

## РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ПОКУПАТЕЛЕЙ МНОГОСРЕЗОВЫХ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ (СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА) (ПРОДОЛЖЕНИЯ)

Рогожин В.О.,  
г. Киев, Украина

### Технические аспекты

Понимание технических аспектов является основой для правильного выбора оптимальной модели МСКТ. Технические характеристики различных аппаратов достаточно разнообразны. Но, несмотря на то, что знание этих характеристик для каждой составляющей компьютерного томографа может быть очень полезным, они не всегда точно отражают клиническую ценность различных КТ систем. Подробные технические характеристики служат ориентиром предполагаемого уровня возможностей системы, при этом они показывают различия оборудования разных фирм-производителей.

Необходимо понимать, что возможности любого оборудования на практике зависят от компромисса между качеством изображения и величиной лучевой нагрузки. Поэтому каждая система должна оцениваться с точки зрения конечных клинических результатов с учётом используемой мощности излучения.

В настоящем разделе рекомендаций описаны основные технические факторы, которые влияют на клинические возможности оборудования. При этом делается упор на различиях между моделями МСКТ (16-срезовые, 64-срезовые и т.д.) и влиянии новых технологий на три основных, максимально важных в клинической

работе, фактора томографии: быстроты, протяжённости томографии и уменьшения толщины срезов.

На рисунке 3 в хронологическом порядке показан процесс совершенствования СКТ и МСКТ технологий в течение последних 20 лет и особо ускоренное продвижение вперед технологии МСКТ за последние 10 лет (от 4-х до 320-срезовых систем).

### Общее время и протяжённость томографии Клинические требования

Время томографии является основным фактором в работе аппарата и может служить ограничением для выполнения определенных методик. В большинстве случаев ограничения возникают в результате необходимости устранения артефактов, которые могут возникать от произвольных и непроизвольных движений пациента при его беспокойстве, дыхания или перистальтики.

Приемлемое время томографии зависит от выполняемой методики и состояния пациента. Так, например, при выполнении КТ ангиографии грудной клетки томография должна быть закончена в течение времени задержки дыхания. Дети, пожилые и травмированные пациенты зачастую не могут оставаться адекватными в течение необходимого времени и требуют анестезиологического пособия. Максимально быстрое вы-

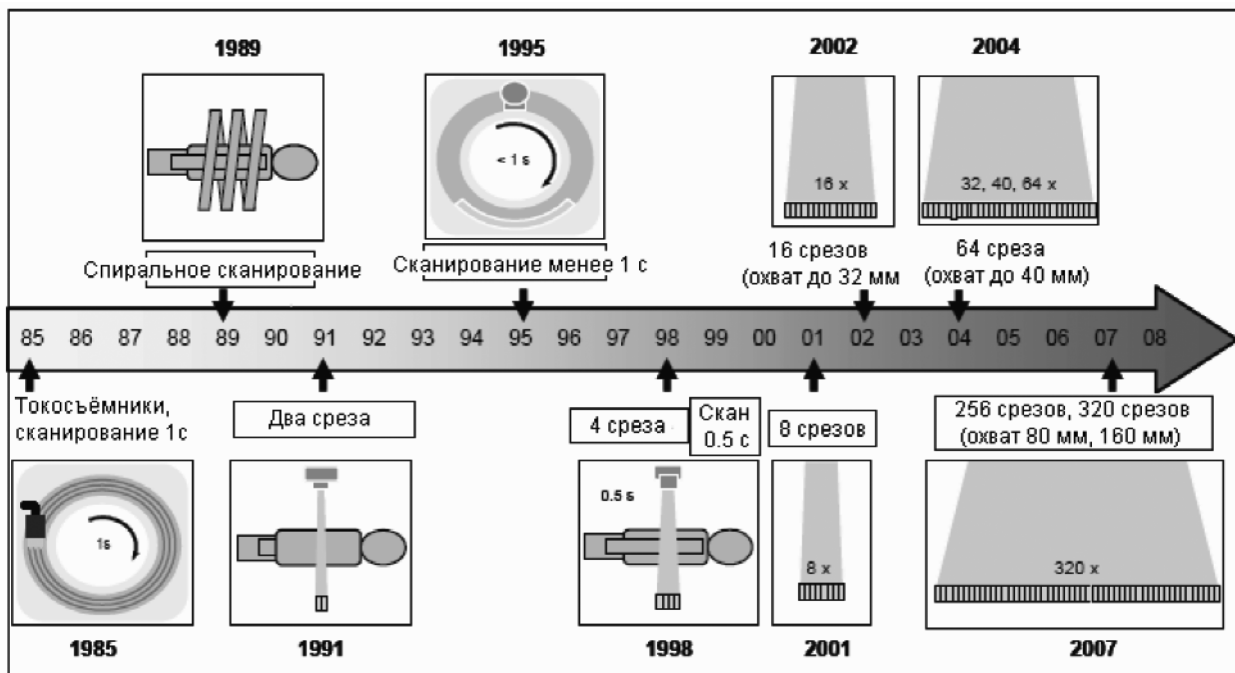


Рис. 3. Технологическое совершенствование оборудования для СКТ и МСКТ за период с 1986 по 2008 г.г.

полнение томографии дает возможность исключить необходимость седации таких пациентов.

МСКТ сердца является особым примером необходимости максимально короткого времени выполнения процедуры и использования высокой скорости вращения трубки и детекторов.

При исследованиях с использованием контрастных препаратов приемлемое время томографии будет определять скорость его прохождения через объем интереса.

Основными факторами конструкции аппарата, влияющими на общее время томографии, являются скорость вращения рентгеновской трубки в раме и особенности конструкции матрицы детекторов вдоль оси Z (оси томографии).

Другим важным фактором является максимальная протяженность томографии. Она также может ограничивать выполнение некоторых методик, например, визуализацию оттока крови по венозной системе при периферической КТ ангиографии. Еще одним аспектом максимальной протяженности томографии, который обязательно необходимо учитывать, является объем "охвата" области интереса при одном обороте рентгеновской трубки. Такой вид томографии используется при динамических исследованиях и КТ перфузии. При этом в течение очень короткого промежутка времени проводится многократная томография одного и того же объема области интереса.

Максимальная протяженность томографии определяется конструкцией матрицы детектора вдоль оси Z и характеристиками теплоемкости рентгеновской трубки. При наличии больших объемов данных, которые получают, например, при использовании 64-слойного томографа, общая протяженность сканирования может ограничиваться недостаточной ёмкостью памяти компьютера.

#### Время оборота рентгеновской трубки

Время оборота рентгеновской трубки и детекторов вокруг пациента оказывает непосредственное влияние на общее время томографии. При увеличении скорости вращения качество изображения улучшается, поскольку уменьшается количество артефактов на изображениях,

связанных с произвольными и непроизвольными движениями пациента, а также с дыханием, сердцебиением и перистальтикой. В современных аппаратах время оборота рентгеновской трубки составляет менее 0.3 секунды, но самые высокие скорости вращения обычно используются только для специальных приложений, таких как томография сердца, где они позволяют минимизировать артефакты в изображении, вызванные движениями сердца. Имеются системы с двумя рентгеновскими трубками, которые установлены со смещением на 90° по отношению друг к другу. Для них достаточно произвести сбор данных в течение лишь половины оборота. Такой сбор данных является эффективным и быстрым. Однако эти возможности используются в основном только при МСКТ исследованиях сердца, поскольку для обычных исследований тела время оборота, равное 0.5 секунды, как правило, является вполне достаточным, а для сканирования головы можно использовать время оборота, равное 1 секунде.

При более высоких скоростях вращения требуется увеличение тока через трубку, что в сочетании с большими протяженностями томографии вызывает необходимость в повышенной тепловой ёмкости анода или его усиленном охлаждении. Этого можно избежать при использовании более протяженной матрицы детекторов.

#### Длина матрицы детекторов

64-х срезовые томографы позволяют охватить объем пациента протяженностью от 20 до 40 мм за один оборот, а самые современные системы МСКТ — до 160 мм. Длина матрицы детекторов определяет количество оборотов, которое необходимо для охвата всей протяженности области томографии, и, следовательно, общее время томографии. На рисунке 4 приводится пример, как можно уменьшить в два раза общее время томографии за счёт увеличения в два раза длины детектора. Возможность томографии заданной протяженности с меньшим числом оборотов способствует также минимизации тепловой нагрузки на рентгеновскую трубку, что, в свою очередь, позволяет проводить томографию более протяженных объемов.

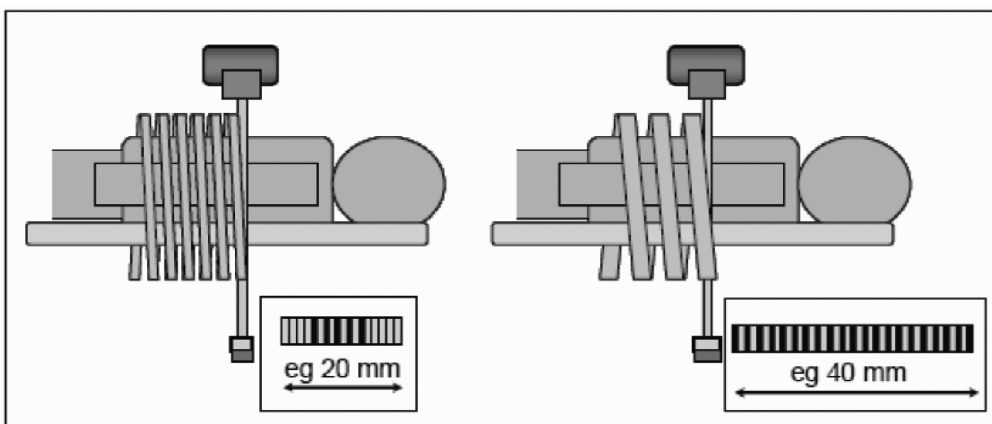


Рис. 4. Влияние матрицы детектора на количество оборотов и время томографии

Матрицы детекторов в широком смысле делятся на два типа: "фиксированные" и "изменяющиеся" или иначе — "матричные" и "гибридные". В фиксированных матрицах все детекторы имеют одинаковый размер вдоль оси Z по всей протяжённости матрицы, а в изменяющихся матрицах центральная часть содержит более мелкие детекторы. При использовании изменяющейся матрицы общее время томографии для заданной протяжённости с тонкими срезами будет большим, поскольку охват по оси Z уменьшается (рис. 5).

64-срезовых аппаратах достигает 40 мм и является достаточной для охвата этих органов всего за несколько оборотов рентгеновской трубки. Протяжённость детектора в 160 мм позволяет одновременно охватить весь орган за один оборот, что дает возможность контролировать функцию всего органа во времени.

Недавно были разработаны методики увеличения эффективного охвата при динамических исследованиях перфузии для аппаратов, которые не могут полностью охватить весь орган или заданную его часть при помощи матрицы детек-

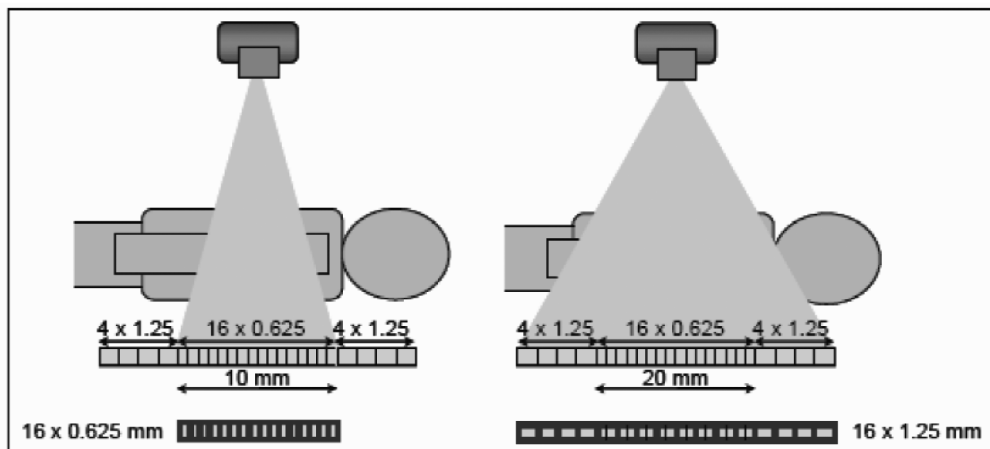


Рис. 5. Пример 16-срезового детектора с уменьшенным охватом для более тонких срезов

Примеры реальных конфигураций детекторов от различных производителей показаны на рисунке 6. Из рисунка видно, что фиксированная конфигурация отсутствует при продвижении производителей от 16-ти до 64-срезовых систем. Производители А и В перешли от изменяющейся к фиксированной конструкции матрицы детекторов. Однако производитель А удвоил длину матрицы детекторов, а производитель В оставил ту же длину. Производитель С сохранил конструкцию с изменяющейся матрицей для первоначальной модели 64-срезового сканера, но немного изменил общую длину детектора. Не показана его новейшая конструкция, в которой была сохранена старая длина, но использовалась фиксированная матрица, в которой все детекторы имели одинаковые размеры. Во всех аппаратах с количеством срезов более 64 фирмы-производители используют фиксированные матрицы.

Эволюция конструкций матриц детекторов отражает различную стратегию фирм при выполнении новых разработок с учётом производственных затрат. При использовании более крупных элементов на аппаратах с небольшим количеством рядов детекторов имеется возможность некоторой экономии на мощности излучения.

Полный охват органа, такого как сердце или головной мозг, даёт заметные преимущества для исследования перфузии в динамике и функциональных исследований сердца. Длина матриц детекторов вдоль оси Z в современных

торов. В решении этой проблемы существует два подхода (Рис.7). Первый заключается в выполнении непрерывного последовательного сканирования при постоянном смещении стола с пациентом между двумя положениями вдоль оси Z. При таком подходе эффективно удваивается длина органа, который подлежит исследованию. При втором подходе выполняется "спиральное челночное" сканирование, при котором орган сканируется в спиральном режиме в изменяющихся направлениях. Протяжённость охвата при таком режиме в значительной степени зависит от частоты, с которой необходимо проводить динамический мониторинг органа.

#### Рентгеновская трубка

В современных методиках КТ рентгеновская трубка подвергается значительным тепловым нагрузкам в результате высоких значений тока, проходящего через неё (mA), которые используются для получения достаточного числа фотонов при томографии с большими скоростями вращения и тонкими срезами. Рост числа полных пациентов в мире означает, что размер среднего пациента является дополнительной нагрузкой на рентгеновскую трубку, поскольку для получения приемлемого качества изображений необходимо увеличивать ток через трубку. Для томографии достаточно большой протяжённости и предотвращения перегрева рентгеновской трубки конструкция анода должна предполагать хорошее рассеяние тепла и иметь эффективное охлаждение. В некоторых конструкциях значе-

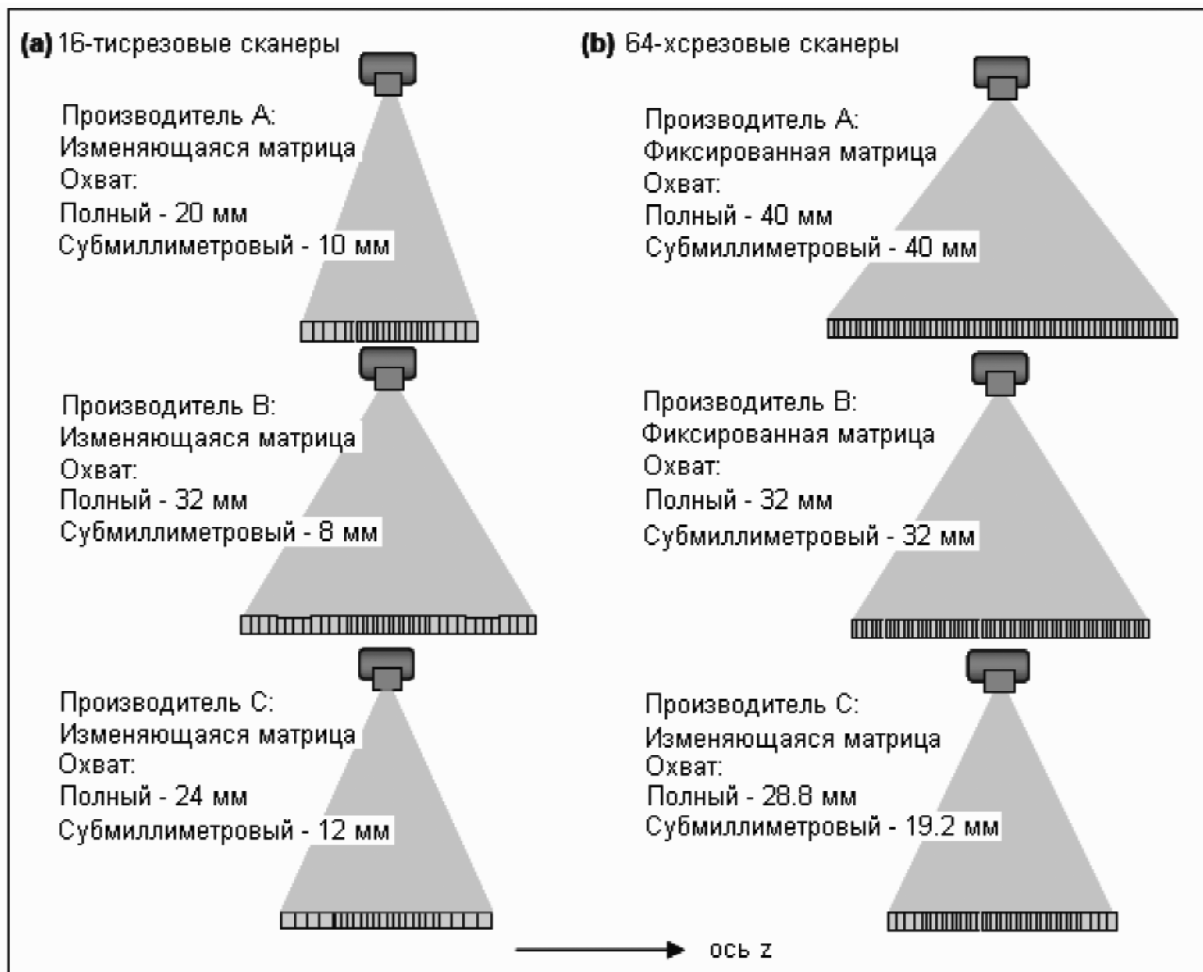


Рис. 6. Примеры фиксированной и изменяющейся вдоль оси Z матриц детекторов

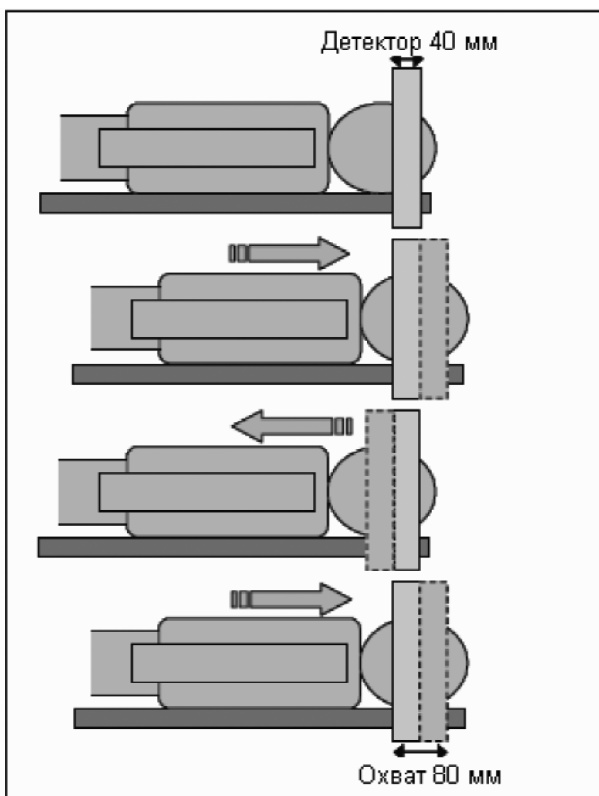


Рис. 7. КТ перфузия при сканировании со "смещением" или "челноком"

ние рассеяния тепла является невысоким, но это компенсируется за счёт высокой степени охлаждения. Поэтому при оценке общей способности к рассеянию тепла эти две характеристики, тепловое рассеяние и степень охлаждения, должны рассматриваться совместно. Некоторыми конструкциями, которые улучшают степень охлаждения, являются подшипники со спиральными пазами и жидкой металлической смазкой, а также аноды с прямым масляным охлаждением.

#### Качество изображения

Принципиальными параметрами, которые характеризуют качество изображения, являются пространственное разрешение, разрешение по контрасту, временное разрешение и наличие артефактов. Производители обычно приводят данные по пространственному и контрастному разрешению. Международная электротехническая комиссия (IEC) опубликовала стандарты для измерения некоторых из этих параметров [13,25]. Однако для некоторых параметров, особенно связанных с разрешением по контрасту, имеется трудность сравнения между разными системами в результате использования различных методологий их определения. Все производители имеют свои подходы для уменьшения артефактов в зависимости от их типа. Объективная

сравнительная информация об артефактах от производителей является скудной или отсутствует вообще ввиду того, что отсутствуют методики стандартизации для их количественной оценки.

Реальное качество изображений на каком-либо аппарате будет зависеть не только от особенностей конструкции, но от выбранных параметров сканирования и связанных с пациентом факторов. Кроме того, всегда будет существовать компромисс между качеством изображения и лучевой нагрузкой.

Поэтому в процессе принятия решения о приобретении аппарата и выборе его типа исключительно важны результаты объективной и субъективной оценки качества изображений и мощности излучения, которые осуществляются Госстандартом и Минздравом Украины при сертификации оборудования.

### Пространственное разрешение

Пространственным разрешением называется способность системы отображать объект без искажений. Иногда в литературе оно описывается как "резкость" изображения (Рис. 8). Его также можно описать как самый маленький размер объекта, который удаётся различить. Поэтому оценка этого параметра производится с использованием тестовых объектов с высоким контрастом и высоким значением отношения "сигнал/шум", при котором отсутствует влияние на восприятие. Пространственное разрешение может быть также выражено термином пространственной частоты (в парах линий на сантиметр —  $lp/cm$ ) для определённых уровней функции передачи модуляции (MTF), обычно для уровней 50%, 10% и 2% или 0%. Уровень MTF 0% рассматривается как "частота отсечки" и отображает предел пространственного разрешения. Визуальный предел пространственного разрешения в виде минимального размера высококонтрастных объектов (в миллиметрах), которые ещё можно различить, обычно находится в пределах частот между 2% и 5% модуляции MTF. Иногда значение визуального предела приводится производителями — из визуального тест-объекта или в результате преобразования значения 2% на кривой MTF в его эквивалент в миллиметрах.

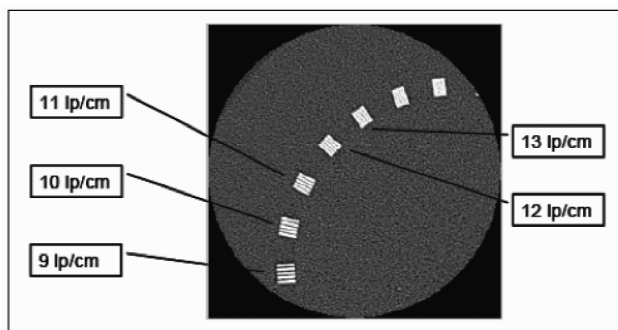


Рис. 8. Тест-объект с парами линий различной частоты для оценки пространственного разрешения в плоскости сканирования

Современные МСКТ сканеры должны иметь возможность достигать изотропного разрешения: разрешение по оси Z, которое равно или приближается к значению разрешения в плоскости сканирования, поскольку это является существенным фактором для получения высококачественных мультипланарных и трехмерных (3D) реконструкций. Необходимо помнить, что на практике ценой высокого пространственного разрешения является высокий уровень шума в изображении или высокая лучевая нагрузка в результате увеличения тока через трубку для уменьшения уровня шума в изображении.

На пространственное разрешение в плоскости x-y могут оказывать влияние следующие особенности конструкции аппаратов:

- размер фокального пятна (x-размер)
- стабильность фокального пятна
- размер детектора (x-размер)
- количество проекций на оборот (частота выборки)
- методики избыточной выборки
- сдвиг детектора на четверть
- смещающееся/динамическое фокальное пятно
- ослабляющая решётка (плоскость x-y).

Размер фокального пятна и размер детектора определяют "апертуру выборки". Частота выборки представляет собой количество считываний данных с детекторов в течение одного оборота. Частота выборки и апертура выборки определяют плотность или точность выборки исследуемого объекта. Методики с избыточной выборкой предназначены для ещё большего увеличения пространственного разрешения. При этом выборка производится с интервалами, которые меньше апертуры выборки. Во всех современных аппаратах используется методика сдвига детектора на четверть, при которой данные от второй части  $180^\circ$  каждого оборота смещены по отношению к данным от первых  $180^\circ$  (рис. 9a). Некоторые производители используют динамическое или смещающееся фокальное пятно, что позволяет эффективно получать два набора данных или "проекций" в каждом угловом положении выборки, что ещё больше увеличивает плотность выборки (рис. 9b).

Для получения максимального значения пространственного разрешения, такого, например, как для визуализации внутреннего слухового прохода, на некоторых моделях устанавливается устройство, которое называют ослабляющей решёткой или "гребёнкой" (Рис. 10). Решётка эффективно уменьшает размер детектора, но использовать её можно только в тех случаях, когда это необходимо, поскольку она снижает и эффективность рентгеновского излучения. Другими словами, при той же лучевой нагрузке уровень шума увеличивается. Для компенсации этого можно увеличить значение тока через трубку, при этом шум уменьшится, но лучевая нагрузка увеличится.

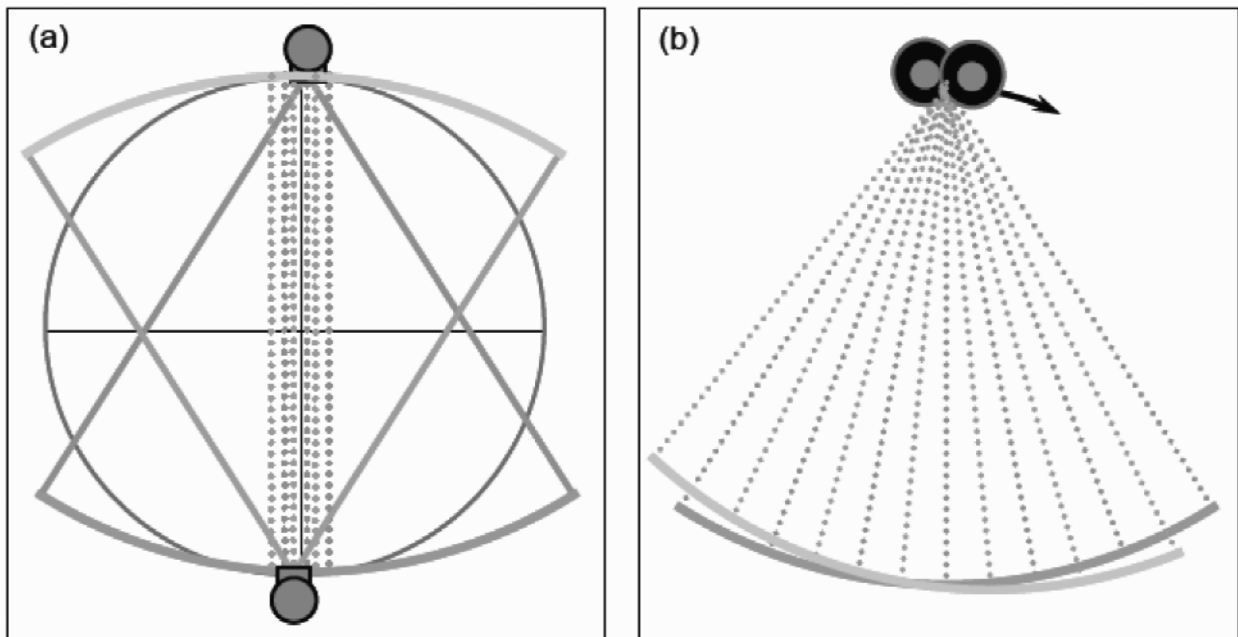


Рис. 9. Диаграммы методик улучшения плотности выборки: (а) сдвиг детектора на четверть; (б) смещающееся фокальное пятно

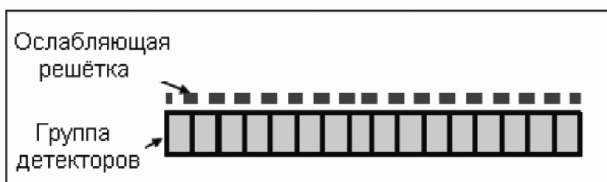


Рис. 10. Уменьшение эффективного размера детектора с использованием ослабляющей решётки

Любое незапланированное смещение фокального пятна будет вызывать дополнительную расплывчатость и снижать пространственное разрешение, что может представлять особую проблему при высоких скоростях вращения.

Усовершенствования технологии производства рентгеновских трубок, такие как разработка анодов с двойной опорой и сегментированных анодов, направлены на повышение стабильности фокального пятна.

Разрешение по оси Z, которое часто называют Z-чувствительностью, представляет собой полную ширину на половине максимума (FWHM) профиля доз отображённого среза. Его также можно определять с использованием функции передачи модуляции (MTF). Зависит оно от тех же факторов, что и разрешение в плоскости x-y:

- размера фокального пятна (z-размер)
- стабильности фокального пятна
- размера детектора (z-размер)
- методики избыточной выборки
- оптимальных значений питч-фактора
- смещающегося/динамического фокального пятна вдоль оси z
- наличия ослабляющей решётки (ось z).

Разрешение по оси Z определяется в основном размерами детектора по этой оси. Конструк-

ция матрицы детекторов в этом направлении у МСКТ может значительно отличаться у разных систем. При этом минимальные размеры находятся в пределах 0.50 — 0.75 мм. Как упоминалось ранее, некоторые матрицы имеют фиксированную конструкцию, а другие — изменяющуюся (Рис. 6). При изменяющейся матрице пространственное разрешение вдоль оси Z уменьшается в случае использования для визуализации всей протяжённости детектора, поскольку происходит совмещение данных с соседних детекторов, что увеличивает эффективный размер детектора.

#### Разрешение по контрасту

Разрешением по контрасту называется способность отличить объект от окружения с аналогичными значениями КТ-чисел (например, при визуализации метастазов в печени). Иногда его называют разрешением по низкому контрасту или способностью обнаружения по низкому контрасту. Способность отличить объект зависит от его собственного контраста, уровня шума в изображении и размеров. Обычно разрешение по контрасту определяют как минимальный размер объекта с заданной разницей контраста, который ещё можно различить для определённого набора параметров сканирования и реконструкции (Рис. 11).

При выполнении исследований с низким контрастом важным фактором является мощность генератора. Для получения изображений с низким уровнем шума необходима установка высоких значений тока через рентгеновскую трубку (мА), особенно в сочетании с высокими скоростями вращения и получением тонких срезов. Высокие скорости вращения ведут к уменьшению двигательных артефактов, а тонкие срезы улучшают пространственное разрешение и

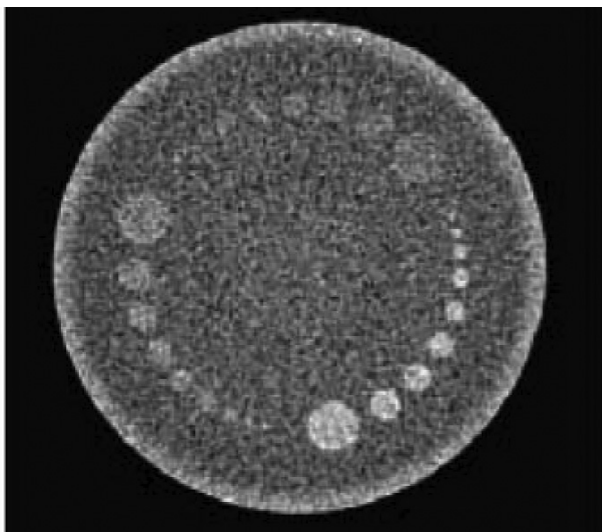


Рис. 11. Тест-объект для измерения разрешения по контрасту

уменьшают эффекты частичного объёма.

Эффективность аппарата по использованию излучения играет существенную роль при исследованиях такого типа, поскольку она определяет мощность излучения, которая необходима для получения заданной степени контрастного разрешения. Эта характеристика должна служить ориентиром для эффективности использования излучения в системах МСКТ. Однако стандартизированная методология оценки сбора данных и качества изображения, которая позволила бы сравнивать данные от различных производителей, отсутствует.

#### Временное разрешение

При выполнении КТ временное разрешение обычно рассматривается в контексте томографии сердца. Задачей КТ при таких исследованиях является минимизация артефактов в изображении, которые возникают в результате движений сердца. Этого можно достичь при помощи методик с использованием ЭКГ синхронизации и отображения сердца в периоды его минимального движения за время порядка 10% длительности сердечного цикла. При этом соблюдается требование к обеспечению временного разрешения порядка 100 мс для частоты сердечного ритма 60 ударов в минуту.

Временное разрешение определяется как время сбора блока данных для реконструкции изображения. Для "односегментной" реконструкции это будет промежутком времени для сбора данных на протяжении  $180^\circ$ , т.е., времени половины оборота трубки. Однако при высоких значениях частоты сердечного ритма для устранения артефактов движения сердца этого будет недостаточно. В таком случае необходимо производить сбор данных от нескольких более мелких сегментов в ряде последовательных оборотов трубки, а затем суммировать их для получения набора, эквивалентного набору от  $180^\circ$  (рис.12). Использование алгоритма "многосег-

ментной" реконструкции требует наличия асинхронности между вращением трубки и частотой сердечного ритма пациента для того, чтобы данные от последовательных сегментов не собирались в одних и тех же угловых положениях.

Имеется оптимальное соотношение значений питч-фактора, времени оборота трубки и количества сегментов для данного значения частоты сердечного ритма. В программном обеспечении различных поставщиков могут использоваться сочетания автоматической и полуавтоматической регулировки этих параметров при различной степени вмешательства оператора в процесс. Программное обеспечение некоторых поставщиков автоматически подстраивает скорость вращения трубки к частоте сердечного ритма, у других имеются автоматические алгоритмы для вычисления значений питч-фактора и количества сегментов.

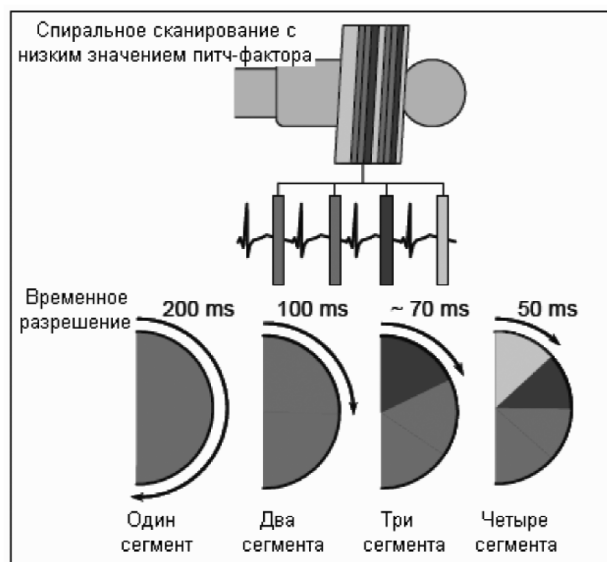


Рис. 12. Принцип многосегментной реконструкции при коронарной КТА с ретроспективной синхронизацией

Несмотря на то, что многосегментная реконструкция даёт возможность улучшить пространственное разрешение, она страдает от артефактов несоответствия, особенно при непостоянстве частоты сердечного ритма. Поэтому односегментный подход является предпочтительным, но он требует высоких скоростей вращения трубки.

Другим подходом для улучшения временного разрешения является использование нескольких источников рентгеновского излучения. В настоящее время имеются аппараты с двумя рентгеновскими трубками и двумя матрицами детекторов (рис. 13). Блоки расположены ортогонально в плоскости сканирования, и одновременно производят сбор данных от сегментов в  $90^\circ$ . При этом достигается временное разрешение, которое равно времени четверти оборота. Оно в два раза выше того, которое получают на системе с одним источником излучения при односегментной реконструкции.

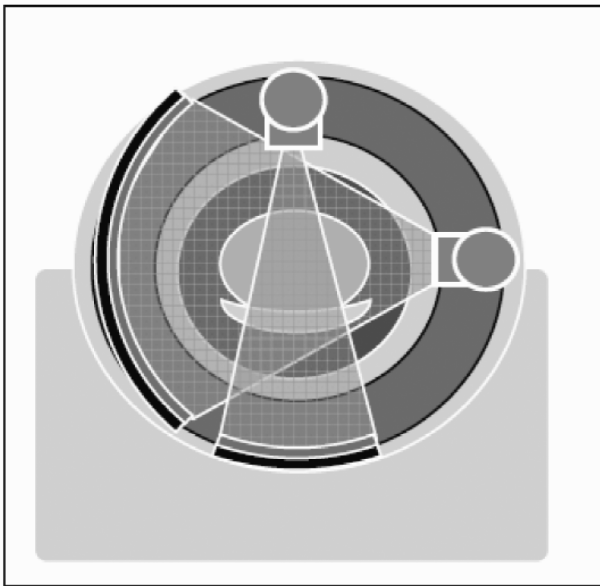


Рис. 13. Схематическая диаграмма аппарата с двумя источниками излучения

### Артефакты в изображении

Артефакты определяются как структуры изображения, которые отсутствуют в реальном объекте. Любая система визуализации неизбежно будет вести к появлению каких-либо артефактов. Но артефакты становятся проблемой только тогда, когда они маскируют патологию и ведут к получению ложно-отрицательных данных или симулируют патологию с получением ложно-положительного результата.

Артефакты могут быть обусловлены пациентом, конструкцией аппарата или процессом реконструкции, в котором иногда используются определённые аппроксимации. Обычные артефакты, как правило, вызваны:

- движениями пациента
- размерами пациента
- потерей энергии фотонами
- металлическими объектами
- спиральным сканированием
- конусной геометрией рентгеновского пучка.

При использовании аппаратов для МСКТ артефакты от движения и размеров пациента обычно являются минимальными в результате очень короткого времени сканирования и возможности сбора данных из тонких срезы. Артефакты от потери энергии фотонами, которые возникают в результате сильного ослабления в боковых проекциях для таких структур, как плечевой пояс и таз (Рис. 14), могут быть уменьшены модуляцией тока трубки в зависимости от угла. Другие артефакты, такие как вызванные расширением рентгеновского пучка вдоль оси Z, будут увеличиваться. Обычно их называют артефактами конусности рентгеновского пучка.

Традиционно алгоритмы обратного проецирования при выполнении реконструкции в КТ предполагают наличие параллельной геометрии

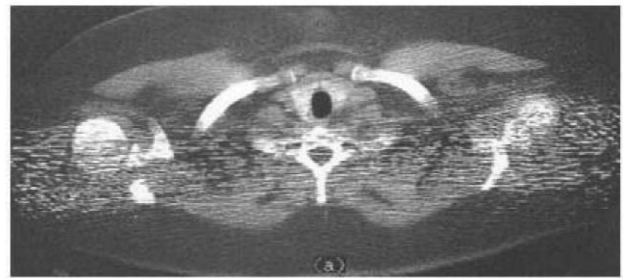


Рис. 14. КТ на уровне плечевого пояса демонстрирует появление артефактов ослабления энергии фотонов в виде полос на изображении

пучка в плоскости y-z. Поскольку имеется расширение пучка в Z направлении, это предположение не оправдывается, и для предотвращения интенсивных артефактов возникает необходимость использовать алгоритмы реконструкции с учётом конусности пучка. Некоторые производители усовершенствовали алгоритм обратного проецирования, тогда как другие используют 3D методики, такие как аппроксимации реконструкции Фельдкампа. Несмотря на то, что 3D методики являются более точными, они могут требовать гораздо большего времени на реконструкцию. Реконструкции с конусным пучком используются, как правило, только при спиральном сканировании, поскольку при последовательном сканировании из-за расширения пучка и необходимости получения тонких срезов могут иметься ограничения. В самых современных КТ системах с расширениями пучка от 80 мм до 160 мм для режима последовательного сканирования при особой необходимости могут использоваться алгоритмы реконструкции с конусным пучком.

### Ионизирующее излучение и лучевая нагрузка на пациента

Поскольку в компьютерных томографах используется источник ионизирующего излучения, его эксплуатация должна осуществляться на основе четкого выполнения соответствующего законодательства Украины и Европейского сообщества. Все аппараты для МСКТ имеют различную конструкцию и устройства защиты, которые влияют на величину лучевой нагрузки. В процессе приобретения и эксплуатации оборудования эти характеристики необходимо внимательно изучить.

Несмотря на то, что при КТ исследованиях удаётся получить намного больше диагностической информации, чем при традиционных рентгенологических методах, лучевые нагрузки при этом, как правило, значительно выше по сравнению с традиционной рентгенографией [20]. В последних отчётах по Великобритании приводятся средние значения лучевых нагрузок при обычной рентгенографии 0.04 мЗв для исследований головы, 0.7 мЗв — для брюшной полости и 0.02 мЗв — для грудной полости. В обзоре по КТ исследованиям приводятся значения



лучевой нагрузки 1.5, 5 и 6 мЗв соответственно для тех же анатомических областей томографии. Эти цифры являются усредненными и могут использоваться только как ориентировочные.

Лучевые нагрузки при КТ имеют примерно такую же величину, как и при радиоизотопных исследованиях или интервенционной рентгенографии.

Стандартными эталонными параметрами для описания лучевых нагрузок в КТ являются CTDIvol (объёмный показатель дозы компьютерной томографии) и DLP (произведение дозы на расстояние). CTDIvol вычисляются при помощи измерений, которые проводятся со 100 мм пальчиковой ионизационной камерой в полиметакрилатных фантомах (PMMA) стандартного размера для головы и для тела, которые облучаются в средней части на протяжении одного оборота трубки. Однако в качестве описания дозы важно думать о CTDIvol как о средней дозе в срезе ткани посередине облучённого расстояния в 100 мм. DLP представляет собой общую дозу полученного облучения и, таким образом, является показателем степени риска (без учёта специфической чувствительности отдельных органов). Значение CTDIvol является очень хорошей характеристикой облучения для сравнения лучевых нагрузок, полученных при использовании различных протоколов обследования или различных типов аппаратов (рис. 15). Однако сравниваться должны только сканирования для пациентов стандартного размера.

уровнями лучевых нагрузок (DRL).

Аппараты для МСКТ потенциально могут давать более высокие лучевые нагрузки по сравнению с односрезовыми системами. Их способность сканировать большие протяжённости объекта с высокими значениями mAs и возможность выполнять многофазовые исследования после внутривенного введения контрастных веществ приводит к высоким лучевым нагрузкам на пациента. Кроме того, имеются некоторые особые конструктивные характеристики современных МСКТ, которые способствуют ещё большему повышению лучевых нагрузок. Этот вопрос будет обсуждаться дальше.

Ведущие производители прилагают массу усилий для минимизации лучевой нагрузки в своих аппаратах. При этом оптимизация протоколов сканирования для поддержания лучевых нагрузок на минимально разумном уровне (ALARP) является официальным требованием. Это особенно важно при выполнении исследований в педиатрии.

В 2009 и 2010 году в рамках RSNA и ECR был представлен ряд докладов о новых моделях аппаратов для МСКТ, дающих дозу облучения, не превышающую 1 мЗв на исследование. Безусловно, технологии не стоят на месте и через 1-2 года такие аппараты займут лидирующее положение на рынке МСКТ.

#### Выход луча за пределы детектора

Выход луча за пределы детектора в МСКТ представляет собой распространение полутени

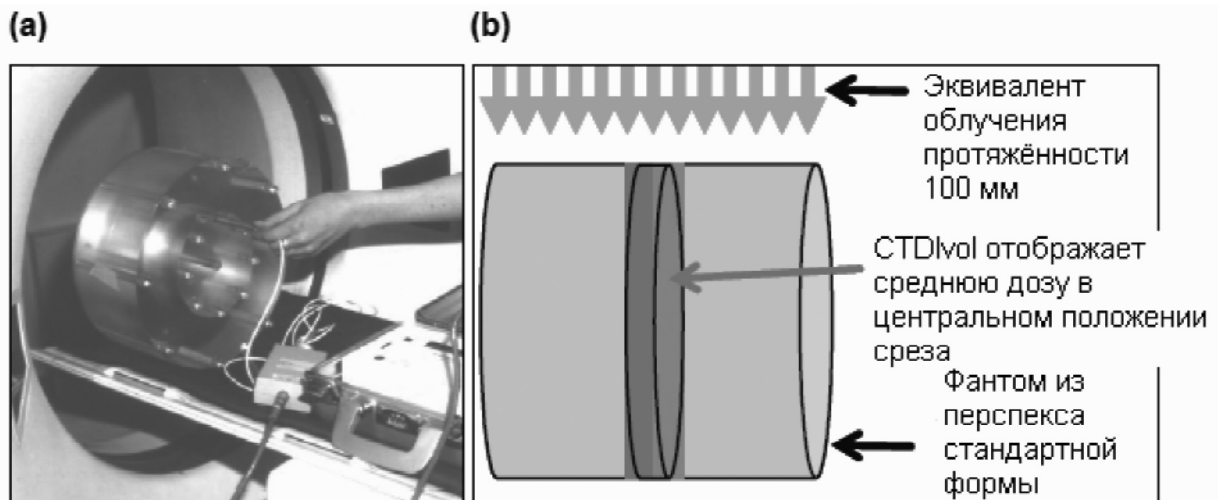


Рис. 15. а) Фантом PMMA для тела, который используется для измерения лучевых нагрузок в КТ; б) Иллюстрация CTDIvol, который представляет среднюю дозу в срезе центральной части фантома длиной 100 мм

В современных аппаратах для МСКТ значения CTDIvol (а иногда и DLP) отображаются на дисплее пульта оператора. Очень важно анализировать эти цифры при просмотре изображений для оценки их качества и характеристик аппарата в плане лучевых нагрузок. CTDIvol и DLP используются для сравнений с эталонными

рентгеновского пучка, которая не используется для получения изображения, вдоль оси Z. Поэтому реальный объём облучения за один оборот превышает номинальный объём отображения. Такое превышение численно оценивается в виде геометрической эффективности (GEff), а пользователь предупреждается сообщением на

дисплее пульта оператора при значении этого параметра ниже 70%. Выход луча за пределы детектора в МСКТ является необходимым для облучения всех активных детекторов одним и тем же значением интенсивности рентгеновского излучения. Величина полутени обычно составляет 2-3 мм с каждой стороны детектора. Для узких в Z направлении пучков их выход за пределы детектора будет существенно влиять на лучевую нагрузку. Например, при номинальной протяжённости области отображения 2 мм фактически облучаемой протяжённостью будет 4-5 мм, что приведёт к удвоению значения лучевой нагрузки по сравнению с односрезовым аппаратом, в котором облучаться будут только 2 мм. По мере расширения пучка полутень становится пропорционально менее существенной (рис. 16) и для номинальных коллимаций 20 мм или больше получают примерно такие же значения GEff, как и для односрезового аппарата.

Уменьшенные значения коллимации рентгеновского пучка (и соответственно более низкие значения GEff) необходимы на аппаратах с адаптивными матрицами при получении тонких срезов. Поэтому системы с фиксированной матрицей будут иметь преимущество по лучевой нагрузке, поскольку в них может использоваться вся протяжённость матрицы для получения тонких срезов.

### Превышение диапазона в спиральной томографии

При выполнении спирального сканирования необходимым является облучение дополнительной зоны, которая выходит за пределы области отображения. Такое превышение диапазона обусловлено необходимостью дополнительных оборотов для реконструкции первого и последнего изображений объёма отображения. Его вклад в лучевую нагрузку на пациента становится более существенным для более широких коллимаций пучка вдоль оси Z (рис. 17). Поэтому такое увеличение противоречит улучшению эффективности использования излучения за счёт выхода луча за пределы активных детекторов. Увеличение лучевой нагрузки от превышения диапазона особенно заметно при сканировании коротких объектов. Поэтому в таких случаях иногда необходимо уменьшить коллимацию пучка или даже отказаться от спирального сканирования в пользу последовательного (если длительность сканирования не представляет проблемы). Режим последовательного сканирования может также оказаться предпочтительным при необходимости исключить радиочувствительные органы в конце или начале диапазона томографии.

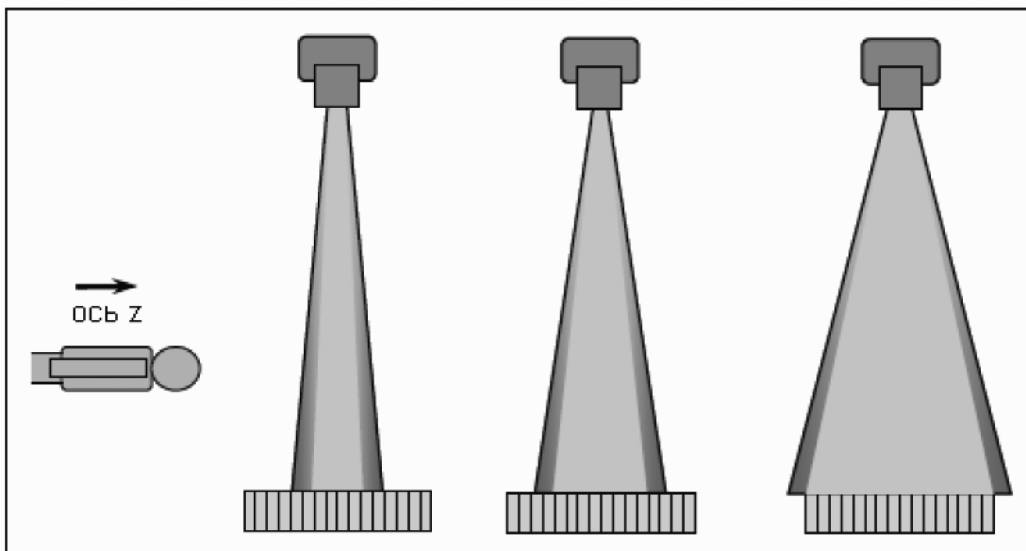


Рис. 16. Уменьшение влияния превышения пучка для более высоких значений коллимации пучка вдоль оси Z

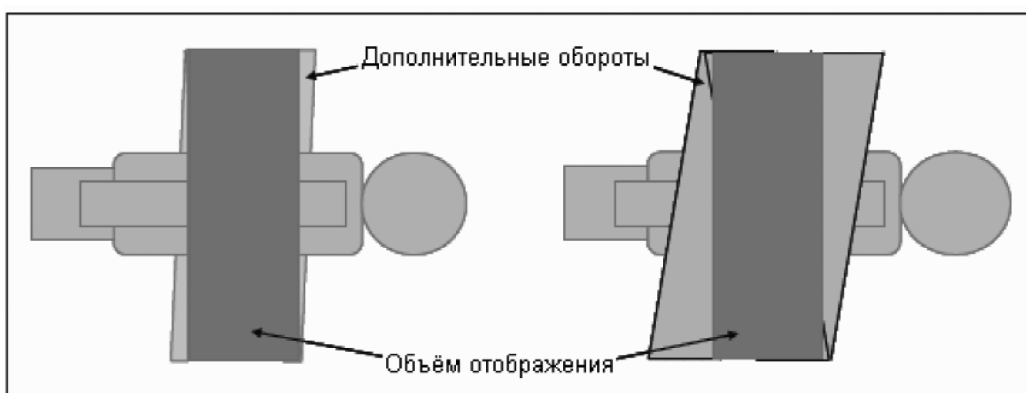


Рис. 17. Дополнительный вклад в лучевую нагрузку от превышения диапазона при более широких коллимациях рентгеновского пучка

Некоторые производители пытались решать проблему дополнительной лучевой нагрузки от превышения диапазона. Поэтому в ряде аппаратов имеется устройство, которое динамически подстраивает коллимацию пучка в начале и в конце сканирования для минимизации лучевой нагрузки при сохранении возможности полной реконструкции заданного объема (рис. 18). Общая величина уменьшения лучевой нагрузки зависит от протяженности сканирования, коллимации пучка, времени оборота и значения питч-фактора, при этом она оценивается в 10% — 25%.

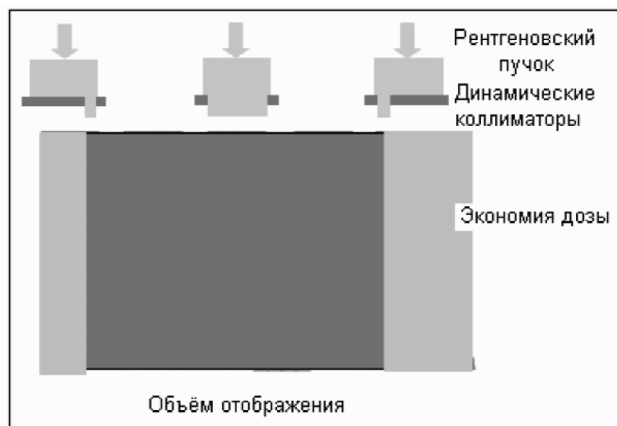


Рис. 18. Динамическая коллимация для уменьшения лучевой нагрузки в конечных точках сканирования

кие регулировки необходимы для компенсаций изменения ослабления (рис. 19): (a) у пациентов с разными размерами тела, (b) по продольной оси пациента и (c) в зависимости от угла оборота трубки. В большинстве современных систем предусмотрена возможность использования всех трёх режимов компенсации одновременно. При этом в ряде аппаратов имеется возможность отключать вручную любой из режимов, а в других такая операция выполняется автоматически в соответствии с протоколом и клинической областью томографии.

### Сканирование сердца

Проблема лучевых нагрузок приобретает особое значение во время сканирования сердца. При стандартном КТ исследовании грудной клетки эффективная лучевая нагрузка составляет примерно 6 мЗв, а эффективные лучевые нагрузки при выполнении КТ ангиографии сердца с использованием ретроспективно синхронизированных реконструкций, малых значений питч-фактора и спирального сканирования обычно равны 16 мЗв, но могут быть и большими — до 32 мЗв.

Для уменьшения лучевых нагрузок производители стали использовать в компьютерных томографах, предназначенных для исследований сердца, синхронизированную с ЭКГ модуляцию тока через трубку (рис. 20). Вне пределов сердечной фазы для выполнения реконструкции ток через

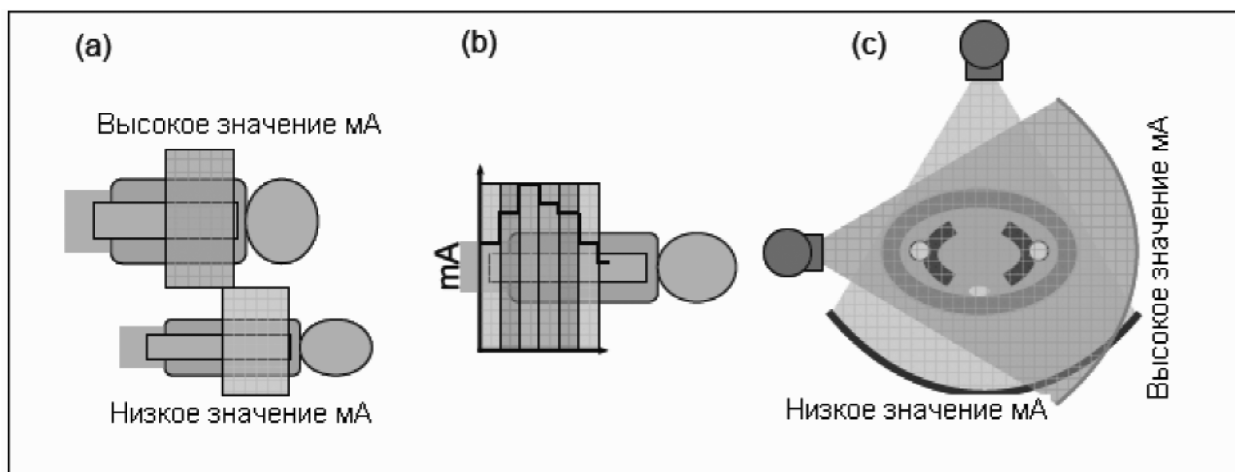


Рис. 19. Автоматический контроль тока через трубку в КТ

### Автоматический контроль тока через трубку

Раньше ток через рентгеновскую трубку (мА) в КТ выбирался в соответствии с определённым протоколом исследования и оставался постоянным на протяжении всего сканирования. Любые изменения для обеспечения соответствия параметров для пациентов различного размера оценивались отдельно и вводились в протокол оператором вручную. В современных системах предусмотрены механизмы автоматического контроля экспонирования, которые регулируют ток через трубку с учётом ослабления в теле пациента на протяжении всего процесса сканирования. Та-

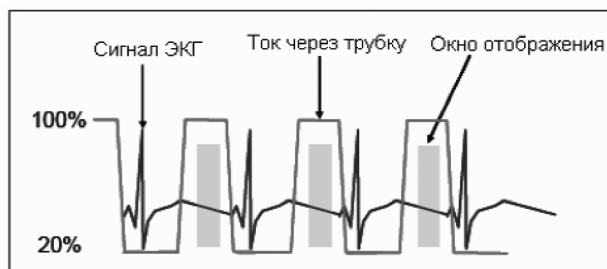


Рис. 20. Синхронизированная ЭКГ модуляция тока через трубку

трубку может уменьшаться до 20% от максимального значения, а в некоторых моделях аппаратов и до 4%. Такая методика является эффективной только для пациентов со стабильной частотой сердечного ритма.

Другим подходом для уменьшения лучевых нагрузок в КТ коронарографии является использование последовательного сканирования с перспективной синхронизацией. При этом ток через трубку включается только на протяжении короткого промежутка фазы сердечного цикла. Реконструкции с перспективной синхронизацией использовались в течение некоторого времени и для определения содержания кальция при исследованиях сердца, но не при выполнении в КТ коронарографии, поскольку необходимый сбор тонких срезов проводился при уменьшенной коллимации пучка, что неприемлемо увеличивало продолжительность исследования.

Вместе с тем, в некоторых аппаратах с 64 и более рядами детекторов, выполнение КТ коронарографии с перспективной синхронизацией является возможным. Несмотря на то, что перспективная синхронизация имеет значительный потенциал уменьшения лучевой нагрузки, для получения хороших результатов она требует стабильной частоты сердечного ритма, поскольку время исследования увеличивается. Однако системы с широким пучком, который охватывает весь объём за один оборот, могут работать с перспективной синхронизацией даже при нестабильной частоте сердечного ритма.

### **Новые и будущие приложения МСКТ**

#### **Использование двух энергий рентгеновского излучения**

Клинические приложения КТ с использованием рентгеновского излучения с двумя энергиями продолжают своё развитие. Задачей этих приложений является идентификация и дифференциация материалов со сходными значениями КТ чисел, таких, например, как мягкая бляшка и жировая ткань или кальцифицированная бляшка и контрастное вещество. При этом используются различия в химическом составе и степени ослабления материалов, которые имеют различия при разных энергиях рентгеновского излучения. Сканирование с использованием двух энергий рентгеновского излучения может проводиться различными способами. Некоторые производители используют две рентгеновские трубки, одна из которых работает при 80 кВ, а другая — при 140 кВ. Сбор данных при двух различных энергиях происходит практически одновременно. Другие производители используют одну трубку, но изменяют энергию излучения каждые пол оборота. Третьи производители разработали двухслойный детектор, который различает фотоны с различной энергией. Верхний слой детектора регистрирует низкие энергии, а нижний слой — высокие.

### **Обоснование решений на будущее**

Темпы совершенствования КТ аппаратов в течение последних нескольких лет были очень высокими, и если они сохранятся, очень трудно предсказать, чего можно ожидать от МСКТ в ближайшие годы. В связи с этим всегда очень важно обсудить с фирмой-производителем возможные пути своевременной модернизации системы, чтобы поддерживать ее на достаточном уровне хотя бы на протяжении 4-5 лет. Для некоторых систем возможности модернизации являются очевидными, особенно при покупке модели с заведомо низкими рабочими характеристиками. Например, аппараты с небольшим количеством рядов детекторов с фиксированными матрицами теоретически достаточно просто могут быть модернизированы до более высокого уровня без замены детекторов, но с установкой другого программного обеспечения и ещё некоторых изменений. В реальной жизни возможности модернизации являются гораздо более сложными и порой могут требовать замены практически всей системы. В этой связи каждому производителю в тендерном задании должен быть задан чёткий вопрос по поводу сути и стоимости потенциальной модернизации.

Более длинные матрицы детекторов (80 мм, 160 мм), которые были представлены на RSNA в 2007 году, обеспечили совершенно новые возможности в сканировании сердца, а также изучении перфузии головного мозга и внутренних органов. Другие клинические приложения для таких матриц детекторов пока находятся на различных стадиях разработки. Такие системы МСКТ являются дорогостоящими, но имеют исключительно высокие эксплуатационные характеристики. На мировом рынке они рассматриваются как специализированные системы и, скорее всего, будут оставаться такими в ближайшие годы.

#### **Рациональность**

МСКТ по своей природе является энергетически более эффективной системой, поскольку широкий охват предполагает меньшее число оборотов для данной протяжённости сканирования, что значительно уменьшает тепловую нагрузку на рентгеновскую трубку и продлевает её срок службы. На практике эта экономия энергии и увеличение срока службы трубки может не быть реализована в результате изменения протоколов сканирования. Совершенствования технологии производства рентгеновских трубок, такие как подшипники со спиральными пазами и жидкой металлической смазкой, а также аноды с непосредственным масляным охлаждением, также способствуют увеличению срока службы трубки. В некоторых системах используется бесконтактный принцип передачи данных, который устраняет необходимость периодической замены угольных щёток. В одном из сканеров имеются токосъёмные кольца с воздушными подшипниками, что может также уменьшать потребность в техническом обслуживании.