

Содержание

Авторский коллектив	5
Список сокращений	6
Введение	8
Глава 1. Ишемическая болезнь сердца (В.Д. Федоров, А.Н. Коростелев, А.Б. Шляховой, О.М. Несук, Г.Г. Кармазановский)	9
Глава 2. Традиционные методы диагностики ишемической болезни сердца (В.Д. Федоров, О.М. Несук, А.Б. Шляховой, Е.М. Пивоварова)	17
Глава 3. Факторы, влияющие на качество контрастирования коронарных артерий при МСКТ-КГ (Н.В. Тарбаева, Е.В. Кондратьев, В.С. Широков)	28
Глава 4. Постпроцессорная обработка данных МСКТ-КГ: достоинства и недостатки проспективной и ретроспективной синхронизации изображения с ЭКГ (Е.В. Кондратьев, Н.В. Тарбаева, В.С. Широков)	37
4.1. Основные требования для визуализации сердца с помощью КТ.	37
4.2. Синхронизация данных с ЭКГ	40
4.3. Выбор оптимальной фазы сердечного цикла	41
4.4. Краткая сравнительная характеристика различных видов синхронизации	46
Глава 5. Оценка степени стеноза при постпроцессорной обработке данных МСКТ-КГ (Е.В. Кондратьев)	47
Глава 6. Болюсное контрастное усиление – параметры оптимального сканирования коронарных артерий (Г.Г. Кармазановский, Е.В. Кондратьев)	55
6.1. Оптимальное контрастное усиление коронарных артерий	55
6.2. Основные параметры внутривенного контрастного усиления.	56
6.3. Выбор контрастного вещества	57
6.4. Объем контрастного вещества	57
6.5. Скорость введения контрастного вещества	58
6.6. Болюс физиологического раствора	59
6.7. Тип инъекции контрастного вещества	60
6.8. Подбор оптимального времени задержки	61
Глава 7. Подготовка пациента к МСКТ-КГ (О.М. Несук, Н.В. Тарбаева, Е.М. Пивоварова)	66
Глава 8. Корреляционная картина патологических изменений коронарных артерий на МСКТ и ангиографическом изображениях (Г.Г. Кармазановский, Л.С. Коков, Н.В. Тарбаева, А.Ю. Лихарев, Д.М. Акинфиев)	72
8.1. Неинвазивная диагностика состояния коронарных артерий	72

8.2. КТ-ангиография коронарных артерий	73
8.3. Методика ЭЛКТ-КГ и МСКТ-КГ	75
8.4. Инвазивная коронарография.	76
8.5. Техника выполнения вентрикулографии	77
8.6. Интерпретация полученных данных	78
8.7. Сравнительная оценка МСКТ-КГ и КАГ	81
Глава 9. Лучевая нагрузка при МСКТ-коронарной и прямой ангиографии. Пути оптимизации протоколов исследований (Г.Г. Кармазановский, Л.С. Коков, В.Н. Цыганков, Е.В. Кондратьев, Н.В. Тарбаева)	88
Глава 10. Оценка риска оперативного вмешательства при ИБС у больных многопрофильного хирургического стационара (В.Д. Федоров, О.М. Несук, А.Н. Коростелев, Г.Г. Кармазановский, Л.С. Коков, Н.В. Тарбаева, Т.М. Рузматов)	98
Глава 11. Терапевтическая профилактика острого инфаркта миокарда (В.Н. Цыганков, О.М. Несук, А.Ю. Лихарев)	106
Глава 12. Рентгеноэндоваскулярные вмешательства при ИБС (Л.С. Коков, В.Н. Цыганков, А.Ю. Лихарев)	117
12.1. Принцип устройства и история создания стентов	118
12.2. Результаты планового стентирования	119
12.3. Экстренное стентирование	120
12.4. Использование стентов при сложных видах стенозов	120
12.5. Стентирование при остром инфаркте миокарда	121
12.6. Стентирование с применением стентов с лекарственным покрытием	123
12.7. Сравнение эффективности медикаментозной терапии ИБС и стентирования коронарных артерий	126
12.8. Антитромботическая терапия при стентировании.	128
12.9. Внутрискелетальные рестенозы	129
Глава 13. Хирургические методы лечения ИБС (А.Н. Коростелев, А.Б. Шляховой)	132
Глава 14. Динамическое наблюдение в послеоперационном периоде. Бессимптомное течение коронарного атеросклероза (О.М. Несук, В.Д. Федоров, Н.В. Тарбаева)	144
Глава 15. Перспективы развития МСКТ-коронарографии, ее роль и место среди методов лучевой диагностики заболеваний коронарных артерий (Г.Г. Кармазановский, Е.В. Кондратьев, О.М. Несук)	151
15.1. Синхронизация с ЭКГ	151
15.2. КТ с двумя источниками излучения	152
15.3. Спектральная КТ	154

Авторский коллектив

Авторский коллектив – сотрудники Института хирургии им. А.В. Вишневского Минздравсоцразвития РФ

Д.М. Акинфиев – младший научный сотрудник отделения рентгенохирургических методов диагностики и лечения

Г.Г. Кармазановский – профессор, заведующий отделом лучевой диагностики

Л.С. Коков – профессор, член-корреспондент РАМН

А.Н. Коростелев – профессор, заведующий отделением кардиохирургии

Е.В. Кондратьев – младший научный сотрудник отдела лучевой диагностики

А.Ю. Лихарев – кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник отделения рентгенохирургических методов диагностики и лечения

О.М. Несук – кандидат медицинских наук, заведующая консультативно-терапевтическим отделением

Е.М. Пивоварова – кандидат медицинских наук, врач-терапевт консультативно-терапевтического отделения

Т.М. Рузматов – врач-кардиохирург отделения кардиохирургии

Н.В. Тарбаева – кандидат медицинских наук, научный сотрудник отдела лучевой диагностики

В.Д. Федоров – профессор, академик РАМН

В.Н. Цыганков – кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник отделения рентгенохирургических методов диагностики и лечения

В.С. Широков – младший научный сотрудник отдела лучевой диагностики

А.Б. Шляховой – кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник отделения кардиохирургии

- Декомпенсированная сердечная недостаточность или острый отек легких.
- Выраженная коагулопатия.
- Бактериальный эндокардит с вовлечением аортального клапана.

После внедрения в практику методики МСКТ с болюсным внутривенным усилением появилась возможность проводить МСКТ-ангиографию любого бассейна, а при условии синхронизации с ЭКГ и МСКТ-коронарографию. МСКТ-коронарография – новая неинвазивная методика визуализации коронарных артерий. Современная МСКТ-64 не уступает инвазивным методам диагностики заболеваний периферических и коронарных артерий. При этом *МСКТ имеет ряд преимуществ перед селективной КАГ*:

- относительная простота выполнения диагностической процедуры,
- отсутствие возможных интра- и послеоперационных осложнений,
- скорость проведения исследования и получения информации,
- отсутствие необходимости в госпитализации.

Можно выделить следующие *области применения МСКТ сердца и коронарных артерий*:

- 1) выявление коронарного атеросклероза на основании выявления и количественной оценки коронарного кальциноза;
- 2) неинвазивная коронарография;
- 3) неинвазивная шунтография (артериальные и венозные шунты);
- 4) оценка анатомии и функции камер сердца при врожденных и приобретенных болезнях сердца;
- 5) КТ-ангиография аорты, легочной артерии, периферических артерий и вен.

Показания к применению метода

• Ишемическая болезнь сердца, особенно при решении задачи о необходимости хирургического лечения. По данным многочисленных исследований чувствительность и специфичность МСКТ в выявлении гемодинамически значимых стенозов у пациентов с ИБС в проксимальных и средних сегментах коронарных артерий составляет 86–97 и 90–95% соответственно.

• Наличие факторов риска развития ИБС, к которым относятся возраст (старше 40 лет для мужчин и старше 50 у женщин), мужской пол, уровень общего холестерина в крови выше нормы, высокое систолическое артериальное давление, дислипидемия, курение. Выявлены независимые факторы риска: повышенный уровень фибриногена, повышенный фактор VIIc (один из факторов свертываемости крови), повышенный гомоцистеин С-реактивного белка и увеличение PAI-1 (ингибитор активатора плазминогена).

• Определение проходимости аортокоронарных шунтов и стентов.

• Подозрение на аномалии развития венечных артерий.

• Предоперационная оценка состояния КА у пациентов, которым планируются различные виды оперативных вмешательств на сердце (без реваскуляризации, например, протезирование клапанов сердца) или других органах.

• Определение индекса коронарного кальциноза. Цель проведения скрининга коронарного атеросклероза с помощью МСКТ – раннее выявление ате-

росклеротических поражений артерий на тех стадиях, когда отсутствуют симптомы ишемии миокарда и коронарные артерии на ангиограммах выглядят нормальными или малоизмененными. Скрининг пациентов с выраженным асимптомным коронарным атеросклерозом позволяет отнести их в группу лиц высокого риска и начать соответствующие профилактические мероприятия. В случаях установленного диагноза коронарного атеросклероза и ИБС томографические методы визуализации можно использовать для прогнозирования риска коронарных событий, отслеживания прогрессирования заболевания и, возможно, эффективности проводимого консервативного и оперативного лечения.

Следует отметить, что в отличие от других распространенных инструментальных методов раннего выявления (скрининга) коронарного атеросклероза, а также анализа факторов риска (ФР), КТ позволяет видеть прямые, а не косвенные признаки коронарного атеросклероза. В соответствии с данными морфологических исследований известно, что большинство атеросклеротических бляшек содержат кальцинаты. Небольшие депозиты кальция встречаются уже на ранних стадиях атеросклеротического процесса, начиная с липидных полос. Морфологические исследования показали высокую корреляцию между коронарным кальцинозом и степенью атеросклеротического поражения артерий. Выявление кальциноза коронарных артерий указывает на наличие у пациента коронарного атеросклероза. Однако наличие кальциноза коронарных артерий не является эквивалентом диагноза ИБС и обязательным показанием к коронарографии. Величина кальциевого индекса (КИ) коронарных артерий обязательно должна соотноситься с результатами клинического обследования, лабораторных методов и других методов диагностики.

В рекомендациях экспертов Европейского и Американского обществ кардиологов указывалось, что скрининг коронарного кальция с помощью МСКТ является важным методом выявления коронарного атеросклероза.

Проведение МСКТ с целью выявления кальциноза КА необходимо проводить:

- при обследовании мужчин в возрасте 40–65 лет и женщин в возрасте 50–75 лет без установленных ССЗ с целью скрининга начальных признаков коронарного атеросклероза;
- при обследовании пациентов, имеющих в соответствии с международными шкалами SCORE или NCEP промежуточный риск развития коронарных событий. Этот тест позволяет определить, относятся ли на самом деле эти пациенты (которые могут составлять до 40% популяции в возрасте старше 45 лет) к группе высокого или низкого коронарного риска;
- при обследовании в амбулаторных условиях пациентов с атипичными болями в грудной клетке при отсутствии установленного диагноза ИБС или с сомнительными результатами нагрузочных тестов;
- при установлении дифференциального диагноза между хронической сердечной недостаточностью ишемического и неишемического (кардиопатии, миокардиты) генеза.

По мере накопления научных данных эти показания могут уточняться.

Противопоказания к использованию метода

- Высокий индекс коронарного кальция (у таких пациентов высока вероятность значимого стеноза коронарных артерий и проведение МСКТ-коронарографии нецелесообразно, так как возникает необходимость в селективной КАГ.
- Высокая частота сердечных сокращений (более 80 уд/мин) перед обследованием.
- Наличие экстрасистолий или других форм аритмии (для адекватной синхронизации с ЭКГ необходим одинаковый промежуток R-R).
- Индивидуальная непереносимость контрастного вещества. (В связи с тем, что МСКТ коронарных артерий проводится с контрастным усилением, то есть с внутривенным введением йодсодержащего контрастного препарата, необходим предварительный контроль функции почек, а иногда и специальная предварительная подготовка. При выраженном нарушении функции почек предпочтительнее выбрать альтернативное исследование, так же как и в случае аллергических реакций на контрастный препарат. С учетом использования йодсодержащего контрастного вещества не следует забывать о неблагоприятном взаимодействии его с метформин (сиофором, глюкофажем). Поэтому требуется отмена метформина на 48 ч до и после исследования.
- Исследование противопоказано при беременности, так как МСКТ связана с рентгеновским облучением.

Метод позволяет врачу определиться, показано ли пациенту оперативное лечение или же пациента можно лечить консервативно. Выявленное сужение КА более чем на 50% свидетельствует о необходимости оперативного вмешательства. Программное обеспечение томографа позволяет оценить и структуру атеросклеротической бляшки. Результаты исследования представляются в виде снимков с изображением 3D-реконструкции сердца, MPR- и VRT-реконструкций коронарных артерий. В протоколе отмечается тип кровоснабжения сердца, при наличии атеросклеротических бляшек отмечается локализация, протяженность, структура бляшки, степень стеноза артерии в процентах. Прогностическое значение коронарного атеросклероза остается противоречивым вопросом. L.J. Shaw и соавт. (2003) сообщили о пятилетней общей смертности среди 10 377 пациентов без клинической симптоматики, которые прошли обследование по определению содержания кальция в коронарных артериях. В группе пациентов со счетом кальция (CS) более 400, и особенно более 1000, процент смертности был значительно большим по сравнению с группой больных, у которых счет кальция был менее 10. Предсказательная возможность подсчета кальция оказалась независимой от других сердечно-сосудистых факторов риска. Клинические результаты подсчета кальция по данному исследованию оказались следующими: пациенты с высоким значением кальция имеют больший риск смертности, но не только в результате сердечных приступов. Счет кальция также коррелирует с полом и возрастом больных. В случае наличия

та. Рациональным при укладке пациента на столе томографа является его положение несколько ближе к правому краю стола для обеспечения расположения сердца в центре гентри. При этом необходимо проследить, чтобы данное положение не препятствовало движению стола томографа. Чтобы быть уверенным, что катетеры или электроды зафиксированы и нет контакта пациента с гентри, а также для определения соответствия области сканирования, до начала исследования рекомендуется выполнить движение пациента сквозь гентри в тестовом режиме. Контакт пациента с гентри может стать причиной пассивных или активных движений и соответственно появления артефактов, которые невозможно будет скорректировать при постпроцессорной обработке изображений.

Проведение МСКТ-исследования

Качественные изображения коронарных артерий могут быть получены на МСКТ с количеством спиралей от 16 и более при условии использования ЭКГ-синхронизации. Также необходимо отметить влияние индекса массы тела (ИМТ) пациента на диагностическую точность МСКТ. Доказано, что чувствительность, специфичность и прогностическая ценность имеют наибольшие показатели при нормальной массе тела ($\text{ИМТ} < 25 \text{ кг/м}^2$), достаточно высокие – при избыточной массе тела ($\text{ИМТ} > 25 \text{ кг/м}^2$) и низкие – при ожирении.

Первым этапом исследования обычно производится оценка коронарного кальция без внутривенного контрастирования, что также позволяет точно определить зону исследования. Диапазон томографии – от бифуркации трахеи до основания сердца – составляет в среднем 12–15 см. При оценке проходимости аортокоронарных шунтов протяженность исследования увеличивается до 20 см – от верхней апертуры грудной клетки до основания сердца. Применяется проспективная ЭКГ-синхронизация.

Получение нативных сканов необходимо для решения вопроса о дальнейшем проведении исследования с контрастным усилением, так как выраженная кальцификация является существенным фактором, влияющим на изображение коронарных артерий.

Наличие тяжелой кальцификации ограничивает проведение МСКТ-КТ, так как линейные артефакты и частичный объемный эффект могут полностью закрывать просвет сосуда в поперечном срезе и мешать оценке состояния просвета артерии. Визуализация и оценка просвета КА при МСКТ-КТ затруднены при наличии кальцинатов. Просвет контрастированного сосуда и кальцинированная бляшка могут плохо дифференцироваться и приводить к неправильной интерпретации данных. Вследствие эффекта частичного объема массивные кальцинаты маскируют реальный просвет сосуда, что затрудняет вычисление степени стеноза и ведет к его переоценке. При наличии выраженной кальцификации количество ложноположительных результатов относительно большое. С повышением индекса коронарного кальция снижается специфичность исследования. Доказано,

что при индексе Агатстона менее 1000 чувствительность и специфичность составляет 98%, более 1000 – 78%.

Тем не менее благодаря развитию компьютерной обработки изображений и появлению двухэнергетических томографов выраженный кальциноз КА в последнее время не рассматривается как препятствие для проведения МСКТ-КГ. Использование минимально тонких срезов и дополнительных фильтров уменьшает эффект частичного объема и улучшает визуализацию кальцинированных сосудов и оценку кальцинированных артерий.

Вторым этапом проводится МСКТ-КГ с внутривенным введением контрастного вещества. Исследование выполняется с ретроспективной ЭКГ-синхронизацией (непрерывная томография с одновременной записью ЭКГ и последующей ретроспективной реконструкцией изображений в разные фазы сердечного цикла) тонкими срезами.

Использование ЭКГ-мониторирования позволяет реконструировать изображения в любое время сердечного цикла ($R-R$). Стандартная реконструкция аксиальных изображений при МСКТ-КГ выполняется в момент, соответствующий 75% сердечного цикла ($R-R$), т. е. к концу диастолы. Наступление конечно-диастолической фазы, когда достигается максимальное кровенаполнение КА и в то же время артерии смещаются в наименьшей степени (при ЧСС < 70 в мин), соответствует 70–80% длительности сердечного цикла (интервал $R-R$). При необходимости (наличии артефактов) производят реконструкцию всего исследования с шагом 10% $R-R$ от 0 до 90% $R-R$, выбирая интервал реконструкции с наименее выраженными артефактами для каждой артерии. При ЧСС < 70 в мин хорошее качество изображения получают при реконструкции в конечно-систолическую фазу (30–34%) и в конечно-диастолическую фазу (60–80%), при ЧСС > 70 в мин – реконструкции в фазы 30–40% $R-R$. Мультифазная реконструкция используется для получения изображения сердца во все фазы сердечного цикла (обычно 10 фаз каждые 10% $R-R$).

Для анализа каждой КА специально выбирается интервал $R-R$ с наилучшим качеством изображения. Движения левой коронарной артерии соответствуют сокращению миокарда ЛЖ, тогда как правая коронарная артерия двигается синхронно с правыми отделами сердца. Из-за этого для получения оптимальных изображений данных артерий необходимо оценивать разные временные интервалы $R-R$. В ряде случаев оптимальный интервал реконструкции выбирают для каждой из ветвей левой коронарной артерии – передней межжелудочковой, огибающей, интермедиарной, ветви тупого края (рис. 3.1, 3.2).

При проведении МСКТ-КГ наиболее значимы в получении качественных изображений коронарных артерий и предупреждении появления артефактов движения ЧСС и сердечный ритм. Низкая ЧСС (менее 60–65 в мин) и регулярный ритм сердца являются оптимальными параметрами для получения качественных изображений коронарных артерий. В многочисленных исследованиях доказано, что ЧСС = 65–75 в мин является верхней границей для получения изображений с минимум артефактов. По мере совершен-

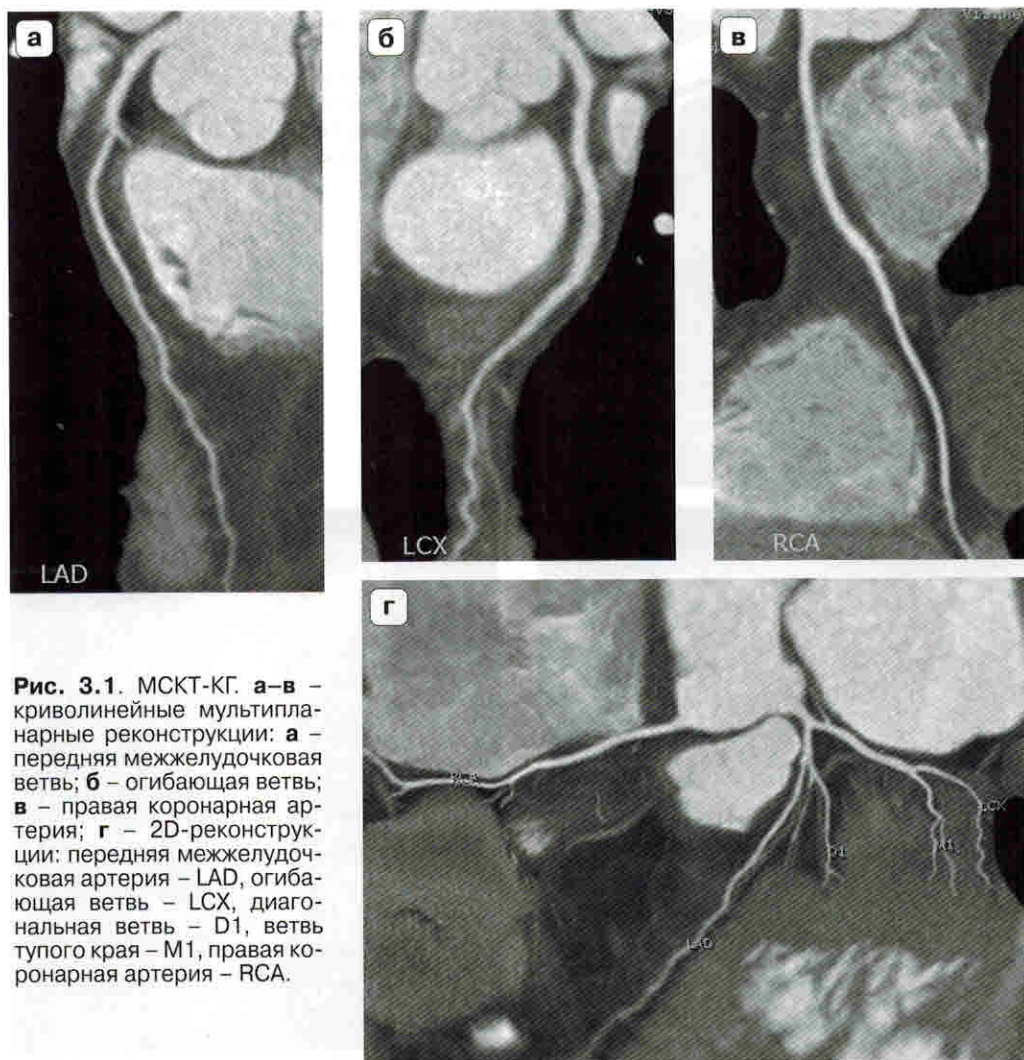


Рис. 3.1. МСКТ-КТ. а-в – криволинейные мультипланарные реконструкции: а – передняя межжелудочковая ветвь; б – огибающая ветвь; в – правая коронарная артерия; г – 2D-реконструкции: передняя межжелудочковая артерия – LAD, огибающая ветвь – LCX, диагональная ветвь – D1, ветвь тупого края – M1, правая коронарная артерия – RCA.

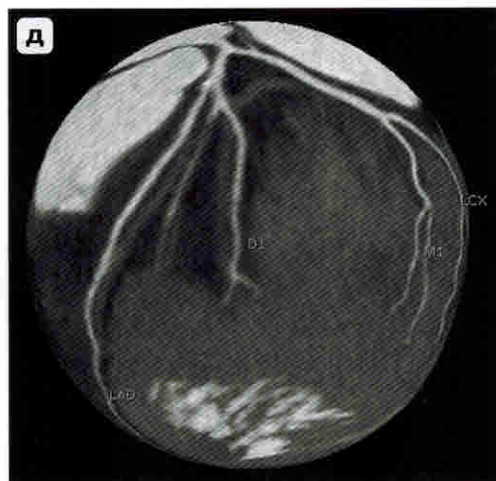
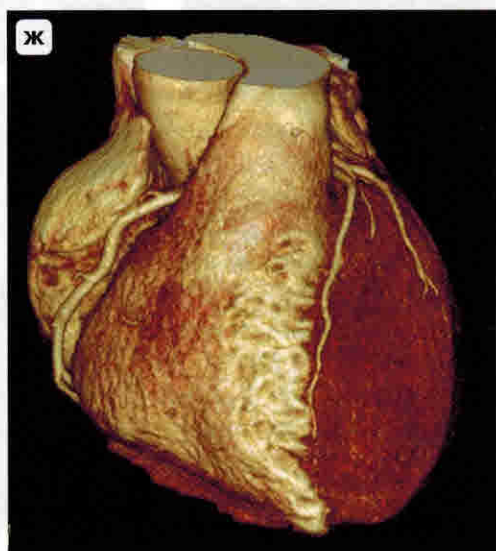
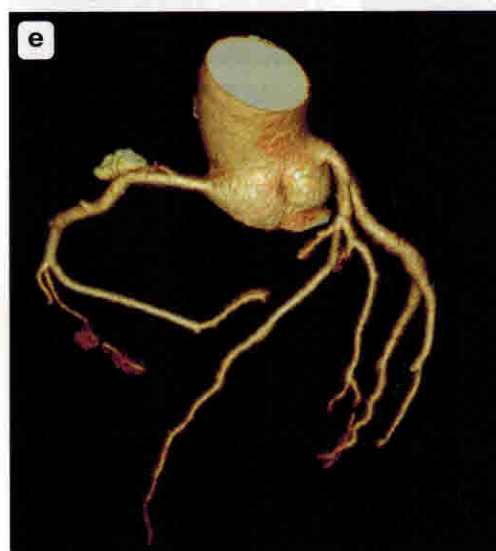


Рис. 3.1 (окончание). д – 2D-реконструкции: передняя межжелудочковая артерия – LAD, огибающая ветвь – LCX, диагональная ветвь – D1, ветвь тупого края – M1, правая коронарная артерия – RCA; е, ж – объемные реконструкции коронарных артерий.



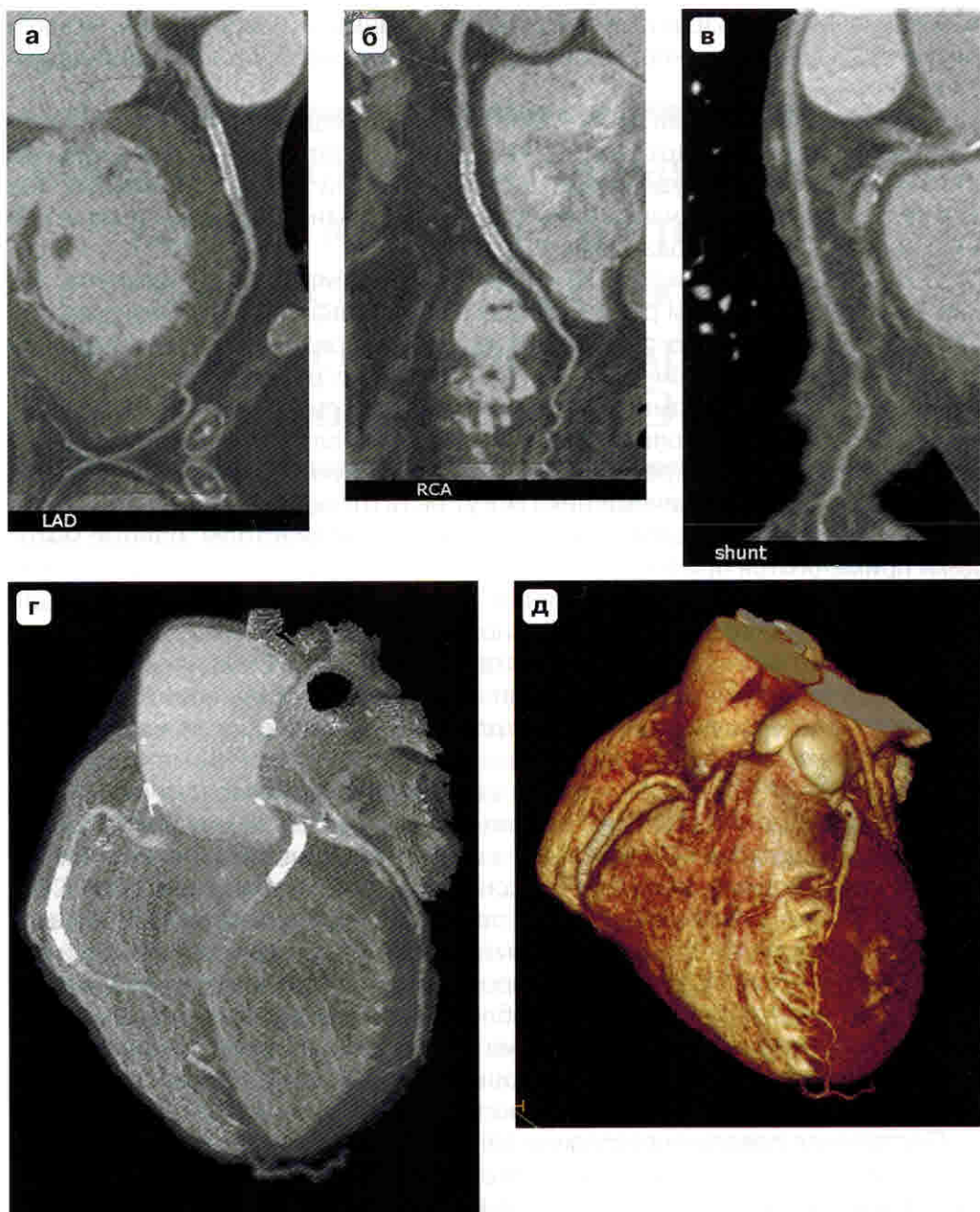


Рис. 3.2. Диагностические возможности МСКТ-КТ. **а–в** – криволинейные мультипланарные реконструкции: **а** – в проксимальном сегменте передней межжелудочковой ветви определяется смешанная бляшка с сужением просвета сосуда до 50–60%, стент без признаков рестеноза; **б** – в проксимальном сегменте правой коронарной артерии определяется мягкая бляшка с сужением просвета сосуда до 50–60%, в зоне стента рестеноза нет; **в** – шунт к ветви тупого края гомогенно контрастируется на всем протяжении, проходим; **г, д** – объемные реконструкции: стенты в передней межжелудочковой ветви и правой коронарной артерии, шунт к ветви тупого края проходимы.

F. Cademartini и соавт. отметили, что увеличение скорости введения физиологического раствора до 4 мл/с способствует повышению степени контрастирования коронарных артерий, а при скорости более 4 мл/с этого не происходит. Таким образом, скорость инъекции физиологического раствора более 5 мл/с не имеет преимуществ.

6.7. Тип инъекции контрастного вещества

Существует несколько способов введения контрастного вещества, в том числе моно- или многофазная инъекции. При многофазных протоколах общее количество контрастного вещества делится на несколько частей, которые вводятся внутривенно с различной скоростью. При этом болюс контрастного средства может сопровождаться разбавленным контрастным средством, введенным параллельно с физиологическим раствором. Обе техники могут заканчиваться введением болюса чистого физиологического раствора. В литературе нет единого мнения о предпочтительности тех или иных протоколов (Johnson P.T. et al., 2009).

Многофазные инъекции в основном использовались при исследованиях, выполняемых на томографах со значительной продолжительностью сканирования. При использовании 16-срезовых и выше аппаратов двухфазный протокол не показал преимуществ перед монофазным, что связано со значительным увеличением скорости сканирования и нет необходимости в увеличении фазы плато. D. Utsunomiya и соавт. сравнили три протокола введения контрастного препарата (только контрастное средство, контрастное средство + болюс физиологического раствора (монофазный протокол), контрастное средство + смесь контрастное средство и физраствор, техника смешивающегося болюса (сплит-болюс)) при КТ-коронаграфии на 16-срезовом аппарате с использованием техники «преследования болюса». Хотя и не выявлено существенной разницы между степенью контрастирования устьев и средних сегментов коронарных артерий, а также в диагностической ценности при использовании монофазного протокола и сплит-болюса, последнему отдается предпочтение при исследовании правых отделов сердца. Сплит-болюс можно получить только при параллельном движении поршней обоих инжекторов, а не при последовательном, как в большинстве инжекторов.

В исследованиях на 64-срезовом аппарате вид инъекции контрастного средства (монофазный или сплит-болюс) не оказывает влияния на степень контрастирования и диагностическую точность метода, но при использовании сплит-болюса возможно получение более четкого изображения правых отделов сердца и отсутствуют артефакты гиперконтрастирования [Kerl J.M. et al., 2008; Cao L. et al., 2008].

Использование сплит-болюса также имеет положительные моменты при исследовании грудной аорты и органов грудной клетки [Funabashi N. et al., 2006]. Необходимо также помнить, что сплит-болюс требует большего количества контрастного средства по сравнению со стандартной монофазной инъекцией, что может привести к нежелательным последствиям, особенно у па-

циентов, у которых исследование с внутривенным контрастированием проводилось неоднократно за короткий промежуток времени.

6.8. Подбор оптимального времени задержки

Существует несколько способов для определения времени поступления болюса контрастного препарата в область исследования и соответственно самой процедуры. Наиболее рациональным является автоматический запуск томографии по триггеру болюса. Автоматический запуск используется во многих приборах и происходит при достижении плотности контрастного вещества в определенном отделе сосуда. Это часто позволяет оптимизировать качество изображения, выполняя исследование на пике контрастирования. Методика тест-болюса позволяет более точно определить время циркуляции болюса и убедиться в надежности венозного доступа, однако является более оператор-зависимой. Кроме того, существует способ получения оптимального контрастирования при использовании одинаковой длительности введения контрастного препарата. С появлением аппаратов с большим количеством рядов детекторов требуется постоянная оптимизация параметров введения контрастного средства, а также параметров запуска сканирования с использованием определенной методики.

F. Cademartiri et al. (2005, 2006) сравнили техники тест-болюса и болюс-трекинг при КТ-ангиографии на 16-срезовом аппарате. Характер прохождения тестового болюса определяли на уровне восходящей аорты, при этом внутривенно со скоростью 5 мл/с вводили 20 мл контрастного средства. При использовании техники тест-болюс рассчитанные временные задержки от начала введения контрастного средства были примерно на четверть меньше по сравнению с таковыми для болюс-трекинга. Степень контрастирования проксимальных сегментов КА была достоверно выше при использовании болюс-трекинга.

Болюс-трекинг позволяет индивидуально для каждого пациента подобрать оптимальное время начала сканирования, а также не требует введения дополнительного количества контрастного средства. Особенностью техники тест-болюса является адаптивный характер: пациенту проводят исследование с введением контрастного средства, что, несомненно, снижает стресс перед выполнением основного сканирования. Болюс-трекингом, или «преследование болюса», оснащены все современные мультидетекторные системы. У разных производителей он имеет свое название, например, у компании Philips – Bolus Tracking, у Toshiba – SureStart, Siemens – RealPrep и GE – Smart Prep.

Основными параметрами, которые необходимо изменять в программе «преследование болюса», являются область интереса триггера, порог контрастного усиления в области установки триггера (*далее* – порог), время послепороговой задержки сканирования (промежуток времени, спустя который после преодоления порога произойдет запуск сканирования).

Глава 9. Лучевая нагрузка при МСКТ-коронарной и прямой ангиографии. Пути оптимизации протоколов исследований

*Г.Г. Кармазановский, Л.С. Коков, В.Н. Цыганков,
Е.В. Кондратьев, Н.В. Тарбаева*

Медицинское облучение является вторым по значимости источником облучения населения Российской Федерации (после природных источников). Его вклад в коллективную дозу облучения населения Российской Федерации достигает 30% и практически полностью формируется за счет диагностических и профилактических рентгенологических медицинских исследований, охватывающих все возрастные группы населения.

Воздействие на организм ионизирующего излучения складывается из детерминированных и стохастических эффектов.

Детерминированные эффекты облучения – клинически выявляемые вредные биологические эффекты, вызванные ионизирующим излучением, в отношении которых существует порог, ниже которого эффект отсутствует, а выше – тяжесть его зависит от дозы.

Стохастические эффекты облучения также вредные биологические эффекты, вызванные ионизирующим излучением, не имеющие дозового порога возникновения, вероятность возникновения которых пропорциональна дозе и для которых тяжесть проявления не зависит от дозы.

Действие ионизирующих излучений на любое вещество проявляется в ионизации атомов и молекул, входящих в состав этого вещества. Мерой этого воздействия служит поглощенная доза – фундаментальная дозиметрическая величина, определяемая как отношение поглощенной энергии излучения в единице массы. Основной единицей поглощенной энергии в системе СИ является грей (Гр, Gy) – джоуль на килограмм массы ($\text{Дж}\cdot\text{кг}^{-1}$), обозначается как D. Поглощенная доза в 1 Гр является значимой радиационной величиной и может вызвать в облученном организме отрицательные последствия. Но в собственно энергетическом смысле эта величина очень мала – повышение температуры тела человека в результате воздействия

этой дозы равно менее одной тысячной градуса. При этом рентгеновское излучение несет в себе потенциальную опасность, поэтому каждому специалисту необходимо иметь четкое представление о риске работы с рентгеновским излучением и мерах по снижению облучения при обследовании пациента.

Среднегодовая доза облучения является результатом излучения от природных источников (родоноевое излучение, космическая радиация, излучение Земли и т. д.). Так, например, в США эффективная доза облучения от естественных источников в норме составляет приблизительно 3 мЗв в год. В последнее десятилетие существенно увеличилось облучение, получаемое человеком от медицинских источников, в основном благодаря активному развитию КТ.

Основная опасность ионизирующей радиации заключается в повышении риска развития онкологических заболеваний. Большинство специалистов, склоняются к мнению, что существует прямая взаимосвязь между величиной облучения и вероятностью малигнизации. Однако клинической манифестации онкологического процесса предшествует длительный латентный период (более 10–30 лет). Считается, что не существует абсолютно безопасной дозы облучения и любая лучевая нагрузка потенциально вредна для организма. Особенно чувствительны к воздействию ионизирующего облучения дети и лица молодого возраста. Растущие органы и ткани более восприимчивы к генетическим повреждениям, индуцированным радиационным воздействием. Существенным фактором воздействия рентгеновского излучения является кумулятивный эффект, и даже однократное получение большой дозы облучения несет в себе высочайший риск отрицательного воздействия на организм человека.

Доза эквивалентная (H_{TR}) – это поглощенная доза в органе или ткани, умноженная на соответствующий взвешивающий коэффициент для данного вида излучения, W_R :

$$H_{TR} = W_R \cdot D_{TR},$$

где D_{TR} – средняя поглощенная доза в органе или ткани T , W_R – взвешивающий коэффициент для излучения R (для рентгеновского излучения он равен единице). Единицей эквивалентной дозы является зиверт (Зв (Sv)).

Доза эффективная (E) – величина, используемая как мера риска возникновения отдаленных последствий облучения всего тела человека и отдельных его органов и тканей с учетом их радиочувствительности. Она рассчитывается как сумма произведений эквивалентной дозы в органах и тканях на соответствующие взвешивающие коэффициенты:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T$$

где H_T – эквивалентная доза в органе или ткани T , W_T – взвешивающий коэффициент для органа или ткани T . Единица эффективной дозы – зиверт (Зв).

Взвешивающие коэффициенты для тканей и органов при расчете эффективной дозы (W_T) – множители эквивалентной дозы в органах и тканях, используемые в радиационной защите для учета различной чувствительности разных органов и тканей в возникновении стохастических эффектов радиации приведены в табл. 9.1.

Для наиболее полной оценки вреда, который может быть нанесен здоровью в результате облучения в малых дозах, определяется ущерб, количественно учитывающий как эффекты облучения отдельных органов и тканей тела, отличающиеся радиочувствительностью к ионизирующему излучению, так и всего организма в целом. В соответствии с общепринятой в мире линейной беспороговой теорией зависимости риска стохастических эффектов от дозы величина риска пропорциональна дозе излучения и связана с дозой через линейные коэффициенты радиационного риска. Для взрослых это коэффициент риска злокачественных новообразований равен $4,1 \cdot 10^{-2} \text{ Зв}^{-1}$ и коэффициент риска наследственных эффектов – $0,1 \cdot 10^{-2} \text{ Зв}^{-1}$, их сумма – $4,2 \cdot 10^{-2} \text{ Зв}^{-1}$.

Усредненная величина коэффициента риска, используемая для установления пределов доз персонала и населения, составляет $0,05 \text{ Зв}^{-1}$.

Одной из важнейших предпосылок уменьшения лучевых нагрузок является организация системы контроля и учета доз медицинского облучения, установленная требованиями Федерального закона от 9 января 1996 г. №3-ФЗ «О радиационной безопасности населения» и Нормами радиационной безопасности (НРБ-99/2009).

В настоящее время наиболее распространенный метод измерения лучевой нагрузки на пациентов при коронарографии – произведение дозы на площадь поля облучения (Dose-Area Product DAP). Его особенностью является то, что величина произведения дозы на площадь поля облучения не зависит от расстояния от источника излучения до пациента, так как площадь поля облучения увеличивается прямо пропорционально квадрату расстояния от источника до объекта, а доза уменьшается обратно пропорционально квадрату этого расстояния (правило обратных квадратов) (рис. 9.1).

Таблица 9.1. Взвешивающие коэффициенты для тканей и органов, используемые при расчете эффективной дозы (W_T)

Орган	Доза, Зв
Гонады	0,2
Костный мозг (красный)	0,12
Толстая кишка	0,12
Легкие	0,12
Желудок	0,12
Мочевой пузырь	0,05
Грудная железа	0,05
Печень	0,05
Пищевод	0,05
Щитовидная железа	0,05
Кожа	0,01
Клетки костных поверхностей	0,01
Головной мозг	0,05
Экстраторокальный отдел органов дыхания	0,05
Тонкая кишка	0,05
Почки	0,05
Мышечная ткань	0,05
ПЖ	0,05
Селезенка	0,05
Вилочковая железа	0,05
Матка	0,05

Значение эффективной дозы E (мкЗв) облучения пациента определенного возраста при проведении рентгенологического исследования вычисляется по формуле:

$$E = \Phi \cdot Kd,$$

где Φ – измеренная величина произведения дозы на площадь, сГр · см², Kd – коэффициент перехода к эффективной дозе облучения пациента данного возраста с учетом вида проведенного рентгенологического исследования, проекции, размеров поля, фокусного расстояния и анодного напряжения на рентгеновской трубке, мкЗв/(сГр · см²). Коэффициенты перехода к эффективной дозе для разных методов исследования представлены в специальных таблицах Методических указаний по методам контроля (МУК 2.6.1.1797-03), однако они позволяют определить эффективную дозу с 30% ошибкой. Так как при коронарографии используется несколько проекций, то в разных странах для расчета эффективной дозы разработаны несколько компьютерных программ.

Распределение поглощенной дозы рентгеновского излучения в теле пациента при проведении исследования методом КТ существенно отличается от такового при использовании традиционных методов рентгенографии или рентгеноскопии. При 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 при рентгенографии или рентгеноскопии перепад дозы в передне-задней (задне-передней) геометрии облучения пациента в 5–10 раз больше (рис. 9.2).

Для описания распределения дозы в воздухе на оси вращения источника рентгеновского излучения (величина, аналогичная радиационному выходу обычного рентгеновского аппарата) или распределения поглощенной дозы внутри пациента при проведении отдельного сканирования (один скан) используют так называемый компьютерно-томографический индекс дозы (Computed Tomography Dose Index – CTDI), рассчитанный по формуле:

$$CTDI = \frac{1}{d} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(x) \cdot dx$$

где $D(x)$ – распределение дозы вдоль направления, перпендикулярного плоскости сканирования, d – ширина одного скана.

При выполнении практических измерений предлагается использовать компьютерно-томографический индекс дозы ($CTDI_w$), отличающийся от теоретического аналога ограниченными пределами интегрирования распределения поглощенной дозы (100 мм) и рассчитанный по формуле (обозначения см. выше):

$$CTDI_w = \frac{1}{d} \cdot \int_{-50}^{+50} D(x) \cdot dx$$

Ограничение интегрирования пределами от -50 до +50 мм является оптимальным для используемых значений толщины отдельного скана. Для спиральных и многосрезовых сканеров дозиметрический объемный взвешенный $CTDI_{vol}$ рассчитывается по формуле:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / p,$$

где $CTDI_{vol}$ – объемный взвешенный CTDI, мГр; $CTDI_w$ – взвешенный CTDI, мГр; p – питч.

Питч p – это отношение сдвига стола пациента Δd за полный оборот трубки к ширине рентгеновского луча $N \cdot T$:

$$p = \Delta d / N \cdot T,$$

где N – количество каналов сбора информации; Δd толщина среза, определяемая физической коллимацией.

При сканировании в последовательном режиме превышение сдвига стола над коллимацией среза означает, что между срезами остаются несканированные участки.

При спиральном сканировании с увеличением питча происходит «растяжение» витков спирали, но несканированных участков не возникает, так как собирается объем данных, из которого математическим путем реконструируются недостающие срезы (рис. 9.3).

При увеличении питча:

1) пропорционально повышается скорость и уменьшается время сканирования;

2) в соответствии с сокращением времени сканирования пропорционально снижается доза облучения: при питче 2 доза облучения в 2 раза меньше, чем при питче 1; при питче 0,5 доза облучения в 2 раза больше, чем при питче 1 (при условии неизменности других параметров сканирования) (см. рис. 9.3);

3) качество изображений при последовательном сканировании не меняется, но появляются пропуски сканирования, при спиральной КТ оно может ухудшиться;

4) на многосрезовых сканерах значения mAs могут автоматически повышаться для поддержания качества изображений на стабильном уровне. В этом случае с возрастанием питча доза не снижается.

Для сканеров с последовательной технологией при сканировании без интервалов между срезами дозиметрический объем составит:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w.$$

Рис. 9.1. Свойства произведения дозы на площадь поля облучения. Правило обратных квадратов.

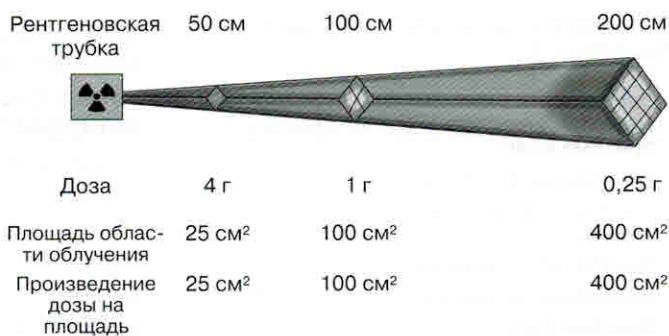


Рис. 9.2. Распределение дозы при КТ с полной ротацией (а) и рентгенографии или рентгеноскопии (б).

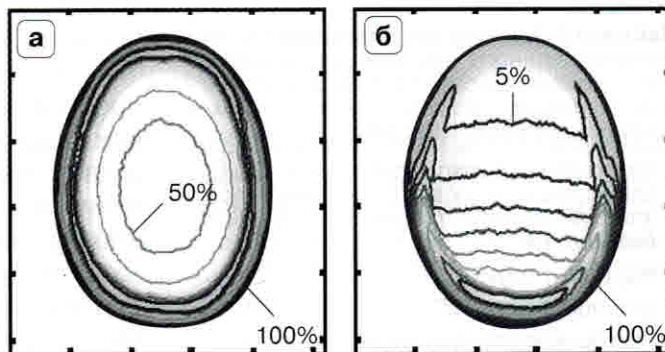


Рис. 9.3. Питч.



Для характеристики исследования соответствующей анатомической секции (индекс «i») в целом определяют произведение дозы на длину (Dose Length Product – DLP_i) (мГр/см):

$$DLP_i = {}_nCTDI_w \cdot d \cdot N \cdot l,$$

где ${}_nCTDI_w$ – нормированное на единицу мАс значение практического компьютерно-томографического индекса дозы (мГр/мАс), d – толщина скана, N – число сканов, l – значение мАс на один скан.

Используя значение DLP , эффективную дозу (E_i) при сканировании (индекс «i») определенной секций тела человека определяют по формуле:

$$E_i = e_{DLP} \cdot DLP,$$

где e_{DLP} – значение дозового коэффициента (мЗв/мГр⁻¹/см⁻¹) для i анатомической секции, нормированное на значение DLP в стандартном дозиметри-