

ФГБУ «НИИ онкологии им. Н.Н. Петрова»
Министерства Здравоохранения Российской Федерации

На правах рукописи

Буровик
Илья Александрович

**ОПТИМИЗАЦИЯ СПИРАЛЬНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ
ПРИ ОЦЕНКЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ КОНСЕРВАТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ
ОНКОЛОГИЧЕСКИХ БОЛЬНЫХ**

14.01.12 - Онкология

14.01.13 - Лучевая диагностика, лучевая терапия

Диссертация на соискание учёной степени
кандидата медицинских наук

Научные руководители:
доктор медицинских наук
Кулева Светлана Александровна,
доктор медицинских наук
Мищенко Андрей Владимирович

Санкт-Петербург – 2017

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	5
ВВЕДЕНИЕ.....	6
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННЫЕ ТЕНДЕНЦИИ РАЗВИТИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ И ЕЁ ПРИМЕНЕНИЯ ПРИ МОНИТОРИНГЕ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ.....	12
1.1. Методы исследования, использующие ионизирующее излучение, и канцерогенный эффект.....	12
1.1.1. Медицинское ионизирующее излучение.....	12
1.1.2. Лучевое воздействие при компьютерной томографии.....	15
1.2. Способы снижения лучевой нагрузки при КТ.....	20
1.2.1. Обоснованность исследования.....	21
1.2.2. Оптимизация исследования.....	22
1.2.2.1. Длина области исследования и питч-фактор.....	22
1.2.2.2. Пиковое напряжение.....	23
1.2.2.3. Сила тока.....	24
1.2.3. Итеративная реконструкция и метод обратного проецирования с фильтрацией.....	26
1.2.4. КТ с двумя источниками излучения.....	27
1.2.5. Защитные экраны.....	27
1.3. Особенности применения КТ в онкологии.....	29
1.3.1. Обследование органов живота.....	29
1.3.2. Обследование органов груди.....	33
Глава 2. ХАРАКТЕРИСТИКА КЛИНИЧЕСКОГО МАТЕРИАЛА, МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	37
2.1. Общая характеристика обследованных пациентов.....	37
2.1.1. Характеристика больных при разработке методики одномоментного венозно-артериального сканирования.....	37
2.1.2. Характеристика пациентов при определении КТ-семиотики опухолевых поражений печени.....	40

2.1.3. Характеристика больных раком молочной железы.....	42
2.2. Методика обследования пациентов.....	45
2.2.1. Двухфазная компьютерная томография.....	46
2.2.2. Компьютерная томография по методике одномоментного венозно-артериального МСКТ-сканирования.....	48
2.2.2.1 Одномоментное венозно-артериальное МСКТ-сканирование при определении эффективности визуализации рака молочной железы.....	50
2.3 Методика оценки полученных данных.....	50
2.4 Статистическая обработка данных.....	53
Глава 3. ХАРАКТЕРИСТИКА КОНТРАСТНОГО УСИЛЕНИЯ ПАРЕНХИМАТОЗНЫХ ОРГАНОВ И СОСУДОВ ЖИВОТА ПРИ ОДНОМОМЕНТНОМ ДВУХФАЗНОМ СКАНИРОВАНИИ.....	56
3.1. Характеристика контрастного усиления брюшной аорты.....	56
3.2. Характеристика контрастного усиления воротной вены.....	58
3.3. Характеристика контрастного усиления паренхимы печени.....	61
3.4. Характеристика контрастного усиления паренхимы селезенки.....	63
3.5. Характеристика контрастного усиления паренхимы почек.....	64
3.6. Характеристика контрастного усиления паренхимы поджелудочной железы.....	67
Глава 4. ЛУЧЕВАЯ НАГРУЗКА ПРИ ВЕНОЗНО-АРТЕРИАЛЬНОМ МСКТ-СКАНИРОВАНИИ.....	70
Глава 5. МСКТ-СЕМИОТИКА ОПУХОЛЕВЫХ ПОРАЖЕНИЙ ПЕЧЕНИ ПРИ ВЕНОЗНО-АРТЕРИАЛЬНОМ СКАНИРОВАНИИ.....	76
5.1. Метастазы.....	77
5.2. Кисты и липомы.....	87
5.3. Гемангиомы.....	92
5.4. Гепато-целлюлярный рак.....	95
5.5. Фокальная нодулярная гиперплазия.....	99
5.6. Послеоперационные изменения.....	101

Глава 6. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ВЕНОЗНО-АРТЕРИАЛЬНОГО МСКТ-СКАНИРОВАНИЯ ОБЛАСТИ ГРУДИ ПРИ РАКЕ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ.....	105
6.1. Характеристика контрастного усиления карциномы молочной железы при многофазной МСКТ.....	105
6.2. Характеристика контрастного усиления легочного ствола при многофазной МСКТ.....	106
6.3. Характеристика контрастного усиления грудного отдела аорты при многофазной МСКТ.....	107
Глава 7. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ .	113
ВЫВОДЫ	123
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	124
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	125

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АФ	артериальная фаза
ВАС	венозно-артериальное сканирование
ВАФ	венозно-артериальная фаза
ГЦР	гепатоцеллюлярный рак
КТ	компьютерная томография
МРТ	магнитно-резонансная томография
МСКТ	мультиспиральная компьютерная томография
НФ	нативная фаза
ПФ	портальная фаза
РЧА	Радиочастотная абляция
ТЭЛА	тромбоэмболия легочной артерии
УЗИ	ультразвуковое исследование
ФНГ	фокальная нодулярная гиперплазия
ЭКГ	электрокардиографический
CTDI	(Computed Tomography Dose Index) – компьютерно-томографический индекс дозы
DLP	(Dose Length Product) – произведение дозы на длину
ICRP	International Committee on Radiological Protection – Международный комитет радиационной защиты
М	(mean) среднее значение
Me	(mediana) медиана
RECIST	(Response Evaluation Criteria in Solid Tumors) – критерии оценки ответа в солидных опухолях
ROI	(region of interest) - область интереса
HU	(Hounsfield Units) – единицы Хаунсфилда

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность проблемы

На протяжении последних 20 лет ежегодный прирост количества проводимых исследований методом компьютерной томографии (КТ) составляет в среднем 10% [119]. Так, если в 1998 г. КТ обуславливало 40% общей коллективной дозы при медицинских лучевых исследованиях, то к 2010 г. эта величина достигла 68% [69].

При динамическом наблюдении онкологических больных число проводимых КТ достигает 2-6 в год. Обусловленная диагностическим ионизирующим излучением лучевая нагрузка повышает риск развития радиоиндуцированных злокачественных новообразований [151]. По этой причине актуальным представляется поиск новых подходов к проведению исследования у данной группы пациентов.

При сканировании органов брюшной полости проводится, как правило, многофазная мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ), позволяющая оценить как количество и размеры новообразований, так и их взаимоотношение с органами и крупными сосудами [19]. При повторных исследованиях в большинстве случаев целесообразно исключить нативную (НФ) и отсроченную фазы сканирования, так как они крайне редко дают дополнительную информацию при определении динамики заболевания [72]. Однако даже при двухфазной КТ брюшной полости эффективная доза в среднем составляет 20 мЗв, что эквивалентно суммарной эффективной дозе 1500 обзорных рентгенографий груди [104].

Как правило, при исследовании органов грудной клетки применяется сканирование в артериальную фазу (АФ) контрастирования, позволяющее установить распространенность опухолевого процесса и исключить такое грозное осложнение, как тромбоэмболия легочной артерии. При этом известно, что

некоторые злокачественные новообразования, в том числе опухоли молочной железы лучше визуализируются не в течение первых десятков секунд после введения контрастного вещества, когда выполняется КТ-сканирование в АФ, а отсрочено, на более поздних секундах от начала исследования [47, 84]. Высокую эффективность в диагностике первичного рака молочной железы и местного рецидива опухоли показала КТ-маммография с внутривенным контрастированием. При этом отмечается целесообразность сканирования в венозную фазу исследования, что, однако, неизбежно приводит к увеличению дозы облучения [1, 2].

Степень разработанности темы исследования

В настоящее время основное направление работ, посвященных снижению дозы облучения при КТ, сосредоточено на вопросах совершенствования аппаратной составляющей исследования и программ постпроцессинговой обработки данных. Также международные организации и исследовательские группы проводят изыскания по выработке подходов к оптимизации применяемых протоколов сканирования [40, 116]. Однако, с учетом высоких требований к качеству изображения при проведении КТ онкологических больным лучевая нагрузка остается высокой. Актуальность мер, направленных на снижение дозы облучения, а также минимизацию риска отдалённых осложнений, стимулирует к поиску новых подходов к проведению КТ с болюсным контрастным усилением пациентам с онкопатологией при сохранности информационной составляющей.

Всё вышеизложенное позволяет обосновать цель и задачи исследования.

Цель настоящей работы заключалась в разработке нового подхода к проведению МСКТ при оценке эффективности консервативной терапии онкологических больных.

Для достижения поставленной цели были определены следующие **задачи**:

1. Разработать методику одномоментного бифазного венозно-артериального МСКТ-сканирования с внутривенным болюсным контрастным усилением и определить характеристики контрастного усиления отдельных органов и крупных сосудов брюшной полости.

2. Оценить величины лучевой нагрузки при проведении венозно-артериального МСКТ-сканирования и классической двухфазной МСКТ.

3. Определить МСКТ-семиотику наиболее часто встречающихся очаговых поражений печени при использовании венозно-артериального МСКТ-сканирования.

4. Установить диагностическое преимущество МСКТ с одномоментным бифазным венозно-артериальным контрастированием в исследовании пациентов со злокачественными опухолями молочной железы по сравнению со стандартной методикой МСКТ с контрастным усилением.

Научная новизна

1. Впервые разработана и апробирована на большом клиническом материале методика одномоментного бифазного венозно-артериального МСКТ-сканирования с внутривенным болюсным контрастным усилением у онкологических больных, проходящих консервативное лечение, позволяющая получить диагностическую информацию, сопоставимую с таковой при двухфазном исследовании при существенном снижении лучевой нагрузки.

2. Впервые определены особенности визуализации очаговых образований печени при проведении венозно-артериального МСКТ-сканирования.

3. Доказано преимущество визуализации рака молочной железы при одномоментном бифазном венозно-артериальном сканировании по сравнению с МСКТ в артериальную фазу контрастирования с сохранением целевых величин контрастного усиления легочного ствола и аорты.

Практическая значимость

1. Использование венозно-артериального протокола сканирования способствует снижению дозы облучения при КТ, получаемой пациентом, почти в 2 раза.

2. Разработана МСКТ-семиотика наиболее часто встречающихся очаговых образований печени при использовании бифазного МСКТ-сканирования, что повышает эффективность их дифференциальной диагностики.

3. Особенность чёткой визуализации очага в печени на фоне контрастированных вен портальной системы и артерий создает более благоприятные условия для планирования хирургических, абляционных и эндоваскулярных вмешательств.

4. Метод венозно-артериального МСКТ-сканирования способствует улучшению визуализации злокачественных новообразований молочной железы, что позволяет эффективно проводить оценку ответа опухоли на консервативную терапию и может помочь в более ранней диагностике местного рецидива опухоли.

5. Уменьшение числа фаз сканирования при проведении МСКТ создаёт условия для сохранения ресурса рентгеновской трубки томографа и, таким образом, может повысить эффективность его использования.

Методология и методы исследования

Методология исследования основана на теоретических и практических сведениях отечественной и иностранной литературы в области лучевой диагностики. Применялись методы научного познания, базирующегося на принципах доказательной медицины. Диссертационное исследование проводилось в несколько этапов. На первом этапе была изучена доступная отечественная и зарубежная литература, посвящённая данной проблеме, была теоретически обоснована и разработана методика венозно-артериального МСКТ-сканирования, далее был составлен дизайн исследования. На втором этапе были произведены отбор пациентов и апробация предлагаемой методики. На третьем

этапе были изучены частные вопросы эффективности методики при диагностике отдельных опухолевых поражений. Четвертый этап включал в себя анализ полученных данных с применением статистических методов.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Методика одномоментного бифазного венозно-артериального МСКТ-сканирования может быть применена как альтернатива двухфазному исследованию в процессе динамического наблюдения за онкологическими больными.

2. Предлагаемая методика обеспечивает значительное снижение дозы облучения по сравнению со стандартным двухфазным исследованием брюшной полости как отдельно, так и в сочетании с соседними анатомическими областями.

3. Очаговые образования печени могут быть выявлены в венозно-артериальную фазу контрастирования и обладают специфической КТ-картиной.

4. МСКТ по методике одномоментного бифазного венозно-артериального сканирования обеспечивает более эффективную визуализацию рака молочной железы по сравнению с МСКТ в артериальную фазу контрастирования.

Степень достоверности и апробация результатов

О достоверности результатов свидетельствуют достаточное число наблюдений, выбранных в соответствии с целью и задачами исследования, а также использование адекватных статистических методов анализа данных.

Основные результаты работы были представлены на Невском радиологическом форуме (4-6 апреля 2014 г., СПб), Петербургском онкологическом форуме «Белые ночи» (8-11 июня 2015 г., СПб), научно-практической конференции "Современные технологии функциональной и ультразвуковой диагностики в клинической медицине" (27-29 апреля 2015 г., СПб), VI-й практической конференции «Стандарты лучевой диагностики в онкологии» (9 декабря 2015 г., Москва), заседании Санкт-Петербургского радиологического общества (12 января 2016г., СПб), Европейском конгрессе

радиологии (European Congress of Radiology) (2-6 марта 2016 г., 1-5 марта 2017 г., Вена), конкурсе научных работ молодых ученых России (23 марта 2016 г., СПб), Конгрессе Российской ассоциации радиологов (7-9 ноября 2016 г., Москва). Материалы диссертации доложены на научно-практических конференциях отделения лучевой диагностики ФГБУ «НИИ онкологии им. Н.Н. Петрова» Минздрава России.

ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННЫЕ ТЕНДЕНЦИИ РАЗВИТИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ И ЕЁ ПРИМЕНЕНИЯ ПРИ МОНИТОРИНГЕ ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

1.1. Методы исследования, использующие ионизирующее излучение, и канцерогенный эффект

1.1.1. Медицинское ионизирующее излучение

С момента открытия радиоактивности и рентгеновского излучения во второй половине 19 века последовавшие за этим технологические достижения кардинальным образом изменили облик современной диагностики в медицине. В то же время, уже через несколько лет после начала использования рентгеновских аппаратов у врачей и других работников, имеющих контакт с излучением, наблюдалось развитие радиоиндуцированных лейкозов, дерматитов, рака кожи, катаракты и других заболеваний [58, 138, 145, 83]. Несмотря на создание рекомендаций о необходимости ограничения лучевого воздействия на пациентов и персонал, прошло 25 лет до введения этих положений в рутинную практику [159]. С развитием способов измерения дозы излучения и создания методов радиационной защиты возникновение случаев радиоиндуцированного рака кожи и рака молочной железы у медицинских работников, часто наблюдаемых до 1950 г., более не отмечалось [65, 105].

Среди всех видов источников ионизирующего излучения медицинские аппараты обуславливают основную часть суммарной дозы, поглощаемой населением [5]. Во многом это связано с появлением новых, высокоинформативных, но в то же время дозообразующих методов рентгенорадиологических исследований [7].

Медицинское облучение имеет целый ряд особенностей, определяющих его действие: оно характеризуется высокой мощностью дозы излучения, на несколько порядков превышающей природное облучение; направлено на больной или ослабленный организм; является неравномерным, воздействуя, в основном, на одни и те же органы, в том числе радиочувствительные [16].

Согласно современной концепции биологического действия ионизирующего излучения любая сколь угодно малая доза увеличивает риск возникновения стохастических (генетических, канцерогенных и т.д.) эффектов, которые могут проявиться по прошествии многих лет после облучения [10].

Наибольшее число данных о развитии онкологических заболеваний под влиянием ионизирующего излучения было получено в результате наблюдения за выжившими после атомной бомбардировки Японии и при динамическом наблюдении онкологических больных, получавших лучевую терапию [128, 129, 130, 139, 156]. Согласно результатам различных исследований, выявлялась линейная зависимость между дозой облучения и вероятностью возникновения большинства солидных опухолей у лиц, находившихся в зоне ядерного поражения [128, 129, 130, 135]. Канцерогенный эффект радиации проявляется по прошествии минимального латентного периода, составляющего у взрослых от 2 до 10 лет для разных видов рака, при дозе в соответствующих органах и тканях около 100 мГр и более [11]. Было установлено, что развитию лейкозов предшествовал наименьший латентный период (2-5 лет), в то же время, риск возникновения радиоиндуцированных солидных опухолей сохранялся на протяжении всей жизни представителей оцениваемой группы.

При проведении лучевой терапии общие дозы облучения пациентов сопоставимы с дозами облучения, полученными большей частью населения, находившегося в зоне ядерного поражения при бомбардировках Японии. Однако, если при лучевой терапии используется высоко сфокусированное облучение конкретной зоны интереса, при котором происходит гибель большинства

находящихся в ней опухолевых клеток, то при пребывании в зоне ядерного поражения воздействию радиации подвергается весь организм, при этом непосредственных некробиотических изменений в тканях не развивается, но происходит увеличение мутагенной активности [139]. В связи с этим одним из принципов проведения лучевой терапии является стремление к минимизации рассеянного излучения [143]. Работники промышленных предприятий, имеющие контакт с источниками радиоактивного излучения, также попадают в группу риска развития онкологических заболеваний. Так, по данным С.Р. Muirhead с соавт. (2009 г.) и Е. Cardis с соавт. (2007 г.) вероятность возможной смерти от лейкозов у них превосходит таковую среди выживших после атомных бомбардировок [117, 39]. Также в этой группе наблюдалось повышение заболеваемости большинством видов солидных злокачественных опухолей, особенно раком лёгких.

По данным большинства исследователей в этой области тенденция к увеличению лучевого воздействия является серьезным фактором риска развития радиоиндуцированных злокачественных опухолей [26, 29, 30, 32, 35, 36, 39, 59, 61, 62, 70, 88, 94, 109, 115, 117, 125, 140, 151, 152]. Основываясь на эпидемиологических данных, международная мультидисциплинарная группа экспертов пришла к выводу, что низкие дозы рентгеновского и гамма-излучения достоверно повышают риск возникновения злокачественных новообразований при однократном воздействии в дозе 10-50 мЗв и при длительном воздействии в дозе 50-100 мЗв [31].

Наибольшему онкологическому риску развития при лучевом воздействии подвержены дети [33]. Так, по данным исследователей при проведении КТ брюшной полости и головы на односрезовом томографе детям в возрасте одного года риск развития радиоиндуцированного злокачественного онкологического заболевания составляет 0,11% и 0,055% соответственно [33]. В работах В. Huang с соавт. (2009 г.) и S.T. Feng с соавт. (2010 г.) было показано, что при низкодозовом

сканировании органов грудной клетки на 16-срезовом томографе у детей в возрасте 5 лет величина соответствующего риска равняется 0,06%, а при проведении КТ-ангиографии с электрокардиографической (ЭКГ) синхронизацией в зависимости от сердечного ритма частота возникновения опухолей у мальчиков варьируется в диапазоне 1 на 300-715 наблюдений, у девочек – 1 на 120-230 [55, 77]. В целом, у детей высок риск развития обусловленных излучением рака щитовидной железы, молочной железы, лейкозов, злокачественных опухолей головного мозга и кожи (кроме меланомы) [55, 91].

У взрослых пациентов на сегодняшний день подтверждена причинно-следственная связь между медицинским ионизирующим излучением и развитием некоторых онкологических заболеваний, среди которых рак молочной железы и хронический миелолейкоз [76, 131]. R. Smith-Bindman с соавт. (2009 г.) в своем исследовании показали, что у 1 из 150 женщин, подвергшихся в возрасте 20 лет КТ-ангиографии с ЭКГ-синхронизацией, возникнет радиоиндуцированный рак (при исследовании пациентов в возрасте 40 лет риск онкологического заболевания снижается в половину, а в возрасте 60 лет – на 2/3) [151]. По данным W. Huda с соавт. (2009 г.) величина риска развития рака у взрослых пациентов после КТ-ангиографии с ЭКГ-синхронизацией составляет 0,065% (примерно 1 на 1500) и 0,17% (примерно 1 на 600) для мужчин и женщин соответственно, причем 3/4 в структуре заболеваемости занимает рак легких [78].

В целом, по мнению некоторых авторов, величина радиоиндуцированных новообразований может достигать 1% от общей онкологической заболеваемости [27]. Во многом столь значительный показатель связан с лучевым воздействием на пациентов детского возраста.

1.1.2. Лучевое воздействие при компьютерной томографии

При выполнении различных лучевых диагностических исследований пациенты подвергаются рассеянному рентгеновскому излучению. Однако,

лидирующую позицию по вкладу в коллективную дозу облучения занимает КТ. С момента внедрения КТ в медицинскую практику в 1973 г. объем выполняемых томографических исследований продолжает неуклонно нарастать [75, 67, 146, 157]. Томографы последних поколений значительно усовершенствованы по сравнению со своими предшественниками. Современные мультиспиральные компьютерные томографы обладают высокой скоростью вращения трубки, толщиной среза менее миллиметра, большим количеством детекторов (до 320 и более), возможностью построения детализированных объемных реконструкций благодаря высокому пространственному разрешению и низкой величине двигательных артефактов за счет быстрой скорости сканирования, широкой зоной покрытия до 16 см за один оборот рентгеновской трубки.

Возможность ранней диагностики заболеваний, снижение количества необоснованных госпитализации, относительно невысокая стоимость и широкая доступность делают КТ методом выбора для диагностики большого спектра различных заболеваний [97, 132, 141]. При этом, несмотря на относительно низкую частоту использования метода по сравнению с рентгенографией и флюорографией, КТ выходит на первое место по величине получаемой пациентами лучевой нагрузки [69]. При суммарной количественной оценке всех видов излучения, как природного, так и антропогенного, доза облучения, вызываемая КТ, достигает 24%. На 2008 г. общее количество выполняемых в мире исследований составляло 221 миллион, в то время как в период с 1980г. по 1982г. было проведено всего 3,3 миллиона томографий [34, 119]. Также рост коллективной дозы при КТ обуславливается отчасти одновременным исследованием нескольких смежных областей (грудь – живот, грудь – живот – таз, живот – таз) [69].

Согласно Методическим указаниям по «Контролю эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований» распределение поглощенной дозы рентгеновского излучения в

теле пациента при проведении медицинского исследования методом КТ существенно отличается от такового при использовании традиционных методов рентгенографии или рентгеноскопии [12]. В случае КТ распределение поглощенной дозы в исследуемом объеме более однородно за счет ротационной геометрии облучения. Перепад дозы от края к центру облучаемого объема (для средних размеров тела человека) составляет 2-3 раза, в то время как для традиционных методов рентгенографии или рентгеноскопии перепад дозы в передне-задней геометрии облучения пациента в 5-10 раз больше.

Общепринято в качестве основных дозиметрических показателей при проведении КТ использовать следующие:

- Компьютерно-томографический индекс дозы (Computed Tomography Dose Index, далее – CTDI) – интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки, нормализованный к ширине рентгеновского луча. Показатель служит мерой поглощенной дозы излучения за один оборот рентгеновской трубки. Он является единственным непосредственно измеряемым дозиметрическим параметром при КТ. Единица измерения – мГр. Величина CTDI определяется техническими параметрами протокола КТ-исследования (сила тока и напряжение в рентгеновской трубке, время ротации, коллимация среза), конструктивными особенностями сканера (геометрическая эффективность детектора, фильтрация рентгеновского излучения) и не зависит от характеристик пациента.
- Произведение дозы на длину (Dose Length Product, далее – DLP) является мерой поглощенной дозы излучения за все КТ-исследование с учетом длины сканируемой области и количества сканирований. Этот показатель представляет собой производный расчетный параметр от CTDI. Единица измерения – мГр·см.

- Эффективная доза является производным параметром от значения DLP.

Для расчета эффективной дозы используется следующая формула:

$$E = \sum DLP_i \times e_{DLP}^i, \text{ мЗв}$$

где: DLP_i – произведение дозы на длину за i -тое сканирование, мГр·см;
 e_{DLP}^i – дозовый коэффициент для i -той анатомической области, мЗв/(мГр·см).

Изменение значения коэффициента e_{DLP}^i в зависимости от области исследования обусловлено распределением радиочувствительных органов в теле человека. Значения коэффициента e_{DLP}^i для взрослых пациентов представлены в таблице 1.

Таблица 1

Значения дозового коэффициента e_{DLP}^i в зависимости от области исследования для взрослых пациентов

Область исследования	Значение дозового коэффициента, $e_{DLP}^i, \text{ мЗв}/(\text{мГр}\cdot\text{см})$
Голова	0,0023
Шея	0,0054
Грудь	0,017
Брюшная полость	0,015
Малый таз	0,019

Как видно из представленных в таблице 1 данных, коэффициент e_{DLP}^i имеет наибольшие значения при исследовании груди, брюшной полости и таза, которые являются наиболее интересующими при обследовании пациентов онкозаболеваниями.

Если сканированию во время КТ-исследования подвергалась только одна из частей тела, то расчет эффективной дозы упрощается:

$$E = DLP \times e_{DLP}, \text{ мЗв}$$

где: e_{DLP} – дозовый коэффициент для соответствующей анатомической области мЗв/(мГр·см).

В зависимости от области исследования средние значения эффективной дозы облучения при одном сканировании варьируются от 2 до 15 мЗв (при сканировании головы - 2 мЗв, грудной клетки - 10 мЗв, брюшной полости - 10 мЗв, таза - 7 мЗв, брюшной полости–таза - 15 мЗв) [120]. В целом же, по данным разных авторов при сканировании головы эффективная доза облучения может составить от 0,9 до 4 мЗв, при исследовании грудной клетки – 4-18 мЗв, живота – 3,5-25 мЗв, таза – 3,3-10 мЗв [21, 45, 114].

По результатам анализа F.A. Mettler с соавт. (2000 г.) 30% пациентам, проходившим КТ, выполнялось не менее 3 сканирований, 7% – не менее 5, 4% – не менее 9 сканирований [113]. В исследовании A. Sodickson с соавт. (2009 г.) было показано, что 33% пациентов с различными заболеваниями подвергаются 5 и более КТ в течение жизни, 5% проходят исследование от 22 до 132 раз [152]. У 15% больных суммарная доза облучения превышает 100 мЗв, а у 4% колеблется в пределах 250-1375 мЗв. По мнению авторов, изучавших применение КТ при разных заболеваниях, многократное проведение исследований у одного пациента сопряжено со значительной лучевой нагрузкой, что может явиться причиной развития новообразований [52, 108, 124, 126].

Таким образом, исходя из имеющихся литературных данных, следует заключить, что при медицинском ионизирующем излучении доказанным является факт развития радиоиндуцированных злокачественных новообразований. Сложившаяся тенденция, направленная на увеличение объема выполняемых диагностических методов исследования, повышает риск возникновения ряда онкологических заболеваний. КТ занимает ведущую позицию по величине дозы облучения среди других лучевых методов диагностики, при этом число томографических исследований продолжает неуклонно нарастать.

1.2. Способы снижения лучевой нагрузки при КТ

Общепризнано, что именно лучевая диагностика располагает наибольшими резервами оправданного снижения индивидуальных, коллективных и популяционных доз облучения [16]. Национальные и международные организации и исследовательские группы проводят работы по выработке подходов к снижению дозы облучения при КТ и оптимизации применяемых протоколов сканирования [25, 40, 54, 80, 81, 106, 116, 127, 134]. По мнению J.E. Aldrich с соавт. (2006 г.) обоснование, оптимизация методологии исследования и определение референсных значений дозы облучения при КТ, особенно у детей, являются наиболее важными задачами [24]. При проведении одного и того же по объему исследования в различных медицинских учреждениях величина лучевой нагрузки может отличаться в несколько раз как при использовании разных аппаратов, так и при выполнении сканирования на одинаковых мультисрезовых томографах [71, 92]. По данным разных авторов отличия в дозе облучения обусловлены типом томографа и его производителем, параметрами сканирования (keV, mAs), а также разницей в выборе длины области сканирования, скорости вращения рентгеновской трубки, значений шага и коллимации, весом пациентов и другими факторами [96, 111].

В качестве основы для решения проблемы различий подходов к проведению сканирования в 1999 г. Европейской Комиссией были разработаны стандарты проведения КТ в форме критериев качества изображений и диагностических референсных уровней [54]. Позднее были изданы европейские рекомендации к проведению КТ у взрослых и детей, определяющие требования к качеству изображения, допустимой лучевой нагрузке и процедуре дозиметрии, также затрагивающие такие современные направления, как КТ-ангиография, виртуальная колоноскопия, КТ мочевых органов и интервенционные

вмешательства под КТ контролем [44]. Схожий по своим задачам документ был издан Международным комитетом радиационной защиты в 2007 г. [82].

В основе стратегии, направленной на снижение лучевой нагрузки, лежат принципы обоснованности объема исследования и оптимизация методологии его выполнения [22, 82].

1.2.1. Обоснованность исследования

Обоснованность подразумевает, что специалист, выполняющий исследование, сопряженное с ионизирующим излучением, считает его проведением строго необходимым и что, по его мнению, диагностическая польза процедуры превосходит потенциальный вред лучевого воздействия. Если в конкретном случае потенциальная диагностическая ценность альтернативных методов исследования, не сопряженных с лучевым воздействием (таких как ультразвуковое исследование (УЗИ) и магнитно-резонансная томография (МРТ)), сопоставима с КТ, то от выполнения КТ-сканирования целесообразно воздержаться [48, 78].

Однако, отсутствие четких стандартов при первичной диагностике и мониторинге различных заболеваний во многом затрудняет для врача-рентгенолога реализацию принципа обоснованности. В то же время, как было показано в ряде исследований, врачи-клиницисты не всегда достаточно ориентированы в возможностях различных модальностей и лучевом воздействии при их применении [95, 98, 155]. В связи с этим представляется важным взаимодействие врачей-рентгенологов и врачей-клиницистов для определения целей исследования, что позволит подобрать наиболее оптимальные способ и объем проведения исследования [104].

1.2.2. Оптимизация исследования

Принцип оптимизации предполагает, что способ проведения исследования обеспечивает достаточную диагностическую информативность получаемых данных в условиях минимизации дозы облучения. Оптимизация требует адекватного выбора параметров и протокола исследования, позволяющих уменьшить дозу облучения настолько, насколько это возможно.

1.2.2.1. Длина области исследования и питч-фактор

Ключевыми параметрами, в рутинной практике определяющими лучевую нагрузку при КТ, являются длина области исследования и величина питч-фактора (helical pitch) [42]. При разметке области исследования верхняя и нижняя границы часто определяются необоснованно, что приводит к значительному увеличению лучевой нагрузки. Так, в работе J. Campbell с соавт. (2005 г.) было показано, что в крупном медицинском учреждении при последовательных исследованиях грудной клетки с интервалом не более 2 недель в зону сканирования в обоих случаях попадали нижние отделы шеи и поддиафрагмальная область, лежащие вне зоны интереса, что приводило к необоснованному увеличению дозы облучения [38].

Питч-фактор – это величина, равная отношению длины смещения стола за один оборот рентгеновской трубки к коллимации [17]. Увеличение скорости движения стола и коллимации пучка рентгеновского излучения повышают значение питч-фактора, что приводит к снижению времени и дозы облучения. Однако в то же время, увеличение питч-фактора сопровождается ростом отношения показателя «сигнал-шум» и снижает пространственное разрешение получаемого изображения [86]. В связи с этим большинство современных мультиспиральных компьютерных томографов оснащены протоколами с предустановленными параметрами питч-фактора, что оптимизирует дозу и значение показателя «сигнал-шум» для каждой области исследования.

1.2.2.2. Пиковое напряжение

Другими факторами, влияющими на дозу ионизирующего облучения, являются параметры работы рентгеновской трубки: энергия рентгеновского пучка, напряжение и пиковое напряжение. Коррекция данных параметров обоснована у пациентов с низким индексом массы тела и при использовании йод-содержащих контрастных препаратов. Так, в исследовании В. Wintersperger с соавт. (2005 г.) было показано, что контрастированные сосуды лучше визуализируются при низких значениях пикового напряжения [160]. В работах разных авторов были получены сходные результаты об эффективности диагностики ТЭЛА при сканировании с низкими значениями пикового напряжения (80 и 100 keV) [144, 154]. Согласно исследованию С. Schueller-Weidekamm с соавт. (2006 г.), снижение пикового напряжения на рентгеновской трубке до 100 keV не оказывает отрицательного влияния на определение наличия внутрисосудистых дефектов контрастирования [144]. Авторы пришли к выводу, что «шум» при сканировании грудной клетки с напряжением 100 keV существенно не снижает качество изображения, благодаря низкому ослаблению рентгеновского пучка пневматизированной легочной тканью, что позволяет провести полноценную оценку области сканирования.

Учитывая тот факт, что эффективная доза облучения прямо пропорциональна квадрату величины напряжения на рентгеновской трубке, относительно небольшое снижение напряжения позволяет значительно редуцировать дозу [66]. Было показано, что уменьшение пикового напряжения со 140 до 100 keV снижает величину лучевой нагрузки на пациента в 2 раза [96]. В то же время, большинство компьютерных томографов имеют ступенчатую регулировку пикового напряжения (80, 100, 120 или 140 keV), что не всегда дает возможность подбора оптимальных параметров для сканирования.

Однако, если при исследовании грудной клетки существует возможность получения приемлемого по качеству изображения при сканировании с

относительно низким напряжением, то исследование других областей тела с аналогичными параметрами сопровождается значительным уменьшением соотношения «сигнал-шум» и контрастности тканей, что накладывает ограничения на использование такого подхода [87].

1.2.2.3. Сила тока

Коррекция величины силы тока на рентгеновской трубке является еще одним способом изменения дозы облучения. В томографах последних поколений эта задача реализуется за счет встроенных программ автоматической модуляции. В основе данных программ лежит запрограммированное изменение величины силы тока в зависимости от степени ослабления интенсивности рентгеновского пучка тканями организма. Как результат, области тела человека, для адекватной визуализации которых достаточно более низкой величины силы тока, получают меньшую лучевую нагрузку, что обеспечивает снижение суммарной эффективной дозы облучения в процессе исследования [87].

Автоматическая модуляция силы тока может быть реализована за счет угловой модуляции (вдоль осей x и y) и за счет модуляции вдоль оси z . Угловая модуляция изменяет силу тока в зависимости от направления прохождения пучка рентгеновского излучения относительно тела человека [87]. При прохождении пучка в дорзовентральном направлении происходит его меньшее ослабление, что позволяет снизить силу тока. Напротив, билатеральное направление рентгеновского луча сопровождается автоматическим повышением силы тока (рис. 1). Эффективность угловой модуляции больше в областях тела с выраженной пространственной асимметрией. Так, по мнению С. Schueller-Weidekamn с соавт. (2006 г.) при сканировании грудной клетки поглощение рентгеновского излучения на уровне плечевого пояса значительно меньше в дорзовентральном направлении, что позволяет снизить величину напряжения на трубке до 90% при использовании программ угловой модуляции [144].

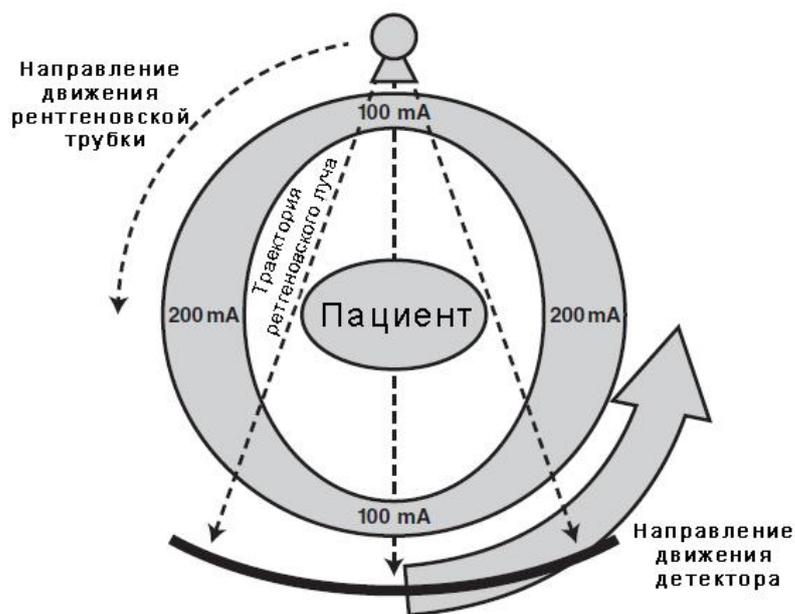


Рисунок 1. Угловая модуляция силы тока на рентгеновской трубке

Модуляция силы тока по оси z предполагает динамическое изменение силы тока на разных уровнях сканирования с получением изображения с выбранным исследователем уровнем соотношения «сигнал-шум» [150]. Модуляция по оси z позволяет получить изображения различных областей тела с одинаковым уровнем «шума» вне зависимости от антропометрических параметров пациента и его анатомических особенностей. В исследовании R.S. Livingstone с соавт. (2009 г.) в зависимости от выбранной величины индекса «сигнал-шум» было продемонстрировано снижение дозы облучения на 16-25% по сравнению со сканированием с фиксированными параметрами работы рентгеновской трубки [107].

Новым подходом в угловой модуляции силы тока, позволяющим значительно снизить эффективную дозу облучения, является способ коррекции параметров работы трубки, при котором сила тока динамически меняется не только между осями x и y , но и непосредственно вдоль самой оси y в зависимости от направления луча (дорзовентральное или вентродорзальное). Снижение напряжения при просвечивании спереди назад приводит к меньшему локальному

облучению критических органов, таких как хрусталики, сетчатка, щитовидная железа и молочные железы. В работе X. Duan с соавт. (2011 г.) было показано, что реализация такого подхода позволяет снизить дозу облучения радиочувствительных органов на 27-50% [51].

Некоторые томографы оснащены программным обеспечением как с угловой модуляцией силы тока, так и с ее коррекцией по оси z (так называемая x-y-z модуляция). По данным разных научных исследований, комбинированная модуляция силы тока является более эффективной в снижении дозы облучения по сравнению с модуляцией по осям x-y и z, так как учитываются как фактор пространственной асимметрии тела человека, так и различие в ослаблении рентгеновского пучка разными тканями [118, 136].

1.2.3. Итеративная реконструкция и метод обратного проецирования с фильтрацией

Итеративная реконструкция представляет собой комплекс методов постпроцессинговой обработки данных, известный с момента разработки метода КТ [101]. Однако, в связи со значительной сложностью компьютерной обработки с 2000-х гг. более широкое распространение получил метод обратного проецирования с фильтрацией. Последний позволяет снизить уровень «шума», однако малоэффективен при значительном уменьшении силы тока на рентгеновской трубке [148]. С развитием компьютерных технологий метод итеративной реконструкции вновь стал применяться в программном обеспечении большого числа томографов последних поколений, позволяя снизить «шумность» изображения даже при использовании низкодозовых протоколов сканирования. Как было продемонстрировано в ряде исследований, метод адаптивной статистической итеративной реконструкции позволяет проводить сканирование грудной клетки с более низким значением силы тока на трубке, чем в условиях применения метода обратного проецирования с фильтрацией [68, 148, 149].

1.2.4. КТ с двумя источниками излучения

Одним из новых перспективных методов снижения дозы облучения является КТ с двумя источниками излучения. В основе технологии двухэнергетического сканирования лежит явление неодинакового ослабления разных по характеристикам пучков рентгеновского излучения тканями различной плотности [147].

Конфигурация оборудования, необходимого для реализации такого подхода, может быть представлена в трех вариантах [56]:

- рентгеновская трубка с двумя источниками излучения на 80 keV и 140 keV;
- рентгеновская трубка с одним источником излучения, обеспечивающим переменную работу в двух аналогичных режимах;
- многослойный детектор, поглощающий низкоэнергетические фотоны в верхних слоях, а высокоэнергетические – в нижних.

Алгоритмы обработки данных при таком подходе позволяют получить серию виртуальных нативных изображений из данных контрастных фаз сканирования путем исключения информации от атомов йода, которые входят в состав контрастных веществ. Это исключает необходимость выполнения доконтрастного исследования. Полученная в результате постобработки «нативная» фаза позволяет характеризовать кинетику контрастного препарата в зоне интереса [56, 63]. При этом увеличивается контрастность изображения и снижается «шум».

1.2.5. Защитные экраны

После разработки экранов для молочных желез в 1997 г. в проведенных в это время исследованиях было доказано значительное снижение облучения органа, что делало применение метода экранирования перспективным, особенно при обследовании молодых женщин [74]. Однако с развитием технологии автоматической модуляции силы тока целесообразность использования защитных

экранов признается неоднозначной. Было показано, что сопоставимого снижения облучения радиочувствительных органов, расположенных эксцентрично ближе к передней поверхности тела, можно добиться путем использования протоколов автоматической модуляции силы тока [51]. Кроме того, известно, что экраны молочных желез повышают уровень «шума», приводя к появлению линейных артефактов, что затрудняют интерпретацию полученных изображений [60]. По мнению С.Н. McCollough с соавт. (2012 г.) применение экранов является малоэффективным в связи с тем, что ослабление рентгеновского луча, распространяющегося в дорзовентральном направлении, искажает необходимые для построения томографического изображения данные, но не снижает дозу облучения радиочувствительной ткани молочных желез [110]. Авторы также пришли к выводу, что комбинированное использование алгоритмов автоматической модуляции силы тока и защитных экранов представляется малоэффективным как в отношении дозы облучения, так и качества изображения. Обнаруживая защитный экран, программа модуляции автоматически повышает силу тока, что потенциально может сопровождаться увеличением дозы облучения. Алгоритмы модуляции некоторых томографов способны игнорировать наличие защитных экранов [85]. Однако это может приводить к снижению отношения «сигнал-шум» в изображении экранированных областей.

Таким образом, отмечаемое в литературе многообразие точек приложения усилий, направленных на снижение лучевой нагрузки при КТ, с одной стороны, означает отсутствие на сегодняшний день эффективного способа уменьшения дозы облучения, а с другой – отражает актуальность совершенствования медицинских технологий и поиска новых подходов к оптимизации методологии исследования. Определяемый врачом-рентгенологом алгоритм проведения сканирования обладает значительным потенциалом редукции величины ионизирующего воздействия.

1.3. Особенности применения КТ в онкологии

В онкологической практике МСКТ с болюсным контрастным усилением на сегодняшний день в большинстве случаев является «золотым стандартом» как в первичной диагностике большинства опухолей, так и при динамическом наблюдении онкологических больных, получающих специфическую терапию. Она является основным методом при определении размеров опухоли, изменяющихся под влиянием лечения, в соответствии с критериями оценки ответа, в том числе наиболее распространенной системы для солидных опухолей RECIST – Response Evaluation Criteria in Solid Tumors [53].

Контрастирование при компьютерной томографии необходимо для достижения двух основных целей: во-первых, повышения денситометрической разницы исследуемых органов и тканей и, во-вторых, изучения особенностей поступления, распределения и «вымывания» контрастного препарата в органах и патологических образованиях для дифференциальной диагностики [13, 18, 79]. При этом, в большинстве публикаций, посвящённых методикам контрастирования, отмечается рекомендуемая скорость введения 3,5 – 4,0 мл/с, количество вводимого препарата из стандартного расчёта 1,5 – 2,0 мл/кг массы тела пациента [6, 13, 17, 18].

При определении ответа опухоли на проводимое лечение количество выполняемых томографий может равняться 2-6 в год, а эффективная доза нередко достигает 50-100 мЗв.

1.3.1. Обследование органов живота

Как правило, при обследовании органов живота используется мультифазное сканирование, включающее от 2 до 5 фаз контрастирования [3, 6, 8, 13, 64]. Наиболее часто сканирование выполняется в следующие фазы:

- *нативная фаза* используется главным образом для последующего сопоставления с контрастными фазами исследования с целью

определения выраженности накопления препарата в зоне интереса. Как правило, изолированное использование нативной фазы крайне ограничено. Она представляет диагностическую ценность при подозрении на кровоизлияние, цирроз и гемохроматоз печени, конкременты и кальцинаты, костно-деструктивные изменения и др.;

- сканирование в *артериальную фазу* выполняется с задержкой 20-28 секунд или после достижения порогового значения рентгеновской плотности в аорте при использовании программ отслеживания болюса (как правило, 140-150 единиц Хаунсфилда (HU)). Для визуализации органов и опухолей с преимущественно артериальной перфузией важно выполнить сканирование на пике артериального усиления. АФ позволяет оценить архитектуру и состояние артериального русла (в т.ч. исключить артериальный тромбоз и опухолевую инвазию артерий), она необходима для выявления и дифференциальной диагностики гиперваскулярных образований в паренхиматозных органах, представляет исходные данные для выполнения предоперационного 3D-моделирования;
- *портальную фазу* (ПФ) получают при задержке сканирования 55-70 секунд. В данную фазу наблюдается равномерное интенсивное усиление ткани паренхиматозных органов, на фоне которого могут быть эффективно визуализированы большинство новообразований;
- *венозная фаза* выполняется, как правило, через 70-100 секунд от начала введения контрастного вещества и предназначена для оценки состояния венозного русла и паренхиматозных органов;
- сканирование в *отсроченную (выделительную) фазу* выполняют через 5 минут и более после введения контрастного препарата. Основным назначением данной фазы является оценка чашечно-лоханочных комплексов почек и мочеточников. В эту фазу

определяется вымывание контрастного вещества из тканей, что используется в дифференциальной диагностике некоторых новообразований, например, аденом надпочечников.

В соответствии с международным принципом минимального приемлемого риска ионизирующего излучения ("as low as reasonably achievable (ALARA)" – «настолько низко, насколько это разумно достижимо») проведение нативного сканирования оправдано только в случае невозможности получения необходимой информации в контрастных фазах исследования [37]. Данный принцип согласуется с положениями Федерального закона «О радиационной безопасности населения», Норм радиационной безопасности и методических рекомендаций «О защите населения при назначении и проведении рентгенодиагностических исследований», согласно которым радиационная защита пациентов при медицинских исследованиях должна быть основана на необходимости получения полезной диагностической информации при наименьших возможных уровнях облучения [10, 15, 20]. По данным мета-анализа E. Dougeni с соавт. (2012 г.) средняя эффективная доза облучения при исследовании органов брюшной полости составляет 10,8 мЗв [49]. Выполнение многофазного исследования с высоким отношением «сигнал-шум» значительно увеличивает данное среднее значение. При повторных КТ в процессе динамического наблюдения онкологических больных в большинстве случаев целесообразно отказываться от выполнения нативной и отсроченной фаз сканирования, так как они практически не добавляют существенной информации в определении динамики опухолевого заболевания [72].

При обследовании органов брюшной полости артериальная и портальная (венозная) фазы сканирования позволяют в достаточной мере оценить состояние паренхиматозных органов, определить наличие дефектов контрастирования в крупных сосудах и их возможное вовлечение в патологический процесс. Использование нескольких фаз сканирования обусловлено, главным образом,

наличием двух источников кровоснабжения печени: артериального из системы печеночной артерии и венозного из воротной вены.

Являясь высоко васкуляризированным органом, печень представляет собой одну из основных мишеней гематогенного метастазирования [9]. Однако, если в легких, другом часто поражаемом метастазами органе, определение очагов на фоне низкоплотностной паренхимы не представляет особых сложностей, то выявление вторичного поражения печени иногда может быть затруднительным. Особенности накопления и «вымывания» контрастного препарата в очаговых образованиях печени позволяют осуществить их дифференциальную диагностику. При этом для эффективной визуализации большинства новообразований важным требованием является достаточное повышение рентгеновской плотности неизменённой печёночной паренхимы. Оптимальным является увеличение плотности паренхимы более, чем на 50 HU, однако у 30% пациентов такой показатель не достигается даже при высокой скорости введения контрастного вещества [13].

Общепринято, что КТ, наряду с МРТ, является одним из ведущих методов в диагностике и мониторинге лечения очаговых образований печени [100]. При этом общепринято, что большинство метастатических очагов в печени могут быть определены в ПФ контрастного усиления [153, 158]. Однако для некоторых первичных и вторичных злокачественных новообразований печени характерен гипervasкулярный паттерн. Интенсивное контрастное усиление в АФ наблюдается при гепатоцеллюлярной карциноме, метастазах нейроэндокринных опухолей, меланомы, хорионкарциномы, большинства раков почки, щитовидной железы, молочной железы [89, 99].

Существуют работы, свидетельствующие о том, что магнитно-резонансная томография и позитронно-эмиссионная томография в сочетании с КТ обладают большей чувствительностью в отношении вторичного поражения печени, чем МСКТ с контрастным усилением [90, 93, 122, 137]. Однако в исследованиях

различных авторов показано, что КТ остается наиболее часто используемым методом как в первичной диагностике очаговых образований печени, так и при контроле проводимого лечения [28, 123, 142]. Во многом это обусловлено такими преимуществами метода, как его широкая доступность, быстрота выполнения исследования, возможность одновременной оценки состояния органов грудной клетки и брюшной полости для исключения сочетанного поражения, высокое пространственное разрешение и низкое число двигательных артефактов, высокая стандартизация и воспроизводимость сканирования [142].

1.3.2. Обследование органов груди

При исследовании органов груди (как отдельно, так и в сочетании со сканированием смежных анатомических областей) применяется, как правило, исследование в артериальную фазу контрастирования. Это позволяет определить наличие и оценить ответ на лечение широкого спектра патологических изменений, таких как первичные и метастатические образования легких, вторичное поражение внутригрудных, подмышечных и надключичных лимфоузлов, плевральный и перикардальный выпот, опухолевое поражение плевры, средостения, грудной стенки, молочных желез.

Также одной из важнейших задач сканирования грудной клетки является исключение осложнений, в том числе ТЭЛА. На сегодняшний день венозная тромбоэмболия, включающая катетер-ассоциированный тромбоз и ТЭЛА, является второй по частоте причиной смерти у онкологических пациентов [57]. В целом, у данной группы больных риск ТЭЛА в 6 раз выше по сравнению с людьми, не имеющими онкологического заболевания [73].

Если диагностический поиск хорошо васкуляризированных первичных и метастатических злокачественных новообразований легких на фоне низкоплотностной паренхимы органа и выявление увеличенных внутригрудных лимфоузлов в условиях ангиографии, как правило, не представляют затруднений,

то визуализация опухолей грудной стенки и молочных желез в случае низкого рентгеноплотностного градиента может быть сложна.

КТ не является основным методом при первичной диагностике карциномы молочной железы, так как, несмотря на высокую чувствительность в выявлении опухолей, КТ не позволяет эффективно визуализировать в структуре очага микрокальцинаты, что создает трудности при проведении дифференциальной диагностики патологических образований [133]. В то же время, КТ – эффективный метод контроля ответа злокачественных опухолей молочной железы на проводимую терапию, диагностики местного рецидива, отдалённых метастазов, осложнений консервативного (постлучевые и токсико-аллергические пневмониты, постлучевые изменения мягких тканей и костей) и хирургического (серома, гематома, лимфедема, воспалительные процессы) лечения [121, 161]. Преимуществами КТ по сравнению с другими методами исследования являются возможность одновременной оценки как состояния молочных желез (области операции), так и органов грудной клетки и смежных анатомических областей, доступность метода, меньшая стоимость исследования в сравнении с методами радионуклидной диагностики и МРТ.

Особенности накопления контрастного вещества злокачественными новообразованиями молочной железы являются основой методики маммографии с контрастным усилением [47, 84]. Несмотря на разницу подходов различных авторов к проведению контрастной маммографии, общим является выполнение серии снимков не на первых секундах от начала введения контрастного вещества, когда проводится сканирование в артериальную фазу, а через 30-90 секунд. Однако эта технология на сегодняшний день имеет экспериментальный характер и методические аспекты ее до конца не отработаны. Так, например, в исследовании С. Dromain и соавт. (2006 г.) снимки производились с 30 секунды исследования в течение 7 минут, в работе F. Diekmann и соавт. (2005 г.)

маммограммы выполнялись на 60, 120 и 180 секундах, а в работе S.C. Chen и соавт. (2007 г.) сбор данных осуществлялся с 90 по 300 секунду [41, 46, 50].

В литературе описана также методика КТ молочных желез как в условиях нативного сканирования, так и с контрастным усилением, позволяющая эффективно визуализировать образования молочной железы с возможностью многоплоскостного реформирования изображений, а также проведения их дифференциальной диагностики [103]. В исследовании К.К. Lindfors и соавт. (2010 г.) 29 пациенток с карциномой молочной железы были обследованы методом КТ молочных желез с внутривенным контрастированием. Отсрочка сканирования варьировала от 52 до 247 секунд (в среднем 96 секунд), а среднее значение повышения рентгеновской плотности образований составило 55,9 HU [102].

В работе А.Б. Абдураимова (2010 г.) была показана большая эффективность КТ-маммографии с внутривенным усилением в диагностике местного рецидива рака молочной железы в сравнении с традиционной рентгеновской маммографией и УЗИ [2]. Сканирование выполнялось в нативную, артериальную, венозную и отсроченную фазы. Пик контрастирования приходился на первые 2 минуты от начала введения контрастного вещества с последующим постепенным вымыванием. Чувствительность и специфичность КТ-маммографии с внутривенным контрастированием составили 97,4 и 98,4% соответственно, в то время как рентгеновской маммографии – 23 и 59,1%, а УЗИ с доплерографией – 56,4 и 58,1% соответственно. В более ранней работе этого же исследователя отмечается целесообразность сканирования в венозную фазу и при диагностике первичного рака молочной железы [1]. Установлено, что при этом рентгеновская плотность злокачественных образований увеличивается в 2 и более раз.

Таким образом, в онкологической практике КТ широко используется как в диагностике и мониторинге опухолей груди, так и для выявления возможных осложнений. Наиболее часто исследование проводится с внутривенным

контрастным усилением. Однако выполнение одного сканирования в артериальную фазу контрастирования представляется не всегда обоснованным.

Анализ литературы показывает, что при динамическом наблюдении онкологических больных основой остается мультифазное сканирование, включающее, как минимум, две фазы. Исследование брюшной полости осуществляется в артериальную и портальную (венозную) фазы, грудной клетки – в артериальную фазу. При некоторых онкологических заболеваниях (например, при раке молочной железы) сканирование области груди целесообразно дополнять венозной фазой исследования.

Однако многочисленные процедуры КТ, которым подвергается данная когорта пациентов, обуславливает значительную дозу ионизирующего облучения, что повышает риск развития радиоиндуцированных злокачественных новообразований и может привести к метахронному онкологическому заболеванию. Существующие способы снижения лучевой нагрузки носят ограниченный характер, и в целом суммарная доза облучения населения при КТ остается высокой. Поиск нового подхода к проведению МСКТ у онкологических больных в процессе мониторинга их лечения, что позволило бы существенно снизить лучевую нагрузку на пациента, и явился предметом настоящего исследования.

Глава 2. ХАРАКТЕРИСТИКА КЛИНИЧЕСКОГО МАТЕРИАЛА, МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общая характеристика обследованных пациентов

2.1.1. Характеристика больных при разработке методики одномоментного венозно-артериального сканирования

При разработке методики одномоментного венозно-артериального сканирования (ВАС) в общую группу включены сведения о 150 пациентах, обследованных за период с 2013 по 2014 гг. в НИИ онкологии имени Н.Н. Петрова по поводу различных онкологических заболеваний (табл. 2). Число мужчин равнялось 73 (48,7%), женщин – 77 (51,3%). Возраст варьировал от 18 до 83 лет; преобладали лица шестого и седьмого десятилетий жизни (рис. 2). Медиана значений возраста: $Me = 59 [48,0; 65,5]$ лет.

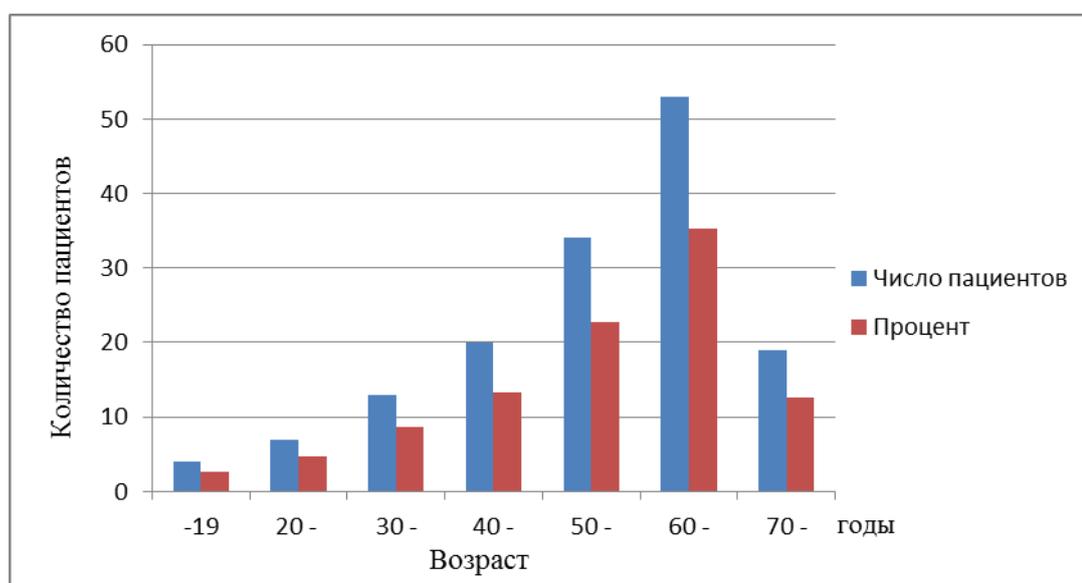


Рисунок 2. Диаграмма распределения больных по возрасту в общей группе пациентов при разработке методики ВАС

Таблица 2

Структура патологии в группе больных при разработке методики ВАС

Нозологическая форма	Число больных	
	Абс	%
Рак молочной железы	25	16,7
Рак толстой кишки	22	14,7
Рак легкого	16	10,7
Лимфома	14	9,3
Рак желудка	10	6,7
Меланома	8	5,3
Рак почки	7	4,7
Рак поджелудочной железы	6	4,0
Рак шейки матки	6	4,0
Рак предстательной железы	5	3,3
Рак пищевода	4	2,7
Саркома мягких тканей	4	2,7
Рак яичников	4	2,7
Рак тела матки	3	2,0
Гепатоцеллюлярный рак	3	2,0
Неорганическая забрюшинная липосаркома	2	1,3
Саркома Юинга	2	1,3
Герминогенная опухоль яичка	2	1,3
Метастазы без выявленного первичного очага	2	1,3
Рак щитовидной железы	1	0,7
Параганглиома средостения	1	0,7
Хондросаркома	1	0,7
Гастроинтестинальная стромальная опухоль	1	0,7
Незрелая тератома яичника	1	0,7
Всего	150	100

Как видно из таблицы 2, наибольшее число пациентов в общей группе составили больные раком молочной железы (16,7%), толстой кишки (14,7%) и легкого (10,7%). Реже встречались пациенты с лимфомой (9,3%), раком желудка

(6,7%) и меланомой (5,3%). Доли больных с другими онкологическими заболеваниями не превышали 5%.

В общую группу были включены пациенты, которым была назначена МСКТ с внутривенным болюсным контрастным усилением идентичных анатомических областей с интервалом между томографиями не более 6 месяцев. Исследование состояло из сканирования брюшной полости как отдельно, так и совместно со смежными областями. Распределение больных в зависимости от числа зон сканирования представлено в таблице 3. Первое исследование было двухфазным и состояло из артериальной и портальной фаз. Вторая КТ проводилась по протоколу ВАС.

Таблица 3

Распределение пациентов по объему исследования при разработке методики ВАС

Область исследования	Число больных	
	Абс	%
Живот	39	26
Живот-таз	10	6,7
Грудь-живот	78	52
Грудь-живот-таз	23	15,3

У всех пациентов диагноз онкологического заболевания был подтвержден гистологически и иммуногистохимически на момент первого исследования. Радикальную операцию по поводу основного заболевания перенесли 87 больных (58%), при этом 24 (28%) из них имели клинико-инструментальные данные, подтверждающие рецидив заболевания в зоне сканирования, у 63 больных (72%) таких данных выявлено не было. На момент первого исследования 63 пациента (42%) получали только консервативное лечение, у 17 (27 %) из них был достигнут полный регресс заболевания, опухолевые изменения в области сканирования имели 46 (73%) больных.

2.1.2. Характеристика пациентов при определении КТ-семиотики опухолевых поражений печени

Для описания КТ-семиотики наиболее часто встречающихся очаговых образований печени при использовании предлагаемой методики в общую группу были включены сведения о 96 пациентах, обследованных за период с 2014 по 2016 гг. в НИИ онкологии имени Н.Н. Петрова и ГБУЗ «Санкт-Петербургский клинический научно-практический центр специализированных видов медицинской помощи (онкологический)» по поводу различных онкологических заболеваний, имеющих доброкачественные и злокачественные новообразования печени. Число мужчин составило 31 (32,3%), женщин – 65 (67,7%). Возраст варьировал от 36 до 84 лет (рис. 3). Медиана значений возраста: $Me = 61 [49,0; 64,5]$ лет.

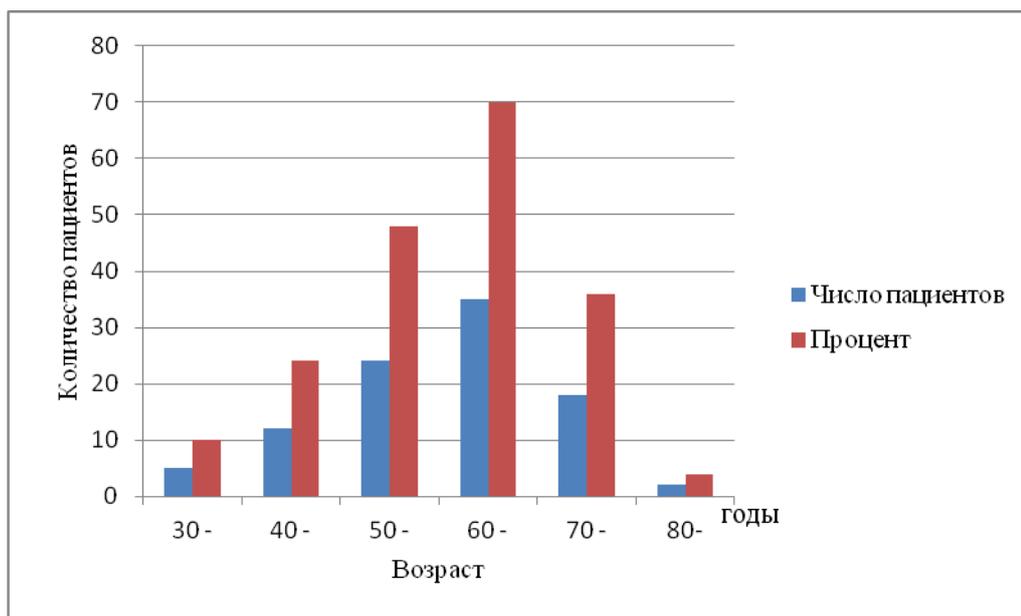


Рисунок 3. Диаграмма распределения больных по возрасту в группе пациентов при определении КТ-семиотики очаговых образований печени

В исследуемую группу были включены пациенты, которым была назначена МСКТ с внутривенным болюсным контрастным усилением идентичных анатомических областей с интервалом между процедурами не более 6 месяцев. КТ состояла из сканирования брюшной полости как отдельно, так и совместно со

смежными областями. Первое исследование было двухфазным и включало артериальную и портальную фазы. Вторая КТ проводилась по протоколу венозно-артериального контрастирования.

Наличие очагового образования в печени устанавливалось при первом сканировании. Природа очагового поражения определялась, исходя из характерной компьютерно-томографической картины, клинико-anamнестических сведений об основном заболевании, данных других лучевых методов диагностики (КТ, УЗИ, МРТ), длительного клинического наблюдения. В случае неоднозначных данных у 22 больных (22,9 %) диагноз был верифицирован путем проведения пункционной биопсии. У 29 (30,2 %) пациентов в паренхиме органа одновременно определялось 2 и более видов очаговых образований. Общее число случаев выявления различных видов очагов при сканировании по протоколу венозно-артериального контрастирования составило 254 (табл. 4).

Как видно из таблицы 4, наиболее часто встречаемыми очаговыми поражениями были метастазы (72,4%) и кисты (15%). Реже выявлялись гемангиомы (5,1%), коагуляционный некроз после радиочастотной абляции (РЧА) (3,1%), гепатоцеллюлярный рак (ГЦР) (2%), фокальная нодулярная гиперплазия (ФНГ) (1,2%), биллома (0,8%), липома (0,4%), что отражает общую структуру исследований онкологических пациентов.

Очаговые образования печени

Очаговое образование	Число случаев при ВАС		Число случаев при стандартном исследовании	
	Абс	%	Абс	%
Метастаз	184	72,4	147	67,3
Киста	38	15,0	39	17,9
Гемангиома	13	5,1	13	6,0
Коагуляционный некроз после РЧА	8	3,1	8	3,7
ГЦР	5	2,0	5	2,3
ФНГ	3	1,2	3	1,4
Билома	2	0,8	2	0,9
Липома	1	0,4	1	0,5
Всего	254	100	218	100

Таким образом, в исследуемую группу были включены пациенты с различными очаговыми образованиями печени, наиболее часто выявляемыми при проведении компьютерной томографии в отделениях лучевой диагностики специализированных онкологических учреждений.

2.1.3. Характеристика больных раком молочной железы

Для определения эффективности визуализации карциномы молочной железы методом одномоментного двухфазного МСКТ-сканирования было обследовано 50 женщин в возрасте от 30 до 79 лет (рис. 4). Медиана значений возраста: Me = 57 [46,5; 64,5] лет.

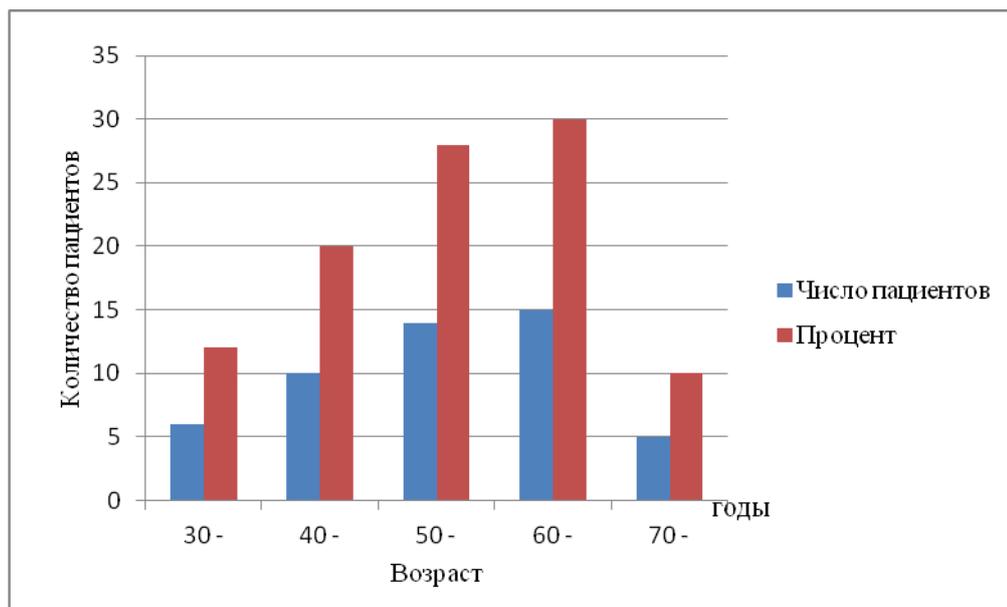


Рисунок 4. Диаграмма распределения больных по возрасту в группе больных раком молочной железы

Больные обследовались и проходили лечение в НИИ онкологии имени Н.Н. Петрова и ГБУЗ «Санкт-Петербургский клинический научно-практический центр специализированных видов медицинской помощи (онкологический)» в период с 2015 по 2016 гг.

В исследуемую группу были включены пациентки с первичным заболеванием, ранее не получавшие лечения. Исключение из исследования больных, получающих химиотерапию, было обусловлено возможным снижением накопления контрастного вещества в опухоли, выраженность которого могла быть различной в зависимости от длительности и эффективности проводимой терапии.

У всех пациенток рак молочной железы был подтвержден патоморфологически. Установлены следующие гистологические формы заболевания: инвазивная протоковая карцинома (28 больных (56%)), дольковый рак (8 (16%)), скирр (6 (12%)), медуллярный рак (6 (12%)), слизистый рак (2 (4%)).

Узловые формы рака были определены у 46 больных (92%), отечно-инфильтративные – у 4 пациенток (8%).

Размеры опухоли варьировали от 6 мм до 57 мм (в среднем 32 ± 7 мм).

Стадию рака молочной железы устанавливали в соответствии с 7 изданием международной классификации TNM, пересмотра 2009 г. Распределение больных по стадиям заболевания представлено в таблице 5.

Таблица 5

Распределение больных раком молочной железы по стадиям заболевания

Стадия заболевания		Число случаев	
		Абс	%
I	T1N0M0	7	14
IIa	T1N1M0	3	6
	T2N0M0	5	10
IIb	T2N1M0	10	20
	T3N0M0	2	4
IIIa	T1N2M0	4	8
	T2N2M0	5	10
	T3N1-2M0	7	14
IIIb	T4N0-3M0	2	4
IV	T _{любой} N _{любой} M1	5	10
Всего		50	100

Как видно из данных, представленных в таблице 5, наибольшее число больных составили пациентки с IIb и IIIa стадиями онкологического процесса, что соответствует распределению стадий этого заболевания среди впервые выявленных случаев.

В зависимости от стадии заболевания назначался различный объем сканирования: в 18 случаях была выполнена МСКТ органов грудной клетки, в 32 случаях – исследование органов грудной клетки и брюшной полости.

2.2. Методика обследования пациентов

Мультиспиральная компьютерная томография проводилась на мультидетекторных томографах СТ Brilliance-64 (Philips) и Siemens Somatom 128 (Siemens).

В исследование включались пациентки без факторов риска применения контрастных препаратов. Сканирование выполнялось с инспираторной задержкой дыхания в положении пациента лежа на спине с внутривенным болюсным контрастным усилением неинонными препаратами Ультравист (Bayer), Йопамиро (Bracco), Оптирей (Covidien) с содержанием йода 300 мг/мл. Для контрастирования применялся автоматический программируемый двухколбовый иньектор. Скорость введения контрастного препарата составляла 3-4 мл/с. Количество вводимого контрастного препарата равнялось 1,5 мл на кг массы тела, но не более 120 мл. Для венепункции использовались периферические катетеры №18, №20, в редких случаях №22. При невозможности катетеризации локтевой вены, доступ осуществлялся через вены кисти или стопы.

При контрастировании применялась функция «bolus tracking», т.е. программа автоматического запуска сканирования по достижении порогового значения плотности в области интереса (поле ROI – «region of interest»). Поле ROI выставлялось на просвет нисходящей части грудной аорты. Устанавливаемое пороговое значение плотности равнялось 150 HU.

В зависимости от объема исследования области сканирования имели следующие границы:

- Грудь: от уровня верхушек легких до уровня нижней границы реберно-диафрагмальных синусов;
- Живот: от уровня купола диафрагмы до уровня гребней подвздошных костей;
- Живот – таз: от уровня купола диафрагмы до уровня нижнего края лобкового симфиза;
- Грудь – живот: от уровня верхушек легких до уровня гребней подвздошных костей;
- Грудь – живот – таз: от уровня верхушек легких до уровня нижнего края лобкового симфиза.

КТ выполнялась по стандартной методике с получением артериальной и портальной фаз контрастирования (двухфазная КТ) и по методике одномоментного венозно-артериального МСКТ-сканирования.

2.2.1. Двухфазная компьютерная томография

Двухфазное КТ исследование проводили в артериальную и портальную фазы.

Протокол контрастирования состоял из 3 последовательных болюсов йодсодержащего препарата и физиологического раствора:

1. Инфузия физиологического раствора для «подготовки» вены;
2. Введение болюса контрастного препарата;
3. Инфузия физиологического раствора для «проталкивания» контрастного вещества, оставшегося в системе магистралей.

В случаях, когда область исследования включала грудь, сканирование этой зоны выполнялось только в артериальную фазу. КТ брюшной полости и таза проводилась в обе фазы контрастирования.

Параметры сканирования представлены в таблице 6.

Как видно из данных таблицы 6, методика КТ-сканирования соответствовала общепринятым правилам. Параметры напряжения и силы тока, равные,

соответственно, 120 keV и 200 mAs, и фильтры средней жёсткости способствовали оптимальному сочетанию соотношения «сигнал-шум», умеренному эффекту «зернистости» изображения паренхиматозных органов брюшной полости.

Таблица 6

Параметры протокола сканирования при двухфазной КТ

Этапы сканирования	Параметры	Значение
1.Топограмма	keV	120
	mA	50
	Длина	450-750 мм
2. Артериальная фаза	keV	120
	mAs/slice	200
	Толщина среза	2,0 мм
	Pitch	1,1
	Время ротации трубки	0,75 с
	Окна W/C	350/35, 1500/-500, 2000/800
	Отсрочка сканирования	Bolus tracking
	Позиция ROI	Аорта
	Значение ROI	150 HU
	Фильтр	Standart «B»
3. Портальная фаза	keV	120
	mAs/slice	200
	Толщина среза	2,0 мм
	Pitch	1,1
	Время ротации трубки	0,75 с
	Окна W/C	350/35, 2000/800
	Отсрочка сканирования	60 с
	Фильтр	Standart «B»

Значения окон W/C (350/35 – для оценки органов средостения, грудной стенки, молочных желез, органов брюшной полости и таза, 1500/-500 – для анализа легких) обеспечивали оптимальный баланс чёткости границ получаемого объекта. Для оценки состояния костных структур применялось окно W/C 2000/800.

Время ротации трубки менее 1 секунды было выбрано для всех этапов сканирования для уменьшения общей продолжительности исследования.

Длина топограммы варьировала в зависимости от объема исследования: грудь 500 мм, живот 450мм, грудь – живот 600 мм, живот – таз 600 мм, грудь – живот – таз 750 мм.

2.2.2. Компьютерная томография по методике одномоментного венозно-артериального МСКТ-сканирования

Была разработана методика одномоментного венозно-артериального МСКТ-сканирования.

Протокол контрастирования состоял из 5 последовательных болюсов йодсодержащего препарата и физиологического раствора, автоматически вводимых таким образом, чтобы в момент сканирования исследуемой области были контрастированы сосуды как артериального, так и венозного русла. Структура протокола:

1. Инфузия физиологического раствора для «подготовки» вены;
2. Введение первого болюса контрастного вещества;
3. Медленная инфузия физиологического раствора для создания временной задержки между болюсами контрастного вещества;
4. Введение второго болюса контрастного препарата;
5. Инфузия физиологического раствора для «проталкивания» контрастного вещества, оставшегося в системе магистралей.

После катетеризации периферической вены и присоединения инъектора производили составление протокола контрастирования (рис. 5). Задавались объемы болюсов йодсодержащего вещества: первый - 2/3 от расчетного (общего) количества препарата, второй – 1/3. Между болюсными введениями препарата программировалась временная задержка таким образом, чтобы в итоге окончание инфузии второго болюса соответствовало 60-й секунде от начала введения первого. «Отслеживание болюса» начинали с 55 секунды от начала

Параметры сканирования были идентичные таковым при двухфазном исследовании и представлены в таблице 7.

Таблица 7

Параметры протокола венозно-артериального сканирования

Этапы сканирования	Параметры	Значение
1. Топограмма	keV	120
	mA	50
	Длина	450-750 мм
2. Венозно-артериальная фаза	keV	120
	mAs/slice	200
	Толщина среза	2,0 мм
	Pitch	1,1
	Время ротации трубки	0,75 с
	Окна W/C	350/35, 1500/-500, 2000/800
	Отсрочка сканирования	Bolus tracking
	Позиция ROI	Aopra
	Значение ROI	150 HU
	Фильтр	Standart «B»

2.2.2.1 Одновременное венозно-артериальное МСКТ-сканирование при определении эффективности визуализации рака молочной железы

Для оценки эффективности методики одновременного контрастирования при динамическом наблюдении больных раком молочной железы в протокол сканирования были добавлены нативная и артериальная фазы. Параметры сканирования были такими же, как в артериальную фазу двухфазной КТ (табл. 6), однако при выполнении сканирования в артериальную фазу была установлена временная задержка начала сканирования, равная 25 секундам от начала введения первого болюса контрастного препарата.

2.3 Методика оценки полученных данных

Для решения задачи описания семиотики КТ-картины отдельных органов и анатомических структур брюшной полости при проведении исследования по

методике ВАС проводилось сопоставление данных, получаемых в ходе стандартного двухфазного сканирования и КТ по разработанному протоколу. Во все фазы исследований определялись следующие параметры:

- 1) рентгеновская плотность в аорте на уровне 2 поясничного позвонка;
- 2) рентгеновская плотность в воротной вене;
- 3) рентгеновская плотность печени;
- 4) рентгеновская плотность и характер (равномерность) накопления контрастного препарата в селезенке;
- 5) рентгеновская плотность и характер (равномерность) накопления контрастного препарата в почках;
- 6) рентгеновская плотность в поджелудочной железе.

При наличии патологических изменений в исследуемых органах измерение рентгеновской плотности выполнялось в областях, не вовлеченных в патологический процесс. В паренхиматозных органах плотность определялась как минимум в трех различных точках.

Необходимость описания характера контрастирования паренхимы селезенки и почек была обусловлена неравномерным накоплением препарата в этих органах.

Для решения задачи определения величины лучевой нагрузки при проведении венозно-артериального МСКТ-сканирования и классической двухфазной КТ рассчитывали эффективную дозу облучения. Для расчета дозы за основу была взята формула, приведенная в Методических указаниях 2.6.1.2944-11 «Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований» [12]:

$$E = \sum DLP_i \times e_{DLP}^i, \text{ мЗв}$$

где: DLP_i – произведение дозы на длину за i -тое сканирование, $\text{мГр}\cdot\text{см}$; e_{DLP}^i – дозовый коэффициент для i -той анатомической области, $\text{мЗв}/(\text{мГр}\cdot\text{см})$.

Значения DLP брали в формируемом томографом отчете об исследовании, которое отражало суммарное значение произведения дозы на длину при

сканировании всех анатомических областей и этапов получения топограммы и «отслеживания» болюса контрастного вещества.

При одновременном сканировании соседних областей применяли усредненные значения дозового коэффициента. Данные об использованных значениях коэффициента представлены в таблице 8.

Таблица 8

Значения дозового коэффициента e_{DLP} в зависимости от области исследования

Область исследования	Значение дозового коэффициента, e_{DLP} , мЗв/(мГр·см)
Грудь	0,017
Живот	0,015
Живот – таз	0,017
Грудь – живот	0,016
Грудь – живот – таз	0,017

Однако, в связи с лучевым воздействием не только при получении диагностических серий изображений, но и на этапах разметки и «отслеживания» болюса контрастного вещества в формулу было добавлено еще одно слагаемое $DLP_{mon} \times e_{DLP_{mon}}$. Используемое значение $e_{DLP_{mon}}$ равнялось 0,016 мЗв/(мГр·см).

Таким образом, итоговая формула для расчета эффективной дозы облучения имела следующий вид:

$$E = \sum DLP_i \times e_{DLP} + DLP_{mon} \times e_{DLP_{mon}}, \text{ мЗв}$$

При решении четвертой задачи по определению КТ-семиотики наиболее часто встречающихся опухолевых поражений печени при проведении венозно-артериального МСКТ-сканирования характеристика очаговых образований производилась по следующим критериям:

- 1) характер накопления контрастного препарата;
- 2) градиент плотности «очаг-паренхима»;

3) сравнение полученной томографической картины с изображениями очага в артериальную и портальную фазы стандартного исследования.

Для оценки эффективности визуализации рака молочной железы методом ВАС определяли характер опухолевого роста (узловая форма, диффузно-инфильтративная форма), измеряли размер образования, рентгеновскую плотность опухоли в нативную, артериальную и венозно-артериальную фазы сканирования.

С целью возможности исключения ТЭЛА и опухолевой инвазии артерий большого круга кровообращения, что является одной из задач при сканировании грудной клетки в артериальную фазу контрастирования, также измеряли рентгеновскую плотность в легочном стволе и грудном отделе аорты.

2.4 Статистическая обработка данных

Статистический анализ результатов исследования выполнялся с использованием IBM-совместимого компьютера в стандартной конфигурации. Информация вносились в электронную базу данных с использованием табличного редактора MS Excel в составе пакета программ MS Office 2010. На каждого пациента была оформлена формализованная анкета обследования.

Сопоставление частотных характеристик (пол, возраст), качественных показателей проводилось с помощью непараметрических методов χ^2 , χ^2 с поправкой Йетса (для малых групп), критерия Фишера.

Оценка доз в различных областях исследования осуществлялась с использованием критериев Манна-Уитни, медианного хи-квадрат и модуля ANOVA [14, 23].

Сравнение рентгеновской плотности исследуемых структур выполнялось с помощью критерия Знаков и критерия Вилкоксона [14, 23].

Информативность выявленных рентгенологических феноменов при применении методики венозно-артериального МСКТ-сканирования определялась с помощью показателей чувствительности, специфичности, точности, а также прогностической ценности положительного и отрицательного результатов исследования.

1. Показатель чувствительности характеризует способность метода выявить определённую нозологическую форму среди больных с подтверждённым диагнозом, рассчитывается по формуле:

$$Ч = \text{ИП} / (\text{ИП} + \text{ЛО}) \times 100\%$$

2. Показатель специфичности характеризует способность метода исключить наличие заболевания среди лиц, не имеющих эту патологию, рассчитывается по формуле:

$$С = \text{ИО} / (\text{ИО} + \text{ЛП}) \times 100\%$$

3. Показатель точности характеризует способность метода выявить искомую патологию в общей группе больных.

$$Т = (\text{ИП} + \text{ИО}) / (\text{ИП} + \text{ИО} + \text{ЛП} + \text{ЛО}) \times 100\%$$

4. Прогностическая ценность положительного результата – показатель, характеризующий посттестовую вероятность наличия заболевания при положительном результате теста.

$$\text{ПЦ «+»} = \text{ИП} / (\text{ИП} + \text{ЛП}) \times 100\%$$

5. Прогностическая ценность отрицательного результата – показатель, характеризующий посттестовую вероятность отсутствия заболевания при отрицательном результате теста.

$$\text{ПЦ «-»} = \text{ИО} / (\text{ЛО} + \text{ИО}) \times 100\%$$

Где Ч – чувствительность, С – специфичность, Т – точность, ПЦ «+» – прогностическая ценность положительного результата, ПЦ «-» – прогностическая ценность отрицательного результата, ИП – истинноположительные ответы, ЛО – ложноотрицательные, ИО – истинноотрицательные, ЛП – ложноположительные.

Для визуализации структуры исходных данных и полученных результатов, их анализа использовались графические возможности системы Statistica for Windows 10.0 и модуль построения диаграмм системы Microsoft Office 2010. Для представления частотных характеристик признаков были построены столбиковые диаграммы. Количественные показатели в различных исследуемых подгруппах для полноты описания и удобства восприятия и сравнения представлялись в форме «Box & Whisker Plot», когда на одном поле при различных группировках на основе качественных критериев отражены среднее значение, ошибка среднего и стандартное отклонение для указанного параметра.

Критерием статистической достоверности получаемых выводов считали общепринятую в медицине величину $p < 0,05$ [4, 14, 23].

Устойчивый вывод о наличии или отсутствии достоверных различий формулировали тогда, когда имелись одинаковые по сути результаты по всему комплексу применявшихся критериев.

Глава 3. ХАРАКТЕРИСТИКА КОНТРАСТНОГО УСИЛЕНИЯ ПАРЕНХИМАТОЗНЫХ ОРГАНОВ И СОСУДОВ ЖИВОТА ПРИ ОДНОМОМЕНТНОМ ДВУХФАЗНОМ СКАНИРОВАНИИ

3.1. Характеристика контрастного усиления брюшной аорты

Результаты измерения рентгеновской плотности аорты в АФ и ПФ двухфазной МСКТ и в ВАФ одномоментного МСКТ-сканирования представлены на рисунке 7.

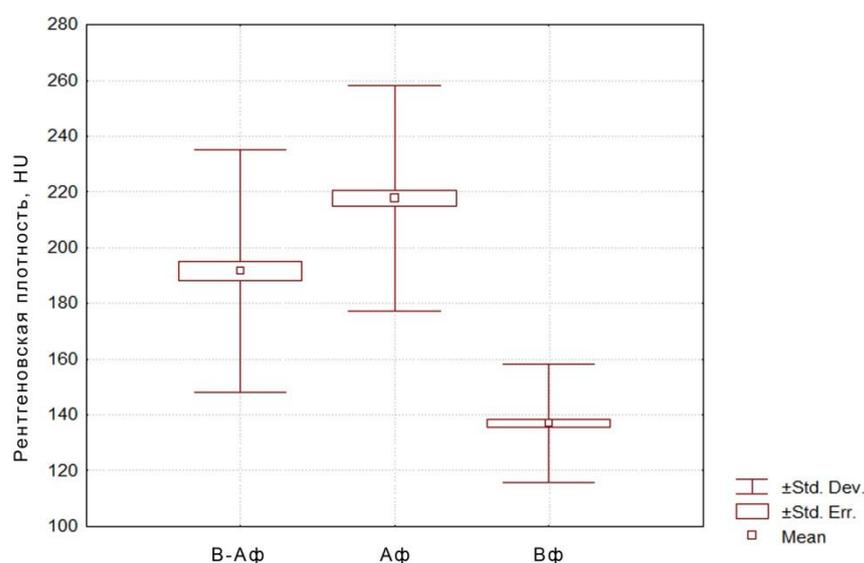


Рисунок 7. График сравнения рентгеновской плотности аорты в различные фазы исследования

Статистически достоверным было различие контрастного усиления аорты во всех сравниваемых группах ($p < 0,05$). Однако если среднее значение рентгеновской плотности в аорте в ПФ сканирования было относительно невысоким (137 ± 21 HU), что являлось недостаточным для оценки состояния артериального русла, то величины этого параметра в Аф и ВАФ были значительно большими (218 ± 41 HU и 191 ± 43 HU соответственно), что создавало

высокий градиент плотности с окружающими тканями и обеспечивало качественное контрастное усиление просвета сосуда (рис. 8).

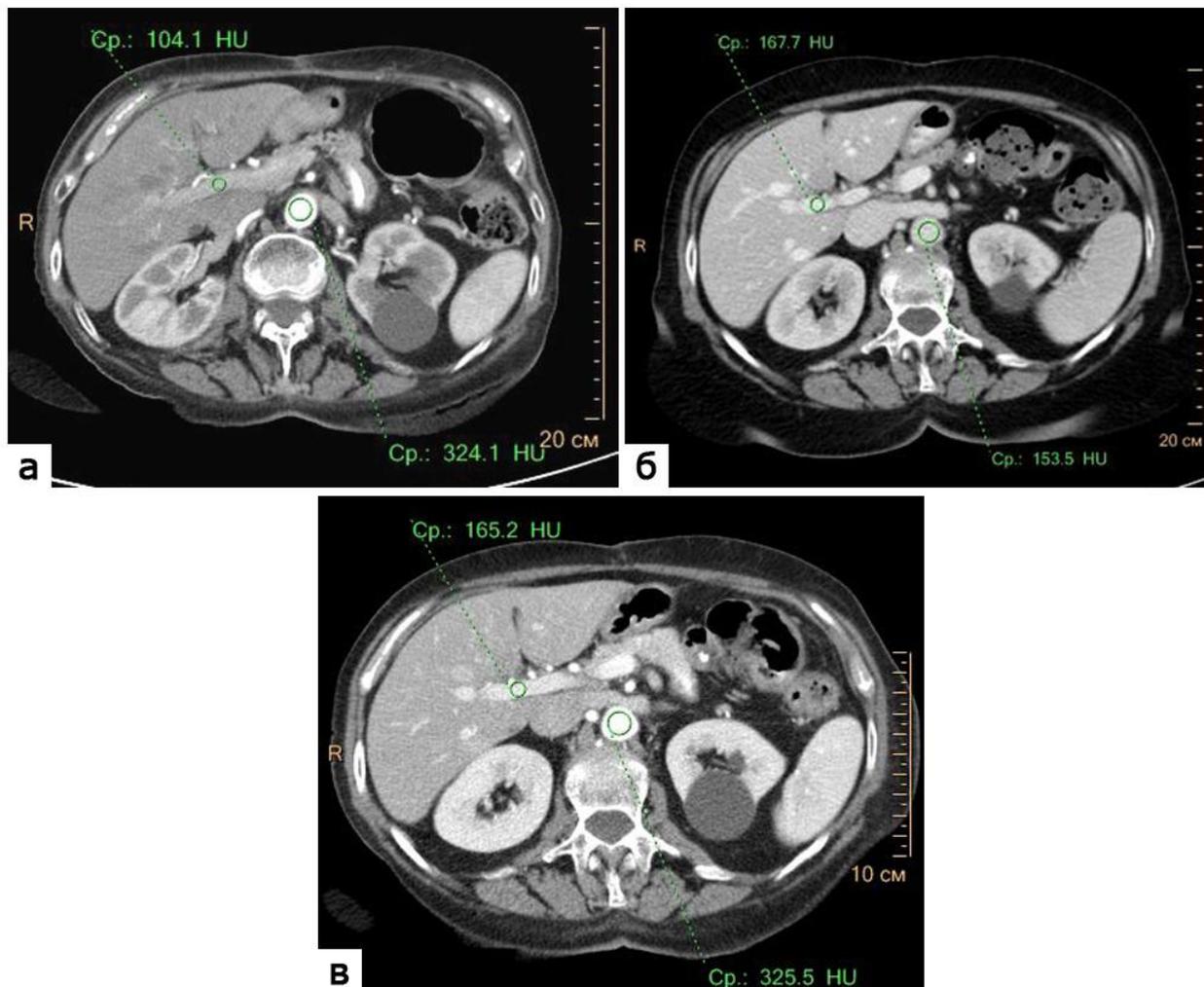


Рисунок 8. КТ-изображения брюшной полости на уровне воротной вены: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Показатели рентгеновской плотности аорты и воротной вены в различные фазы исследования (окружности, выноски)

Таким образом, характеристика контрастного усиления аорты при МСКТ по протоколу венозно-артериального контрастирования позволяет сделать вывод о возможности применения методики для оценки состояния крупных артерий брюшной полости.

3.2. Характеристика контрастного усиления воротной вены

Результаты измерения рентгеновской плотности воротной вены в АФ и ПФ двухфазной МСКТ и в ВАФ одномоментного МСКТ-сканирования представлены на рисунке 9.

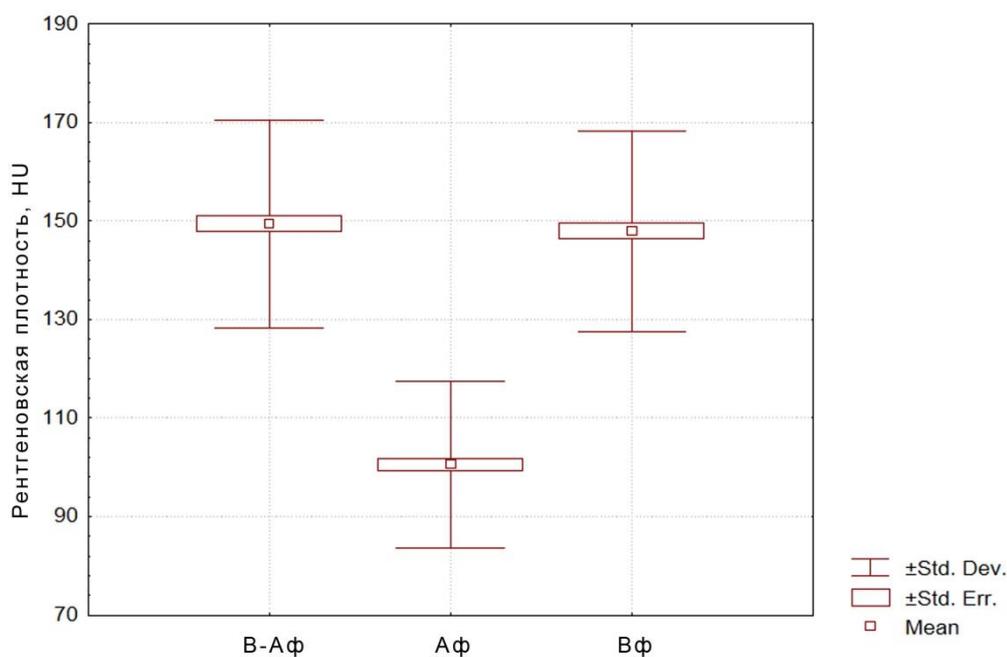


Рисунок 9. График сравнения рентгеновской плотности воротной вены в различные фазы исследования

Как видно на графике, средние значения рентгеновской плотности воротной вены в ПФ стандартного исследования и ВАФ одномоментного сканирования составили 148 ± 20 HU и 149 ± 21 HU соответственно. Различие групп по данному параметру являлось статистически не достоверным ($p > 0,05$). Контрастирование воротной вены в АФ сканирования было неравномерным и менее интенсивным по сравнению с другими фазами (101 ± 17 HU) (рис. 8). Данное отличие оказалось статистически значимым ($p < 0,05$).

Таким образом, характеристика контрастного усиления воротной вены при одномоментном двухфазном венозно-артериальном МСКТ-сканировании позволяет сделать вывод о возможности применения методики для оценки состояния воротной вены.

Для демонстрации вышеизложенного приводим *клиническое наблюдение 1*. Больной О., 45 лет, проходил лечение по поводу диффузной В-клеточной лимфомы. На этапе обследования пациенту была выполнена стандартная двухфазная МСКТ с внутривенным болюсным контрастным усилением; выявлено поражение забрюшинных лимфатических узлов (рис. 10 а, б, г, д). В дальнейшем больной получил четыре цикла первой линии химиотерапии по схеме R-СНОР. С целью оценки эффективности проведенной терапии выполнена компьютерная томография по методике одномоментного двухфазного МСКТ-сканирования (рис. 10 в, е).

При стандартном двухфазном сканировании АФ позволяет оценить состояние вовлечённых в патологический процесс артерий: видны ветви чревного ствола, проходящие в структуре опухолевого конгломерата (рис. 10 а). В то же время, оценить состояние воротной вены в АФ сканирования затруднительно, контур сосуда проследить не удастся (рис. 10 г). ПФ, напротив, позволяет визуализировать компримированную воротную вену (рис. 10 д), однако, не дает представления о состоянии проходящих в опухолевом конгломерате артерий (рис. 10 б). При одномоментном двухфазном МСКТ-сканировании на фоне опухоли отчетливо прослеживаются как артериальные (рис. 10 в), так и венозные сосуды (рис. 10 е), отмечается восстановление нормального диаметра воротной вены. В целом, при сравнении двух исследований отмечено уменьшение размеров опухолевого конгломерата на 75%, эффект лечения расценен как частичный ответ. Необходимо подчеркнуть, что эффективная доза облучения пациента при стандартном двухфазном исследовании составила 14,2 мЗв, при одномоментном двухфазном сканировании – 8,5 мЗв.

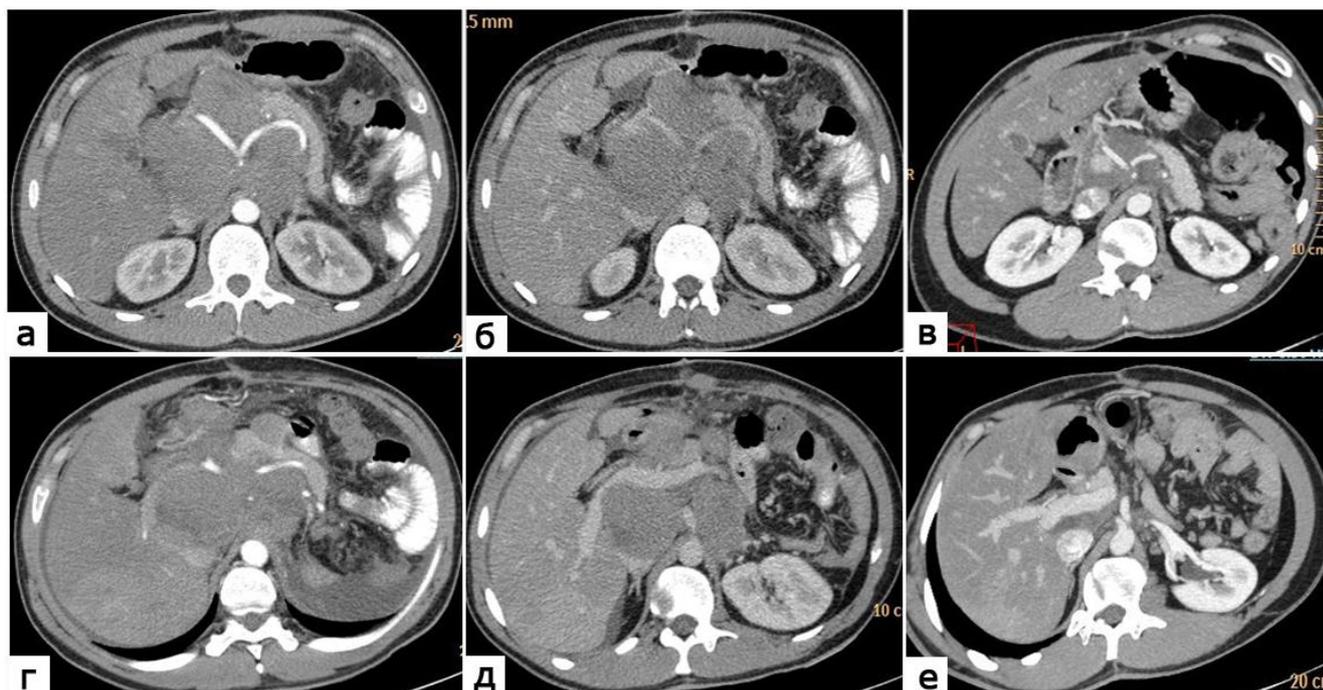


Рисунок 10. КТ-изображения брюшной полости. Конгломерат забрюшинных лимфатических узлов в чревной области при В-клеточной лимфоме до и в процессе проводимого лечения: а, г – артериальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ (сканы на уровне ветвей чревного ствола и на уровне воротной вены); б, д – портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ (сканы на уровне ветвей чревного ствола и на уровне воротной вены); в, е – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ (сканы на уровне ветвей чревного ствола и на уровне воротной вены)

Как продемонстрировано клиническим наблюдением, использование протокола венозно-артериального контрастирования позволило оценить эффективность проведенного лечения и за одно сканирование качественно визуализировать сосуды как артериального, так и венозного русла.

3.3. Характеристика контрастного усиления паренхимы печени

Результаты измерения рентгеновской плотности паренхимы печени в АФ и ПФ двухфазной МСКТ и в ВАФ одномоментного МСКТ-сканирования представлены рисунке 11.

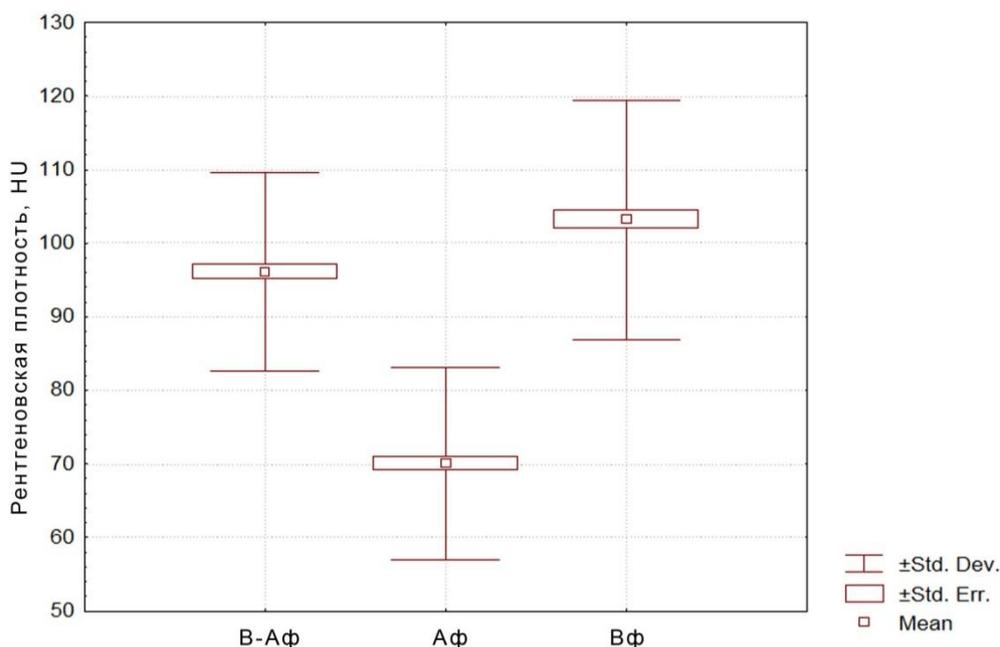


Рисунок 11. График сравнения рентгеновской плотности паренхимы печени в различные фазы исследования

Как видно на графике, степень контрастного усиления паренхимы печени в ПФ и ВАФ имели близкие значения (103 ± 16 HU и 96 ± 13 HU соответственно), что обуславливало сходные паттерны отображения паренхимы органа (рис. 12). Однако накопление контрастного вещества паренхимой в АФ было значительно менее выражено (70 ± 13 HU) по сравнению с ВАФ (96 ± 13 HU). При этом, различие плотности паренхимы печени во всех сравниваемых группах было статистически достоверно ($p < 0,05$).

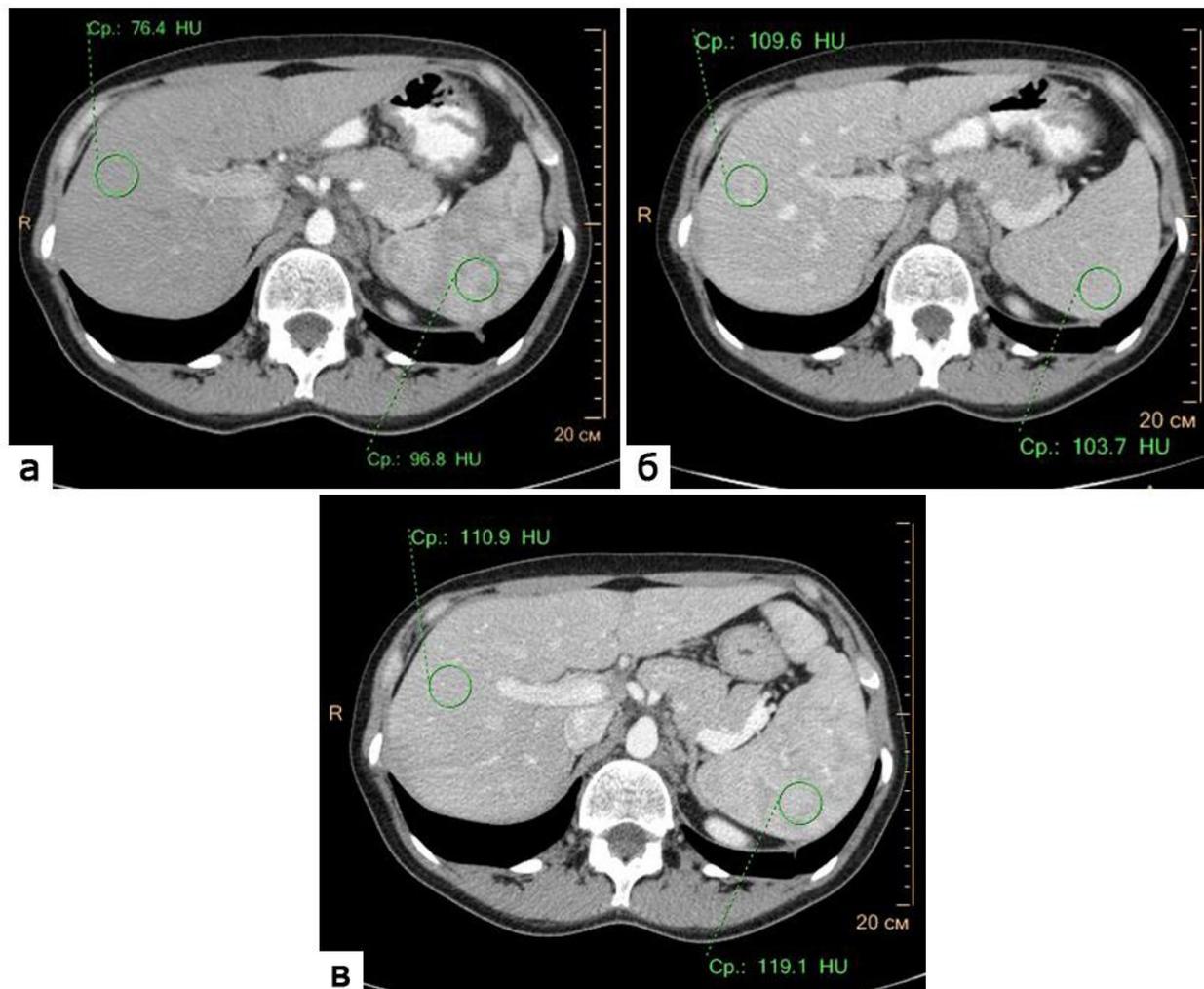


Рисунок 12. КТ-изображения брюшной полости на уровне воротной вены: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Показатели рентгеновской плотности паренхимы печени и паренхимы селезенки в различные фазы исследования (окружности, выноски)

Таким образом, значительное повышение рентгеновской плотности паренхимы печени в ВАФ контрастирования, близкое по величине к значениям таковой в ПФ стандартного двухфазного исследования, позволяет сделать вывод о возможности применения методики для оценки состояния органа и визуализации структурных и сосудистых изменений паренхимы печени.

3.4. Характеристика контрастного усиления паренхимы селезенки

Результаты измерения рентгеновской плотности паренхимы селезенки в АФ и ПФ двухфазной МСКТ и в ВАФ одномоментного МСКТ-сканирования представлены на рисунке 13.

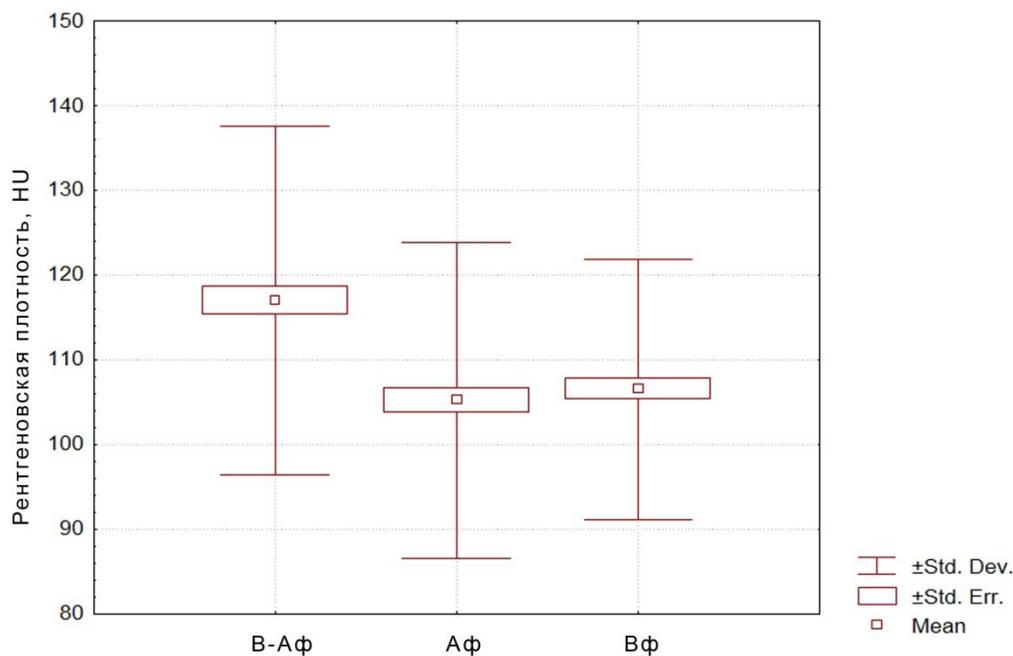


Рисунок 13. График сравнения рентгеновской плотности паренхимы селезенки в различные фазы исследования

Как видно на графике, средние значения рентгеновской плотности паренхимы селезенки в АФ и ПФ стандартного исследования были практически идентичны и составили 105 ± 19 HU и 107 ± 15 HU соответственно. Различие групп по данному параметру было статистически не достоверно ($p > 0,05$). Однако степень контрастирования паренхимы селезенки в ВАФ одномоментного сканирования было более выраженным (117 ± 21 HU). Данное отличие было статистически значимо ($p < 0,05$). В 58 % случаев наблюдался умеренно неравномерный характер контрастного усиления паренхимы органа в ВАФ, что соответствовало типичному паттерну АФ стандартного исследования (рис. 12).

Таким образом, полученные данные о более выраженном накоплении контрастного вещества паренхимой селезенки в ВАФ одномоментного двухфазного исследования, позволяют сделать вывод о возможности применения методики для оценки состояния органа и высоком потенциале в выявлении очаговых поражений паренхимы селезенки. Однако, при этом необходимо учитывать паттерн неоднородности накопления, сходный с АФ при стандартном контрастировании.

3.5. Характеристика контрастного усиления паренхимы почек

Результаты измерения рентгеновской плотности паренхимы почек в АФ и ПФ двухфазной МСКТ и в ВАФ одномоментного МСКТ-сканирования представлены на рисунке 14.

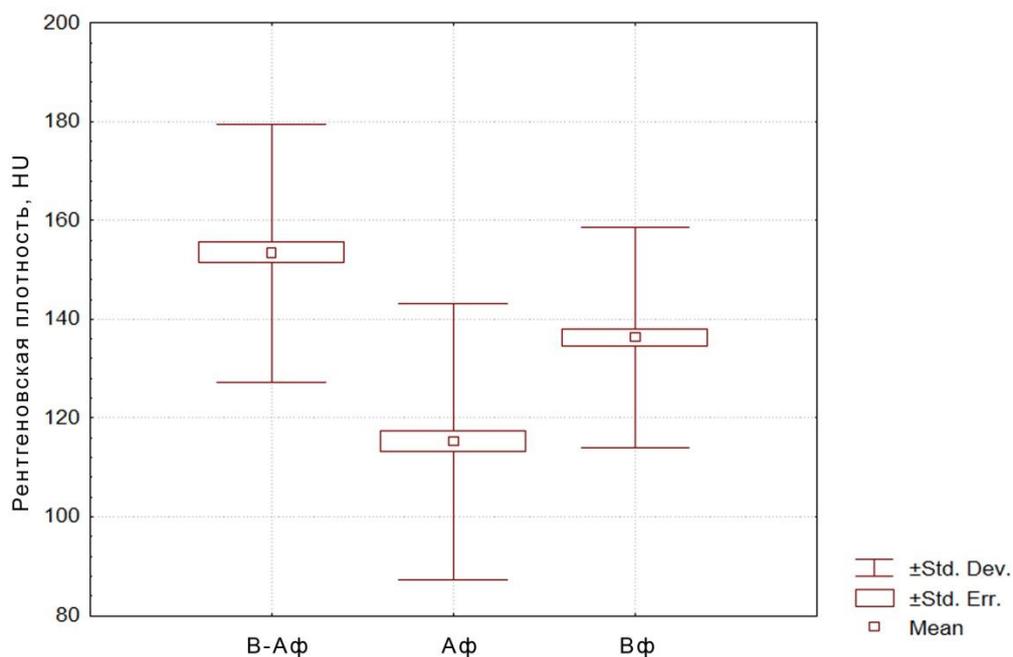


Рисунок 14. График сравнения рентгеновской плотности паренхимы почек в различные фазы исследования

Как видно на графике, накопление контрастного вещества паренхимой почек в ВАФ одномоментного сканирования было наибольшим среди всех фаз исследования (153 ± 26 HU). При проведении стандартной двухфазной МСКТ отмечалось более интенсивное накопление контрастного препарата в ПФ сканирования по сравнению с АФ (136 ± 22 HU и 115 ± 28 HU соответственно). Данные различия были статистически достоверны ($p < 0,05$).

При проведении ВАС накопление контрастного вещества почечной паренхимой было практически однородным, как и в ПФ стандартного исследования. При этом, характерная для АФ кортико-медуллярная дифференцировка ткани не выявлялась (рис. 15).

Таким образом, полученные данные о выраженном накоплении контрастного вещества паренхимой почек в ВФ одномоментного двухфазного исследования, позволяют сделать вывод о возможности применения методики для оценки состояния органа и выявления гиповаскулярных и неоднородно васкуляризированных изменений паренхимы. Потенциальное ограничение методики может быть в вопросах визуализации мелких однородно гиперваскуляризированных образований.

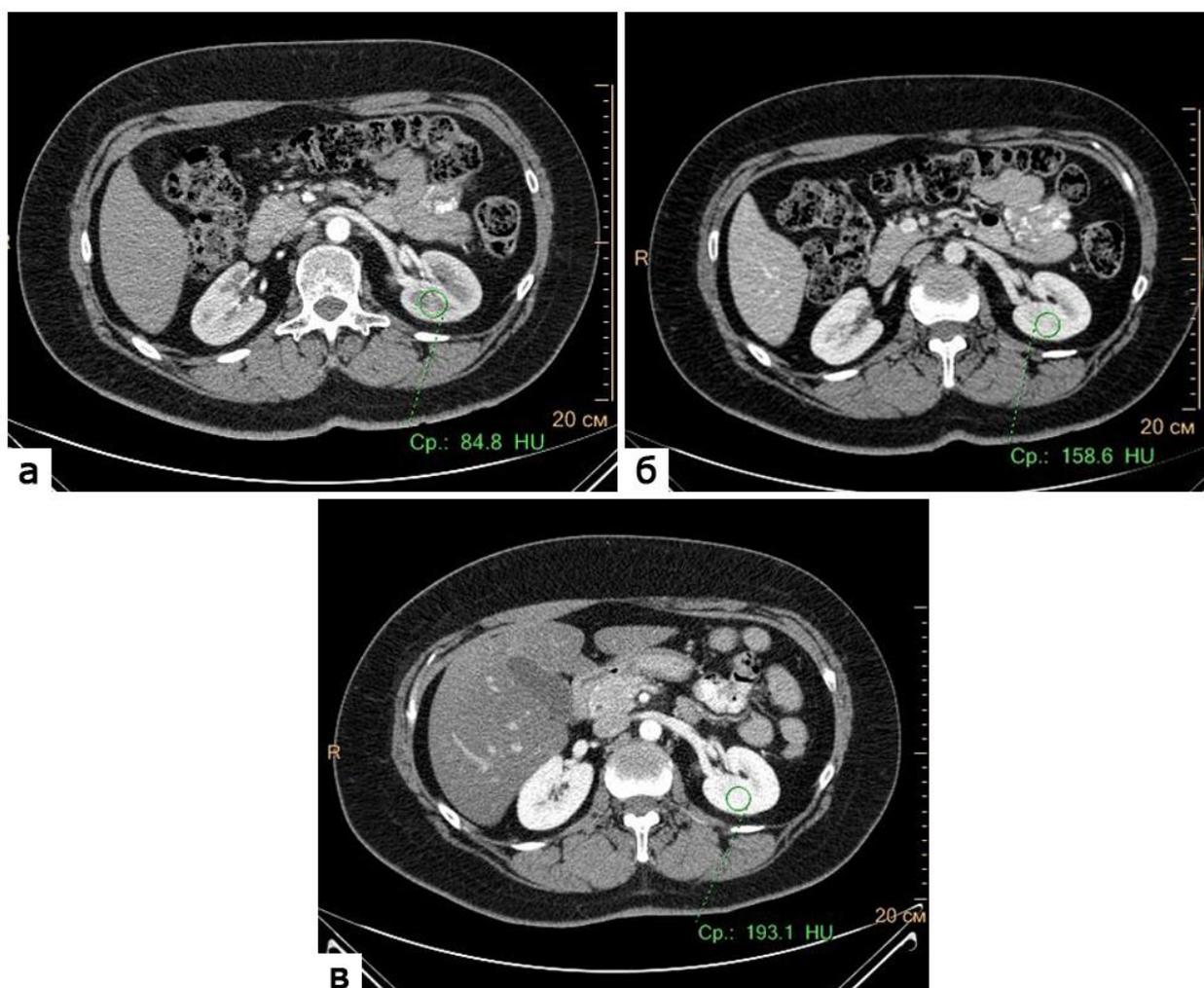


Рисунок. 15. КТ-изображения брюшной полости на уровне ворот почек: а, б – артериальная и портальная фазы при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной МСКТ. Показатели рентгеновской плотности и особенности паттерна контрастирования паренхимы почек (окружности, выноски)

3.6. Характеристика контрастного усиления паренхимы поджелудочной железы

Результаты измерения рентгеновской плотности паренхимы поджелудочной железы в АФ и ПФ двухфазной МСКТ и в ВАФ одномоментного МСКТ-сканирования представлены на рисунке 16.

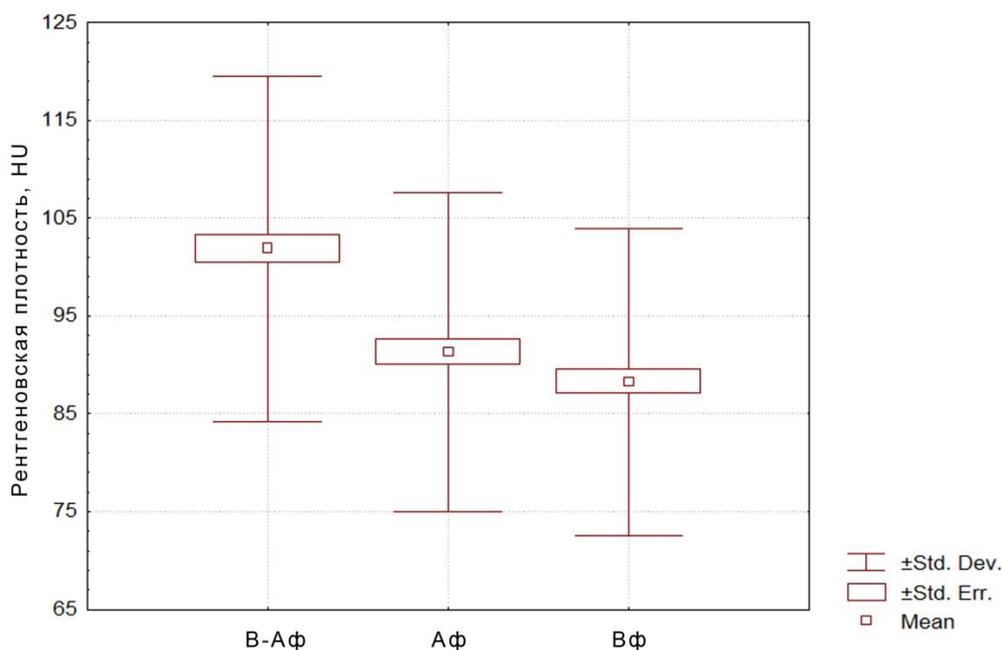


Рисунок 16. График сравнения рентгеновской плотности паренхимы поджелудочной железы в различные фазы исследования

На графике видно, что накопление контрастного вещества паренхимой поджелудочной железы в ВАФ одномоментного сканирования было наибольшим среди всех фаз исследования (102 ± 18 HU). При проведении стандартной двухфазной МСКТ отмечалось незначительно более интенсивное накопление контрастного препарата в Аф сканирования по сравнению с ПФ (91 ± 16 HU и 88 ± 16 HU соответственно) (рис. 17). Различие плотности паренхимы поджелудочной железы во всех сравниваемых группах было статистически значимо ($p < 0,05$).

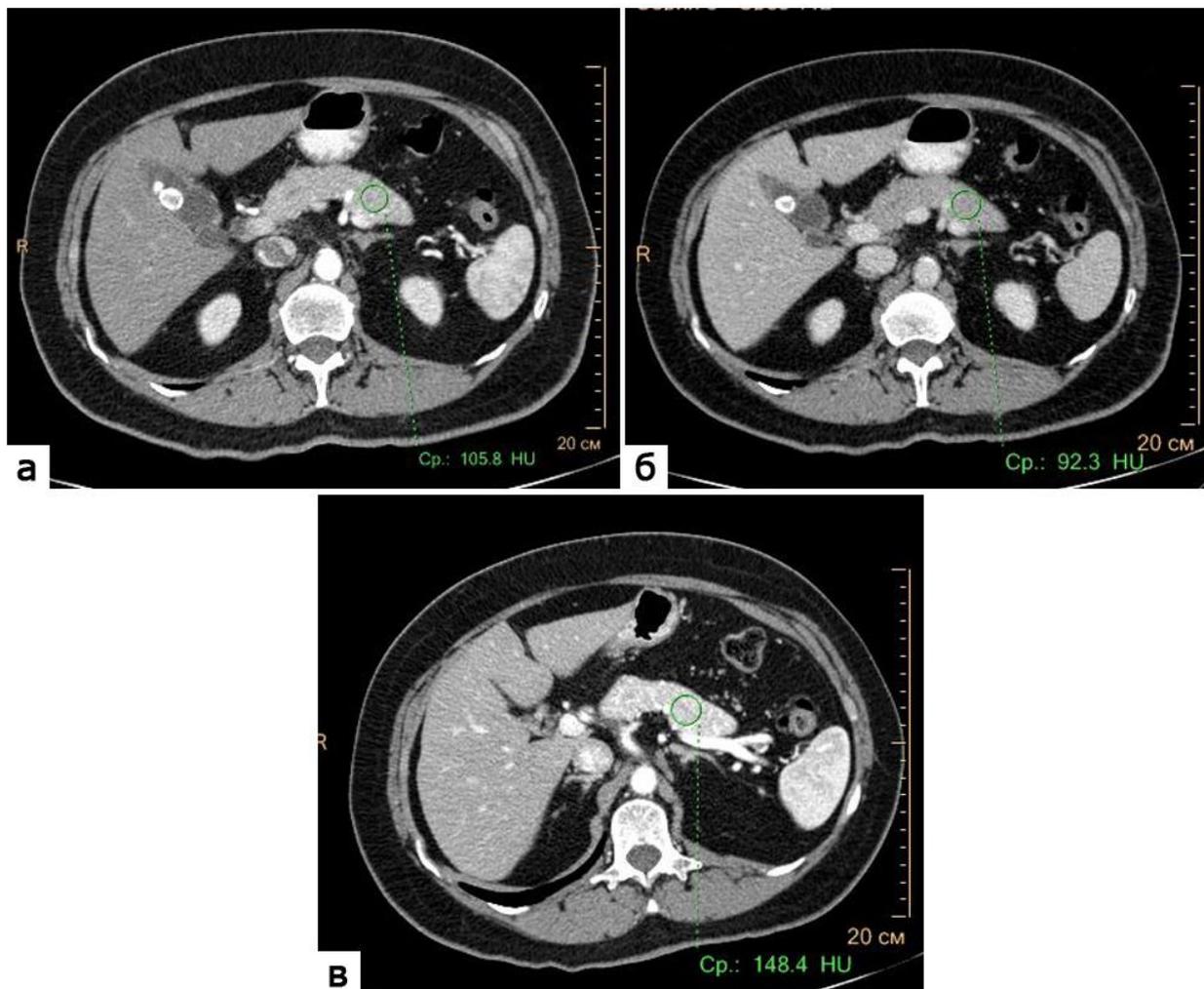


Рисунок 17. КТ-изображения брюшной полости на уровне тела поджелудочной железы: а, б – артериальная и портальная фазы при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной МСКТ. Показатели плотности паренхимы поджелудочной железы (окружности, выноски)

Таким образом, полученные данные о выраженном контрастном усилении паренхимы поджелудочной железы в ВАФ одномоментного двухфазного исследования, позволяют сделать вывод о возможности применения методики для оценки состояния органа. При этом более высокая степень контрастирования создает условия для эффективной визуализации гиповаскулярных изменений паренхимы поджелудочной железы.

Обобщая полученные данные о накоплении контрастного препарата в паренхиматозных органах и крупных сосудах брюшной полости в ВАФ одномоментного двухфазного МСКТ-сканирования, можно заключить, что методика обеспечивает высокий уровень контрастного усиления паренхимы органов (в почках, селезенке и поджелудочной железе значение рентгеновской плотности превышает соответствующие величины в АФ и ПФ двухфазного исследования; в печени характеристика контрастного усиления в ВАФ близка к ПФ классического исследования) и позволяет добиться эффективного контрастирования крупных артерий брюшной полости и воротной вены (контрастное усиление аорты несколько уступает показателям такового при измерении в АФ контрастирования, однако остается высоким; степени контрастирования воротной вены в ВАФ и ПФ не отличаются). Таким образом, методика одномоментного двухфазного МСКТ-сканирования не приводит к снижению степени контрастирования основных сосудов и органов брюшной полости. Напротив, контрастирование почек, поджелудочной железы, селезенки в ВАФ позволяет добиться более высоких показателей рентгеновской плотности, что потенциально улучшает визуализацию гиповаскулярных изменений этих органов. При этом необходимо учитывать некоторые особенности накопления контрастного вещества паренхимой почек и селезенки.

Глава 4. ЛУЧЕВАЯ НАГРУЗКА ПРИ ВЕНОЗНО- АРТЕРИАЛЬНОМ МСКТ-СКАНИРОВАНИИ

Величина эффективной дозы облучения при проведении компьютерной томографии зависела от числа зон сканирования (табл. 9).

Таблица 9

Доза облучения при стандартном двухфазном исследовании и венозно-
артериальном сканировании

Области исследования	Двухфазное сканирование, мЗв		Венозно-артериальное сканирование, мЗв		Уменьшение дозы, %	
	М*	Me	М	Me	М	Me
Живот	13,7±2,0	13,9 [12,8; 14,7]	6,9±1,0	6,8 [6,5; 7,3]	48,7±1,1	48,7 [47,9; 49,4]
Грудь-живот	19,2±2,1	19,0 [18,6; 20,4]	12,7±1,1	12,6 [11,9; 13,2]	33,9±3,4	34,3 [31,7; 36,6]
Живот-таз	17,9±2,1	18,1 [16,8; 19,1]	9,0±1,1	9,2 [8,5; 9,8]	49,3±1,0	49,5 [49,2; 49,7]
Грудь-живот-таз	24,8±1,8	24,9 [23,7; 26,7]	14,6±0,9	14,5 [13,9; 15,0]	45,6±2,1	46,0 [44,4; 47,1]

*М – среднее значение

Как видно из таблицы 9, при сканировании по методике венозно-артериального контрастирования наблюдалось снижение эффективной дозы облучения при исследовании любого числа областей ($p < 0,05$). При сопоставлении идентичных по объему исследований наибольшее среднее снижение дозовой нагрузки отмечалось при сканировании живота – таза и живота на $49,3 \pm 1\%$ и $48,7 \pm 1,1\%$ соответственно. Уменьшение дозы не достигало 50%, что было связано с наличием в протоколе исследований обязательных этапов получения топограмм и сканирования по программе «отслеживания болюса». Так, среднее значение

дозы при исследовании живота – таза по методике одномоментного сканирования составило $9,0 \pm 1,1$ мЗв, при стандартном двухфазном исследовании – $17,9 \pm 2,1$ мЗв; при проведении КТ живота аналогичные показатели равнялись $6,9 \pm 1,0$ мЗв и $13,7 \pm 2,0$ мЗв соответственно.

При сочетанном исследовании груди и других анатомических областей уменьшение дозы было меньшим, что связано со сканированием груди при проведении стандартной двухфазной КТ только в АФ. Так, в случае исследования груди – живота – таза среднее снижение дозы облучения составило $45,6 \pm 2,1\%$. Эффективная доза при ВАС равнялась $14,6 \pm 0,9$ мЗв, при стандартном двухфазном сканировании – $24,8 \pm 1,8$ мЗв. При исследовании груди – живота доза облучения уменьшилась на $33,9 \pm 3,4\%$. Соответствующие абсолютные показатели дозы составили $12,7 \pm 1,1$ мЗв и $19,2 \pm 2,1$ мЗв.

Для демонстрации снижения эффективной дозы облучения при КТ-исследовании живота приводим *клиническое наблюдение 2*. Расчет дозовых нагрузок при выполнении МСКТ живота.

Больная Р., 63 года, проходила лечение по поводу рака сигмовидной ободочной кишки с метастатическим поражением печени (pT3N2M1). На одном из этапов лечения выполнено классическое двухфазное МСКТ-сканирование живота с внутривенным болюсным контрастным усилением, после чего пациентка получила три цикла химиотерапии. С целью оценки эффективности лечения проведена КТ живота по протоколу ВАС.

Значения произведения дозы на длину различных этапов исследования представлены в дозовом отчёте (табл. 10):

Значения DLP при многофазном и венозно-артериальном сканировании живота

Этапы исследований		DLP, мГр·см
Стандартное исследование	Топограмма	34
	«Отслеживание болюса»	
	Артериальная фаза	507
	Портальная фаза	501
Венозно-артериальное сканирование	Топограмма	38
	«Отслеживание болюса»	
	Венозно-артериальная фаза	503

Для расчета эффективной доза облучения были использованы формулы:

$$E_{st} = DLP_{st\ art} \times e_{DLP}^{abd} + DLP_{st\ port} \times e_{DLP}^{abd} + DLP_{mon} \times e_{DLPmon}$$

$$E_{v-a} = DLP_{v-a} \times e_{DLP}^{abd} + DLP_{mon} \times e_{DLPmon}$$

где: E_{st} – эффективная доза стандартного исследования, мЗв;

$DLP_{st\ art}$ – произведение дозы на длину в АФ стандартного исследования, мГр·см;

e_{DLP}^{abd} – дозовый коэффициент для области живота, мЗв/(мГр·см);

$DLP_{st\ port}$ – произведение дозы на длину в ПФ стандартного исследования, мГр·см;

DLP_{mon} – произведение дозы на длину этапов разметки и «отслеживания» болюса;

e_{DLPmon} – дозовый коэффициент для этапов разметки и «отслеживания» болюса, мЗв/(мГр·см)

E_{v-a} – эффективная доза ВАС, мЗв;

DLP_{v-a} – произведение дозы на длину при ВАС, мГр·см.

Расчет эффективных доз облучения:

$$E_{st} = 507 \times 0,015 + 501 \times 0,015 + 34 \times 0,016 = 15,66 \text{ мЗв}$$

$$E_{v-a} = 504 \times 0,015 + 38 \times 0,016 = 8,17 \text{ мЗв}$$

Уменьшение эффективной дозы облучения при применении одномоментного сканирования, %:

$$\Delta E = 100 - E_{v-a} \times 100 / E_{st} = 100 - 8,17 \cdot 100 / 15,66 = 47,8 \%$$

Как видно из расчетов, в описанном примере при проведении ВАС живота снижение дозы облучения приближалось к 50 % по сравнению со стандартным двухфазным исследованием.

Для демонстрации снижения эффективной дозы облучения при КТ-исследовании груди – живота приводим *клиническое наблюдение 3*. Расчет дозовых нагрузок при выполнении МСКТ груди – живота.

Больной П., 52 года, находился под динамическим наблюдением с диагнозом рак легкого (pT2N1M0). С интервалом 6 месяцев пациенту выполнено классическое двухфазное МСКТ-сканирование груди – живота с внутривенным болюсным контрастным усилением и КТ этих же анатомических областей по протоколу ВАС.

Значения произведения дозы на длину различных этапов исследования представлены в дозовом отчёте (табл.11):

Значения DLP при многофазном и венозно-артериальном сканировании
груди – живота

Этапы исследований		DLP, мГр·см
Стандартное исследование	Топограмма	43
	«Отслеживание болюса»	
	Артериальная фаза	762
	Венозная фаза	488
Венозно-артериальное сканирование	Топограмма	42
	«Отслеживание болюса»	
	Венозно-артериальная фаза	770

Для расчета эффективной доза облучения были использованы формулы:

$$E_{st} = DLP_{st\ art} \times e_{DLP}^{ch-abd} + DLP_{st\ port} \times e_{DLP}^{abd} + DLP_{mon} \times e_{DLPmon}$$

$$E_{v-a} = DLP_{v-a} \times e_{DLP}^{ch-abd} + DLP_{mon} \times e_{DLPmon}$$

где: E_{st} – эффективная доза стандартного исследования, мЗв;

$DLP_{st\ art}$ – произведение дозы на длину в АФ стандартного исследования, мГр·см;

e_{DLP}^{ch-abd} – дозовый коэффициент для области груди – живота, мЗв/(мГр·см);

$DLP_{st\ port}$ – произведение дозы на длину в ПФ стандартного исследования, мГр·см;

e_{DLP}^{abd} – дозовый коэффициент для области живота, мЗв/(мГр·см);

DLP_{mon} – произведение дозы на длину этапов разметки и «отслеживания» болюса;

e_{DLPmon} – дозовый коэффициент для этапов разметки и «отслеживания» болюса, мЗв/(мГр·см)

E_{v-a} – эффективная доза одномоментного ВАС, мЗв;

DLP_{v-a} – произведение дозы на длину при ВАС, мГр·см.

Расчет эффективных доз облучения:

$$E_{st} = 762 \times 0,016 + 488 \times 0,015 + 43 \times 0,016 = 20,2 \text{ мЗв}$$

$$E_{v-a} = 770 \times 0,016 + 42 \times 0,016 = 12,99 \text{ мЗв}$$

Уменьшение эффективной дозы облучения при ВАС, %:

$$\Delta E = 100 - E_{v-a} \times 100 / E_{st} = 100 - 12,99 \cdot 100 / 20,2 = 35,7 \%$$

Как видно из расчетов, в описанном примере при проведении ВАС груди – живота снижение дозы облучения равнялось 35,7 % по сравнению со стандартным двухфазным исследованием.

Таким образом, методика венозно-артериального МСКТ-сканирования способствует значительному уменьшению лучевой нагрузки при КТ живота как отдельно, так и в сочетании с другими анатомическими областями.

Глава 5. МСКТ-СЕМИОТИКА ОПУХОЛЕВЫХ ПОРАЖЕНИЙ ПЕЧЕНИ ПРИ ВЕНОЗНО-АРТЕРИАЛЬНОМ СКАНИРОВАНИИ

Для определения характера контрастного усиления различных очаговых поражений печени было обследовано 96 пациентов. У 29 (30,2 %) больных в паренхиме органа одновременно определялось 2 и более видов образований. Структура выявленных очаговых поражений представлена в таблице 12.

Таблица 12

Очаговые образования печени, выявленные в венозно-артериальную фазу одномоментного МСКТ-сканирования и при стандартном исследовании

Очаговое образование	Число случаев при ВАС		Число случаев при стандартном исследовании	
	Абс	%	Абс	%
Метастаз	184	72,4	147	67,3
Киста	38	15	39	17,9
Гемангиома	13	5,1	13	6,0
Коагуляционный некроз после РЧА	8	3,1	8	3,7
ГЦР	5	2,0	5	2,3
ФНГ	3	1,2	3	1,4
Билома	2	0,8	2	0,9
Липома	1	0,4	1	0,5
Всего	254	100	218	100

Как видно из таблицы 12, при выполнении венозно-артериального контрастирования было выявлено 254 очаговых поражения печени, в то время как в контрольной группе их число составило 218. Различие в количестве

новообразований между контрольной и исследуемой группой было обусловлено преимущественно увеличением числа метастазов в паренхиме органа в результате прогрессирования онкологического заболевания. Также в одном случае при проведении МСКТ по протоколу венозно-артериального контрастирования визуализируемая при предыдущем исследовании мелкая киста диаметром 4 мм не выявлялась. Число новообразований других видов было идентичным.

Наиболее часто встречаемыми очаговыми поражениями при ВАС были метастазы (72,4%) и кисты (15%). Общее число случаев с данными новообразованиями составило 220. Реже выявлялись гемангиомы (5,1%), коагуляционный некроз после РЧА (3,1%), гепатоцеллюлярный рак (2%), фокальная нодулярная гиперплазия (1,6%), биллома (0,8%), липома (0,4%).

5.1. Метастазы

В исследуемой группе было выявлено 184 метастаза в печени у 66 больных. Размеры очаговых поражений варьировали от 4 мм до 62 мм (в среднем 27 ± 12 мм).

Локализации первичной злокачественной опухоли, при которых определялись метастатические изменения в печени, представлены в таблице 13.

Из таблицы 13 следует, что метастазы в печени чаще всего обнаруживались при локализации первичной опухоли в толстой кишке (39,7 %), реже – в молочной железе (15,8 %) и желудке (14,1 %). Суммарная доля метастатических очагов другого генеза равнялась 30,4 %, что соответствует спектру опухолевых патологий в онкологическом учреждении.

Таблица 13

Структура заболеваемости больных с метастатическим поражением печени относительно первичной опухоли

Нозологическая форма		Число больных		Число очагов	
		Абс	%	Абс	%
Рак толстой кишки		35	53	73	39,7
Рак молочной железы		11	16,7	29	15,8
Рак желудка		9	13,6	26	14,1
Рак поджелудочной железы	Аденокарцинома	3	4,6	22	12,0
	Нейроэндокринная опухоль	1	1,5	5	2,7
Рак легкого		4	6,1	12	6,5
Рак почки		1	1,5	7	3,8
Неорганическая абдоминальная липосаркома		1	1,5	2	1,1
Герминогенная опухоль яичка		1	1,5	8	4,3
Всего		66	100	184	100

В зависимости от соотношения плотностных характеристик метастазов и печеночной паренхимы выявленные образования были подразделены на гипervasкулярные (плотность очага больше плотности паренхимы) и гиповаскулярные (обратное соотношение). Характер контрастного усиления очаговых поражений определялся локализацией первичной опухоли (табл. 14).

Как видно из таблицы 14, гиповаскулярный паттерн метастатических очагов был характерен для рака толстой кишки, желудка, легкого, для неорганической абдоминальной липосаркомы, герминогенной опухоли яичка, аденокарциномы поджелудочной железы. Гипervasкулярный характер контрастного усиления метастазов отмечался при почечно-клеточном раке, нейроэндокринном раке

поджелудочной железы. Метастатические очаги при раке молочной железы имели как гипо-, так и гипervasкулярный характер.

Таблица 14

Васкуляризация метастазов в печени

Нозологическая форма	Гиповаскулярные поражения	Гипervasкулярные поражения
Рак толстой кишки	+	
Рак молочной железы	+	+
Рак желудка	+	
Рак поджелудочной железы	+	+
<i>Аденокарцинома</i>	+	
<i>Нейроэндокринная опухоль</i>		+
Рак легкого	+	
Рак почки		+
Неорганный забрюшинный липосаркома	+	
Герминогенная опухоль яичка	+	

При сопоставлении КТ-картины исследования по протоколу венозно-артериального контрастирования и сканирования по стандартной программе тип васкуляризации метастатических очагов был одинаковым.

Гиповаскулярные очаговые поражения определялись в ВАФ контрастирования и в обе фазы стандартного сканирования как образования пониженной относительно печеночной паренхимы плотности (табл. 15), с нечеткими неровными контурами, как правило, неоднородной структуры (рис. 18).

Таблица 15

Рентгеновская плотность гиповаскулярных метастатических очагов и паренхимы печени

Область измерения	АФ, НУ	ПФ, НУ	ВАФ, НУ
Метастаз	36,3±5,5	39,3±7,4	38,8±7,9
Паренхима	70,2±8,8	105,7±8,3	100,5±7,3
Абс. градиент плотности «метастаз-паренхима»	33,9±10,7	66,4±11,0	61,7±10,8
Отн. градиент плотности «метастаз-паренхима», %	51,1	100	92,9

Как видно из таблицы 15, рентгеноплотностные характеристики метастазов во все фазы исследования были близки (АФ – 36,3±5,5 НУ, ПФ – 39,3±7,4 НУ, ВАФ – 38,8±7,9 НУ). Однако абсолютное значение градиента плотности «очаг-паренхима» было значимо большим в ПФ и ВАФ по сравнению с АФ (66,4±11,0 НУ, 61,7±10,8 НУ, 33,9±10,7 НУ соответственно, $p > 0,05$).

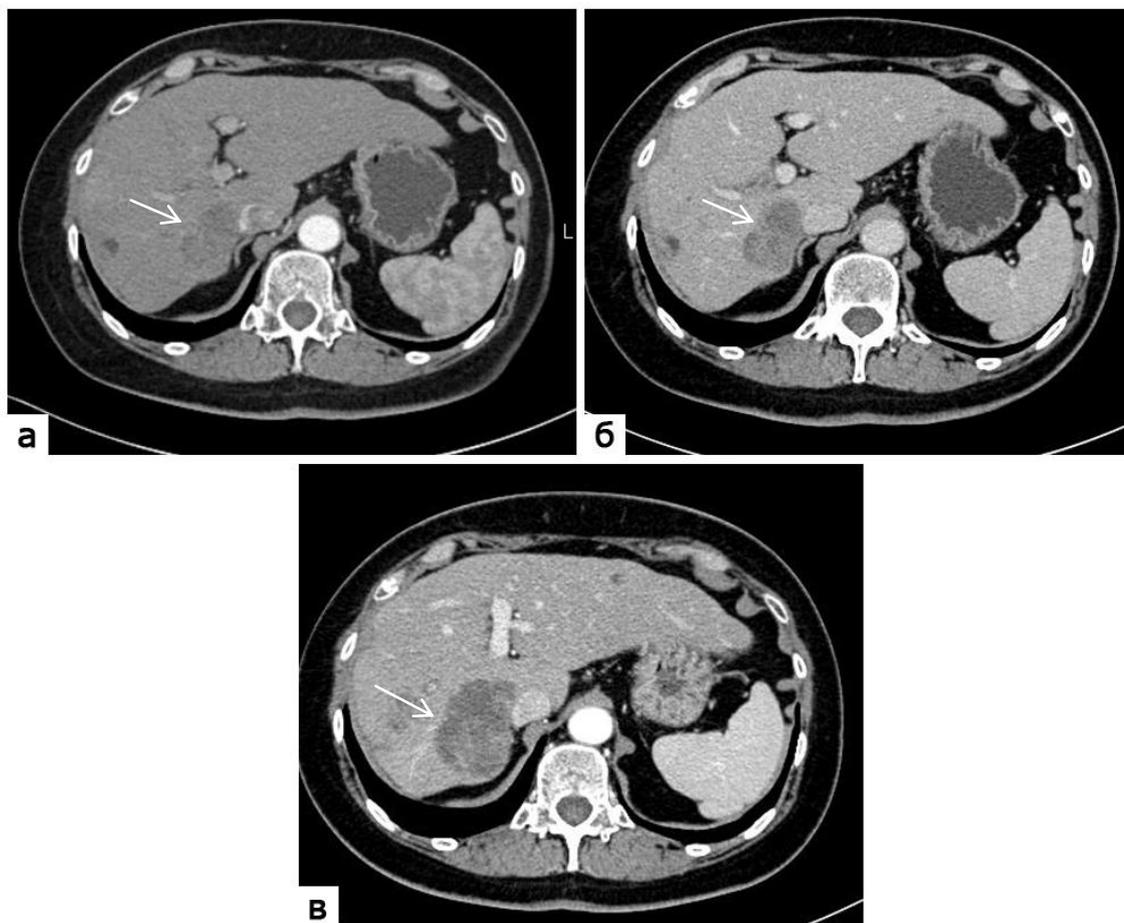


Рисунок 18. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Гиповаскулярный метастаз рака толстой кишки (стрелки)

В 31 случае в ВАФ определялось разной выраженности кольцо контрастного усиления по периферии очага (симптом «мишени»), при стандартном исследовании более четко определяемое в АФ (рис. 19).

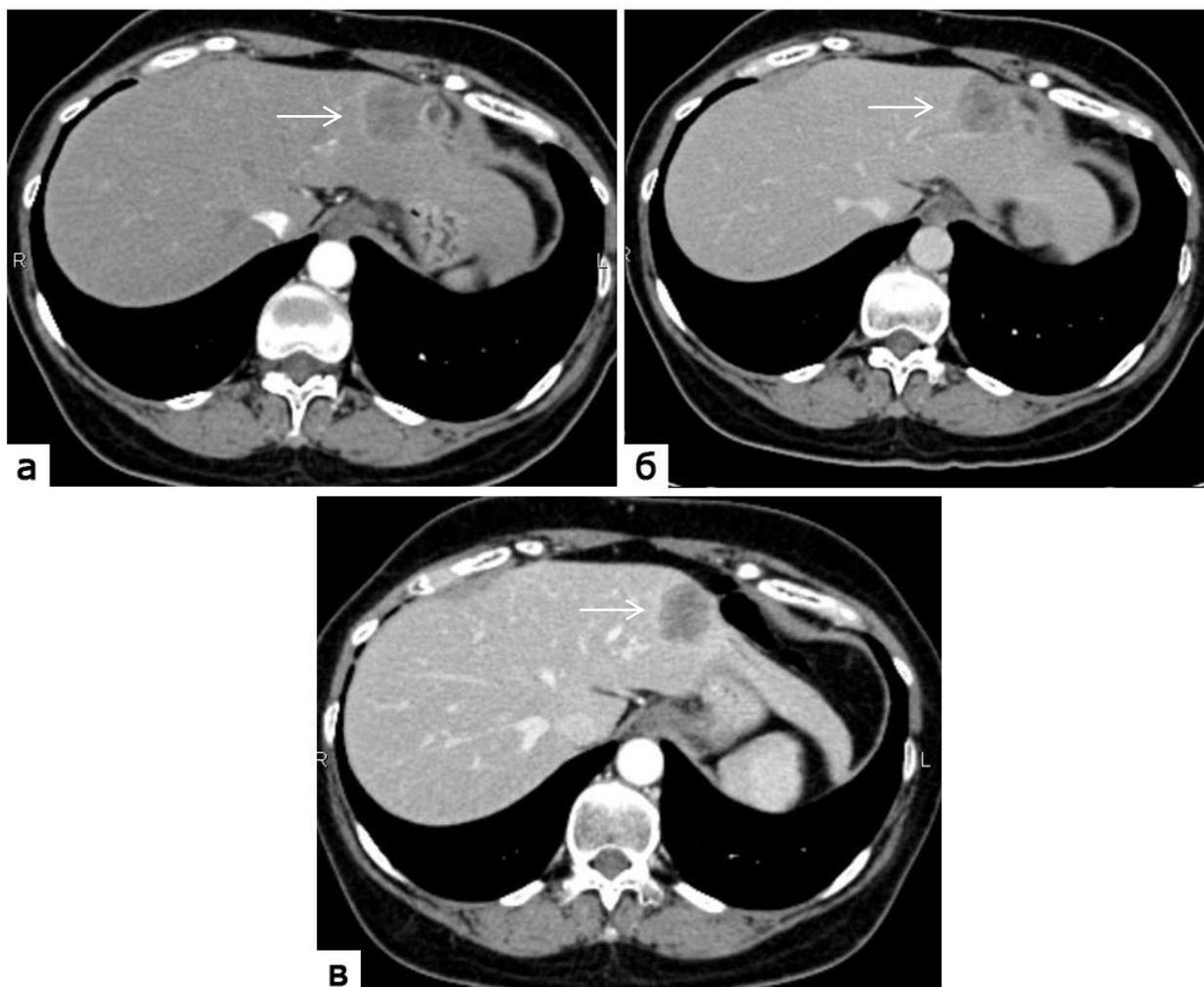


Рисунок 19. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Гиповаскулярный метастаз рака толстой кишки, симптом «мишени» (стрелки)

Данный признак позволял четко визуализировать границу очага, что способствовало более точному определению его размеров. Все выявленные случаи отмечались при метастазах колоректального рака и рака желудка. Чувствительность данного признака в отношении вторичного поражения паренхимы печени составила 16,8%, специфичность – 100%, точность – 39,8%, прогностическая ценность положительного результата – 100%, прогностическая ценность отрицательного результата – 31,4%.

Гиперваскулярные метастазы рака почки, молочной железы, нейроэндокринного рака поджелудочной железы определялись в ВАФ контрастирования в виде образований повышенной относительно паренхимы плотности (табл. 16), с неровными контурами, как правило, неоднородной структуры (рис. 20).

Таблица 16

Рентгеновская плотность гиперваскулярных метастатических очагов и паренхимы печени

Область измерения	АФ, НУ	ПФ, НУ	ВАФ, НУ
Метастаз	121,9±5,6	104,9±5,6	118,9±5,9
Паренхима	60,6±18,0	93,3±19,4	83,4±18,2
Абс. градиент плотности «метастаз-паренхима»	61,3±12,4	11,6±13,8	35,5±12,6
Отн. градиент плотности «метастаз-паренхима», %	100	18,9	57,9

Как видно из таблицы 16, рентгеноплотностные характеристики метастазов в АФ и ВАФ были близки, в ПФ – имели несколько меньшее значение (121,9±5,6 НУ, 118,9±5,9 НУ, 104,9±5,6 НУ соответственно). Очаги лучше визуализировались в АФ стандартного двухфазного исследования и при ВАС, а в ПФ были не видны или выявлялись неотчётливо, что было обусловлено соответствующими значениями градиента плотности «очаг-паренхима» (АФ – 61,3±12,4 НУ, ВАФ – 35,5±12,6 НУ, ПФ – 11,6±13,8 НУ).

Кроме того, в ВАФ гиперваскулярные метастазы четко визуализировались на фоне вен портальной системы. Это обстоятельство потенциально дает преимущество при оценке локализации очага в процессе планирования хирургического или абляционного лечения.

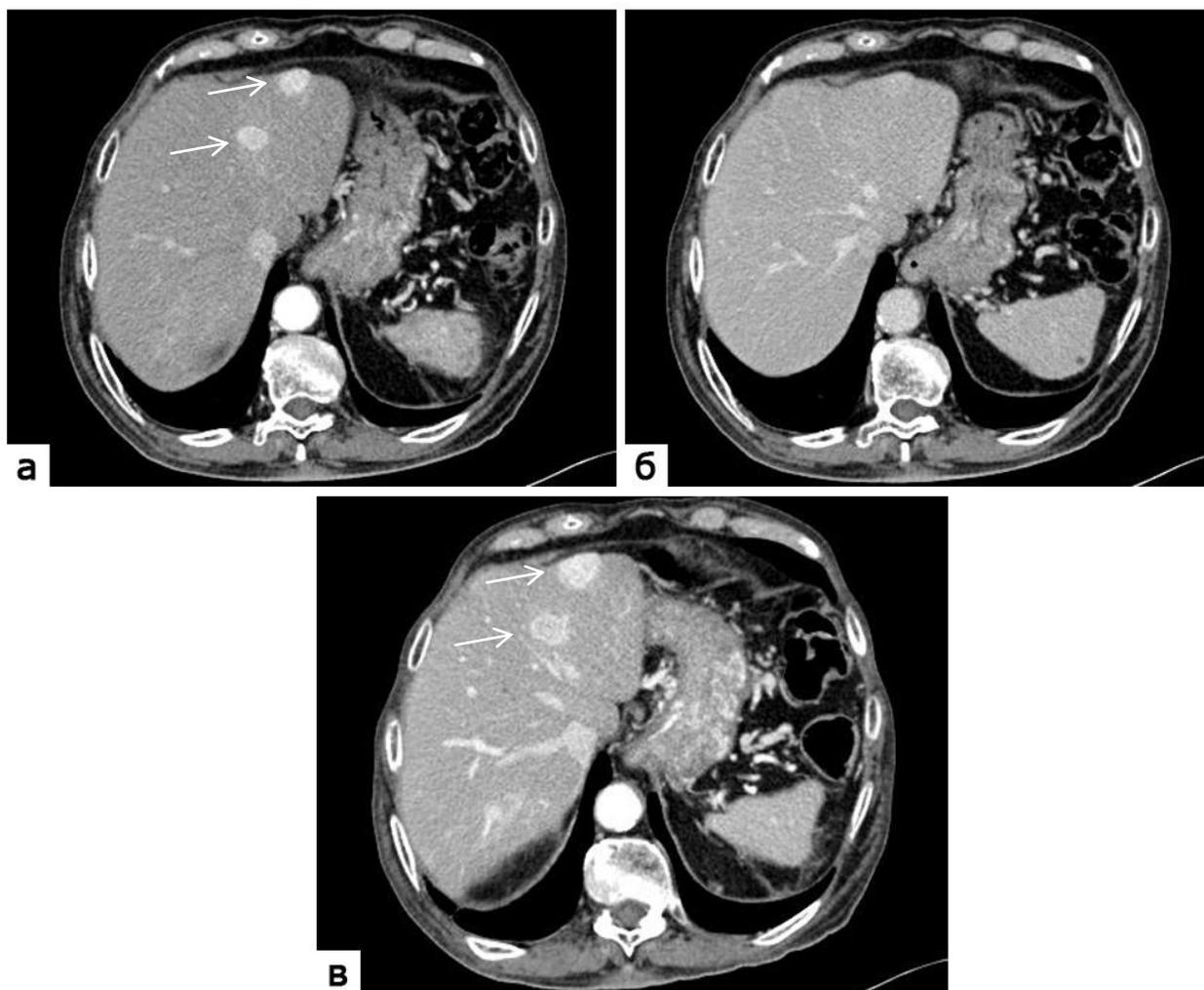


Рисунок 20. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Гиперваскулярный метастаз почечно-клеточного рака (стрелки)

При раке молочной железы у двух пациенток в ВАФ вокруг некоторых очагов выявлялся гиповаскулярный ободок, вероятно, обусловленный перитуморальным венозным блоком. В обе фазы стандартного исследования данный феномен прослеживался неотчетливо. Чувствительность симптома в подтверждении метастатической природы очаговых поражений составила 4,3%, специфичность – 100%, точность – 30,7%, прогностическая ценность

положительного результата – 100%, прогностическая ценность отрицательного результата – 28,5%.

Для наглядности приводим *клиническое наблюдение 4*. Больная К., 45 лет, лечилась по поводу рака молочной железы с метастатическим поражением печени (сТ3N2M1). На одном из этапов лечения выполнено классическое двухфазное МСКТ-сканирование с внутривенным болюсным контрастным усилением, после чего пациентка получила два цикла химиотерапии. С целью оценки эффективности проведенного лечения выполнена компьютерная томография по протоколу одномоментного двухфазного венозно-артериального МСКТ-сканирования.

Как при первом (рис. 21 а, б), так и при втором исследовании (рис. 21 в) в 7 сегменте печени визуализируется контролируемый гипervasкулярный метастатический очаг, окруженный зоной отека паренхимы. При стандартном двухфазном сканировании образование лучше визуализируется в ПФ контрастирования. При ВАС отмечается более четкая визуализация метастаза по сравнению с обеими фазами предыдущего стандартного исследования, отчетливо видна граница между очагом и паренхимой. Наибольший диаметр метастаза до проведенных циклов химиотерапии составил 9 мм, после химиотерапии – 11 мм. В целом отмечено увеличение размеров контрольных очагов на 14%, эффект лечения расценен как стабилизация. Эффективная доза облучения при стандартном двухфазном исследовании составила 13,9 мЗв, при ВАС – 7,3 мЗв.

Приведенное клиническое наблюдение показывает, что применение методики ВАС позволило качественно визуализировать метастатические очаги в печени и провести оценку эффективности проведенного лечения.

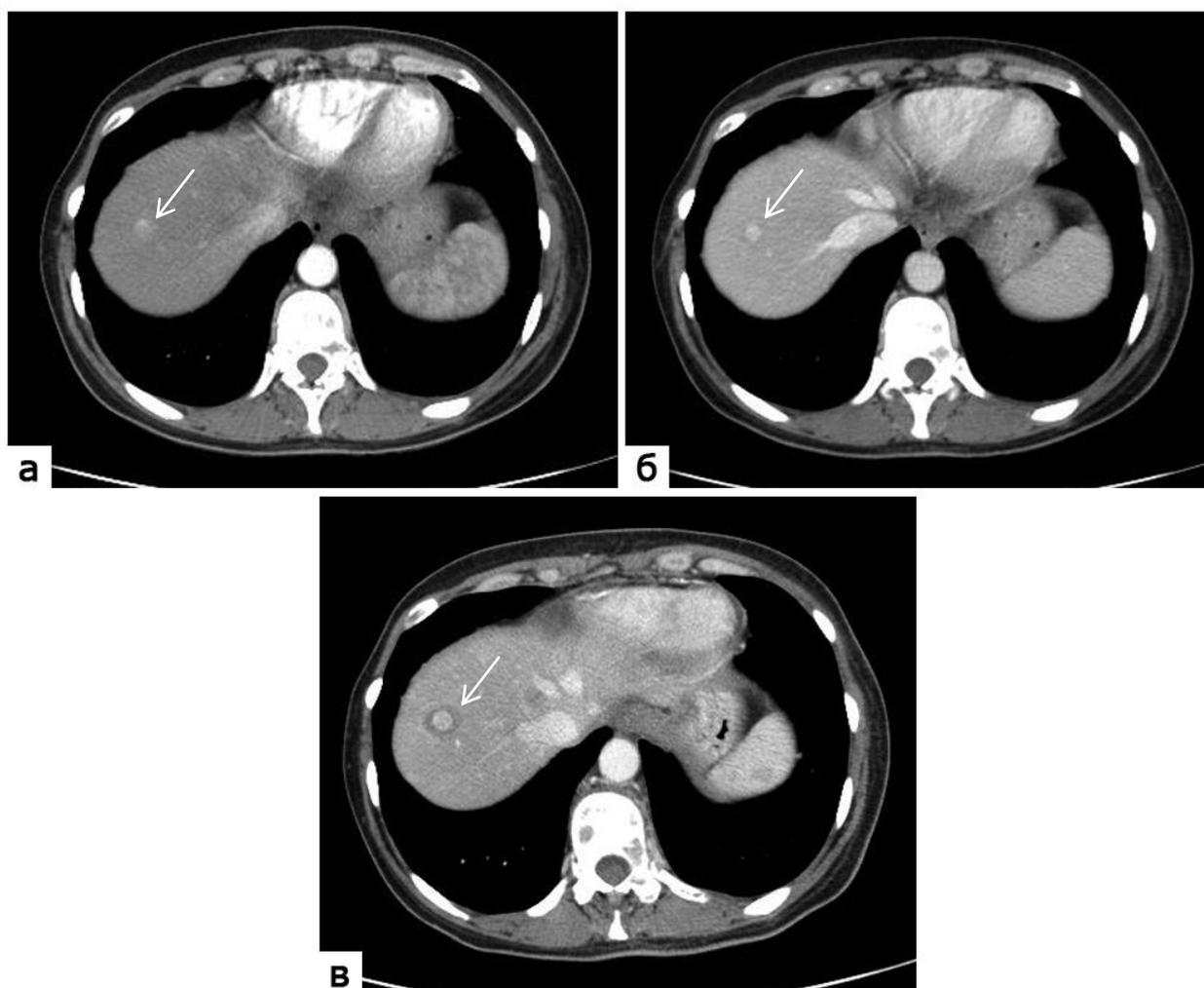


Рисунок 21. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Гиперваскулярный метастаз рака молочной железы (стрелки)

Таким образом, МСКТ по протоколу венозно-артериального контрастирования позволяет визуализировать гипо- и гиперваскулярные метастатические очаги в печени. Гиповаскулярные метастазы в венозно-артериальную фазу сканирования имеют сходную КТ-картину с ПФ стандартного исследования, градиенты рентгеновской плотности составляют соответственно $61,7 \pm 10,8$ HU и $66,4 \pm 11,0$ HU. Может выявляться разной выраженности симптом «мишени» (чувствительность – 16,8%, специфичность – 100%, точность – 39,8%,

прогностическая ценность положительного результата – 100%, прогностическая ценность отрицательного результата – 31,4%). Гиперваскулярные метастазы определяются как очаговые образования повышенной плотности и могут быть визуализированы даже в тех случаях, когда в ПФ сканирования они изоденсны печеночной паренхиме: градиент плотности «очаг-паренхима» в АФ – $61,3 \pm 12,4$ НУ, в ВАФ – $35,5 \pm 12,6$ НУ, в ПФ – $11,6 \pm 13,8$ НУ. Данная особенность визуализации очагов позволяет определить соотношение образований с портальной системой, что создает предпосылки для более эффективного планирования хирургических вмешательств. В случае метастазов рака молочной железы может выявляться гиповаскулярный ободок вокруг очага. Чувствительность данного симптома в подтверждении метастатической природы очаговых поражений составляет 4,3 %, специфичность – 100 %, точность – 30,7%, прогностическая ценность положительного результата – 100%, прогностическая ценность отрицательного результата – 28,5%.

5.2. Кисты и липомы

При венозно-артериальном МСКТ-сканировании в печеночной паренхиме было выявлено 38 простых кист у 19 пациентов. Размеры образований колебались в пределах от 3 мм до 39 мм (среднее значение 12 ± 6 мм). Рентгеновская плотность кист составила от 2 НУ до 15 НУ (среднее значение $4,6 \pm 2,3$ НУ).

Крупные кисты (диаметром более 10мм) определялись как образования жидкостной плотности, не накапливающие контрастное вещество, имеющие четкий контур на фоне контрастированной паренхимы печени. Рентгеноплотностные характеристики образований приведены в таблице 17.

Рентгеновская плотность кист и паренхимы печени

Область измерения	АФ, НУ	ПФ, НУ	ВАФ, НУ
Кисты диаметром >10мм	1,3±1,2	2,3±2,1	2,3±2,0
Кисты диаметром <10мм	8,4±3,1	10,3±3,5	10,4±3,4
Паренхима	63,2±10,4	99,5±11,9	94,4±11,0
Абс. градиент плотности «крупная киста - паренхима»	61,9±10,2	92,1±11,6	89,2±12,3
Отн. градиент плотности «крупная киста - паренхима», %	67,2	100	96,9
Абс. градиент плотности «мелкая киста - паренхима»	54,8±12,4	97,2±13,1	89,0±11,8
Отн. градиент плотности «мелкая киста - паренхима», %	56,4	100	91,6

*Приведено абсолютное значение градиента плотности.

Как видно из таблицы 17, в связи с близкими значениями рентгеновской плотности печеночной паренхимы в ВАФ одномоментного сканирования (94,4±11,0 НУ) и в ПФ стандартного двухфазного исследования (99,5±11,9 НУ) КТ картина кист в эти фазы была практически идентичной, в отличие от АФ, где градиент плотности был значительно ниже (рис. 22).

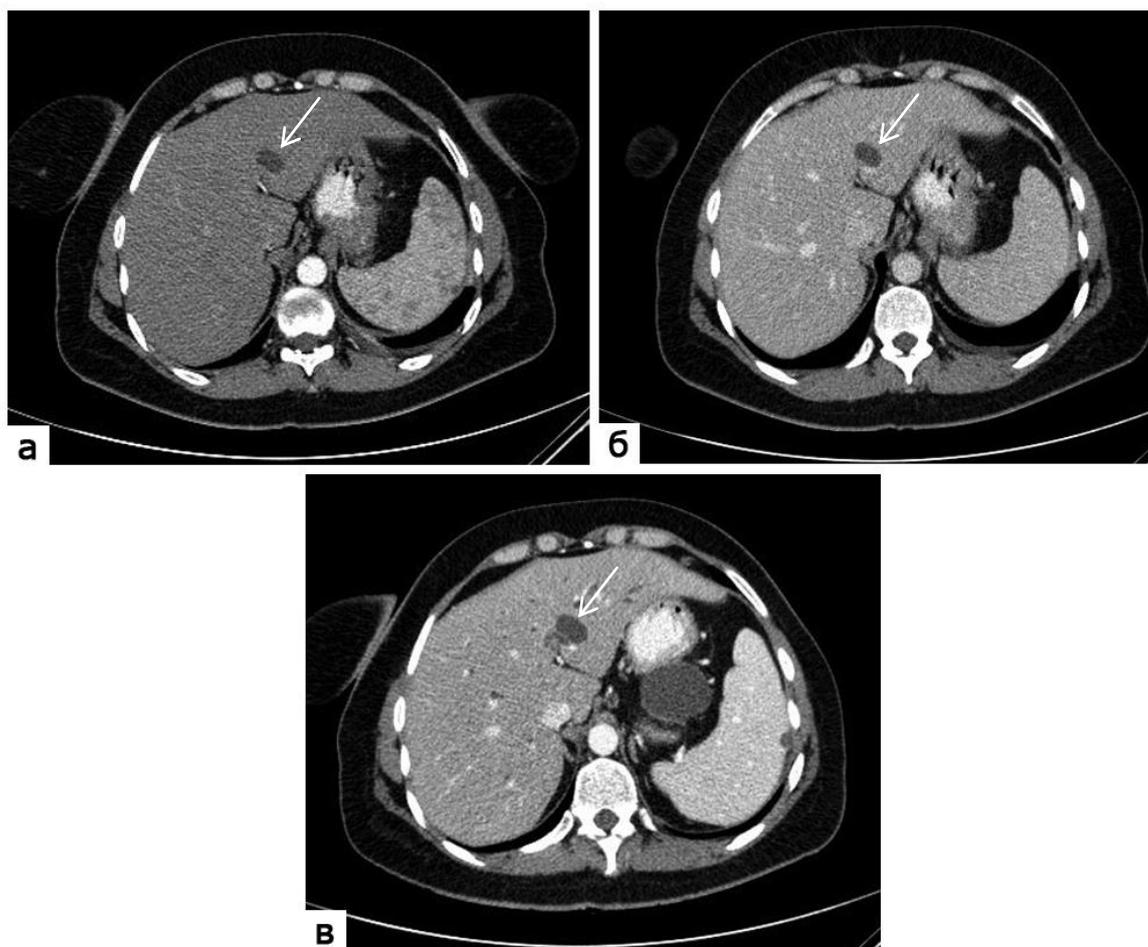


Рисунок 22. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Киста (стрелки)

Рентгеновская плотность мелких кист была сравнительно большей, чем крупных, из-за частичного объемного усреднения с окружающей печеночной тканью ($10,4 \pm 3,4$ HU и $2,3 \pm 2,0$ HU соответственно). Однако высокий градиент плотности «очаг-паренхима» ($89,0 \pm 11,8$ HU), создаваемый при ВАС, позволял отчетливо визуализировать мелкие ранее определяемые образования (рис. 23).

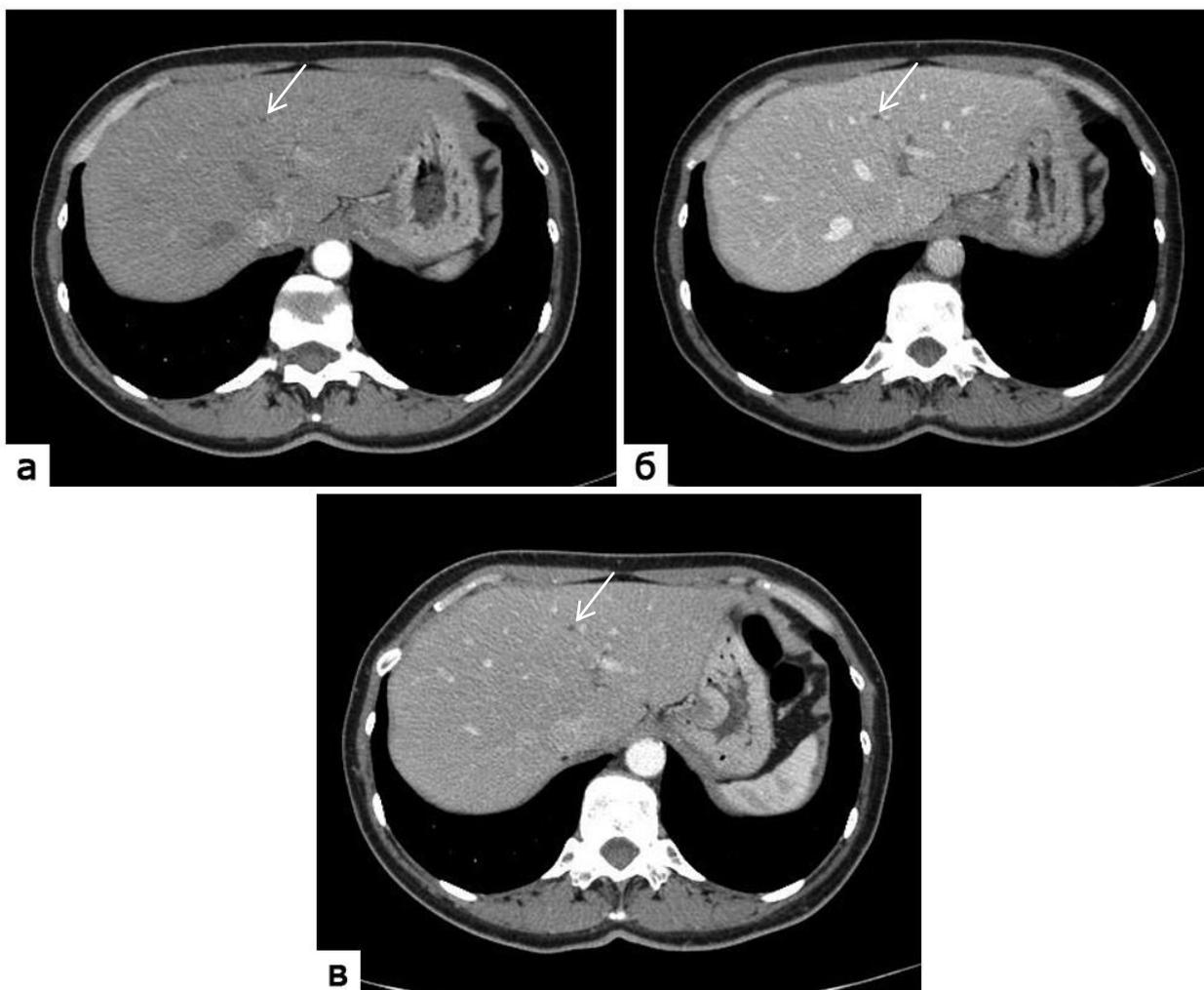


Рисунок 23. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Мелкая киста диаметром 4 мм (стрелки)

В одном случае, несмотря на выраженное накопление паренхимой печени контрастного препарата (рентгеновская плотность 105 HU), выявляемое при предыдущем исследовании кистовидное образование диаметром 5 мм не определялось. Позднее, при проведении очередного сканирования по стандартной двухфазной методике в соответствии с клиническими показаниями, визуализировать данное образование также не удалось. Возможно, кистовидное

образование представляло собой расширенный желчный проток, восстановивший свой нормальный диаметр.

В исследование был включен один случай липомы печени. Образование при ВАС имело четкий контур, однородную структуру и отрицательную плотность (-69 HU) (рис. 24). Рентгеноплотностный градиент «очаг-паренхима» составил: АФ – 139 HU, ПФ – 176 HU, ВАФ – 175 HU.

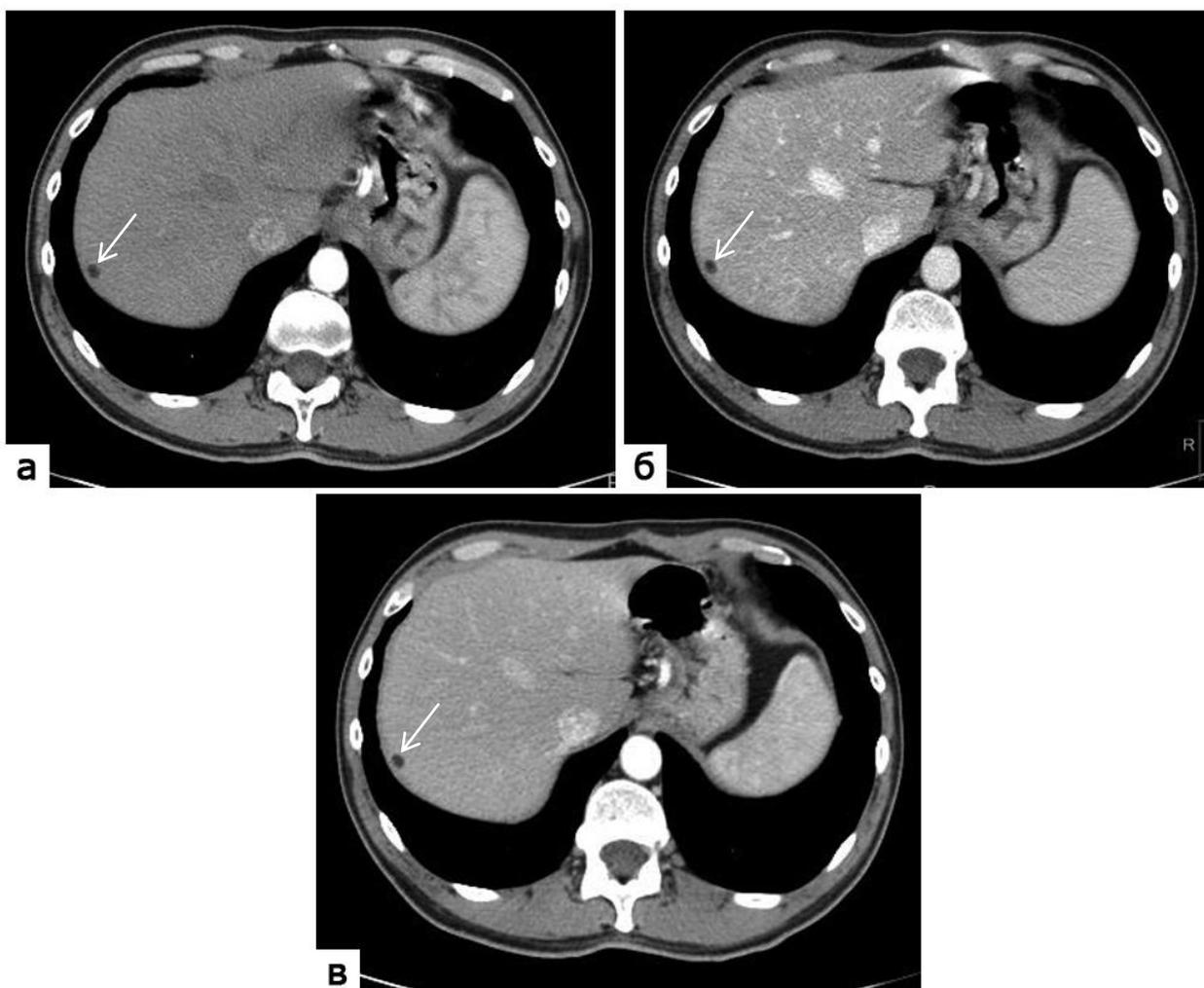


Рисунок 24. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Липома (стрелки)

Таким образом, методика венозно-артериального МСКТ-сканирования позволяет четко визуализировать образования пониженной плотности (кисты и

липомы) в печеночной паренхиме. Для этих очаговых образований характерна однородная структура. Кисты имеют плотность, близкую к 0 HU, липомам свойственны отрицательные значения шкалы Хаунсфилда. В мелких кистах рентгеновская плотность может незначительно повышаться из-за частичного объёмного эффекта (крупные кисты $2,3 \pm 2,0$ HU, мелкие – $10,4 \pm 3,4$ HU). В целом, КТ картина данных очаговых поражений в ВАФ соответствует ПФ стандартного двухфазного исследования.

5.3. Гемангиомы

В каждой из исследуемых групп было выявлено по 13 гемангиом печени у 8 пациентов. Размеры образований варьировали от 4 мм до 96 мм (в среднем 32 ± 18 мм). Рентгеновская плотность гемангиом в венозно-артериальную фазу составила от 125 HU до 162 HU (среднее значение $131,6 \pm 8,0$ HU).

Мелкие гемангиомы в венозно-артериальную и артериальную фазы сканирования характеризовались интенсивным, практически гомогенным накоплением контрастного вещества (табл. 18).

Таблица 18

Рентгеновская плотность мелких гемангиом и паренхимы печени

Область измерения	АФ, HU	ПФ, HU	ВАФ, HU
Гемангиомы диаметром <10мм	$140,0 \pm 7,7$	$108,6 \pm 4,7$	$141,6 \pm 8,0$
Паренхима	$66,4 \pm 14,1$	$94,7 \pm 12,3$	$97,1 \pm 12,4$
Абс. градиент плотности «очаг - паренхима»	$73,1 \pm 15,3$	$13,9 \pm 8,2$	$44,4 \pm 12,8$
Отн. градиент плотности «очаг - паренхима», %	100	19,0	60,7

Как видно из таблицы 18, наибольшее значение градиента плотности «очаг-паренхима» наблюдалось в АФ сканирования ($73,1 \pm 15,3$ HU). Значение градиента в ВАФ было существенно ниже, однако позволяло эффективно выявлять образования ($44,4 \pm 12,8$ HU). В портальную фазу плотность образований снижалась, что на фоне накапливающей контрастное вещество паренхимы печени ухудшало их визуализацию (градиент плотности $13,9 \pm 8,2$ HU) (рис. 25).

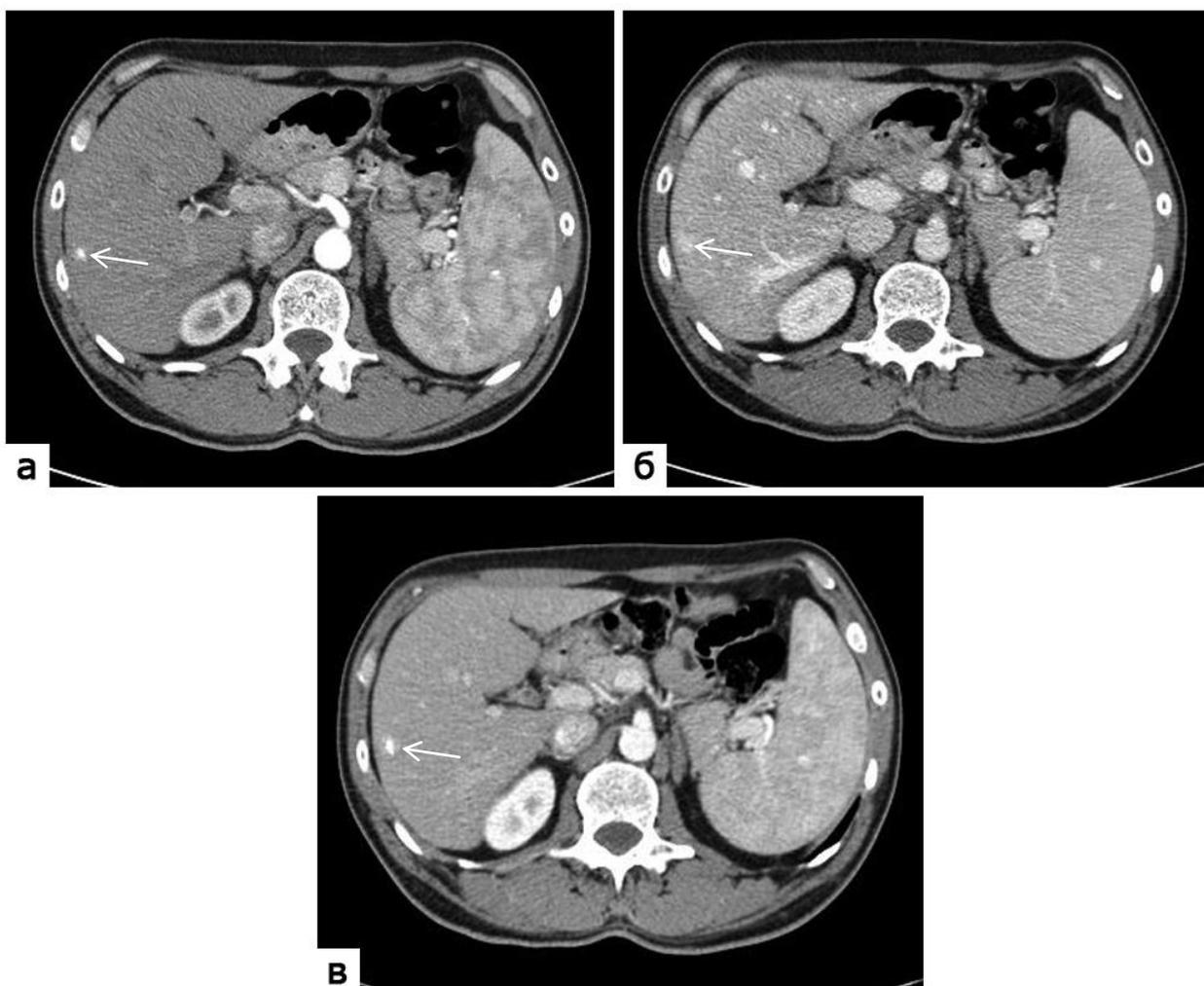


Рисунок 25. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Гемангиома (стрелки)

В гемангиомах средних и крупных размеров в ВАФ отмечался типичный центрипетальный характер контрастирования. Чувствительность данного

симптома составила 61,5%, специфичность – 99,2%, точность – 97,6%, прогностическая ценность положительного результата – 80%, прогностическая ценность отрицательного результата – 98,4%. Объем заполненных лакун примерно соответствовал таковому в ПФ исследования. Однако в лакунах, заполнение которых было обусловлено введением первого болюса контрастного вещества, визуализировались участки высокой плотности, близкой к плотности аорты (за счет второго болюса) (рис. 26). Данный паттерн отражал сочетание признаков артериальной и портальной фаз в ходе получения комбинированного изображения при ВАС.

Таким образом, ВАФ контрастирования позволяет визуализировать как мелкие гомогенно контрастирующиеся гемангиомы, так и более крупные образования с типичным глобулярным периферическим накоплением контрастного препарата. В лакунах может отмечаться контрастирование, сочетающее признаки стандартных АФ и ПФ. При отсутствии типичного для крупных гемангиом лакунарного накопления контрастного препарата рентгенологическая картина данного типа образований может быть сходной с гиперваскулярными метастазами, что необходимо учитывать при интерпретации изображений.

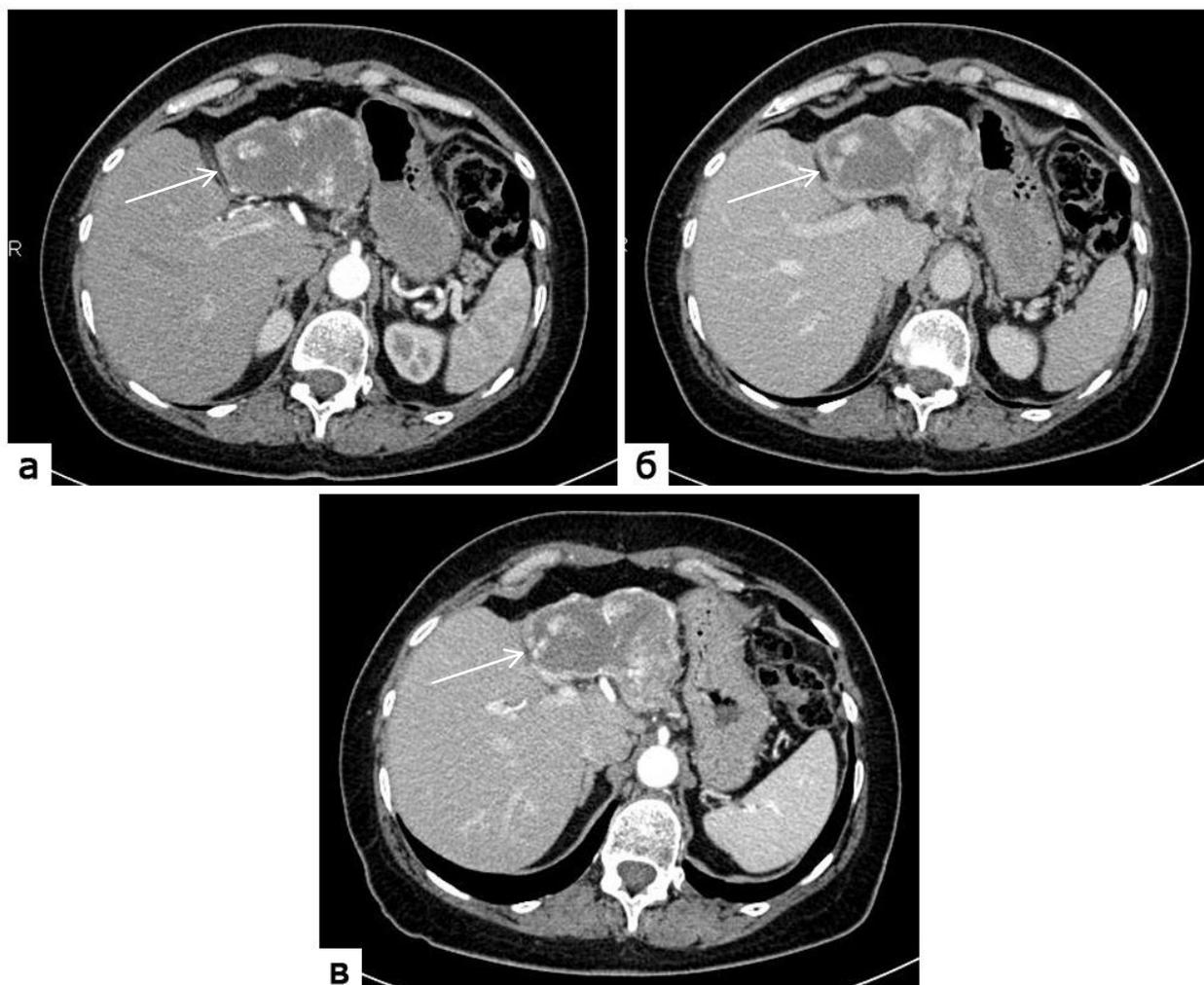


Рисунок 26. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и венозная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Гемангиома (стрелки)

5.4. Гепато-целлюлярный рак

В процессе мониторинга лечения была выполнена МСКТ по исследуемой методике 4 больным гепатоцеллюлярным раком. У 3 пациентов в паренхиме печени определялись солитарные очаговые поражения, у одного – визуализировалось 2 узла. Размеры опухолей составляли от 32 мм до 123 мм (среднее значение 55 ± 27 мм).

При венозно-артериальном контрастировании и в обе фазы стандартного исследования все образования имели типичную для гепатоцеллюлярного рака мозаичную структуру с наличием участков некроза (рис. 27). Значения рентгеновской плотности образований приведены в таблице 19.

Таблица 19

Рентгеновская плотность узлов ГЦР и паренхимы печени

Область измерения	АФ, НУ	ПФ, НУ	ВАФ, НУ
ГЦР	103,4±4,7	88,6±5,7	105,8±6,6
Паренхима	73,0±10,0	98,8±9,8	93,4±7,7
Градиент плотности «очаг-паренхима»	30,4±5,3	-10,6±6,3	12,4±4,5
Отн. градиент плотности «очаг-паренхима», %	100	34,8	40,7

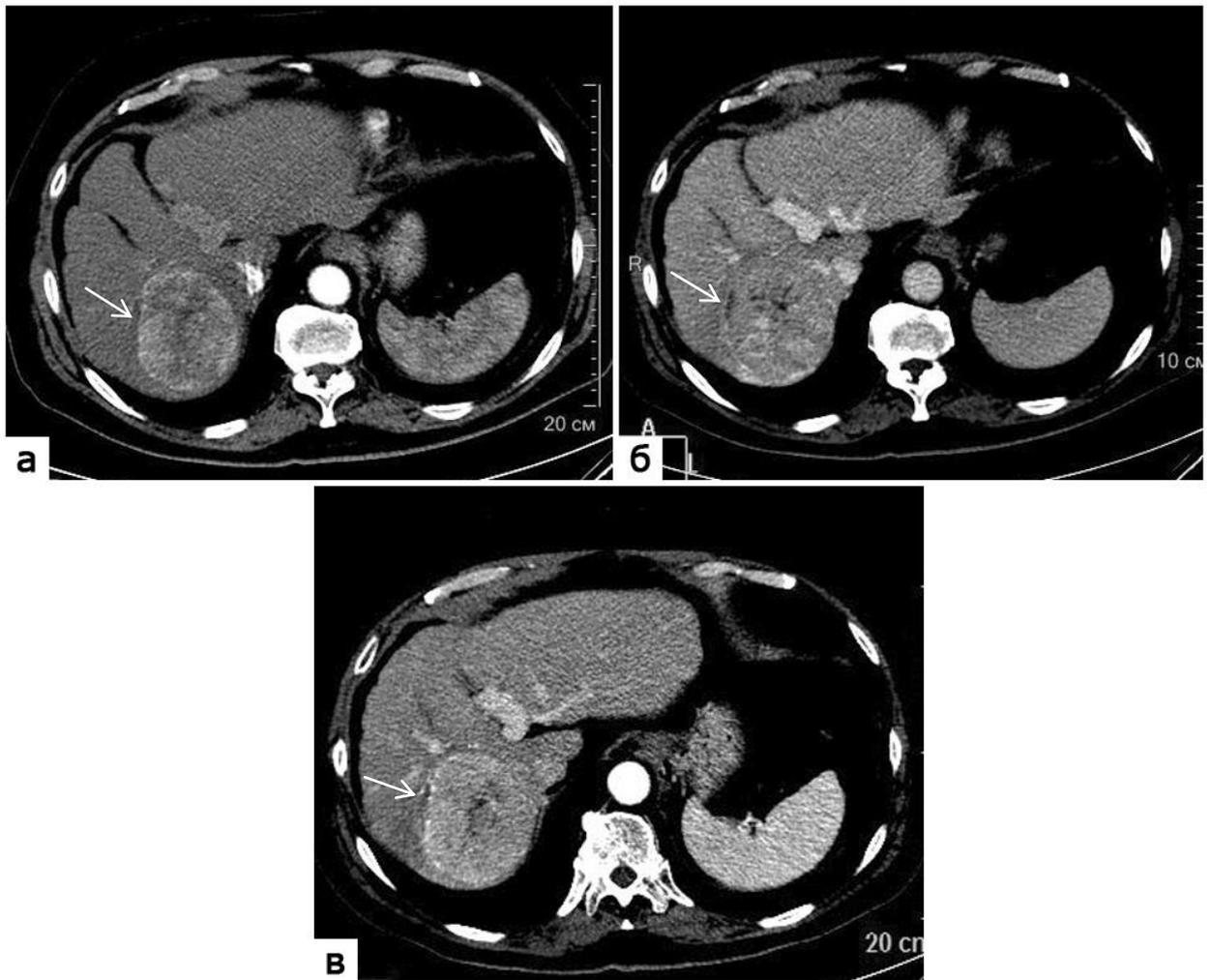


Рисунок 27. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Гепатоцеллюлярный рак (стрелки)

Узлы гепатоцеллюлярной карциномы были гипervasкулярны, поэтому рентгеноплотностный градиент «очаг-паренхима» в ВАФ был меньшим, чем в АФ ($12,4 \pm 4,5$ HU и $30,4 \pm 5,3$ HU соответственно), что делало контур образований менее четким. В сравнении с ПФ стандартного исследования, для которого было характерно вымывание контрастного препарата из опухоли и отрицательный градиент плотности ($-10,6 \pm 6,3$ HU), плотность очаговых образований была большей, что обуславливалось повторным гетерогенным накоплением узлами

карциномы контрастного вещества второго болюса. В ВАФ определялась хорошая визуализация узла и системы портальной вены, что потенциально повышало эффективность ее использования при планировании хирургического лечения. Также в ВАФ в опухолевой ткани определялась патологическая артериальная сеть, картина которой характерна для АФ и не свойственна ПФ (рис. 28).

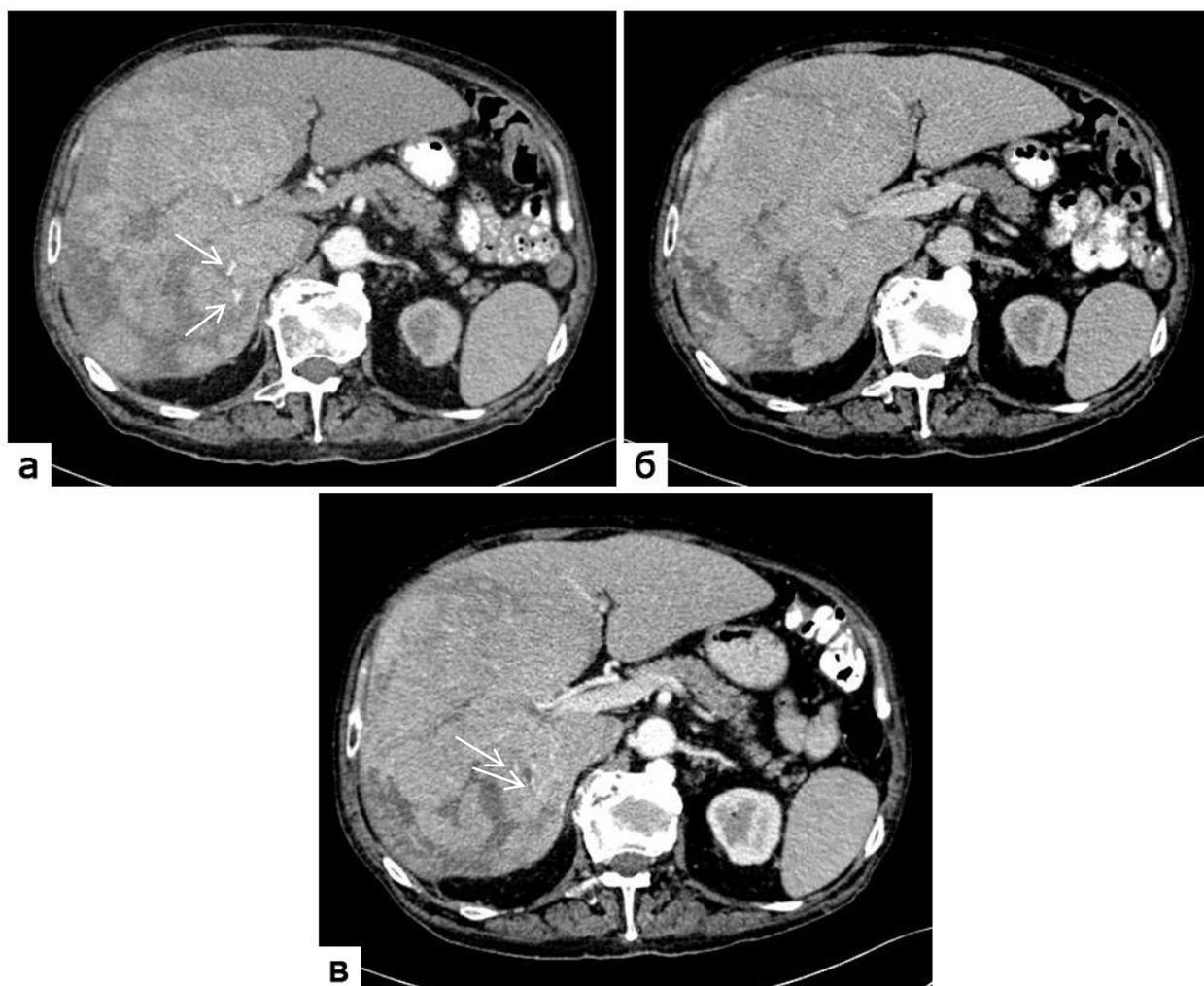


Рисунок 28. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Гепатоцеллюлярный рак. Контрастированные опухолевые артерии (стрелки)

Таким образом, в ВАФ контрастирования узлы гепатоцеллюлярного рака определяются как гипervasкулярные очаговые поражения гетерогенной структуры, в которых могут быть выявлены участки некроза и патологическая опухолевая артериальная сеть.

5.5. Фокальная нодулярная гиперплазия

В исследование были включены 3 пациента с ФНГ печени. Размеры образований колебались в пределах от 21 мм до 43 мм (среднее значение $33,7 \pm 8,4$ мм).

Все встретившиеся очаговые образования имели неровный фестончатый контур, практически гомогенную структуру с невыраженной дольчатостью, центральный рубец не прослеживался. Значения рентгеновской плотности образований приведены в таблице 20.

Таблица 20

Рентгеновская плотность узлов ФНГ и паренхимы печени

Область измерения	АФ, НУ	ПФ, НУ	ВАФ, НУ
ФНГ	$121,3 \pm 5,1$	$104,3 \pm 4,2$	$126,0 \pm 6,7$
Паренхима	$72,0 \pm 6,7$	$107,3 \pm 1,8$	$104,4 \pm 4,2$
Градиент плотности «очаг-паренхима»	$49,3 \pm 9,8$	$-3,0 \pm 4,7$	$24,3 \pm 5,6$
Отн. градиент плотности «очаг-паренхима», %	100	6,1	49,3

В ФАФ сканирования узлы ФНГ имели повышенную плотность относительно печеночной паренхимы, однако градиент плотности «очаг-паренхима» был ниже, чем в АФ двухфазного исследования ($24,3 \pm 5,6$ НУ и $49,3 \pm 9,8$ НУ соответственно). Несмотря на это, контур образований

прослеживался отчетливо, что позволяло выполнить сравнение размеров очагов поражения. В ПФ образования были изоденсны печеночной паренхиме (рис. 29).

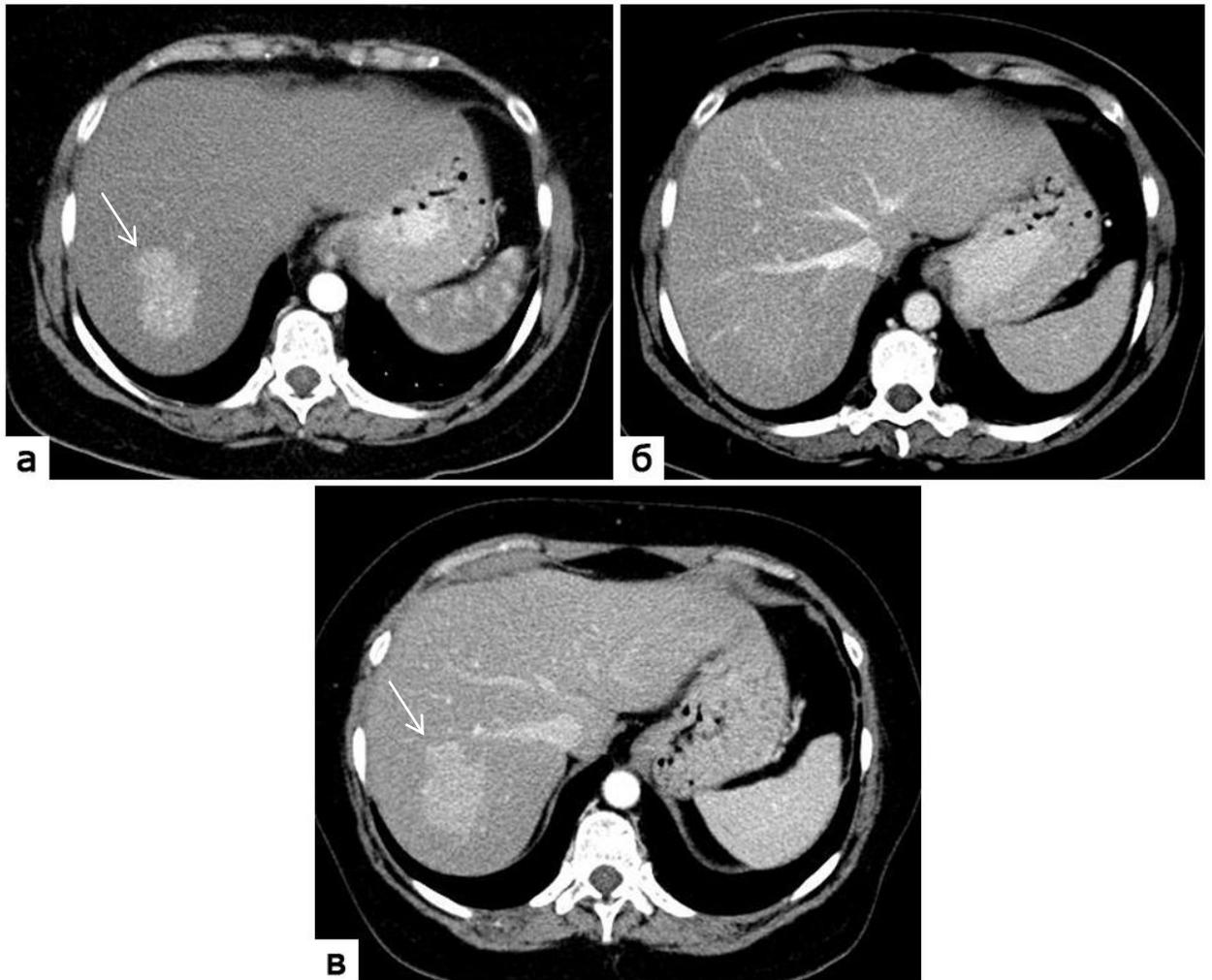


Рисунок 29. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Фокальная нодулярная гиперплазия (стрелки)

Таким образом, ФНГ при ВАС имеет черты, сходные с чертами образований в АФ двухфазного исследования, однако отмечается меньшая выраженность градиента рентгеновской плотности «очаг-паренхима».

5.6. Послеоперационные изменения

В процессе динамического наблюдения было обследовано 7 пациентов после радиочастотной абляции метастатических очагов в печени. Общее количество очаговых поражений составило 8. Размеры образований варьировали от 23 мм до 89 мм (среднее значение $40,1 \pm 12,4$ мм).

Также в исследуемую группу были включены 2 пациента после атипичных резекций печени, у которых в области операций сформировались биломы. Размеры образований составили 42 мм и 28 мм.

Области коагуляционного некроза определялись в ВАФ сканирования как четко очерченные зоны низкой плотности неправильной или веретеновидной формы гомогенной структуры, не накапливающие контрастный препарат (табл. 21).

Таблица 21

Рентгеновская плотность участков коагуляционного некроза и паренхимы печени

Область измерения	АФ, НУ	ПФ, НУ	ВАФ, НУ
Коагуляционный некроз	$24,3 \pm 3,5$	$24,0 \pm 3,8$	$24,6 \pm 3,3$
Паренхима	$72,0 \pm 3,8$	$107,8 \pm 4,3$	$105,5 \pm 4,3$
Абс. градиент плотности «очаг-паренхима»	$47,8 \pm 6,3$	$83,1 \pm 7,1$	$81,5 \pm 5,6$
Отн. градиент плотности «очаг-паренхима», %	57,5	100	98,1

В целом, как видно из таблицы 21, КТ-картина областей коагуляционного некроза в ВАФ соответствовала таковой в ПФ сканирования и значения градиента плотности «очаг-паренхима» в эти фазы были идентичны ($81,5 \pm 5,6$ НУ и $83,1 \pm 7,1$ НУ соответственно).

Размеры образований при сопоставлении исследований не изменялись или становились меньше (рис. 30).

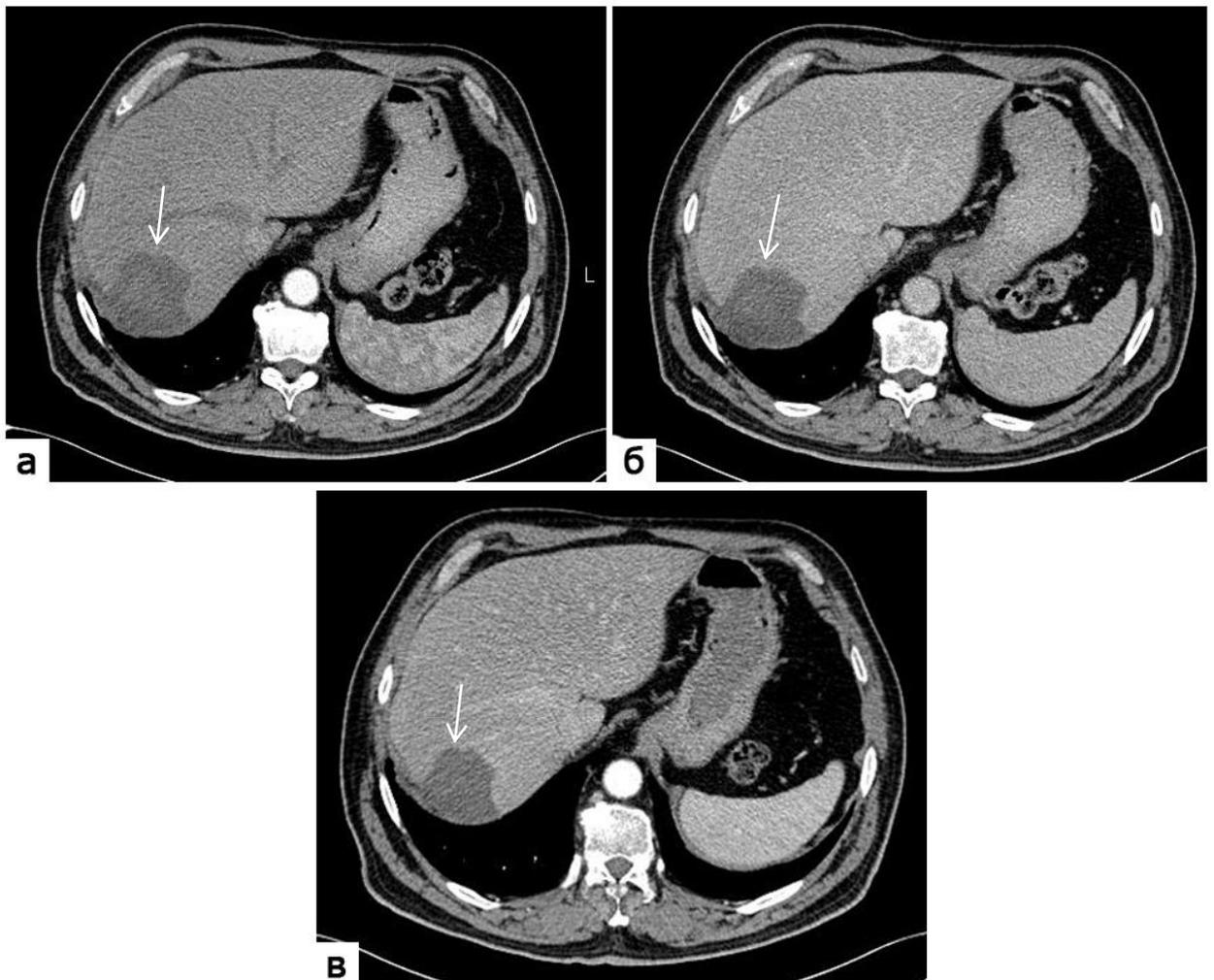


Рисунок 30. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Область некроза после термоабляции (стрелки)

Биломы в обоих случаях визуализировались как образования в области резецированного участка печени, неправильной округлой формы, без признаков накопления контрастного препарата. В одном наблюдении образование имело плотность жидкости (3 HU), в другом – структура его была гетерогенной, с наличием участков плотностью до 29 HU (рис. 31). Как и в случаях

коагуляционного некроза после РЧА рентгенологическая картина билом в ВАФ не отличалась от ПФ стандартного исследования.

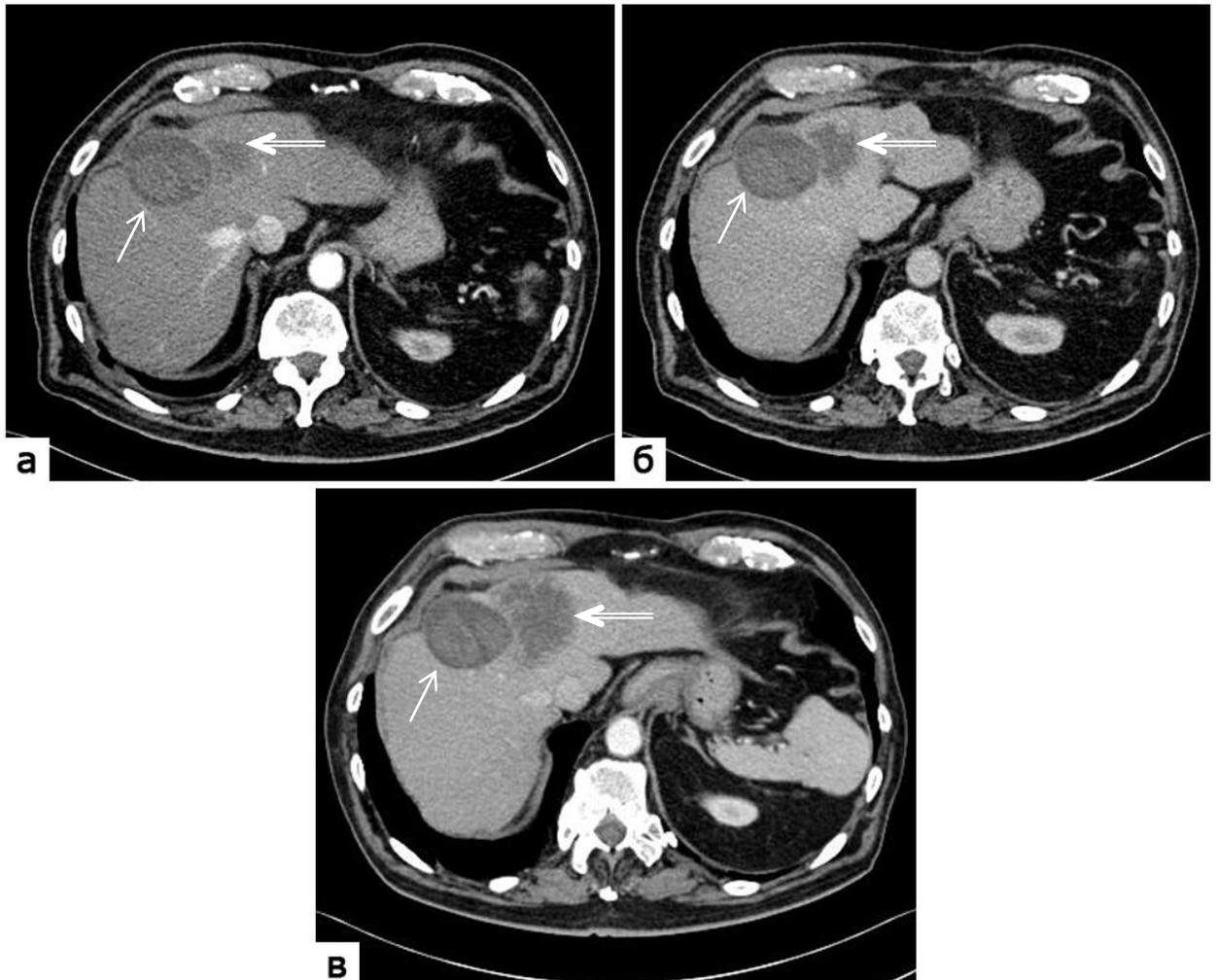


Рисунок 31. КТ-изображения брюшной полости на уровне печени: а, б – артериальная и портальная фаза при стандартной двухфазной МСКТ; в – венозно-артериальная фаза при одномоментной двухфазной МСКТ. Билома (стрелки). Метастаз (двойные стрелки)

Таким образом, коагуляционный некроз после РЧА и биломы после резекции печени при ВАС представляют собой низкоплотностные образования, не накапливающие контрастное вещество. В целом, КТ картина данных очаговых поражений в ВАФ соответствует ПФ стандартного двухфазного исследования.

Подводя итог вышеизложенному, можно отметить, что венозно-артериальное МСКТ-сканирование позволяет эффективно визуализировать различные очаговые поражения печени, характеризующиеся гипо- и гиперваскулярным характером контрастного усиления. Так, изображение кист, липом, биллом, зон коагуляционного некроза после РЧА имеет сходные характеристики с ПФ стандартного исследования, благодаря отсутствию накопления контрастного препарата в этих образованиях и близким значениям рентгеновской плотности к неизменной печеночной паренхиме. Картина гиповаскулярных метастазов в ВАФ также практически соответствует таковой в портальную фазу, однако может наблюдаться характерная особенность в виде кольца периферического усиления за счет второго болюса контрастного вещества. Особенности рентгенологического паттерна гиперваскулярных очаговых поражений (гемангиом, фокальной нодулярной гиперплазии, гепатоцеллюлярного рака, гиперваскулярных метастатических очагов) в ВАФ сканирования, несмотря на меньший градиент рентгеновской плотности «очаг-паренхима» в сравнении с АФ, также позволяют выявить образования, определить их границы для дальнейшего сопоставления размеров и даже провести элементы дифференциальной диагностики с учетом характерных черт перечисленных видов очаговых поражений.

Глава 6. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ВЕНОЗНО-АРТЕРИАЛЬНОГО МСКТ-СКАНИРОВАНИЯ ОБЛАСТИ ГРУДИ ПРИ РАКЕ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

6.1. Характеристика контрастного усиления карциномы молочной железы при многофазной МСКТ

Результаты измерения рентгеновской плотности в злокачественных опухолях молочной железы при проведении многофазной МСКТ представлены на рисунке 32.

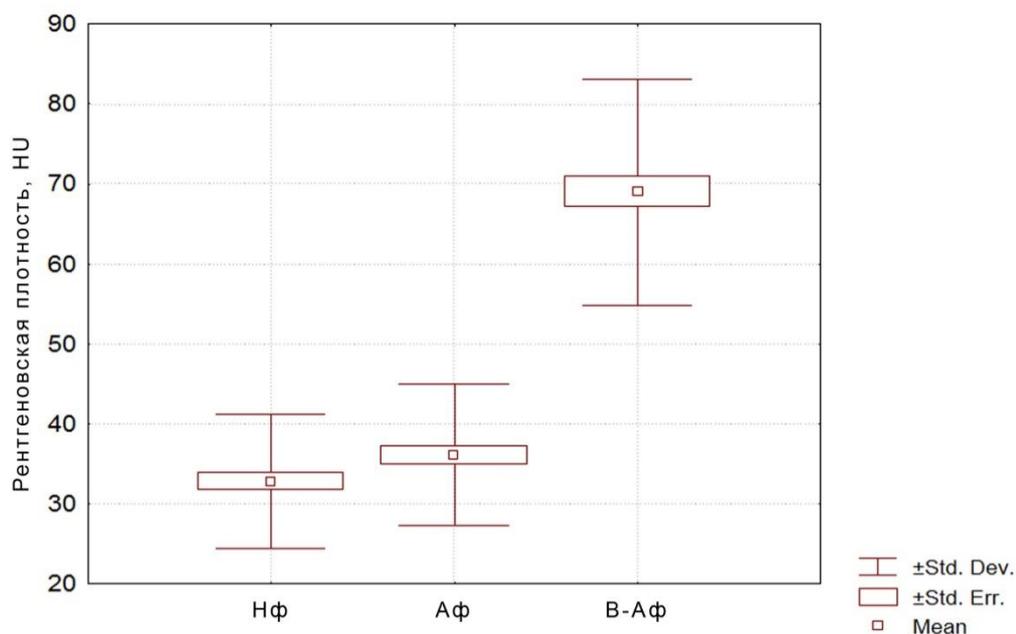


Рисунок 32. График сравнения рентгеновской плотности карциномы молочной железы в различные фазы МСКТ

Как видно на графике, наблюдалась существенная разница плотности опухоли молочной железы в различные фазы исследования. Данное отличие было статистически достоверным ($p < 0,05$). Однако, если рентгеновская плотность опухоли в АФ исследования значительно не отличалась от таковой в НФ (36 ± 9 HU и 33 ± 8 HU, соответственно), то в ВАФ отмечалось выраженное накопление

контрастного вещества образованием (69 ± 14 HU), что создавало высокий градиент плотности с окружающими тканями.

Таким образом, полученные данные о степени накопления контрастного вещества в карциноме молочной железы свидетельствуют о потенциально большей эффективности ВАФ контрастирования по сравнению с НФ и АФ при визуализации данной патологии.

6.2. Характеристика контрастного усиления легочного ствола при многофазной МСКТ

Результаты измерения рентгеновской плотности легочного ствола при проведении многофазной МСКТ представлены на рисунке 33.

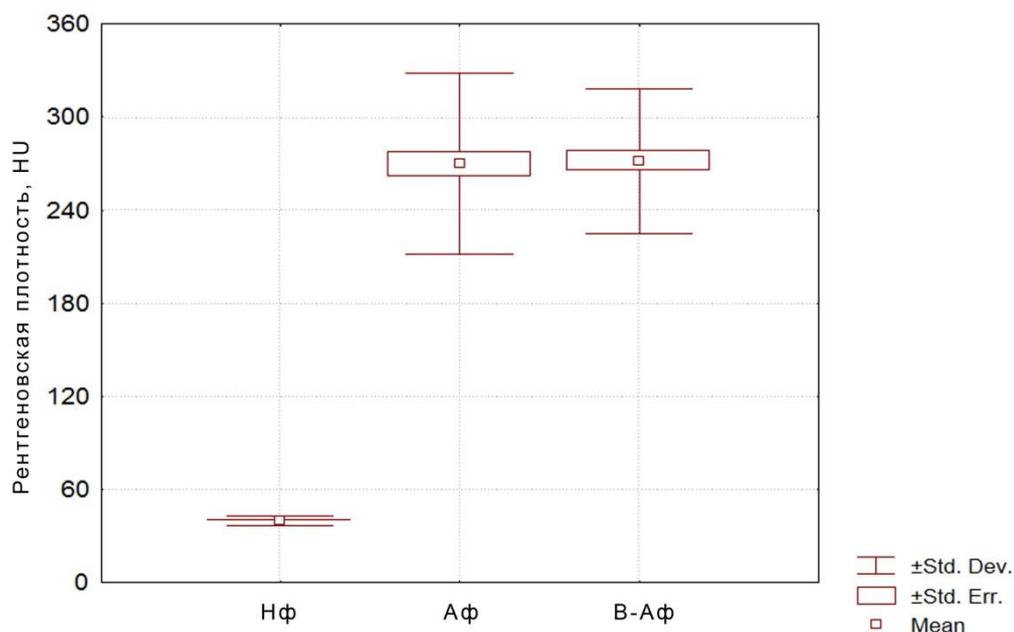


Рисунок 33. График сравнения рентгеновской плотности легочного ствола в различные фазы МСКТ

Как следует из графика, средние значения рентгеновской плотности легочного ствола в АФ и ВАФ исследования были практически идентичны и составили 270 ± 58 HU и 272 ± 47 HU соответственно. Различие групп по данному

параметру было статистически не достоверно ($p>0,05$). По сравнению с картиной в НФ исследования (среднее значение рентгеновской плотности 40 ± 3 НУ) столь значительное увеличение показателя свидетельствовало о качественном контрастировании сосуда, достаточном для исключения как тромбов в его просвете, так опухолевой инвазии.

Таким образом, идентичность характеристики контрастного усиления легочного ствола и его ветвей в АФ и ВАФ исследования свидетельствует о возможности применения последней с целью исключения ТЭЛА и вовлечения артерий в опухолевый процесс.

6.3. Характеристика контрастного усиления грудного отдела аорты при многофазной МСКТ

Результаты измерения рентгеновской плотности грудного отдела аорты при проведении многофазной МСКТ представлены на рисунке 34.

Установлено статистически достоверное различие рентгеновской плотности грудного отдела аорты во все фазы исследования ($p<0,05$). Контрастное усиление в ВАФ было несколько менее выраженным по сравнению с АФ исследования (234 ± 46 НУ и 249 ± 40 НУ соответственно). Однако абсолютное увеличение рентгеновской плотности в сравнении с показателем нативного исследования (41 ± 4 НУ) было значительным в обе контрастные фазы сканирования, что позволяет считать их применимыми для оценки состояния артериального русла.

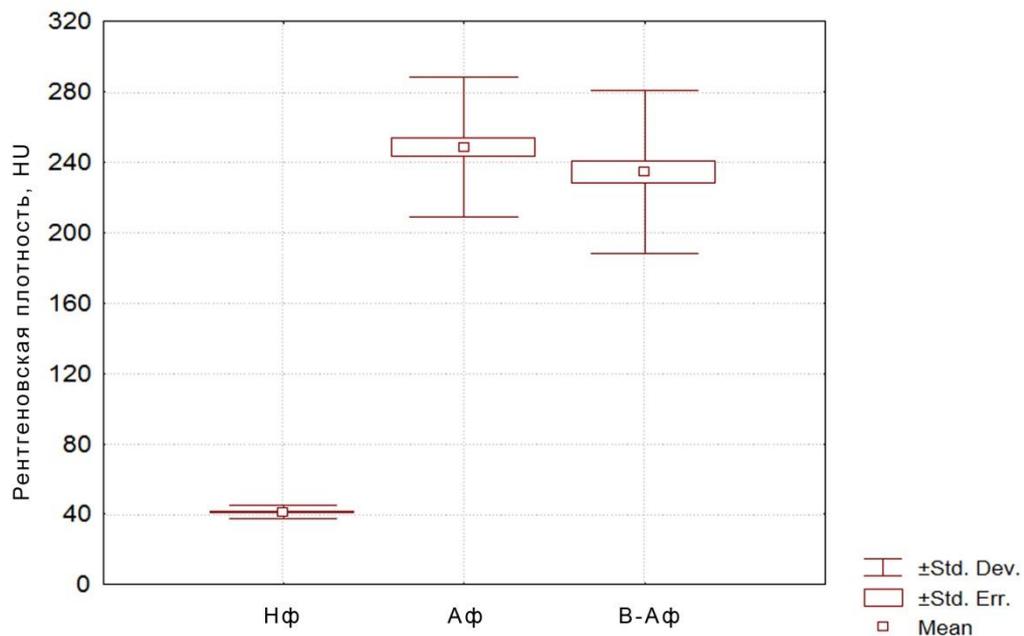


Рисунок 34. График сравнения рентгеновской плотности грудного отдела аорты в различные фазы МСКТ

Таким образом, сопоставимость показателей контрастного усиления аорты в АФ и ВАФ исследования позволяет применять последнюю с целью исключения опухолевой инвазии аорты и ее ветвей.

Обоснованность сканирования в ВАФ с целью визуализации карциномы молочной железы может быть продемонстрирована на следующих клинических примерах:

Клиническое наблюдение 5. У больной В., 43 лет, с диагнозом рак правой молочной железы cT2N1M0 выполнена многофазная МСКТ с внутривенным болюсным контрастным усилением по протоколу венозно-артериального контрастирования (рис. 35).

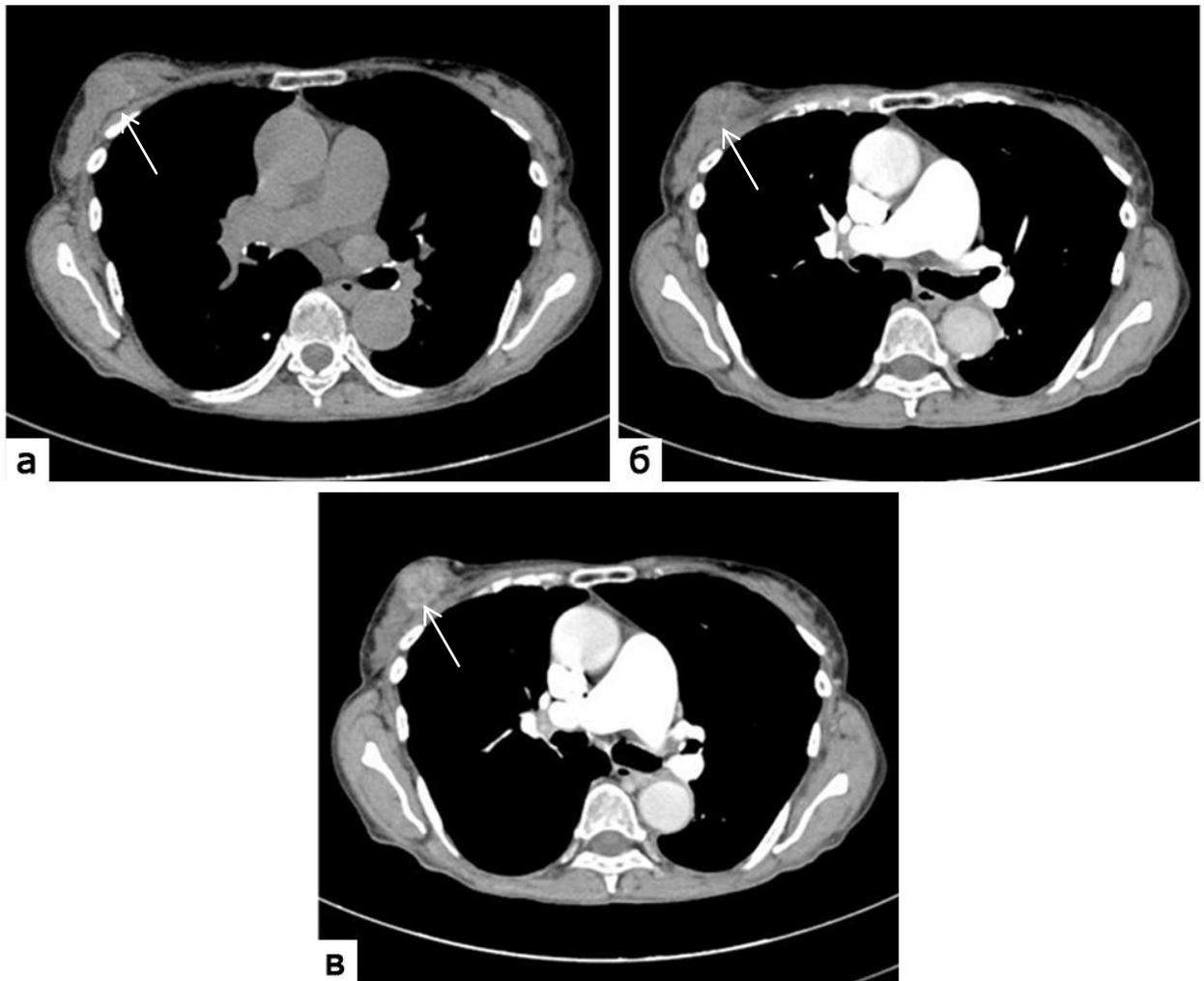


Рисунок 35. МСКТ груди. Рак правой молочной железы. Нативная (а), артериальная (б), венозно-артериальная (в) фазы. Опухоль (стрелки)

При нативном сканировании и в АФ контрастирования опухоль на фоне железистой ткани прослеживалась неотчетливо, оценить ее границы не представлялось возможным (рис. 35 а, б). ВАФ сканирования позволила четко визуализировать границы и структуру патологического образования и определить его размеры (рис. 35, в). Рентгеновская плотность опухолевого узла в НФ, АФ, ВАФ исследования составила 31 HU, 33 HU и 58 HU соответственно.

Отмечалось практически идентичное контрастное усиление грудной аорты в АФ и ВАФ (170 HU и 184 HU соответственно). Значения рентгеновской

плотности легочного ствола также были близки при сравнении между собой фаз исследования: в АФ – 321 НУ, в ВАФ – 311 НУ.

Таким образом, сканирование в ВАФ позволило четко визуализировать опухоль молочной железы, определить его границы и размеры с сохранением целевых величин контрастного усиления легочного ствола и аорты.

Клиническое наблюдение 6. У больной М., 41 года, с диагнозом мультицентричный рак правой молочной железы cT3N1M0 выполнена многофазная МСКТ с внутривенным болюсным контрастным усилением по протоколу венозно-артериального контрастирования. В наружных квадрантах правой молочной железы выявлено несколько сливающихся узлов неоднородной структуры (рис. 36, а, б, в), плотность которых в НФ, АФ, ВАФ исследования достигала 42 НУ, 54 НУ и 78 НУ соответственно. Однако при анализе полученных изображений ВАФ в верхненаружном квадранте левой молочной железы определялся мелкий узел диаметром 6 мм, интенсивно накапливавший контрастное вещество. Образование не визуализировалось в бесконтрастную фазу исследования и неотчетливо выявлялось в АФ сканирования (рис. 36, г, д, е). Рентгеновская плотность опухоли в ВАФ составила 88 НУ, в АФ – 52 НУ. Была проведена трепанобиопсия образования под УЗИ-контролем, подтвердившая его злокачественную природу.

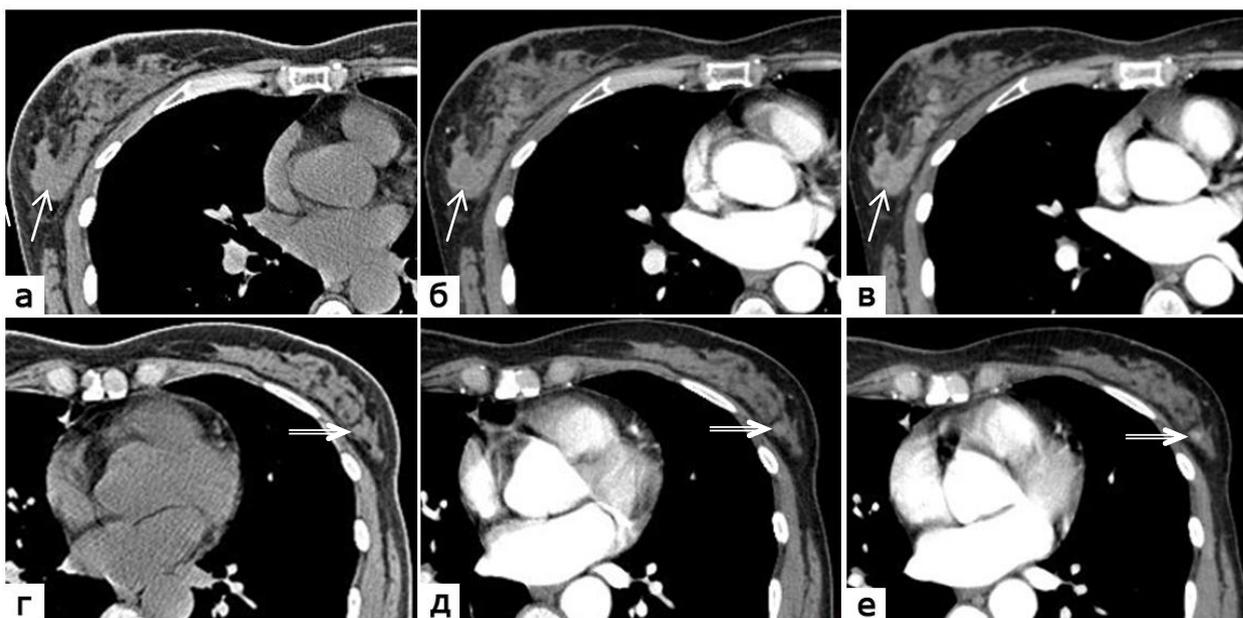


Рисунок 36. МСКТ груди. Синхронный рак правой молочной железы cT3N1M0 (стрелка) и рак левой молочной железы cT1N0M0 (двойная стрелка). Нативная (а, г), артериальная (б, д), венозно-артериальная (в) фазы

Рентгеновская плотность грудной аорты в АФ составила 290 НУ, в ВАФ – 297 НУ. Соответствующие значения плотности легочного ствола равнялись 265 НУ и 158 НУ.

Таким образом, сканирование в ВАФ позволило выявить мелкую синхронную карциному контрлатеральной молочной железы.

Обобщая полученные результаты, можно сделать вывод, что методика венозно-артериального МСКТ-сканирования груди обеспечивает значимое увеличение рентгеновской плотности карциномы молочной железы до 2 раз по сравнению с соответствующим значением в АФ исследования с сохранением целевых величин контрастного усиления легочного ствола и аорты. Данный подход может рассматриваться как более оптимальный в сравнении со стандартным исследованием в АФ контрастирования и многофазным сканированием. Обеспечивая необходимый уровень контрастирования анатомических структур и патологических образований, ВАС может

способствовать снижению потенциального риска негативных последствий повышенного облучения при многофазном КТ-исследовании груди.

Более того, сохранение степени контрастирования сосудов грудной полости создает условия для распознавания сопутствующей патологии и осложнений лечения с равной эффективностью по сравнению со стандартным сканированием в АФ.

Глава 7. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Мультиспиральная компьютерная томография является одним из ведущих методов лучевой диагностики как при первичном выявлении онкологической патологии, так и при оценке эффекта лечения и определении рецидива заболеваний. Основным ограничивающим фактором использования методики является лучевая нагрузка вследствие рентгеновского излучения. Несмотря на это, по данным различных литературных источников, объем проводимых исследований на протяжении последних десятилетий имеет устойчивую тенденцию к росту, что обуславливает рост суммарной коллективной дозы облучения [34, 69].

Существующие научные данные свидетельствуют о том, что ионизирующее излучение, в том числе и при медицинских диагностических процедурах, является серьезным фактором развития радиоиндуцированных опухолей [26, 34, 36, 112]. Актуальность поиска способов снижения лучевой нагрузки при КТ обуславливает многовекторность подходов в этом отношении. Так, предлагаются способы оптимизации параметров исследования (силы тока, пикового напряжения, длины зоны сканирования), методов постпроцессинговой обработки данных, рассматриваются вопросы эффективности использования экранирующих приспособлений, и внедряются новые поколения томографов с двумя источникам излучения [38, 144, 56].

Одним из ключевых подходов, способных снизить суммарную величину лучевой нагрузки, является исключение необоснованных и дублирующих КТ и количества сканирований в рамках одного исследования [6, 78]. Однако в онкологической практике стандартом диагностики остается многофазное исследование, включающее до 5 фаз сканирования [8, 13, 64]. При проведении повторных КТ в процессе динамического наблюдения за онкологическими

большими число серий исследования, как правило, сокращается до двух (сканирование в артериальную и портальную фазы контрастирования). Однако с учетом многократности проводимых процедур даже такой подход сопряжен со значительной лучевой нагрузкой.

С целью снижения дозы облучения при КТ при выполнении повторных исследований в данной работе впервые был предложен способ венозно-артериального сканирования. Метод основан на последовательном введении двух болюсов контрастного вещества. Между болюсами программируется временная задержка таким образом, чтобы в итоге окончание инфузии второго болюса соответствовало 60-й секунде от начала введения первого. Первый болюс обеспечивает изображение, соответствующее портальной фазе контрастирования, второй – артериальной. Это позволяет получить комбинированное изображение, включающее обе фазы контрастирования, за одно сканирование. В ходе венозно-артериального сканирования используются стандартные дозировки контрастного вещества (1,5 мл/кг массы тела пациента). При этом первый болюс составляет $\frac{2}{3}$ от расчетного (общего) количества препарата, второй – $\frac{1}{3}$.

В мировой литературе не найдено сведений о подобном подходе к снижению количества фаз сканирования.

Методика была апробирована на 150 пациентах, обследованных за период с 2013 по 2014 гг. в НИИ онкологии имени Н.Н. Петрова по поводу различных онкологических заболеваний. Число мужчин равнялось 73 (48,7%), женщин – 77 (51,3%). Возраст варьировал от 18 до 83 лет. В структуре заболеваний преобладали рак молочной железы (16,7%), толстой кишки (14,7%) и легкого (10,7%).

Было установлено, что венозно-артериальное МСКТ-сканирование обеспечивало высокий уровень контрастного усиления паренхимы органов и крупных сосудов:

- в почках значение рентгеновской плотности в ВАФ превышало соответствующие величины в АФ и ПФ двухфазного исследования (153 ± 26 HU, 136 ± 22 HU и 115 ± 28 HU соответственно);
- аналогичное соотношение плотностей наблюдалось в селезенке (ВАФ – 117 ± 21 HU, АФ – 105 ± 19 HU, ПФ – 107 ± 15 HU);
- сходная картина отмечалась при контрастировании паренхимы поджелудочной железы (ВАФ – 102 ± 18 HU, АФ – 91 ± 16 HU, ПФ – 88 ± 16 HU);
- в печени характеристика контрастного усиления в ВАФ близка к ПФ классического исследования (ВАФ – 96 ± 13 HU, ПФ – 103 ± 16 HU, АФ – 70 ± 13 HU);
- контрастное усиление аорты несколько уступало аналогичному показателю АФ контрастирования, однако оставалось высоким, значительно превосходя соответствующее значение плотности в ПФ исследования (ВАФ – 191 ± 43 , АФ – 218 ± 41 HU, ПФ – 137 ± 21 HU);
- контрастное усиление воротной вены в ВАФ и ПФ не отличалось (ВАФ – 149 ± 21 HU, ПФ – 148 ± 20 HU, АФ – 101 ± 17 HU).

Таким образом, было показано, что методика одномоментного двухфазного МСКТ-сканирования не приводит к значимому снижению степени контрастирования основных сосудов и органов брюшной полости. Напротив, контрастирование почек, поджелудочной железы, селезенки в ВАФ сопровождается более высокими показателями рентгеновской плотности, что потенциально улучшает визуализацию гиповаскулярных изменений этих органов. Потенциальное ограничение методики может быть в отношении визуализации мелких однородно гиперваскуляризированных образований. Также необходимо учитывать особенность накопления контрастного вещества паренхимой селезенки – в 58 % случаев наблюдался умеренно неравномерный характер контрастного

усиления паренхимы органа в ВАФ, что соответствовало типичному паттерну АФ стандартного исследования.

Существенным достоинством предлагаемой методики является то, что она способствовала значительному снижению дозы облучения пациента по сравнению со стандартным двухфазным исследованием. Так, при сопоставлении идентичных по объему исследований наибольшее среднее снижение дозовой нагрузки отмечалось при сканировании живота – таза и живота на $49,3 \pm 1\%$ и $48,7 \pm 1,1\%$ соответственно. Уменьшение дозы не достигало 50%, что было связано с наличием в протоколе исследований обязательных этапов получения топограмм и «отслеживания болюса». Среднее значение дозы при исследовании живота – таза по методике одномоментного сканирования составило $9,0 \pm 1,1$ мЗв, при стандартном двухфазном исследовании - $17,9 \pm 2,1$ мЗв; при проведении КТ живота аналогичные показатели равнялись $6,9 \pm 1,0$ мЗв и $13,7 \pm 2,0$ мЗв соответственно.

При сочетанном исследовании груди и других анатомических областей уменьшение дозы было меньшим, что связано со сканированием груди при проведении стандартной двухфазной КТ только в АФ. Так, в случае исследования груди – живота – таза среднее снижение дозы облучения составило $45,6 \pm 2,1\%$. Эффективная доза при ВАС равнялась $14,6 \pm 0,9$ мЗв, в контрольной группе – $24,8 \pm 1,8$ мЗв. При исследовании груди – живота доза облучения уменьшилась на $33,9 \pm 3,4\%$. Соответствующие абсолютные показатели дозы составили $12,7 \pm 1,1$ мЗв и $19,2 \pm 2,1$ мЗв.

Очевидно, что методика венозно-артериального МСКТ-сканирования способствует значительному уменьшению лучевой нагрузки при КТ живота как отдельно, так и в сочетании с другими анатомическими областями, что может внести ощутимый вклад (до 50%) в снижение как индивидуальной, так и коллективной дозы облучения. В то же время, по данным Комитета Организации объединенных наций по радиационному контролю уменьшение доз медицинского облучения всего на 10% по своему эффекту равносильно полной ликвидации всех

других искусственных источников радиационного воздействия на население, включая атомную энергетику [43].

Для описания КТ-семиотики наиболее часто встречающихся очаговых образований печени при использовании предлагаемой методики в общую группу были включены сведения о 96 пациентах, обследованных за период с 2014 по 2016 гг. в НИИ онкологии имени Н.Н. Петрова и ГБУЗ «Санкт-Петербургский клинический научно-практический центр специализированных видов медицинской помощи (онкологический)» по поводу различных онкологических заболеваний, имеющих доброкачественные и злокачественные новообразования печени. Число мужчин составило 31 (32,3%), женщин – 65 (67,7%). Возраст варьировал от 36 до 84 лет. Медиана значений возраста: $Me = 61 [49,0; 64,5]$ лет.

При выполнении венозно-артериального контрастирования было выявлено 254 очаговых поражения печени, в то время как в контрольной группе их число составило 218. Различие в количестве новообразований между контрольной и исследуемой группой было обусловлено увеличением числа метастазов в паренхиме органа в результате прогрессирования онкологического заболевания.

Наиболее часто встречаемыми очаговыми поражениями при ВАС были метастазы (72,4%) и кисты (15%). Реже выявлялись гемангиомы (5,1%), коагуляционный некроз после РЧА (3,1%), гепатоцеллюлярный рак (2%), фокальная нодулярная гиперплазия (1,6%), биллома (0,8%), липома (0,4%).

Количество выявленных метастазов при ВАС равнялось 184. Наиболее часто определялись вторичные очаги рака толстой кишки (39,7%), молочной железы (15,8%) и желудка (14,1%).

В зависимости от соотношения рентгеноплотностных характеристик выявленные метастатические очаги были разделены на гипо- и гипervasкулярные. Первые были характерны для рака толстой кишки, желудка, легкого, для неорганической абдоминальной липосаркомы, герминогенной опухоли яичка, аденокарциномы поджелудочной железы, вторые – для почечно-клеточного рака,

нейроэндокринного рака поджелудочной железы. Метастатические очаги при раке молочной железы имели как гипо-, так и гиперваскулярный характер. Аналогичный характер васкуляризации очагов отмечался и при стандартном двухфазном исследовании, что соответствует данным литературы [13].

Установлено, что значения градиента плотности «очаг-паренхима» при гиповаскулярных метастазах были близки в ВАФ и ПФ сканирования ($61,7 \pm 10,8$ HU и $66,4 \pm 11,0$ HU соответственно). В случае гиперваскулярных вторичных очагов значение градиента в ВАФ было несколько меньшим, чем в АФ стандартного исследования, однако значительно превосходило таковой в ПФ ($35,5 \pm 12,6$ HU, $61,3 \pm 12,4$ HU, $11,6 \pm 13,8$ HU соответственно). Эффективная визуализация как гипо-, так и гиперваскулярных метастазов позволяет использовать предлагаемую методику МСКТ при динамическом наблюдении пациентов с соответствующими изменениями в печени.

Также отмечались некоторые специфические особенности вторичных очагов в печени при сканировании по исследуемому протоколу. Так, при колоректальном раке и раке желудка в 31 случае определялось разной выраженности кольцо контрастного усиления (симптом «мишени»), при стандартном исследовании более четко определяемое в артериальную фазу. Чувствительность данного признака в отношении вторичного поражения паренхимы печени составила 16,8%, специфичность – 100%, точность – 39,8%, прогностическая ценность положительного результата – 100%, прогностическая ценность отрицательного результата – 31,4%. При раке молочной железы у двух пациенток в венозно-артериальную фазу вокруг некоторых очагов выявлялся гиповаскулярный ободок, вероятно, обусловленный перитуморальным венозным блоком. В обе фазы стандартного исследования данный феномен прослеживался не отчетливо. Чувствительность симптома в подтверждении метастатической природы очаговых поражений составила 4,3%, специфичность – 100%, точность – 30,7%,

прогностическая ценность положительного результата – 100%, прогностическая ценность отрицательного результата – 28,5%.

Определенное сходство с гиперваскулярными метастазами имели мелкие, равномерно контрастирующиеся в ВАФ гемангиомы. Значения градиента плотности составили: АФ – $73,1 \pm 15,3$ НУ, ПФ – $13,9 \pm 8,2$ НУ, ВАФ – $44,4 \pm 12,8$ НУ. Заключение о доброкачественном характере образований может базироваться на отсутствии динамики размеров в сравнении с данными предыдущего двухфазного исследования и на условии, что для первичной опухоли не характерны гиперваскулярные вторичные очаги. В гемангиомах средних и крупных размеров в ВАФ отмечался типичный центрипетальный характер контрастирования. Чувствительность данного симптома составила 61,5%, специфичность – 99,2%, точность – 97,6%, прогностическая ценность положительного результата – 80%, прогностическая ценность отрицательного результата – 98,4%. Однако в лакунах, заполнение которых было обусловлено введением первого болюса контрастного вещества, визуализировались участки высокой плотности (за счет второго болюса).

В 3 случаях были выявлены узлы фокальной нодулярной гиперплазии. Все встретившиеся очаговые образования имели неровный фестончатый контур, практически гомогенную структуру с невыраженной дольчатостью, центральный рубец не прослеживался. ВАФ позволяла выявлять данные гиперваскулярные очаговые поражения, однако градиент плотности «очаг-паренхима» был ниже, чем в АФ двухфазного исследования ($24,3 \pm 5,6$ НУ и $49,3 \pm 9,8$ НУ соответственно). В ПФ образования были изоденсны печеночной паренхиме. Несмотря на несколько худшую визуализацию ФНГ в ВАФ в сравнении с АФ, учитывая доброкачественную природу образований, представляется допустимым применений исследуемой методики для оценки динамики размеров соответствующих очагов. Кроме того, ФНГ часто является сопутствующей

патологией и не оказывает влияния на терапию основного онкологического заболевания.

Гиперваскулярный паттерн также отмечался и в случаях гепатоцеллюлярной карциномы. Было выявлено 4 образования у 3 пациентов. При венозно-артериальном контрастировании и в обе фазы стандартного исследования все образования имели типичную для гепатоцеллюлярного рака мозаичную структуру с наличием участков некроза. Рентгеноплотностный градиент «очаг-паренхима» в ВАФ был меньшим, чем в АФ ($12,4 \pm 4,5$ HU и $30,4 \pm 5,3$ HU соответственно), однако по абсолютному значению превосходил таковой в портальную фазу ($-10,6 \pm 6,3$ HU). Также в ВАФ в опухолевой ткани определялась патологическая артериальная сеть, картина которой характерна для АФ и не свойственна ПФ. В целом, несмотря на то, что узлы ГЦР были видны при выполнении исследования по предлагаемой методике, в случае мелкоочагового поражения возможно нечеткая визуализация образований, в связи с чем при данном виде патологии представляется целесообразным сохранение стандартного подхода с выполнением многофазного исследования.

Среди очаговых поражений, не накапливающих контрастный препарат, в 38 случаях (15%) отмечались кисты, в одном случае (0,4%) липома, в 8 случаях (3,1%) коагуляционный некроз после РЧА метастатических очагов, в 2 случаях (0,8%) выявлялись биломы. Для всех данных типов образований были характерны высокие значения градиента плотности «очаг-паренхима» в ВАФ, близкие к таковым в ПФ сканирования. Это было обусловлено изначально низкой плотностью образований, практически не меняющейся во все фазы исследований, в то время как плотность паренхимы печени в ПФ и ВАФ значительно возрастала.

В целом можно отметить, что КТ-картина гиповаскулярных очаговых поражений печени в ВАФ и ПФ была практически идентична: отличие градиента плотности «очаг-паренхима» варьирует в пределах 1,9-8,4%. При гиперваскулярных образованиях градиент плотности «очаг-паренхима» в ВАФ в

2-8 раз превосходил таковую в ПФ сканирования. Таким образом, венозно-артериальное МСКТ-сканирование позволяет эффективно визуализировать наиболее часто встречающиеся доброкачественное и злокачественные очаговые поражения печени.

Для определения эффективности визуализации карциномы молочной железы методом одномоментного двухфазного МСКТ-сканирования было обследовано 50 женщин в возрасте от 30 до 81 года.

Узловые формы рака были определены у 46 больных (92% случаев), отечно-инфильтративные – у 4 пациенток (8%). Размеры опухоли варьировались от 6 мм до 57 мм (в среднем 32 ± 7 мм).

Было установлено выраженное накопление контрастного вещества опухолью молочной железы в ВАФ (69 ± 14 HU), по сравнению с соответствующими значениями в АФ и НФ (36 ± 9 HU и 33 ± 8 HU соответственно), что создавало при одномоментном сканировании высокий градиент плотности с окружающими тканями. Имеющиеся в литературе данные свидетельствуют о сходных параметрах контрастного усиления при выполнении сканирования в ПФ [1].

В процессе лечения можно предполагать снижение накопления опухолевой тканью контрастного вещества, что связано с развитием некротических изменений в структуре образования, однако, вероятно сохранение тенденции к более интенсивному накоплению контрастного препарата в ВАФ в сравнении с артериальной в случаях I и II степени лечебного патоморфоза.

В то же время, исследование в ВАФ позволило добиться эффективного контрастирования крупных артерий грудной полости, что является важным фактором исключения ТЭЛА и опухолевой инвазии крупных артерий большого круга кровообращения. Так, средние значения рентгеновской плотности легочного ствола в АФ и ВАФ исследования были практически идентичны и составили 270 ± 58 HU и 272 ± 47 HU соответственно. Контрастирование грудной

аорты в ВАФ было незначительно менее выраженным по сравнению с АФ исследования (234 ± 46 HU и 249 ± 40 HU соответственно).

В качестве перспективы дальнейшей разработки темы необходимо отметить, что целесообразно продолжить накопление данных об особенностях КТ-семиотики различных опухолевых поражений органов при проведении КТ по протоколу венозно-артериального контрастирования. Это может способствовать улучшению дифференциальной диагностики новообразований и, возможно, позволит рекомендовать методику ВАС как альтернативу многофазному исследованию при первичной диагностике отдельных видов патологии.

ВЫВОДЫ

1. Разработанная методика одномоментного бифазного венозно-артериального МСКТ-сканирования позволяет получить комбинированное изображение, сочетающее признаки артериальной и венозной фаз исследования. При этом характеристики рентгеновской плотности органов и крупных сосудов брюшной полости незначительно отличаются от соответствующих значений в стандартные фазы исследования в пределах 0,7-12,4%.
2. Проведение МСКТ по протоколу венозно-артериального сканирования способствует существенному снижению эффективной дозы облучения по сравнению с двухфазным исследованием: при сканировании области живота на $48,7 \pm 1,1\%$, живота – таза на $49,3 \pm 1\%$, груди – живота – таза на $45,6 \pm 2,1\%$, груди – живота на $33,9 \pm 3,4\%$ ($p < 0,05$).
3. КТ-картина гиповаскулярных очаговых образований печени в венозно-артериальную фазу сканирования и портальную фазу стандартного исследования практически идентична: отличие градиента плотности «очаг-паренхима» варьирует в пределах 1,9-8,4%. При гиповаскулярных метастазах в печени рака желудочно-кишечного тракта симптом «мишени» имеет 100% специфичность.
4. Наиболее часто встречающиеся гипervasкулярные очаговые образования печени (гемангиомы, гипervasкулярные метастазы, фокальная нодулярная гиперплазия) могут быть выявлены при бифазном венозно-артериальном сканировании благодаря высоким значениям градиента плотности «очаг-паренхима», в 3-8 раз превосходящих таковые в портальную фазу стандартного МСКТ-сканирования с контрастным усилением. При гипervasкулярных метастазах в печени рака молочной железы симптом гиповаскулярного ободка имеет 100% специфичность.

5. Лучшая визуализация очагов рака молочной железы при одномоментном венозно-артериальном МСКТ-сканировании основана на значительном увеличении рентгеновской плотности карциномы молочной железы по сравнению с соответствующим значением в стандартную артериальную фазу исследования (69 ± 14 HU и 36 ± 9 HU соответственно, $p < 0,05$).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Методика венозно-артериального МСКТ-сканирования может быть применена как альтернатива двухфазному исследованию в процессе динамического наблюдения за онкологическими больными.

2. При многократных КТ-исследованиях для снижения суммарной эффективной дозы облучения пациента предпочтительно проводить исследование по протоколу венозно-артериального МСКТ-сканирования.

3. Компьютерную томографию по методике венозно-артериального МСКТ-сканирования рекомендуется выполнять при повторных исследованиях в процессе динамического наблюдения за больными, когда основной диагноз известен, что, в определенной степени, решает проблему дифференциальной диагностики выявляемых феноменов.

4. Венозно-артериальная фаза МСКТ оптимальна при контроле лечения больных раком молочной железы с высоким риском метастазирования и ТЭЛА.

5. Благодаря одновременной четкой визуализации очаговых поражений печени, контрастированных вен портальной системы и артерий методика венозно-артериального МСКТ-сканирования может использоваться при планировании хирургических, абляционных и эндоваскулярных вмешательств.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абдураимов, А.Б. Мультиспиральная компьютерная томография в комплексной диагностике опухолей молочной железы: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.19 / Абдураимов Адхамжон Бахтиерович. – М., 2005. – 24 с.
2. Абдураимов, А.Б. Применение КТ-маммографии в комплексной диагностике рецидива рака молочной железы / А.Б. Абдураимов // Медицинская визуализация. – 2010. – № 3. – С. 11-18.
3. Амосов, В.И. Мультиспиральная компьютерная томография в клиниках медицинского университета / В.И. Амосов, А.А. Сперанская, О.В. Лукина, Е.И. Бобров. – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2009. – 228 с.
4. Боровиков, В.П. STATISTICA: искусство анализа данных на компьютере. Для профессионалов / В.П. Боровиков. – СПб.: Питер, 2001. – 656 с.
5. Власова, М.М. Лучевая диагностика и лучевая терапия на пороге третьего тысячелетия / М.М. Власова. – СПб: Норма, 2003. – 468 с.
6. Долгушин, Б.И. Стандарты проведения КТ и МРТ-исследований в онкологии с использованием внутривенного контрастного усиления / Б.И. Долгушин, И.Е. Тюрин, А.Б. Лукьянченко и соавт. – М.: МАИ, 2010 г. – 32 с.
7. Иванов, С.И. Медицинское облучение населения России 1980-97гг. Справочник / С.И. Иванов, Ю.О. Якубовский-Липский, А.Б. Базюкин и соавт. – М., 2000. – 527 с.
8. Кармазановский, Г.Г. Контрастные средства для лучевой диагностики / Г.Г. Кармазановский, Н.Л. Шимановский. – М: ГЭОДАР-Медиа, 2013. – 560 с.
9. Касчиато, Д. Онкология / Д. Касчиато; пер. с англ. под ред. В.А. Ананича. – М.: Практика, 2008. – 541 с.
10. МР 11-2/4-09 Защита населения при назначении и проведении рентгенодиагностических исследований. – М.: Минздрав России, 2004. – 58 с.

11. МР 2.6.1.0098-15 Оценка радиационного риска у пациентов при проведении. – М.: Федеральный центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 2015. – 42 с.

12. МУ 2.6.1.2944-11 Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований. – М., 2011. – 100 с.

13. Прокоп, М. Спиральная и многослойная компьютерная томография. Учебное пособие: в 2 т. / М. Прокоп, М. Галански; пер. с англ. под ред. А.В. Зубарева, Ш.Ш. Шотемора. – М.: МЕДпресс-информ, 2009. – Т. 2. – 712 с.

14. Реброва, О.В. Статистический анализ медицинских данных с помощью пакета программ «Статистика» / О.В. Реброва. – М.: Медиа Сфера, 2002. – 380 с.

15. СанПиН 2.6.1.2523-09 Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). – М.: Федеральный центр гигиены и эпидемиологии Роспотребнадзора, 2009. – 100 с.

16. Ставицкий, Р.В. Медицинская рентгенология: технические аспекты, клинические материалы, радиационная безопасность / Р.В. Ставицкий. – М.: Норма, 2003. – 344 с.

17. Стрэнг, Д.Г. Секреты компьютерной томографии. Грудная клетка, живот, таз / Д.Г. Стрэнг, В. Догра; пер. с англ. под ред. И. И. Семенова. – М.: Бином, СПб.: Диалект, 2009. – 444 с.

18. Тюрин, И.Е. Компьютерная томография органов грудной полости / И.Е. Тюрин. – СПб.: Элби, 2003. – 371 с.

19. Тюрин, И.Е. Эффективность многослойной компьютерной томографии в оценке инвазии сосудов при неорганных забрюшинных опухолях / И.Е. Тюрин, И.С. Стилиди, Н.Н. Какиашвили и соавт. // Вопр. онкол. – 2008. – Т. 54. – № 1. – С. 65-69.

20. Федеральный закон от 9 января 1996 г. № 3-ФЗ О радиационной безопасности населения [Электронный ресурс]. – Режим доступа:

<http://pravo.gov.ru/proxy/ips/?docbody=&firstDoc=1&lastDoc=1&nd=102039034>

21. Хоружик, С.А. Доза облучения при компьютерно-томографических исследованиях: дозиметрические параметры, измерение, способы снижения, радиационный риск / С.А. Хоружик, А.Н. Михайлов // Вестн. рентгенологии и радиологии. – 2007. – № 6. – С. 53-62.

22. Хоружик, С.А. Дозовые нагрузки при компьютерно- томографических исследованиях / С.А. Хоружик, Г.В. Чиж, Е.В. Богушевич и соавт. // Известия национальной академии наук Беларуси. Серия медицинских наук. – 2009. – №1. – С. 14-22.

23. Юнкеров, В.И. Математико-статистическая обработка данных медицинских исследований. Лекции для адъюнктов и аспирантов / В.И. Юнкеров, С.Г. Григорьев. – СПб.: ВмедА, 2005. – 266 с.

24. Aldrich, J.E. Radiation doses to patients receiving computed tomography examinations in British Columbia / J.E. Aldrich, A.M. Bilawich, J.R. Mayo // Can. Assoc. Radiol. J. – 2006. – Vol. 57. – № 2. – P. 79–85.

25. American association of physicists in medicine. Report № 96: The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT [Electronic resource]. – AAPM, 2008. – URL:

http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf

26. Berrington de Gonzalez, A. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007 / A. Berrington de Gonzalez, M. Mahesh, K.P. Kim et al. // Arch. Intern. Med. – 2009. – Vol. 169. – № 22. – P. 2071-2077.

27. Berrington de Gonzalez, A. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries / A. Berrington de Gonzalez, S. Darby // Lancet. – 2004. – Vol. 363. – № 9406. – P. 345–351.

28. Bipat, S. Imaging modalities for the staging of patients with colorectal cancer / S. Bipat, M.C. Niekel, E.F. Comans et al. // Neth. J. Med. – 2012. – Vol. 70. – № 1. – P. 26-34.

29. Bithell, J.F. Pre-natal irradiation and childhood malignancy: a review of British data from the Oxford Survey / J.F. Bithell, A.M. Stewart // *Br. J. Cancer.* – 1975. – Vol. 31. – № 3. – P. 271–287.

30. Boice, J.D. Frequent chest X-ray fluoroscopy and breast cancer incidence among tuberculosis patients in Massachusetts / J.D. Boice Jr., D. Preston, F.G. Davis et al. // *Radiat. Res.* – 1991. – Vol. 125. – № 2. – P. 214–222.

31. Brenner, D.J. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know / D.J. Brenner, R. Doll, D.T. Goodhead et al. // *Proc. Nat. Acad. Sci. USA.* – 2003. – Vol. 100. – № 24. – P. 13761–13766.

32. Brenner, D.J. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure / D.J. Brenner, E.J. Hall // *N. Engl. J. Med.* – 2007. – Vol. 357. – № 22. – P. 2277–2284.

33. Brenner, D.J. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT / D.J. Brenner, C. Elliston, E. Hall et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2001. – Vol. 176. – № 2. – P. 289–296.

34. Brenner, D.J. Radiation exposure from medical imaging: time to regulate? / D.J. Brenner, H. Hricak // *JAMA.* – 2010. – Vol. 304. – № 2. – P. 208–209.

35. Brink, J.A. Image Wisely: a campaign to increase awareness about adult radiation protection / J.A. Brink, E.S. Amis Jr. // *Radiology.* – 2010. – Vol. 257. – № 3. – P. 601–602.

36. Brink, J.A. Informed decision making trumps informed consent for medical imaging with ionizing radiation / J.A. Brink, M.J. Goske, J.A. Patti // *Radiology.* – 2012. – Vol. 262. – № 1. – P. 11–14.

37. Brix, G. Radiation exposures of cancer patients from medical x-rays: how relevant are they for individual patients and population exposure? / G. Brix, S. Nissen-Meyer, U. Lechel et al. // *Eur. J. Radiol.* – 2009. – Vol. 72. – № 2. – P. 342–347.

38. Campbell, J. Scanning beyond anatomic limits of the thorax in chest CT: findings, radiation dose, and automatic current modulation / J. Campbell, M.K. Kalra, S. Rizzo et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2005. – Vol. 185. – № 6. – P. 1525–1530.

39. Cardis, E. The 15-country collaborative study of cancer risk among radiation workers in the nuclear industry: estimates of radiation-related cancer risks / E. Cardis, M. Vrijheid, M. Blettner et al. // *Radiat. Res.* – 2007. – Vol. 167. – № 4. – P. 396–416.

40. Catalano, C. Optimizing radiation dose and image quality / C. Catalano, M. Francone, A. Ascarelli et al. // *Eur. Radiol.* – 2007. – № 6. – P. 26–32.

41. Chen, S.C. Initial clinical experience with contrast-enhanced digital breast tomosynthesis / S.C. Chen, A.K. Carton, M. Albert et al. // *Acad. Radiol.* – 2007. – Vol. 14. – № 2. – P. 229–238.

42. Costello, J.E. CT radiation dose: current controversies and dose reduction strategies / J.E. Costello, N.D. Cecava, J.E. Tucker et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2013. – Vol. 201. – № 6. – P. 1283–1290.

43. Council directive 97/43/EURATOM Basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation [Electronic resource]. – 2013. – URL:

<https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/CELEX-32013L0059-EN-TXT.pdf>

44. CT Quality Criteria. European guidelines for multislice computed tomography [Electronic resource] / European Commission. – 2004. – URL:

http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm

45. Deak, P.D. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product / P.D. Deak, Y. Smal, W.A. Kalender // *Radiology.* – 2010. – Vol. 257. – № 1. – P. 158–166.

46. Diekmann, F. Digital mammography using iodine-based contrast media: initial clinical experience with dynamic contrastmedium enhancement / F. Diekmann,

S. Diekmann, F. Jeunehomme et al. // *Invest. Radiol.* – 2005. – Vol. 40. – № 7. – P. 397–404.

47. Diekmann, F. Use of iodine-based contrast media in digital full-field mammography—initial experience / F. Diekmann, S. Diekmann, M. Taupitz et al. // *Rofo.* – 2003. – Vol. 175. – № 3. – P. 342–345.

48. Donnelly, L.F. Reducing radiation dose associated with pediatric CT by decreasing unnecessary examinations / L.F. Donnelly // *Am. J. Roentgenol.* – 2005. – Vol. 184. – № 2. – P. 655–657.

49. Dougeni, E. A review of patient dose and optimization methods in adult and paediatric CT scanning / E. Dougeni, K. Faulkner, G. Panayiotakis // *Eur. J. Radiol.* – 2012. – Vol. 81. – № 4. – P. 665–683.

50. Dromain, C. Evaluation of tumor angiogenesis of breast carcinoma using contrast-enhanced digital mammography / C. Dromain, C. Balleyguier, S. Muller et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2006. – Vol. 187. – № 5. – P. 528–537.

51. Duan, X. Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: evaluation of performance in a phantom study / X. Duan, J. Wang, J.A. Christner // *Am. J. Roentgenol.* – 2011. – Vol. 197. – № 3. – P. 689–695.

52. Eisenberg, M.J. Cancer risk related to low-dose ionizing radiation from cardiac imaging in patients after acute myocardial infarction / M.J. Eisenberg, J. Afilalo, P.R. Lawler et al. // *CMAJ.* – 2011. – Vol. 183. – № 4. – P. 430–436.

53. Eisenhauer, E.A. New response evaluation criteria in solid tumors: revised RECIST guideline (version 1.1) / E.A. Eisenhauer, P. Therasse, J. Bogaerts et al. // *Eur. J. Cancer.* – 2009. – Vol. 45. – № 2. – P. 228–247.

54. European commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16262. – Brussels, 1999. – 107 p.

55. Feng, S.T. Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: a phantom study / S.T. Feng, M.W. Law, B. Huang et al. // *Eur. J. Radiol.* – 2010. – Vol. 76. – № 2. – P. 19–23.

56. Fletcher, J.G. Dual-energy and dual-source CT: is there a role in the abdomen and pelvis? / J.G. Fletcher, N. Takahashi, R. Hartman et al. // Radiol. Clin. N. Am. – 2009. – Vol. 47. – № 1. – P. 41–57.

57. Frere, C. Therapy for cancer-related thromboembolism / C. Frere, P. Debourdeau, A. Hij et al. // Semin. Oncol. – 2014. – Vol. 41. – № 3. – P. 319–338.

58. Friebe, A. Demonstration eines Cancroids des rechten Handrucksens, das sich nach langdauernder Einwirkung von Rontgenstrahlen entwickelt hatte / A. Friebe // Fortsch Roentgenstr. – 1902. – Vol 6. – P. 106–111.

59. Frush, D.P. Computed tomography and radiation: understanding the issues / D.P. Frush, K. Applegate // J. Am. Coll. Radiol. – 2004. – Vol. 1. – № 2. – P. 113–119.

60. Geleijns, J. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality / J. Geleijns, M. Salvado Artells, W.J. Veldkamp // Eur. Radiol. – 2006. – Vol. 16. – № 10. – P. 2334–2340.

61. Goske, M.J. Image Gently campaign promotes radiation protection for children / M.J. Goske, D.P. Frush, D.A. Schauer // Radiat. Prot. Dosimetry. – 2009. – Vol. 135. – № 4. – P. 276.

62. Goske, M.J. The ‘Image Gently’ campaign: increasing CT radiation dose awareness through a national education and awareness program / M.J. Goske, K.E. Applegate, J. Boylan et al. // Pediatr. Radiol. – 2008. – Vol. 38. – № 3. – P. 265–269.

63. Graser, A. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen / A. Graser, T.R.C. Johnson, H. Chandarana et al. // Eur. Radiol. – 2009. – Vol. 19. – № 1. – P. 13–23.

64. Guite, K.M. Ionizing radiation in abdominal CT: unindicated multiphase scans are an important source of medically unnecessary exposure / K.M. Guite, J.L. Hinshaw, F.N. Ranallo et al. // Am. Coll. Radiol. – 2011. – Vol. 8. – № 11. – P. 756–761.

65. Hall, E.J. Radiobiology for the radiologist / E.J. Hall, A.J. Giaccia. – Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2006. – 6th ed. – 546 p.

66. Hamberg, L.M. Multi-detector row CT: radiation dose characteristics / L.M. Hamberg, J.T. Rhea, G.J. Hunter et al. // Radiology. – 2003. – Vol. 226. – № 3. – P. 762–772.

67. Hansen, J. Analysis of Current Practice of CT examinations / J. Hansen, A. G. Jurik // Acta. Oncol. – 2009. – Vol. 48. – № 2. – P. 295–301.

68. Hara, A.K. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study / A.K. Hara, R.G. Paden, A.C. Silva et al. // Am. J. Roentgenol. – 2009. – Vol. 193. – № 3. – P. 764–771.

69. Hart, D. Frequency and collective dose for medical and dental X-ray examinations in the UK, 2008 [Electronic resource] / D. Hart, B.F. Wall, M.C. Hillier, P.C. Shrimpton. – Chilton, UK: Health protection agency, 2010. – 58 p. – URL:

https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/340154/HPA-CRCE-012_for_website.pdf

70. Harvey, H.B. The federal government's oversight of CT safety: regulatory possibilities / H.B. Harvey, P.V. Pandharipande // Radiology. – 2012. – Vol. 262. – № 2. – P. 391–398.

71. Hatzioannou, K. A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT / K. Hatzioannou, E. Papanastassiou, M. Delichas et al. // Br. J. Radiol. – 2003. – Vol. 76. – № 908. – P. 541–545.

72. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation / Committee on the biological effects of ionizing radiation. – Washington: National academy Press, 1990. – 436 p.

73. Heit, J.A. Risk factors for deep vein thrombosis and pulmonary embolism: a population-based case-control study / J.A. Heit, M.D. Silverstein, D.N. Mohr et al. // Arch. Intern. Med. – 2000. – Vol. 160. – № 6. – P. 809–815.

74. Hopper, K.D. The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT—shielding with bismuth radioprotective garments / K.D. Hopper, S.H. King, M.E. Lobell et al. // *Radiology*. – 1997. – Vol. 205. – № 3. – P. 853–858.

75. Hounsfield, G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. / G.N. Hounsfield // *Br. J. Radiol.* – 1973. – Vol. 46. – № 552. – P. 1016–1022.

76. Howe, G.R. Breast cancer mortality between 1950 and 1987 after exposure to fractionated moderate-dose-rate ionizing radiation in the Canadian fluoroscopy cohort study and a comparison with breast cancer mortality in the atomic bomb survivors study / G.R. Howe, J. McLaughlin // *Radiat. Res.* – 1996. – Vol. 145. – № 6. – P. 694–707.

77. Huang, B. Pediatric 64-MDCT coronary angiography with ECG-modulated tube current: radiation dose and cancer risk / B. Huang, M.W. Law, H.K. Mak et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2009. – Vol. 193. – № 2. – P. 539–544.

78. Huda, W. What ER radiologists need to know about radiation risks / W. Huda // *Emerg. Radiol.* – 2009. – Vol. 16. – № 5. – P. 335–341.

79. Husband, J.E. *Imagine in Oncology* / J.E. Husband, R.H. Reznick. – Oxford: Isis Medic. Media., 2009. – 3rd. ed.– 1520 p.

80. IEC 60601-2-44 Medical electrical equipment—Part 2-44: particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. – Geneva: IEC, 2001. – 28 p.

81. International commission on radiological protection. Managing patient dose in computed tomography: Publication 87 / ICRP // *Ann. ICRP*. – 2000. – Vol. 30. – № 4. – 51 p.

82. International commission on radiological protection. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT): Publication 102 / ICRP // *Ann. ICRP*. – 2007. – Vol. 37. – № 1. – 78 p.

83. Jagic, N. Blutbefunde bei Röntgenologen / J.N. Von, G. Schwartz, L. Siebenrock // *Berl. Klin. Wchnschr.* – 1911. – № 48. – P. 1220.

84. Jong, R.A. Contrast-enhanced digital mammography: initial clinical experience / R.A. Jong, M.J. Yaffe, M. Skarpathiotakis et al. // *Radiology*. – 2003. – Vol. 228. – № 3. – P. 842–850.

85. Kalra, M.K. In-plane shielding for CT: effect of off-centering, automatic exposure control and shield-to-surface distance / M.K. Kalra, P. Dang, S. Singh et al. // *Korean J. Radiol.* – 2009. – Vol. 10. – № 2. – P. 156–163.

86. Kalra, M.K. Strategies for CT radiation dose optimization / M.K. Kalra, M.M. Maher, T.L. Toth et al. // *Radiology*. – 2004. – Vol. 230. – № 3. – P. 619–628.

87. Kalra, M.K. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT / M.K. Kalra, M.M. Maher, T.L. Toth et al. // *Radiology*. – 2004. – Vol. 233. – № 3. – P. 649–657.

88. Kaste, S.C. Imaging challenges: a US perspective on controlling exposure to ionizing radiation in children with cancer / S.C. Kaste // *Pediatr. Radiol.* – 2009. – Vol. 39. – № 1. – P. 74–79.

89. Khosa, F. Hypervascular liver lesions on MRI / F. Khosa, A.N. Khan, R.L. Eisenberg // *Am. J. Roentgenol.* – 2011. – Vol. 197. – № 2. – P. 204–220.

90. Kinkel, K. Detection of hepatic metastases from cancers of the gastrointestinal tract by using noninvasive imaging methods (US, CT, MR imaging, PET): a meta-analysis / K. Kinkel, Y. Lu, M. Both et al. // *Radiology*. – 2002. – Vol. 224. – № 3. – P. 748–756.

91. Kleinerman, R.A. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children / R.A. Kleinerman // *Pediatr. Radiol.* – 2006. – Vol. 36. – № 2. – P. 121–125.

92. Koller, C.J. Variations in radiation dose between the same model of multislice CT scanner at different hospitals / C.J. Koller, J.P. Eatough, A. Bettridge // *Br. J. Radiol.* – 2003. – Vol. 76. – № 911. – P. 798–802.

93. Kong, G. The use of 18F-FDG PET/CT in colorectal liver metastases – comparison with CT and liver MRI / G. Kong, C. Jackson, D.M. Koh et al. // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* – 2008. – Vol. 35. – № 7. – P. 1323–1329.

94. Krestinina, L.Y. Protracted radiation exposure and cancer mortality in the Techa River Cohort / L.Y. Krestinina, D.L. Preston, E.V. Ostroumova et al. // *Radiat. Res.* – 2005. – Vol. 164. – № 5. – P. 602–611.

95. Krille, L. Systematic review on physician's knowledge about radiation doses and radiation risks of computed tomography / L. Krille, G.P. Hammer, H. Merzenich et al. // *Eur. J. Radiol.* – 2010. – Vol. 76. – № 1. – P. 36–41.

96. Kubo, T. Radiation dose reduction in chest CT – review of available options / T. Kubo, Y. Ohno, H.U. Kauczor et al. // *Eur. J. Radiol.* – 2014. – Vol. 83. – № 10. – P. 1953–1961.

97. Ladapo, J.A. Cost effectiveness of coronary MDCT in the triage of patients with acute chest pain / J.A. Ladapo, U. Hoffmann, F. Bamberg et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2008. – Vol. 191. – № 2. – P. 455–463.

98. Lee, C.I. Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks / C.I. Lee, A.H. Haims, E.P. Monico et al. // *Radiology.* – 2004. – Vol. 231. – № 2. – P. 393–398.

99. Lee, K.H. Triple-phase MDCT of hepatocellular carcinoma / K.H. Lee, M.E. O'Malley, M.A. Haider et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2004. – Vol. 182. – № 3. – P. 643–649.

100. Legou, F. Imaging strategies before beginning treatment of colorectal liver metastases / F. Legou, M. Chiaradia, L. Baranes et al. // *Diagn. Interv. Imaging.* – 2014. – Vol. 95. – № 5. – P. 505–512.

101. Leipsic, J. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction / J. Leipsic, G. Nguyen, J. Brown et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2010. – Vol. 195. – № 5. – P. 1095–1099.

102. Lindfors, K.K. Dedicated breast computed tomography: the optimal cross sectional imaging solution? / K.K. Lindfors, J.M. Boone, M.S. Newell et al. // *Radiol. Clin. North. Am.* – 2010. – Vol. 48. – № 5. – P. 1043–1054.

103. Lindfors, K.K. Dedicated breast CT: Initial clinical experience / K.K. Lindfors, J.M. Boone, T.R. Nelson et al. // *Radiology.* – 2008. – Vol. 246. – № 3. – P. 725–733.

104. Linet, M.S. Cancer risks associated with external radiation from diagnostic imaging procedures / M.S. Linet, T.L. Slovis, D.L. Miller et al. // *CA Cancer J. Clin.* – 2013. – Vol. 62. – № 2. – P. 75–100.

105. Linet, M.S. Historical review of occupational exposures and cancer risks in medical radiation workers / M.S. Linet, K.P. Kim, D. L. Miller et al. // *Radiat. Res.* – 2010. – Vol. 174. – № 6. – P. 793–808.

106. Linton, O.W. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients / O.W. Linton, F.A. Mettler Jr. // *Am. J. Roentgenol.* – 2003. – Vol. 181. – № 2. – P. 321–329.

107. Livingstone, R.S. Comparison of radiation doses using weight-based protocol and dose modulation techniques for patients undergoing biphasic abdominal computed tomography examinations / R.S. Livingstone, P.M. Dinakaran, R.S. Cherian et al. // *J. Med. Phys.* – 2009. – Vol. 34. – № 4. – P. 217–222.

108. Loftus, M.L. Utilization guidelines for reducing radiation exposure in the evaluation of aneurysmal subarachnoid hemorrhage: a practice quality improvement project / M.L. Loftus, S. Minkowitz, A.J. Tsiouris et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2010. – Vol. 195. – № 1. – P. 176–180.

109. Mathews, J.D. Cancer risk in 680,000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians / J.D. Mathews, A.V. Forsythe, Z. Brady et al. // *BMJ.* – 2013. – № 346. – P. 2360.

110. McCollough, C.H. Point/counterpoint: the use of bismuth breast shields for CT should be discouraged / C.H. McCollough, J. Wang, R.G. Gould et al. // *Med. Phys.* – 2012. – Vol. 39. – № 5. – P. 2321–2324.

111. McNitt-Gray, M.F. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT. Radiation dose in CT / M.F. McNitt-Gray // *Radiographics.* – 2002. – Vol. 22. – № 6. – P. 1541–1553.

112. Meer, A.B. Exposure to ionizing radiation and estimate of secondary cancers in the era of high-speed CT scanning: projections in the Medicare population / A.B. Meer, P.A. Basu, L.C. Baker et al. // *J. Am. Coll. Radiol.* – 2012. – Vol. 9. – № 4. – P. 245–250.

113. Mettler, F.A. CT scanning: patterns of use and dose / F.A. Mettler, P.W. Wiest, J.A. Locken et al. // *J. Radiol. Prot.* – 2000. – Vol. 20. – № 4. – P. 353–359.

114. Mettler, F.A. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog / F.A. Mettler, W. Huda, T.T. Yoshizumi et al. // *Radiology.* – 2008. – Vol. 248. – № 1. – P. 254–263.

115. Miglioretti, D.L. The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk / D.L. Miglioretti, E. Johnson, A. Williams et al. // *JAMA Pediatr.* – 2013. – Vol. 167. – № 8. – P. 700–707.

116. Muhogora, W.E. Patient doses in CT examinations in 18 countries: initial results from International Atomic Energy Agency projects / W.E. Muhogora, N.A. Ahmed, A. Beganovic et al. // *Radiat. Prot. Dosim.* – 2009. – Vol. 136. – № 2. – P. 118–126.

117. Muirhead, C.R. Mortality and cancer incidence following occupational radiation exposure: third analysis of the National Registry for Radiation Workers / C.R. Muirhead, J.A. O'Hagan, R.G. Haylock et al. // *Br. J. Cancer.* – 2009. – Vol. 100. – № 1. – P. 206–212.

118. Mulkens, T.H. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation / T.H. Mulkens, P. Bellinck, M. Baeyaert et al. // *Radiology*. – 2005. – Vol. 237. – № 1. – P. 213–223.

119. National council on radiation protection and measurements. Report № 160 – ionizing radiation exposure of the population of the United States. – Bethesda: NCRP, 2009. – 164 p.

120. Nationwide evaluation of X-ray trends (NEXT): tabulation and graphical summary of 2000 survey of computed tomography [Electronic resource] / Conference of radiation control program directors, Inc. – Frankfort, Kentucky, 2007. – 154 p. – URL:

http://www.crcpd.org/PDF/NEXT2000_CTPro1.pdf

121. Neal, C.H. Imaging of breast cancer-related changes after surgical therapy / C.H. Neal, Z.N. Yilmaz, M. Noroozian et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2014. – Vol. 202. – № 2. – P. 262–272.

122. Niekel, M.C. Diagnostic imaging of colorectal liver metastases with CT, MR imaging, FDG PET, and/or FDG PET/CT: a meta-analysis of prospective studies including patients who have not previously undergone treatment / M.C. Niekel, S. Bipat, J. Stoker // *Radiology*. – 2010. – Vol. 257. – № 3. – P. 674–684.

123. Ong, K.O. Radiological staging of colorectal liver metastases / K.O. Ong, E. Leen // *Surg. Oncol.* – 2007. – Vol. 16. – № 1. – P. 7–14.

124. Palmer, L. Diagnostic ionizing radiation exposure in a population-based sample of children with inflammatory bowel diseases / L. Palmer, H. Herfarth, C.Q. Porter et al. // *Am. J. Gastroenterol.* – 2009. – Vol. 104. – № 11. – P. 2816–2823.

125. Pearce, M.S. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumors: a retrospective cohort study / M.S. Pearce, J.A. Salotti, M.P. Little et al. // *Lancet*. – 2012. – Vol. 380. – № 9840. – P. 499–505.

126. Peloquin, J.M. Diagnostic ionizing radiation exposure in a population-based cohort of patients with inflammatory bowel disease / J.M. Peloquin, D.S. Pardi,

W.J. Sandborn et al. // *Am. J. Gastroenterol.* – 2008. – Vol. 103. – № 8. – P. 2015–2022.

127. Prasad, S.R. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: comparing the effect on image quality / S.R. Prasad, C. Wittram, J.A. Shepard et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2002. – Vol. 179. – № 2. – P. 461–465.

128. Preston, D.L. Cancer incidence in atomic bomb survivors. Part III. Leukemia, lymphoma and multiple myeloma, 1950-1987 / D.L. Preston, S. Kusumi, M. Tomonaga et al. // *Radiat. Res.* – 1994. – Vol. 132. – № 2. – P. 68–97.

129. Preston, D.L. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors exposed in utero or as young children / D.L. Preston, H. Cullings, A. Suyama et al. // *J. Natl. Cancer Inst.* – 2008. – Vol. 100. – № 6. – P. 428–436.

130. Preston, D.L. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998 / D.L. Preston, E. Ron, S. Tokuoka et al. // *Radiat. Res.* – 2007. – Vol. 168. – № 1. – P. 1–64.

131. Preston-Martin, S. Estimation of radiographic doses in a case-control study of acute myelogenous leukemia / S. Preston-Martin, J.M. Pogoda // *Health Phys.* – 2003. – Vol. 84. – № 2. – P. 245–259.

132. Rao, P.M. Effect of computed tomography of the appendix on treatment of patients and use of hospital resources / P.M. Rao, J.T. Rhea, R.A. Novelline et al. // *N. Engl. J. Med.* – 1998. – Vol. 338. – № 3. – P. 141–146.

133. Raptopoulos, V. High resolution CT mammography of surgical biopsy specimens / V. Raptopoulos, J.K. Baum, M. Hochman et al. // *J. Comput. Assist. Tomogr.* – 1996. – Vol. 20. – № 2. – P. 179–184.

134. Ravenel, J.G. Radiation exposure and image quality in chest CT examinations / J.G. Ravenel, E.M. Scalzetti, W. Huda et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2001. – Vol. 177. – № 2. – P. 279–284.

135. Richardson, D. Ionizing radiation and leukemia mortality among Japanese Atomic Bomb Survivors, 1950-2000 / D. Richardson, H. Sugiyama, N. Nishi et al. // *Radiat. Res.* – 2009. – Vol. 172. – № 3. – P. 368–382.

136. Rizzo, S. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis / S. Rizzo, M. Kalra, B. Schmidt et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2006. – Vol. 186. – № 3. – P. 673–679.

137. Robinson, P.J. The early detection of liver metastases / P.J. Robinson // *Cancer Imaging.* – 2002. – № 2. – P. 113–115.

138. Rollins, W. Notes on X-light / W. Rollins. – Cambridge: University Press, 1904. – 48 p.

139. Ron, E. Cancer risks from medical radiation / E. Ron // *Health Phys.* – 2003. – Vol. 85. – № 1. – P. 47–59.

140. Ronckers, C.M. Multiple diagnostic X-rays for spine deformities and risk of breast cancer / C.M. Ronckers, M.M. Doody, J.E. Lonstein et al. // *Cancer Epidemiol. Biomarkers Prev.* – 2008. – Vol. 17. – № 3. – P. 605–613.

141. Scaglione, M. Multi-detector row computed tomography and blunt chest trauma / M. Scaglione, A. Pinto, I. Pedrosa et al. // *Eur. J. Radiol.* – 2008. – Vol. 65. – № 3. – P. 377–388.

142. Schima, W. Liver metastases of colorectal cancer: US, CT or MR? / W. Schima, C. Kulinna, H. Langenberger et al. // *Cancer Imaging.* – 2005. – Vol. 5. – № Spec. – P. 149–156.

143. Schottenfeld, D. *Cancer Epidemiology and Prevention* / D. Schottenfeld, J.F. Fraumeni Jr. – 3rd ed. – New York: Oxford University Press, 2006. – 1416 p.

144. Schueller-Weidekamm, C. CT angiography of pulmonary arteries to detect pulmonary embolism: improvement of vascular enhancement with low kilovoltage settings / C. Schueller-Weidekamm, C.M. Schaefer-Prokop, M. Weber et al. // *Radiology.* – 2006. – Vol. 241. – № 3. – P. 899–907.

145. Scott, S.G. Notes on a case of x-ray dermatitis with fatal termination / S.G. Scott // Arch. Roentgen. Ray. – 1911. – № 3. – P. 443–444.

146. Shannoun, F. Medical exposure of the population from diagnostic use of ionizing radiation in luxembourg between 1994 and 2002 / F. Shannoun, H. Zeeb, C. Back et al. // Health Phys. – 2006. – Vol. 91. – № 2. – P. 154–162.

147. Silva, A.C. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging / A.C. Silva, B.G. Morse, A.K. Hara et al. // Radiographics. – 2011. – Vol. 31. – № 4. – P. 1031–1047.

148. Silva, A.C. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm / A.C. Silva, H.J. Lawder, A. Hara et al. // Am. J. Roentgenol. – 2010. – Vol. 194. – № 1. – P. 191–199.

149. Singh, S. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study / S. Singh, M.K. Kalra, M.D. Gilman et al. // Radiology. – 2011. – Vol. 259. – № 2. – P. 565–573.

150. Singh, S. Automatic exposure control in CT: applications and limitations / S. Singh, K.K. Mannudeep, J.H. Thrall et al. // J. Am. Coll. Radiol. – 2011. – Vol. 8. – № 6. – P. 446–449.

151. Smith-Bindman, R. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer / R. Smith-Bindman, J. Lipson, R. Marcus et al. // Arch. Intern. Med. – 2009. – Vol. 169. – № 22. – P. 2078–2086.

152. Sodickson, A. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults / A. Sodickson, P.F. Baeyens, K.P. Andriole et al. // Radiology. – 2009. – Vol. 251. – № 1. – P. 175–184.

153. Soyer, P. Detection of hypovascular hepatic metastases at triple-phase helical CT: sensitivity of phases and comparison with surgical and histopathologic findings / P. Soyer, M. Pocard, M. Boudiaf et al. // Radiology. – 2004. – Vol. 231. – № 2. – P. 413–420.

154. Szucs-Farkas, Z. Diagnostic accuracy of pulmonary CT angiography at low tube voltage: individual comparison of a normal-dose protocol at 120kVp and a low-dose protocol at 80kVp using reduced amount of contrast in a simulation study / Z. Szucs-Farkas, F. Schibler, J. Cullmann et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2011. – Vol. 197. – № 5. – P. 852–859.

155. Thomas, K.E. Assessment of radiation dose awareness among pediatricians / K.E. Thomas, J.E. Parnell-Parmley, S. Haidar et al. // *Pediatr. Radiol.* – 2006. – Vol. 36. – № 8. – P. 823–832.

156. United nations scientific committee on the effects of atomic radiation. Sources and effects of ionizing radiation: UNSCEAR 2000. – NY.: UNSCEAR, 2000. – 654 p.

157. United nations scientific committee on the effects of atomic radiation. Sources and effects of ionizing radiation: UNSCEAR 2010. – NY.: UNSCEAR, 2010. – 82 p.

158. Valls, C. Hepatic metastases from colorectal cancer: preoperative detection and assessment of resectability with helical CT / C. Valls, E. Andía, A. Sánchez et al. // *Radiology.* – 2001. – Vol. 218. – № 1. – P. 55–60.

159. Walker, J.S. The controversy over radiation safety. A historical overview / J.S. Walker // *JAMA.* – 1989. – Vol. 262. – № 5. – P. 664–668.

160. Wintersperger, B. Aortoiliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose / B. Wintersperger, T. Jacobs, P. Herzog et al. // *Eur. Radiol.* – 2005. – Vol. 15. – № 2. – P. 334–341.

161. Yilmaz, Z.N. Imaging of breast cancer-related changes after nonsurgical therapy / Z.N. Yilmaz, C.H. Neal, M. Noroozian et al. // *Am. J. Roentgenol.* – 2014. – Vol. 202. – № 3. – P. 675–683.