

СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К МСКТ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ С НИЗКОЙ ЛУЧЕВОЙ НАГРУЗКОЙ (КРАТКИЙ ОБЗОР)

***В.Г. Азнауров** – аспирант
Е.В. Кондратьев – к.м.н., ст.науч.сотрудник
Г.Г. Кармазановский – д.м.н., профессор., чл.-корр. РАН, рук. отд. лучевой диагностики

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии имени А.В. Вишневского»
 Министерства здравоохранения Российской Федерации
 117997 Российская Федерация, г. Москва, ул. Большая Серпуховская, 27

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:

- МСКТ
- лучевая нагрузка
- низкая доза
- итеративная

АННОТАЦИЯ:

Статья посвящена проблеме лучевой нагрузки при выполнении МСКТ органов брюшной полости. В настоящем обзоре представлены основные и дополнительные методы снижения лучевой нагрузки при МСКТ брюшной полости с внутривенным контрастированием. Рассмотрены и проанализированы результаты проведенных в последние годы исследований. Проанализированы нюансы снижения лучевой нагрузки в специфических случаях. Оценены перспективы снижения дозы контрастного препарата при внутривенном контрастировании. Обоснована актуальность контроля лучевой нагрузки у пациентов.

Для цитирования: Азнауров В.Г., Кондратьев Е.В., Кармазановский Г.Г. «СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К МСКТ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ С НИЗКОЙ ЛУЧЕВОЙ НАГРУЗКОЙ (КРАТКИЙ ОБЗОР)» Журнал «Диагностическая и интервенционная радиология» 2018; 12(2):71–76.

MODERN APPROACHES OF LOW-DOSE ABDOMINAL MSCT (BRIEF REPORT)

***Aznaurov V.G.** – MD
Kondratiev E.V. – MD, PhD
Karmazanovsky G.G. – MD, PhD, professor

National Medical Research Center of Surgery named after A.V. Vishnevsky
 27, Bolshaya Serpuhovskaya ulitsa Moscow, Russian Federation, 117997

KEY-WORDS:

- MDCT
- radiation exposure
- low dose
- iterative reconstruction

ABSTRACT:

Article is devoted to a problem of radiation dose during multi-spiral computed tomography of abdominal cavity. This review describes the basic and additional methods of reducing the radiation exposure at CT with intravenous contrast enhancement. Results of researches conducted in recent years were considered and analyzed. Nuances of reduction of radiation exposure in specific cases were analyzed. Prospects of reducing the dose of contrast agent in abdominal MDCT with IV contrast media administration were estimated. The importance of control of radiation exposure of patients is proved.

Введение

С момента внедрения в рутинную диагностическую практику мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ), частота выполнения компьютерной томографии (КТ) резко возросла. К примеру, в Соединенных Штатах Америки частота выполнения КТ в течение последних 15 лет возрастала на 10% ежегодно, а годовая эффективная доза на душу населения (все источники медицинского излучения) возросла с 0,54 мЗв до 3 мЗв за 1982-2006 гг [1].

КТ-исследования занимают лидирующие позиции в структуре медицинского облучения, при сравнительно

малом количестве самих исследований [2]. Это повлекло за собой широкое обсуждение возможностей снижения лучевой нагрузки при МСКТ исследованиях и разработку приложений и методик снижения излучения при МСКТ. Существует мнение, что не менее 25% исследований в США выполнены без реальной необходимости, что полностью противоречит принципу ALARA (as low as reasonably achievable: «настолько низко, насколько возможно в разумных пределах») [3].

МСКТ брюшной полости с внутривенным контрастированием является одним из самых распространенных

*Адрес для корреспонденции (Correspondence to): Азнауров Владимир Григорьевич (Aznaurov V.G.), e-mail: vaznaurov@ya.ru

исследований и отличается относительно высокой лучевой нагрузкой за счет нескольких сканирований в ходе исследования. Вопрос о снижении лучевой нагрузки может быть решен, в том числе, за счет выбора необходимых в конкретном случае фаз контрастирования/сканирования.

Несмотря на достаточно успешное внедрение всех типов низкодозовых протоколов при исследованиях брюшной полости, есть ограничения проведения низкодозовых КТ-исследований у пациентов с ожирением. При ожирении аккумуляция жира на передней брюшной стенке, а также висцерального жира увеличивает объем области сканирования, что при том же уровне лучевой нагрузки вызывает более выраженное ослабление рентгеновского излучения. Это становится причиной увеличения уровня шума в изображениях и появлению артефактов. Распространённость ожирения в мире, в 1980 году составившего 28,8 %, к 2013 году возросла до 36,9 %, особенно в развитых странах, где высок процент ожирения населения [4], в которых МСКТ выполняется чаще, чем в развивающихся.

Исследования печени и поджелудочной железы

Дифференциальная диагностика заболеваний печени до сих пор является очень острой проблемой современной рентгенологии, особенно это касается диагностики малых образований на ранних стадиях.

Два наиболее распространенных способа снижения лучевой нагрузки – это снижение напряжения или силы тока на рентгеновской трубке. Оба варианта допустимы в случае применения при диагностике поражений печени, но значительно влияют не только на эффективную дозу, но и на качество получаемого изображения.

Доказана эффективность применения автоматической регулировки силы тока - Lifeng Yu и соавторы добились снижения дозы радиации до 25 % в сравнении со стандартным протоколом при абдоминальных КТ [5]. Без применения итеративной реконструкции закономерно возникла проблема с высоким уровнем шума.

В то же время использование протоколов с низким значением напряжения на рентгеновской трубке может способствовать улучшению визуализации как гипер-, так и, возможно, гиповаскулярных очагов за счет эффектов изменения поглощения фотонов низкой энергии атомами йода, вторичное снижение лучевой нагрузки также является важным эффектом.

Ранние исследования демонстрируют значительно снижение эффективной дозы и дозы используемого контрастного вещества при сохранении достаточного качества изображения без применения алгоритмов итеративной реконструкции [6].

В своем исследовании Yanaga и соавторы демонстрируют снижение средней эффективной дозы с 3,41 мЗв (стандартный протокол сканирования для диагностики ГЦР, 120кВ, 300мАс, контрастное вещество (КВ) 600I/мл) до 2,97 мЗв (модифицированный протокол - 80кВ, 600мАс, КВ 480I/мл), при этом достигалось луч-

шее отношение контраст-шум (5.3 vs 4.2) в модифицированном протоколе.

Ряд исследований подтверждают, что применение итеративных алгоритмов реконструкции при применении протоколов с низким напряжением на трубке (80-100кВ) существенно повышают качество изображения. При этом фиксируется значимое снижение лучевой нагрузки. К примеру, в исследовании Nur и соавторов [7] на фантоме, имитирующем печень, пораженную гепатоцеллюлярной карциномой и 50 пациентах с верифицированным диагнозом ГЦР продемонстрировано снижение эффективной дозы с 2.63 мЗв (120кВ) до 1.12 мЗв (80кВ +FBP и 80кВ+ IRIS - Iterative Reconstruction in Image Space). Увеличение сигнала и относительное снижение шума при использовании алгоритмов итеративной реконструкции привело к увеличению отношения «контраст-шум».

Приведенные выше исследования показали, что снижение напряжения или силы тока на рентгеновской трубке ведет к пропорциональному ухудшению качественных и количественных параметров изображения, а именно усилению шума, снижению соотношения сигнал-шум (при изменении силы тока на рентгеновской трубке), контраст-шум и появлению артефактов. Современные альтернативные алгоритмы реконструкции данных, такие как итеративная реконструкция, позволяют значительно снизить уровень шума в изображениях и избавиться их от артефактов [8].

В публикациях последних лет прослеживается тенденция к комбинации низкого напряжения на трубке (обычно это 80кВ) с высокой силой тока, а также алгоритмами итеративной реконструкции [9-11]. Повышение силы тока может частично компенсировать высокий уровень шума, возникший в результате выраженного снижения лучевой нагрузки при изменении напряжения. В исследовании Daniele Marin , одну из фаз сканирования у пациентов с гипervasкулярными образованиями печени выполняли с низким значением напряжения (80кВ), изображения реконструированы при использовании нескольких уровней реконструкции (adaptive statistical iterative reconstruction, ASIR) – от 20% до 80% [12]. Необходимо отметить, что исследования выполнялись на Dual energy МСКТ (технология двойной энергии (dual energy CT) с одним источником излучения). В таких томографах режим сканирования с двумя энергиями реализован за счет быстрого переключения режимов в процессе сканирования. При напряжении 140кВ использовалась сила тока 385 мА (данные реконструированы FBP (filtered back projection), при напряжении 80кВ сила тока составляла 675мА (реконструкцию проводили с использованием FBP, ASIR). При замерах на фантоме, ожидаемая эффективная доза снизилась более чем на 70%. При одинаковой дозе в протоколе 80кВ среднее значение шума было ниже при использовании различных уровней ASIR (14.8HU±4.9, 12.6HU±3.2,

10.8HU \pm 2.7, и 9.0HU \pm 2.3, соответственно). Это позволило значительно улучшить субъективное качество видимости гиперваскулярных очагов за счет значительного повышения отношения контраст-шум. При этом авторы утверждают, что улучшение визуализации в этом случае значительно улучшило возможность дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных образований, но при этом отсутствует значительное улучшение диагностической точности, чувствительности и специфичности. Это связано с тем, что использование итеративной реконструкции в комбинации с низким значением напряжения на трубке приводило к увеличению частоты ложноположительных результатов, вызванных выявлением доброкачественных образований - артериовенозных шунтов, капиллярных гемангиом, диспластических узлов.

Vaker и соавторы [13] показали также, что данные, полученные с использованием низких значений силы тока на рентгеновской трубке, реконструированные с использованием итеративной реконструкции имеют более высокое отношение контраст-шум, при этом итеративная реконструкция улучшает обнаружение низкоконтрастных объектов. Данная зависимость продемонстрирована и для исследований с разными значениями напряжения, но при этом чувствительность обнаружения гипоинтенсивных узлов снижается при снижении значений напряжения. Однако применение протокола 100кВ с уровнем итеративной реконструкции «4» обеспечивало лучшую чувствительность в обнаружении гиподенсных образований печени, чем протокол 120кВ с применением FBP.

При всей актуальности вопроса лучевой нагрузки, кроме баланса между ней и качеством изображений, по нашему мнению, необходимо учитывать этап диагностического процесса - лечение или наблюдение. Крайне важно дифференцировать все злокачественные патологические образования от доброкачественных на диагностическом этапе, что потребует высокого качества данных. При наблюдении пациента, конечно лучше использовать низкодозовый протокол, особенно с низкими значениями напряжения на рентгеновской трубке, так как он обладает наибольшей чувствительности к гиперваскулярным образованиям.

С гиповаскулярными отмечается разнонаправленная тенденция. Нами были приведены данные исследований, где в качестве основной «мишени» МСКТ были гиповаскулярные образования. Изменение лучевой нагрузки при сканировании подобных образований может привести с одной стороны к улучшению их визуализации, с другой к выраженному обратному эффекту. Дело здесь даже не в плотности самого образования, а в его размере. Снижение напряжения на рентгеновской трубке вызывает, как уже говорилось ранее, повышение плотности всех тканей, в которых происходит накопление контрастного препарата, и печень не является исключением. Происходит уве-

личение плотности самой паренхимы печени, особенно в паренхиматозную фазу. С одной стороны это приводит к лучшему контрасту (то есть большей разности плотности хорошо кровоснабжаемой ткани и гиповаскулярной структурой – метастазом, мелкой кистой). С другой - к снижению пространственного разрешения за счет увеличения шума, увеличению эффектов суммации. Последнее крайне важно именно для мелких образований, с крупными образованиями таких проблем нет [14].

Нельзя не отметить исследование, в котором при использовании протокола «сниженной дозы» лучевая нагрузка, вопреки ожиданиям, значимо увеличилась. Нода и соавторы [15] демонстрируют увеличение эффективной дозы на 20%, при применении протокола 80кВ 700мАс в сравнении со стандартным протоколом сканирования, напряжением на рентгеновской трубке 120кВ, силой тока 825мАс. Как в группе, где использован низкодозовый протокол, так и в группе использования стандартного протокола сканирования для улучшения качества изображения применялась ASIR 30% и система автоматической регулировки силы тока.

В чем же причины таких результатов? Верхние границы силы тока на трубке были установлены как 700мАс для низкодозового, и 835мАс для стандартного протокола обследования. Предполагается, что к таким результатам привело частое достижение верхнего порога сила тока при сканировании в низкодозном протоколе, в отличие от стандартного протокола сканирования. Авторами был отмечен более высокий разброс значений эффективной дозы в группе «80кВ 700мА».

Noda Y. и соавт. [16] в своем исследовании сравнивали возможности низкодозных протоколов при выявлении образований поджелудочной железы. Также проводили оценку возможности низкодозового протокола в сочетании со сниженным количеством контрастного препарата. Протокол сниженной дозы: 80кВ в сочетании с двумя дозировками контрастного препарата – 500 и 400мг I/кг; стандартный протокол: 120кВ и 600мг I/кг. Все изображения в группах были реконструированы с использованием алгоритма гибридной итеративной реконструкции уровнем 30%. Значения мАс выставлялись томографом автоматически, поэтому средняя ЭД была сравнима между протоколами 600-120 (2.7 \pm 1.1мЗв), 500-80 (2.8 \pm 1.5мЗв), и 400-80 (3.1 \pm 1.5мЗв). Тем не менее, следует отметить, что лучевая нагрузка оказалась низкой во всех группах в сравнении с другими исследованиями. Возможно, это объясняется тем, что в исследовании участвовали пациенты со средним весом меньше 60 кг, и значения мАс, регулировавшиеся автоматически, также были невелики. Качество изображений оказалось примерно на одном уровне по результатам анализа двумя опытными абдоминальными рентгенологами. Использование предложенных протоколов показало, что снижение напряжения на рентгеновской трубке может компенсировать

ровать снижение контрастирования при применении недостаточного количества контрастного препарата, что случается при неправильном расчете или с целью экономии. Естественным ограничением было повышение уровня шума, что является типичной проблемой для исследований с пониженной дозой лучевой нагрузки. Но на данный момент в арсенале рентгенолога существуют альтернативные методы реконструкции изображений, эффективность которых доказана в многих исследованиях. Так Choi JW и соавт. [17] провели сравнение возможностей различных алгоритмов итеративной реконструкции и компьютерных томографов соответствующих производителей. Исследование проводилось на фантоме, который имитировал 16 различных образований диаметром 7 мм. Исследование более крупных образований не проводили ввиду сравнительной простоты их идентификации.

В исследовании были задействованы следующие алгоритмы итеративной реконструкции – ASIR, SAFIRE, iDose, IRIS, VEO, AIDR3D, и следующие томографы - Discovery CT750 HD scanner (GE Healthcare), Ingenuity scanner (Philips Healthcare), SOMATOM Definition scanner (Siemens Healthcare), и Aquilion One scanner (Toshiba Medical Systems). Автоматическая модуляция тока трубки не использовалась, и вручную были выставлены значения mAs от 75 до 250.

Авторы выделили оптимальные протоколы сканирования, при которых качество изображения не ухудшалось, а снижение дозы оказывалось максимальным. В целом, снижение дозы оказалось значимым для всех выделенных протоколов сканирования. Снижение дозы составило от 36% при использовании силы тока 160mAs до 60% при силе тока 100mAs.

Как мы видим, большое количество различных протоколов сканирования показали совершенно идентичные результаты.

Способы снижения лучевой нагрузки

Широкое распространение КТ-исследований в последние два десятилетия, применение их в качестве скрининговых исследований и частое динамическое наблюдение больных поставило вопрос об ограничении суммарной дозы радиации. Развитие КТ-технологий, вначале преимущественно ориентированное на повышение качества изображения, привело к ситуации, когда можно визуализировать мельчайшие структуры размером менее миллиметра при использовании тонких срезов с низким уровнем шума. Но обратная сторона медали заключается в резком увеличении дозы облучения, и перераспределении структуры медицинского облучения в пользу КТ. К примеру, по данным Desmond и соавт. [18] КТ-исследования занимают до 84,7% во всей структуре медицинского облучения у пациентов с болезнью Крона.

В настоящее время выделяют 2 основные стратегии снижения дозы радиации при КТ-исследованиях. Это снижение напряжения на рентгеновской трубке (кВ) и

снижение силы тока (мА). Предложены различные варианты реализации этих стратегий – ручное изменение параметров или автоматическая регулировка. Разные производители КТ-оборудования дали свои названия технологиям автоматической регулировки силы тока, также несколько различается и принцип изменения параметров. К примеру, noise index (GE Healthcare), SD (Toshiba Medical Systems), reference tube current–time product (Siemens Healthcare), и reference case (Philips Healthcare) [19]. Также доступны и системы регулировки напряжения на трубке. Восприятие изображений с повышенным уровнем шума зависит от личных предпочтений рентгенолога, и для опытного врача высокий уровень шума не будет представлять большой проблемы. В то же время, для начинающих врачей это обстоятельство может представлять серьезную проблему при интерпретации изображений. Алгоритмы итеративной реконструкции, получившие в последние годы повсеместное распространение, несомненно, позволяют решить проблему шума в изображении. Тем не менее, снижение уровня шума не должно являться самоцелью для рентгенолога. Основной целью является получение качественного, приемлемого для диагностики изображения, при анализе которого будет сведена к минимуму вероятность совершения врачебной ошибки.

Доступные алгоритмы итеративной реконструкции различаются между собой по принципу действия. Практически все производители оборудования предлагают как гибридные (т.е. смешанные со стандартной FBP), так и «чистые» (model-based) алгоритмы итеративной реконструкции. И здесь опять встает вопрос целесообразности применения того или иного алгоритма (при их доступности). Известно, что model-based алгоритмы лучше снижают уровень шума на 2D-изображениях. Но их эффективность уступает гибридным алгоритмам итеративной реконструкции при моделировании 3D-изображений. При этом томограммы реконструируются model-based алгоритмами (30-60 минут) на порядок дольше гибридных AIP (несколько минут) [20].

С другой стороны, увеличенное количество итераций может ухудшить качество изображения (чрезмерное сглаживание изображения, размытость контуров структур), делая его негодным для анализа даже опытным рентгенологом. Еще одним ограничением возможности снижения дозы без ухудшения качества изображения является ограниченная доступность томографов с алгоритмами итеративной реконструкции. Model-based алгоритмы доступны на аппаратах премиум-класса. Однако альтернативой могут послужить вендор-независимые алгоритмы шумоподавления, такие как ANLM, которые можно применять даже при использовании устаревших томографов [21].

Несмотря на превалирование в научной литературе исследований, в которых рассматривается один вари-

ант снижения дозы, подход к снижению дозы радиации должен быть комплексным и максимально индивидуализированным. Такой подход учитывает множество факторов, таких как принципиальный выбор между КТ или МРТ, выбор типа сканирования, выбор количества фаз сканирования, рациональное применение технологий снижения мА или кВ, выбор типа реконструкций изображений. Также необходимо учитывать ИМТ или окружность брюшной полости пациента. В некоторых исследованиях допустимо сократить количество фаз исследования и сократить протяженность сканирования. При исследовании онкологических больных и при проведении ангиографии на первый план выходит не снижение дозы радиации, а улучшение визуализации гиперваскулярных опухолей и просвета сосудов за счет повышения их контрастирования. Данный эффект (k-edge effect) достигается при снижении кВ и объясняется лучшим поглощением фотонов излучения контрастным веществом. Этот эффект также позволяет экономнее расходовать контрастные вещества. Исходя из этого, можно применять в одном исследовании разные протоколы сканирования для разных фаз, снижая кВ в артериальную фазу сканирования. Для каждого органа или системы органов в брюшной полости должен использоваться отдельный протокол сканирования. К примеру, снижение кВ и повышение уровня шума не будут являться критичными при исследовании брюшной аорты и ее ветвей. В исследованиях образований поджелудочной железы с низкой контрастностью между нормальной и пораженной тканью, высокий уровень шума может привести к ошибкам в диагностике. Следует сохранять строгий баланс между лучевой нагрузкой, эффектами изменения контрастности, уровнем шума и качеством изображений. В частности для исследований без контрастного усиления (к примеру, исследование головного мозга) или в случае поиска низкоконтрастных образований (микроабсцессы в печени) оптимально применять стандартные или слабо сниженные значения кВ.

Безусловно, важная роль в комплексном подходе к снижению дозы отводится лаборантам и инженерам. Следует тщательно следить за состоянием томографа, регулярно производить его калибровку. Нарушение калибровки аппарата, может затруднить правильное вычисление значений мАс по сканограмме, что сведет на нет усилия по снижению дозы. Правильное положение пациента также имеет важное значение при выполнении сканограмм, возможно снизить дозу до 20% при правильном позиционировании пациента в томографе [22]. Неверное позиционирование пациента приводит

к увеличению поглощения излучения при выполнении сканограмм. Это приводит к повышению ожидаемого уровня шума, который система компенсирует повышением сила тока/напряжения на трубке аппарата, что в том числе приводит к ускоренному износу рентгеновской трубки. Лаборантам следует помнить об эффектах overbeaming и overranging [23] и стараться их минимизировать.

Выводы

Рассмотренные в обзоре исследования в целом демонстрируют оптимистичные взгляды на применение низкодозных протоколов исследования органов брюшной полости. Упомянутые разнообразные способы снижения дозы позволяют провести низкодозное исследование практически любому пациенту. Тем не менее, внедрение новых протоколов должно происходить с большой тщательностью и осторожностью. Коллективу отделения, как врачебному, так и лаборантам должны быть тщательно разъяснены принципы оптимизации лучевой нагрузки при проведении исследования и планируемые меры снижения дозы. Во многих отделениях, где работают врачи разных поколений и с разным опытом, могут возникать ситуации, при которых субъективные оценки одного исследования могут сильно различаться. Поэтому мы считаем оптимальным проводить проверку внедряемых протоколов, в том числе и описанных в обзоре, на доступных в отделении фантомах с последующим обсуждением изображений врачами. Важно иметь референсные исследования для постоянного сравнения качества исследований. Такая стратегия внедрения протоколов со сниженной дозой, скорее всего, будет успешной, и снизит к минимуму недопонимание между врачами. Данные, полученные в нашей клинике, в целом соответствуют приведенным выше примерам, и подтверждают воспроизводимость таких исследований в разных клиниках [24].

К теме снижения лучевой нагрузки медицинским сообществом демонстрируется высокий интерес, и во многих больницах поменялись представления о «стандартном» протоколе исследования, и теперь в качестве стандартного выступает протокол со сниженной дозой. Производители медицинского оборудования, зная запросы врачей, также активно занимаются разработкой как аппаратного, так и программного обеспечения для томографов и описанные нами технологии будут продолжать развиваться и широко внедряться в диагностике самых разных заболеваний. ■

Список литературы / References

1. Mettler F.A., Jr. Bhargavan M., Faulkner K., Gilley D.B. et al. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources-1950-2007. *Radiology*. 2009; (253): 520–531.
2. National Council on Radiation Protection and Measurements. Ionizing radiation exposure of the population of the United States (NCRP Report No 160) // National Council on Radiation Protection and Measurements. – 2009.
3. Brenner D.J. Minimising medically unwarranted computed tomography scans. *Ann ICRP*. 2012 Oct-Dec; 41(3-4):161–169.
4. Ng M., Fleming T., Robinson M., Thomson B. et al. Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet*. 2014 Aug 30; 384(9945): 746.
5. Yu L., Fletcher J.G., Grant K.L., Carter R.E. et al. Automatic Selection of Tube Potential for Radiation Dose Reduction in Vascular and Contrast-Enhanced Abdo-minopelvic CT. *Medical physics* 37.1 (2010): 234–243.
6. Yanaga Y., Awai K., Nakaura T., Utsunomiya D. et al. Hepatocellular Carcinoma in Patients Weighing 70 kg or Less: Initial Trial of Compact-Bolus Dynamic CT With Low-Dose Contrast Material at 80 kVp. *AJR Am J Roentgenol*. 2011 Jun;196(6): 1324–1331.
7. Hur S., Lee J.M., Kim S.J., Park J.H. et al. 80-kVp CT using Iterative Reconstruction in Image Space algorithm for the detection of hypervascular hepatocellular carcinoma: phantom and initial clinical experience. *Korean J Radiol*. (2012);13: 152–164.
8. Winklehner A., Karlo C., Puipe G., Schmidt B. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol*. 2011 Dec;21(12): 2521–2526.
9. Brenner D.J., Hall E.J. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007 Nov 29; 357(22): 2277–2284.
10. Scialpi M., Cagini L., Pierotti L., De Santis F. et al. Detection of small (≤ 2 cm) pancreatic adenocarcinoma and surrounding parenchyma: correlations between enhancement patterns at triphasic MDCT and histologic features. *BMC Gastroenterol*. 2014 Jan (21): 14–16.
11. Cabrera F., Preminger G.M., Lipkin M.E. As low as reasonably achievable: Methods for reducing radiation exposure during the management of renal and ureteral stones. *Indian J Urol*. 2014 Jan; 30(1): 55–59.
12. Marin D., Choudhury K.R., Gupta RT, Ho L.M. et al. Clinical impact of an adaptive statistical iterative reconstruction algorithm for detection of hypervascular liver tumours using a low tube voltage, high tube current MDCT technique. *Eur Radiol*. 2013; (23): 3325–3335.
13. Baker M.E., Dong F., Primak A., Obuchowski N.A. et al. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver. *AJR Am J Roentgenol*. 2012 Jul; 199(1): 8–18.
14. Li Q., Gavrielides M.A., Zeng R., Myers K.J. et al. Volume estimation of low-contrast lesions with CT: a comparison of performances from a phantom study, simulations and theoretical analysis. *Phys Med Biol*. 2015 Jan 21; 60(2): 671–688.
15. Noda Y., Kanematsu M., Goshima S., Kondo H. et al. Reducing iodine load in hepatic CT for patients with chronic liver disease with a combination of low-tube-voltage and adaptive statistical iterative reconstruction. *Eur J Radiol*. 2015 Jan; 84(1): 11–18.
16. Noda Y., Kanematsu M., Goshima S., Kondo H. et al. Reduction of iodine load in CT imaging of pancreas acquired with low tube voltage and an adaptive statistical iterative reconstruction technique. *J Comput Assist Tomogr*. 2014 Sep-Oct;38(5): 714–20.
17. Choi J.W., Lee J.M., Yoon J.H., Baek J.H. et al. Iterative reconstruction algorithms of computed tomography for the assessment of small pancreatic lesions: phantom study. *J Comput Assist Tomogr*. 2013; (37): 911–923.
18. Desmond A.N., O'Regan K., Curran C., McWilliams S. et al. Crohn's disease: factors associated with exposure to high levels of diagnostic radiation. *Gut*. 2008 Nov; 57(11): 1524–1529.
19. Patino M., Fuentes J.M., Singh S., Hahn P.F. et al. Iterative Reconstruction Techniques in Abdominopelvic CT: Technical Concepts and Clinical Implementation. *AJR Am J Roentgenol*. 2015 Jul; 205(1): W19–31.
20. Lambert L., Ourednicek P., Jahoda J., Lambertova A. et al. Model-based vs hybrid iterative reconstruction technique in ultralow-dose submillisievert CT colonography. *Br J Radiol*. 2015 Apr; 88(1048): 20140667.
21. Fletcher J.G., Hara A.K., Fidler J.L., Silva A.C. Observer performance for adaptive, image-based denoising and filtered back projection compared to scanner-based iterative reconstruction for lower dose CT enterography. *Abdom Imaging*. 2015 Jun; 40(5): 1050–1059.
22. Habibzadeh M.A., Ay M.R., Asl A.R., Ghadiri H. et al. Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies. *Phys Med*. 2012 Jul; 28(3): 191–199.
23. Goo H.W. CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists. *Korean J Radiol*. 2012 Jan-Feb; 13(1): 1–11.
24. Азнауров В.Г., Кондратьев Е.В., Оганесян Н.К., Кармазановский Г.Г. МСКТ гепатопанкреатодуоденальной зоны с пониженной лучевой нагрузкой: опыт практического применения. *Медицинская визуализация*. 2017; (2): 28–35. Aznaurov V.G., Kondratiev E.V., Oganesyanyan N.K., Karmazanovsky G.G. MSKT gepatopankreatoduodenalnoj zony s ponizhennoj luchevoj nagruzkoj: opyt prakticheskogo primenenija. [Low-Dose Hepatopancreatic MDCT: Practical Experience of Applicability]. *Medical Visualization*. 2017;(2): 28-35 [In Russ.].