МУЛЬТИСПИРАЛЬНАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ В ОЦЕНКЕ ПАТОЛОГИИ КОРОНАРНОГО РУСЛА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

*Е.Е. Фуженко – аспирант
В.В. Ховрин – к.м.н., зав. отд.
Т.Ю. Кулагина – к.м.н., зав. лаб.
В.А. Сандриков – академик РАН, профессор, д.м.н., зав.отделом

ФГБНУ «Российский научный центр хирургии им. академика Б.В. Петровского»
119991 Россия, г. Москва, Абрикосовский пер., 2

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:

- мультиспиральная компьютерная томография
- коронарные сосуды
- ишемическая болезнь сердца
- диагностическая эффективность

РЕЗЮМЕ:
Выполнен анализ литературных данных о применении мультиспиральной компьютерной томографии в диагностике ишемической болезни сердца. Приведены данные о развитии метода, указано, что его диагностическая эффективность связана с технологическими улучшениями, сопровождавшими появление каждого последующего поколения мультиспиральных компьютерных томографов. Рассмотрены возможности использования томографов от 16 до 230-срезовых, аппаратов с двумя источниками энергии, показаны преимущества применения режима «двойной энергии» (dual-energy CT) при диагностике коронарной патологии. Приведены факторы, ограничивающие диагностическую эффективность данного метода – артефакты, связанные с движением и выраженной кальцификацией. Указано, что внедрение метода в кардиологическую практику способствует рассмотрению его в качестве перспективной альтернативы диагностической инвазивной коронарной ангиографии, высказано предположение, что дальнейшее развитие технологий позволит мультиспиральной компьютерной томографии стать основным методом диагностики коронарной недостаточности и других сердечно-сосудистых заболеваний.

MULTISLICE COMPUTED TOMOGRAPHY IN EVALUATION OF PATHOLOGY OF CORONARY VESSELS (LITERARY REVIEW)

*Fuzhenko E.E. – MD, postgraduate
Khovrin V.V. – MD, PhD
Kulagina T.Yu. – MD, PhD
Sandrikov V.A. – MD, PhD, professor, academician of RAS

B.V. Petrovsky Russian Research Center of Surgery, Moscow, Russian Federation
2, Abrikosovskij per., Moscow, Russian Federation 119991

KEY-WORDS:

- multislice computed tomography
- coronary vessels
- coronary heart disease
- diagnostic efficiency

ABSTRACT:
We performed the analysis of published data on the use of multislice computed tomography in diagnostics of coronary heart disease. The data on the development of the method, indicated that it its diagnostic efficiency is related to technological improvements, accompanied by the appearance of each successive generation of multislice computed tomography. We described possibilities of using of scanners from 16 to 230-slice, devices with two sources of energy, advantages of «dual energy» regime application in the coronary disease diagnostics. Given constraints on the method diagnostic efficacy – artifacts associated with the movement and severe calcification. It is indicated that the implementation of the method in cardiology practice promotes its consideration as a promising alternative to invasive diagnostic coronary angiography, it is suggested becoming of further development of the technology that will allow multislice computed tomography to become the main method of diagnosis of coronary heart disease and other cardiovascular diseases.

Введение

Эволюция компьютерных томографов (КТ) происходила в направлении появления мультисрезовых томографов: первый 4-срезовый КТ был создан в 1998 г., современные варианты аппаратуры уже представляют собой 256- и 320-срезовые КТ-системы. Благодаря малому размеру детектора и высокой скорости вращения гентри, а также высокой пространственной и временной разрешающей способности 64-срезовых и более КТ легко выполнимой диагностической процедурой стало исследование коронарных артерий с помощью этого метода. Совершенствование КТ происходило по общему сценарию: улучшение пространственно-

*Адрес для корреспонденции (Correspondence to): Фуженко Екатерина Евгеньевна (Fuzhenko E.E.), e-mail: fugenko@gmail

го разрешения вдоль продольной оси («z-ось»), увеличение скорости оборота гентри и уменьшение размеров детекторов [1–3]. Благодаря повышению пространственного разрешения КТ появилась возможность создания 3D-изображений с помощью многоплоскостного переформатирования, построения проекций с максимальной интенсивностью, с затененной поверхностью, усовершенствовались подходы к визуализации объемов изучаемых образований. Широкое внедрение реконструктивной визуализации сделало коронарную КТ-ангиографию (ККТА) важнейшим методом диагностики в современной кардиологии [2].

Цель исследования: анализ возможностей применения мультиспиральной компьютерной томографии у больных с патологией коронарного русла.

История технологического прогресса МСКТ коронарного русла

Диагностическая эффективность ККТА напрямую связана с технологическими улучшениями, сопровождавшими появление каждого последующего поколения мультиспиральных компьютерных томографов. В свою очередь повышение возможностей пространственного и временного разрешения метода определили диагностическое значение ККТА при коронарной недостаточности.

В 1998 г. несколько производителей представили 4-срезовые сканеры [4]. Информация от четырех «рядов» детекторов, соответствующих четырем одновременно сканируемым срезам, поступала в четыре параллельных канала данных. Такие сканеры были довольно гибкими благодаря широкому спектру настройки детекторов; группы детекторов можно было объединять, что способствовало возможности их функционирования в качестве единого, более длинного детектора, что в свою очередь позволяло варьировать толщину среза по «оси z» [5]. Авторами были представлены данные, по которым оценивались преимущества метода КТ, а также возможности ретроспективного создания срезов различной толщины на основе одних и тех же данных с трехмерной визуализацией, с минимальными проявлениями артефактов [3].

В качестве главного преимущества КТ выступила возможность увеличенного объемного и временного разрешения [3]. Базовой системой для проведения ККТА являлись 4-срезовые сканеры. При времени оборота гентри в 500 мс эти аппараты обладают временным разрешением в 250 мс, поэтому для полного сканирования сердца требуется более длительное продольное сканирование, требующее от пациента задержки дыхания на 30-40 с. Такая задержка неизбежно приводила к артефактам, связанным с движениями пациента. Кроме того, проведение ККТА с помощью 4-срезового сканера возможно только у пациентов с низкой частотой сердечных сокращений (ЧСС) [6].

Появление 16-срезовых сканеров (2002) позволило получать одновременно 16 срезов за один оборот гентри [7]. Кроме того, структура детекторных матриц была переработана для сканирования более тонких срезов. При этом длина детекторов сканера по «оси z» позволяла одновременно получать снимки 16 тонких срезов от 0,5 мм до 0,75 мм, в зависимости от модели и производителя. При получении субмиллиметровых срезов общая длина «оси z» и общая ширина рентгеновского пучка варьируют от 8 мм для сканеров Toshiba до 12 мм для сканеров Philips и Siemens [8].

Главным преимуществом 16-срезовых сканеров явился больший охват «z-оси» (16×0,75 мм против 4×1,0 мм), что дало возможность уменьшить время задержки дыхания и, как следствие, количество артефактов, связанных с движением [9,10]. Скорость вращения гентри в 16-срезовом сканере лишь незначительно выше, поэтому применять мультицикловые техники реконструкции невозможно. Качество изображений, получаемых на подобных сканерах, все же гораздо выше, а количество коронарных сегментов с низким качеством изображения ниже [11].

Появление 16-срезовых КТ с синхронизацией с ЭКГ привело к повышению клинической эффективности ККТА [11]. Однако движения сердца и ступенчатые артефакты оставались основными факторами, влияющими на эффективность этих систем. Был предложен ряд решений этих проблем, например, увеличение числа детекторов и объемного охвата по «оси z».

В 2003–2004 гг. производители медицинской аппаратуры представили несколько моделей МСКТ, при этом было заявлено, что основное направление развития МСКТ – увеличение количества детекторов и единовременно сканируемых срезов [7].

Первый 64-срезовый сканер имел один источник рентгеновского излучения, установленный напротив матрицы с 64 рядами детекторов. Время оборота гентри уменьшилось до 0,33 с (с 0,375 с у 16-срезового КТ), и в свою очередь, улучшилось временное разрешение томографии сердца с синхронизацией с ЭКГ. Улучшенное временное разрешение благоприятно сказалось на клинической ценности ЭКГ-синхронизированной томографии сердца при высокой ЧСС, вследствие чего снижается доля пациентов, требующих контроля за частотой сердечных сокращений. При применении подобных КТ время сканирования составляет всего 15 с, что позволило снизить время задержки дыхания, дозу контрастного вещества, а также избежать излишнего контрастирования прилегающих структур. Высокое качество изображения с высокой специфичностью и чувствительностью было достигнуто при изучении состояния всех сегментов коронарных артерий.

В 64-срезовых сканерах для получения изображения максимальное значение шага должно находиться в пределах от 0,2 до 0,5 мм. Во избежание артефактов при проведении ККТА окно исследования обычно должно составлять примерно 10% от интервала R-R [13].

Статья поступила в редакцию в марте 2015 года.

В МСКТ нового поколения с двумя источниками излучения (Somatom Definition FLASH: Siemens Medical Solution, Forchheim, Germany) была применена 2×128 рядная детекторная система с изменяющимися фокальными точками. Время оборота гентри составило 280 мс, а временное разрешение – 75 мс (при условии, что сканер работает с двумя активными источниками излучения). Производителем была предложена методика ЭКГ-синхронизированного сканирования с высоким значением питча (шагом) [12].

К настоящему времени были выполнены исследования, посвященные оценке качества изображения КТ с двумя источниками энергии в различных клинических ситуациях и влиянию на него ЧСС. Было показано, что для проведения КТ с высоким значением питча необходимо, чтобы у пациента была низкая и постоянная ЧСС. Это нужно для того, чтобы просканировать сердце за 270 мс (при значении шага до 3,4) [14].

Значимым преимуществом КТ с двумя источниками излучения является способность оценки состояния тканей. В режиме «двойной энергии», известном как DECT (dual-energy CT), на лучевые трубки подается различное напряжение. На данный момент метод изучен недостаточно, однако теоретически полагают, что применение двух пучков рентгеновского излучения позволит более подробно изучить различные характеристики его затухания в тканях [15].

Согласно отдельным исследованиям, DECT можно применять для оценки перфузии миокарда при подозрении на коронарную недостаточность. Ruzsics B. с соавт., (2008) сравнили эффективность двухэнергетической КТ (DECT) и однофотонной эмиссионной КТ (ОФЭКТ) при оценке состояния коронарных артерий и кровоснабжения миокарда. Были обследованы 36 пациентов как с подозрением на коронарную недостаточность, так и с подтвержденным диагнозом [15]. Согласно результатам исследования, диагностическая точность DECT составила более 90%.

Следует отметить, что использование принципа DECT возможно и при наличии лишь одного источника излучения. Например, в модели Discovery CT750 HD (GE Healthcare) присутствует режим спектральной визуализации, при использовании которого происходит быстрое переключение напряжения, подаваемого на лучевую трубку [16]. Данная опция позволяет оценивать плотность исследуемых тканей и представлять ее в виде гистограмм диаграмм рассеяния, что в свою очередь дает возможность оценивать перфузию миокарда. Безусловно, для подтверждения эффективности этого метода необходимо проведение дальнейших исследований на больших исследовательских групп пациентов.

На сегодняшний день 320-срезовые КТ (Aquilion One Dynamic Volume CT: Toshiba Medical System, Japan) обладают наибольшим охватом по «оси z». Эти аппараты были выпущены вскоре после экспериментов с прототипами 256-срезовых КТ [26]. Каждый детекторный элемент имеет ширину в 0,5 мм с максимальным охватом по «оси z» до 16 см за один оборот гентри. Такая конфигурация позволяет получить трехмерное объемное изображение всего сердца в течение одной диастолы (одного R-R интервала). Кроме того, если источник излучения активирован на более длительный период времени, сканирование сердца осуществляется в течение нескольких сердечных циклов. Подобная методика получила название «4-мерной компьютерной томографии» – «volumetric cine imaging» [27].

Временное разрешение КТ – это параметр, характеризующий способность сканера получать изображения без артефактов движения. Все 320-срезовые сканеры имеют стандартное временное разрешение – примерно 175 мс – что составляет ровно половину от периода одного оборота гентри. Если у пациента высокая ЧСС (более 65 уд/мин) и имеются противопоказания к бета-блокаторам, можно прибегнуть к мультисегментной реконструкции, однако пациент при этом получит бо̀льшую дозу ионизирующего излучения. Временное разрешение таким образом улучшается в два раза [28].

Результаты изучения диагностической эффективности метода

К настоящему времени выполнено большое количество исследований, посвященных оценке диагностической эффективности ККТА. Ранние работы были посвящены в основном ККТА с ретроспективной синхронизацией с ЭКГ, в исследованиях последних лет выполняется сравнение проспективной и ретроспективной ЭКГ-синхронизации. Согласно результатам исследований ККТА с ретроспективной синхронизацией с ЭКГ обладает сравнительно высокой чувствительностью (86-99%) и специфичностью (89-100%) при диагностике коронарной недостаточности.

При проведении ККТА на 4-срезовом КТ качество изображения было низким [17]. Более совершенные сканеры (16- и 64-срезовые) обладают более высоким пространственным разрешением, поэтому диагностическая эффективность ККТА гораздо выше [10, 11].

Для ККТА характерна и высокая прогностическая ценность отрицательного результата (96–99%), поэтому этот метод может явиться скриниговым в отношении выявления коронарной недостаточности [18, 19].

Были проведены мультицентровые исследования, посвященные оценке диагностической эффективности ККТА с 64-срезовым сканером. Согласно полученным данным, у пациентов с высоким риском коронарной недостаточности (68%) ККТА обладает высокой чувствительностью (94%), специфичностью (83%) и прогностической ценностью отрицательного результата (99%). Значения этих показателей являются высокими и для пациентов с низким риском коронарной недостаточности [20, 21].

Согласно данным исследований, метод ККТА с проспективной ЭКГ-синхронизацией обладает высокой чувствительностью, специфичностью и прогностической ценностью отрицательного результата: соответственно 93,7–100%, 82,7–97% и 95–98%, что указывает на перспективы технической реализации этого быстро развивающегося метода диагностики [18]. При ККТА с проспективной ЭКГ-синхронизацией сердце сканируется в течение трех последовательных сердечных циклов. Верхняя половина сердца сканируется во время диастолы первого сердечного цикла. Во время второго цикла стол смещается. Соответственно, вторая половина сердца сканируется в диастолу третьего цикла [23].

Следует отметить, что количество рядов в линейке детекторов (ширина) и количество срезов, которые сканер может снимать за один оборот гентри, не являются взаимозаменяемыми понятиями. Системы с изменяющимися фокальными точками позволяют единовременно сканировать вдвое большее число срезов, в таких системах число срезов вдвое больше, чем число рядов в линейке детектора [12]. То есть такие КТ оборудованы двумя лучевыми трубками, напротив которых находятся детекторные матрицы, расположенные под углом 90° друг к другу. Благодаря такой конфигурации временное разрешение улучшается вдвое. Это происходит за счет того, что в системе с двумя источниками расстояние, которое лучевая трубка/детекторная матрица должны пройти для полного сканирования среза, вдвое меньше такового у систем с одним источником излучения. Однако объемное покрытие при этом остается неизменным; например, сканер со 128-рядным детектором и двумя позициями фокальной точки можно назвать 256-срезовым. Важно точно указывать количество рядов в детекторе по «оси z», наличие или отсутствие альтернативных позиций фокальной точки и число источников излучения. Чувствительность, специфичность и прогностическая ценность отрицательного результата КТ с двумя источниками излучения в режиме с высоким значением питча составляют соответственно 94%, 91% и 97%. Методика 128-срезового спирального режима сканирования на таких КТ также обладает высокой диагностической эффективностью (чувствительность, специфичность и прогностическая ценность отрицательного результата – соответственно 93%, 94% и 97%) [22].

Согласно результатам иных исследований, при проведении ККТА на 256-срезовом сканере чувствительность также достигла более 90%. При этом у пациентов с подозрением на коронарную недостаточность ККТА проявляет высокую диагностическую точность, а доза ионизирующего излучения, получаемого пациентом, очень мала [23–25]. Эти обнадеживающие результаты, однако, не исключают необходимости дальнейшего изучения диагностической эффективности ККТА в мультицентровых клинических исследованиях с большими когортами пациентов.

ККТА на 320-срезовых томографах имеет ряд преимуществ по сравнению с таковым, проводимым на 64-срезовых аппаратах и на КТ с двумя источниками излучения [29]. Van Velzen J. с соавт., (2012) изучили чувствительность и специфичность 320-срезового ККТА на 106 пациентах, поступивших в отделение неотложной помощи с острой болью в грудной клетке. Согласно результатам работы, чувствительность и специфичность соответственно составили 100% и 85% [18].

В проспективном исследовании Pellicia F. с соавт., (2013) приняли участие 118 пациентов с подозрением на коронарную недостаточность. Авторы показали, что ККТА, выполняемая на 320-тисрезовом сканере, обладает высокими показателями чувствительности, специфичности, и прогностической ценности положительных и отрицательных результатов (более 90%). Предполагают, что применение этих аппаратов даст возможность применения ККТА, в том числе у больных с фибрилляцией предсердий [30].

Эффективность 320-срезового ККТА была подтверждена данными недавно опубликованного мета-анализа [31, 32], с помощью которого было показано, что ценность отрицательного результата ККТА достигает 100%, поэтому данный метод может быть использован для исключения стеноза коронарных артерий. Однако стоит учитывать, что несмотря на лучшее временное разрешение, 320-срезовые сканеры, как и 64- и 128-срезовые КТ, все же имеют ограничения в определении степени стеноза ≥50%.

Диагностические возможности и проблемы применения компьютерной томографии в оценке состояния коронарного русла

Несмотря на многообещающие результаты, свидетельствующие о высокой эффективности ККТА при диагностике коронарной недостаточности, имеется ряд проблем, в некоторой степени ограничивающих диагностическую эффективность данного метода. Артефакты (связанные с движением и выраженной кальцификацией) являются одним из ограничивающих факторов несмотря на то, что при выполнении ККТА на томографах последних моделей (более 64 срезов) они практически не наблюдаются. Сердечные сокращения также затрудняют визуализацию сердца, а временное разрешение ККТА пока уступает таковому у инвазивной коронарографии.

Для визуализации коронарных артерий с помощью методики МСКТ требуются высокое пространственное и временное разрешение, хорошее низкоконтрастное разрешение, внутрисосудистое контрастирование и малое время сканирования. Артефакты изображений, как правило, связаны с ограничениями временного разрешения, шумами или алгоритмами реконструкции. В большинстве случаев артефакты представляют

собой размытие изображения, полосы, эффект частичного объема и артефакты движения [33].

Наиболее распространенным артефактом при ККТА является ступенчатый эффект. Этот эффект проявляется в первую очередь у пациентов с сильно варьирующими или высокими значениями ЧСС, а также при наличии нерегулярных или эктопических сердечных сокращений (например, при желудочковой экстрасистолии или фибрилляции предсердий) в момент получения изображения. Наиболее сильно это заметно в сагиттальной и фронтальной проекциях, поэтому перед проведением МСКТ-коронарографии рекомендовано давать пациенту бета-блокаторы для снижения ЧСС. Устранить этот артефакт можно путем реконструкции данных, полученных в разные фазы сердечного цикла. Как правило, реконструкция изображения производится во время диастолы (60–70% интервала R-R). Однако длительность диастолы снижается при увеличении ЧСС, в таких случаях реконструкцию рекомендуется производить в конце систолы (25–35% интервала R-R) [33].

Вариабельность ЧСС – еще одна проблема, ограничивающая применение проспективной синхронизации по ЭКГ. При вариабельности ЧСС >5 ударов/мин применение данной техники невозможно. Поэтому при повышенной ЧСС или в тех случаях, когда прием бета-блокаторов не дает ожидаемого эффекта, следует прибегать к ретроспективной синхронизации с ЭКГ [34].

Тем не менее, применение проспективной синхрониз-ации с ЭКГ у пациентов с высокой ЧСС или нерегулярными ее значениями возможно – в этих случаях можно применять сканеры с большим количеством детекторов. Существуют данные о том, что при использовании

320-срезовых аппаратов ККТА имеет высокую диагностическую ценность независимо от ЧСС [27]. Увеличение покрытия по продольной «оси z» (до 160 мм) привело к улучшению качества изображения при широком спектре значений ЧСС; это в свою очередь, позволяет проводить визуализацию сердца у пациентов с высокой ЧСС без необходимости введения бета-блокаторов перед исследованием [27, 30].

ККТА обычно проводится в режиме спирального сканирования в течение сердечного цикла. На качество реконструированного изображения влияет множество параметров. Реконструкция изображения, как правило, производится из срезов толщиной 0,5–0,6 мм, с 50% перекрытием между изображениями, и пиксельной матрицей 512×512. Более тонкие срезы улучшают качество реконструированного 3D-изображения, однако это сопровождается увеличением количества шумов на изображении, что может сильно ограничивать диагностическую эффективность ККТА у пациентов с ИМТ больше 30 кг/м² [35].

В КТ с одним источником улучшение показателей временного разрешения достигается за счет уменьшения шага спирали и, как следствие, увеличения дозы ионизирующего излучения. В целом производители сканеров с одним источником излучения рекомендуют при использовании синхронизации с ЭКГ устанавливать постоянное значение шага в пределах от 0,2 до 0,25. Благодаря этому при высокой ЧСС удается сохранить наилучшее временное разрешение [36, 37].

Применение КТ с двумя источниками излучения позволяет достичь высокого временного разрешения – 75 мс (четверть периода оборота гентри) независимо от ЧСС пациента. Однако временное разрешение ККТА все еще уступает таковому у инвазивной коронарографии (10 мс), поэтому при проведении исследований все же требуется тщательный контроль ЧСС с применением бета-блокаторов.

Последние модели КТ обладают выдающимся пространственным разрешением (0,4–0,5 мм), однако они все же уступают инвазивной коронарографии (0,1–0,2 мм). Несмотря на то, что ККТА обеспечивает превосходную визуализацию основных стволов и побочных ветвей коронарных артерий, обнаружение и характеристика коронарных бляшек, а также отделение липидного компонента от фиброзного компонента остается проблемой из-за близких значений коэффициента затухания жировой и фиброзной ткани [38].

Определение точной роли ККТА у пациентов различных групп риска является клинически значимым, поскольку необоснованное назначение ККТА приведет к лишней лучевой нагрузке на пациента [39]. Кроме того, результаты ККТА могут послужить основой для принятия решения о дальнейшей диагностике. При обследовании пациентов без клинических проявлений патологии, но с положительными результатами стресс-тестирования, проведение ККТА перед инвазивной ангиографией является экономически оправданным подходом. Таким образом, назначения ККТА для бессимптомных пациентов позволяет избежать ненужной инвазивной процедуры [40]. В то же время некоторые исследователи полагают, что клиническая ценность ККТА ограничена при обследовании пациентов с характерными симптомами, поскольку значительная часть этих пациентов направляется на инвазивную коронарографию даже при отрицательном результате ККТА [41]. Это свидетельствует о необходимости дальнейшей оценки возможностей применения данного метода в диагностике поражений коронарного русла, в том числе при комплексном его использовании с другими методами исследования.

Заключение

Результаты последних лет свидетельствуют о том, что КТ-ангиография является одним из наиболее быстро развивающихся методов оценки состояния сердца и коронарных сосудов. Благодаря стремительному техническому прогрессу мультисрезовых сканеров КТ-

ангиография приобрела большую ценность при диагностике коронарной недостаточности. Кроме того, КТ-ангиография является прогностическим методом, позволяющим оценить риск, связанный с наличием атеросклеротических бляшек в коронарных сосудах. Внедрение новых подходов в реализации этого метода способствовали рассмотрению его в качестве перспективной альтернативы диагностической инвазивной коронарной ангиографии, а дальнейшее развитие технологий КТ позволит КТ-ангиографии стать основным методом диагностики коронарной недостаточности и других сердечно-сосудистых заболеваний. ■

Список литературы/References

1. Paul J.F., Dambrin G., Caussin C. et al. Sixteen-slice computed tomography after acute myocardial infarction: from perfusion defect to the culprit lesion. *Circulation*. 2003; 108: 373–374.

2. Sun Z., Choo G.H., Ng K.H. Coronary CT angiography: current status and continuing challenges. *Br. J. Radiol.* 2012; 85: 495–510.

3. Costello P., Lobree S. Subsecond scanning makes CT even faster. *Diag. Imaging*. 1996; 18: 76-79.

4. Taguchi K., Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med. Phys*. 1998; 25: 550–561.

5. Flohr T.G., Schaller S., Stierstorfer K. et al. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology*. 2005; 235: 756–773.

6. Haberl R., Tittus J., Bцhme E. et al. Multislice spiral computed tomographic angiography of coronary arteries in patients with suspected coronary artery disease: an effective filter before catheter angiography? *Am. Heart J.* 2005; 149: 1112–1119.

7. Goldman L.W. Principles of CT: multislice *CT. J. Nucl. Med. Technol.* 2008; 36: 57–68.

8. Lewis M., Keat N., Edyvean S. 16 Slice CT scanner comparison report version 14, 2006. Available from: URL: http://www.impactscan.org/reports/Report06012.htm

9. Achenbach S., Ropers D., Pohle F.K. et al. Detection of coronary artery stenoses using multi-detector CT with 16×0.75 collimation and 375 ms rotation. *Eur. Heart J.* 2005; 26: 1978–1986.

10. Kuettner A., Beck T., Drosch T. et al. Image quality and diagnostic accuracy of non-invasive coronary imaging with 16 detector slice spiral computed tomography with 188 ms temporal resolution. *Heart.* 2005; 91: 938–941.

11. Garcia M.J., Lessick J., Hoffmann M.H. Accuracy of 16-row mul¬tidetector computed tomography for the assessment of coronary artery stenosis. *JAMA*. 2006; 296: 403–411.

12. Flohr T.G., McCollough C.H., Bruder H. et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol*. 2006; 16: 256–268.

13. Steigner M.L., Otero H.J., Cai T. et al. Narrowing the phase window width in prospectively ECG-gated single heart beat 320-detector row coronary CT angiography. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. 2009; 25: 85-90.

14. Achenbach S., Marwan M., Schepis T. et al. High-pitch spiral acquisition: a new scan mode for coronary CT angiography. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2009; 3: 117–121.

15. Ruzsics B., Lee H., Zwerner P. et al. Dual-energy CT of the heart for diagnosing coronary artery stenosis and myocardial ischemia-initial experience. *Eur. J. Radiol*. 2008; 18: 2414–2424.

16. Jiang H.C., Vartuli J., Vess C. Gemstone-the ultimatum scintillator for computed tomography. Gemstone detector white paper. London: *GE Healthcare*. 2008: 1–8.

17. Sun Z., Jiang W. Diagnostic value of multislice computed tomography angiography in coronary artery disease: a meta-analysis. *Eur. J. Radiol.* 2006; 60: 279–286.

18. Pontone G., Andreini D., Bartorelli A. et al. Diagnostic accuracy of coronary computed tomography angiography: a comparison between prospective and retrospective electrocardiogram triggering. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2009; 54: 346–355.

19. Sun Z., Ng K.H. Diagnostic value of coronary CT angiography with prospective ECG-gating in the diagnosis of coronary artery disease: a systematic review and meta-analysis. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*. 2012; 28: 2109–2119.

20. Budoff M.J., Dowe D., Jollis J.G. et al. Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease: results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2008; 52: 1724–1732.

21. Miller J.M., Rochitte C.E., Dewey M. et al. Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT. *N Engl. J. Med.* 2008; 359: 2324–2336.

22. Alkadhi H., Stolzmann P., Desbiolles L. et al. Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy

and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart.* 2010; 96: 933–938.

23. Hou Y., Yue Y., Guo W. et al. Prospectively versus retrospectively ECG-gated 256-slice coronary CT angiography: image quality and radiation dose over expanded heart rates. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2012; 28: 153–162.

24. Hou Y., Ma Y., Fan W. et al. Diagnostic accuracy of low-dose 256-slice multi-detector coronary CT angiography using iterative reconstruction in patients with suspected coronary artery disease. *Eur. Radiol.* 2014; 24: 3–11.

25. Petcherski O., Gaspar T., Halon D. et al. Diagnostic accuracy of 256-row computed tomographic angiography for detection of obstructive coronary artery disease using invasive quantitative coronary angiography as reference standard. *Am. J. Cardiol.* 2013; 111: 510–515.

26. Mori S., Endo M., Obata T. et al. Clinical potentials of the prototype 256-detector row CT-scanner. *Acad. Radiol.* 2005; 12: 148–154.

27. Hoe J., Toh K.H. First experience with 320-row multidetector CT coronary angiography scanning with prospective electrocardiogram gating to reduce radiation dose. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2009; 3: 257–261.

28. Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary angiography in the non-invasive evaluation of significant coronary artery disease. *Eur. Heart J.* 2010; 31: 1908–1915.

29. Van Velzen J.E., De Graaf F.R., Kroft L.J. et al. Performance and efficacy of 320-row computed tomography coronary angiography in patients presenting with acute chest pain: results from a clinical registry. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2012; 28: 865–876.

30. Pelliccia F., Pasceri V., Evangelista A. et al. Diagnostic accuracy of 320-row computed tomography as compared with invasive coronary angiography in unselected, consecutive patients with suspected coronary artery disease. *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* 2013; 29: 443–452.

31. Gaudio C., Pelliccia F., Evangelista A. et al. 320-row computed tomography coronary angiography vs. conventional coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease: a systematic review and meta-analysis. *Int. J. Cardiol.* 2013; 168: 1562–1564.

32. Li S., Ni Q., Wu H. et al. Diagnostic accuracy of 320-slice computed tomography angiography for detection of coronary artery stenosis: meta-analysis. *Int. J. Cardiol.* 2013; 168: 2699–2705.

33. Barrett J.F., Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics. 2004; 24: 1679-1691.

34. Earls J.P. How to use a prospective gated technique for cardiac CT. *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr.* 2009; 3: 45–51.

35. Leschka S., Stolzmann P., Schmid F.T. et al. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *Eur. Radiol.* 2008; 18: 1809–1817.

36. Ketelsen D., Thomas C., Werner M. et al. Dual-source computed tomography: estimation of radiation exposure of ECG-gated and ECG-triggered coronary angiography. *Eur. J. Radiol.* 2010; 73: 274–279.

37. Dikkers R., Greuter M.J., Kristanto W. et al. Assessment of image quality of 64-row Dual Source versus Single Source CT coronary angi¬ography on heart rate: a phantom study. *Eur. J. Radiol.* 2009; 70: 61–68.

38. Hoffmann U., Moselewski F., Nieman K. et al. Noninvasive assessment of plaque morphology and composition in culprit and stable lesions in acute coronary syndrome and stable lesions in stable angina by multidetector computed tomography. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2006; 47: 1655–1662.

39. Sun Z. Cardiac CT imaging in coronary artery disease: Current status and future directions. *Quant Imaging Med. Surg.* 2012; 2: 98–105.

40. Halpern E.J., Savage M.P., Fischman D.L., Levin D.C. Cost-effectiveness of coronary CT angiography in evaluation of patients without symptoms who have positive stress test results. *AJR Am. J. Roentgenol.* 2010; 194: 1257–1262.

41. Sun Z., Aziz Y.F., Ng K.H. Coronary CT angiography: how should physicians use it wisely and when do physicians request it appropriately? *Eur. J. Radiol.* 2012; 81: 684–687.