

Мультиспиральная компьютерная томография: применение в кардиологии

О.А. ШАРАЕВСКИЙ, Н.Н. НОСЕНКО, С.В. ПОТАШЕВ, к.м.н. М.Л. САРБАШ, М.Н. ДОЛЖЕНКО, д.м.н., профессор ННЦ «Институт кардиологии им. Н.Д. Стражеско», Национальная медицинская академия последипломного образования им. П.Л. Шупика, г. Киев

Журнал «Внутренняя медицина»
5(5) 2007 / Навчання

Несмотря на стремительное развитие методов диагностики, совершенствование алгоритмов профилактики и лечения, ишемическая болезнь сердца (ИБС) остается ведущей в структуре заболеваемости и смертности в развитых странах. В связи с этим внедрение современных лучевых методов диагностики различных форм ИБС остается одним из основных вопросов кардиологии.

На сегодняшний день золотым стандартом визуализации и диагностики нарушения проходимости коронарных артерий (КА) является коронароангиография (КАГ). Из наиболее современных методов максимальной чувствительностью и 100% специфичностью обладает внутрисосудистое ультразвуковое исследование.

Однако данные методики имеют не только преимущества, но и свои недостатки и противопоказания. Следует учесть, что возможности выявления атеросклероза коронарных артерий не обязательно связаны с визуализацией их просвета. Конечно же, «развитая» атеросклеротическая бляшка пролабирует в просвет артерии, вызывая его сужение и обуславливая клинические проявления. Однако ранние стадии атеросклероза, как правило, не приводят к гемодинамически значимому стенозу и могут не выявляться при КАГ. Поэтому особое внимание уделяется разработке новых методик диагностики коронарной патологии, в том числе и неинвазивных. Среди требований, предъявляемых к современным методам исследования, следует отметить высокую специфичность, чувствительность и точность, безопасность, высокую пропускную способность и экономическую целесообразность. Всеми этими характеристиками обладает неинвазивный метод мультиспиральной компьютерной томографии (МКТ).

Компьютерная томография (КТ) — метод рентгеновской томографии, при котором пучок рентгеновского излучения проходит через тонкий слой тела пациента в разных направлениях (рис. 1).

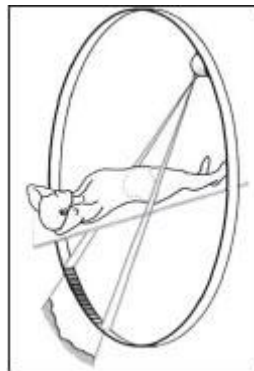


Рисунок 1. Принцип КТ-сканирования

Компьютерная томография явилась одним из главных прорывов в диагностической радиологии. Первый клинический компьютерный томограф был создан G.H. Hounsfield для исследования головы и установлен в 1971 г. в больнице Atkinson-Morley в Уимблдоне (Англия). Первый томограф для всего тела установлен в 1974 г. Технические детали продолжали совершенствоваться и на протяжении 1980-х годов. В 1983 г. D. Boyd разработал и применил новую систему КТ — электронно-лучевую. Электронно-лучевая КТ (ЭЛКТ), которую называют также сверхбыстрой КТ, была создана специально для визуализации сердца. Она не получила широкого применения, за исключением определения индекса коронарного кальция. В конце 80-х годов появление спирального КТ-сканирования вызвало дальнейшее быстрое развитие медицинской науки, привело к расширению диагностических возможностей. Отличием таких систем стала возможность синхронизации непрерывного вращения трубки и поступательного движения стола. 1998 г. — первый мультиспиральный КТ (синонимы — КТ с множественными рядами детекторов, объемная КТ, многослойная КТ). Основные этапы истории КТ приведены в табл. 1 [1, 5, 20].

Таблица 1

Период	Этапы развития КТ
1924	Разработка Радоном основополагающих математических принципов
1963	Реконструкция изображений (Кормак)
1971	Разработка Хаунсфилдом технологии КТ в лаборатории компании EMI
1971	Компьютерный томограф для головы (EMI Mark I)
1974	Компьютерный томограф для всего тела (ACTA)
1974	Компьютерный томограф 3-го поколения (Atroniks)
1977	Компьютерный томограф 4-го поколения (AS&E)
1979	Присуждение Нобелевской премии Хаунсфилду и Кормаку
1980-е	Техническое совершенствование
1983	Динамический спиральный реконструктор
1983	Электронно-лучевое КТ-сканирование
1987	Компьютерный томограф с непрерывно вращающейся трубкой
1989	Спиральная компьютерная томография (СКТ)
1991	Двуслойная СКТ (компания Elscint)
1991	КТ-ангиография
1995	Реконструкция в реальном времени (КТ-просвечивание)
1998	Многослойная КТ (4 ряда детекторов)
1999	Многослойное изображение сердца
2001–2002	Многослойная КТ (6/8/10/16 рядов детекторов)
Будущее	КТ с коническим пучком излучения (> 256 рядов детекторов)

При МКТ используются адаптивные или фиксированные матрицы, состоящие из 4 или 16 рядов детекторов [6, 20]. Возможно также применение 32 рядов детекторов. Применение мультidetекторных матриц позволило значительно улучшить ряд технических показателей прибора по сравнению со спиральной компьютерной томографией и конкурировать с методом электронно-лучевой томографии, считавшейся до недавнего времени золотым стандартом неинвазивной визуализации сердца. По сравнению с электронно-лучевой томографией при мультиспиральной компьютерной томографии выше показатель «сигнал/шум», пространственное разрешение (10 пар линий/мм при МКТ, 7 пар линий/мм при электронно-лучевой томографии), но больше время сканирования (до 250 мс) [6]. Лучевая нагрузка при МКТ сопоставима с таковой при электронно-лучевой, при проспективной синхронизации с ЭКГ она составляет 0,9 мЗв [20]. Следует также отметить, что аппарат МКТ дешевле систем электронно-лучевой томографии. Мультиспиральные компьютерные томографы оснащены программами проспективной и ретроспективной синхронизации с ЭКГ, позволяют проводить трехмерную реконструкцию, виртуальную ретроспективную визуализацию [9, 10, 18]. Значительно уменьшилось количество двигательных артефактов при визуализации коронарных сосудов, что с высокой точностью позволяет определить локализацию и выраженность изменений сосудов сердца, в частности, появилась возможность точного выявления коронарного кальциноза, качественной визуализации коронарных артерий с определением степени их стенозирования [6, 20].

Обобщая все преимущества высокой производительности при МКТ, следует отметить [1, 5, 17, 20]:

1) более короткую продолжительность сканирования:

- уменьшение артефактов от движений;
- упрощение исследования у детей и пациентов с травмами;
- улучшенное сканирование паренхиматозных органов (пациенты с острыми заболеваниями);
- точно заданные фазы контрастирования;
- уменьшенный объем контрастного препарата;
- перфузионные изображения;

2) более длинный диапазон сканирования:

- диагностика торакоабдоминальной травмы и травмы позвоночника;
- КТ-ангиография (аорта и периферические сосуды, грудная и брюшная аорта, сонные артерии от дуги аорты до интрацеребральной циркуляции);

3) более тонкие срезы:

- почти изотропное изображение;
- изображение височных костей;
- изображения опорно-двигательной системы;
- произвольная плоскость изображения;

— многоплоскостные переформатирования;

— 3D-представление.

Современные показания к проведению коронарной КТ [5, 13, 14]: индексация коронарного кальция (продолжает обсуждаться); пациенты с атипичными болями в грудной клетке; скрининг бессимптомных лиц с высокими и умеренными факторами риска; прослеживание фармакологического лечения; проходимость коронарных шунтов; врожденные пороки сердца; взрослые пациенты перед хирургическим лечением; пациенты с водителями сердечного ритма; болезни венечных артерий (главные ветви); регионарная толщина стенки; функциональные показатели (фракция выброса, минутный объем, регионарная сократимость стенки (рис. 2).

Кардиальная КТ не показана при поражениях дистальных ветвей венечных артерий.

При МКТ-диагностике грудной полости визуализируются [1, 5]: обызвествления, венечные артерии, клапаны и клапанное кольцо, миокард, перикард, патологические изменения камер сердца, расширение полостей, истончение миокарда, старые рубцы и инфаркты, аневризмы (рис. 3), тромбы в желудочках и предсердиях, опухоли. Можно оценить функциональные нарушения сердечной мышцы в целом и снижение функции правого желудочка. Но при оценке вышеуказанных структур предпочтительной технологией является запуск сигнала ЭКГ при использовании ЭЛКТ и МКТ [10].

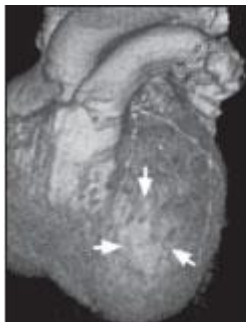


Рисунок 2. Гипокинезия передней стенки левого желудочка

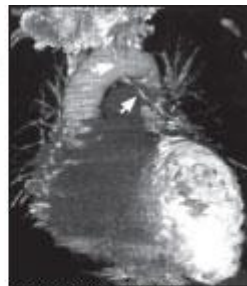


Рисунок 3. Аневризма стенки левого желудочка с крайней степенью обызвествления

Ресинхронизация с ЭКГ — выполнение непрерывного спирального сканирования с одновременной записью ЭКГ, которая помогает выбрать для реконструкции изображений данные, собранные в одной и той же фазе сердечного цикла. Для аорты, легочной артерии и легочных вен синхронизация с ЭКГ обычно необязательна.

Коронарная КТ-ангиография

Коронарная КТ-ангиография (КТА) открывает прекрасные возможности для неинвазивной визуализации венечных сосудов [7, 11, 14, 16–18, 22–24] (рис. 4, 5).

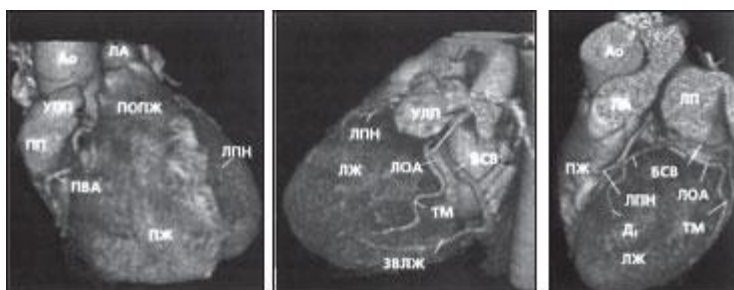


Рисунок 4. Проекция сердца в объемном представлении

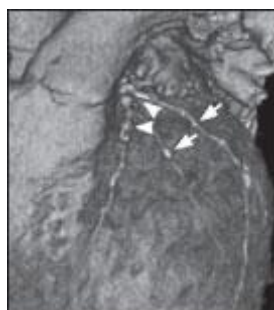


Рисунок 5. Обызвествления в коронарных артериях

Коронарная КТ-ангиография с использованием электронно-лучевого сканирования и пусковым сигналом, соответствующим 40–80 % интервала RR (в зависимости от ЧСС пациента), может охватить все сердце. Используется однослойный режим с временем ротации 100 мс. Необходима адекватная тренировка пациентов, чтобы быть уверенным в том, что они смогут задержать дыхание на период 40–50 сердечных ударов.

Создана трехфазная электронно-лучевая ангиография для того, чтобы оптимизировать изображение коронарных артерий у пациентов с аритмией. При этой технологии собираются данные для трех слоев во время каждого сердечного цикла (минимальная разница между фазами по времени — 58 мс).

При многослойном КТ-сканировании обязательна ретроспективная синхронизация с ЭКГ. Многосекторная реконструкция позволяет получить лучшие результаты, но требует более значительного облучения пациента.

Помогает показать внешнюю форму камер сердца и крупных сосудов и отобразить анатомию коронарных артерий объемное представление (VRT). При помощи VRT часто легче распознать различные ветви венечных артерий, чем на поперечных срезах. Некоторые производители предлагают предварительные установки, которые позволяют селективно вывести на экран сердце (исключив грудную стенку и легочную васкуляризацию) и даже коронарное артериальное дерево.

При проведении мультиспиральной компьютерной томографии с внутривенным контрастированием возможна визуализация коронарных артерий на достаточном протяжении. При этом 78 ± 16 % сегментов артерий визуализировались без артефактов [10]. Чувствительность и специфичность мультиспиральной компьютерной томографии в определении значимых стенозов (более 50 %) коронарных артерий достаточно высоки — 90 и 85 % соответственно [18, 19]. На основании этого мультиспиральная компьютерная томография с учетом ее неинвазивности и относительной простоты выполнения может конкурировать с коронарной ангиографией, но не заменить ее. Обнаружено, что КТА на основе ЭЛКТ и МКТ обеспечивают чувствительность от 60 до 90 % в диагностике коронарных стенозов в зависимости от калибра пораженных сосудов [18]. Проксимальные стенозы обнаруживаются точнее, чем дистальные стенозы или стенозы мелких артерий.

Следует помнить, что виртуальная ангиоскопия венечных артерий представляет собой метод, который невозможно использовать для оценки сложного характера ветвления или аневризм коронарных артерий [5]. Кроме того, виртуальные ангиоскопические изображения подвержены эффектам «цветения», вследствие которых обызвествленные бляшки выглядят гораздо крупнее, чем в действительности. Подозрительные участки нужно анализировать по крайней мере в двух взаимно перпендикулярных плоскостях. Затем подозреваемый стеноз должен быть классифицирован и отнесен к конкретному сегменту коронарного дерева. Вдобавок необходимо установить природу стеноза, принимая во внимание состав бляшки. «Цветение» обызвествленных бляшек создает трудности, которые могут быть уменьшены благодаря широкой установке окна при анализе изображений. Распространенные обызвествленные бляшки характеризуются более длинными сегментами неравномерного обызвествления.

Толщина нормальной артериальной стенки составляет 0,1 мм, и поэтому она не видна при КТА. Обызвествленные, или твердые, бляшки имеют значительно более высокую плотность, чем фиброзная ткань (90 ед. X) (табл. 2).

Таблица 2

Тип бляшки	Классификация АКА	Обызвествление	Необызвествленная часть	Форма	Перестройка
Атерома	IV	Нет	≈ 50 ед. X	Хорошо отграничена	Позитивная
Тонкая фиброзная шапочка атеромы	V	Может быть	≈ 70 ед. X	Хорошо отграничена	Позитивная/негативная
Тромб	VI	Может быть	≈ 40 ед. X	Неправильная	Стеноз высокой степени или окклюзия
Фиброзно-обызвествленная бляшка	VII	Крупное обызвествление поперек сосуда	≈ 100 ед. X или отсутствует	Неправильная	Стеноз
Обызвествленный узелок	VII-VIII	Мелкий округлый узелок или кальцификация вдоль стенки сосуда	≈ 100 ед. X или отсутствует	Неправильная	Позитивная
Фиброзная бляшка	VIII	Нет	≈ 100 ед. X	Неправильная	Позитивная/негативная

Обызвествленные узелки представляют собой мелкие точечные включения кальция, окруженные уплотненными мягкими тканями. Они редко сопровождаются острыми сердечными атаками и рассматриваются как атеромы, которые не подвергаются разрывам, но полностью обызвествляются. Распространенная кальцификация венечных артерий без необызвествленных бляшек редко отражает местоположение значимого стеноза.

Фиброзно-обызвествленные бляшки при коронарной КТА характеризуются более длинными сегментами неравномерного обызвествления в сочетании с плотной фиброзной тканью (примерно 90 ед. X). Они рассматриваются как следствие разрыва бляшек с негативной перестройкой, вызывающей разрастание рубцовой ткани и стеноз. Такие бляшки и сопровождающий их стеноз особенно трудно оценивать посредством КТА из-за эффекта «цветения», который приводит к тому, что обызвествления кажутся большими, чем в действительности (это обусловлено ограничениями пространственного разрешения).

Мягкие бляшки не содержат обызвествлений и могут представлять собой предатеромы, атеромы, фиброатеромы и фиброзные бляшки. Предатеромы — тонкие (1 мм), неотделимые от стенки слои мягких бляшек. Они редко обнаруживаются при КТА. Атеромы содержат большое липидное (холестериновое) ядро и описываются как имеющие плотность 50 ед. X или ниже. При КТА фиброзное покрытие не дифференцируется от липидного ядра. Атеромы сращены со стенкой, могут быть локализованными или выглядят как длинный участок неравномерного гиподенсивного утолщения стенки. Перестройка может привести к тому, что просвет выглядит неизменным, несмотря на значительное количество бляшек, но атероматозные поражения могут вызвать также значимый стеноз даже у пациентов с индексом кальция, равным 0.

Фиброзные бляшки плотнее, их КТ-плотность примерно 90 ед. X. Они часто сопровождаются стенозом. Фиброатеромы имеют промежуточную КТ-плотность от 50 до 90 ед. X.

Коронарные тромбы можно заподозрить, если артерия имеет темный центр и светлое кольцевидное окаймление.

КТ-ангиография не обладает достаточной чувствительностью, чтобы точно определить степень стеноза коронарных артерий, вследствие малого калибра этих сосудов и значительных трудностей, обусловленных эффектами пульсации. Поэтому предложена схема оценки степени стеноза с использованием пяти категорий:

- 0 (0 %) — норма;
- I (1–49 %) — необструктивное поражение;
- II (50–74 %) — значимый стеноз;
- III (75–99 %) — стеноз высокой степени;
- IV (100 %) — окклюзия.

Коронарный атеросклероз и кальцевый индекс

Оценка коронарного кальциноза является методикой раннего выявления атеросклероза артерий. Ранее считалось, что кальциноз стенки сосуда соответствует поздним стадиям развития атеросклеротической бляшки и ее обызвествлению. Однако в ряде работ, проведенных с помощью электронно-лучевой томографии, доказано наличие очагов кальциноза стенки коронарных артерий на стадии жировых пятен и полос, в том числе у лиц молодого возраста [6, 12]. Для обоснования этого утверждения следует остановиться на вопросах патогенеза.

Развитие атеросклеротического процесса связано с инфильтрацией компонентов сосудистой стенки липидами. При избыточном накоплении последних повреждаются клеточные структуры. Повреждение клетки приводит к снижению активности фермента γ -глутамилкарбоксилазы и накоплению γ -карбоксиглутамата, входящего в состав GLA-протеина, обладающего высоким аффинитетом к гидроксиапатиту (фосфат Ca). В результате внутриклеточная концентрация Ca значительно повышается.

В стенке сосуда формируется пул клеток с повышенным внутриклеточным содержанием нерастворимых солей кальция. Это происходит уже на начальных этапах развития атеросклероза и служит субстратом выявляемой при компьютерной томографии кальцификации. При прогрессировании процесса часть инфильтрированных липидами клеток разрушается, образуется так называемое ядро атеросклеротической бляшки. Компоненты некротизированных клеток склерозируются, а затем обызвествляются [2, 4]. Таким образом, кальциноз служит маркером не только терминальных (атерома, фиброатерома), но и ранних стадий атеросклероза. В связи с этим изучается возможность применения метода электронно-лучевой томографии, а теперь и мультиспиральной компьютерной томографии для определения кальциноза коронарных артерий как раннего маркера атеросклероза [24].

Индексация коронарного кальция

Кальцификация стенок артерий отражает развитие атеросклероза и не встречается в нормальных артериях. Индексация коронарного кальция как показателя атеросклероза венечных артерий начала использоваться в медицинской практике сравнительно недавно.

Поскольку КТ очень чувствительна к выявлению структур высокой плотности, предложены многочисленные методы обнаружения и количественной оценки коронарного кальция — от однослойного сканирования без синхронизации с ЭКГ до синхронизированного с ЭКГ многослойного сканирования и запускаемого с ЭКГ электронно-лучевого сканирования.

В клинической практике доступны различные программы автоматического подсчета индексов. Пользователь должен определить потенциальные бляшки, отнести их к различным частям коронарного артериального дерева и поместить вокруг них R01. Дальнейшая оценка осуществляется автоматически посредством программы. Как правило, используют пороговое значение 130 ед. X, но для оценки, которая проводится не по данным ЭЛКТ, предложен порог 90 ед. X.

Многослойное КТ-сканирование, синхронизированное с ЭКГ, должно быть стандартом при оценке коронарного кальция посредством многослойной КТ. Полученные данные оцениваются или посредством индекса Agatston, или измерением общей массы коронарного кальция. Индекс Agatston — это традиционная мера коронарного кальция, при которой используется значение порога 130 ед. X, чтобы определить кальцинированные части коронарных артерий (рис. 6).

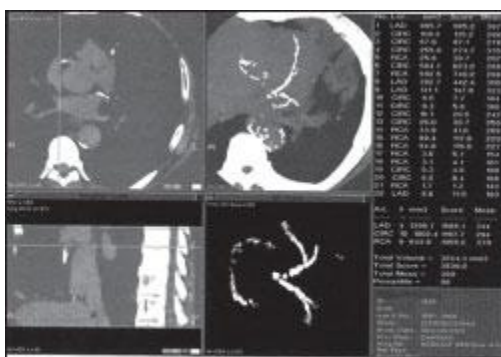


Рисунок 6. Количественная оценка кальциноза коронарных артерий по методу А. Agatston с использованием специальной компьютерной программы

Общая площадь каждой обызвествленной области (размером свыше 1 мм², или 1–3 пикселя) взвешивается с коэффициентом, зависящим от пиковой плотности в этой области, и суммируется. Сумма отдельных индексов составляет тотальный индекс кальция (индекс Agatston). Классификация риска основана на индексе Agatston и представлена в табл. 3.

Таблица 3

Индекс кальция	Выраженность бляшек	Вероятность ИБС	Кардиоваскулярный риск	Рекомендации
0	Нет бляшек	Очень низкая	Очень низкий	Успокоить
1–10	Минимальные бляшки	Маловероятная	Низкий	Обсудить пути предупреждения ИБС
11–100	Немного бляшек	Вероятен минимальный или умеренный стеноз	Умеренный	Обсудить возможность воздействия на фактор риска
101–400	Умеренное количество бляшек	Высокая вероятность ИБС	Умеренно высокий	Рекомендовать воздействие на фактор риска
> 400	Распространенные бляшки	Высокая вероятность значимого стеноза	Высокий	Агрессивное воздействие на фактор риска, т.е. с нагрузкой или фармакологическим стрессом

Новые методы включают определение тотального объема обызвествленных бляшек, или тотальной массы коронарного кальция (рассчитывается по объему бляшек и их средней плотности). Тотальную массу кальция можно индивидуально калибровать, используя фантом из гидроксипатита кальция, который помещают при сканировании на подстилку под пациентом. Тотальная масса кальция обладает наибольшей воспроизводимостью, так как она менее чувствительна к частичному объемному эффекту, чем другие критерии коронарного кальция.

Объемный индекс кальция (calcium volume score — CVS) предложен Callister (1998), чтобы улучшить воспроизводимость по сравнению с индексом Agatston. При этом используется интерполяция между срезами и определяется объем обызвествленных бляшек. CVS с успехом использовался для демонстрации регресса обызвествленных бляшек у пациентов, леченных ингибиторами гидроксиметилглутарил-коэнзима А.

Но следует помнить, что хотя количество коронарного кальция и находится в близком отношении к тотальной массе бляшек, обызвествление представляет всего лишь вершину айсберга. Определяемый объем обызвествленных бляшек составляет 20 % тотальной массы бляшек. Могут встречаться даже отдельные пациенты без кальцификации, но с легко уязвимыми бляшками, которые склонны к разрывам.

Интерпретация данных индекса кальция

Частота обызвествлений нарастает с возрастом. Интерпретация может основываться или на абсолютном значении индекса (табл. 3), или на сравнительной индексации со стандартными группами мужской и женской популяций.

Несмотря на ряд существующих противоречий, следующие положения доклада секретариата Американской кардиологической ассоциации 1996 г. оправдались на протяжении последующих лет:

1. Отрицательные результаты ЭЛКТ делают наличие атеросклеротических бляшек крайне маловероятным.
2. Отрицательные результаты получают у большинства пациентов с нормальными ангиограммами.
3. Отрицательные результаты невероятны при значительной обструкции просвета артерий.
4. Отрицательные результаты (индекс кальция равен 0) могут соответствовать низкому риску сердечно-сосудистых атак в ближайшие 2–5 лет.
5. Высокий индекс кальция может соответствовать умеренному или высокому риску сердечно-сосудистых атак в ближайшие 2–5 лет.
6. Положительные результаты ЭЛКТ подтверждают наличие коронарных атеросклеротических бляшек.
7. Чем больше количество коронарного кальция, тем выше вероятность окклюзивного атеросклероза коронарных артерий, однако при этом нет однозначных соотношений, и находки могут не иметь специфичности по локализации.
8. Тотальное количество кальция лучше всего коррелирует с тотальным количеством атеросклеротических бляшек, однако истинная масса бляшек недооценивается.

Следующие вопросы остаются спорными и продолжают обсуждаться.

Имеются противоречивые данные по вопросу о том, соответствует ли распространенное обызвествление более зрелым стабильным бляшкам (меньше риск острых атак) или риск острых сердечно-сосудистых атак при этом возрастает. Некоторые авторы сообщают, что у пациентов со стабильной стенокардией обнаруживается более распространенное обызвествление, чем у пациентов с нестабильной стенокардией или с острыми инфарктами [5, 14]; в недавних работах речь идет о 25 % инфарктов миокарда или коронарной смерти за год у пациентов с очень высоким индексом кальция (> 1000). Показано, что по значениям индекса кальция > 1000 хорошо разграничивают пациентов, у которых возникнут сердечно-сосудистые атаки (стенокардия, инфаркт миокарда) или будут выполнены чрескожная внутрисосудистая коронарная ангиопластика или хирургические операции в течение последующих 2–5 лет, и пациентов, у которых такие события не произойдут [5, 16].

В то время как индекс кальция, равный 0, предсказывает нормальную или почти нормальную ангиографическую картину коронарных артерий, он не исключает наличия уязвимых бляшек, особенно у пациентов более молодой группы риска. Обнаружено, что 7 % пациентов с острыми сердечно-сосудистыми атаками имеют нулевой индекс кальция. Это подтверждается ангиографическими данными. В этой группе у 60 % пациентов не было значимого (> 50 %) стеноза [5, 16].

Также изучается индексация коронарного кальция при дифференциальной диагностике ишемической формы и неишемической кардиомиопатии.

Артефакты

1. При оценке данных индекса кальция нужно соблюдать осторожность, чтобы не включить обызвествления луковицы аорты у отверстий правой и левой венечных артерий. Обызвествления митрального клапана не должны приниматься за обызвествления ЛОА.

2. Артефакты от движений могут быть приемлемы при определении коронарного кальция, однако мешают при динамическом наблюдении, если требуется высокая воспроизводимость.
3. Шум в изображениях уменьшает точность выявления и количественной оценки коронарного кальция, а также снижает воспроизводимость таких измерений.
4. Артефакты, обусловленные пульсацией, можно использовать, чтобы определить движения структур сердца или крупных сосудов. Но пульсация является главной причиной неинформативных исследований венечных артерий.
5. Аритмия является главной причиной неоптимальных результатов при ЭЛКТ с проспективным запуском сканирования или при МКТ. Ретроспективная синхронизация может компенсировать изменения сердечного ритма, но экстрасистолы могут сопровождаться неполным или патологическим сокращением сердечной мышцы, что вызовет несинхронность с остальным массивом данных. Аритмия может быть причиной псевдостенозов венечных артерий или скрывать стенозы, которые иначе остались бы внутри сканируемого объема. Поэтому у таких пациентов не следует пытаться применять этот метод.
6. Артефакты, обусловленные дыхательными движениями, устраняются тренировкой и обучением пациента.
7. Артефакты, обусловленные высоким контрастом (полосовидные артефакты).
7. Личный объемный эффект.
8. Суперпозиция структур (трудности дифференцировки структур).

Ишемическая болезнь сердца

У пациентов с хронической ишемией КТ позволяет выявить рубцы, истончение стенки желудочков, дискинетические сегменты стенки и аневризмы. Эти изменения могут быть обнаружены уже при обычной (не синхронизированной с ЭКГ) КТ, однако часто не оцениваются. Хотя были попытки исследования перфузии посредством КТ, направленные на определение жизнеспособности миокарда, для решения этой задачи в настоящее время более пригодны сцинтиграфия и МРТ [1, 5, 8].

КТ-морфология

Острый инфаркт ведет к ишемии, повреждению миокарда и, в конце концов, к образованию рубцов. При отсроченном сканировании (через 10–40 мин после введения контрастного средства) поврежденная ткань должна стать гиперденсивной вследствие повышенной задержки контрастного средства в интерстиции.

Образование субэндокардиальных рубцов можно оценить по кольцевидной зоне гиподенсивности в эндокардиальном слое желудочков. Субэндокардиальные, но чаще трансмуральные инфаркты ведут к локальному истончению стенки желудочков с регионарным нарушением движений стенки. В исходе могут образоваться аневризмы и тромбы.

Различные части миокарда можно отнести к определенным бассейнам коронарных сосудов, однако это недостаточно надежно в области основания сердца и зависит от того, к какой системе относится задняя нисходящая коронарная артерия (к правой коронарной артерии, левой коронарной артерии).

КТ-морфология аневризм сердца. Стенка истинных аневризм имеет вид выпячивания контура сердца, заметно локальное истончение, обнаруживается характерное парадоксальное движение в систоле. Изредка отмечается кольцевидное обызвествление в фиброзной стенке. Всегда имеется широкое сообщение с камерой сердца (шейка отсутствует).

Псевдоаневризмы сердца могут иметь шаровидную форму и шейку, которая меньше, чем истинный диаметр аневризмы. Они обычно располагаются по заднелатеральной и диафрагмальной стенкам левого желудочка. Благодаря задержке заполнения аневризмы интенсивность ее контрастирования может отличаться от интенсивности просвета желудочка.

Для визуализации тромбоза камер сердца предпочтительнее эхокардиография. КТ превосходит ее при выявлении тромбов в областях, трудных для доступа посредством трансторакальной ЭхоКГ.

Аортокоронарное венозное шунтирование

Аортокоронарное шунтирование посредством венозного трансплантата (АКВШ) обычно выполняется в средней трети восходящей аорты, хотя возможны также выше или ниже расположенные анастомозы (например, с брахиоцефальным стволом). Шунты левой венечной артерии прокладывают над легочным стволом.

Оценка трансплантатов внутренней грудной артерии с использованием левой или правой артерии затруднена вследствие множественных клипс, которые используют для окклюзии мелких боковых ветвей.

Роль КТ заключается в том, чтобы показать проходимость шунтов. Для этого не требуется синхронизация с ЭКГ. Оценка стенозов венозных трансплантатов при аортокоронарном шунтировании возможна, но очень трудна даже при использовании ЭЛКТ и многослойной КТ с синхронизацией.

КТ-морфология

Так как диаметр венозного шунта обычно равен 3–7 мм, АКВШ, как правило, визуализируется при КТ. Шунт не контрастируется при окклюзии, тогда как стенозированные шунты остаются полностью контрастируемыми. Стенозы чаще всего возникают в месте анастомозов. В стенке шунта со временем могут образовываться кальцификаты, не вызывающие окклюзии или стеноза. Узкая (шириной 1–5 мм) полоска мягкотканной плотности по ходу шунта означает хроническую окклюзию.

При шунтах с трансплантацией правой или левой внутренних грудных артерий проходимость обычно обнаруживается, но просвет их очень маленький (1–4 мм). Надежно распознать стеноз пока еще невозможно.

Коронарное стентирование

Уровень и качество стентов стремительно растут. Тем не менее, риск повторных стенозов или окклюзии остается еще высоким.

Ограниченного пространственного разрешения КТА не хватает для мелких дистальных артерий, но может быть достаточно для оценки проксимальных стентов более крупных сосудов. Многообещающие результаты получены в исследованиях перфузии с помощью ЭЛКТ. Однако в настоящее время не выработано определенных показаний к КТ.

Локализовать стент можно при КТ любого типа, если пользоваться синхронизацией с ЭКГ. Для морфологической оценки проходимости стентов обязательны изображения с тонкими срезами.

КТ-морфология

Показано, что исследование кровотока с использованием ЭЛКТ с множественными срезами позволяет получить косвенные признаки обструкции стента, демонстрирующие нарушения перфузии кровоснабжаемых участков.

Выводы

1. Метод мультиспиральной компьютерной томографии позволяет с высокой специфичностью и чувствительностью выявлять наличие гемодинамически значимых стенозов коронарных артерий. Но коронарная КТ не показана при поражениях дистальных ветвей венечных артерий.
2. При выполнении мультиспиральной компьютерной томографии сердца с контрастированием возможно достоверное определение структурных изменений миокарда, в частности рубцовых изменений, гипертрофии, аневризм, тромбов сердца.
3. Коронарный индекс является достоверным дифференциально-диагностическим критерием ишемической болезни сердца, позволяющим определять тактику ведения больных при невозможности проведения нагрузочных тестов или с сомнительным их результатом.
4. Индексация кальция не рекомендуется для рутинного пользования. Но она может быть оправдана у отобранных бессимптомных пациентов с промежуточным риском и у пожилых.
5. Индексация кальция успешно используется при оценке прогрессирования или регресса атеросклеротического процесса.
6. Выполнение мультиспиральной компьютерной томографии сердца целесообразно применять для морфологической оценки проходимости стентов, а также при оценке стенозов венозных трансплантатов при аортокоронарном шунтировании.
7. К современным показаниям к проведению коронарной КТ относятся: индексация коронарного кальция (продолжает обсуждаться); пациенты с атипичными болями в грудной клетке; скрининг бессимптомных лиц с высокими и умеренными факторами риска; прослеживание фармакологического лечения; проходимость коронарных шунтов; врожденные пороки сердца; взрослые пациенты перед хирургическим лечением; пациенты с водителями сердечного ритма; болезни венечных артерий (главные ветви); регионарная толщина стенки; функциональные показатели (фракция выброса, минутный объем, регионарная сократимость стенки).

Литература

1. Календер В. Компьютерная томография. — М., 2006. — С. 5.
2. Карпов Р.С., Дудко В.А. Атеросклероз: патогенез, клиника, функциональная диагностика, лечение. — Томск: СТТ, 1998. — 656 с.
3. Колотая Н.В., Сеницын В.Е., Терновой С.К. Электронно-лучевая компьютерная томография коронарных артерий — новые возможности диагностики ишемической болезни сердца и коронарного атеросклероза // Тер. архив. — 1999. — Т. 9. — С. 61-66.
4. Литвицкий П.Ф. Патфизиология. — М.: ГЭОТАР-МЕД, 2002. — 808 с.
5. Прокоп М., Галански М. Спиральная многослойная компьютерная томография. — 2006. — Т. 1. — 308 с.
6. Терновой С.К., Сеницын В.Е., Гагарина Н.В. Неинвазивная диагностика атеросклероза и кальциноза коронарных артерий. — М.: Атмосфера, 2003. — С. 144.
7. Терновой С.К., Сеницын В.Е. Спиральная и электронно-лучевая ангиография. — М., 2001. — С. 141.
8. Терновой С.К., Сыркин А. Л., Чумахидзе П. и др. Место мультиспиральной компьютерной томографии в диагностике ишемической болезни сердца // Кардиология. — 2004. — № 12. — С. 23-26.
9. Чумахидзе П., Удовиченко А., Сыркин А. Использование мультиспиральной компьютерной томографии в неинвазивной диагностике ишемической болезни сердца // Врач. — 2005. — № 8. — С. 45-47.
10. Achenbach S., Giesler T., Ropers D. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively ECG-gated multislice spiral computed tomography // Circulation. — 2001. — Vol. 103. — P. 2535-2538.
11. Achenbach S., Ropers D., Regenfus M. et al. Contrast-enhanced electron beam CT to analyse the coronary arteries in patients after acute myocardial infarction // Heart. — 2000. — Vol. 84. — P. 489-93.
12. Agatston A.S., Janowitz W.R., Hildner F.J. et al. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography // J. Am. Coll. Cardiol. — 1990. — Vol. 15. — P. 27-32.
13. Arad Y., Goodman K.J., Roth M. et al. Coronary calcification, coronary disease risk factors, C-reactive protein, and atherosclerotic cardiovascular disease events: the St. Francis Heart Study // J. Am. Coll. Cardiol. — 2005. — Vol. 46 (1). — P. 158-65.
14. Budoff M.J., Georgiou D., Brody A. et al. Ultrafast computed tomography as a diagnostic modality in the detection of coronary artery disease // Circulation. — 1996. — Vol. 93. — P. 898-904.
15. Feyter P.J., Serruys P.W. Comparison of coronary imaging between magnetic resonance imaging and electron beam computed tomography // Am. J. Cardiol. — 2002. — Vol. 90. — P. 58-63.
16. Kondos G.T., Hoff J.A., Sevrukov A. et al. Electron-beam tomography coronary artery calcium and cardiac events: a 37-month follow-up of 5635 initially asymptomatic low- to intermediate-risk adults // Circulation. — 2003. — Vol. 107 (20). — P. 2571-6.

17. Nieman K., van Geuns R.-J.M., Wielopolsky P. et al. *Noninvasive coronary imaging in the new millennium: a comparison of computed tomography and magnetic resonance techniques* // *Rev. Cardiovasc. Med.* — 2002. — Vol. 3. — P. 77-84.
18. Nieman K., Oudkerk A., Rensing B.J. et al. *Coronary angiography with multi-slice computed tomography* // *Lancet.* — 2001. — Vol. 357. — P. 599-603.
19. Shemesh J., Apter S., Stroh C.I. et al. *Tracking coronary calcification by using dual-section spiral CT: A 3-Year Follow-up* // *Radiology.* — 2000. — Vol. 217. — P. 461-465.
20. Silverman P.M. *Multislice computed tomography. A practical approach to clinical protocols.* — Philadelphia : Lippincott, Williams and Wilkins. — 2002. — P. 363.
21. Sinitsyn V.E., Achenbach S. *Electron Beam Computed Tomography* // *Coronary Radiology* / E d. by M. Oudkerk. — Berlin: Springer, 2004.
22. Rumberger J.A., Brundage B.H., Rader D.J., Kondos G. *Electron beam computed tomographic coronary calcium scanning: a review and guidelines for use in asymptomatic persons* // *Mayo Clin. Proc.* — 1999. — Vol. 7. — P. 243-252.
23. Raff G.L., Gallagher M.J., O'Neill W.W., Goldstein J.A. *Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography* // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 2005. — Vol. 46 (3). — P. 552-557.
24. Yadon A. *Beyond Traditional Risk Factor Analysis for Coronary Artery Disease: The Case for Coronary Artery Calcium Assessment With Electron Beam Computed Tomograph* // *Prev. Cardiol.* — 2002. — Vol. 5. — P. 62-67.