реконструкция	$> 1,2$	Риск 30-дневной летальности
4	Смещение межжелудочковой перегородки	Наличие парадоксального движения	качественный признак	Повышение давления в ПЖ
5	Толщина стенки ПЖ	Измерение в диастолу	$> 4$ мм	Хроническая перегрузка
6	Модифицированный индекс Миллера	Артериальное дерево легких делится на 16 сегментов по количеству сегментарных артерий (девять — справа, семь — слева). Полностью или частично окклюзированной артерии присваивается 1 балл	баллы	Оценка артериальной обструкции, максимум 16 баллов, пороговое значение для определения краткосрочного неблагоприятного прогноза — 12 баллов
7	Индекс обструкции Qanadi (тромботическая нагрузка, 2001)	Артериальное дерево каждого легкого делится на 10 сегментарных артерий. ЭMBOL в сегментарной артерии оценивается в 1 балл, а эмболы на проксимальном уровне как значительное количество сегментарных артерий, отходящих дистальнее. Каждому значению присваивается коэффициент: 0 (нет тромба), 1 (частичная окклюзия) или 2 (полная окклюзия).	баллы	Максимальный индекс составляет 40 баллов. Пороговое значение для худшего краткосрочного прогноза — 18 баллов

ручными 2D-измерениями. Автоматизированные измерения соотношения диаметра легочной артерии к аорте идентифицировали больше пациентов с легочной гипертензией.

Первоначальная оценка риска смерти при ТЭЛА основана на признаках нестабильности гемодинамики. При отсутствии данных признаков стратификация основывается, в том числе, на оценке функции и размеров правого желудочка (ПЖ). ККТ помогает выявить дисфункцию ПЖ. В табл. 11 показаны основные количественные КТ-параметры, в том числе дисфункции ПЖ.

Z. Deng и соавт. отмечают, что диаметр нижней полой вены (IVC, максимальный диаметр НПВ по короткой оси, измеренный в грудной клетке) и продольный диаметр легочного ствола (L-mPA, измеряется на аксиальном срезе на уровне бифуркации легочного ствола) были определены как независимые факторы диагностики ТЭЛА, чем больше диаметры — тем выше вероятность ТЭЛА.

L.F. Wong приводят точность, чувствительность, специфичность и площадь под ROC-кривой индекса обструкции Qanadli для диагностики ТЭЛА 96,10%, 98,68%, 94,84% и 0,96 соответственно. Визуализация при КТ инфаркта легкого имело чувствительность для диагностики ТЭЛА – 81,58%, специфичность 98,76%, точность 93,25% и площадь под ROC-кривой 0,90. Авторы отмечают, что в протоколе описания КТ-АППГ должен обязательно указываться индекс Qanadli.

**Легочная гипертензия (ЛГ)** — гемодинамическое и патофизиологическое состояние, которое характеризуется повышением давления в легочной артерии более 25 мм рт. ст. Диагностика ЛГ является сложной клинико-инструментальной задачей. Для инструментальной диагностики ЛГ используют: рентгенографию органов грудной клетки, эхокардиографию, катетеризацию правых отделов сердца, КТ, прямую ангиопульмонографию, вентиляционно-перфузионное сканирование легких. Рентгенологическая семиотика при ЛГ неспецифичная, может определяться увеличение размера тени сердца, расширение тени легочного ствола и легочных артерий, расширение теней корней легких, застойные изменения в легких, плевральный выпот. Компьютерная томография занимает особое место в диагностическом алгоритме ЛГ, поскольку позволяет неинвазивно оценивать не только легочные сосуды, но и паренхиму легких, сердце и средостение. На КТ при ЛГ может выявляться утолщение

Таблица 12.

**Соотношение диаметра легочного ствола на КТ  
и тяжести легочной гипертензии**

Тяжесть легочной гипертензии	Размер легочного ствола (мм)	
	Мужчины	Женщины
Норма	≤29	≤27
Легкая степень	>29–<31	>27–<31
Умеренная степень	31–34	31–34
Тяжелая степень	>34	>34

междольковых перегородок, плевральный/перикардиальный выпот, увеличение камер сердца, расширение легочного ствола и легочных артерий, ТЭЛА и ряд количественных индексов, используемых для системной оценки и динамического наблюдения за заболеванием.

**Размер легочного ствола** является наиболее простым и широко используемым количественным показателем при ККТ. Измерение проводится на уровне бифуркации легочного ствола, перпендикулярно его длинной оси (рис. 18). Нормальными размерами легочного ствола считается: менее 29 мм у мужчин и менее 27 мм у женщин. Q.A. Truong с соавт. (2018 г.) предложили четырехуровневую классификацию тяжести на основе диаметра легочного ствола (табл. 12).

Размер легочного ствола более 29 мм показывает чувствительность к легочной гипертензии до 97%.

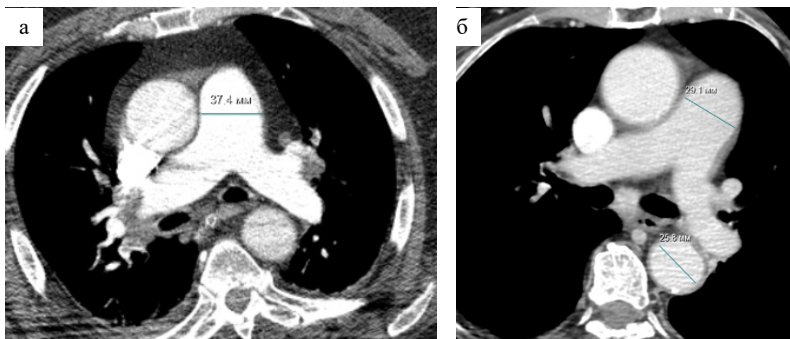


Рисунок 18. КТ-ангиопульмонография, аксиальные срезы. а — легочный ствол расширен до 37 мм — признаки легочной гипертензии тяжелой степени. б — размер легочного ствола — 29,1 мм, размер аорты — 25,6 мм, P/A ratio = 1,1 — признаки легочной гипертензии

Следующим количественным показателем при КТ является **отношение диаметра легочного ствола к диаметру восходящей аорты (P/A ratio)**. Измерение диаметра аорты проводится на том же уровне, что и измерение легочной артерии (рис. 18). Значения P/A ratio  $> 0,9$  считается патологическим и указывает на возможное наличие ЛГ, обладает 92% специфичностью для повышения давления в легочном стволе  $> 20$  мм рт. ст.

Классификация легочной гипертензии на основе P/A ratio включает следующие категории:

- Норма:  $\leq 0,9$ ;
- Легкая степень:  $>0,9-1,0$ ;
- Умеренная степень:  $>1,0-1,1$ ;
- Тяжелая степень:  $>1,1$ .

### **Индексы ремоделирования правых отделов сердца**

Хроническая перегрузка правого желудочка при ЛГ приводит к его гипертрофии и дилатации, а также к расширению правого предсердия. Количественная оценка этих изменений по данным ККТ имеет важное прогностическое значение. Brito J. с соавт. (2024 г.) продемонстрировали, что комбинация двух параметров — площади правого желудочка более  $23 \text{ см}^2$  и площади правого предсердия более  $21 \text{ см}^2$  позволяет предсказывать тяжелую ЛГ со 100% специфичностью. Более того, наличие обоих параметров выше пороговых значений ассоциировано с пятикратным повышением риска смертности в течение периода наблюдения.

**Дополнительными количественными индексами** являются:

- толщина стенки правого желудочка (в норме  $\leq 4$  мм, при ЛГ  $\geq 6$  мм);
- угол межжелудочковой перегородки (в норме  $< 150^\circ$ , при ЛГ  $> 140^\circ$  свидетельствует о давлении на правый желудочек);
- соотношение диаметров правого и левого желудочков (ПЖ/ЛЖ ratio  $> 1$  указывает на значительную перегрузку).

M. Pienn и соавт. (2024 г.) обнаружили, что соотношение числа легочных артерий к числу легочных вен с диаметром от 6 до 10 мм значительно коррелирует с прогностическими маркерами при ЛГ и предсказывает низкий и высокий риск смертности.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ позволяет количественно оценить сосудистые заболевания легких, выходя за рамки

субъективной визуальной оценки КТ-семиотики. Индексы при ККТ позволяют оценить морфологические, функциональные и гемодинамические параметры. Стандартизация протоколов сканирования, внедрение автоматизированных алгоритмов анализа способствуют повышению воспроизводимости результатов и их клинической значимости. Особую ценность представляет динамическая оценка параметров на фоне терапии, позволяющая своевременно корректировать лечебную тактику. Дальнейшее развитие ККТ сосудистого русла связано с увеличением точности автоматической сегментации анатомических структур легкого, применением технологий искусственного интеллекта для автоматического измерения индексов и создание стратифицирующих и прогностических по риску клинических моделей.

## Литература

1. Deng Z, Luo D, Xiao Y, Li Z, Li C, Qi L, Zhang W, Liang X, Gong L, Zhou JJ. Unenhanced CT quantitative vascular morphometry for detecting central pulmonary embolism: a multicenter study. *Quant Imaging Med Surg.* 2026 Jan 1;16(1):31. doi: 10.21037/qims-2025-702.
2. Wong LF, Akram AR, McGurk S, Van Beek EJ, Reid JH, Murchison JT. Thrombus load and acute right ventricular failure in pulmonary embolism: correlation and demonstration of a «tipping point» on CT pulmonary angiography. *Br J Radiol.* 2012 Nov;85(1019):1471-6. doi: 10.1259/bjr/22397455.
3. Pienn M, Gertz RJ, Gerhardt F, et al. CT-derived lung vessel morphology correlates with prognostic markers in precapillary pulmonary hypertension. *J Heart Lung Transplant* 2024; 43: 54–65. doi: 10.1016/j.healun.2023.08.013.
4. Buk M, Weichet J, Kroupa J, et al. A Novel Approach to Quantify Acute Pulmonary Embolism Using Computed Tomography Pulmonary Angiography. *Journal of Thoracic Imaging.* 2025; doi: 10.1097/RTI.0000000000000868.
5. Rossdale J, Mir A, Charters P, et al. Automated three-dimensional measurements of maximum pulmonary artery diameter and ratio with aorta on CT pulmonary angiogram are predictive of pulmonary hypertension in patients with low probability echocardiography. *Thorax.* 2025;80(Suppl 2):A322.
6. Веселова Т.Н., Демченкова А.Ю., Мартынюк Т.В., Данилов Н.М., Терновой С.К., Чазова И.Е. Субтракционная КТ-ангиопульмонография в диагностике хронической тромбоэмболической легочной гипертензии. Медицинская визуализация. 2018;(4):40-49. doi.org/10.24835/1607-0763-2018-4-40-49.
7. Мельниченко ВГ и др. Динамика дисфункции правого желудочка, выявленной при КТ-ангиопульмонографии, у пациентов с тромбоэмболией легочной артерии и ее прогностическое значение. Клиническая фармакология и терапия. 2025;(1). DOI:10.32756/0869-5490-2025-1-52-58
8. Qi Z, Lee J, Keimig T, Aggarwal V. Quantitative Scoring Of Lung Perfusion Map From Dual Energy CT For Chronic Thromboembolic Pulmonary Hypertension (СТЕРН) Evaluation. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography.* 2025;19(4):S65.

9. Yang K, Sun J, Zhao Y, Yang X, Sun L, Wu L, Liu Y, Shi S. Low-dose and low-contrast computed tomography pulmonary angiography in pediatric with pulmonary embolism: a prospective study. *BMC Med Imaging*. 2025 Apr 16;25(1):123. doi: 10.1186/s12880-025-01665-6.
10. Рахимжанова РИ, Марденкызы Д, Даутов ТБ, и др. КТ-денситометрия как дополнительный метод в диагностике легочной гипертензии: проспективное исследование. *Лучевая диагностика и терапия*. 2022;13(3):51-57.
11. Волков А.О., Сиверина А.В., Костенко В.А., Скородумова Е.А., Скородумова Е.Г. Анализ случаев тромбоэмболии легочной артерии у коморбидных пациентов в многопрофильном стационаре по данным патологоанатомических вскрытий // *Терапия*. – 2024. – №8.
12. Внутренние болезни: диагностические индексы и шкалы. Часть 1: учебное пособие / под ред. [авторы]. — Томск: Издательство СибГМУ, 2019. – [электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://hdl.handle.net/20.500.12701/3193>
13. Aujesky D., Schaefer I., Tritschler T. 20 years of Pulmonary Embolism Severity Index: derivation, validation, and impact on patient care // *Journal of Epidemiology and Population Health*. – 2025. – Vol. 203153. – Doi: 10.1016/j.jep.2025.203153.
14. Diagnostic Performance of Quantitative Computed Tomography Pulmonary Angiography Parameters in Patients With Pulmonary Embolism // *PMC*. – 2025. – Vol. 2025, Article ID 9038741. — Doi: 10.1155/pm/9038741.
15. Муллова И.С., Черепанова Н.А., Павлова Т.В., Хохлунов С.М., Гниломедова Д.А., Лексина А.А., Дупляков Д.В. Шкала GRACE в оценке риска госпитальных исходов у пациентов с тромбоэмболией легочной артерии // [Электронный ресурс] // *КиберЛенинка*. — Режим доступа: <https://cyberleninka.ru/article/n/shkala-grace-v-otsenke-riska-gospitalnyh-ishodov-u-patsientov-s-tromboemboliiy-legochnoy-arterii>.
16. Шмидт Е.А., Бернс С.А., Жидкова И.И., Нагирияк О.А., Неешпапа А.Г., Барбараш О.Л., Дупляков Д.В., Эрлих А.Д. Ограничения индекса PESI в определении оптимальной лечебной тактики при тромбоэмболии легочной артерии: данные российского регистра СИРЕНА // *Доктор.Ру*. 2023. Т. 22, № 2. С. 7-14. DOI: 10.31550/1727-2378-2023-22-2-7-14.

### 2.2.3. Оценка фиброза легких

Интерстициальные заболевания легких (ИЗЛ) представляют собой большую группу заболеваний, как правило, неинфекционной или неизвестной этиологии, при которых воспаление и фиброз обнаруживаются в различных пропорциях, влияя на течение заболевания и ответ на лечение. В клинической картине данных заболеваний преобладают, в основном: одышка и нарушение функции внешнего дыхания. В рентгенологической картине: разнообразные двусторонние паттерны поражения легочного интерстиция. «Золотым стандартом» в диагностике ИЗЛ является КТ. Метод позволяет объективно оценивать изменения в легких, выявлять их на более ранних стадиях, отслежи-

вать изменения в динамике. Однако, традиционная визуальная оценка КТ-семиотики ИЗЛ подвержена значительной субъективности, меж- и внутриисследовательской вариабельности, зависит от опыта специалиста. Количественная КТ предлагает решение этих проблем путем автоматизированного числового анализа изображений, обеспечивая воспроизводимые и объективные маркеры фиброзных изменений в легких.

### **Полуколичественные индексы.**

Полуколичественные методики предполагают перевод визуальной информации, получаемой при КТ, в количественные данные. По сравнению с количественными, полуколичественные методики менее воспроизводимы и ограничены человеческим фактором и опытом специалистов, использующих их. Полуколичественные методики требуют значительных затрат времени на их применение и требуют экспертных знаний в области диагностики ИЗЛ.

### **К полуколичественным методикам относятся:**

**1. Методика J.H. Warrick** (1991 г.). Каждому из 5 признаков, выявляемых на КТ («матовое стекло», субплевральная локализация изменений, фиброз внутривольковых и междольковых перегородок, единичные тонкостенные полости, «сотовое» легкое) присваивается от 1 до 3 баллов в зависимости от количества вовлеченных сегментов обоих легких: 1 балл — изменения выявлены в 1–3 сегментах; 2 — в 4–9 сегментах; 3 — в более 9 сегментах. Максимальное количество баллов по этой методике — 30.

**2. Методика A.U. Wells** (1997 г.). Для оценки по данной методике на КТ выбираются аксиальные срезы на 5 уровнях: 1) на 5 мм ниже деления плечеголового ствола; 2) середина дуги аорты; 3) бифуркация трахеи; 4) уровень впадения легочных вен в левое предсердие; 5) на 1 см выше правого купола диафрагмы (рис. 19). На каждом срезе выраженность изменений оценивается по 3-балльной шкале: 1 балл — наличие внутриволькового фиброза; 2 балла — умеренные изменения по типу «сотового легкого», воздушные полости менее 4 мм в диаметре; 3 балла — выраженное «сотовое легкое» с воздушными полостями более 4 мм в диаметре. Максимальное количество баллов по этой методике — 30.

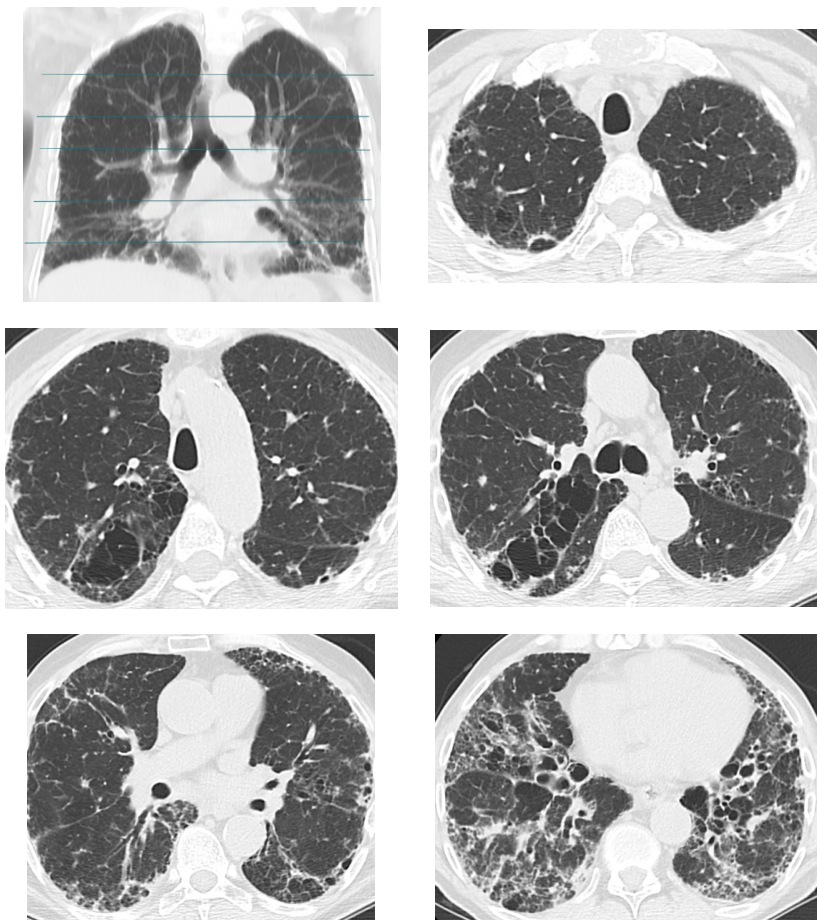


Рисунок 19. КТ легких пациента Т., 1958 года рождения, аксиальные срезы, идиопатический фиброзирующий альвеолит. Оценка легочного фиброза по методике A.U. Wells: 24 балла

**3. Методика Е.А. Kazerooni (1997 г.).** Для оценки по данной методике на КТ выбираются аксиальные срезы на 3 уровнях: 1. верхний край дуги аорты; 2. бифуркация трахеи; 3. на 1 см выше правого купола диафрагмы. Оценивается только два КТ-признака: 1. распространенность «матового стекла»; 2. выраженность ретикулярных изменений и «сотового легкого» (оценка фиброза). Для каждого легкого — счет баллов отдельный.

Количество баллов для «матового стекла» (% на КТ-изображении легкого): 1. 0 баллов: проявления признака отсутствуют; 2. 1 балл: менее 5%; 3. 2 балла: 5–25%; 4. 3 балла: 25–49%; 5. 4 балла: 50–75%; 6. 5 баллов: более 75%. Максимальное количество баллов для «матового стекла» — 30 (для обоих легких). Баллы для оценки фиброза: 1. 0 баллов: нет признака; 2. 1 балл: утолщение междольковых, внутридольковых перегородок, без «сотового» легкого; 3. 2 балла: «сотовое легкое», вовлекающее до 25% доли; 4. 3 балла: «сотовое легкое», вовлекающее 25–49% доли; 5. 4 балла: «сотовое легкое», вовлекающее 50–75% доли; 6. 5 баллов: «сотовое легкое», вовлекающее более 75% доли. Максимальное количество баллов для оценки фиброза — 30 (для обоих легких).

Полуколичественные методики удобны для оценки прогрессирования заболевания, так как позволяют перевести качественные признаки в количественные, однако, из-за недостаточно высокой воспроизводимости и чувствительности строгим условием является сканирование пациента в динамике на одном и том же аппарате КТ, при одинаковых физико-технических условиях и интерпретации результатов одним и тем же опытным специалистом.

### **Количественные индексы**

**Денситометрические индексы.** Исторически первыми и наиболее изученными являются количественные индексы, основанные на анализе плотности легочной ткани в ед. X. Индексы были предложены в 1980-х гг. В основе денситометрических индексов лежит увеличение плотности паренхимы легких при замещении фиброзной тканью. M.J. Gilman и соавт. (1983 г.) оценили средние значения КТ всего легкого у пациентов с саркоидозом и здоровых людей. Средние значения КТ-плотности всего легкого в группе пациентов с саркоидозом составили  $-610,9 \pm 57,3$  ед. X., что было значительно выше, чем в группе здоровых лиц ( $-748,1 \pm 31,9$  ед. X.).

### **Показатели гистограммы плотности.**

Гистограмма плотности предоставляет распределение ед. X. для отдельного КТ-изображения или для всего легкого, позволяя рассчитать среднюю плотность легких, дисперсию, асимметрию, энтропию и эксцесс. Эксцесс описывает остроту пика гистограммы и обратно пропорционален толщине двух хвостов

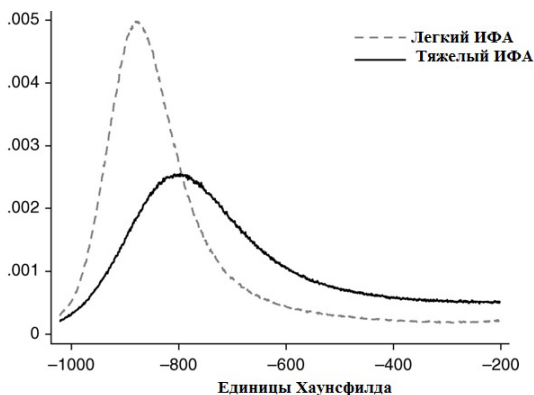


Рисунок 20. Гистограмма КТ-плотности легких. Два пациента с легкой и тяжелой формой идиопатического фиброзирующего альвеолита (ИФА). Эксцесс гистограммы плотности легких у пациента с легкой формой ИФА (пунктирная линия) — острее и выше, чем у пациента с тяжелой формой ИФА (непрерывная линия). Асимметрия кривой гистограммы более выражена у пациента с тяжелой формой ИФА (непрерывная линия)

гистограммы. Поскольку фиброз или воспаление вызывают увеличение количества мягких тканей в легких, это увеличивает среднюю плотность легких и, соответственно, уменьшает остроту пика гистограммы (эксцесс) и степень асимметрии кривой (рис. 20). При фиброзе гистограмма смещается вправо (в сторону более высоких плотностей). Таким образом, среднее значение плотности легочной ткани, асимметрия и эксцесс могут использоваться в качестве показателей степени фиброза легких. Показано, что эксцесс и асимметрия гистограммы плотности коррелируют с изменениями ФЖЕЛ и общей выживаемостью у пациентов с ИЗЛ.

Еще одним количественным индексом является **индекс высокой степени ослабления** (high attenuation area, НАА%). Индекс определяется как процент от общего объема ткани легкого, имеющей плотность выше  $-200$  ед. X. НАА% используется как объективный маркер для количественной оценки фиброзных изменений. Более высокие значения НАА% коррелируют с ухудшением показателей функции внешнего дыхания, в частности — с форсированной жизненной емкостью легких (ФЖЕЛ).

Недостатком всех денситометрических индексов является то, что они не имеют точных пороговых значений, особенно для выявления ранних стадии заболевания. В отличие от эмфиземы, при фиброзных заболеваниях легких отсутствует стандартный пороговый уровень в ед. X., позволяющий разделить легочную ткань на нормальную и патологическую.

По этим причинам количественная КТ начала эволюционировать от простых денситометрических измерений к передовым алгоритмам, основанным на машинном обучении, радиомике и текстурном анализе, которые потенциально могут количественно оценивать изменения в плотности легочной ткани и способны различать визуальные паттерны, аналогичные оценке опытного рентгенолога. Однако такие подходы сталкиваются с многочисленными проблемами, включая недостаточно точную сегментацию структур легких, высокую стоимость разработки алгоритмов, наличие большого количества ложноположительных и ложноотрицательных результатов.

Одним из инструментов анализа изображения легких, основанных на применении машинного обучения, разработанных лабораторией биомедицинских изображений клиники Мейо (Рочестер, Миннесота, США), является **CALIPER (Computer-Aided Lung Informatics for Pathology Evaluation and Ratings)**. CALIPER включает сегментацию легких с идентификацией и выделением трахеи, крупных бронхов, сосудов и проводит объемную количественную оценку пяти КТ-признаков: нормальное легкое, эмфизема, очаги по типу «матового стекла», ретикулярные изменения и «сотовое легкое» (рис. 21). Данные признаки измеряются в литрах для всего легкого. Объем очагов по типу «матового стекла», ретикулярных изменений и «сотового легкого» суммируется и вычисляется объем общего интерстициального поражения легких (ОИПЛ). Соотношение ОИПЛ

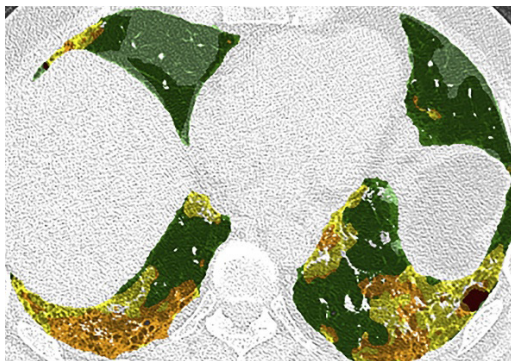


Рисунок 21. КТ органов грудной клетки, аксиальный срез. Цветовое выделение паттернов на изображениях, программа CALIPER: нормальная легочная ткань (зеленый цвет), участки затемнения по типу «матового стекла» (желтый цвет), ретикулярные изменения (оранжевый цвет), «сотовое легкое» (красный цвет)

вычисляется как отношение объема ОИПЛ к общему объему паренхимы легких. Соотношение ОИПЛ оказались прогностическими факторами выживаемости.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Эволюция количественной КТ от простых денситометрических и гистограммных методик до сложных алгоритмов машинного обучения, текстурного анализа, радиомики и искусственного интеллекта облегчили не только диагностику, но и прогнозирование течения ИЗЛ. Данные возможности предоставляют воспроизводимую, объективную, доступную для восприятия информацию, которая может облегчить принятие клинических решений, особенно при динамическом наблюдении. Однако, несмотря на преимущества количественной КТ и ИИ, все еще существуют препятствия, которые необходимо преодолеть.

## Литература

1. Gilman MJ, Richard J, Laurens G, Somogyi JW, Honig EG. CT attenuation values of lung density in sarcoidosis. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 1983;7(3):407–410. Ohkubo H, Nakagawa H, Niimi A. Computer-based quantitative computed tomography image analysis in idiopathic pulmonary fibrosis: A mini review. *Respir Investig*. 2018 Jan;56(1):5-13. doi: 10.1016/j.resinv.2017.10.003.
2. Baratella E, Borghesi A, Calandriello L, Cortese G, Della Casa G, Giraud C, Grassetonio E, Larici AR, Palmucci S, Romei C, Plastina UR, Sverzellati N. Quantification of progressive pulmonary fibrosis by visual scoring of HRCT images: recommendations from Italian chest radiology experts. *Radiol Med*. 2025 Jun;130(6):965-977. doi: 10.1007/s11547-025-01985-1.
3. Warrick J.H., Bhalla M., Schabel S.I., Silver R.M. High resolution computed tomography in early scleroderma lung disease. *J. Rheum*. 1991; 18 (10): 1520–1528.
4. Kazerooni E.A., Martinez F.J., Flint A. et al. Thinsection CT obtained at 10mm increments versus limited three level thinsection CT for idiopathic pulmonary fibrosis: correlation with pathologic scoring. *Am. J. Roentgenol*. 1997; 169 (4): 977–983. DOI: 10.2214/ajr.169.4.9308447.
5. Wu X, Kim GH, Salisbury ML, Barber D, Bartholmai BJ, Brown KK, Conoscenti CS, De Backer J, Flaherty KR, Gruden JF, Hoffman EA, Humphries SM, Jacob J, Maher TM, Raghu G, Richeldi L, Ross BD, Schlenker-Herceg R, Sverzellati N, Wells AU, Martinez FJ, Lynch DA, Goldin J, Walsh SLF. Computed Tomographic Biomarkers in Idiopathic Pulmonary Fibrosis. The Future of Quantitative Analysis. *Am J Respir Crit Care Med*. 2019 Jan 1;199(1):12-21. doi: 10.1164/rccm.201803-0444PP. PMID: 29986154.
6. Тюрин И.Е. Компьютерная томография при интерстициальных заболеваниях легких // Пульмонология. – 2012. – № 2. – С. 23-28.
7. Амосов В.И., Сперанская А.А., Лукина О.В. Лучевая диагностика интерстициальных заболеваний легких. – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2015. – 248 с.

8. Котляров П.М., Георгиади С.Г. Количественная оценка интерстициальных изменений легких при компьютерной томографии // Медицинская визуализация. – 2018. – Т. 22, № 4. – С. 56-63.
9. Авдеев С.Н., Тюрин И.Е. Фиброзирующие интерстициальные заболевания легких: руководство для врачей. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2022. – 304 с.
10. Визель И.Ю., Визель А.А. Идиопатический легочный фиброз: современное состояние проблемы // Терапевтический архив. – 2021. – Т. 93, № 3. – С. 356-362.
11. Dixon G, Thould H, Wells M et al. A systematic review of the role of quantitative CT in the prognostication and disease monitoring of interstitial lung disease. *Eur Respir Rev.* 2025;34(176):240194.
12. Chae KJ, Chung MJ, Jin KN et al. Central Role of CT in Management of Pulmonary Fibrosis. *Radiographics.* 2024;44(6):e230165.
13. Hino T, Lee KS, Han J et al. Spectrum of Pulmonary Fibrosis from Interstitial Lung Abnormality to Usual Interstitial Pneumonia: Importance of Identification and Quantification of Traction Bronchiectasis in Patient Management. *Korean J Radiol.* 2021;22(5):811-828.
14. Shah RM, Kolansky AM, Kligerman S. Thin-Section CT in the Categorization and Management of Pulmonary Fibrosis including Recently Defined Progressive Pulmonary Fibrosis. *Radiol Cardiothorac Imaging.* 2024;6(1):e230135.
15. Webb WR, Muller NL, Naidich DP. High-resolution CT of the lung. 5th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. 672 p.
16. Uyama M, Handa T, Uozumi R et al. Prognostic value of a composite physiologic index developed by adding bronchial and hyperlucent volumes quantified via artificial intelligence technology. *Respir Res.* 2024;25(1):442.

## 2.3. Кардиология

### 2.3.1. Оценка коронарного русла и оценка кальциноза коронарных артерий

Ишемическая болезнь сердца и инфаркт миокарда остаются, вот уже долгое время, на первом месте среди причин смерти от сердечно-сосудистых заболеваний в Российской Федерации и в мире. Компьютерная томография заняла прочное место в современной кардиологии как метод неинвазивной визуализации коронарных артерий. КТ прошла путь от простой визуальной оценки и констатации наличия стеноза коронарных артерий до количественной КТ, точной оценке степени стеноза, характеристики атеросклеротических бляшек и вычисления количественных индексов, влияющих на стратификации риска и принятие клинических решений.

## **1. Коронарный кальций**

Исследование коронарного кальция (КК) является важной диагностической методикой, являющейся косвенным маркером общего атеросклероза сосудов. Наличие КК свидетельствует о субклиническом атеросклерозе, при этом оценка кальциноза при количественной КТ позволяет объективно оценить степень поражения коронарных артерий и прогнозировать риск сердечно-сосудистых событий в будущем. Кроме того, кальцификация коронарных артерий — частая находка у пациентов, проходящих КТ по другим показаниям.

Стандартной методикой для исследования КК является безконтрастная КТ с толщиной среза 2,5–3,0 мм и ЭКГ-синхронизацией. Синхронизация позволяет минимизировать артефакты от сердцебиения и получить изображения в диастолическую фазу сердечного цикла. Но также доказана возможность оценки КК без ЭКГ-синхронизации. Специальное ПО автоматически или полуавтоматически вычисляет площадь и плотность кальцинированных бляшек и рассчитывает различные индексы.

### **Способы анализа коронарного кальция**

**1. Индекс коронарного кальция (син.: индекс Агатстона, кальциевый индекс, coronary artery calcium scoring (CACS), кальций-скоринг).** Метод предложен Артуром Агатстоном в 1990 г. Метод является наиболее распространенным и валидированным способом количественной оценки КК. Расчет индекса Агатстона основан на выявлении очагов кальцинации, определяемых как зоны с КТ-плотностью более 130 ед. X. и площадью не менее 1 мм<sup>2</sup> (или 3 смежных пикселя). Формула расчета для каждого выявленного очага:

Индекс Агатстона = площадь очага (мм<sup>2</sup>) × коэффициент плотности (плотность в очаге: 130–199 ед. X. = коэффициент 1, 200–299 ед. X. = коэффициент 2, 300–399 ед. X. = коэффициент 3, более 400 ед. X. = коэффициент 4). Суммарный индекс Агатстона вычисляется путем сложения значений всех выявленных очагов в коронарных артериях (ствол левой коронарной артерии, передняя нисходящая артерия, огибающая артерия, правая коронарная артерия).

На основании индекса коронарного кальция J.A. Rumberger и соавт. представили шкалу выраженности атеросклеротических изменений в коронарных артериях, ранжирование рисков коронарных событий и тактику ведения пациентов (табл. 13).

Таблица 13.

### Шкала оценки индекса коронарного кальция

Индекс коронарного кальция	Риск развития коронарных событий	Клинические рекомендации
0	Очень низкий	Общие профилактические мероприятия
1–100	Низкий	Первичная профилактика СС заболеваний. У пациентов старше 55 лет даже наличие низкого балла может быть основанием для назначения статинов
100–300	Умеренный	Контроль уровня холестерина, модификация факторов риска. Рекомендована терапия статинами
300–400	Высокий	Требуется интенсивная статинотерапия и рассмотрение вопроса о назначении аспирина
более 400	Очень высокий	Требуется интенсивная медикаментозная терапия и проведение стресс-тестов для выявления ишемии миокарда

**2. Объемный индекс (Calcium Volume Score).** Данный индекс представляет собой объем всех кальцифицированных бляшек с плотностью более 130 ед. X. В отличие от индекса Агатстона, объемный индекс не учитывает поправочные коэффициенты на КТ-плотность кальцинированных бляшек, что делает его более воспроизводимым, но потенциально менее чувствительным к характеристикам бляшки.

**3. Индекс массы кальция (Calcium Mass Score).** Индекс представляет собой абсолютную массу кальция в миллиграммах. Индекс массы кальция является наиболее точным и воспроизводимым методом, но для его расчета необходимо применять специальный фантом и калибровочные тесты, что потенциально ограничивает его применение при рутинных КТ-исследованиях.

**4. Полуколичественная визуальная оценка.** Полуколичественная визуальная оценка коронарного кальция необходима при проведении рутинной КТ (в том числе без ЭКГ-синхронизации) по другим показаниям и проведении оппортунистического скрининга КК, когда расчет по методу Агатстона не доступен. Специалист визуально оценивает выраженность кальциноза в каждой коронарной артерии, используя шкалу (табл. 14). Суммарный визуальный балл коррелирует с основными категориями риска.

Таблица 14.

### Шкала визуальной оценки кальцинированных атеросклеротических бляшек в коронарных артериях

Визуальная оценка	Индекс коронарного кальция	Кардиоваскулярный риск
Нет бляшек	0	Очень низкий
Минимальные кальцинированные бляшки	1–100	Низкий
Немного кальцинированных бляшек	100–300	Умеренный
Умеренное количество бляшек	300–400	Высокий
Распространенные бляшки	более 400	Очень высокий

Большинство производителей КТ (таких как Siemens Healthineers, GE Healthcare, Canon Medical Systems, Philips) предлагают встроенное ПО для анализа КК (рис. 22). Системы предлагают полуавтоматический анализ, при котором рентгенолог выделяет коронарные артерии, а программа автоматически вычисляет индекс Агатстона и другие индексы.

Системы на основе искусственного интеллекта способны сегментировать коронарные артерии и в автоматическом режиме оценивать индекс коронарного кальция. А.Р. Ihdahid и М.Т. Winkelmann и соавт. (2022 г.) отмечают существенное сокращение время анализа с 13 до 5,9 секунд для полностью автоматизированных систем оценки коронарного кальция. Такая эффективность, высокая точность, воспроизводимость делает более целесообразным включение автоматизированных систем вычисления КК в обычные клинические КТ-протоколы и скрининговые программы. Автоматизированная оценка КК при КТ позволит одновременно оценивать сердечно-сосудистый риск без

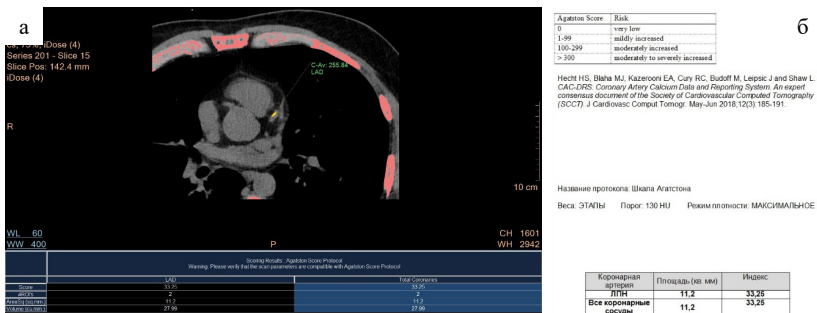


Рисунок 22. а — Программное обеспечение для полуавтоматической оценки коронарного кальция; б — пример отчета по оценке коронарного кальция с вычислением индекса Агатстона

необходимости дополнительного облучения и дополнительных затрат. ИИ позволит быстро и точно оценить кальцификацию коронарных артерий и выявить ИБС у бессимптомных пациентов.

## 2. Оценка коронарного русла

Традиционно, визуализация коронарных артерий осуществляется с помощью субтракционной коронароангиографии (КАГ). КАГ до сих пор является «золотым стандартом» оценки просвета коронарных артерий и степени их стенозов. Однако КАГ инвазивна, сопровождается высокой лучевой нагрузкой на персонал и пациента, при проведении исследования высок риск развития различных осложнений. КАГ не позволяет в полной мере оценить состояние сосудистой стенки и морфологию атеросклеротической бляшки. Появление компьютерно-томографической коронароангиографии (КТ-КАГ) позволило в высоком разрешении визуализировать коронарные артерии, проводить анатомо-функциональные исследования, такие как — КТ-фракционный резерва кровотока (КТ-ФРК) и КТ-перфузию миокарда.

Большинство производителей компьютерных томографов имеют специализированное полуавтоматическое ПО для оценки коронарного русла (измерение диаметра, площади) и степени стенозов (рис. 23).

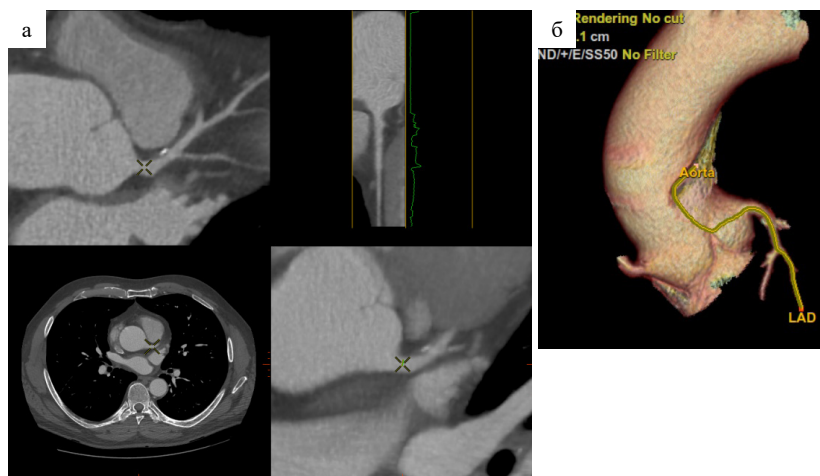


Рисунок 23. КТ-коронарография, интерфейс программы для оценки коронарного русла и степени стенозов коронарных артерий. а — аксиальный срез на уровне устья левой коронарной артерии (ЛКА) и криволинейные реформаты, показывающие ход ЛКА; б — трехмерная реконструкция восходящей аорты и части ЛКА

Современное ПО, на основе машинного обучения и искусственного интеллекта позволяет в автоматическом режиме сегментировать коронарные артерии, оценивать степени стеноза артерий с чувствительностью до 87%, специфичностью до 92%, определять границы и структуру атеросклеротических бляшек.

Для стандартизации описания результатов КТ-КАГ и выработки единых подходов к лечению был предложен специальный протокол Coronary Artery Disease Reporting and Data System 2.0 (CAD-RADS 2.0 (2022), табл. 15).

Таблица 15.

### Шкала оценки стенозов коронарных артерий по CAD-RADS 2.0

Категория CAD-RADS	Степень стеноза	Дополнительные исследования
CAD-RADS N	Невозможность интерпретации результатов	Показаны дополнительные исследования
CAD-RADS 0	Отсутствие сужений	Не показаны
CAD-RADS 1	1–24%, минимальное сужение	Не показаны
CAD-RADS 2	25–49%, сужения легкой степени	Не показаны
CAD-RADS 3	50–70%, умеренные сужения	Оценить показания к функциональным тестам и оценке значимости сужения
CAD-RADS 4	A: 70–99% сужение в одной или двух артериях; B: стеноз ствола ЛКА более 50% или стенозы всех 3 артерий более 70%	A: оценить показания к функциональным тестам или к КАГ; B: показана КАГ
CAD-RADS 5	Окклюзия коронарной артерии	Показана КАГ

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ в настоящее время играет все более значимую роль не только в прямой визуализации коронарных артерий, степеней их стенозов, но и для качественной оценки сосудистой стенки, коронарного кальция, влияния на клинические подходы к лечению и диагностике сердечно-сосудистых заболеваний, стратификации сосудистых катастроф, персонализации подходов к назначению профилактической терапии. Развитие технологий автоматического анализа изображений открывает новые горизонты для оппортунистического скрининга сердечно-сосудистых заболеваний, в частности ИБС и атеросклероза.

## Литература

1. Evaluation of an artificial intelligence coronary artery calcium scoring model from computed tomography., Lan NS, Williams M, et al. *Eur Radiol.* 2023;33:321–329. doi: 10.1007/s00330-022-09028-3.
2. Fully automated artery-specific calcium scoring based on machine learning in low-dose computed tomography screening. Winkelmann MT, Jacoby J, Schwemmer C, Faby S, Krumm P, Artzner C, Bongers MN. *Rofo.* 2022;194:763–770. doi: 10.1055/a-1717-2703.
3. Kang HW, Ahn WJ, Jeong JH, et al. Evaluation of fully automated commercial software for Agatston calcium scoring on non-ECG-gated low-dose chest CT with different slice thickness. *Eur Radiol.* 2023;33(3):1973-1981.
4. Volpicelli F, Nappi C, Megna R, et al. Quantification of Coronary Artery Atherosclerotic Burden and Muscle Mass: Comparison of Two Freely Available Software Programs. CNR Institutional Research Information System. 2022.
5. Al Hennawi H, Sabri MS, Khan MK, et al. Impact of coronary artery calcium scores on cardiovascular risk and preventive therapies: A systematic review and meta-analysis. *Glob Cardiol Sci Pract.* 2025;2025(4):e202548.
6. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, et al. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* 1990;15(4):827-832.
7. Hecht HS, Cronin P, Blaha MJ, et al. 2016 SCCT/STR guidelines for coronary artery calcium scoring of noncontrast noncardiac chest CT scans. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2017;11(1):74-84.
8. Obisesan OH, Osei AD, Uddin SMI, et al. An update on coronary artery calcium interpretation at chest and cardiac CT. *Radiol Cardiothorac Imaging.* 2021;3(6):e200484.
9. Xie X, Zhao Y, de Bock GH, et al. Validation and prognosis of coronary artery calcium scoring in nontriggered thoracic computed tomography: systematic review and meta-analysis. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2013;6(4):514-521.
10. Assen van M, Martin SS, Varga-Szemes A, et al. Automatic coronary calcium scoring in chest CT using a deep neural network. *Eur J Radiol.* 2021;134:109428.
11. Nasir K, Bittencourt MS, Blaha MJ, et al. Implications of Coronary Artery Calcium Testing Among Statin Candidates According to American College of Cardiology/American Heart Association Cholesterol Management Guidelines. *J Am Coll Cardiol.* 2015;66(15):1657-1668.
12. Visseren FLJ, Mach F, Smulders YM, et al. 2021 ESC Guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice. *Eur Heart J.* 2021;42(34):3227-3337.
13. Дмитриева Д.С., Филатова Д.А., Павликова Е.П., Краснова Т.Н., Мершина Е.А., Лисицкая М.В., Труханова М.А., Середина Е.М., Вайпан Д.В., Поляков Р.С., Вартанян Э.Л., Сеницын В.Е. Роль компьютерно-томографической динамической перфузии миокарда в диагностике функциональной значимости стеноза коронарных артерий // *Терапия.* - 2024. - Т. 10. - №6. - С. 112-121. doi: 10.18565/therapy.2024.6.112-121
14. Zhang W, Chen T, Wang X, et al. CT coronary fractional flow reserve based on artificial intelligence using different software: a repeatability study. *BMC Medical Imaging.* 2024;24(1):288.

### 2.3.2. КТ-фракционный резерв кровотока и КТ-перфузия миокарда

При КТ-КАГ возможно получить не только анатомическую информацию о строении, степени стеноза коронарных артерий, степени кальцинации атеросклеротической бляшки, но и функциональную информацию в виде **КТ-фракционного резерва кровотока (КТ-ФРК)** и КТ-перфузию миокарда. Фракционный резерв кровотока определяется как отношение максимального кровотока в стенозированной артерии к нормальному максимальному кровотоку в артерии без стеноза. Основой КТ-ФРК является математическое построение трехмерной модели коронарного русла на основе КТ-срезов и получение значений давления в каждой конкретной точке сосуда. Внедрение КТ-ФРК позволяет снизить количество проводимых функциональных стресс-тестов и КАГ. КТ-ФРК, в настоящее время, является малодоступным инструментом, так как анализ проводится на высоковычислительных компьютерах с использованием специального программного обеспечения (рис. 24).

#### Интерпретация значений КТ-ФРК:

- более 0,80 — норма, гемодинамически-незначимый стеноз;
- 0,76–0,80 — пограничные значения;
- 0,70–0,75 — умеренно значимый стеноз;
- менее 0,70 — гемодинамически-значимый стеноз.

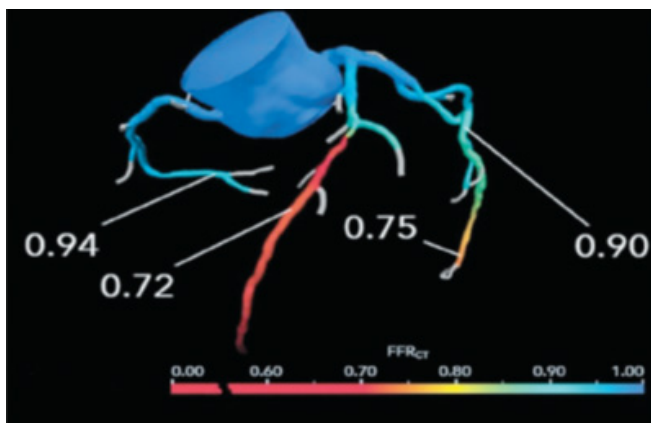


Рисунок 24. КТ-коронароангиография с применением технологии КТ-ФРК

### Производные от КТ-ФРК индексы:

**1.  $\Delta$ КТ-ФРК (трансстенотический градиент)** — разница значений КТ-ФРК проксимальнее и дистальнее стеноза. Данный показатель позволяет оценить вклад конкретного стеноза в общее снижение перфузионного давления. Порог  $\Delta$ КТ-ФРК > 0,12 демонстрирует высокую специфичность для выявления значимого стеноза артерии.

**2. Индекс функциональной нагрузки (functional burden index)** — интегральный показатель, учитывающий количество гемодинамически-значимых стенозов, их локализацию и объем миокарда, находящийся в зоне риска.

Массив данных, полученных при КТ-КАГ, может также использоваться для анализа **КТ-перфузии миокарда**. Это в особенности удобно, так как нет необходимости дополнительного сканирования и увеличения лучевой нагрузки на пациента. В основе метода КТ-перфузии лежит визуализация прохождения йодсодержащего контрастного препарата через миокард во время сканирования. При КТ-перфузии миокарда визуализируются зоны пониженного накопления контраста, свидетельствующие о гипоперфузии данного сегмента, что может быть связано со стенозом соответствующей коронарной артерии или о зоне рубцовых постинфарктных изменений. КТ-перфузия миокарда может быть статической и динамической.

### Индексы при КТ-перфузии миокарда:

**1. Миокардиальный кровоток (Myocardial Blood Flow, MBF)**. Это основной количественный показатель, отражающий объем крови, протекающий через 100 мл ткани миокарда в минуту (мл/100 мл/мин). Снижение MBF является наиболее специфичным признаком ишемии. В многоцентровых исследованиях показано, что пороговые значения MBF для выявления гемодинамически значимых стенозов варьируют в широких пределах (от 75 до 164 мл/100 мл/мин), что требует стандартизации протоколов и, возможно, применения индексных показателей.

**2. Резерв миокардиального кровотока (Myocardial Flow Reserve, MFR)**. Рассчитывается как отношение стрессового MBF к MBF в покое. MFR является интегральным показателем, отражающим вазодилататорный резерв коронарного русла. Его снижение свидетельствует о многососудистом поражении или микроваскулярной дисфункции.

**3. Объем ишемизированного миокарда (Ischemic Myocardial Volume, IMV).** Современные программные пакеты позволяют не только определить наличие дефекта перфузии, но и рассчитать его объем. Процент ишемизированного миокарда (%IMV) является мощным предиктором неблагоприятных сердечно-сосудистых событий.

**4. Коэффициент трансмиокардиальной перфузии (transmyocardial perfusion ratio, TPR)** рассчитывается как отношение плотности в ед. X. субэндокардиального слоя миокарда к плотности субэпикардиального слоя миокарда. Этот коэффициент в норме близок к 1,0 (субэндокардиальный кровоток несколько выше). Снижение TPR менее 0,96 свидетельствует о ишемии.

Перфузионные КТ-карты строятся и анализируются с помощью специализированного ПО. Часть программ — встроены в рабочие станции компьютерных томографов (SyngoCT DE Heart PBV (Siemens Healthineers), Canon Medical Systems), часть — являются внешними разработками. Все программы выполняют сегментацию миокарда, вычитание костных структур, коррекцию артефактов (двигательных, инструментальных) и построение перфузионных карт (рис. 25).

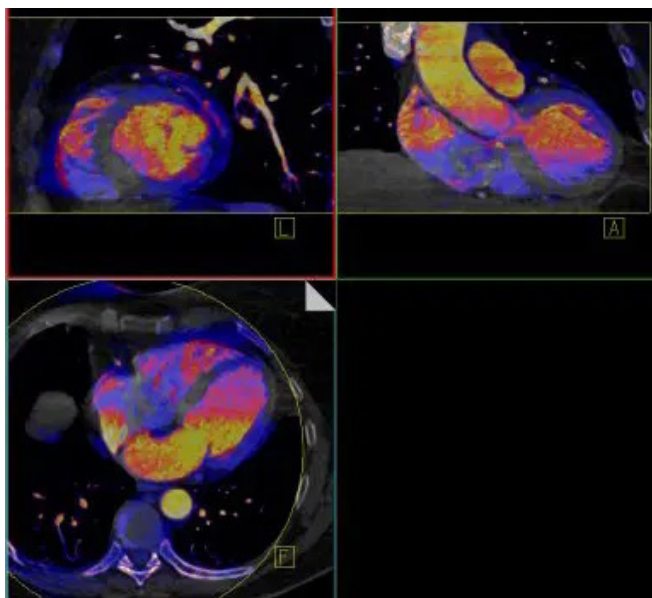


Рисунок 25. Программное обеспечение для оценки КТ-перфузии миокарда

### 2.3.3. Оценка атеросклеротической бляшки

В настоящее время фокус внимания кардиологов и рентгенохирургов смещается в сторону не просто констатации наличия атеросклероза и стеноза коронарных артерий, а на комплексный анализ состава атеросклеротической бляшки (АСБ). КТ-КАГ позволяет, в том числе, определять наличие и степень атеросклеротического поражения коронарных артерий, оценивать структуру АСБ, выявлять признаки ее нестабильности. Исследования SCOT-HEART и PROMISE убедительно продемонстрировали, что характеристики АСБ являются ключевыми предикторами неблагоприятных сердечно-сосудистых событий.

Количественный анализ АСБ включает полуавтоматическую или автоматическую сегментацию коронарной артерии, визуализацию ее просвета, идентификацию и характеристику различных параметров АСБ (табл. 16).

Таблица 16.

#### Количественные и полуколичественные КТ-характеристики атеросклеротических бляшек

Название	Единицы измерения	Характеристика
<b>Полуколичественные методы, признаки АСБ высокого риска</b>		
Позитивное ремоделирование коронарной артерии на фоне накопления атероматозных масс		Компенсаторный механизм адаптации сосуда и кровотока к атеросклерозу, при котором наружный диаметр артерии увеличивается в размере, несмотря на накопление атероматозных масс в ее стенке
Низкая плотность бляшки (менее 30 ед. Х.)		Указывает на большое липидное ядро
Симптом «пятнистой» кальцинации (Spotty calcifications)		Наличие мелких, отдельных кальцинатов внутри бляшки
Симптом «кольца» (parkinson sign)		Кольцевидное повышение плотности по периферии бляшки, окружающее низкоплотное ядро
Неровный контур/разрыв		Нечеткость контуров, указывающих на нарушение целостности фиброзной покрышки
<b>Количественные индексы</b>		
Общий объем бляшки (Total Plaque Volume, TPV)	мм <sup>3</sup>	Суммарный объем всех АСБ в анализируемом русле
Объем некротического ядра (Necrotic Core Volume)	мм <sup>3</sup>	Показатель имеет корреляцию с развитием инфаркта миокарда
Индекс ремоделирования (Remodeling Index, RI)	у.е.	Отношение диаметра сосуда на уровне бляшки к диаметру сосуда проксимальнее бляшки. RI более 1,2 является признаком АСБ высокого риска

Согласно рекомендациям Американского колледжа кардиологии (American College of Cardiology, ACC) 2025 г. АСБ можно контролировать в динамике с интервалом 2–5 лет, клинически-значимым прогрессированием считается увеличение общего объема АСБ (TPV) на  $\geq 10$ –20 мм<sup>3</sup>/год.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ-КАГ привносит в диагностику сердечно-сосудистых заболеваний много важных индексов и показателей, влияющих на тактику ведения, лечения и наблюдения за пациентами кардиологического профиля. КТ-ФРК позволяет интегрировать функциональную информацию в анатомическую картину в рамках одной КТ-КАГ. Количественная КТ-перфузия миокарда представляет собой новый способ визуализации и оценки объема ишемии миокарда. Характеристики атеросклеротической бляшки и общий объем АСБ становятся основными факторами принятия тактических клинических решений.

## Литература

1. Rajiah P, Cummings KW, Williamson E, Young PM. CT Fractional Flow Reserve: A Practical Guide to Application, Interpretation, and Problem Solving. *Radiographics*. 2022;42(2):340–358. DOI:10.1148/rg.210097.
2. Wienemann H, Langenbach MC, Mauri V, et al. Feasibility and Comparison of Resting Full-Cycle Ratio and Computed Tomography Fractional Flow Reserve in Patients with Severe Aortic Valve Stenosis. *J Cardiovasc Dev Dis*. 2022;9(4):116.
3. Ko BS, Linde JJ, Ihdahid AR, et al. Non-invasive CT-derived fractional flow reserve and static rest and stress CT myocardial perfusion imaging for detection of haemodynamically significant coronary stenosis. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2019;35(11):2103-2112.
4. Гогниева ДГ, Гамилов ТМ, Прямоносков ПА, и др. Неинвазивная оценка фракционного резерва коронарного кровотока при помощи одномерной математической модели. Промежуточные результаты пилотного исследования. *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2019;100(3):140-148.
5. Norgaard BL, Leipsic J, Gaur S, et al. Diagnostic performance of noninvasive fractional flow reserve derived from coronary computed tomography angiography in suspected coronary artery disease: the NXT trial. *J Am Coll Cardiol*. 2014;63(12):1145-1155.
6. De Bruyne B, Fearon WF, Pijls NH, et al. Fractional flow reserve-guided PCI for stable coronary artery disease. *N Engl J Med*. 2014;371(13):1208-1217.
7. Svanerud J, Ahn JM, Jeremias A, et al. Validation of a novel non-hyperaemic index of coronary artery stenosis severity: the Resting Full-cycle Ratio (VALIDATE RFR) study. *EuroIntervention*. 2018;14(7):806-814.
8. Maron DJ, Hochman JS, Reynolds HR, et al. Initial invasive or conservative strategy for stable coronary disease. *N Engl J Med*. 2020;382(15):1395-1407.

9. Fearon WF, Zimmermann FM, De Bruyne B, et al. Fractional flow reserve-guided PCI as compared with coronary bypass surgery. *N Engl J Med.* 2022;386(2):128-137.
10. Patel MR, Nørgaard BL, Fairbairn TA, et al. 1-year impact on medical practice and clinical outcomes of FFRCT: the ADVANCE registry. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2020;13(1 Pt 1):97-105.
11. Asahara T, Mitani M, Kimoto N, et al. Zeff imaging: a new method for compositional analysis of coronary plaques using photon-counting CT. Okayama University. 2026.
12. Choi AD, et al. AI-Guided Quantification of Atherosclerosis on Coronary CT. Data from the CONFIRM2 Registry. Late-Breaking Science presented at CVCT. Cleerly; 2025.
13. Weichsel L, Giesen A, André F, et al. Comparison of Two Contemporary Quantitative Atherosclerotic Plaque Assessment Tools for Coronary Computed Tomography Angiography: Single-Center Analysis and Multi-Center Patient Cohort Validation. *Diagnostics.* 2024;14(2):154.
14. Chen LQ, Park C, Lin A, et al. The association of artificial intelligence-enabled coronary plaque analysis with future non-ST elevation myocardial infarction. *Coronary Artery Disease.* 2026;37(1):1-7.
15. Budoff MJ, Young R, Burke G, et al. Ten-year association of coronary artery calcium with atherosclerotic cardiovascular disease (ASCVD) events: the multi-ethnic study of atherosclerosis (MESA). *Eur Heart J.* 2018;39(25):2401-2408.
16. Cury RC, Leipsic J, Abbara S, et al. CAD-RADS™ 2.0 - 2022 Coronary Artery Disease-Reporting and Data System. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2022;16(6):536-557.
17. Веселова Т.Н., Меркулова И.Н., Терновой С.К. и др. Количественная оценка атеросклеротического поражения коронарных артерий по данным мульти-спиральной компьютерной томографии. *Кардиология.* 2015;55(11):5-12.

### 2.3.4. Оценка паракардиального жира

Паракардиальная жировая ткань обладает выраженной метаболической и эндокринной активностью, в отличие от висцеральной жировой ткани. Паракардиальная ткань секретирует цитокины, адипокины и факторы роста. Современные методики количественной КТ позволяют визуализировать паракардиальную жировую ткань и количественно ее оценивать.

Выделяют три основных типа паракардиальной жировой ткани:

**1. Эпикардиальная жировая ткань (Epicardial Adipose Tissue, EAT)** располагается непосредственно между миокардом и висцеральным листком перикарда, без разделяющей фасциальной границы. Эмбриологически происходит из мезодермы и кровоснабжается ветвями коронарных артерий. Непосредственно контактирует с миокардом.

**2. Перикардальная жировая ткань (Paracardial/Pericardial Adipose Tissue, PAT)** располагается снаружи от париетального листка перикарда, в средостении. Эмбриологически происходит из мезенхимы и кровоснабжается из ветвей внутренней грудной артерии.

**3. Перикоронарная жировая ткань (Pericoronary Adipose Tissue, PCAT)** представляет собой часть эпикардальной жировой ткани, непосредственно прилежащую к стенкам коронарных артерий. Именно эта жировая ткань в наибольшей степени вовлечена в локальные воспалительные процессы при атеросклерозе.

В клинической практике можно анализировать все три типа ткани отдельно, что сталкивается с определенными техническими сложностями, можно анализировать все три типа жировой ткани совместно, без разделения.

Количественные и полуколичественные **индексы**:

**1. Толщина паракардиальной жировой ткани** измеряется на аксиальных КТ-срезах по короткой оси на уровне фиброзного кольца или межжелудочковой борозды. Референсные значения индекса не утверждены, но считается, что нормальные значения толщины жира — менее 5 мм, признаки ожирения — более 5 мм. Толщина жира более 5 мм ассоциирована с ИБС, субклиническим атеросклерозом и метаболическим синдромом.

**2. Объем эпикардальной жировой ткани (EAT Volume, EATV)** является наиболее изученным количественным параметром. Измерение проводится путем трехмерной сегментации жировой ткани с плотностью от  $-190$  ед. X. до  $-30$  ед. X. в анатомических границах перикарда. Референсные значения объема эпикардального жира варьируют в зависимости от пола, возраста, индекса массы тела и расовой принадлежности. В среднем у здоровых лиц объем EAT составляет  $68-110$  см<sup>3</sup>. Показатель  $>125$  см<sup>3</sup> у мужчин и  $>100$  см<sup>3</sup> у женщин рассматривается как фактор повышенного кардиоваскулярного риска. Оценка динамического изменения объема эпикардального жира может служить маркером эффективности терапевтических вмешательств, направленных на снижение риска сердечно-сосудистых событий.

**3. Объем паракардиальной жировой ткани** — объем и эпикардальной и перикардальной жировой ткани, плотность от

–190 до –30 ед. X., референсные значения: объем более 200 мл — высокий риск сердечно-сосудистых событий.

**4. Индекс объема перикардального жира (Pericardial Fat Ratio, PFR)** — показатель, предложенный D. Deу и соавт. (2008 г.), представляющий собой отношение объема перикардального жира к объему сердца. Данный индекс позволяет нивелировать индивидуальные различия в размерах сердца и может быть более информативным при сравнении пациентов различной комплекции.

**5. Средняя плотность паракардиальной жировой ткани (Mean EAT Attenuation)** отражает не только количество, но и качественные характеристики жировой ткани. В норме средняя плотность жира составляет –80 — –95 ед. X. Более высокие значения плотности ассоциированы с фиброзными изменениями и снижением метаболической активности.

**6. Индекс плотности перикоронарной жировой ткани** — наиболее динамично развивающийся показатель в современной литературе. Повышение плотности жира отражает накопление фиброзной ткани под действием провоспалительных цитокинов из сосудистой стенки и является косвенным признаком воспаления и атеросклероза. На КТ перикоронарная жировая ткань с помощью специального программного обеспечения идентифицируется как цилиндр около коронарной артерии с плотностью от –190 до –30 ед. X.

Для автоматической сегментации паракардиального жира и его оценке предложено несколько программ. Например, QFAT (Cedars-Sinai Medical Center), Aquarius Workstation (TeraRecon), Vitrea Advanced (Canon Medical). ПО сегментирует сердце, выделяет воксели жировой ткани в заданном диапазоне плотности и рассчитывает объемные показатели. Российские разработки: EPIFAT (Томский НИМЦ — ТПУ), СПО оценки паракардиальной жировой ткани (ОГУ имени И.С. Тургенева). На рис. 26 представлено ПО с сегментированным сердцем и перикардальной жировой тканью.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ при оценке паракардиальной жировой ткани представляет несколько количественных и качественных индексов, имеющих неоспоримую клиническую ценность. Кроме того, основой удобства применения данных индексов лежит в возможности их применения при рутинных

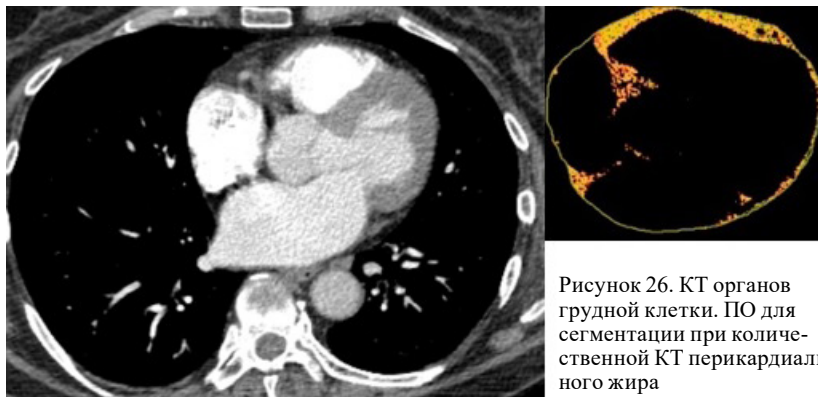


Рисунок 26. КТ органов грудной клетки. ПО для сегментации при количественной КТ перикардиального жира

исследованиях органов грудной клетки, без необходимости затрат на дополнительные исследования, т.е. позволяет перейти к оппортунистическому скринингу социально-значимых сердечно-сосудистых заболеваний. Программное обеспечение позволяет автоматически оценивать линейные, объемные и денситометрические характеристики паракардиальной жировой ткани, что создает предпосылки для широкого внедрения данной методики в рутинную клиническую практику.

## Литература

1. D'Errico L., Salituri F., Ciardetti M., et al. Quantitative analysis of epicardial fat volume: effects of scanning protocol and reproducibility of measurements in non-contrast cardiac CT vs. coronary CT angiography // *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. – 2017. – Vol. 7(3). – P. 635-642.
2. Dang Y., Chen X., Ma S., et al. Association of Pericoronary Adipose Tissue Quality Determined by Dual-Layer Spectral Detector CT With Severity of Coronary Artery Disease: A Preliminary Study // *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. – 2021. – Vol. 8. – Article 720127.
3. Cau R., Anzalone N., Mannelli L., et al. Pericarotid Fat as a Marker of Cerebrovascular Risk // *American Journal of Neuroradiology*. – 2024. – Vol. 45(11). – P. 1635-1641.
4. Гаман С.А., Фомичева О.А., Шингареева Ф.Ф. и др. Определение индекса плотности периваскулярной жировой ткани по данным КТ-коронарографии при ревматоидном артрите // *Российский электронный журнал лучевой диагностики*. – 2025. – Т. 15(1). – С. 73-83.
5. Бабаев А.Р., Васильев Ю.А., Владимирский А.В. и др. Искусственный интеллект в лучевой диагностике: руководство для врачей. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2023. – 384 с.
6. Беленков Ю.Н., Привалова Е.В., Каплунова В.Ю. и др. Эпикардиальная жировая ткань: от патофизиологии к клиническому значению // *Кардиология*. – 2021. – Т. 61(5). – С. 87-96.

7. Мазур Н.А., Смирнова М.Д., Жиров И.В. и др. Эпикардиальный жир и сердечно-сосудистые заболевания: современное состояние проблемы // Российский кардиологический журнал. – 2022. – Т. 27(3). – С. 115-123.
8. Аншелес А.А., Сергиенко В.Б., Кухарчук В.В. Роль эпикардиальной жировой ткани в развитии атеросклероза и возможности ее визуализации // Атеросклероз и дислипидемии. – 2020. – Т. 39(2). – С. 15-24.
9. Терновой С.К., Гаман С.А., Фомичева О.А. и др. Периваскулярная жировая ткань коронарных артерий: возможности компьютерной томографии в оценке активности воспаления // Медицинская визуализация. – 2024. – Т. 28(1). – С. 8-18.
10. Eisenberg E., McElhinney P.A., Commandeur F., et al. Deep learning-based quantification of epicardial adipose tissue volume and attenuation predicts major adverse cardiovascular events in asymptomatic subjects // Circulation: Cardiovascular Imaging. – 2020. – Vol. 13(2). – e009829.
11. Завадовский К.В., Матюшин Г.В., Миронов В.М. и др. Возможности автоматической сегментации эпикардиальной жировой ткани по данным компьютерной томографии // Сибирский медицинский журнал. – 2024. – Т. 39(3). – С. 112-119.

## 2.4. Оценка жирового гепатоза печени

Жировой гепатоз (син.: ЖГ, жировая инфильтрация печени, стеатоз, жировая дистрофия печени) — довольно распространенное заболевание, поражающая до 15% населения. Гепатотоксичностью обладают большое количество непроизводственных и производственных веществ. «Золотым стандартом» диагностики ЖГ является биопсия печени с гистологическим исследованием препарата. Однако методика инвазивна и не может быть использована для массовой диагностики и скрининга. В связи с этим возрастает роль неинвазивных методов визуализации. КТ занимает особое место среди данных методик благодаря широкой доступности, использовании алгоритмов полуавтоматической и автоматической денситометрии печени и возможности оппортунистического скрининга ЖГ при КТ-исследованиях, выполняемых по другим показаниям.

КТ позволяет оценить плотность печени в единицах Хаунсфилда. По литературным данным в норме плотность не контрастированной печени составляет  $65 \pm 10$  ед. Х., селезенки —  $45 \pm 5$  ед. Х. Жировая ткань имеет отрицательные значения в ед. Х., поэтому, при увеличении жировой ткани плотность органа снижается. Измерение плотности печени рекомендуется выполнять на нативных безконтрастных КТ, при введении йодсодержащего контрастного вещества плотностные характеристики печени изменяются.

## Индексы жирового гепатоза:

### 1. Абсолютная плотность печени.

Наиболее простой и широко используемый индекс — средняя плотность паренхимы печени, измеренная в нескольких регионах интереса (ROI). Пороговые значения КТ-плотности по степеням выраженности ЖГ приведены в табл. 17.

Таблица 17.

### Плотностные характеристики печени при КТ и степень выраженности жирового гепатоза

Плотность печени при КТ (ед. X.)	Степень выраженности жирового гепатоза	Количество пораженных гепатоцитов (%)
60–45	Легкая	5–33%
45–35	Средняя	33–50%
35–20	Тяжелая	50–66%
Менее 20	Выраженная	Более 66%

2. Печеночно-селезеночный индекс (liver-spleen  $CT_{L-S}$ ), который определяется как разница между средними значениями КТ-плотности паренхимы печени и селезенки. Селезенка в норме не накапливает жир и служит стабильным маркером. Пороговые значения индекса приведены в табл. 18.

Таблица 18.

### Значения и интерпретация печеночно-селезеночного индекса

Печеночно-селезеночный индекс $CT_{L-S}$ (ед. X.)	Содержание жира в гепатоцитах (%)	Степень стеатоза
Больше 5	<5	Норма
От -5 до -10	6–20	Легкая
-10 до -5	20–30	Средняя
Меньше -10	>30	Тяжелая

3. Печеночно-селезеночное соотношение (liver-spleen  $CT_{L/S}$ ), которое определяется как отношение КТ-плотности паренхимы печени к КТ-плотности паренхимы селезенки. Пороговые значения отношения приведены в табл. 19.

Таблица 19.

### Значения и интерпретация печеночно-селезеночного соотношения

Печеночно-селезеночное соотношение $CT_{L/S}$	Содержание жира в гепатоцитах (%)	Степень стеатоза
>0,9	<5	Норма
0,8–0,9	6–20	Легкая
0,7–0,8	20–30	Средняя
<0,7	>30	Тяжелая

**4. Индекс контрастности печень-внутрипеченочные сосуды.** Индекс — качественный. В норме плотность паренхимы печени превышает плотность крови во внутрипеченочных сосудах. Индекс основывается на сравнении контрастности паренхимы печени и крупных сосудистых структур на ее фоне (табл. 20).

Таблица 20.

**Критерии индекса контрастности печень-внутрипеченочные сосуды**

Степень выраженности стеатоза	Критерии
Норма	Плотность паренхимы печени выше плотности печеночных сосудов на ее фоне
Легкая	Плотность паренхимы печени выше плотности сосудов, но эта разница небольшая, поэтому сосуды плохо дифференцируются
Средняя	Плотность паренхимы печени и сосудов одинаковая, поэтому сосуды не удается дифференцировать
Тяжелая	Плотность сосудов выше плотности паренхимы печени, сосуды выглядят гиперплотными

Индекс обладает высокой специфичностью, но умеренной чувствительностью.

Выявление ЖГ при КТ следует рассматривать как маркер кардиометаболического риска. Пациенты с КТ-признаками ЖГ имеют более высокую вероятность артериальной гипертензии, сахарного диабета, дислипидемии. Выявление ЖГ при КТ может быть предложено в качестве оппортунистического скрининга (при низкодозовых КТ при скрининге рака легкого, при КТ-колонографии) и соответствующей клинической настороженности лечащего врача к метаболическим рискам пациента.

КТ-плотность печени можно измерять ручным способом с помощью базовых инструментов рабочих станций компьютерных томографов путем размещения областей интереса (ROI) на произвольных областях органа (рис. 27). Кроме того, большинство производителей КТ разработали специальное ПО для автоматического оконтуривания печени, разделение печени на доли и сегменты, выделение сосудистых структур, расчет плотности паренхимы печени.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ представляет инструменты для удобных и воспроизводимых методик оценки жирового гепатоза. Использование денситометрических индексов,

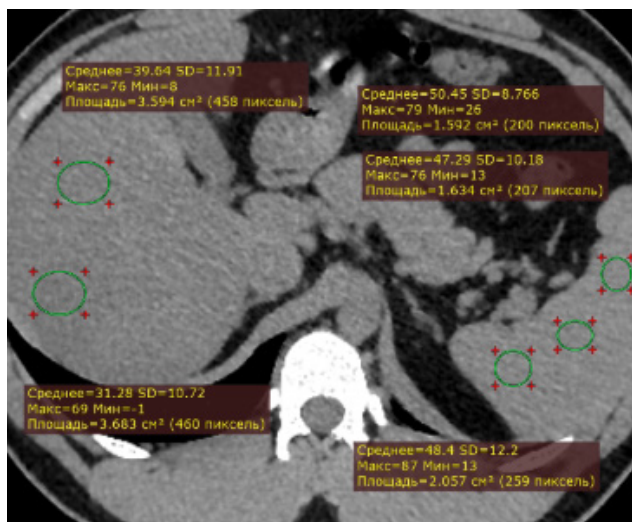


Рисунок 27. КТ органов брюшной полости, аксиальный срез. Два ROI помещены на печень, три ROI помещены на селезенку. Средняя плотность печени: 35 ед. X., средняя плотность селезенки: 48 ед. X. По абсолютной плотности печени степень жирового гепатоза соответствует тяжелой степени. Печеночно-селезеночный индекс: -13 ед. X. (ЖГ тяжелой степени). Печеночно-селезеночное соотношение: 0,73 (ЖГ средней степени). Индекс контрастности печень-сосуды: средняя степень выраженности (внутрипеченочные сосуды не дифференцируются от паренхимы печени).

измеренных ручным или автоматическим способами, позволяет диагностировать стеатоз без использования инвазивных методик. Оппортунистический скрининг при КТ-исследованиях, выполняемых по другим показаниям, расширяет возможности раннего выявления жирового гепатоза.

## Литература

1. Saba L, di Martino M, Bosco S, et al. MDCT classification of steatotic liver: a multicentric analysis. *Eur J Gastroenterol Hepatol.* 2015;27(3):290-297.
2. Haghshomar M, Shobeiri P, Arjomandi Rad A, et al. Diagnostic Accuracy of CT for the Detection of Hepatic Steatosis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Radiology.* 2024;313(2):e241171.
3. Pickhardt PJ, Lubner MG. Noninvasive Quantitative CT for Diffuse Liver Diseases: Steatosis, Iron Overload, and Fibrosis. *Radiographics.* 2025;45(1):e240176.
4. Byun J, Lee SS, Sung YS, et al. CT indices for the diagnosis of hepatic steatosis using non-enhanced CT images: development and validation of diagnostic cut-

- off values in a large cohort with pathological reference standard. *Eur Radiol.* 2019;29(8):4427-4435.
5. Jawahar A, Gonzalez B, Balasubramanian N, Adams W, Goldberg A. Comparison of computed tomography hepatic steatosis criteria for identification of abnormal liver function and clinical risk factors, in incidentally noted fatty liver. *Eur J Gastroenterol Hepatol.* 2020;32(2):216-221.
  6. Wan Y, Wang D, Li H, Xu Y. The imaging techniques and diagnostic performance of ultrasound, CT, and MRI in detecting liver steatosis and fat quantification: A systematic review. *J Radiat Res Appl Sci.* 2023;16(4):100658.
  7. Pickhardt PJ, Graffy PM, Reeder SB, Hernando D, Li K. Quantification of hepatic and visceral fat by CT and MR imaging: Relevance to the obesity epidemic, metabolic syndrome and NAFLD. *Br J Radiol.* 2016;89(1062):20151024.
  8. European Association for the Study of the Liver (EASL). EASL Clinical Practice Guidelines on non-invasive tests for evaluation of liver disease severity and prognosis – 2021 update. *J Hepatol.* 2021;75(3):659-689.
  9. Kramer H, Pickhardt PJ, Kliever MA, et al. Accuracy of liver fat quantification with advanced CT, MRI, and ultrasound techniques: prospective comparison with MR spectroscopy. *AJR Am J Roentgenol.* 2017;208(1):92-100.
  10. Graffy PM, Sandfort V, Summers RM, Pickhardt PJ. Automated liver fat quantification at non-contrast CT: comparison of two artificial intelligence-based algorithms. *Abdom Radiol.* 2020;45(12):4093-4100.
  11. Hyodo T, Hori M, Lamb P, et al. Multi-material decomposition on dual-energy CT: effect of different decomposition algorithms on liver fat quantification. *Eur Radiol.* 2021;31(8):5860-5868.
  12. Idilman IS, Aniktar H, Idilman R, et al. Hepatic steatosis: quantification by proton density fat fraction with MR imaging versus liver biopsy. *Radiology.* 2013;267(3):767-775.
  13. Yokoo T, Serai SD, Pirasteh A, et al. Linearity, bias, and precision of hepatic proton density fat fraction measurements by using MR imaging: a meta-analysis. *Radiology.* 2018;286(2):486-498.
  14. Castera L, Friedrich-Rust M, Loomba R. Noninvasive assessment of liver disease in patients with nonalcoholic fatty liver disease. *Gastroenterology.* 2019;156(5):1264-1281.

## **2.5. Количественная КТ в неврологии**

### **2.5.1. Перфузионная КТ**

Перфузионная компьютерная томография — функциональная методика, позволяющая получить качественную и количественную оценку параметров кровотока на капиллярном уровне в определенном органе или системе. В разрезе неврологии перфузионная КТ широко используется при визуализации ишемического инсульта, проведении дифференциальной диагностики объемных образований головного мозга и рецидивов глиальных опухолей. Методика основана на динамическом

сканировании во время внутривенного болюсного введения йодсодержащего контрастного вещества и анализе временных изменений КТ-плотности тканей. Клиническая значимость перфузионной КТ при ишемическом инсульте головного мозга заключается в возможности по перфузионным параметрам разделить область необратимого повреждения головного мозга (ядро), от области потенциально обратимого повреждения (пенумбра), что определяет тактику для проведения тромболитической терапии и/или тромбоэкстракции.

Физической основой перфузионной КТ является зависимость между накоплением контрастного вещества в ткани и концентрацией контрастного вещества в крупном сосуде. Для головного мозга: степень перфузии зависит от скорости и объема кровотока через сосуды большой емкости (внутренние сонные артерии и их интракраниальные ветви) и через капиллярное русло вещества головного мозга.

Церебральная перфузия оценивается по нескольким параметрам:

**1. Скорость мозгового кровотока (СМК, Cerebral Blood Flow, CBF)** — количество крови, проходящей через единицу объема мозговой ткани в течение определенного периода времени. Референсные значения: серое вещество — 50–80 мл/100 г/мин; белое вещество — 20–30 мл/100 г/мин. При СМК менее 20 мл/100 г/мин снижается скорость синаптической передачи (клиника соответствует острому нарушению мозгового кровообращения), но изменения обратимы в случае увеличения СМК. При СМК ниже 10–15 мл/100 г/мин происходит гибель нейронов через 5–10 минут.

**2. Объем мозгового кровотока (ОМК, Cerebral Blood Volume, CBV)** — количество крови в единице объема ткани мозга, измеряется в мл/100 г. Хорошо васкуляризированные участки мозговой ткани (кора, базальные ядра) имеют более высокий уровень ОМК, чем белое вещество.

**3. Среднее время транзита контрастного препарата (СВТ, Mean Transit Time, МТТ)** — среднее время прохождения крови через сосудистое русло (секунды). Референсные значения: серое вещество — 3,5–5,0 с; белое вещество — 4,5–6,0 с.

**4. Время до пика (Time To Peak — ТТР)** — время от начала введения контрастного вещества до достижения максимальной

его концентрации в ткани. Является полуколичественным параметром, чувствительным к задержкам поступления контраста.

Для дифференциальной диагностики необратимого и обратимого ишемического повреждения используются пороговые значения перфузионных параметров:

#### **Ядро инфаркта (необратимое повреждение):**

- $CBF < 10-15$  мл/100 г/мин;
- $CBV < 2,0$  мл/100 г (при абсолютных измерениях);
- относительный  $CBV < 40\%$  от симметричного участка контралатерального полушария.

#### **Пенумбра (обратимая ишемия):**

- снижение  $CBF$  при сохранном или умеренно сниженном  $CBV$ ;
- увеличение  $MTT > 145-150\%$  от нормы;
- $TTP > 4-6$  секунд задержки относительно симметричной области.

### **5. Коэффициент несоответствия (Mismatch Ratio)**

Клинически значимый показатель, определяющий соотношение объема пенумбры к объему ядра инфаркта:

**Mismatch Ratio = (объем пенумбры) / (объем ядра).**

Значение коэффициента  $>1,8$  (при минимальном объеме ядра  $<70$  мл) служит основанием для проведения реперфузионной терапии за пределами стандартного терапевтического окна.

Обработка данных КТ-перфузии, построение перфузионных карт, корректировка неточностей при сканировании осуществляется с использованием специализированного программного обеспечения. ПО либо встроено в рабочие станции томографов (рис. 28), либо представляют собой независимые решения. Расчет параметров перфузии и построение параметрических карт обычно выполняется в автоматическом режиме.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ, как методика количественной оценки гемодинамики в различных органах и системах, в частности — в оценке нарушений мозгового кровообращения, прочно вошла в рутинную клиническую практику, в клинические рекомендации и влияет на тактику ведения пациентов. Перфузионная КТ является одной из первых визуализирующих методик, с помощью которой могут быть обнаружены самые ранние признаки нарушения мозгового кровообращения.

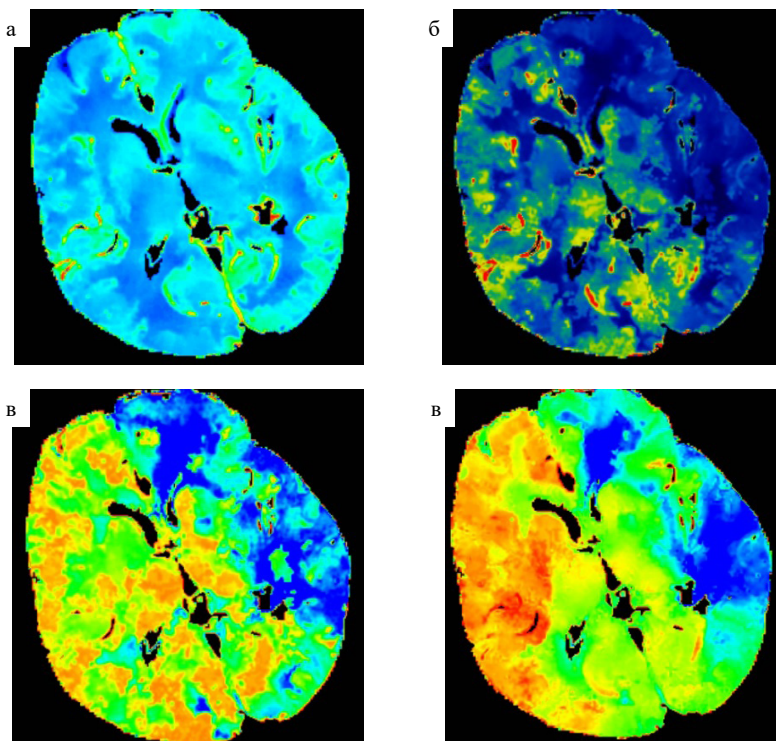


Рисунок 28. КТ-перфузия головного мозга. Перфузионные карты, отражающие в цвете основные перфузионные параметры. а — объем мозгового кровотока (CBV), б — скорость мозгового кровотока (CBF), в — среднее время транзита контрастного препарата (MTT), г — время до пика (Tmax)

Кроме того, методика ценна возможностью дифференцировки обратимых и необратимых изменений в веществе головного мозга. Перспективы дальнейшего развития методики связаны с совершенствованием математических моделей перфузионных параметров, внедрением низкодозовых протоколов сканирования, внедрении автоматического анализа на основе машинного обучения и искусственного интеллекта.

## Литература

1. Корниенко В.Н., Пронин И.Н., Пьяных О.С., Фадеева Л.М. Исследование тканевой перфузии головного мозга методом компьютерной томографии // Медицинская визуализация. – 2007. – № 2. – С. 70-80

2. Трубицына В.В. и др. КТ-перфузия в диагностике ишемического инсульта: основы, возможности и особенности метода: методическое пособие. – М.: ФГБНУ НЦН, 2020. – 28 с.
3. Miles K., Eastwood J.D., Konig M. Multidetector Computed Tomography in Cerebrovascular Disease: CT Perfusion Imaging. – CRC Press, 2007. – 206 p.
4. Konstas A.A., Goldmakher G.V., Lee T.Y., Lev M.H. Theoretic basis and technical implementations of CT perfusion in acute ischemic stroke: part 1. Theoretic basis // American Journal of Neuroradiology. – 2009. – Vol. 30, No. 4. – P. 662-668.
5. Konstas A.A., Goldmakher G.V., Lee T.Y., Lev M.H. Theoretic basis and technical implementations of CT perfusion in acute ischemic stroke: part 2. Technical implementations // American Journal of Neuroradiology. – 2009. – Vol. 30, No. 5. – P. 885-892.
6. Campbell B.C., Christensen S., Levi C.R. et al. Comparison of computed tomography perfusion and magnetic resonance imaging perfusion-diffusion mismatch in ischemic stroke // Stroke. – 2012. – Vol. 43, No. 10. – P. 2648-2653.
7. Lansberg M.G., Straka M., Kemp S. et al. MRI profile and response to endovascular reperfusion after stroke (DEFUSE 2): a prospective cohort study // The Lancet Neurology. – 2012. – Vol. 11, No. 10. – P. 860-867.
8. Albers G.W., Marks M.P., Kemp S. et al. Thrombectomy for stroke at 6 to 16 hours with selection by perfusion imaging // New England Journal of Medicine. – 2018. – Vol. 378, No. 8. – P. 708-718.
9. Терновой С.К., Синицын В.Е. Лучевая диагностика и терапия в неврологии: национальное руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2015. – 400 с.
10. Пронин И.Н., Фадеева Л.М., Подопригора А.Е. и др. Перфузионная компьютерная томография в диагностике цереброваскулярных заболеваний // Вестник рентгенологии и радиологии. – 2012. – № 4. – С. 48-56.
11. Кротенкова М.В., Морозова С.Н., Коновалов Р.Н. и др. Перфузионная компьютерная томография в оценке церебральной гемодинамики у пациентов с хроническими цереброваскулярными заболеваниями // Лучевая диагностика и терапия. – 2018. – № 3. – С. 64-71.
12. Kamalian S., Lev M.H. CT perfusion in acute stroke // Neuroimaging Clinics of North America. – 2018. – Vol. 28, No. 4. – P. 649-665.
13. Диагностическая нейрорадиология / под ред. В.Н. Корниенко, И.Н. Проница. – В 3 т. – М., 2008-2009/
14. Шифман Е.М., Абугов С.А., Саакян А.Г. Возможности перфузионной компьютерной томографии в диагностике ишемического инсульта // Медицинская визуализация. – 2019. – Т. 23, № 3. – С. 24-33.

### **2.5.2. Количественная оценка гематом и кровоизлияний**

Геморрагический инсульт занимает второе место по распространенности после ишемического инсульта среди нарушений мозгового кровообращения. Внутричерепные травматические гематомы выявляются у 9,5–31% пациентов с черепно-мозговой травмой. Количественная КТ позволяет измерить размеры, объем, оценить характеристики гематомы, локализацию, а также степень ее воздействия на структуры головного мозга, степень

дислокации срединных структур. Все эти характеристики очень важны для выбора тактики ведения пациентов и выбора вида лечения.

### **Количественные и полуколичественные индексы в КТ-оценке гематом:**

**1. Оценка объема гематомы, способ Tada:**  $V = (a \times b \times c) / 2$ , где:

- a — наибольший размер гематомы на аксиальном КТ-срезе (в см);
- b — перпендикуляр к a на том же срезе (в см);
- c — количество аксиальных срезов, на которых визуализируется гематома, умноженное на толщину среза (в см).

Данный метод расчета объема демонстрирует завышение значений, среднее завышение: +4,65 мл.

**2. Оценка объема гематомы, мануальный способ:**  $V = \Sigma (S_i \times d)$ , где:

- $S_i$  — площадь гематомы на каждом КТ-срезе, обведенной вручную (см<sup>2</sup>);
- d — толщина КТ-среза (см).

**3. Эмпирический способ оценки гематомы.** Основан на оценке максимального размера гематомы на аксиальном КТ-срезе (табл. 21).

*Таблица 21.*

#### **Эмпирический метод оценки объема внутримозговой гематомы**

Максимальный диаметр гематомы на аксиальном срезе КТ (см)	Характеристика гематомы	Объем (мл)
Не более 3	Малая	До 20
3–4,5	Средняя	20–45
Более 4,5	Большая	Более 45

Способ показал высокую степень корреляции между объемом и максимальным диаметром ВМГ ( $r=0,84$ ).

**4. Оценка КТ-плотности гематомы.** Важным направлением количественного анализа является оценка плотностных характеристик гематомы, которые могут отражать активность кровотечения и прогнозировать его продолжение. Динамика КТ-плотности в зависимости от времени развития гематомы представлена в табл. 22.

Таблица 22.

**Динамика КТ-плотности гематомы в зависимости от времени, прошедшего от начала кровоизлияния**

Время развития гематомы	Визуальная характеристика на КТ	КТ-плотность (ед. Х.)
Острейшая (до 12 ч)	Высокая плотность	Более 80
Острая (12 ч – 2 дня)	Высокая плотность	60–80
Ранняя подострая (2–7 дней)	Высокая плотность	40–60
Поздняя подострая (8 дней – 1 месяц)	Плотность, как у окружающей мозговой ткани	30–40
Хроническая (более 1 месяца)	Низкая плотность	10–15

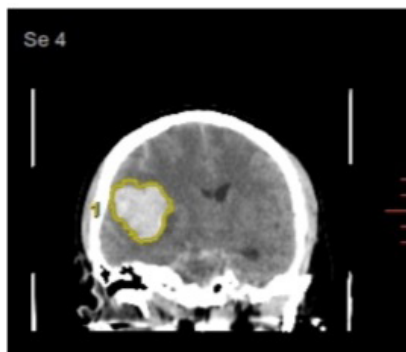
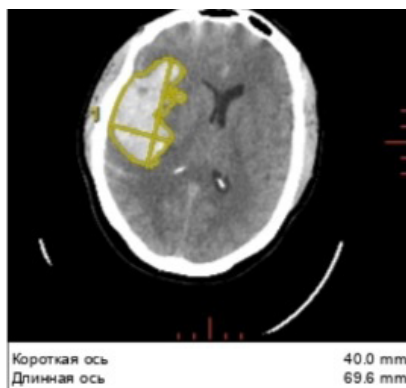
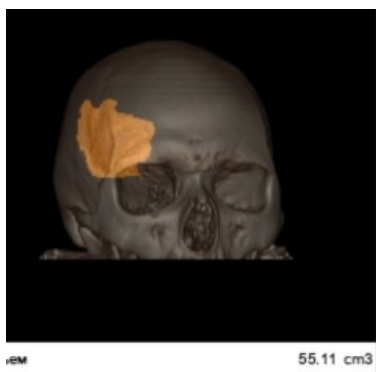


Рисунок 29. КТ головного мозга. Программа для оценки внутримозговых гематом. Объем гематомы 55,1 см<sup>3</sup>, максимальный размер 69,6 мм, минимальный размер 40,0 мм

Программное обеспечение, предложенное для оценки внутримозговых гематом, автоматически или полуавтоматически сегментирует головной мозг, часть программ имеют возможность корректировки изображений по осям (при неправильной укладке пациента), строят 3D-модель гематомы, рассчитывают линейные размеры, объем, КТ-плотность (рис. 29).

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Точное определение объема и плотностных характеристик внутримозговой гематомы остается важной характеристикой в определения лечебной тактики. Количественная КТ внутричерепных кровоизлияний прошла путь от простого мануального вычисления объема гематом до высокоточных автоматических систем.

## Литература

1. Zhu Y, Qi S, Wu H, Xiang Z. New Measuring Method for the Volume of Intracerebral Hematoma. *Neurosurgery Quarterly*. 2015;25(2):183-188.
2. Клинические рекомендации Ассоциации нейрохирургов России, Всероссийского общества неврологов «Геморрагический инсульт». Москва; 2022.
3. Lu M, Shafiq Z, Yang W, et al. Retrospective validation of 3D Slicer against CTA source images for accurate intracerebral hematoma volumetry: a comparative study with the Tada formula. *BMC Medical Imaging*. 2025;25:518.
4. Wirtz M, Salman S, Wei Y, et al. SAHVAI-3D and 4D: Automated AI Volumetric Measurement of Subarachnoid Hemorrhage on Noncontrast Head CT. *Stroke: Vascular and Interventional Neurology*. 2025;5(2):e001620.
5. Barras CD, Tress BM, Christensen S, et al. Quantitative CT densitometry for predicting intracerebral hemorrhage growth. *AJNR American Journal of Neuroradiology*. 2013;34(6):1139-1144.
6. Zhu Y, Qi S, Wu H, Xiang Z. New Measuring Method for the Volume of Intracerebral Hematoma. *Semantic Scholar*. 2015.
7. Greenberg SM, Ziai WC, Cordonnier C, et al. 2022 Guideline for the Management of Patients With Spontaneous Intracerebral Hemorrhage: A Guideline From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 2022;53(7):e282-e361.
8. Hostettler IC, Seiffge DJ, Werring DJ. Intracerebral hemorrhage: an update on diagnosis and treatment. *Expert Review of Neurotherapeutics*. 2019;19(7):679-694.
9. Magid-Bernstein J, Girard R, Polster S, et al. Cerebral Hemorrhage: Pathophysiology, Treatment, and Future Directions. *Circulation Research*. 2022;130(8):1204-1229.
10. Webb AJS, Ullman NL, Morgan TC, et al. Accuracy of the ABC/2 Score for Intracerebral Hemorrhage: Systematic Review and Analysis of MISTIE, CLEAR-IVH, and CLEAR III. *Stroke*. 2015;46(9):2470-2476.
11. Zhao B, Jia WB, Zhang LY, et al. 1/2SH: A Simple, Accurate, and Reliable Method of Calculating the Hematoma Volume of Spontaneous Intracerebral Hemorrhage. *Stroke*. 2020;51(1):193-201.

12. Sha Z, Zhang X, Li Z, et al. Improvements of the Tada formula in estimating the intracerebral hemorrhage volume based on computed tomography. Quantitative Imaging in Medicine and Surgery. 2023;13(7):4268-4283.

## 2.6. Оценка саркопении

Термин «саркопения» (от греч. *sarcs* — плоть и *penia* — дефицит) предложен в 1989 г. Ирвингом Розенбергом для описания возрастной потери мышечной массы. В настоящее время понятие саркопении включает в себя не только потерю мышечной массы, но и снижение мышечной силы (консенсус Азиатской рабочей группы по саркопении (2020, Asian Working Group for Sarcopenia (AWGS)). Скелетная мышечная масса уменьшается ежегодно, начиная с 30 лет на 0,1–0,5% с резким ускорением процесса после 65 лет. Сила мышц бедра снижается на 10–15% за десятилетие после 40 лет и на 25–40% за десятилетие после 70 лет. Саркопения снижает качество жизни пациентов, является предиктором прогрессирования хронических заболеваний, увеличивает число падений, переломов, увеличивает частоту послеоперационных осложнений и связана с увеличением смертности от всех причин.

Современная диагностика саркопении основывается на комплексной оценке трех компонентов: мышечной массы, мышечной силы и физической работоспособности. Количественная КТ позволяет не только оценивать мышечную массу, но и оценивать структуру (жировую дегенерацию) мышц. ККТ позволяет оценивать мышцы туловища, чаще всего выбирается уровень L<sub>3</sub> поясничного позвонка, так как на этом уровне суммарная площадь мышц наилучшим образом коррелирует с общим объемом мышечной ткани тела.

### КТ-индексы саркопении:

**1. Скелетно-мышечный индекс L<sub>3</sub> (син.: СМИ L<sub>3</sub>, индекс мышечной массы (ИММ), skeletal muscle index (SMI L<sub>3</sub>))** равный отношению площади скелетной мускулатуры (skeletal muscle area (SMA), см<sup>2</sup>) на уровне тела L<sub>3</sub> позвонка (прямая и косые мышцы живота, подвздошно-поясничная мышца, мышца, выпрямляющая позвоночник) к квадрату роста пациента (м<sup>2</sup>). Пороговое значение СМИ L<sub>3</sub> для мужчин составляет 55 см<sup>2</sup>/м<sup>2</sup>, для женщин — 39 см<sup>2</sup>/м<sup>2</sup>, ниже порога — саркопения.

**2. Индекс поясничной мышцы (син.: ИПМ, psoas muscle index (PMI))** равный отношению площади поясничной мышцы ( $\text{см}^2$ ) на уровне тела  $L_3$  позвонка к квадрату роста пациента ( $\text{м}^2$ ). Пороговые значения ИПМ для саркопении: менее  $4,9 \text{ см}^2/\text{м}^2$  для мужчин и менее  $2,4 \text{ см}^2/\text{м}^2$  для женщин. ИПМ менее точен, по сравнению с СМИ, поскольку оценивает изолированно только поясничную мышцу.

**3. Средняя плотность мышц (син.: skeletal muscle density (SMD))** — средние значения КТ-плотности мышц. Средняя плотность мышц в норме: 30–100 ед. X., при жировой дегенерации мышц происходит снижение их плотности.

**4. Содержание внутримышечной жировой ткани (син.: СВЖТ, intramuscular adipose tissue content (IMAC))** — отношение КТ-плотности мышцы к КТ-плотности подкожно-жировой клетчатки. Чем выше значение СВЖТ, тем более выражена жировая инфильтрация мышц.

**5. Индекс JOHAS (Judgment of Objective Hyper-steatosis and Atrophy in Sarcopenia).** Индекс учитывает одновременно и площадь и качество (плотность) мышц. Индекс рассчитывается на аксиальном КТ-срезе на уровне  $L_4$  позвонка по формуле:

$$\text{JOHAS} = (\text{площадь подвздошно-поясничной мышцы и мышцы, выпрямляющей позвоночник} (\text{см}^2) / \text{рост пациента} (\text{см})) \times (\text{плотность мышц (ед. X.)}) + 108.$$

Пороговые значения 43 — для мужчин, 32 — для женщин. Индекс показал высокую чувствительность (до 77,2%), специфичность (до 83,6%) и значения площади под ROC-кривой (до 0,88) для диагностики саркопении.

### **Программное обеспечение для оценки саркопении**

Основной функционал имеющегося ПО заключается в автоматической сегментации и оконтуривании мышц на определенном уровне, вычислении площади и плотности в ед. X. (рис. 30). ПО может автоматически выбирать срез для сегментации, а может требовать вмешательства врача. Существует несколько программных решений для оценки мышц: sliceOmatic, OsiriX, ImageJ/Fiji, Mimics, CoreSlicer, SarcoMeas, 3D Slicer и др.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Количественная КТ является наиболее точной методикой оценки саркопении и характеристик скелетных мышц. Перспективным видится использование программ для



Рисунок 30. КТ органов брюшной полости, аксиальный срез на уровне L<sub>3</sub> позвонка. ПО для оценки саркопении, фиолетовым цветом выделены скелетные мышцы (прямая и косые мышцы живота, подвздошно-поясничная мышца, мышца, выпрямляющая позвоночник)

автоматического анализа КТ-изображений для оппортунистического скрининга КТ, выполненных по другим показаниям. Внедрение этих технологий в повседневную работу врача-рентгенолога и клинициста позволит перейти к индивидуальному подходу к каждому пациенту. Однако, до сих пор остается ряд не решенных вопросов по стандартизации методики, по популяционным исследованиям для определения референсных значений индексов для каждой из групп, по выбору клинической тактики: наблюдение/профилактика/лечение, нет четких временных критериев для оценки изменений в динамике.

## Литература

1. Ispoglou T, Ntow-Boahene C, Malkova D. Editorial: Preventing sarcopenia and promoting musculoskeletal health in middle-aged adults: the role of exercise and nutrition. *Front Sports Act Living*. 2025;7:1601326.
2. Huang WF, Chen YC, Lin YC, et al. Definition and diagnosis of sarcopenia: Asia-Pacific perspectives. *Osteoporos Sarcopenia*. 2025;11(Suppl 2):S2-S10.
3. Yonezawa Y, Aika K, Amano M, et al. Assessing sarcopenia: The JOHAS (Judgment of Objective Hyper-steatosis and Atrophy in Sarcopenia) index as a pragmatic surrogate for skeletal muscle index by bioimpedance analysis. *Clin Nutr*. 2025;47:169-176.

4. Viddeleer AR, Vedder IR, Dob R, Bokkers RPH. Objective comparison of commonly used computed tomography body composition analysis software. *Nutrition*. 2024;123:112421.
5. Kim JH, Lee JE, Park J, et al. Enhancing the Diagnosis of Sarcopenia Through Low-Dose Chest CT and Artificial Intelligence-Based Segmentation: Optimizing Resource Utilization in Healthcare. *J Korean Soc Radiol*. 2025;86(4):501-511.
6. Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J, et al. Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*. 2019;48(1):16-31.
7. Petermann-Rocha F, Balntzi V, Gray SR, et al. Global prevalence of sarcopenia and severe sarcopenia: a systematic review and meta-analysis. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*. 2022;13(1):86-99.
8. Bhardwaj M, Liang H, Sivaharan A, et al. Deep Learning-Assisted Detection of Sarcopenia in Cross-Sectional Computed Tomography Imaging. In: *Proceedings of the International Conference on Medical Image Computing*; 2025.
9. Bruyère O, Beaudart C, Ethgen O, Reginster JY, Locquet M. The health economics burden of sarcopenia: a systematic review. *Maturitas*. 2019;119:61-69.
10. Chen LK, Woo J, Assantachai P, et al. Asian Working Group for Sarcopenia: 2019 consensus update on sarcopenia diagnosis and treatment. *J Am Med Dir Assoc*. 2020;21(3):300-307.
11. Tandon P, Montano-Loza AJ, Lai JC, et al. Sarcopenia and frailty in decompensated cirrhosis. *J Hepatol*. 2021;75(Suppl 1):S147-S162.
12. Albano D, Messina C, Vitale J, Sconfienza LM. Imaging of sarcopenia: old evidence and new insights. *Eur Radiol*. 2020;30(4):2199-2208.
13. Teigen LM, Kuchnia AJ, Nagel E, et al. Impact of Software Selection and ImageJ Tutorial Corrigendum on Skeletal Muscle Measures at the Third Lumbar Vertebra on Computed Tomography Scans in Clinical Populations. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*. 2018;42(5):933-941.
14. Mullie L, Afilalo J. CoreSlicer: a web toolkit for analytic morphomics. *BMC Med Imaging*. 2019;19(1):15.
15. Ткачева ОН, Рунихина НК, Котовская ЮВ, и др. Саркопения: эпидемиология, диагностика, клиническое значение. *Российский журнал гериатрической медицины*. 2020;(1):7-15.
16. Арутюнов ГП, Драпкина ОМ, Кочетков АИ, и др. Диагностика и лечение саркопении у пациентов с хронической сердечной недостаточностью. *Кардиология*. 2021;61(7):82-91.
17. Engelke K, Chaudry O, Bartenschlager S, et al. Opportunistic screening for sarcopenia using CT: comparison of muscle measurements at different levels. *Eur Radiol*. 2022;32(5):3097-3106.

### **ГЛАВА 3. БУДУЩЕЕ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ. АВТОМАТИЧЕСКАЯ СЕГМЕНТАЦИЯ И АНАЛИЗ. РАДИОМИКА**

Компьютерная томография традиционно рассматривается как метод медицинской визуализации нормальной и вариативной анатомии и КТ-семиотики, которые отображаются на диагностических изображениях. Но в КТ-изображении «зашит» огромный массив цифровых данных, который может быть извлечен, рассчитан, обработан и интегрирован с другой, в том числе клинической информацией. Этот путь сопряжен с преодолением серьезных технических и математических препятствий в виде стандартизации протоколов сканирования, создания однородных обучающих массивов данных, нивелирования артефактов, сопоставления с клинической информацией и индексами стратификации клинических рисков, но, одновременно, открывает путь к персонализированной медицине.

#### **Автоматическая сегментация и анализ: от ручного труда к искусственному интеллекту**

Сегментация — процесс выделения на медицинских изображениях границ интересующих органов или патологических очагов. Сегментация является критически важным этапом почти для любого анализа диагностических изображений. Применительно для компьютерной томографии — сегментация основана на разности в единицах Хаунсфилда между различными тканями организма. Для части органов и систем сегментация на основе ед. X. менее тяжелая задача, например, сегментация воздушной паренхимы легких от мягкотканых структур грудной стенки, или отграничение высокоплотной «острой» внутримозговой гематомы от окружающего вещества головного мозга. Для части органов с почти одинаковой плотностью в ед. X. сегментация становится очень сложной задачей. Особенно, когда речь идет об автоматической сегментации без использования труда человека.

Ручное оконтуривание было первым методом сегментации и до сих пор остается основной методикой сбора данных для обучения систем искусственного интеллекта. Ручная сегментация

подвержена высокой меж- и внутрисследовательской вариабельности. Кроме того, этот процесс крайне трудоемок, высокозатратен с материальной точки зрения и малоэффективен при обработке больших массивов данных. Современные алгоритмы автоматической сегментации также могут требовать ручной корректировки контуров и проверки корректности данных, но все-же менее трудозатратны. Автоматическая сегментация и автоматическая морфометрия на современном этапе развития информационных технологий основаны на применении сверточных нейронных сетей и технологий искусственного интеллекта. Идеальным вариантом работы автоматической сегментации и морфометрии является автономная и точная сегментация и морфометрия, исключая «ручной» труд рентгенолога и предоставление врачу-специалисту морфометрической информации в удобной для восприятия форме.

В этом контексте необходимо рассмотреть понятие оппортунистического скрининга. Оппортунистический скрининг – выявление качественных и количественных параметров на диагностических изображениях при исследованиях, выполненных по другим клиническим показаниям. Автоматический оппортунистический скрининг расширяет возможности диагностических исследований путем анализа информации без непосредственного вовлечения врача-рентгенолога в диагностический процесс. Например, при выполнении с диагностической целью КТ органов грудной клетки для выявления пневмонии, при оппортунистическом скрининге можно получить количественные и качественные индексы коронарного кальция, составе атеросклеротических бляшек в коронарных артериях, паракардиальной жировой ткани и риске сердечно-сосудистых событий, минеральной плотности в L<sub>1</sub> поясничном позвонке и наличии/отсутствии остеопороза/остеопении, оценить объем мышечной ткани и выявить признаки саркопении. При проведении по клиническим показаниям КТ органов брюшной полости можно так же оценить наличие остеопороза по плотности поясничных позвонков, наличии жирового гепатоза и метаболического синдрома, признаках саркопении. Таким образом, посредством «фонового анализа» из результатов исследования «извлекаются» дополнительные данные о состоянии здоровья пациента.

Одной из перспективных методов анализа диагностических изображений является **радиомика**. Радиомика — это метод извлечения скрытых количественных признаков из изображений с последующим их анализом для выявления взаимодействий между ними в изображении. Основная гипотеза радиомики заключается в том, что микроскопические процессы на клеточном и генетическом уровнях находят свое отражение в макроскопической текстуре, форме и интенсивности сигнала на изображении, взаимодействии пикселей в изображении.

Процесс **радиомического анализа** включает несколько этапов:

1. Получение изображений и стандартизация. Вариабельность протоколов сканирования и реконструкции между разными томографами может вносить существенные вариации в радиомические признаки. Поэтому перед выделением радиомических признаков необходима предварительная гармонизация данных.

2. Выделение и сегментация области интереса.

3. Извлечение и отбор признаков. Из сегментированных областей извлекаются сотни и тысячи **радиомических признаков**. Радиомические признаки — это количественные метрики, описывающие закономерности распределения интенсивности пикселей (вокселей) и их взаимосвязи в пределах области интереса на медицинском изображении.

Признаки классифицируются на:

1. Морфологические признаки — характеризуют форму и объем очага. Для врачей-рентгенологов это хорошо известные признаки, которые отражаются в протоколах описаний лучевых методов исследования. Это — размер, объем, форма, площадь поверхности, контуры.

2. Признаки первого порядка (first-order statistics) — описывают распределение значений пикселей в ед.  $X$ , без учета их пространственного расположения. Признаки отражают общую плотность ткани (среднее, медиана, эксцесс, асимметрия, дисперсия, энтропия).

3. Признаки второго и высшего порядка (признаки текстуры) — описывают пространственные взаимоотношения между пикселями. Именно эти признаки описывают текстуру ткани,

не видимую глазу. Признаки отражают частоту встречаемости пары пикселей с определенными значениями ед. X. на заданном расстоянии друг от друга (GLCM (Gray-Level Co-occurrence Matrix)); описывают длину серий пикселей с одинаковым значением ед. X. (GLRLM (Gray-Level Run Length Matrix)); описывают зоны пикселей с одинаковым уровнем серого (GLSZM (Gray-Level Size Zone Matrix)).

Радиомика показывает многообещающие результаты в оценке текстуры различных тканей и органов. Однако, главным барьером на пути к широкому клиническому внедрению остается недостаточная стандартизация и воспроизводимость результатов.

Формат 60x90/16, объем 5,5 усл. печ. л.  
Бумага 80 г/м<sup>2</sup>. Офсетная. Гарнитура Times New Roman.  
Тираж 1000 Заказ № 24-2026-мбу  
Отпечатано в типографии ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России  
123098, Москва, ул. Живописная, 46  
Тел. +7 (499) 190-93-90  
rcdm@mail.ru, lochin59@mail.ru  
www.fmbafmbc.ru

