

Емил Георгиев Георгиев

**Оптимизация на клинични протоколи
при Компютърната томография**

ДИСЕРТАЦИЯ

София, 2019 г.

**СОФИЙСКИ УНИВЕРСИТЕТ
„СВ. КЛИМЕНТ ОХРИДСКИ“**

**ФИЗИЧЕСКИ ФАКУЛТЕТ
КАТЕДРА „АТОМНА ФИЗИКА“**

Емил Георгиев Георгиев

**Оптимизация на клинични протоколи при
Компютърната томография**

Научна специалност 01.06.08 „Биофизика“

за получаване на образователна и научна степен „доктор“

Научен ръководител: проф. дфзн Леандър Литов
проф. д-р Галина Кирова

София, 2019 г.

Съдържание:

1. Увод
2. Актуалност на проблема и литературен обзор
 - 2.1. Обосноваване на практическата дейност
 - 2.2. Оптимизация на радиационната защита
3. Цел и задачи на дисертацията
4. Материали и методи
 - 4.1. Методи за дозиметрия и оценка на дозата
 - 4.1.1. Дозиметрични величини
 - 4.1.2. Граници на дозата и диагностични референтни нива
 - 4.2. Оценка на дозата при клинични изследвания
 - 4.3. Методи за оценка на качеството на образа
 - 4.3.1. Чрез фантомни измервания
 - 4.3.2. Чрез проучвания с пациенти
 - 4.4. Подходи и методи за оптимизация
 - 4.4.1. Анодно напрежение
 - 4.4.2. Аноден ток и количество електричество
 - 4.4.3. Дебелина на среза
 - 4.4.4. Стъпка на сканиране
 - 4.4.5. Време на ротация
5. Оптимизация на клинични протоколи и изследвания
 - 5.1. КТА на периферни артерии на долни крайници
 - 5.2. КТ на глава
 - 5.3. КТ на гръден кош
 - 5.4. Въвеждане на нискодозови КТ протоколи за целите на скрининг и проследяване на клинични ситуации
 - 5.5. Месечен анализ и обсъждане на проблемни случаи
 - 5.6. Обучение на персонала и рефериращи лекари
6. Резултати и обсъждане
7. Заключение
8. Приноси на дисертационния труд

9. Публикации във връзка с дисертационния труд
10. Научни съобщения във връзка с дисертационния труд
11. Награди и отличия във връзка с дисертационния труд
12. Използвани съкращения и означения
13. Библиография

1. Увод

Бързото развитие на съвременната медицина предоставя огромни възможности и неопровержими ползи за човека и обществото. Провеждането на адекватна политика в сферата на здравеопазването и здравната система изисква ефективно управление и предоставяне на здравни услуги на индивидуално и обществено ниво, безопасно и висококачествено обслужване с оглед подобряване на здравето на пациентите.

Образната диагностика е самостоятелна медицинска специалност и научна дисциплина, която обхваща различни технологии и методи за изобразяване на човешкото тяло, за да се диагностицират и наблюдават различни медицински състояния. Специалността е неизменно свързана с всички останали медицински специалности с дейност, насочена към профилактични и превантивни програми, диагностика и минимално инвазивна терапия, планиране на терапевтични и хирургични интервенции, проследяване ефекта от лечението и настъпили усложнения. Всеки вид технология, свързана с медицинско облъчване предоставя различна информация за областта на изследване, свързана с евентуално заболяване или ефективност от дадено медицинско лечение и поради това, играе важна роля за подобряване на общественото здраве.

Медицинското облъчване на човека включва области като рентгенологията, нуклеарната медицина и лъчелечението, като на такова облъчване се подлагат пациенти при диагностика или лечение с използване на източници на йонизиращи лъчения (ИЙЛ), лица, които не са персонал, но доброволно подпомагат и осигуряват удобството на пациентите по време на диагностиката или лечението им, и здрави лица или пациенти, които участват в програми за медицински или биомедицински изследвания [1]. В България, както и във всички развити страни, медицинското облъчване заема от 60% до 80% от надфоновото облъчване на населението [2, 3, 4]. Системните проучвания за приложението на йонизиращите лъчения за медицински цели като източник на облъчване на българското население датират от 1950 г. [5, 6, 7, 8, 9]. В края на 90-те години диагностичната радиология формира 83.5% от надфоновото облъчване на населението, като само на рентгеновата диагностика се дължат 75.8 %. Сравняването на индивидуалните ефективни дози от рентгеновата

диагностика за България и страните от Европейския съюз показва, че за тях дозите са два-три пъти по-ниски и съставят едва 13% от общото облъчване на средния европейец [6, 7]. Причината за тази голяма разлика в лъчевото натоварване на пациентите в различните страни е в целенасочените усилия на развитите страни през последните 15-20 г. за управление и контрол на качеството на медицинското облъчване. Медицинското облъчване и голямата честота на рентгенодиагностични изследвания, които формират високи индивидуални ефективни дози са свързани с повишен риск от поява на радиационно индуцирани ефекти.

Този факт подчертава силно необходимостта от прилагане на строга система за радиационна защита, основана на принципите на обосноваемостта, оптимизацията и ограничаване на лъчевото натоварване на пациентите.

2. Актуалност на проблема и литературен обзор

Факт е, че облъчването с медицинска цел представлява най-големият източник на облъчване на населението. Инцидентите с преоблъчване при компютъртомографски (КТ) изследвания повишиха силно интереса и вниманието към защитата на пациентите през последните години. Голям брой проучвания документират случаи на пациенти, на които са направени десетки КТ изследвания, от които са получили сумарна ефективна доза над 100 mSv [10, 11, 12, 13, 14]. Съществуват публикации по темата, според които 20-70% от проведените изследвания се извършват без съобразяване с правилата за добра медицинска практика [13, 14]. Авторите посочват различни причини за това, като финансов интерес, самоназначаване на изследвания, фактори на здравната система, индустрия и липса на осведоменост и разбиране на отговорността. Литературна справка показва, че ежегодно се публикуват огромен брой статии в реферативни списания и журналы за намаляване на дозата на пациента чрез оптимизиране на КТ изследвания. Въпреки че този факт е посрещнат с голям интерес, все още много трябва да се направи за постигане на оптимизация. Тук отново стигаме до начина на мислене и на първо място осигуряването на по-голяма безопасност на пациента. Действията ще са много по-значими ако се мисли в посока „какво бих направил, ако КТ изследване се

извършва на моя син или дъщеря“, отколкото когато са продиктувани от законодателството и/или професионалното обучение.

Рентгеновата компютърна томография е един от върховете на образната диагностика и има водеща роля и нарастваща приложимост в сферата на рентгеновата диагностика. Голям е прогресът и в апаратурата за КТ, от гледна точка на информативността, времето за изследване и намаляване на облъчването, със създаването на бързите спирални томографи с възможност за двуизмерно и триизмерно визуализиране на образите. За кратко време се получава информация за пространственото местоположение и отношението към съседните органи и структури на болестния процес. Тези предимства на метода, както и все по-големия брой провеждани КТ изследвания в световен мащаб обобщават нуждата от системни и целенасочени усилия за намаляване облъчването на пациентите [15, 16, 17].

Диагностиката с използване на йонизиращи лъчения (ЙЛ) се основава на взаимодействието на рентгеновото лъчение с биологичните тъкани. Взаимодействието е сложен процес, при който настъпват изменения както в параметрите на лъчението, така и в облъчваното вещество. Необходимостта от прилагането на радиационна защита при медицинско облъчване се базира на два основни принципа – обосноваване на практическата дейност и оптимизация на провежданите рентгенови изследвания, дефинирани за първи път в Публикация 26 на Международната комисия по радиационна защита (ICRP) [18].

Към момента нормативно радиационната защита в България се осигурява от Наредбата за радиационна защита (приета с ПМС № 20 от 14.02.2018 г. и в сила от 20.02.2018 г.), която определя изискванията за защита на здравето на професионално облъчваните лица и лица от населението и за предпазване от опасностите, произтичащи от въздействието на йонизиращите лъчения [19]. Наредбата се прилага за всяка ситуация на планирано, съществуващо и аварийно облъчване, при която не може да се пренебрегне вероятността за възникване на вредни ефекти върху здравето на човека или неговото потомство при облъчване с йонизиращи лъчения. В две други наредби, Наредба №9 от 13.07.2018 г. за утвърждаване на медицински стандарт „Образна диагностика“ и Наредба №2 от 05.02.2018 г. за условията и реда за осигуряване защита на лицата при медицинско облъчване се регламентират общите изисквания към специалността „Образна диагностика“ и условията и реда за

осигуряване на защита на лицата при медицинско облъчване [20, 21]. Наредба №2 се прилага за всяка ситуация на медицинско облъчване с диагностична, терапевтична или скринингова цел, осъществявано с методите на рентгеновата диагностика, нуклеарната медицина и лъчелечението.

2.1. Обосноваване на практическата дейност

В Европейският съюз изискванията към радиационната защита се регламентират в Публикация 60 на ICRP от 1990 г. и в Директивите на Съвета на Европа 84/466/Евратом от 1984 г., 97/43/Евратом от 1997 г. и 2013/59/Евратом от 2013 г. [22, 23, 24, 25] Според ICRP, *„не трябва да се допуска дейност с използване на йонизиращи лъчения, ако тя не създава за облъчваните лица или за обществото достатъчна полза, която да компенсира вредата от облъчването“*. Обосноваността при решенията за въвеждането на дадена практика се основават с намерението да се направи така, че индивидуалните или обществените ползи да компенсират увреждането на здравето, което тя може да причини. Важно е да отбележим, че този принцип се прилага както при въвеждането в практика на нов източник, така и към съществуващите вече източници на облъчване.

Медицинското облъчване е обосновано да се прилага само, когато ползата от него, включваща общата потенциална диагностична или терапевтична полза, включително пряката полза за личното здраве и ползите за обществото, са достатъчно високи спрямо индивидуалните вреди, които облъчването може да причини. Освен това, медицинското облъчване се прилага само в случай, че не съществуват други методи без прилагане на йонизиращи лъчения, с които се постигат същите диагностични или лечебни резултати. Облъчването на пациенти за диагностика или лечение се прилага само по медицински цели, като се отчитат индивидуалните особености на пациента, здравословното му състояние, необходимостта от процедурата, наличието на алтернативен метод с по-малък риск, с който да се постигне същият диагностичен или лечебен резултат, спешността на състоянието, наличната информация в лечебното заведение, предоставената от пациента документация за предишни проведени медицински радиологични процедури и национални насоки за избор на образен диагностичен метод с отчитане на дозата на пациента.

2.2. Оптимизация на радиационната защита

Според Директива 2013/59/Евратом „радиационната защита на лицата, които са обект на облъчване от населението или на професионално облъчвани лица се оптимизира така, че величината на индивидуалните дози, вероятността за облъчване и броят на облъчваните лица да бъдат във възможно най-ниските разумно постижими граници“. Този принцип, известен като **ALARA (As Low As Reasonably Achievable)** се основава на необходимостта всички дози, вследствие на медицинско облъчване да се подържат във възможно най-ниските разумно постижими стойности, насочени към получаването на необходимата медицинска информация, при отчитане на икономическите и обществени фактори [25, 26].

Оптимизацията на медицинското облъчване включва всяка дейност, която с диагностична цел осигурява постоянство и достатъчност на диагностичната информация при минимално разумно облъчване на пациента, като се вземат предвид икономическите и социални фактори. Освен това, включва и избора на апаратура, практическите аспекти на радиологичната процедура, осигуряването на качеството, включително контрола на качеството и оценката на дозата на пациента. Оптимизацията на радиационната защита на лица, подложени на медицинско облъчване, трябва да съответства на медицинската цел на облъчването и се прилага по отношение на индивидуалната ефективна доза, а когато е целесъобразно и по отношение на еквивалентните дози, както и за предотвратяване възникването на детерминистични ефекти.

Световната практика показва, че насоките в които се работи за оптимизация в сферата на КТ са подобряване на организацията за рефериране на пациенти за провеждане на подобен вид изследвания, изготвяне на правила и култура за добра медицинска практика и стандартизиране на методите за диагностика. Освен това, се цели изготвянето на адаптирани клинични протоколи за изследване на база клинична диагноза с минимално лъчево натоварване, запазване на диагностичното качество и високо ниво на информативност. Наред с това, бързото развитие на съвременните технологии изисква разработването на нови софтуерни и хардуерни продукти за обработка на получените образи и организация на процеса по регистриране и съхранение на тази информация. Не на последно място, се цели информираност на

пациентите и провеждане на целево обучение на медицинския персонал при процеса на провеждане на КТ изследвания.

Всички тези насоки изискват формирането на мултидисциплинарен екип от различни специалисти - рентгенолози, рентгенови лаборанти и медицински физик.

3. Цел и задачи на дисертацията

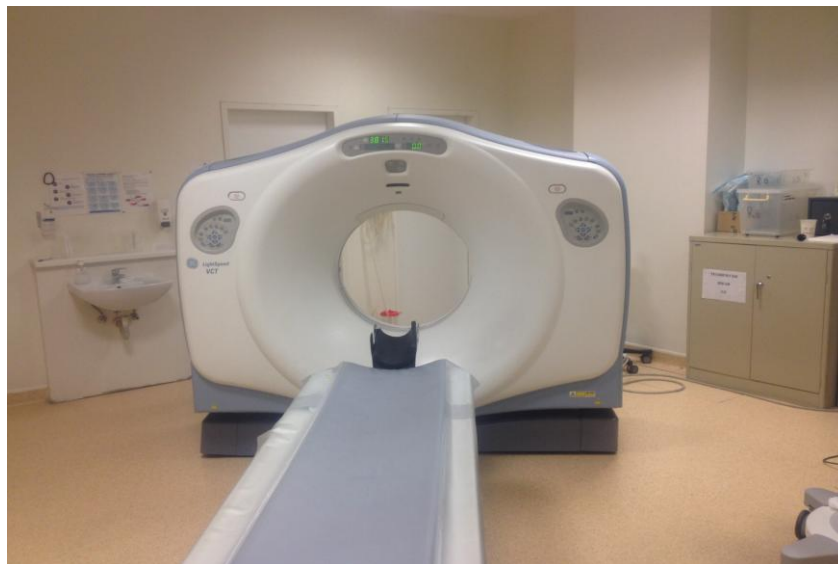
Цел на настоящата работа е да се направи проучване и радиационен анализ на практиката при провеждане на КТ изследвания и да се разработи политика за контрол на лъчевото натоварване на пациентите.

Постигането на гореизложената цел изисква решаването на следните задачи:

1. Да се направи проучване и анализ на потока от пациенти и вида на провежданите КТ изследвания
2. Да се извърши стандартизация на използваните КТ протоколи с оглед анализ на данните и системна оценка на лъчевото натоварване на пациентите
3. Да се проучи и направи оптимизация на някои протоколи за изследване с цел редуциране на лъчевото натоварване на пациентите при запазване на диагностичното качество на образа
4. Да се направи оценка и анализ на лъчевото натоварване на оптимизираните КТ протоколи
5. Да се проучат и предложат мерки за подобряване качеството на клиничната работа с оглед радиационна защита и безопасност на пациентите

4. Материали и методи

В периода 2014-2015 година, беше извършен анализ на клиничната практика при провеждане на КТ изследвания с рентгенова уредба LightSpeed VCT 64 (GE Healthcare) към Клиника по образна диагностика на „Аджибадем Сити Клиник МБАЛ Токуда“ ЕАД (фиг. 1).



Фиг. 1. Компютър-томографска уредба LightSpeed VCT64 (GE Healthcare)

Клиниката по образна диагностика е от трето ниво на компетентност и обслужва многопрофилна болница и център за доболнична помощ с приблизителен брой от 10000 КТ изследвания годишно. Анализът се основава на данни, свързани с индивидуалната радиационна доза, получена от отделния пациент, подложен на КТ изследване. За целта бяха използвани следните средства:

- Система SC PACS (Софтуерна компания ЕООД), съдържаща интегрирани модули и функционалности SC PACS Server и SC PACS Viewer. Системата се състои от сървър за съхранение и осигуряване на достъп до образни изследвания, професионален софтуер за работна станция за разглеждане на изображения и модул за отдалечен достъп до изследвания. SC PACS системата е съвместима с всички видове образни модалности и поддържа медицински стандарт Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM 3.0).

- Болнична информационна система (БИС) – програмен продукт „Гама Кодмастър“ (Гама Консулт) за регистрация на амбулаторни и стационарни пациенти за болнична и доболнична помощ. В БИС, която е функционално свързана с SC PACS се съдържа информация за всеки един от пациентите, преминали през Клиника по образна диагностика, съхранявана в пациентско досие, идентифициращо се на базата на персонален идентификационен пациентски код, генериран при първото посещение на пациента в болницата.
- Софтуерен продукт за анализ и управление на радиационната доза DoseWatch (GE Healthcare), позволяващ идентифициране на лъчевото натоварване на пациентите, свързано с отделни КТ диагностични процедури. Софтуерът се основава на модерна архитектура клиент-сървър и е достъпен от всеки вътреболничен персонален компютър като поддържа непрекъснато събиране на дозиметрични данни от проведените КТ изследвания. Софтуерът представлява медицинско изделие от Клас I в Европейския съюз, маркиран с маркировка „СЕ“ в съответствие с приложимите изисквания на Директива 2011/100/ЕС на Комисията на Европейския парламент относно диагностичните медицински изделия [27]

Анализът на клиничната практика започна с ретроспективно идентифициране на потока от пациенти и вида на провежданите КТ изследвания. Базата данни, която беше събрана с помощта на SC PACS система и софтуер DoseWatch беше систематизирана в отделни групи по протоколи и изследвания за последващ дозиметричен анализ. Наблюдаван беше сериозен организационен проблем, свързан с липсата на единна класификация на провежданите КТ изследвания и тяхното унифицирано въвеждане по наименования при регистрация на пациента в КТ апарат. Различните наименования и обозначения на един и същи КТ протокол за изследване не позволяват по нататъшен консистентен анализ на получените резултати. След установяване на проблема се пристъпи към уеднаквяване на наименованията на КТ протоколите чрез създаване на единен списък и обучение на персонала за спазване на нововъведената номенклатура. Тази стъпка беше предприета с цел по-лесен системен контрол на групи от КТ протоколи при сравнително единни клинични ситуации. Направената корекция на

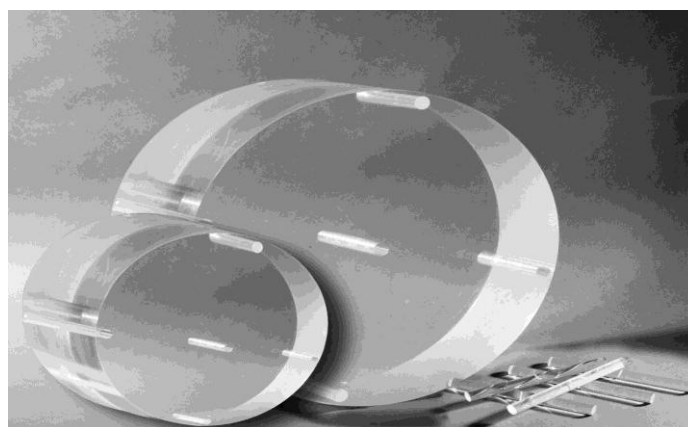
наименованията на отделните протоколи даде възможност за коректно сравнение на получената радиационна доза както между отделните групи протоколи, така и в самата група. Проблемът с ретроспективния анализ на данни и кодирането на протоколите на база клинична ситуация е цитиран и от други изследователи. Този проблем възниква като фундаментален във всички случаи, когато е необходимо да се съберат база данни, свързана с конкретни дозиметрични измервания, като поставя въпроса за преоценка на номенклатурата на образните изследвания. Подобен организационен проблем се среща и при проучването на *A. J. van der Molen u сътр.* в Холандия от 2013 г. [28]. Авторите изтъкват като недостатък неточна практика в събирането и регистрирането на КТ изследвания. Разликата между регистрирани пациенти и реално извършени КТ изследвания и протоколи с различни наименования силно ограничават ползата от системен радиационен анализ на клиничната практика. В резултат на това, направеното проучване от *A. J. van der Molen u сътр.* представя само груба оценка за лъчевото натоварване на изследваната популация и е една добра база за по-задълбочени проучвания в тази насока. Ретроспективният анализ на събраните данни в Клиника по образна диагностика показва значителни разлики в сумарната радиационна доза, получена от пациентите при провеждане на изследване на една и съща анатомична област или при поставен еднакъв клиничен въпрос. Този проблем е широко дискутиран в литературата и е свързан с редица фактори като индивидуални критерии при анализ качеството на образа, вариации в обучението и степента на професионална компетентност на персонала, разлики в диагностичния процес и клиничното задание при едни и същи процедури [29, 30, 31]. Параметрите, които най-често допринасят за такива разлики в лъчевото натоварване на пациентите могат да се систематизират в следните групи: избор на високи стойности на анодно напрежение и аноден ток на рентгеновата тръба, неправилно използване на автоматиката според телесната маса на пациента, неправилно позициониране на пациента спрямо изоцентъра на апарата и надхвърляне на анатомичния обем на изследване. На база тази информация, съществуващите препоръки за рефериране на пациенти и спазването на добра медицинска практика, бяха изградени постепенно стандартни и фиксирани протоколи за КТ изследвания. Те бяха съобразени с основните клинични ситуации и строго адаптирани към вече въведената номенклатура на образни изследвания.

4.1. Методи за дозиметрия и оценка на дозата

Дозиметрията при КТ е стандартизирана и регламентирана в множество документи на Международната комисия по радиационни единици и измервания (ICRU), Международната агенция за атомна енергия (IAEA) и Международната електротехническа комисия (IEC) [32, 33, 34, 35]. Тя се базира на две основни дозиметрични величини: компютър-томографски индекс на дозата (CTDI, mGy) и произведение доза-дължина (DLP, mGy.cm) [36, 37, 38].

4.1.1. Дозиметрични величини

Компютър-томографският индекс на дозата представлява основна измерима дозиметрична величина, която характеризира дозата в един срез при една пълна ротация на завъртане на рентеновата тръба. Тя е въведена от Shore и сътр. през 1981 г. и се дефинира като еквивалентната интегрална стойност на въздушната керма в облъчения срез или обем, която би се получила, ако профилът на дозата беше изцяло съсредоточен в правоъгълен дозен профил с ширина, равна на номиналната ширина на среза [35, 39, 40]. Измерителна единица – Грей, Gy. При практическите измервания, се използва стандартен дозиметричен фантом от плексиглас (PMMA) за глава (диаметър 160 mm) или за тяло (диаметър 320 mm) и подходяща йонизационна камера за отворите на фантома (фиг. 2).



Фиг. 2. Стандартен дозиметричен фантом от PMMA за глава и тяло.

Фантомът се позиционира на пациентската маса, като средната точка на централния отвор на фантома съвпада с центъра на ротация на гентритото. Сканирането се извършва

последователно при еднакви условия в режим на един аксиален срез при експонационни параметри, съответстващи на рутинен КТ протокол за глава или тяло. Измерват се стойностите на $CTDI_c$ в центъра на фантома и $CTDI_p$ в четирите периферни точки, като се взима средноаритметичната стойност [41]. След това се определя величината претеглен компютър-томографски индекс на дозата $CTDI_w$ по формулата:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \quad (1)$$

При използването на спирален (хеликален) режим на сканиране е по-подходящо да се използва величината обемен компютър-томографски индекс на дозата $CTDI_{vol}$, която се изчислява по следната формула:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (2)$$

където, p е стъпката на сканиране (pitch). Именно тази величина $CTDI_{vol}$ отразява в най-голяма степен средната погълната доза в даден обем за определен КТ протокол.

Втората основна дозиметрична величина, характеризираща дозата при едно КТ изследване, е величината произведение доза-дължина (DLP, mGy.cm), която се дефинира така:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (3)$$

където, L е дължината на сканираната област по оста z . $CTDI_{vol}$ и DLP са основни измерими величини и са стандартизирани за осигуряване на дозиметрична информация при КТ изследвания.

За целите на обосноваването на КТ изследвания и за оценка на радиационния риск се използва величината ефективна доза E , която се дефинира като сума за всички облъчвани тъкани и органи от произведенията на *тъканния тегловен фактор* и осреднената стойност на еквивалентната доза за всички тъкани и органи [42, 43]. Ефективната доза се измерва в *сиверт* (Sv):

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (4)$$

където, w_T е тъканният тегловен фактор, а H_T е еквивалентната доза. Тъканният тегловен фактор отчита относителния принос на отделния орган или тъкан в общото лъчево увреждане, еквивалентно на увреждането при хомогенно облъчване на цялото тяло, дължащо се на стохастични ефекти.

Ефективната доза е единствената дозиметрична величина, която позволява сравняване облъчването от КТ методи с конвенционалните методи за рентгенова диагностика. Чрез тази величина органните дози, получени при частично облъчване на тялото, се трансформират в доза, еквивалентна на хомогенно облъчване на цялото тяло [39, 44]. Ефективната доза е неизмерима величина и за оценката и е необходимо да се използват математически модели за преминаване от измерима величина, в случая произведение доза-дължина към ефективна доза. Органната доза и ефективната доза се определят на базата на резултати от:

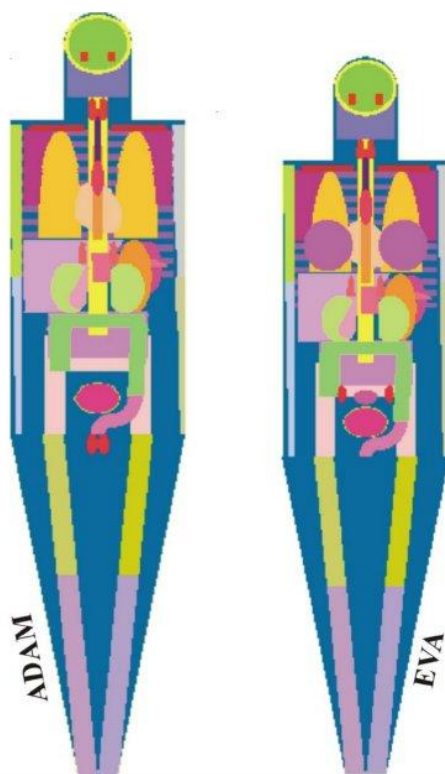
- Ин-виво измервания с пациенти

Средните стойности на погълнатата доза за някои повърхностно разположени органи (млечна жлеза, щитовидна жлеза, гонади) могат да бъдат директно измерени с термолуминесцентни дозиметри (TLD) върху кожата на пациента, като се направят корекции за отслабването на лъчението в изследвания орган.

- Измервания с фантоми и изчислителни методи

Най-широко прилаганият метод за определяне на ефективната доза при КТ изследвания е с помощта на табулирани конверсионни коефициенти. Тези коефициенти се получават по метода Монте Карло с математически фантоми, които представят човешкото тяло със стандартни размери и зависят от анодното напрежение, филтрацията на рентгеновата тръба, геометрията на скенера и др. Фантомът е комплексна структура, съставена от едно или няколко сложни вещества, симулиращи взаимодействието на определено йонизиращо лъчение с биологичните тъкани. Най-често се използват антропоморфни или хомогенни фантоми, като първият наподобява максимално по форма, размери, структура и маса стандартен човек, докато хомогенният фантом е изграден от само едно сложно вещество. При математическите фантоми органите се представят чрез плоски, цилиндрични, конични или сферични тела. Две от водещите изследователски групи в Европа, работещи върху оценката на

дозата при КТ изследвания с математични фантоми са Национален борд по радиационна защита на Великобритания (NRPB) и GSF център (Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit) в Германия [45, 46]. Конверсионните коефициенти, разработвани и предлагани от GSF, са получени с помощта на математически фантоми “Adam” и “Eva”, съответно за мъж и жена (фиг. 3).



Фиг. 3. Математически модели на фантом за мъж и жена.

Те използват за входен параметър в изчисленията си компютър-томографския дозов индекс, измерен свободно във въздух. За съжаление обаче, получените конверсионни коефициенти по този начин се отнасят за КТ уредби с точно определено качество на лъчението и геометрия на сканиране. При наличие на различия се налага въвеждането на допълнителни корекционни фактори. При другият подход на групата NRPB от Великобритания, се използва фантом-хермафродит за симулацията, а като входен параметър се използва претегления компютър-томографски индекс на дозата $CTDI_w$ и съответното произведение доза-дължина. Ефективната доза се изчислява по следната обобщена формула:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP \quad (5)$$

където, E_{DLP} в единици $mSv/mGy.cm$ е нормализираната стойност на ефективната доза към произведението доза-дължина за специфична област на изследване и пациент с определена възраст. На таблица 1 са представени конверсионните коефициенти E_{DLP} за шест основни анатомични области и пет възрастови групи, получени с математичен фантом по метода Монте Карло, като тези коефициенти не зависят от модела на КТ уредба и условията на сканиране [46].

Област	$E_{DLP} [mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}]$				
	0-годишни	1-годишни	5-годишни	10-годишни	Възрастни
Глава и шия	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Глава	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Шия	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Гръден кош	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Корем и таз	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Торакс	0,044	0,028	0,019	0,14	0,015

Табл. 1. Стойности на конверсионният коефициент E_{DLP} за различни части на тялото и различна възраст.

- Софтуерни продукти

През последните години за улеснение пресмятането на органните дози се появиха все повече специализирани софтуерни програми (CT-Expo, Win Dose), като тези програмни продукти са изцяло базирани на описаните по-горе методи за определяне на ефективната доза [47, 48, 49]. Програмите XDOSE и CHILDDOSE използват конверсионните коефициенти на проучванията на Великобритания, а програмата CDI-3 е софтуерен вариант, който използва база данни от американски колектив [50]. Финландската софтуерна програма (PCXMC) позволява симулация в реално време по моделиране от потребителя експонационни данни [51, 52]. Почти всички специализирани компютърни програми позволяват пресмятане не само на органната доза, но и на ефективната доза.

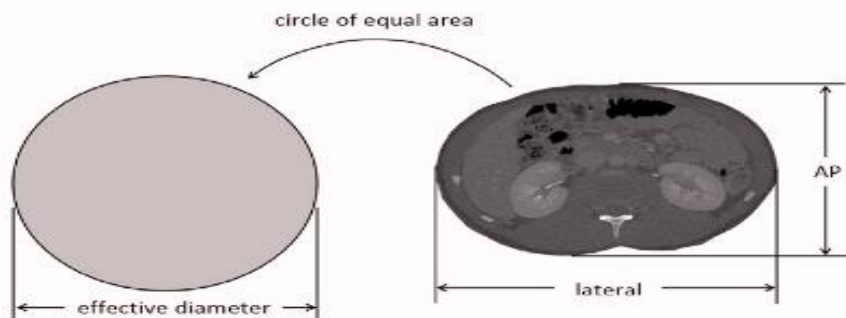
Дозата, получена при КТ изследване зависи както от експонационните данни на КТ уредба, така и от хабитуса на пациента. За съжаление обаче, разгледаните

дозиметрични величини ($CTDI_{vol}$ и DLP) дават дозиметрична информация, включваща техническите параметри на изследването, но не и за размерите и теглото на пациента. Те са оценени чрез стандартен фантом за глава или тяло и ще бъдат еднакви при изследванията на различни пациенти, ако те са сканирани с еднакъв протокол. За точна оценка на дозата на пациента е предложен метод от Американската асоциация на медицинските физици (AAPM), базиран на $CTDI_{vol}$, но с използването на допълнителен корекционен фактор за оценка на дозата според размера на пациента (Size Specific Dose Estimate, SSDE):

$$SSDE = f_{size}^{32} \cdot CTDI_{vol}^{32} \quad (6)$$

$$SSDE = f_{size}^{16} \cdot CTDI_{vol}^{16} \quad (7)$$

където, f е корекционен фактор, определящ се от латералния (LAT) и/или предно-заднен (AP) размер на пациента, сумата от двата размера или от определения по тях ефективен диаметър [53, 54, 55]. Латералният и предно-заднен размер на пациента се измерват на база информация от предварително направената томограма преди същинското КТ изследване или след това на КТ образ (фиг. 4).

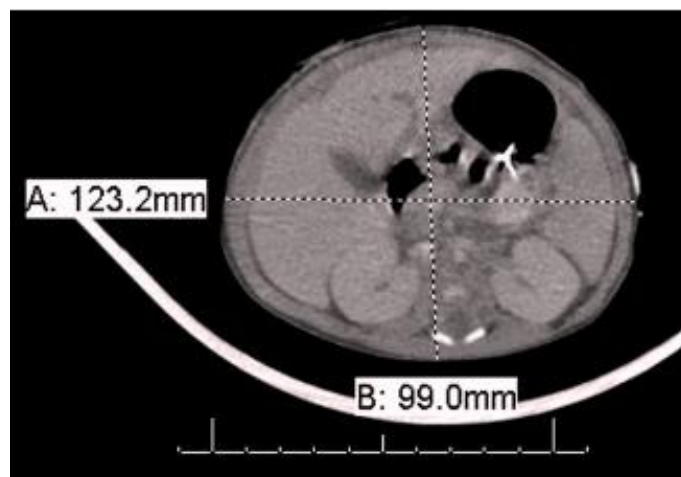


Фиг. 4. Определяне на ефективен диаметър чрез латерален и предно-заднен размер.

Впоследствие, ефективният диаметър се изчислява по следната формула:

$$effective\ diameter = \sqrt{AP \times Lat} \quad (8)$$

Корекционният фактор се определя от зависимостта на съответния $CTDI_{vol}$ за 16 или 32 см РММА фантом от ефективния диаметър на пациента. Оценката на SSDE може да се направи по два начина: предварително, преди провеждане на КТ изследване и след приключване на изследването. За да илюстрираме това, нека да разгледаме следния пример след приключване на КТ изследване (фиг. 5).



Фиг. 5. Измерване на Lat и AP размер на пациент след проведено КТ изследване.

Измерените размери за латерален и предно-заден размер на КТ образ са съответно 12.3 см и 10.0 см (общо 22.3 см), а оценената стойност за $CTDI_{vol}$ е 5.40 mGy за 32 см референтен фантом. Стойността за корекционният фактор в този случай е 2.50 за сумарен диаметър 22 см и 10.7 см ефективен диаметър, а определената стойност за SSDE за този пациент е 13.5 mGy.

За определяне на SSDE предварително е необходимо направата на топограма, на която да бъде измерен латералният размер на пациента преди извършване на КТ изследване (фиг. 6).



Фиг. 6. Измерване на латерален размер на пациент преди КТ изследване.

Измерената стойност за латерален размер е 16.8 см, като тази стойност е добре да бъде оценявана относително по средата и по най-широката част от топограмата на пациента. Стойността за $CTDI_{vol}$ е 9.29 mGy за 16 см референтен фантом, а съответния корекционен фактор е 1.08. По този начин, изчислената стойност на SSDE е 10 mGy. Методът, предложен от AAPM за оценка на дозата на пациента според размера предоставя добри резултати, въпреки че засега той е приложим само за КТ изследвания на белия дроб, корема и тазовата област. Като недостатък можем да изтъкнем факта, че оценката на дозата се прави в центъра на сканирания обем на пациента. Тази стойност ще бъде по-висока в сравнение с дозата осреднена за целия обем на сканиране, тъй като лъчевото натоварване е по-ниско в началото на сканирания обем, след това достига пикова стойност в центъра и отново намалява в края на изследваната област на интерес. Освен това, този метод не позволява оценка на органични дози и SSDE не трябва да се използва за определяне на ефективна доза на пациента.

4.1.2. Граници на дозата и диагностични референтни нива

Установяване на граници на дозите на облъчване е принцип на радиационната защита, прилаган към лицата, подложени на професионално облъчване, както и към населението като цяло [19, 21]. Границите на дозите имат за задача да предотвратят детерминистичните ефекти и да сведат до приемливо за обществото ниво късните стохастични ефекти. Границата на ефективната доза за всяко професионално облъчвано лице е 20 mSv за период от една година. Освен границата на ефективната доза, трябва да се спазват и следните граници за еквивалентните дози: за очната леща е 20 mSv за период от една година или 100 mSv сумарна доза за които и да е пет последователни години, при условие че максималната доза не надвишава 50 mSv през една отделна година; за кожата е 500 mSv за период от една година, осреднена за всеки 1 cm² от повърхността на кожата, независимо от площта на облъчената повърхност. Границите на дозите за лица от населението се прилагат за сумата на ефективните дози и сумата на еквивалентните дози от външно и вътрешно облъчване, които може да получи лице от населението за период от една година в резултат на всички разрешени дейности. Границата на ефективната доза за всяко лице от населението е 1 mSv за една година, а границата на еквивалентната доза за очна леща и кожа са съответно 15 mSv и 50 mSv за една година.

За разлика от облъчването на персонала, при медицинското облъчване не се прилагат граници на дозата. Според ICRP, *„облъчването с медицинска цел обикновено носи непосредствена полза за индивида. Ако дейността е обоснована и лъчезащитата е оптимизирана, дозата в пациента ще бъде толкова ниска, колкото е възможно от гледна точка на медицинските цели. Всяко по-нататъшно ограничаване може да бъде във вреда на пациента“* [22, 26, 56]. Затова, за целите на оптимизацията на КТ изследвания, ICRP препоръчва да се прилагат диагностични референтни нива (ДРН), които да служат като ориентир за оптимизация на медицинските процедури с йонизиращи лъчения. Освен това, в Директивата на Съвета на Европа 97/43/ЕВРАТОМ за закрила на здравето на лицата срещу опасностите, произтичащи от йонизиращите лъчения при медицинско облъчване се въвежда термина *„диагностични референтни нива“* и се дефинират като *„нива на дозата на пациента при медицински рентгенови диагностични изследвания, или нива на*

активност на въведения радиофармацевтик при нуклеарномедицински изследвания, за типични изследвания за групи от пациенти със стандартни размери, или за стандартни фантоми, които се отнасят за широко разпространени типове радиологични уредби. Очаква се тези нива да не бъдат превишавани при прилагане на добра и нормална практика по отношение на диагностичния и техническия режим на работа.“ [24, 25]. Днес, този термин е международно утвърден и приет от ICRP и IAEA в техните последни публикации [57, 58, 59]

Литературният обзор показва, че въвеждането на определяне и използване на ДРН при КТ в много страни е изключително ефективен метод и води до подобряване на клиничната практика и редуциране на сумарната радиационна доза на пациентите [56, 60-72]. По данни на NCRP, КТ допринася за приблизително 50% от получената колективна ефективна доза в сравнение с другите образни методики, като този принос постоянно се увеличава [73]. Например, според Агенцията по здравеопазване на Великобритания, приносът на КТ е оценен на 67% [74]. В сферата на КТ, за определяне и използване на ДРН е общоприето да се използват дозиметричните величини $CTDI_{vol}$, $CTDI_w$ и DLP. В някои страни като Франция и Великобритания се препоръчва използването само на $CTDI_{vol}$ и DLP [75, 76]. Използването на SSDE може да послужи само като допълнителна дозиметрична информация в процеса на оптимизация. На този етап е прието SSDE да не се използва рутинно в практиката като величина за ДРН, поради не толкова широкото приложение при повечето КТ уредби.

Националните ДРН се определят чрез национални проучвания, за да бъдат представителни за практиката в страната. В България, съгласно изискванията на чл. 25 от Наредба №2 на МЗ от 05.02.2018 г. за условията и реда за осигуряване защита на лицата при медицинско облъчване, тези проучвания се провеждат от Национален център по радиобиология и радиационна защита (НЦРРЗ). Първото мащабно национално проучване на дозите на пациентите беше проведено в периода 2002-2005 г. Проучването беше планирано и проведено от НЦРРЗ, като включи само най-масовите конвенционални рентгенографски изследвания на възрастни пациенти (рентгенография на бял дроб, лумбални прешлени, таз, череп). В периода 2007-2009 г. бе планирано и проведено второ национално проучване на дозите на пациентите, като вече бяха включени и някои КТ изследвания на торакс, корем, малък таз и череп,

използвайки стандартен дозиметричен КТ фантом от РММА, симулиращ глава и тяло на възрастен пациент. В проучването бяха включени общо 46 КТ уредби, от които 33 едносрезови, седем 2-4 срезови уредби, три 16-срезови и три 64-срезови уредби [77, 78]. Бяха наблюдавани големи вариации в стойностите на дозиметричните величини – до 4 пъти при изследване на глава, до 13 пъти за гръден кош, 6 пъти за корем и малък таз. Големите разлики във вида и възрастта на използваните КТ уредби и разликите в прилаганите КТ протоколи за изследвания са основна причина за установените големи вариации.

На базата на направения анализ от резултатите на няколко проведени национални проучвания в периода 2007-2013 г., бяха предложени национални ДРН за някои КТ изследвания (табл. 2).

Изследвана област	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)
Глава	60	1000
Торакс	25	550
Корем	30	600
Таз	30	550

Табл. 2. Национални ДРН за КТ от 2013 г.

Тези диагностични референтни нива трябва да се познават и използват във всяко рентгеново отделение и да служат като инструмент за оптимизация на КТ изследвания и процедури. Последното такова национално проучване беше проведено в периода 2016-2017 г., като за тази цел беше разработен уеб-базиран софтуер (онлайн платформа - gzmo.novotika.com) от НЦРРЗ за регистриране на типични дози на пациентите при рентгенови изследвания [79, 80, 81]. Целта на системата е да спомогне създаването на национална база данни от типични дози за определяне на национални ДРН. В електронната система могат да бъдат въвеждани данни от рентгенографски, мамографски, рентгеноскопични, интервенционални и КТ изследвания. В таблица 3 са дадени стойностите на определените нови национални ДРН на дозата на пациента за КТ, изразени в дозиметрични величини CTDI_{vol}, CTDI_w и DLP.

Изследвана област	Дозиметрична величина	Национално ДРН
Глава	DLP, mGy.cm	1000
	CTDI _{vol} , mGy	60
	CTDI _w , mGy	80
Торакс	DLP, mGy.cm	500
	CTDI _{vol} , mGy	16
	CTDI _w , mGy	18
Корем	DLP, mGy.cm	470
	CTDI _{vol} , mGy	18
	CTDI _w , mGy	17
Лумбални прешлени	DLP, mGy.cm	580
	CTDI _{vol} , mGy	20
	CTDI _w , mGy	19

Табл. 3. Национални ДРН за КТ от 2016-2017 г.

Оптимизацията на медицинското облъчване се постига чрез прилагане на програма за осигуряване на качеството, която включва измерване и/или оценка на типичните стойности на дозата при диагностични рентгенови процедури и сравняването им с националните ДРН. При стойности на типичната диагностична доза, превишаващи националните ДРН, лечебното заведение предприема мерки за установяване на причините и за намаляване на дозите, при осигуряване на нужната диагностична информация. При стойности на типичната диагностична доза значително под съответните национални ДРН, лекар със специалност по образна диагностика проверява дали получените образи удовлетворяват диагностичните изисквания за качество на изследването съгласно медицинския стандарт.

Важно е да отбележим, че националните ДРН и стойностите на типичната диагностична доза са необходими и служат като начална и базова информация относно оптимизацията на КТ изследвания и процедури.

4.2. Оценка на дозата при клинични изследвания

Оценката на лъчевото натоварване на пациентите при КТ изследвания и процедури може да се направи по изчислените дозиметрични величини CTDI и DLP, които бяха разгледани по-рано. След приключване на КТ изследване, най-често тези стойности се записват автоматично в отделен файл (Dose Report), който се визуализира заедно с КТ образи в края на изследването (фиг. 7).

Dose Report				
Type	Scan Range (mm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
Scout	-	-	-	-
Axial	177.000-177.000	25.79	12.90	Body 32
Helical	11.250-1425.000	26.84	1261.71	Body 32
Total Exam DLP:			1274.61	

Фиг. 7. Автоматично генериран файл с информация за дозата на пациента.

Този автоматично генериран обобщен файл от КТ уредба съдържа информация за дозиметричните величини CTDI_{vol} и DLP както за цялото проведено КТ изследване, така и стойности за отделните фази на сканиране. За да може да се направи анализ на лъчевото натоварване на пациентите с цел оптимизация е необходимо освен двете дозиметрични величини, да се регистрират и всички останали експонационни технически параметри, свързани с провеждането на изследването. Затова, най-често преди започване на КТ изследване се записват данните за пациента (ръст и тегло) и параметрите, с които ще се извърши сканирането в специален за целта формуляр или бланка. Този подход на събиране на дозиметрични данни е добре разработен и работи в много КТ центрове в страната, но за съжаление е доста бавен, трудоемък и податлив към технически грешки, особено в лечебни заведения с голям брой провеждани КТ изследвания дневно. По тази причина, през последните години за улеснение събирането на дозиметричните данни от КТ изследвания се появиха все повече специализирани софтуерни програми (DoseWatch, DoseTrack, DoseWise, Teamplay и др.), чиято цел е точно и автоматизирано събиране и проследяване на голям обем от дозиметрични данни, свързани с конкретното изследване [82, 83, 84]. Почти всички

софтуерни продукти, предлагани на пазара, имат възможност за предоставяне на дозови отчети и уведомления на потребителя в реално време. Тези данни са изключително полезни, като подпомагат радиационната оценка на клиничната практика и реализирането на процеса по оптимизация на КТ протоколи.

За оценка на дозата и последващ анализ на лъчевото натоварване на пациентите, беше използван софтуерен продукт DoseWatch на производител General Electric, който поддържа непрекъснато събиране на данни от множество устройства и модалности, независимо от доставчика на медицинско оборудване. При условие, че се използва правилно и по предназначение, софтуерът предоставя огромни възможности за оптимално мониториране на лъчевото натоварване на пациентите в реално време (CT Worklist-Tracking-Performed Studies). Освен това, предлага автоматизирано събиране, запис и управление на предупрежденията (Alerts based on Protocol and Study), отнасящи се за проследяване на дозата, набор от разширени инструменти, позволяващи спазване на принципа ALARA, откриване на погрешна практика при провеждане на образни изследвания с помощта на система за наблюдение на кумулативната доза на пациента (Highest Cumulative DLP per patient, High Dose Level Studies). При провеждане на дозиметричен анализ, софтуерният продукт предлага набор от статистически възможности и сортиране на информацията по CTDI, DLP и SSDE за всяко отделно изследване, протокол или фаза (DLP/CTDI per study, protocol and acquisition).

След генериране на дозиметричен отчет (SerphyDose_Export_Data), софтуерът позволява изтегляне, запаметяване и постобработка на два отделни файла в Excel формат. Първият файл съдържа обобщена справка за проведените КТ изследвания (general_data_export) – дата, час, брой проведени изследвания, вид на използвания КТ протокол, име на лекаря и лаборанта, провел изследването, обща информация за пациента (дата на раждане, ръст, тегло) и сумарната радиационна доза за цялата КТ процедура. Другият дозиметричен файл (detailed_data_export) представлява подробен отчет, който съдържа пълна база данни за използваните експонационни технически параметри за конкретния протокол и лъчевото натоварване по отделни фази на сканиране.

4.3. Методи за оценка на качеството на образа

Качеството на КТ диагностичен образ се определя на база количеството информация, която той съдържа. Качеството не може да бъде точно дефинирано или еднозначно определено, като рентгеновият образ се характеризира чрез някои от следните характеристики, а именно ниво на шум, разделителна способност и контраст, които най-често са взаимно свързани.

Информацията в КТ диагностичен образ се представя във вид на сиви сенки, чиято градация се използва за разграничаване на различните биологични структури и тъкани. КТ образ се получава в резултат на различната степен на отслабване на първичното рентгеново лъчение при неговото преминаване през обекта. Пространственото разпределение на енергийния пренос след обекта се нарича лъчево изображение, а отношението на разликите между максималната стойност и неговата средна стойност на енергийния пренос към средната стойност се нарича лъчев (първичен) контраст. Лъчевият контраст представлява основна компонента, определяща контраста на КТ образ и зависи от разликите в стойностите на общия линеен коефициент на отслабване и от дебелината на структурите в човешкото тяло. За всяка диагностична задача в рентгенологията се търси компромис между контраста и дозата. В зависимост от дебелината и структурата на изследвания обект, това се постига чрез оптимален избор на експонационни параметри за всеки конкретен КТ протокол. Контраста при КТ образ зависи най-вече от нивото на шум в образа, използвания аноден ток и напрежение на рентгеновата тръба.

Нерязкостта на КТ образ представлява размиване на границите на изобразяваните обекти. Тя ограничава визуализацията на малки обекти, анатомични детайли или патологични изменения, води до загуба на детайлност и влошена разделителна способност.

Шумът е неизменна компонента на получения рентгенов образ, определяна от случайни флуктуации в броя на фотоните, погълнати от детектора (квантов шум). Тези флуктуации не са свързани с характеристиките на обекта и не носят полезна информация, а се дължат на смущения при регистрането на сигнала. Квантовият шум в образа се проявява чрез намаляване на контраста, загуба на детайлност и може да

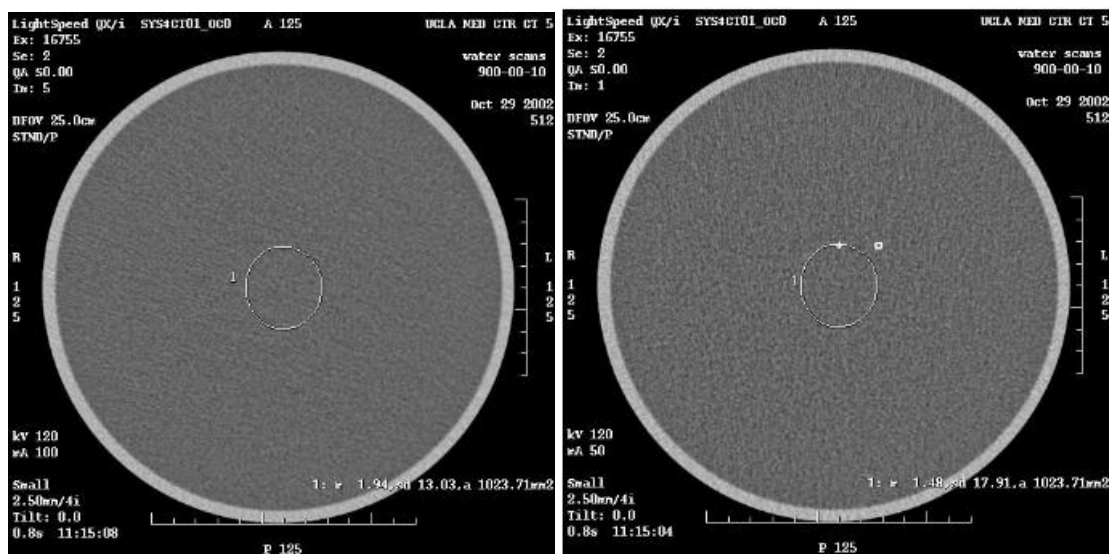
бъде намален чрез увеличаване на броя на фотоните, но това увеличава погълната доза в пациента.

Физичните величини, които описват взаимната връзка между контраста, разделителната способност и шума са модулационната предавателна функция, спектъра на шума и отношението сигнал-шум.

- Модулационната предавателна функция (MTF) се използва за обективна и точна оценка на връзката между контраст и нерязкост. MTF описва зависимостта на фактора на предаване на модулацията от пространствената честота при синусоидално изменение на входящия сигнал. Предаването на контраста в процеса на модулация се изразява чрез модулационния предавателен фактор, дефиниран като отношение на модулацията в образа към модулацията в обекта [85].
- Количествената оценка на взаимната връзка между шум, контраст и доза се дава с отношението сигнал-шум (SNR), равно на отношението на амплитудната стойност на сигнала към стойността на шума. Най-простата мярка за шума в КТ образ е стандартното отклонение на КТ числата, но тя не отчита пространствената зависимост на шумовите свойства на образа. Значително по-информативни са автокорелационната функция и спектърът на шума, описващи съответно пространствената и честотна зависимост на шума [86].

4.3.1. Чрез фантомни измервания

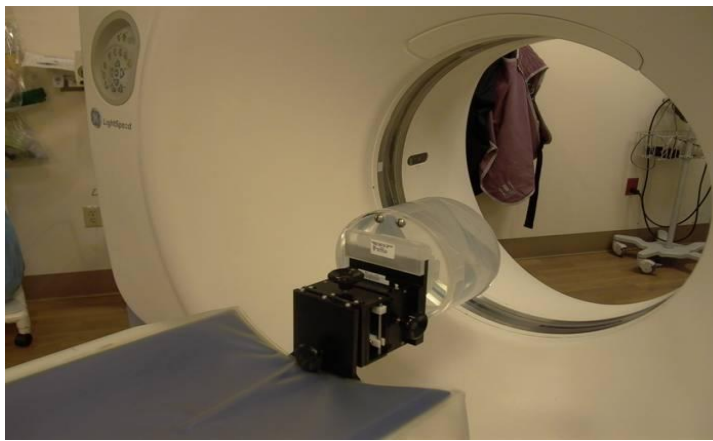
За оценка качеството на КТ образ и нивото на шум се използва най-често хомогенен (воден или водноеквивалентен) фантом. Извършва се аксиално сканиране на срез от фантома с експонационни параметри, съответстващи на рутинно изследване на глава на възрастен пациент. Избира се област или зона на интерес (ROI) в центъра на образа на фантома във форма на окръжност, като се оценява нивото на шум в образа чрез стандартното отклонение на КТ числата в Хаунсфилдови единици (HU). Нивото на шум в образа е пряко свързано с използвания аноден ток (или количество електричество) чрез следната зависимост: $\frac{1}{\sqrt{mAs}}$. На фиг. 8 са представени два образа



Фиг. 8. Воден фантом, сканиран при различни стойности на анодния ток.

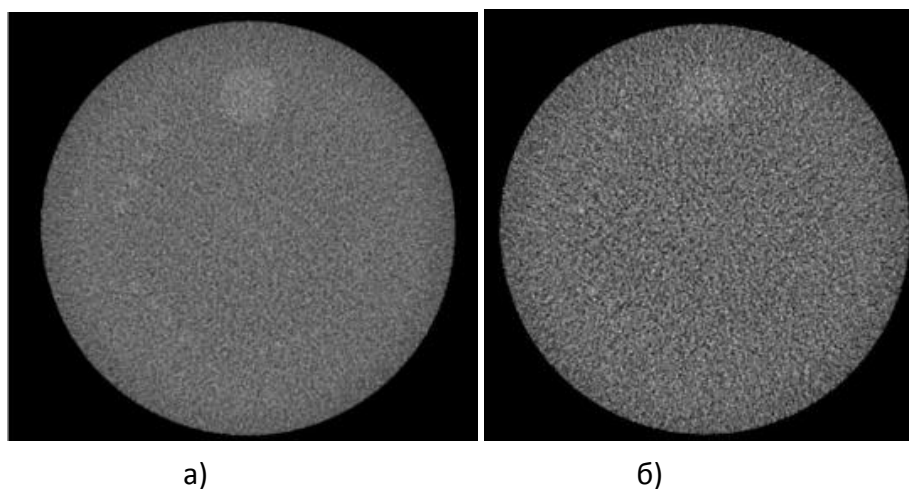
на воден фантом, сканиран при различни стойности на анодния ток (100 и 50 mA), запазвайки всички останали параметри непроменени. Измереното ниво на шум в образа, получен при използването на 100 mA е 13,03 HU, което е с близо 1,4 пъти по-ниско спрямо това при 50 mA (17,91 HU). Друг метод, по който може да се направи оценка на шума в образа е чрез специализирани софтуерни програми (RadiAnt Dicom viewer), които позволяват автоматична обработка и анализ на получените фантомни изображения. Образите от фантомните изображения могат да се използват за обективна оценка, чрез изчисление на отношението сигнал-шум и отношението контраст-шум [87, 88].

За оценка на висококонтрастна и нискоконтрастна разделителна способност на КТ образ, се използва подходящ специализиран фантом (фиг. 9).



Фиг. 9. Специализиран КТ фантом за оценка на високо и нискоконтрастна разделителна способност.

При оценката на висококонтрастна разделителна способност се проверява способността на КТ уредба да различава близкостоящи обекти, които притежават висок контраст. При нискоконтрастната разделителна способност се цели разграничаване на обекти с нисък контраст (разлика от 4 до 10 HU) и шумът се оказва основен фактор, тъй като разликата в сигнала между обекта и фона е много малка в зависимост от използваното количество електричество (фиг. 10).



Фиг. 10. КТ образ на фантом за оценка на нискоконтрастна разделителна способност при а) 240 mAs и б) 80 mAs.

Ясно се вижда, че използването на ниски стойности на аноден ток (количество електричество) силно ограничава и затруднява оценката на нискоконтрастните обекти. Този вид оценка се извършва субективно, чрез най-малкия различим обект, който може да бъде наблюдаван в образа [88].

И при двата вида описани оценки за контрастна разделителна способност, специализираният фантом се позиционира коректно на пациентската маса, така че секцията или частта от фантома за високо или нискоконтрастна разделителна способност да се намира в равнината на сканиране. Извършва се сканиране с КТ протокол, чиито експонационни технически параметри, съответстват на рутинно изследване на глава или тяло на пациент.

4.3.2. Чрез проучвания с пациенти

Най-често за оценка на клиничните образи се избират специфични анатомични критерии, характерни за всеки вид процедура или изследване и за даден обект на сканиране. Чрез тях се оценяват субективно дали получения образ е с достатъчно добро диагностично качество. За оценка качеството на получените КТ клинични образи бяха използвани специализирани софтуерни програмни пакети към работна станция на КТ уредба (Advantage Workstation, Z800). След визуализация на КТ образ, се избира ROI, за който се определя и записва минимална, средна, максимална стойност и съответното стандартно отклонение на КТ числата. Изборът на анатомичният обект, в който ще се прави измерването, бе правен след обзорна литературна справка за конкретния КТ протокол и консултация с лекар-рентгенолог.

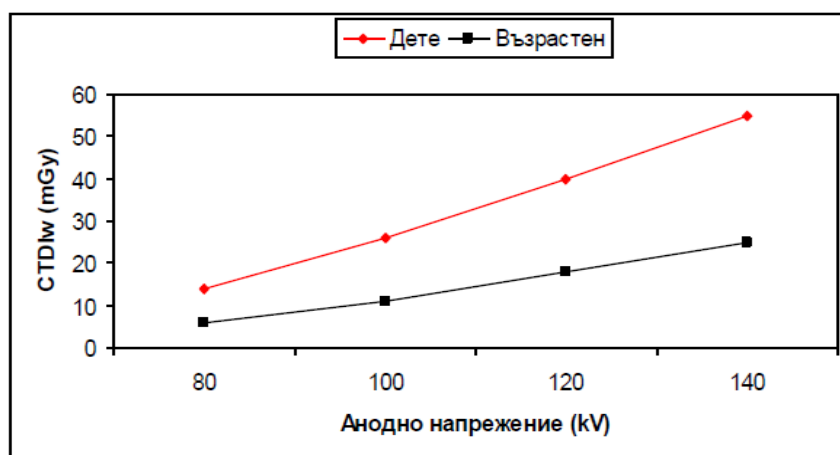
Интерпретацията (разчитането) на КТ образно изследване се извършва от специалист по образна диагностика (лекар рентгенолог), съобразно клиничната информация и медицинската документация на пациента. С помощта на избраните анатомични критерии, беше направена обща субективна оценка на качеството на образите по пет степенна скала на оценяване.

4.4. Подходи и методи за оптимизация

Изборът на начина, по който ще бъде оптимизиран даден клиничен протокол зависи от изследваната анатомична област и от показанията за провеждане на КТ изследване. Най-често, процесът на оптимизация на даден КТ протокол включва промяна в стойностите на един или няколко експонационни технически параметъра, които могат да доведат до намаляване на сумарната радиационна доза на пациента с цел запазване на диагностичното качество на получения КТ образ.

4.4.1. Анодно напрежение

Влиянието на избор на анодно напрежение на рентгеновата тръба е изключително важно, тъй като радиационната доза на пациента намалява на степен 2,5-2,8 с намаляване на напрежението [89, 90, 91, 92]. По този начин, значителна редукция на лъчевото натоварване би могла да бъде постигната с правилен подбор на анодното напрежение. С увеличаване на приложеното напрежение към рентгеновата тръба, спектърът на спиращото лъчение се обогатява с фотони с по-висока енергия, т.е. с по-твърдо лъчение, което има по-голяма проникваща способност и дозата се увеличава (фиг. 11).

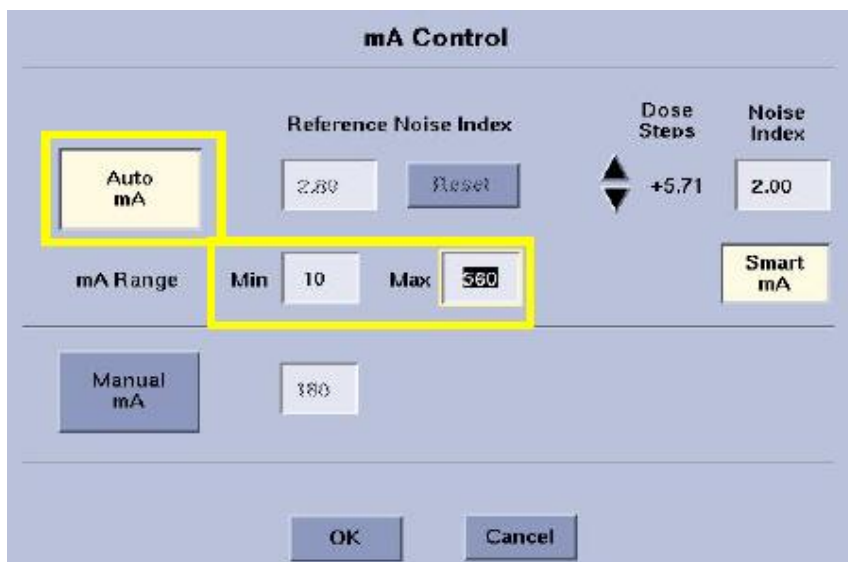


Фиг. 11. Промяна на CTDI_w с анодното напрежение.

За съжаление обаче, зависимостта между анодното напрежение и качеството на получения КТ образ не е линейна и най-често стойностите на напрежение, които могат да бъдат задавани на апарата са строго регламентирани от съответния производител (80, 100, 120 и 140 kV). Промяната в стойностите на напрежението е широко използван и препоръчителен подход за оптимизация от много автори при провеждане на КТ изследвания с прилагане на йодноконтрастна материя - компютър-томографска ангиография (КТА) [93]. Контрастните вещества представляват нетоксични вещества, чиято цел е при въвеждане в тъканите да подобрят контраста им спрямо останалите тъкани, имащи близки отслабващи свойства. При много КТА протоколи на изследване първоначално зададената стойност от 140 или 120 kV би могла да се намали до 100 kV или дори 70-80 kV, поради факта, че абсорцията на йодния контраст е по-голяма при използването на по-ниски стойности на анодното напрежение на рентгеновата тръба. По възможност, тази промяна на анодното напрежение трябва да бъде предварително съобразена с размера и теглото на пациента, поради риск от влошаване качеството на получения образ и възможност от артефакти, които биха компроментирали изследването.

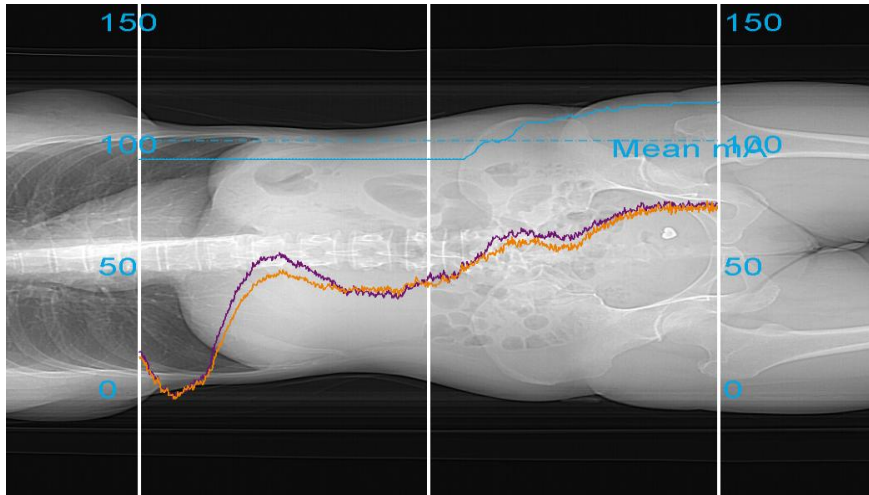
4.4.2. Аноден ток и количество електричество

Друг основен експонационен параметър, който може да доведе до значителна редукция на лъчевото натоварване е анодния ток на рентгеновата тръба [94, 95, 96, 97]. С увеличаването на анодния ток се увеличава общия интензитет на рентгеновото лъчение. Това се дължи на увеличаване на потока електрони, които бомбардират мишената. Изменението на тока в рентгеновата тръба не променя качеството на лъчението, а само неговия интензитет. При съвременните КТ апарати анодният ток може да бъде фиксиран или модулиран чрез автоматиката на апарата (АЕС). Фиксиран аноден ток означава, че веднъж зададена стойност на тока ще бъде приложена по време на цялото КТ изследване (Manual mA). От друга страна, използвайки АЕС, имаме модулация на анодния ток по време на изследването при предварително зададен обхват на горна и долна граница на тока (Auto mA), което е още един начин за редуциране на дозата на пациента (фиг. 12).

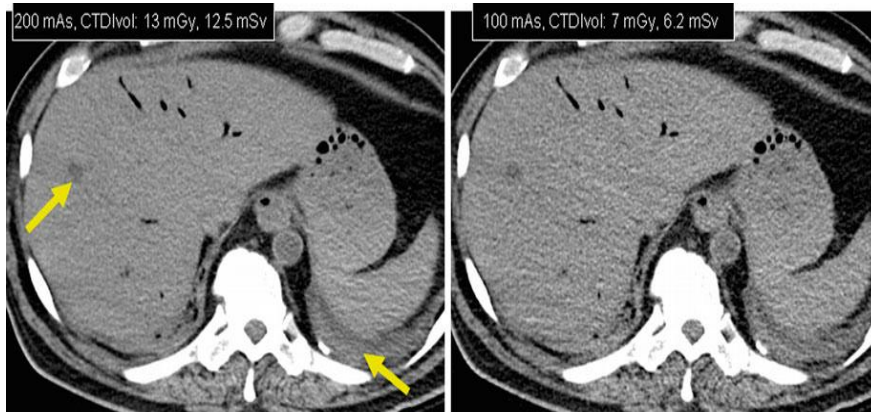


Фиг. 12. Предварително зададен обхват на анодния ток.

Информацията от предварително направената топограма се използва за модулиране на mA в зависимост от отслабването на лъчението в тялото (фиг. 13). Важно е да отбележим, че големината тока е право пропорционална на радиационната доза. При някои производители (Siemens), се използва и термина количество електричество (mAs), който представлява произведение на анодния ток и времето на ротация (времето, за което рентгеновата тръба прави едно пълно завъртане на 360°). Промяната на анодния ток е най-лесния и удобен начин за постепенна и плавна оптимизация на даден клиничен КТ протокол. Например, получената доза на пациент, сканиран с 200 mAs е около 13 mGy, докато при сканиране с 100 mAs, лъчевото натоварване може да бъде намалено с до 50% или около 7 mGy, при условие, че всички останали експонационни параметъра остават непроменени (фиг. 14). Както се вижда, КТ образ, получен с по-ниски mAs съдържа и по-високо ниво на шум, поради по-ниския интензитет на рентгеновото лъчение. Намалването на mAs може да се използва като метод за оптимизация при КТ протоколи, които не изискват ниско ниво на шум, например визуализирането на висококонтрастни обекти [98].



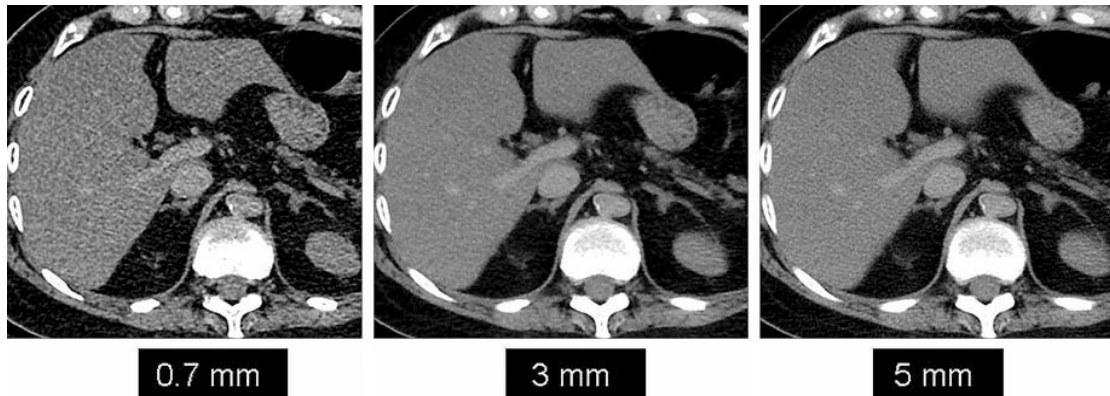
Фиг. 13. Автоматична модулация на анодния ток.



Фиг. 14. КТ образи, получени при различни стойности на mAs.

4.4.3. Дебелина на среза

Дебелината на среза е друг важен технически параметър, който представлява номиналната широчина (в mm) на реконструирания КТ образ [99, 100]. Обикновено, намаляването на дебелината на среза води до по-високо ниво на шум в образа, увеличаване на разделителната способност и до повишено лъчево натоварване на пациента (фиг. 15).

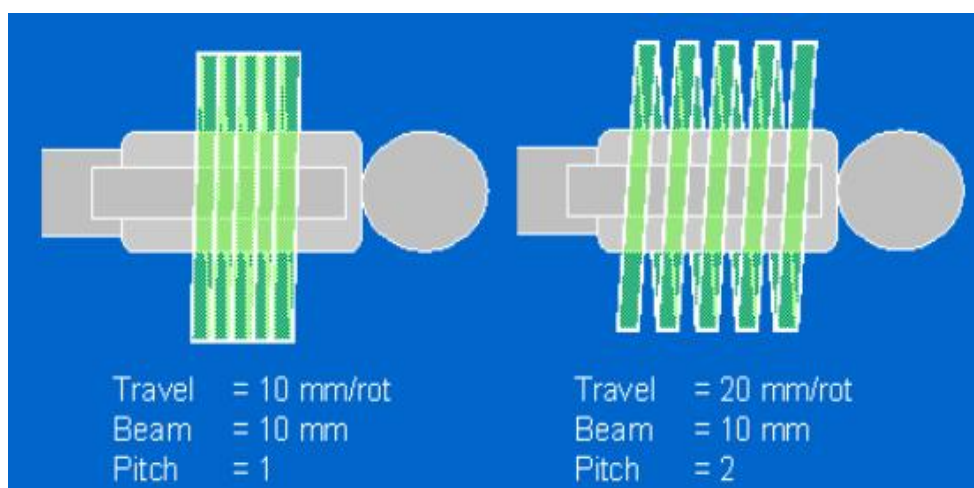


Фиг. 15. КТ образи, получени при различна дебелина на среза.

Най-често, промяната в дебелината на среза с 50% довежда до двойна промяна на шума в образа. При някои производители (GE Healthcare), неправилното използване на подходяща дебелина на среза и ниво на шум може да доведе до КТ образ с ненужно по-високо лъчево натоварване. Например, нека имаме зададена дебелина на среза от 5 mm, ниво на шум в образа 20 и получена доза 10 mGy. Когато променим дебелината на среза на 1.25 mm, системата автоматично увеличава шума в образа, за да запази дозата от 10 mGy. Ако след това, операторът промени ръчно нивото на шум и го върне обратно на първоначалните 20 единици за дебелина на среза от 1.25 mm, лъчевото натоварване ще се увеличи значително, поради факта, че за да получим образ с дебелина на среза 1.25 mm при еднакъв шум спрямо 5.00 mm е необходима и по-висока доза.

4.4.4. Стъпка на сканиране

Стъпката на сканиране (pitch) е безразмерен технически параметър, който представлява отношение на преместването на пациентската маса за една пълна ротация на рентгеновата тръба на 360° около пациента към дебелината на среза и се използва в спирален режим на КТ уредба (фиг. 16) [101, 102, 103, 104, 105].



Фиг. 16. Стъпка на сканиране при различно преместване на пациентската маса за една пълна ротация.

Днес, повечето КТ уредби са фабрично настроени така, че анодният ток да компенсира евентуална промяна в стъпката на сканиране. Поради този факт, промяната на този параметър влияе в по-малка степен за получената радиационна доза от пациента. При някои производители, ако увеличим или намалим стъпката на сканиране, КТ уредба ще използва съответно по-високи или по-ниски стойности на анодния ток, за да компенсира тази промяна. Затова, този параметър трябва да се използва много внимателно, главно според желаната скорост на сканиране и качество на образа. При повечето рутинни КТ изследвания, се използва стъпка на сканиране единица, а при някои бързо променящи се анатомични области и обекти в човешкото тяло се изисква и по-малка стъпка с цел застъпване на сканирания обем (overlapping). Намалването на стъпката на сканиране довежда до увеличено времетраене на КТ изследване, по-добра разделителна способност, по-нисък шум в получения образ за сметка на по-висока радиационната доза, получена от пациента (табл. 4).

Стъпка на сканиране	Времетраене	Разделителна способност	Шум в образа	Доза
↑	↓	↓	↑	↓
↓	↑	↑	↓	↑

Таблица 4. Ефект от промяната на стъпката на сканиране.

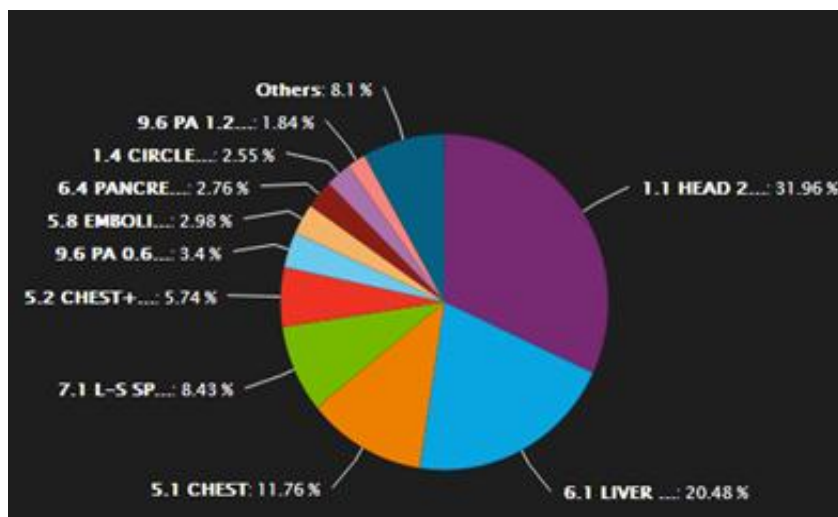
4.4.5. Време на ротация

Времето на ротация (rotation time) е времето, необходимо на рентеновата тръба да направи една пълна ротация на 360° около пациента. Все по-бързият напредък в технологично отношение и нуждите от все по-висока времева разделителна способност, прави този технически параметър изключително важен. Късото време на ротация (0.3-0.5 сек) благоприятства по-бързото получаване на КТ образ, възможност от редуциране на артефакти от бързо движещи се структури (коронарни артерии, сърце), по-точна оценка на контрастно усилване на съдове и органи и по-малката нужда от седация при някои пациенти. Освен това, използването на късо време на ротация води до редукция на времето за сканиране на пациента, а оттам и по-ниска радиационна доза. КТ изследване, проведено с аноден ток 200 mA, стъпка на сканиране единица и време на ротация 1 sec означава, че е използвано количество електричество 200 mAs, докато ако се използва време на ротация 0.3 sec ще имаме 60 mAs, при запазване на всички останали технически параметри непроменени. Като цяло, при всички модерни КТ уредби, използването на къси времена на ротация се препоръчва за пациенти с цел намаляване на двигателните артефакти и лъчевото натоварване.

5. Оптимизация на клинични протоколи и изследвания

Оптимизацията на даден КТ протокол най-често се осъществява чрез промяна на някой от техническите параметри на сканиране. Това изисква познаването на ефекта на отделните фактори върху дозата и качеството на получаваните образи. Поради разликите в уредбите на различни производители и различните модели на един и същи производител, е необходимо детайлно познаване на особеностите на конкретната КТ уредба, алгоритъмът ѝ на работа и възможните технически решения за редуциране на сумарната доза.

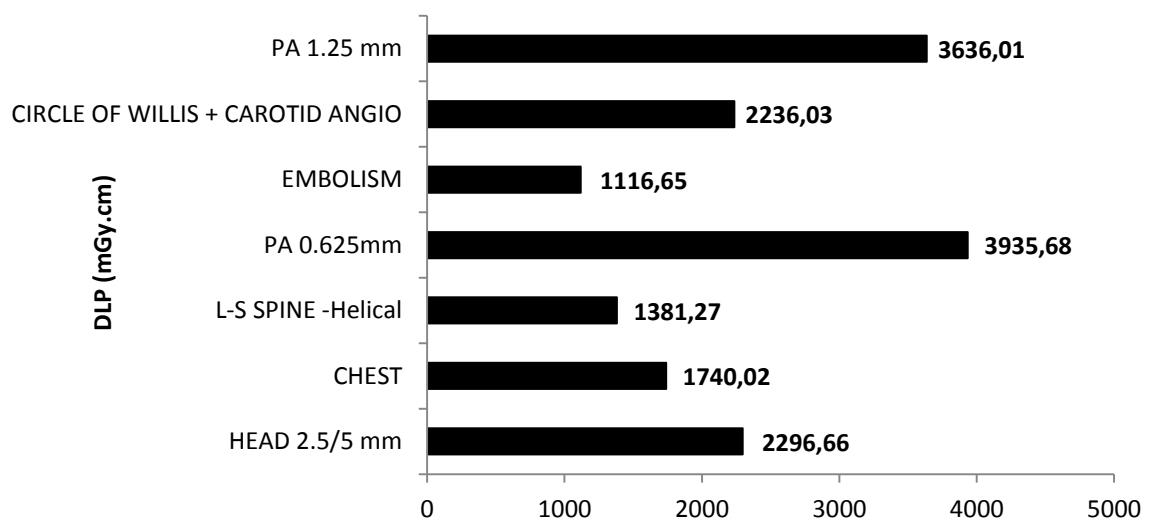
Първоначално, процесът на оптимизация започна с идентифициране на най-често прилаганите КТ протоколи и тези, които са базирани на потенциално високо лъчево натоварване. Този подход на работа беше избран и продиктуван от факта, че евентуални промени в тези клинични протоколи на изследване биха довели до значително намаляване на лъчевото натоварване в цялата изследвана популация от пациенти. Направеният анализ на събраните данни за три последователни месеца (общо 1411 КТ изследвания) показва, че най-често се прилагат протоколите за изследване на мозък и лицеви структури (1.1 HEAD), които формират около 32% (451) от всички проведени КТ изследвания (фиг. 17). Веднага след това се нареждат съответно КТ протокол за черен дроб (6.1 LIVER) с приблизително 20% (289) и КТ протокол за бял дроб (5.1 CHEST) с около 12% или 166 изследвания.



Фиг. 17. Процентно разпределение на най-често прилаганите КТ протоколи за три последователни месеца.

Това разпределение е свързано със спецификата на работа на болницата и организираната спешна неврологична помощ. Бяха разгледани и анализирани клиничните въпроси, които рутинно се поставят при такъв тип изследвания, диагностичната информация, която се очаква да се получи и възможните пътища за оптимизация на съответните протоколи.

Беше установено, че протоколът с най-високо лъчево натоварване е КТА на долни крайници, съответно протоколи PA 1.25 mm и PA 0.625 mm (фиг. 18). Този факт се обяснява отчасти с относително големия анатомичен обем на сканиране при провеждане на такъв тип изследвания, съчетан с идентифициран неправилен подбор на експонационни параметри на сканиране.



Фиг. 18. Разпределение на КТ протоколите с най-високо лъчево натоварване.

В резултат на анализ на практиката при провеждане на рутинен диагностичен КТ на глава и КТА на периферни крайници се установи, че съществуват редица клинични ситуации, които не налагат получаване на максимално диагностичен образ, свързан с високо лъчево натоварване на пациентите. И при двата използвани протокола бяха ясно диференцирани критериите за качество на получения образ и беше проучена възможността за промяна на използваните параметри на сканиране.

5.1. КТА на периферни артерии на долни крайници

КТА на долни крайници е широко използван образен метод и представлява високоспециализирано изследване с интравенозно аплициране на контрастно вещество за оценка на suspectни стенози, оклузии или дисекации, аневризми и вродени малформации на периферните съдове [106, 107]. Стандартното КТА изследване започва с позициониране на пациента по гръб на пациентската маса, като ръцете са разположени покрай тялото, а главата е фиксирана в съответна за целта подложка или приставка. Високото лъчево натоварване при тези изследвания и големия обем на сканиране повдигат все повече въпроси, свързани с нуждата от оптимизация [108, 109].

5.1.1. Цел и задачи

Основната цел е да се изследва и проучи възможността да се замени стандартен протокол за КТА на долни крайници с нискодозов протокол при запазване на диагностичното качество на образа. За изпълнението на тази цел са поставени следните задачи:

- Да се направи сравнение и анализ на лъчевото натоварване при пациенти с проведена КТА на долни крайници при два клинични протокола с различни технически параметри на сканиране
- Да се направи сравнителен анализ на обективна и субективна оценка за качество на образа при двата протокола
- Да се проучи и анализира зависимостта лъчево натоварване-субективна/обективна оценка при двата протокола

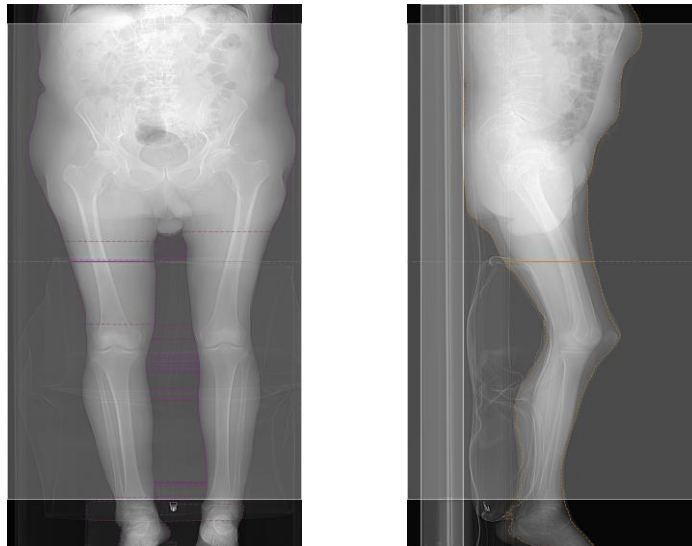
5.1.2. Материали и методи

За изпълнението на така поставените задачи, се проведе ретроспективно проучване, което обхваща над двеста КТА изследвания на пациенти с използване на два различни протокола (табл. 5). От анализът бяха изключени непълнолетни, бременни или кърмещи пациенти, заедно с такива, показващи признаци на контрастна алергия, хипертиреоидизъм или бъбречна недостатъчност. Пациентите, при които се наблюдаваше наличие на артефакти в получения КТ образ също бяха изключени от проучването.

Протокол	Тип сканиране	Анодно напрежение (kV)	Ниво на шум (NI)	Дебелина на среза (mm)	Автоматична модулация на анодния ток	Време на ротация (s)	Стъпка на сканиране
А	Спирално	120	11.80	1.25	Да	0.9	0.984:1
Б		80	21.45				

Таблица 5. Технически параметри на използваните КТА протоколи.

Впоследствие, пациентите бяха редуцирани до двеста и разделени в две отделни групи, според използвания КТ протокол (протокол А и Б). Сканирането при КТА изследване обхващаше тялото на пациента от нивото на диафрагмите до стъпалната дъга и се провеждаше със задържане на дишането (фиг. 19)



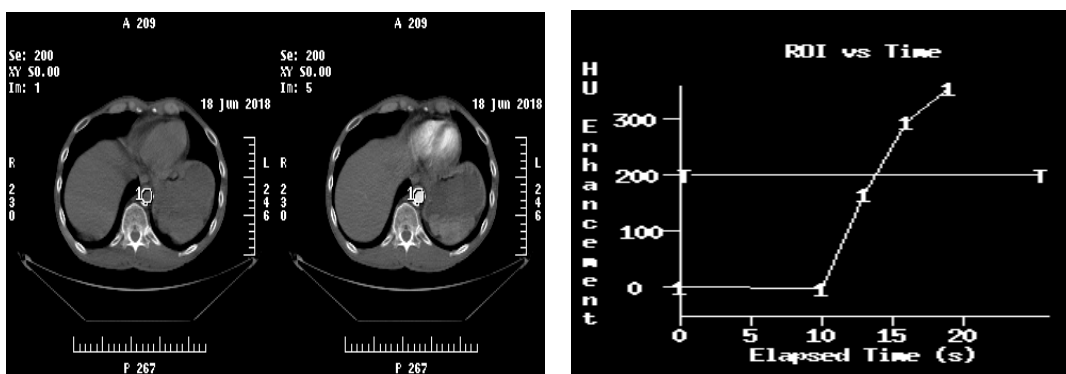
Фиг. 19. Обхват на сканиране при провеждане на КТА на долни крайници.

Разликата в двата протокола се състоеше в промяна на два технически параметъра на рентгеновата уредба с цел намаляване лъчевото натоварване на пациента. При протокол Б, беше избрано по-ниско анодно напрежение от 80 kV и беше зададена по-висока стойност на ниво на шум (NI) на получения образ 21.45 единици в сравнение с протокол А. Изследвани бяха общо сто пациенти (86 мъже и 14 жени) на средна възраст 66.5 г. (58.3-71.0 г.) с протокол А и сто пациенти (73 мъже и 27 жени) на средна възраст 68.5 г. (59.3-76.0 г.) с протокол Б. При всички проведени изследвания беше приложено интравенозно инжектиране на 100 ml йодно контрастно вещество (Йомепрол, Йомерон 350 mgI/ml инжекционен разтвор, Брако, Италия) с двуфазов протокол с помощта на автоматичен инжектор (Ulrich, CT motion, Германия). На всички изследвани пациенти, бяха инжектирани 60 ml контрастна материя със скорост на инжектиране 4.5 ml/s и 40 ml с 2.5 ml/s, последващо от 30 ml инфузионен физиологичен разтвор със скорост на инжектиране 4.0 ml/s (фиг. 20).



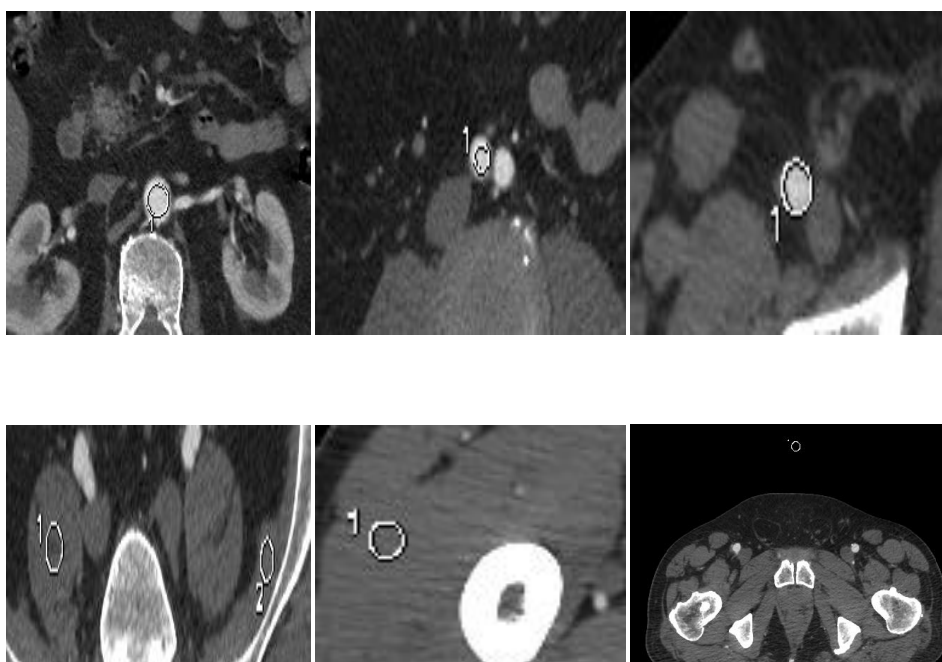
Фиг. 20. Двухфазов протокол на инжектиране с автоматичен инжектор.

Едновременно с инжектирането на контрастната материя, се правеше сканиране (SmartPrep техника) на нивото на аортата на пациента и се следеше за степента на контрастиране (насищане) в тази зона на интерес. Достигането на предварително зададен праг на насищане от двеста Хаунсфилдови единици (HU) даваше начало на стартиране на КТА изследване (фиг. 21).



Фиг. 21. Проследяване на степента на контрастиране на нивото на аортата.

Всички проведени КТА изследвания с протокол А и Б отговаряха на общоприети критерии за качество на образа – симетрично позициониране на крайниците, липса на двигателни артефакти, добро контрастиране на артериалните съдове и липса на контрастно вещество във вените. За постигане на обективна оценка на качеството на получените КТА образи бяха измервани и записвани средните, минимални и максимални стойности на КТ числа в съдови структури (аорта на нивото на бъбречните артерии, илиачна и феморална артерия) и меки тъкани (псоас, мускул илиакус и мускул



Фиг. 22. Измерване на стойности на КТ числа в съответната област на интерес.

квадрицепс). Освен това, беше оценяван и шума в образа (AN) чрез измерване на стандартното отклонение на КТ числата в ROI извън получения образ (фиг. 22). Измерените стойности бяха използвани за изчисление и оценка на отношението съдов контраст-шум (VDNR) и контраст-шум (CNR) в меките тъкани чрез следните формули:

$$VDNR = \frac{VD}{AN} \quad (9)$$

$$CNR = \frac{VD - MD}{AN} \quad (10)$$

В допълнение, беше приложена и субективна оценка на получените образи за всеки от двата КТА протокола. Беше използвана пет степенна скала за оценяване на КТ образи от лекар-рентгенолог, използвайки за целта подходящ софтуер към КТ уредба:

1 – неприемливо качество, недиагностичен образ

2 – ограничено качество на образа

3 – средно качество с хетерогенно контрастиране на съдовете

4 – добро качество с хомогенно съдово контрастиране

5 – отлично качество на образа с хомогенно съдово контрастиране

Лъчевото натоварване, изразено в $CTDI_{vol}$ и DLP беше регистрирано за всички пациенти при двата протокола на изследване [110].

5.1.3. Резултати

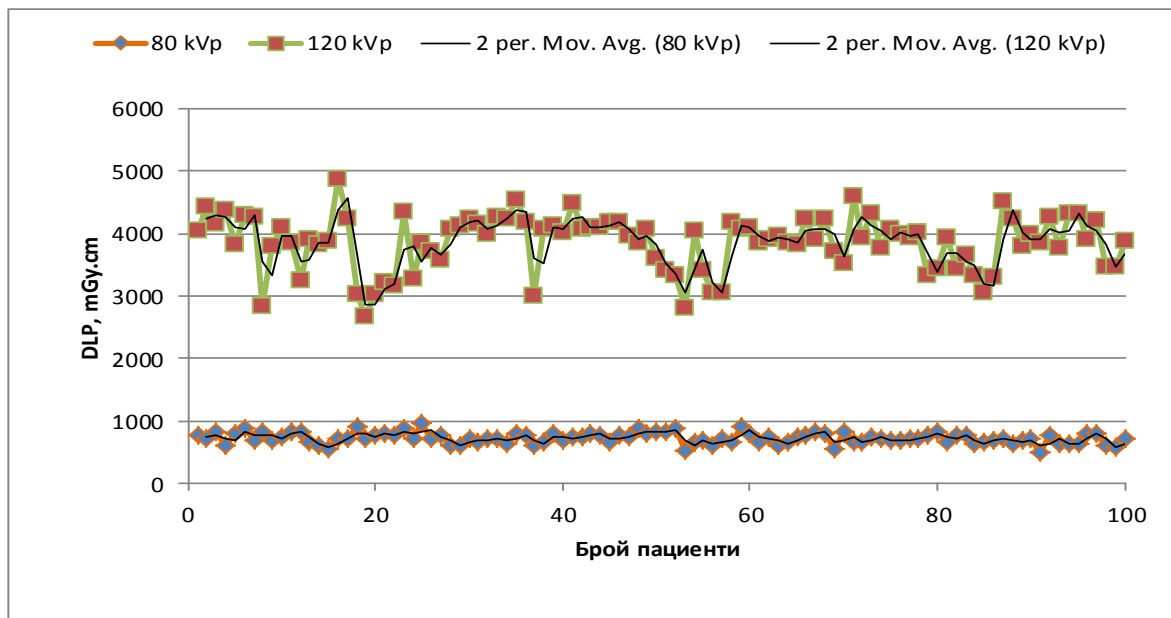
Резултатите от така проведеното ретроспективно проучване за двата вида изследвани протокола са представени в таблица 6.

Количествените променливи са представени като медиана и интерквартилен размах (25^{-ти} и 75^{-ти} персентил), а категорийните – като абсолютни и относителни честоти. За оценка нормалността на разпределението е приложен метода на Колмогоров-Смирнов. За сравняване на честоти при двете групи и категорийни променливи е приложен екзактният тест на Фишер, а при количествени променливи – теста на Ман-Уитни. За ниво на грешка от I род е прието 1%, т.е. при $p < 0,01$ разликите се приемат за сигнификантни.

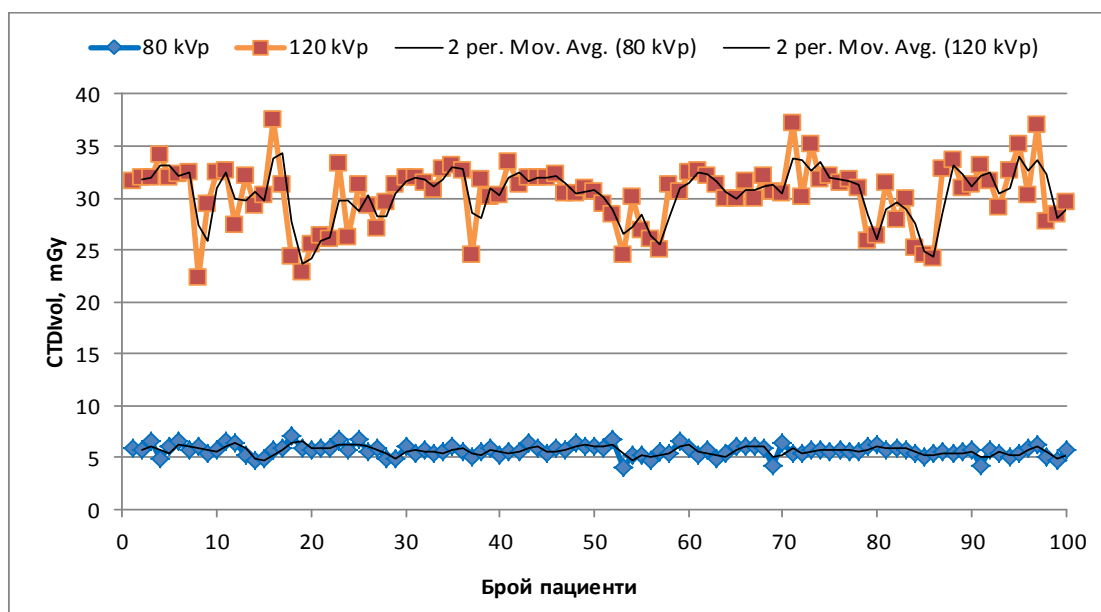
	Протокол А (120 kVp)		Протокол Б (80 kVp)		p
	86	86.0	73	73.0	
Пол: мъже (n; %)	14	14.0	27	27.0	0.035
жени (n; %)					
Възраст (median, 25P-75P)	66.5	58.3-71.0	68.5	59.3-76.0	0.048
DLP, mGy.cm (median, 25P-75P)	3942.0	3586.1-4181.4	720.4	662.3-785.0	<0.001
CTDI _{vol} , mGy (median, 25P-75P)	31.1	29.2-32.2	5.7	5.3-5.9	<0.001
Съдова плътност, HU (median, 25P-75P)	281.0	243.7-333.0	464.6	403.6-548.0	<0.001
Мускулна плътност, HU (mean, SD)	58.1	5.2	70.2	7.1	<0.001
Отношение съдов контраст-шум (median, 25P-75P)	88.5	70.2-108.7	61.5	49.9-81.3	<0.001
Отношение контраст-шум (median, 25P-75P)	69.2	54.1-91.3	52.2	42.2-68.8	<0.001
Шум в образа, AN (median, 25P-75P)	3.3	2.9-3.8	7.4	6.2-8.4	<0.001
Субективна оценка на образа (mean, SD)	4.0	0.9	4.4	0.7	0.001

Табл. 6. Сравнителен анализ на протокол А и Б.

- Беше наблюдавана статистически значима разлика в лъчевото натоварване при двата използвани протокола. Използването на протокол А доведе до значително по-високи стойности на дозиметричните величини DLP и CTDI_{vol} в сравнение с използването на протокол Б. Полученото лъчево натоварване при протокол Б е с около 82% по-ниско спрямо това при протокол А (фиг. 23 и 24).

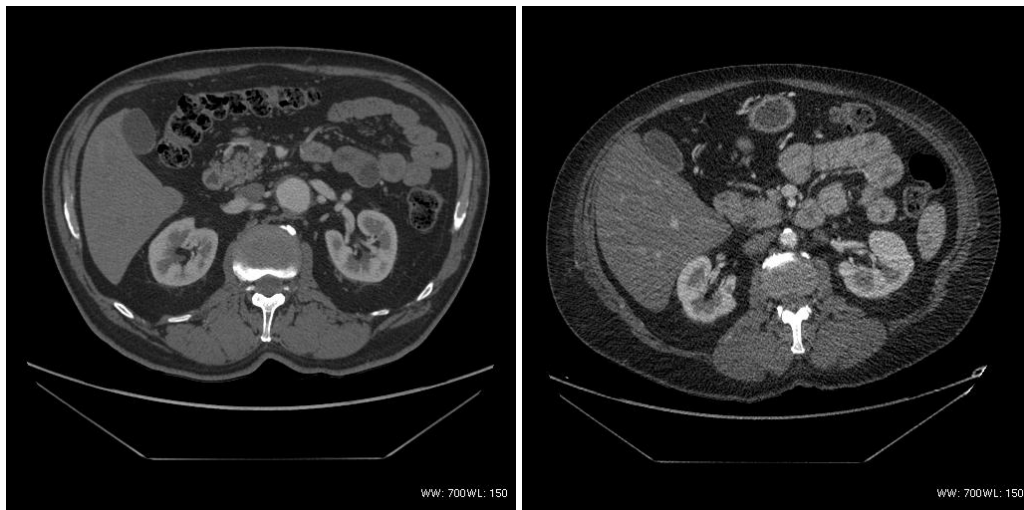


Фиг. 23. Дозово разпределение по DLP.



Фиг. 24. Дозово разпределение по CTDI_{vol}.

- Беше направена и оценка на ефективната доза за двата вида използвани протокола, определена с конверсионен коефициент 0,0062 [111]. Оценената ефективна доза при протокол Б е 4,5 mSv, което е с около малко над 5 пъти по-ниско в сравнение с ефективната доза, получена при използването на протокол А (24,4 mSv).
- Обективната оценка за качество на получения образ показва, че при протокол Б се наблюдава по-висока стойност на измерената съдова и мускулна плътност. Стойностите на отношението съдов контраст-шум и контраст-шум при протокол А са по-високи в сравнение с протокол Б, а оцененото ниво на шум в образа при използването на 80 kV протокол е по-високо спрямо протокола с 120 kV. Проведената субективна оценка на получените клинични образи демонстрира, че използването на протокол с по-ниска стойност на анодното напрежение дава сравними резултати за качество с използването на протокол с високо анодно напрежение (фиг. 25). Сравнителен анализ между обективната и субективна оценка за качество на образа при двата протокола не показва статистическа значима разлика.



Фиг. 25. КТА образ с два различни протокола (протокол А-вляво, протокол Б-вдясно)

- С коефициент на рангова корелация на Спирман се доказва, че субективната оценка на качеството на образа няма връзка с лъчевото натоварване при протокола 80 kV, докато при 120 kV такава връзка съществува, но е много слаба,

като посоката на връзката е права – с нарастване на лъчевото натоварване нараства и оценката за качество на образа (табл. 7).

Използван протокол			Качество на образа - субективна оценка
80 kV	DLP	Spearman's rho	0.003
		Sig. (2-tailed)	0.973
	CTDI _{vol}	Spearman's rho	0.004
		Sig. (2-tailed)	0.968
120 kV	DLP	Spearman's rho	0.112
		Sig. (2-tailed)	0.269
	CTDI _{vol}	Spearman's rho	0.216
		Sig. (2-tailed)	0.031

Табл. 7. Корелация на субективна оценка за качество на образа с лъчево натоварване.

- Беше установено, че лъчевото натоварване е свързано с обратна по посока връзка с показателите за обективна оценка и с права по посока връзка с показателя за шум и за двата изследвани протокола. При разглеждане на цялостната извадка, тази връзка изчезва. Съответните статистически стойности за протокол А и Б са дадени в таблица 8 и 9.

Използван протокол			DLP	CTDI _{vol}
120 kV	VD	Spearman's rho	-0.449	-0.308
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.002
	MD	Spearman's rho	-0.365	-0.322
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.001
	VDNR	Spearman's rho	-0.357	-0.257
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.010
	CNR	Spearman's rho	-0.347	-0.247
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.013
	AN	Spearman's rho	0.093	0.071
		Sig. (2-tailed)	0.356	0.485
	DLP	Spearman's rho	1.000	0.843
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.000
	CTDI _{vol}	Spearman's rho	0.843	1.000
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.000

Табл. 8. Корелация лъчево натоварване-обективна оценка за протокол А.

Използван протокол			DLP	CTDI _{vol}
80 kV	VD	Spearman's rho	-0.362	-0.310
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.002
	MD	Spearman's rho	-0.088	-0.086
		Sig. (2-tailed)	0.383	0.396
	VDNR	Spearman's rho	-0.432	-0.420
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.000
	CNR	Spearman's rho	-0.428	-0.409
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.000
	AN	Spearman's rho	0.269	0.299
		Sig. (2-tailed)	0.007	0.003
	DLP	Spearman's rho	1.000	0.940
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.000
	CTDI _{vol}	Spearman's rho	0.940	1.000
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.000

Табл. 9. Корелация лъчево натоварване-обективна оценка за протокол Б.

5.1.4. Обсъждане

От изброените начини за оптимизация, беше избран подход с намаляване на анодното напрежение на КТА протокол, поради факта, че промяната на този параметър би довела в най-голяма степен намаление на дозата на пациента и значителен усилен сигнален интензитет от йодния контраст на изобразяваните съдови [112, 113, 114, 115, 116, 117]. Намаляването на анодното напрежение на КТ уредба при подобен вид изследвания с аплициране на йодна контрастна материя е най-подходящия и ефективен метод за оптимизация [118]. Провеждането на КТА протоколи с ниски стойности на анодното напрежение и висок йоден сигнален интензитет не само редуцира дозата, получена от пациента, но и подобрява качеството на получения КТ образ за оценка на периферните съдове.

Освен промяна на анодното напрежение, беше предварително избран и променен целесъобразно и друг технически параметър на КТ уредба – нивото на шум в получения образ. Нивото на шум представлява оператор-зависим параметър за оценка качеството на КТ образ, чрез който се задава желаното ниво на шум в получения образ (фиг. 26). В протокол Б беше използвано ниво на шум от 21.45, което е с почти 2 пъти по-високо в сравнение с протокол А.



Фиг. 26. Ниво на шум в образа (Noise Index).

Предварителното увеличаване нивото на шум в образа при протокол Б доведе до автоматично използване на по-ниски стойности на анодния ток от КТ уредба, тъй като образът, който желаем да постигнем е с по-високо ниво на шум и за неговото добиване се изискват съответно по-ниски стойности на анодния ток (mA). По този начин,

полученият образ е по-шумен, но с по-ниска радиационна доза (5,7 mGy) в сравнение с протокол А (31,1 mGy).

В проучването на *Utsunomiya* и *съмп.* се прави сравнение на ефекта от използването на по-ниски стойности на анодното напрежение (120 kV и 80 kV) в комбинация с намален обем на използваното контрастно вещество при 80 пациенти, разделени в две отделни групи, според използвания протокол [119]. Те демонстрират, че качеството на получения КТ образ с използване на 80 kV е сравнимо с това при стандартния протокол на изследване с 120 kV. Наблюдаваната от тях средна стойност на DLP при използване на 80 kV е 1024.3 ± 151.3 mGy.cm и 1464.7 ± 208.7 mGy.cm за 120 kV протокол. Авторите посочват и по-висока стойност на съдова плътност (355HU срещу 322HU) и намалено отношение контраст-шум при използване 80 kV протокол (31.1 ± 15.3 срещу 38.4 ± 18.8), което потвърждава резултатите от нашето проучване. Като недостатък, авторите изтъкват факта, че се прави оценка за качеството на образа само за васкуларните структури и не се прави оценка за несъдови анатомични обекти. Много често обаче, оценката на меките тъкани (коремна и тазова област) не представляват обект на КТА изследване. Според различни изследвания по темата, КТ образ за оценка на меки тъкани (корем), получен с ниско анодно напрежение е с достатъчно добро диагностично качество и може да бъде използван за последваща клинична оценка от лекар-рентгенолог [113, 120]. За съжаление обаче, качеството на получения образ за оценка на тъкани и органи в тазовата област често може да се окаже недостатъчно високо, което да доведе до недиагностична интерпретация на анатомичните находки в тази област [120]. Този проблем би могъл да се преодолее, ако се използва итеративен реконструиращ алгоритъм, който допълнително намалява нивото на шум в получения КТ образ. Наблюдаваните от нас стойности на DLP са по-ниски от резултатите на *Utsunomiya* и *съмп.* за 80 kV протокол. Причините за това са свързани с използването на по-висок NI, по-голяма дебелина на среза (1,25 мм срещу 0,625 мм) и по-голяма стъпка на сканиране. *Osa Pernas R.* и *съмп.* провеждат проспективно рандомизирано проучване включващо 60 пациенти, разделени в две групи според използвания протокол - 100 kV и 80 kV [121]. Те също наблюдават по-висока стойност на съдова плътност ($462.5 \text{HU} \pm 95.6 \text{HU}$ срещу $372.3 \text{HU} \pm 100.9 \text{HU}$, $p < 0.001$) при използване на по-ниско анодно напрежение и потвърждават, че използването на такъв протокол намалява радиационната доза без влошаване качеството на КТ образ. Авторите

докладват за значима разлика в лъчевото натоварване за двата протокола (570.1 mGy.cm \pm 131.5 mGy.cm срещу 278.6 mGy.cm \pm 64.9 mGy.cm, $p < 0.001$) и отношение съдов контраст-шум (194.3 \pm 49.6 срещу 241.9 \pm 48.1, $p < 0.001$). Резултатите на *Oca Pernas u сътр.* показват още, че не се наблюдават статистически значими разлики в измерената мускулна плътност (50.1HU \pm 11.2HU срещу 51.3 HU \pm 8.8HU, $p = 0.54$), шум в образа (21.3 \pm 13.4 срещу 16.3 \pm 3.5, $p = 0.098$) и отношение контраст-шум (21.4 \pm 12.1 vs 22.9 \pm 9.1, $p = 0.15$). Стойностите за дозата за 80 kV протокол при проучването на *Oca Pernas R. u сътр.* са значително по-ниски в сравнение с наблюдаваните от нас. Причина за това е използването на по-ниски стойности на модулация на анодния ток (170-230 mA) и значително по-късото време на ротация на рентгеновата тръба (0.33 s), което показва, че е възможна по-нататъшна оптимизация на КТА изследване. Проучването на *Iezzi R u сътр.* представя проспективно изследване на три КТА протокола с различни стойности на използваното анодно напрежение [122]. Авторите правят сравнение на протокол с 120 kV (NI 26.0) и други два 80 kV протокола с различен NI (26.0 и 30.0) за общо 60 изследвани пациенти. Наблюдаваните стойности за CTDI_w са 12.96 mGy (120 kV), 6.34 mGy (80 kV, NI 26.0) и 5.89 mGy (80 kV, NI 30.0) с ефективна доза съответно 29.32 mSv, 14.64 mSv и 11.43 mSv. Наблюдава се разлика в лъчевото натоварване при използването на двата протокола с 80 kV спрямо този с 120 kV съответно 50% и 61%. *Iezzi R u сътр.* обобщават, че 80 kV протокол може да се използва рутинно за КТА за оценка на съдови патологии без това да рефлектира върху качеството на получения образ. Наличието на по-висок шум в образа при 80 kV може да бъде компенсирано с използването на по-висока концентрация на йодната контрастна материя. Някои автори препоръчват дори използването на още по-ниски стойности от 70 kV за оценка на съдови болести на периферните артерии за пациенти с нисък индекс на телесната маса [123]. Проучването на *Wintersperger u сътр.* представя анализ за качеството на образа и лъчевото натоварване на пациенти с проведена аорто-илиачна КТА при 100 kV, в сравнение със стандартен протокол на изследване с 120 kV [124]. Авторите използват фиксирана стойност на количеството електричество от 200 mAs и наблюдават по-високи стойности на съдова плътност при 100 kV протокол. Освен това, те наблюдават сходни стойности за отношение сигнал-шум и контраст-шум при двата използвани протокола. Оценената ефективна доза при 100 kV протокол е с 34% по-ниска спрямо тази при 120 kV. *Schindera u сътр.* правят анализ при пациенти с

проведена торако-коремна КТА с два различни протокола с различно количество на контрастната материя [125]. Те използват 80 kV протокол с инжектиране на 45 ml контрастна материя и 100 kV протокол с 60 ml контрастно вещество, използвайки опцията за автоматична модулация на анодния ток на рентгеновата уредба (100 kV – 160 mAs и 80 kV – 260 mAs). Авторите докладват за наблюдаван по-висок сигнален интензитет за аорто-илиачните съдови структури и по-висок шум в образа при използване на по-ниско анодно напрежение, като отношението контраст-шум се запазва еднакво и при двата изследвани протокола. Лъчевото натоварване е намалено с 25% при използването на 80 kV протокол. В две допълнителни проучвания на *Sahani u сътр.* и *Manousaki u сътр.* се прави радиационен анализ и качество на образа при КТА изследвания на бъбреците и реналните артерии при различни КТ протоколи [126, 127]. Докладваните резултати на *Sahani u сътр.* потвърждават останалите проучвания по темата, като авторите наблюдават намаление на радиационната доза с 29% (100 kV срещу 120 kV) и 52% (100 kV срещу 140 kV), докато *Manousaki u сътр.* докладват за 45% намаление (100 kV срещу 120 kV).

Ретроспективното проучване, което проведохме показва около пет пъти редукция на радиационната доза за пациентите при използването на 80 kV протокол. Този факт е резултат от комбинация на промяна на анодното напрежение и увеличената стойност на NI. Въпреки, че шумът в образа е увеличен над два пъти (7.4 NU срещу 3.3 NU), отношението съдов контраст-шум (61.5 срещу 88.5) и контраст-шум (52.2 срещу 69.2) е намалено, субективната оценка на 80 kV протокол (4.4 срещу 4.0) показва дори по-висока стойност спрямо използването на 120 kV. Като основен недостатък на така проведеното проучване е липсата на информация за телесната маса на пациентите и малкия брой извадка изследвани жени при двете групи протоколи.

За съжаление, данни за ДРН за подобен вид КТА изследвания липсват на национално ниво. Причината за това е, че този вид КТ изследване е високоспециализирано, т.е. базирано на специфични технически възможности на конкретната рентгенова уредба в дадено отделение или клиника, работна станция, компютър за постобработка на получените образи и съответни софтуерни продукти за обективна оценка. Освен това, извършването на подобен тип специализирано КТ изследване изисква и съответното високо ниво на компетентност на лекари и

рентгенови лаборанти. Все пак, ДРН за КТА на периферни крайници са публикувани в проучването на *R. Treier и сътр* за Швейцария от 2010 г., което обхваща общо 21 различни КТ изследвания и включва 225 КТ уредби, от които около 80% се използват в образната диагностика [128]. Анализът от проучването показва, че при повечето КТ уредби се използва анодно напрежение от 120 kV, количество електричество 190 mAs (92-236) и стъпка на сканиране 0.94 (0.79-1.14). Предложеното ДРН за $CTDI_{vol}$ е 15 mGy за всяка отделна фаза на сканиране, а за цялото КТА изследване за DLP е 1000 mGy.cm. Друго проучване на *Salama и сътр.* за определяне на национални ДРН в Египет, обхваща 414 КТА изследвания (23 КТ уредби) и са предложени ДРН от 37.0 mGy (16.4-71.5) и 1320.0 mGy.cm (237.0-1818.0) [129]. Данните от използваните експонационни технически параметри показват, че най-често се прилага анодно напрежение 120 kV (100-135), количество електричество 400 mAs (100-430), време на ротация 0.5 s (0.5-1.0) и стъпка на сканиране 1.0 (0.765-1.5) в спирален (хеликален) режим на сканиране. По оценка, при 78% от проведените изследвания се използва автоматична модулация на анодния ток с една единствена фаза на сканиране. Обобщение на дозиметричните величини, публикувани от отделните автори, заедно с наблюдаваните от нас стойности са представени в таблица 10.

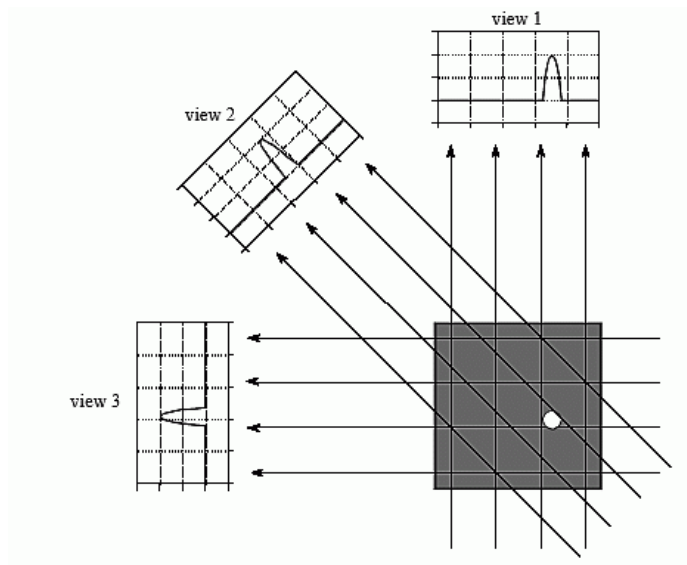
Държава	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Швейцария	15	1000
Великобритания	15	1040
Египет	37	1320
LightSpeed VCT, протокол А	31.1	3942.0
LightSpeed, протокол Б	5.7	720.4

Таблица 10. Стойности на $CTDI_{vol}$ и DLP при КТА на долни крайници.

Наблюдаваните от нас резултати за DLP за протокол А са значително по-високи в сравнение с референтните нива за Швейцария, Великобритания и Египет. Прави впечатление, че се наблюдават стойности за $CTDI_{vol}$, които са двойно по-високи спрямо тези в Швейцария и Великобритания и съизмери с тези в Египет. Използвайки подход за оптимизация на КТ протокол с намаляване на анодното напрежение и увеличаване на нивото на шум в образа, беше постигнато значително намаление на $CTDI_{vol}$ и DLP. В резултат на това, се получават образи с увеличен шум, по-ниско отношение съдов контраст-шум, по-висок съдов контраст, но с достатъчна диагностична стойност, според субективната оценка на рентгенолога.

5.1.5. Използване на итеративни алгоритми за реконструкция

Получаването или формирането на КТ образ е свързано с три отделни, но взаимно свързани етапа - сканиране, реконструиране и визуализиране. Сканирането се осъществява чрез използването на тесен и колимиран сноп рентгенови лъчи, който преминава през тънък напречен слой на тялото (трансверзален срез) под различни ъгли. Реконструирането на КТ образ представлява възстановяване на структурата на двумерен обект (аксиално сечение на тримерен обект) по съвкупност от неговите проекции. Най-старият метод за реконструкция е т. нар. метод на обратно проектиране (FBP), при който линейният коефициент на отслабване в произволна точка се представя като сума от линейните интеграли за всички лъчи, преминали през точката . Големината на сигнала, съответстващ на определен линеен интеграл, се присвоява на всички точки, образуващи лъча (фиг. 27).



Фиг. 27. Метод на обратно проектиране (FBP).

Чрез няколко проекции под различни ъгли се получава многолъчева звезда, като полученият образ е неясен и не носи полезна диагностична информация. Изчистването на образа се осъществява чрез предварителна филтрация, която се прилага най-често преди обратното проектиране. Визуализирането на КТ образ представлява преобразуване, като на всяко КТ-число се преписва определена степен на сивота. Използва се т.нар. прозоречна техника, която цели повишаване на контраста в даден „прозорец“, който представлява определена част от пълния диапазон на стойности на КТ-числата, на която съответстват тонове от бяло до черно.

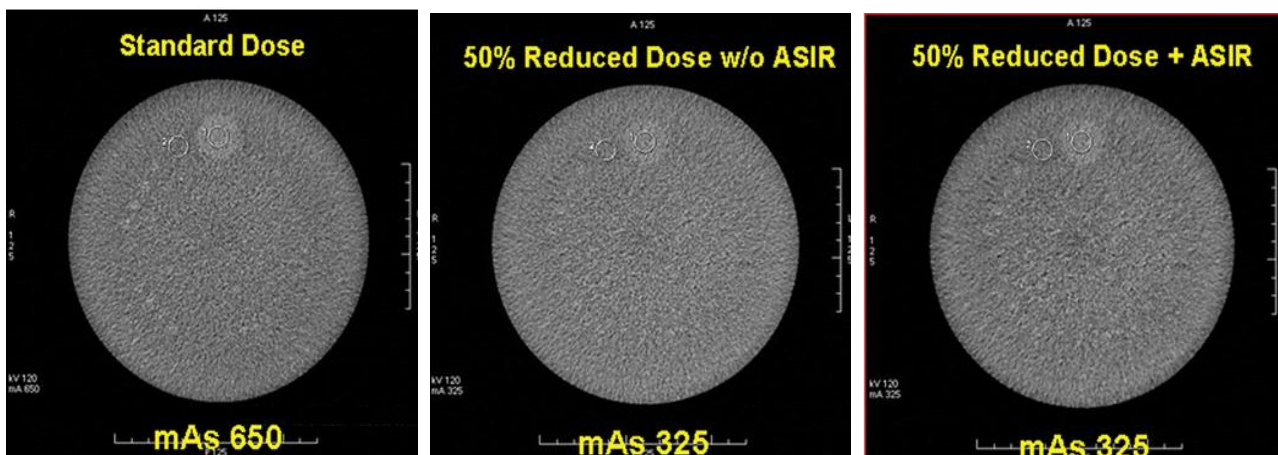
Използването на метода за обратно проектиране за реконструкция на КТ образ е фундаментален и основополагащ при всички видове КТ уредби. Все по-голямата необходимост от намаляване на радиационната доза при КТ изследвания, подобряване на пространствената и времевата разделителна способност прави метода несигурен и податлив към КТ изображения с висок шум и артефакти. Този метод на реконструкция е базиран на различни математически допускания, свързани със статистическата информация на разпределението на фотоните и някои системни и хардуерни характеристики на КТ уредба. За да отговорят на тези предизвикателства, през 2009 г. някои производители на КТ уредби въвеждат иновативни итерационни техники за реконструкция на образа [130]. Както името подсказва, тези итеративни алгоритми използват множество на брой итерации с цел по-добра оценка на тези

математически допускания и генериране на образи с по-нисък шум. Изпълнението на итерациите за огромен обем масив от данни, какъвто се използва при КТ изследвания, изисква доста по-дълго технологично време за получаване на КТ образ и по-високи системни изисквания на използваните компютри. Въпреки, че различните производители използват и предлагат различни итеративни алгоритмични подходи, фокусирани върху различни компоненти от процеса по реконструкция на образа, при всички методи крайната цел е получаване на образи с по-нисък шум, висока разделителна способност и без наличие на артефакти. В таблица 11 са представени някои наименования на различни итеративни реконструирани алгоритми на различни производители на КТ уредби и съответната редукция на дозата.

Производител	Итеративен реконструиращ алгоритъм	Година	Редукция на дозата
GE Healthcare	ASIR (adaptive statistical iterative reconstruction)	2008	23-76% (Sagara et al., 2010; Yanagawa et al., 2012)
	ASIR-V (model-based iterative reconstruction, VEO)	2014	13-35% в сравнение с ASIR (Kwon et al., 2015; Kim et al., 2017)
Siemens	IRIS (image reconstruction in space)	2009	20-75% (Moscariello et al., 2011; Winklehner et al., 2011)
	SAFIRE (sinogram affirmed iterative reconstruction)	2010	
	ADMIRE (adaptive model iterative reconstruction)	2013	
Philips	iDose	2009	50-76% (Funama et al., 2011; Habets et al., 2012)
Toshiba	AIDR-3D (adaptive iterative dose reduction)	2010	52% (Gervaise et al., 2012)

Таблица 11. Итеративни реконструирани алгоритми.

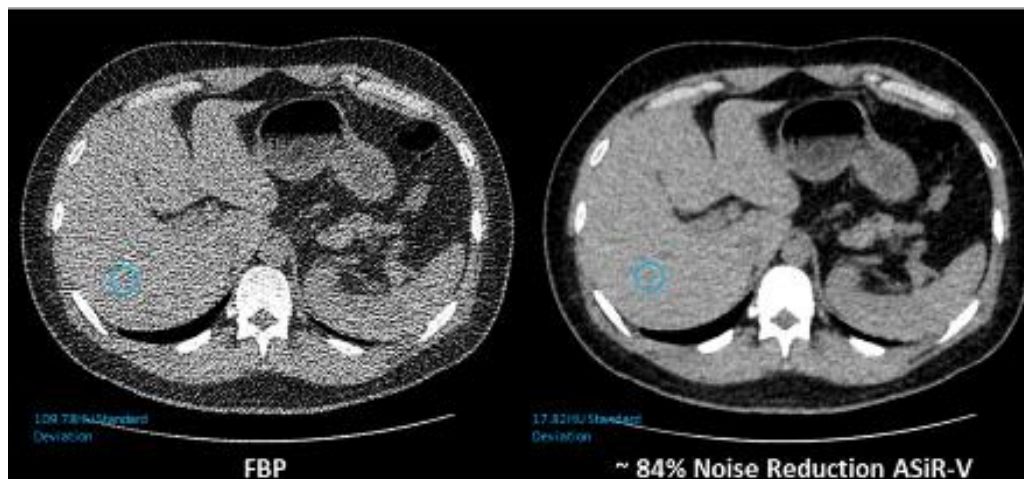
За демонстрация ефекта и ползата от използване на итеративен алгоритъм за реконструкция на образа, нека разгледаме три фантомни изображения, получени съответно без и с прилагане на итеративни реконструкции (фиг. 28).



А) Контраст: 6.05 / Шум 4.77 Б) Контраст: 5.45 / Шум 6.58 В) Контраст: 5.48 / Шум 4.40

Фиг. 28. Сравнение на фантомни изображения без и с използване на итеративен реконструиращ алгоритъм (ASIR).

Фантомните изображения А) и Б) са получени съответно с използване на 650 mAs и 325 mAs количество електричество чрез прилагане на метода за реконструкция обратно проектиране, докато изображение В) е получено при 325 mAs, но с прилагане на итеративен реконструиращ алгоритъм (ASIR). Направената оценка на образите показва, че се наблюдава увеличен шум в образ Б) спрямо фантомното изображение А) и сравними нива на шум при образи А) и В). Стойностите за оценка на контраста при изображение Б) и В) са леко понижени в сравнение с А). Тези фантомни проучвания показват, че използването на итеративен реконструкционен алгоритъм довежда до получаване на образи със значително по-ниска доза при сравнително еднакъв шум и запазване на диагностичното качество на образа. Още един пример за ползата от използване на итеративен алгоритъм е представен на фиг. 29, където оценената редукция на шума в образа е около 84%.



Фиг. 29. КТ образ на корем с използване на FBP и ASiR.

5.1.6. КТА на периферни артерии на долни крайници с приложение на итеративен реконструиращ алгоритъм

За разлика от повечето европейски страни, в България приложението на итеративните алгоритми за работа все още не е толкова широко разпространено, но прави впечатление, че постепенно те добиват все по-голяма популярност и в последните няколко години се наблюдават все повече клинични центрове с нови или обновени КТ уредби.

В средата на 2018 г. в Клиника по образна диагностика беше извършено хардуерно и софтуерно обновяване на КТ уредба за добавяне на итеративен алгоритъм за реконструкция на получените образи (ASiR). След проведено обучение на персонала, постепенно се пристъпи към допълнителна оптимизация на протокола за КТА на долни крайници с цел още по-голямо редуциране на радиационната доза на пациентите, подложени на такъв тип изследвания. Използвайки ASiR, бяха създадени два нови КТ протокола с променени технически данни – протоколи В и Г (табл. 12).

Протокол	Анодно напрежение (kV)	Ниво на шум (NI)	Дебелина на срез (mm)	Автоматична модуляция на анодния ток	Време на ротация (s)	Стъпка на сканиране	ASIR
А	120	11.80	1.25	Да	0.9	0.984:1	Не
Б	80	21.45					
В	80	22.10	0.625				Да, SS50
Г	100						

Таблица 12. Технически параметри на използваните КТА протоколи.

За разлика от протоколи А и Б, при двата ASIR протокола (В и Г) беше използвана по-тънка дебелина на среза (0.625 mm), което е предпоставка за по-детайлен образ с по-добра разделителна способност, по-висок шум и по-висока доза. В протоколи В и Г беше използвано едно и също ниво на шум (NI 22.10), автоматична модуляция на анодния ток, време на ротация 0.9 s, стъпка на сканиране 0.984:1 и ниво на итеративна реконструкция 50% (SS50).

За период от три месеца беше събрана дозиметрична информация за петдесет пациенти, изследвани с протокол В и петдесет пациенти с протокол Г. Резултатите за лъчевото натоварване от проведеното проучване са представени на таблица 13.

Протокол	Брой образи	Експ. време (sec)	Дължина на сканиране (mm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
В, 80 kV	1996.5	29.6	1280.1	5.37	687.4
Г, 100 kV	2042	30.2	1308.5	10.6	1380.1

Таблица 13. Сравнителен дозиметричен анализ на протоколи В и Г.

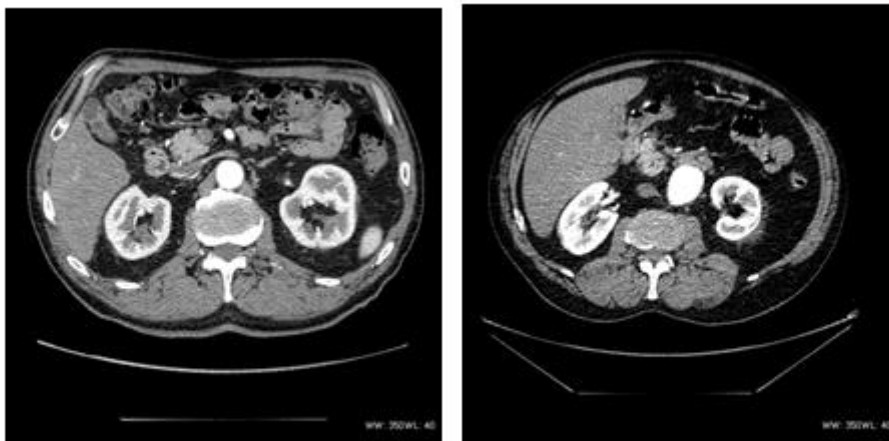
И при двата изследвани протокола се наблюдават приблизително еднакъв брой придобити образи по време на КТ изследване, експонационно време и дължина на сканиране, което е резултат от правилното и еднакво техническото изпълнение на КТ изследване при всички изследвани пациенти. Сравнението по пациенти на

При протокол В се наблюдават значително по-ниски стойности на дозиметричните величини $CTDI_{vol}$ и DLP спрямо протокол Г. Единствената причина за това е използването на по-ниско анодно напрежение, тъй като всички останали технически параметри са еднакви и за двата използвани протокола. Общо сравнение на лъчевото натоварване за всичките четири използвани протокола е представено на таблица 14.

Използван протокол	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
А	31.1	3942.0
Б	5.7	720.4
В	5.37	687.4
Г	10.6	1380.1

Таблица 14. Сравнение на лъчевото натоварване за съответния протокол на изследване.

От анализът на лъчевото натоварване при всички използвани КТА протоколи прави впечатление, че употребата на протокол В предоставя най-ниски дозиметрични резултати за DLP и $CTDI_{vol}$. Използването на два пъти по-тънка дебелина на среза (0.625 mm за протокол В срещу 1.25 mm за протокол Б) и леко завишеното ниво на шум в образа (21.45 за протокол Б срещу 22.10 за протокол В) при запазване на еднакви останали параметри на сканиране дава по-ниска радиационна доза при протокол В спрямо тази при протокол Б. При използването на анодно напрежение от 100 kV (протокол Г), дозиметричните стойности са по-високи в сравнение с протокол В и по-ниски в сравнение с протокол А (120 kV). На фиг. 32 са представени КТА образи, придобити с използване на протоколи В и Г.



Фиг. 32. КТА образи с използване на протокол В и Г.

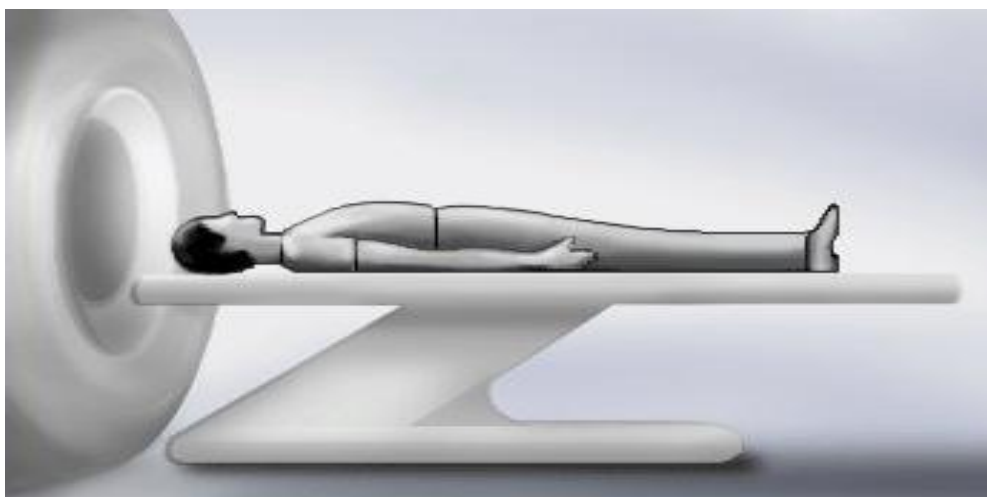
Субективната оценка за качество на образа при протокол В и Г беше извършена от лекар рентгенолог в процес на оптимизация. Качеството на образа при протокол Г се установи като незадоволително за всички видове пациенти и затова употребата на този КТА протокол се ограничи само за пациенти с висок индекс на телесната маса (БМИ > 30 kg/m²). След направени корекции и положителна оценка, двата нови протокола бяха въведени в клиничната практика за рутинно използване.

Като недостатък на това проучване можем да изтъкнем, че предстои да бъде направена и обективна оценка за качеството на образа при двата използвани ASIR протокола.

5.2. КТ на глава

Както беше установено от направеният анализ на събраните дозиметрични данни за тримесечие, най-често се използва протоколът за изследване на мозък, който формира около 1/3 от всички проведени КТ изследвания (фиг. 17).

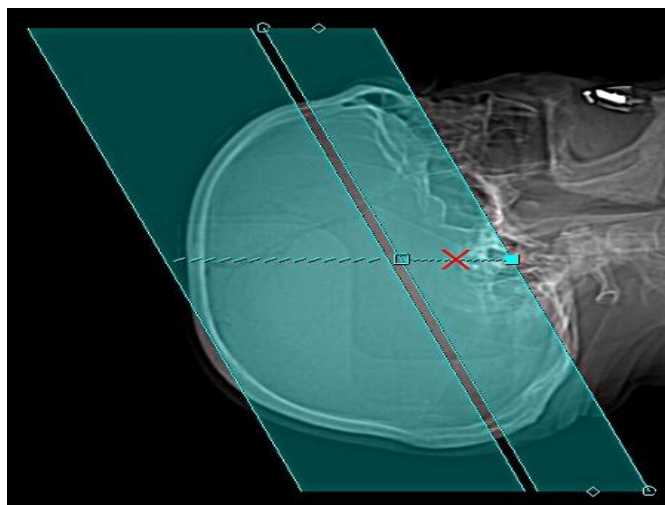
КТ на глава представлява диагностично изследване за оценка на неясна мозъчна патология, подостър хроничен мозъчен инсулт и следоперативен контрол след исхемичен или хеморагичен инцидент. Позиционирането на пациента върху пациентската маса включва положение „по гръб“ като ръцете са разположени покрай тялото, а главата е фиксирана в съответната подложка и е насочена към гентритото на КТ уредба (фиг. 33).



Фиг. 33. Позициониране на пациент за КТ на глава.

Специална подготовка за пациента не се налага извън стандартната информация за оценка на бъбречната функция и риска от възникване на нежелани странични реакции към контрастната материя. Към контрастиране се пристъпва само при необходимост и след преценка на находката от безконтрастното (нативно) сканиране. Критериите за качество на образа са свързани със симетрично разположение на пациента, добра диференциация между сива и бяла мозъчна субстанция и липса на двигателни артефакти. След правилното позициониране на пациента, КТ изследване на глава започва с направата на т.нар. топограма (скаут, локалайзер, скенограма), която представлява недиагностичен КТ образ с ниски стойности на анодния ток (10 mA) в една или две проекции на черепа (фас и/или профил). Целта на този локализиращ

образ е да ориентира пространствено рентгеновият лаборант за областта и избора на обхват за последващото сканиране (фиг. 34).



Фиг. 34. Обхват и област на сканиране при КТ на глава.

Сканирането се извършва по орбитомеаталната линия (линия на Райт), като обхваща от базата на черепа (foramen magnum) до вертекса (vertex) в каудо-краниална посока. Рутинният протокол за изследване представлява две последователни аксиални сканирания с различна дебелина на среза и анодно напрежение на рентгеновата тръба (табл. 15).

Сканиране	Тип сканиране	Анодно напрежение (kV)	Дебелина на срез (mm)	Автоматична модулация на анодния ток (mA)	Наклон на гентри	Време на ротация (s)
1	Аксиално	140	2.5	Да	Да	2
2		120	5.0	(160-400)		

Таблица 15. Рутинен КТ протокол за изследване на глава.

Разпределението за лъчевото натоварване по DLP от събраните дозиметрични данни за 451 пациенти е представено на фиг. 35.

Protocol	DLP Range (mGy.cm)	0	1000	2000	3000	4000	5000	6000	> 7000	Total
		1000	2000	3000	4000	5000	6000	7000		
1.1 HEAD 2.5/5 mm		5	136	246	36	26	1	-	1	451

Фиг. 35. Разпределение на сумарното DLP за КТ на глава.

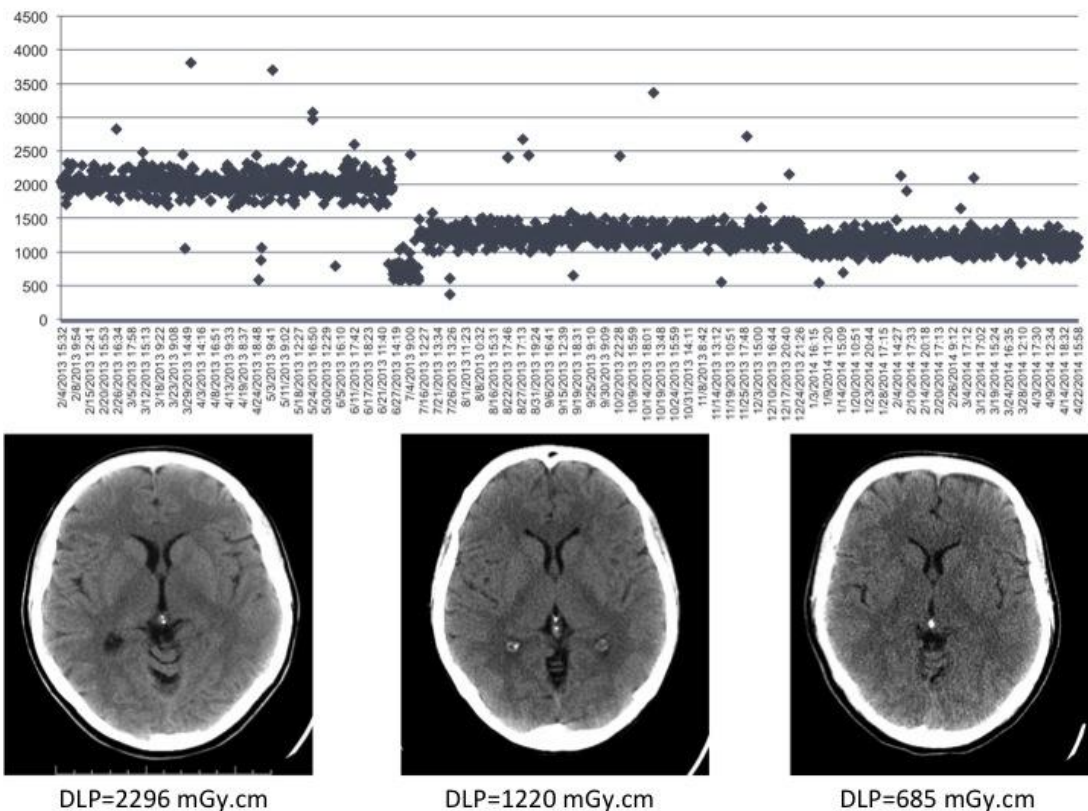
Прави впечатление, че малко над половината от проведените КТ изследвания на глава попадат в диапазон на DLP 2000-3000 mGy.cm, а около 30% в обхват 1000-2000 mGy.cm. Средната стойност е изчислена на 2296,66 mGy.cm (мин 343,78 – макс 7041,83). Оценената ефективна доза, използвайки конверсионен коефициент 0,0021 mSv/mGy.cm е 4,82 mSv [131]. По отношение на $CTDI_{vol}$, съответните средни стойности за двете последователни сканирания са следните: сканиране 1 – 190,34 mGy и сканиране 2 – 122,49 mGy. Сравнявайки получените стойности за лъчевото натоварване с националните ДРН установихме, че наблюдаваните от нас дозиметрични величини превишават значително препоръчаните референтни нива за страната (виж табл. 3). Подобно заключение можем да направим и при сравнение на резултатите с други европейски страни, чийто стойности за DLP и $CTDI_{vol}$ са обобщени и представени на таблица 16.

	DLP, mGy.cm	CTDI _{vol} , mGy
Австрия	1300	-
Белгия	1020	-
Швейцария	1000	65
Германия	950	65
Дания	1100	-
Франция	1050	65
Италия	1050	60
Норвегия	1000	75
Швеция	1200	75
Великобритания	760	55-65

Таблица 16. Диагностични референтни нива за КТ на глава.

Това наложи нуждата от оптимизация на КТ протокол за глава с цел редуциране на сумарната радиационна доза за пациента при запазване на диагностичното качество на получения образ.

От възможните методи за оптимизация, беше избран подход с постепенна промяна на обхвата от стойности на анодния ток с цел избягването на рязка промяна в качеството на получения КТ образ. Поетапно бяха създадени допълнително два нови КТ протокола с използване на двустепенно намаление на анодния ток спрямо стандартния протокол на изследване при запазване на всички останали експонационни параметри на сканиране непроменени. Разпределението на събраните дозиметрични данни за сумарното DLP и съответните КТ образи за трите използвани протокола са представени на фиг. 36.



Фиг. 36. Разпределение по DLP за трите използвани КТ протокола за глава.

Ясно се вижда, че постепенното намаление на анодния ток доведе и до редуциране на сумарната радиационна доза. Наблюдаваната средна стойност за DLP при използването на най-ниските стойности на анодния ток е 685 mGy.cm, докато използването на по-високи стойности доведе до DLP от 1220 mGy.cm. Освен оценка на лъчевото натоварване при различните КТ протоколи, беше проведена и „сляпа“ субективна оценка на получените КТ образи, използвайки три степенна скала за оценяване от двама лекари-рентгенолози и двама рентгенови лаборанти:

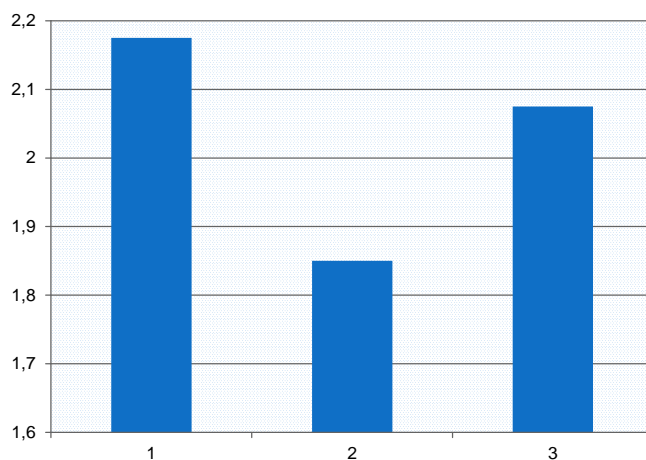
1 – Лошо, недиагностично качество на образа

2 – Приемливо, диагностично качество

3 – Отлично, диагностично качество

Резултатите от проведената субективна оценка на КТ образи за трите използвани протокола показва, че рутинният протокол на изследване предоставя най-добра оценка за качество на образа (2.175), но е свързан и с най-висока радиационна доза за пациента (фиг. 37). Най-ниска оценка показва новосъздаденият КТ протокол с най-

ниски стойности на анодния ток (1.850), докато за другият такъв изчислената оценка е 2.075.



Фиг. 37. Субективна оценка за трите КТ протокола за глава.

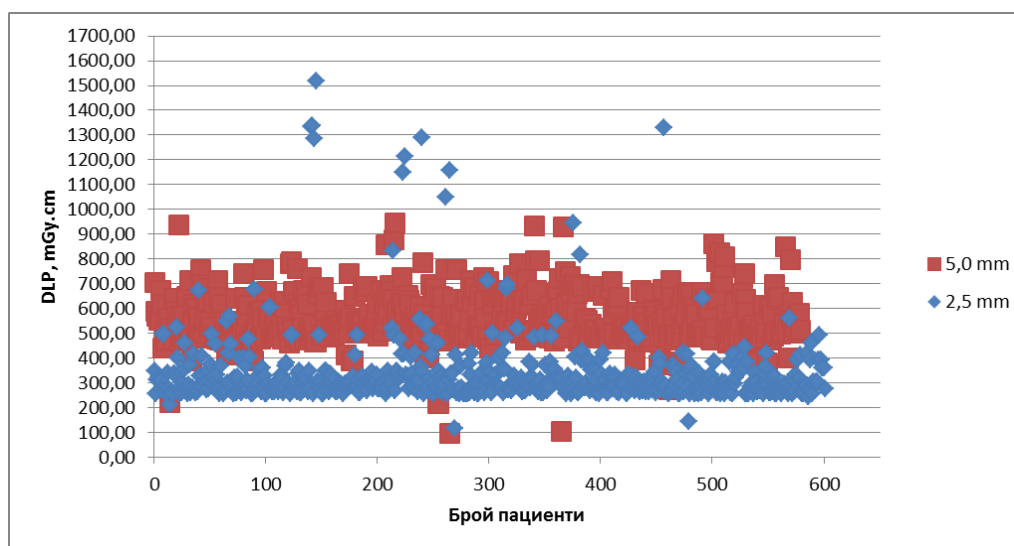
Протоколът с най-ниска оценка за качество и радиационна доза 685 mGy.cm не беше приет за рутинно използване в клиничната практика, поради наличието на високо ниво на шум, нисък контраст и трудна диференциация между сива и бяла мозъчна тъкан. С оглед на това, беше взето решение стандартният протокол да бъде заменен с протокол с почти същото качество на образа (2.075 срещу 2.175), но с по-ниска DLP стойност (1220 mGy.cm). Оценената ефективна доза на оптимизираният протокол за глава е 2,56 mSv, което е с 53,1 % по-ниско спрямо това на рутинния КТ протокол.

Въвеждането на итеративен реконструиращ алгоритъм на КТ урежда позволи да се предприеме нова оптимизация на КТ протокол с цел още по-голяма редукция на радиационната доза и запазване на диагностичното качество на получения образ. Това действие беше продиктувано от факта, че въпреки направената оптимизация, наблюдаваните от нас DLP стойности за КТ на глава са все още по-високи в сравнение с националните и повечето ДРН в останалите европейски страни. Единствено проучването на Швеция представя сходни резултати (1200 mGy.cm), докато наблюдаваните от нас резултати са по-ниски спрямо тези в Австрия (1300 mGy.cm) [132]. За тази цел, КТ протокол беше коригиран чрез значителна редукция на стойностите на анодния ток на рентгеновата тръба и прилагане на 40% ASiR (табл. 17).

Сканиране	Тип сканиране	Анодно напрежение (kV)	Дебелина на срез (mm)	Автоматична модулация на анодния ток (mA)	Наклон на гентри	Време на ротация (s)	ASIR
1	Аксиално	140	2.5	Да	Да	2	SS40
2		120	5.0	(100-230)			

Таблица 17. КТ протокол за глава с използване на ASIR.

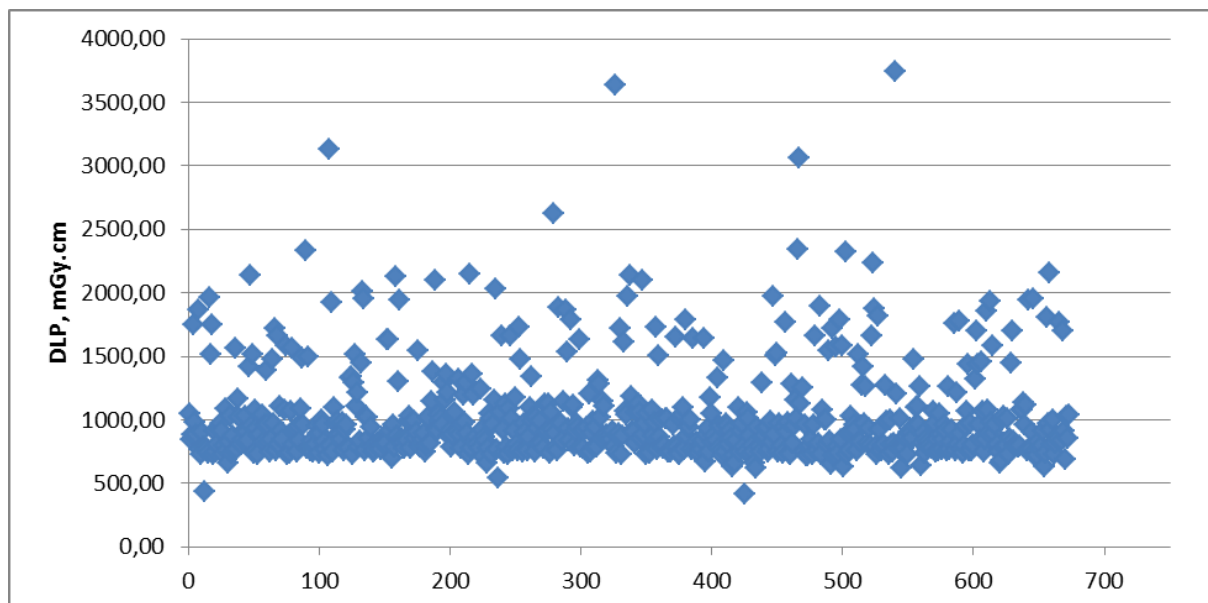
Коригираният КТ протокол се приложи за 600 пациенти в рамките на последното тримесечие на 2018 г. Резултатите за лъчевото натоварване по DLP за двете отделни сканирания (1 и 2) са представени на фиг. 38.



Фиг. 38. Разпределение на DLP по сканирания за КТ на глава с ASIR.

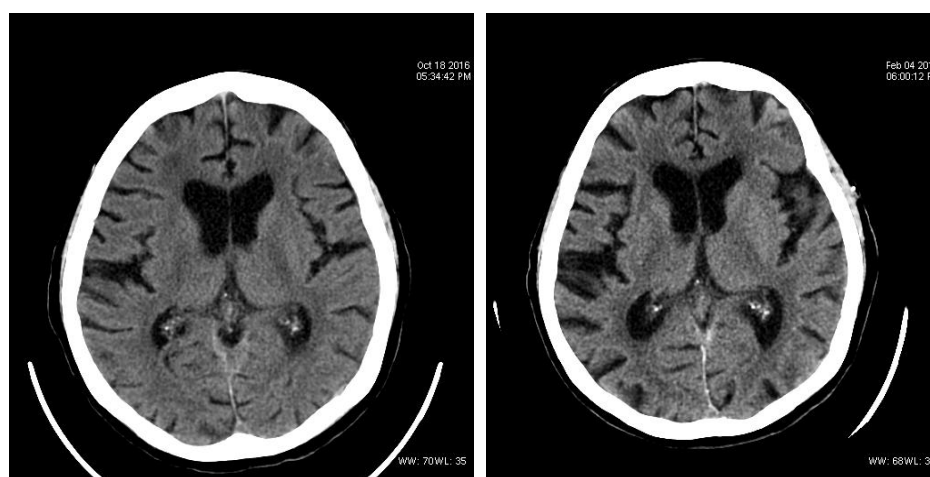
Отчетената DLP стойност за сканиране 1, която се извършва с дебелина на среза 2,5 mm и анодно напрежение от 140 kV е по-ниска в сравнение със сканиране 2, тъй като обхвата на сканиране е по-малък. Сканиране 1 обхваща базата на черепа и субтенториалните мозъчни структури, докато сканиране 2 – супратенториалните мозъчни структури. Разпределението на сумарното DLP за цялото КТ изследване е представено на фиг. 39 като оценената средна стойност е 967,43 mGy.cm (2,03 mSv). Това прави около 58% редукция на радиационната доза спрямо неоптимизирания

протокол на изследване (2296,66 mGy.cm) и 21% намаление в сравнение с досега използвания КТ протокол (1220 mGy.cm).



Фиг. 39. Разпределение на сумарното DLP за КТ на глава с ASIR.

По отношение на $CTDI_{vol}$, наблюдаваните от нас средни стойности за сканиране 1 и 2 са съответно 73,03 mGy и 51,32 mGy, което е с 62% и 58% по-ниско спрямо това на неоптимизирания протокол. Диагностичното качество на полученият КТ образ беше оценявано от лекар рентгенолог в процес на оптимизация на КТ протокол (фиг. 40).



Фиг. 40. КТ образ на глава преди (вляво) и след оптимизация (вдясно).

Целият процес на оптимизация на КТ протокол за глава доведе до стойности за DLP и $CTDI_{vol}$ близки до националните и тези в повечето европейски страни при запазване на диагностичното качество на получения КТ образ (табл. 16). По данни на Американската асоциация на медицинските физици, диагностичното референтно ниво за $CTDI_{vol}$ е 75 mGy, като тази стойност е ориентировъчна и може да бъде по-висока или по-ниска в зависимост от конкретния пациент и клиничната индикация за КТ изследване [133]. За разлика от нашия КТ протокол, някои автори препоръчват използването на фиксирана стойност на анодния ток (190 или 200 mA), което редуцира още повече получената доза от пациента. Освен това, КТ изследване на глава може да се направи и чрез използване на спирален режим на КТ уредба с подходящо подбрани параметри на сканиране. Сравнение на двата възможни режима е представено на таблица 18.

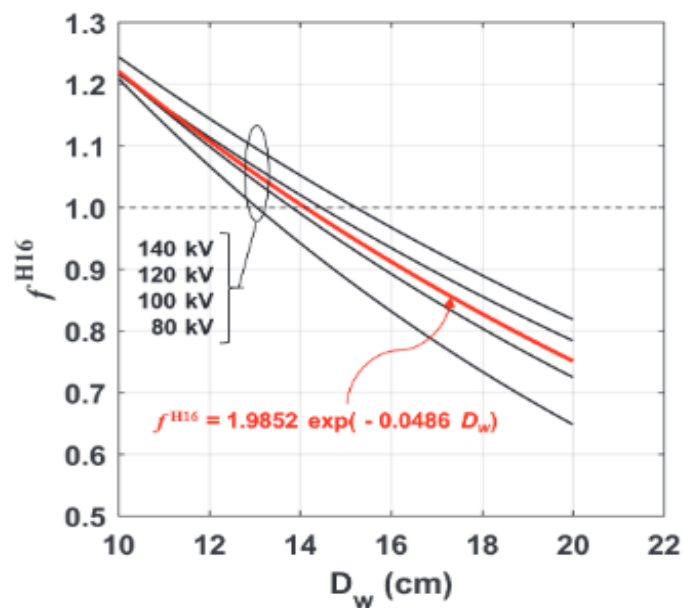
Аксиално сканиране	Характеристики	Спирално сканиране
Дълго	Времетраене на сканирането	Късо
По-малко при <16 детекторни КТ уредби	Артефакти	Повече при <16 детекторни КТ уредби и еднакво с аксиално сканиране при ≥ 64 детекторни КТ уредби
По-добро в някои случаи, особено при <16 детекторни КТ уредби	Качество на образа	Еднакво в много случаи, еквивалентно с аксиално сканиране при ≥ 64 детекторни КТ уредби
Зависи повече от параметрите на протокола, отколкото от вида на сканиране	Лъчево натоварване	Зависи повече от параметрите на протокола, отколкото от вида на сканиране

Табл. 18. Сравнение между използването на аксиално и спирално сканиране при КТ на глава.

Дозата, получавана от пациентите при провеждане на КТ на глава е проучвана от много автори през годините. През 2012 г. *S J Foley и съпр.* публикуват резултати от пилотното си проучване за Ирландия за 30 отделения и клиники, включващи 34 КТ уредби и за над 3000 изследвани пациенти [134]. Проучването обхваща най-често провежданите КТ изследвания за многодетекторни КТ уредби (2-128 срезове) за 12-седмичен период от време. За КТ на глава наблюдаваната от тях стойност за DLP е 940 mGy.cm (75-ти персентил) със средна стойност 857 ± 121 mGy.cm (550-1078 mGy.cm), а $CTDI_{vol}$ е 66.2 и 58.4 mGy (75-ти персентил). Авторите посочват, че въпреки предлаганите техники и стратегии за оптимизация, все още много малко от тях се имплементират и използват рутинно в клиничната практика. Освен това, проучването на *S J Foley и съпр.* показва, че съществува огромен потенциал за оптимизация на КТ процедури, особено за отделенията, които превишават многократно предложените ДРН за съответната държава. В друго проучване през 2016 г. *Kanal и съпр.* представят резултати за над 200 000 КТ изследвания на глава в САЩ за 583 диагностични центъра, от които около 46% са областни болници [135]. Резултатите за DLP и $CTDI_{vol}$ са съответно 962 mGy.cm и 56 mGy (75-ти персентил). Авторите докладват като недостатък на проучването липсата на качествена оценка на получените КТ образи и процесът на ръчно въвеждане и кодиране на изследванията. Направено е допускане, че повечето от КТ изследвания удовлетворяват съответния стандарт за качество на образа и се насърчава използването на унифицирана номенклатура за наименованията на КТ изследвания. Освен това, не е направена оценка на използването на итеративен алгоритъм за реконструкция на образите, вида на КТ уредби и техните детекторни конфигурации. Въпреки тези ограничения, проучването на *Kanal и съпр.* е с огромен обхват на пациенти и представя груба оценка за определяне на ДРН и бъдещи насоки относно лъчевото натоварване за подобен вид изследвания. В подробен доклад на Канада от 2016 г. за определяне на национални ДРН са включени общо 510 КТ уредби за 7 типа изследвания [136]. КТ изследвания на глава наброяват 5495 като са разделени според режима на сканиране. Наблюдаваните $CTDI_{vol}$ стойности за аксиален и спирален режим са съответно 83 mGy и 79 mGy, а сумарната стойност за DLP за цялото изследване е 1302 mGy.cm. През 2015 г. японската асоциация по радиационна защита в медицината публикува доклад за определяне на национални ДРН [137]. Установените ДРН за КТ на глава са 85 mGy за $CTDI_{vol}$ и 1350 mGy.cm за DLP. През 2014 г. *J. Santos и съпр.*

публикуват резултати от изследването си за определяне на ДРН за Португалия [138]. Проучването обхваща 211 институции предоставящи КТ услуги, като 88% от тях имат по една инсталирана и действаща КТ уредба. Авторите посочват, че най-често провежданите изследвания са тези на глава, бял дроб и корем, а всички КТ изследвания (n=6394) са категоризирани в 7 типа. Установените резултати за КТ на глава са 75 mGy (CTDI_{vol}) и 1010 mGy.cm (DLP). По подобие и на други автори по темата, проучването установява значими разлики в лъчевото натоварване на пациентите в отделни центрове и нужда от системна насока за оптимизация на КТ изследвания (от 42 до 150 mGy). В ретроспективното проучването на *T. Adejoh и съпр.* от 2017 г. за Нигерия се включват 4 КТ центъра и общо 200 пациенти (104 мъже и 96 жени) на възраст 18-93 години [139]. Наблюдаваната от авторите стойност за CTDI_{vol} е в диапазона 46-86 mGy и 794-1785 mGy.cm за DLP, а установените ДРН са съответно 66 mGy и 1444 mGy.cm. Въпреки че, CTDI_{vol} стойностите са сравними с повечето европейски страни и международни препоръки, DLP стойностите са значително по-високи. Интересни резултати са представени в пилотното проучване на *S. A. Kharuzhyk и съпр.* за Беларус от 2010 г., в което е събрана дозиметрична информация за 8 КТ уредби и за 5 вида изследвания [140]. Авторите докладват средна стойност за КТ на глава от 50.2±14.3 mGy (31.9-74.2) за CTDI_{vol} и ДРН от 60 mGy. В сравнение с останалите проучвания по темата, *S. A. Kharuzhyk и съпр.* наблюдават значително по-ниска средна стойност за DLP от 597.4±179.3 mGy.cm (382.8-890.4) и 730 mGy.cm за ДРН, а оценената ефективна доза за КТ на глава е 1.4±0.4 mSv (0.2-2.0). През 2008 г. *P. Cho и съпр.* провеждат голямо проучване с 128 764 изследвани пациенти в 42 болници за Република Корея [141]. За съжаление, проучването дава информация само за CTDI_w, чиято средна стойност е 41.06±14.43 mGy (19.1-63.94). За определяне на ДРН в Тамил Наду (Южна Индия) *Saravankumar и съпр.* събират информация за 5 500 пациенти от 110 КТ уредби [142]. Докладваните резултати за КТ на глава са 47 mGy и 1041 mGy.cm. Стойностите за CTDI_{vol} са по-ниски в сравнение с почти всички европейски страни, а DLP резултатите са по-високи спрямо тези в Белгия, Швейцария, Норвегия и Великобритания. Авторите заключават, че проучването може да се използва във връзка с оптимизация на КТ изследвания за глава, бял дроб и корем.

За по-точна оценка на дозата на пациента от КТ на глава би могло да се използва и метода на AAPM от 2019 г., при който лъчевото натоварване се оценява на база размера на пациента [143]. В основата на метода стои определянето на набор от $CTDI_{vol,16}$ към SSDE конверсионни коефициенти (f^{H16}) като функция на водно-еквивалентния диаметър (D_w , cm) чрез подходящи фантоми и Монте-Карло методи от четири изследователски групи. На фиг. 41 е представена графика на експоненциална зависимост $f^{H16}(D_w)$ при различни анодни напрежения на КТ уредба.



Фиг. 41. Определяне на конверсионен коефициент в зависимост от водно-еквивалентен диаметър при различни анодни напрежения на рентгеновата тръба.

Вариацията в определянето на коефициентите при високи стойности на D_w се дължи главно на голямата разлика в избора на изследвани анодни напрежения. Въпреки това, използването на 100-120 kV дава добри резултати с по-малко от 5% грешка в сравнение с комбинираната експоненциална крива за D_w 12, 14 и 16 cm. Наблюдава се завишаване на SSDE стойностите с 3,8 %, 6,7 % и 9,7 % при използване на комбинираната крива за f^{H16} в сравнение с тази за 80 kV при 12, 14 и 16 cm. За кривата при 140 kV се наблюдава занижаване на получените резултати с 3,2%, 4,5%, 5,7 % и 7,0% за 12, 14, 16 и 18 cm.

След това, пресмятането на SSDE се извършва по следната формула:

$$SSDE = f^{H16} \cdot CTDI_{vol,16} \quad (9)$$

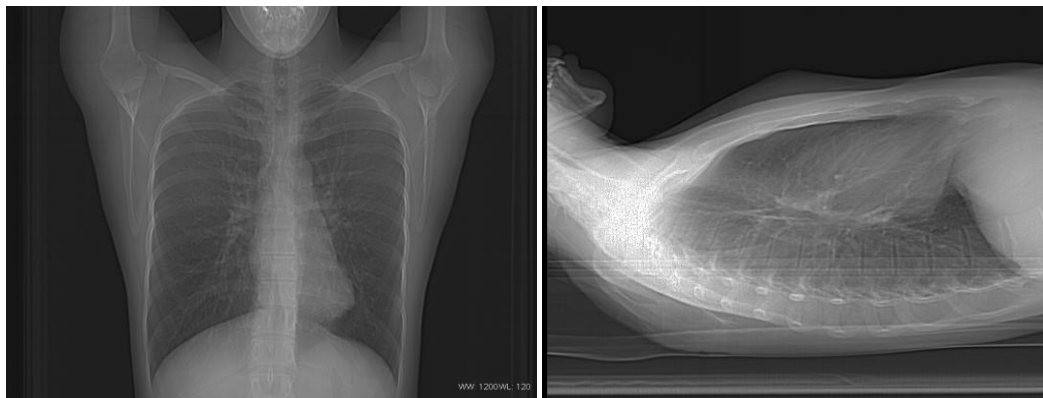
където $CTDI_{vol,16}$ е обемният компютър-томографски индекс на дозата за стандартен 16 см PMMA фантом. Важно е да отбележим, че разликите в пресмятането на SSDE, използвайки така получените конверсионни коефициенти са под определените граници за неопределеност на метода ($\pm 20\%$) в AAPM доклад №204 [53]. Авторите посочват, че за целите на определяне на SSDE в клиничната практика е препоръчително да се използва комбинираната крива, докато резултатите за отделните анодни напрежения да се използват само в систематизирани проучвания и изследвания. Както вече беше отбелязано, определените SSDE стойности не трябва да се използват за определяне на ефективна доза чрез други конверсионни фактори (DLP стойности).

Допълнителна важност в процеса на оптимизация на КТ протокол за глава е факта, че оценката на лъчевото натоварване на пациентите при провеждане на подобен вид КТ изследвания беше избрана за качествен индикатор на Клиниката по образна диагностика. Изборът и проследяването на мярка за качество във времето е задължителен елемент в етапа по акредитиране на „Аджибадем Сити Клиник МБАЛ Токуда“ ЕАД по международния стандарт за качество, безопасност при предоставяне на медицински услуги и сигурност в здравеопазването (JCI-Joint Commission International). Акредитационната система на JCI гарантира изпълнението на множество политики и стратегии за непрекъснато повишаване на нивото на болничните грижи и сертифицира, че пациентите се лекуват по най-безопасния и отговорен начин.

5.3. КТ на гръден кош

КТ на гръден кош е високо информативен метод за образна диагностика и спада към базисните (основните) компютърногографски изследвания. Изследването е част от торакалната рентгенология, която е насочена към диагностика на заболяванията на органите в гръдния кош – гръдна стена, бели дробове, плеври, диафрагма и структури на медиастинума. КТ изследване представлява диагностично изследване за оценка на медиастинални и аксиални лимфни възли, тумори на медиастинума, малформации на гръдния кош и белия дроб, заболявания на хранопровода и др. Овен това, изследването намира извънредно голямо приложение при ранната диагноза на рака на белия дроб, бронхиектазии и други заболявания на белия дроб.

Позиционирането на пациента върху пациентската маса включва положение „по гръб“ като ръцете са вдигнати над главата. Топограмата се извършва в две проекции (фас и профил) и обхваща гръдния кош от раменния пояс до долна торакална апертура, включвайки задните косто-диафрагмални синуси (фиг. 42). Критериите за качество на образа са свързани със симетрично позициониране на гръдния кош, липса на двигателни артефакти, ниско ниво на шум в образа и добро контрастиране на съдовете.



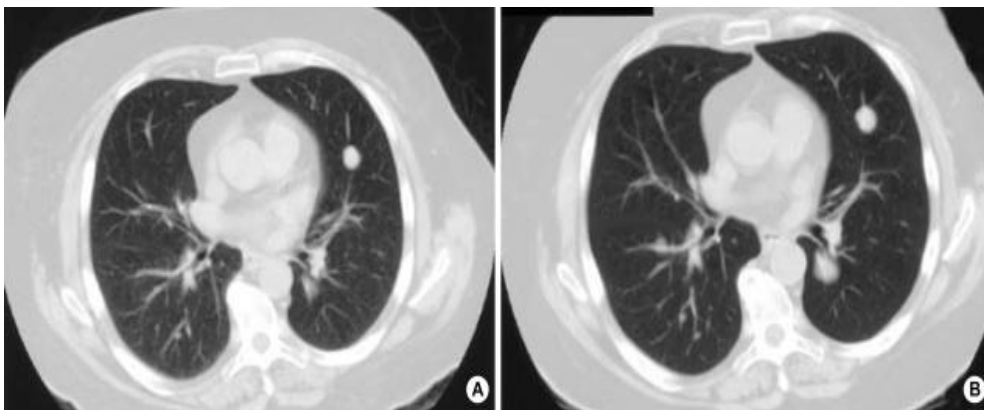
Фиг. 42. Обхват на сканиране при провеждане на КТ на гръден кош.

КТ изследване на бял дроб формира около 12% от всички проведени изследвания (общо 1411) за период от три последователни месеца. Въпреки ниския брой, това КТ изследване е свързано с относително висока радиационна доза за пациентите, дължаща се главно на големи вариации в използваните клинични протоколи.

Редица автори препоръчват използването на КТ протоколи за бял дроб с ниска радиационна доза за различни по вид клинични индикации [143-149]. Към тези протоколи се включват:

- Проследяване на пациенти от проведено лечение

Много КТ уредби използват „фиксиращи“ експонационни параметри, несъобразени с размера на пациента, което довежда до по-високи дози за „малките пациенти“. В проучването си *Huda и сътр.* показват, че при много КТ протоколи за изследване на бял дроб не се използват адаптирани пациенто-зависими параметри, което довежда до ненужно високо лъчево натоварване [147]. Нискодозовият КТ протокол е ефективен метод за откриване на различни патологични изменения в белия дроб и медиастинума при млади пациенти и за проследяване ефекта от дадено лечение (фиг. 43)[145].



Фиг. 43. Стандартен КТ на бял дроб (А) и КТ на бял дроб с 50% редукция на дозата (В).

- Скрининг на белия дроб

Скринингът е акт на организирано ранно откриване на широко разпространено заболяване, което може да бъде лекувано. Предполага се, че с помощта на един или серия от диагностични тестове, болестта може да бъде открита преди да предизвика клинични симптоми. Лечението в ранен стадий трябва да се отрази на намаляване на болестно свързаната смъртност. Единственият подходящ за скрининг на рака на белия дроб метод е нискодозовата КТ. Изследването се препоръчва при пациенти, които нямат оплаквания, но са с висок риск за развитие на карцином на белите дробове.

Поради високата си чувствителност за откриване на малки белодробни възли (нодули), които са най-често индикация за ранна проява на рак на белия дроб, нискодозовият КТ протокол е най-подходящия метод за добър скринингов тест [150]. Аргументите за препоръчване се основават на предположението, че откриването на голяма част от малки ракови образувания в дадена популация ще намали свързаната с тях смъртност. Различни автори посочват обещаващи резултати при провеждане на подобен вид скринингови КТ изследвания и препоръчват използването на метода с възможно най-ниска радиационна доза [146, 151, 152].

- Азбестови плеврални лезии

КТ протокол с ниско лъчево натоварване е подходящ и за откриване на доброкачествени азбест свързани плеврални плаки, лезии и удебелявания [153]. Използването на нискодозов КТ протокол с висока разделителна способност (HRCT) предоставя еквивалентни резултати в сравнение със стандартното КТ сканиране.

- Хемоптиза (кръвохрачене)

Хемоптизата е често срещан симптом в белодробната практика. Спектърът на клиничната изява варира от ивици кръв в храчките до масивно кървене, последвано от нарушение на дихателната функция и хемодинамична нестабилност. Нискодозовата КТ е подходящ способ при пациенти с хемоптиза и негативна рентгенография на бял дроб с цел проследяване на заболяването [154, 155, 156].

- Солитарни пулмонални нодули

КТ протокол с ниско лъчево натоварване е подходящ за визуализиране на малки, незначителни по своята същност промени в белодробния паренхим. Балансът между ниската радиационна доза и възможността за визуализиране на малки области в белия дроб стои в основата на изграждане на протоколи за нискодозова КТ. *Gartenschlager u сътр.* докладват, че използването на КТ протокол с до 90% по-ниска доза показва висока чувствителност към детекция на белодробни нодули [157]. В друго експериментално проучване на *Dieterich u сътр.* се представя възможността за откриване на нодули с размери по-големи от 5 мм [158].

- Биопсия и дренаж

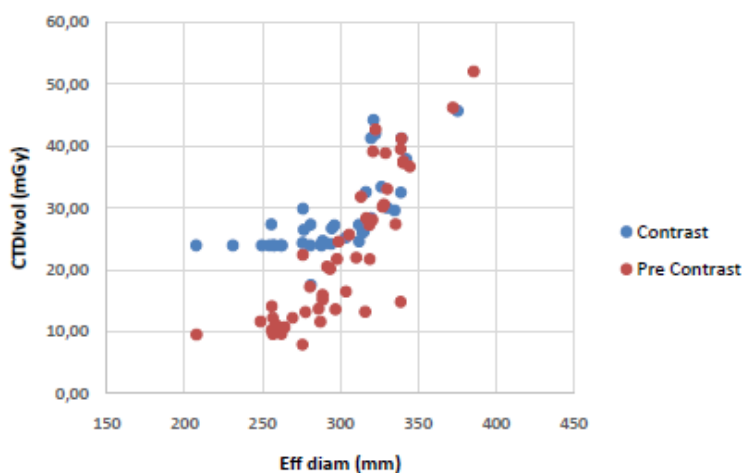
При пациенти подлежащи на КТ биопсия на белия дроб, проучването на *Ranavel u сътр.* показва, че качеството на образа при използването на нискодозов протокол не оказва влияние върху изпълнението и ефективността на процедурата и допълнително облъчване не е обосновано [159].

В периода 2016-2017 г. беше проучена практиката при провеждане на стандартно КТ изследване на бял дроб. Техническите параметри на използвания клиничен протокол са представени на табл. 19.

Тип сканиране	Анодно напрежение (kV)	Дебелина на срез (mm)	Автоматична модулация на анодния ток (AutomA)	Скорост на движение на масата (mm/s)	Стъпка на сканиране (pitch)	Време на ротация (s)	Ниво на шум (NI)
Спирално	120	2.5	Да	39,38	0,984:1	1	13,4 15,8

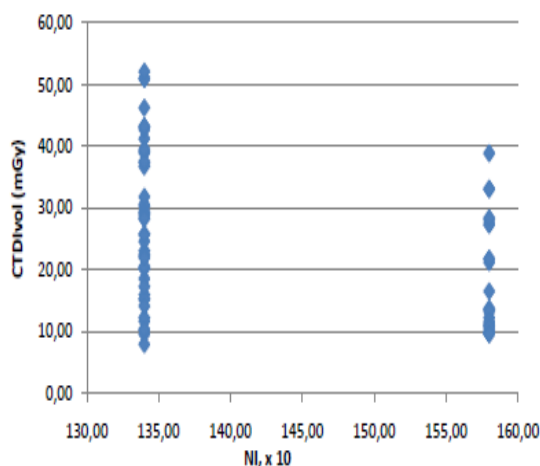
Таблица 19. КТ на бял дроб. Технически параметри.

Резултатът от разпределението на лъчевото натоварване (нативна и контрастна фаза) е показано на фиг. 44. За дозиметрична оценка беше използван $CTDI_{vol}$ и пресметнатия ефективен диаметър на пациентите.



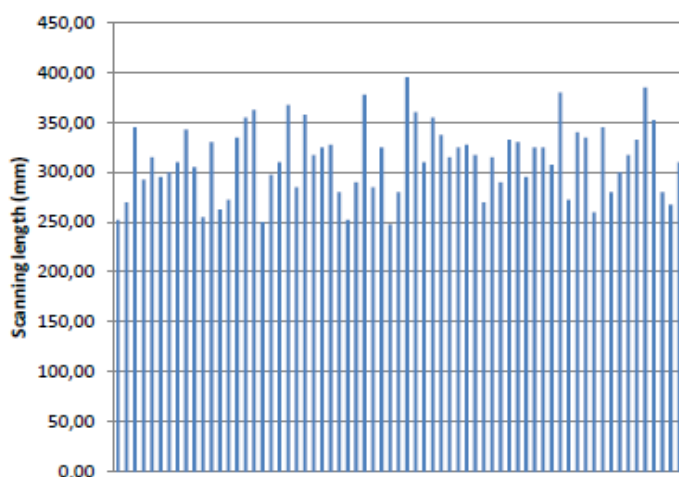
Фиг. 44. Разпределение на лъчевото натоварване при КТ на бял дроб.

Както се вижда, голяма част от КТ изследвания са над определените национални ДРН за $CTDI_{vol}$, посочени в таблица 3. Оценената средна $CTDI_{vol}$ стойност за КТ протокол е 25,89 mGy, което е с 1,62 пъти повече спрямо ДРН за страната. Освен това, прави впечатление и използването на две различни стойности на ниво на шум в образа (NI 13,4 и 15,8), което допълнително оказва влияние в избора на количество електричество (mAs) на КТ уредба (фиг. 45).



Фиг. 45. Използване на две нива на шум в образа.

Използваният КТ протокол беше анализиран и спрямо дължината на сканиране за отделните пациенти (фиг. 46).



Фиг. 46. Разпределение на дължината на сканиране.

Оценената средна дължина на сканиране е 315,00 мм (247,50 – 395,00), която е типична за този вид КТ изследване.

Направеният литературен обзор относно ДРН за КТ на бял дроб за различни страни е систематизиран в таблица 20.

	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
Австралия	15	450
Германия	12	400
Финландия	9	290
Франция	15	475
Великобритания	12	610
Ирландия	9-11	390
Япония	15	550
Корея	13	710
Швеция	20	600

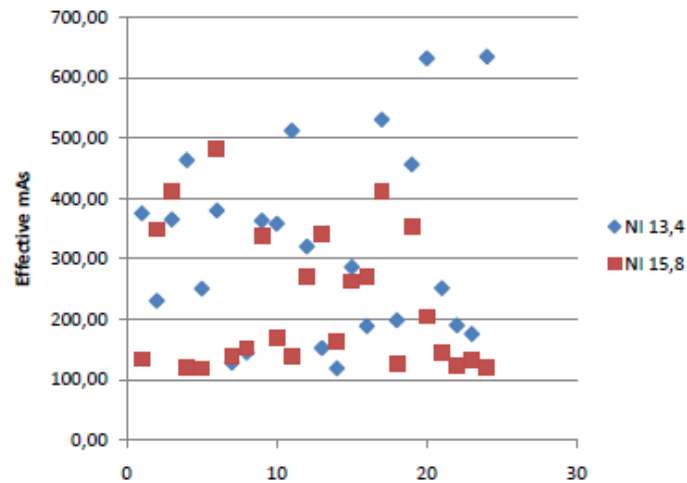
Таблица 20. Диагностични референтни нива за КТ на бял дроб.

Американската асоциация на медицинските физици докладват и дават препоръки за разделяне на пациентите по тегло (или БМИ) със съответното съобразено ниво на лъчевото натоварване (табл. 21).

Пациент	Тегло (kg)	CTDI _{vol} (mGy)
Поднормен (БМИ<18,5)	50-70	4-10
Нормален (БМИ 18,5-24,9)	70-90	8-16
Затлъстяване (БМИ>25)	90-120	14-22

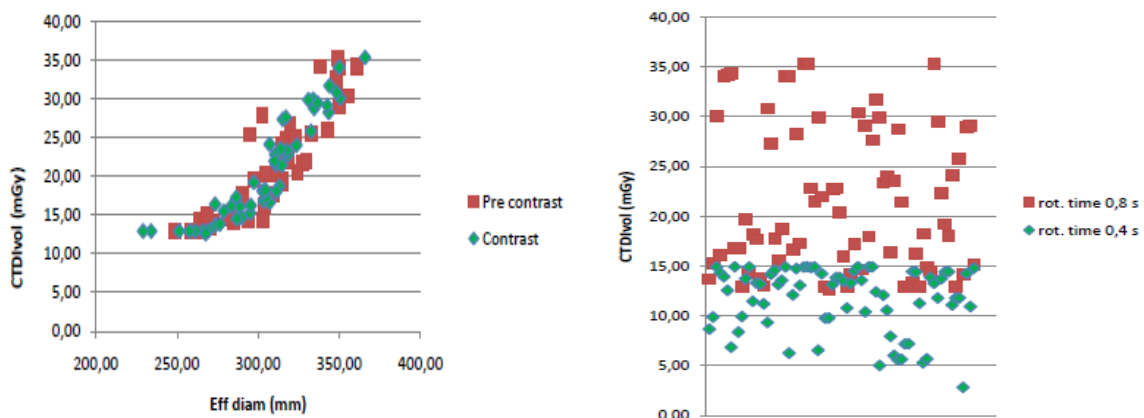
Таблица 21. Препоръчителни нива на лъчево натоварване при КТ на бял дроб на база тегло на пациента.

Сравнението на лъчевото натоварване на използвания КТ протокол за бял дроб с ДРН и в други страни, потвърди нуждата от оптимизация на изследването. За целта, беше избран подход с паралелна корекция на два параметъра, а именно скорост на движение на масата и времето на ротация. Като допълнение, нивото на шум в образа беше фиксирано на 15,8, тъй като при изборът на тази стойност, КТ урежда ще използва по-ниски стойности на количество електричество, което би довело и до по-ниска радиационна доза за пациента (фиг. 47).



Фиг. 47. Разпределение на mAs в зависимост от нивото на шум в образа.

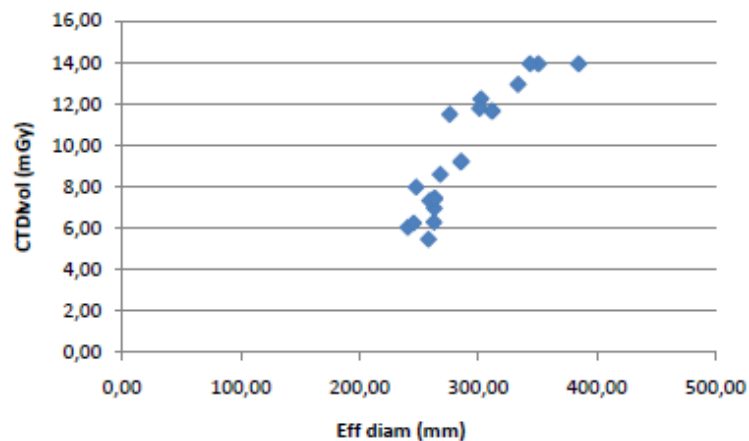
Протоколът беше оптимизиран чрез увеличаване скоростта на движение на масата (49,00 mm/s) и двуетапно намаляване на времето на ротация (0,8 и 0,4 s), като резултатите са представени на фиг. 48.



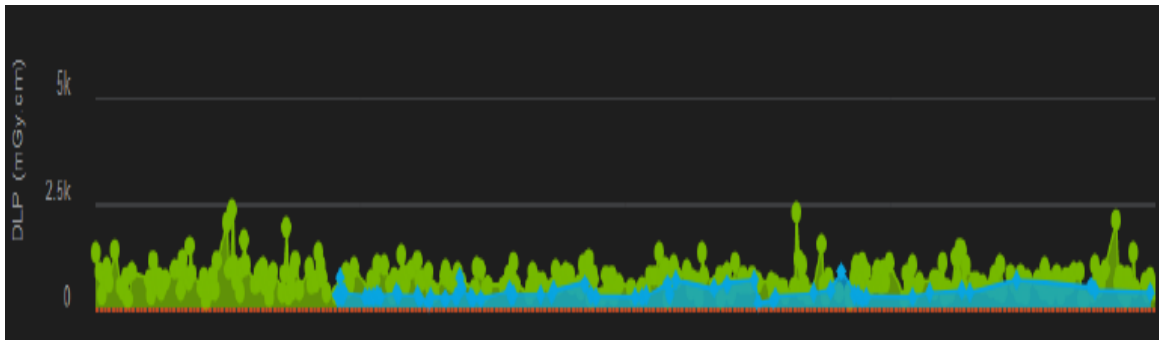
Фиг. 48. Разпределение на лъчевото натоварване на КТ протокол за бял дроб след оптимизация.

Увеличаването на скоростта на движение на масата допринася за по-бързото сканиране на изследваната област на интерес, а оттам и до по-бързото провеждане на КТ изследване. Този фактор от своя страна доведе до намаляване на радиационната доза на пациента, тъй като времето на експонация е по-кратко ($CTDI_{vol}$ 20,00 mGy). Двуетапното намаление на времето на ротация също допринесе за редуциране на лъчевото натоварване. Субективната оценка за качество на образа беше извършена от лекар рентгенолог в процес на оптимизация на КТ протокол. Използването на ултракъсо време на ротация (0,4 s) доведе до КТ образи с недиагностично качество на белия дроб (загуба на разделителна способност) и поради тази причина, този параметър беше фиксиран на 0,8 s.

С оглед постигане на възможно най-ниска радиационна доза за този вид КТ изследване и спазване на принципа ALARA, бяха предприети допълнителни стъпки за последваща оптимизация. Анодното напрежение на рентгеновата тръба беше намалено от 120 kV до 100 kV, намалено беше времето на ротация от 0,8 s до 0,6 s и увеличена беше скоростта на движение на масата от 49,00 mm/s до 65,33 mm/s. Дозиметричните резултати са показани на фиг. 49, а на фиг. 50 е представено DLP сравнение между двата протокола.

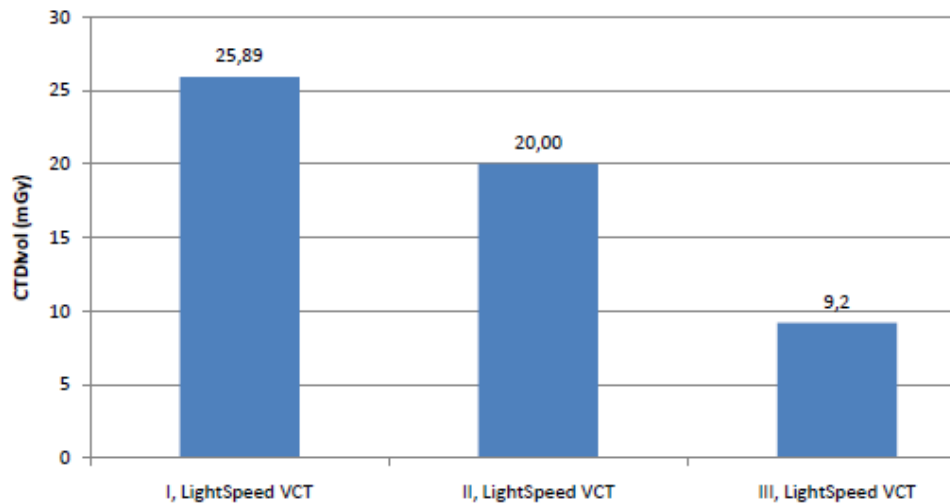


Фиг. 49. Лъчево разпределение по $CTDI_{vol}$.



Фиг. 50. Сравнение по DLP на двата използвани протокола. В зелено – протокол 120 kV; 49,00 mm/s; 0,8 s, в синьо – 100 kV; 65,33 mm/s; 0,6 s.

Съвкупността от трите коригирани технически параметъра доведе до $CTDI_{vol}$ 9,20 mGy, което е малко над два пъти редукция спрямо предходно използвания КТ протокол. Двуетапното редуциране на радиационната доза е показано на фиг. 51.

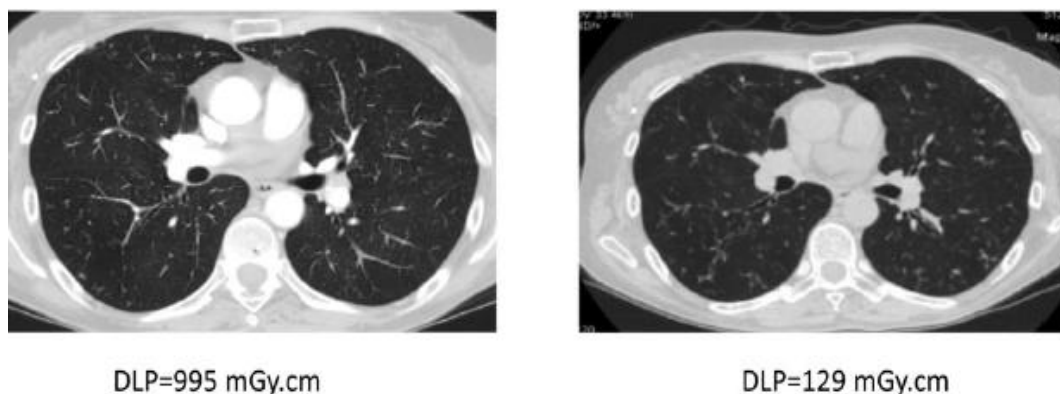


Фиг. 51. Двуетапно намаление на $CTDI_{vol}$.

По този начин, лъчевото натоварване на пациентите, подлежащи на подобен вид изследване беше намалено с 65% при запазване диагностичната информация на образа. Постигнатите резултати показват съизмерими стойности с ДРН за Финландия и Ирландия и по-ниски в сравнение с националните ДРН.

5.4. Въвеждане на нискодозови КТ протоколи за целите на скрининг и проследяване на клинични ситуации

Класически пример за рутинно използване на нискодозов КТ протокол е този при suspectна или известна нефро/уретеролитиаза [160]. При анализа на пациентопотока и клиничните ситуации, които позволяват без компромис да бъдат използвани подобни протоколи, беше установено, че въвеждането им ще допринесе за общата редукция на радиационната доза. В резултат на това, разширено беше приложението на нискодозовите КТ протоколи за оценка на урогениталната система, дифузни заболявания на белите дробове, емфизем и проследяване на солитарно белодробно огнище (фиг. 52). При пулмологичните протоколи концепцията за компромис беше основана на естествената разлика в плътността на аерирания белодробен паренхим и интерстициалната поддържаща мрежа [161, 162].



Фиг. 52. КТ образи на един и същи пациент при поредна контрола в хода на атипична туберкулозна инфекция, проведени със стандартен протокол (вляво) и нискодозов протокол (вдясно).

Намаляването на големината на анодния ток доведе до значима разлика в крайната доза на пациента при запазване на диагностичната стойност на образите. Същевременно стандартизирането на протоколите позволи използването на софтуерни продукти за допълнителна обработка и доведе до избягване на субективни оценки независимо от времето на изследване и изследващия лекар от екипа.

Корекцията на КТ протоколи с повече от една фаза на изследване (сканиране), фокусирани към оценка на патологични находки в паренхима на черния дроб и бъбреците при пациенти с известни онкологични заболявания, се оказва съществен

проблем. Установене беше, че най-високи еднократни дози се регистрират при т.нар. многофазови протоколи на карциномно и лимфомно болни пациенти, вариращи от 600 mGy.cm до 3500 mGy.cm за нативно изследване и съответна ефективна доза от 7 до 32 mSv. Тук е изключително важно да отбележим факта, че в хода на болестта при известен първоначален статус дублирането на сканирането в отделни фази на контрастиране няма съществен принос към рентгенологичната оценка. Това е проблем, дискутиран широко в литературата и нерешаването му обяснява поддържането на високи дози при проследяване на тези пациенти [163, 164]. Липсата на единно пациентско досие при онкологичните пациенти и липсата на добре разписани национални стандарти за периоди на проследяване усложни стандартизирането на тези КТ протоколи и респективно адекватната оценка на „тежестта“ на кумулативната доза в този сектор от изследвания.

5.5. Месечен анализ и обсъждане на проблемни случаи

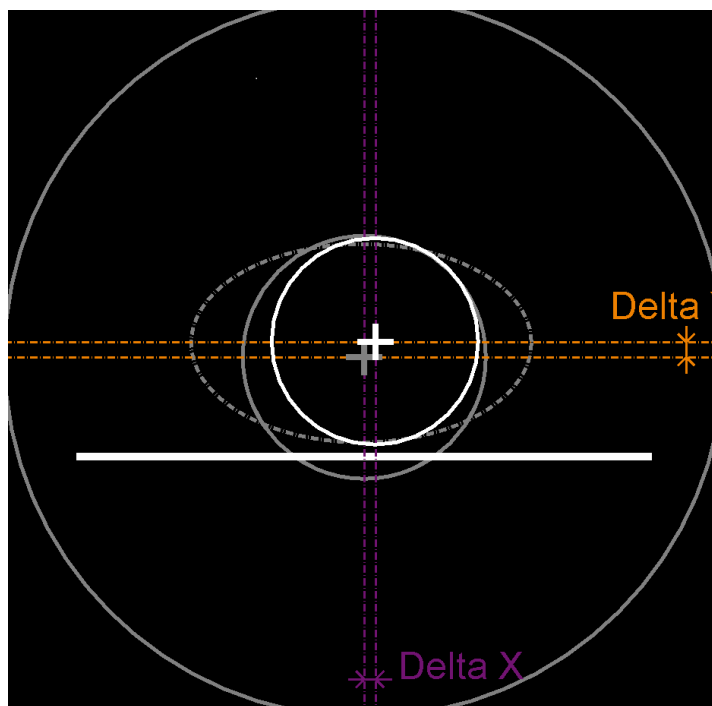
Възможността за периодичен анализ на движението на радиационната доза по протоколи, изпълняващи екипи, пациенти и клинични ситуации позволи контролът на качеството да се извършва непрекъснато с детайлен анализ на всички случаи, при които стойността на DLP е надхвърлила 10 000 mGy.cm (фиг. 53).

Study date	Local study description	Model	Patient birthdate	Total DLP (mGy.cm)	Total number of irradiation event				
9/9/2013	Abd/Pel	LightSpeed VCT	1947-06-13	14209	8				
Acquisition type	Series description	Series protocol name	KVP	X-ray tube current (mA)	Pitch factor	Mean CTDI vol (mGy)	DLP (mGy.cm)	SSDE (mGy)	
Spiral	Pre Contrast	6.1 LIVER 2 Phases	140	645	1.37	37	2062	28	
Spiral		6.1 LIVER 2 Phases	140	592	0.98	61	3226	46	
Spiral		6.1 LIVER 2 Phases	140	552	0.98	57	3008	43	
Spiral		6.1 LIVER 2 Phases	140	547	0.98	56	2981	43	
Spiral		6.1 LIVER 2 Phases	140	517	0.98	53	2818	40	
Stationary	Smart Prep Series	6.1 LIVER 2 Phases	140	40	0.00	96	48	88	
Stationary	Smart Prep Series	6.1 LIVER 2 Phases	140	40	0.00	132	66	112	
Constant angle	Scout	6.1 LIVER 2 Phases	120	10	0.00	0	0	0	

Фиг. 53. Извадка от софтуер DoseWatch, показваща пациент с кумулативна доза надхвърляща 10 000 mGy.cm.

При този пациент, регистрираната кумулативна стойност на DLP надхвърля многократно типичната диагностична доза за дадения вид КТ изследване – трифазен протокол за оценка на огнищна лезия в паренхимата на черния дроб. Специално внимание се обръща и на протоколите, при които регистрираната доза е значително по-ниска от типичната диагностична доза за клиниката. Резултатите показват, че в

повечето случаи това се дължи на човешка грешка в регистрацията или неправилно рефериран пациент – лоша преценка за вида или обема на изследването. Същевременно, софтуерът DoseWatch позволява и идентифициране на ситуации, при които лошата подготовка на пациента, липсата на сътрудничество или неправилното позициониране по отношение на изоцентъра на КТ са причини, налагащи повторение на серията на сканиране, а оттам и повишаване на дозата на пациента (фиг. 54).

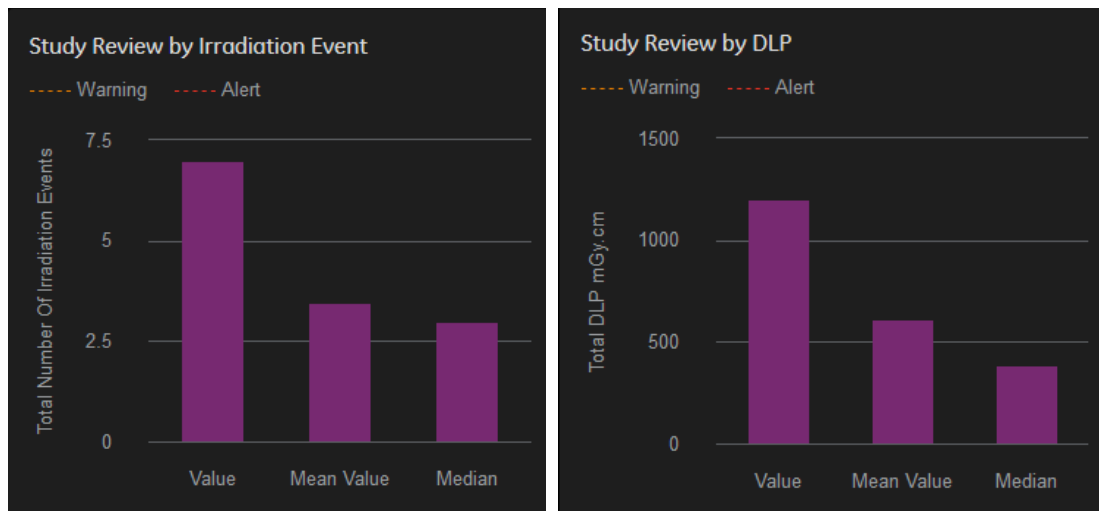


Фиг. 54. Демонстрация на неправилно позициониране на пациент спрямо изоцентъра на апарата. Наблюдава се отместване в x,y посока.

Изготвянето на ежемесечен отчет/рапорт с помощта на софтуер DoseWatch беше включен в болничната програма за качествен контрол и анализ на извънредни състояния и инциденти в клиниката. Проследяването на радиационната доза на пациентите за отделните КТ протоколи, разпределението по възрастови групи и области на изследване, позволи въвеждането на редица вътреболнични правила както при назначаване, така и при изпълнение на КТ изследвания. По-специално внимание се отделя на педиатричните изследвания и тяхното възрастово разпределение по групи (0-5 г., 6-10 г., 11-15 г. и 16-20 г.). Тяхното изпълнение изисква задължително прилагането на протокол за съответната възрастова група, при който техническите параметри са

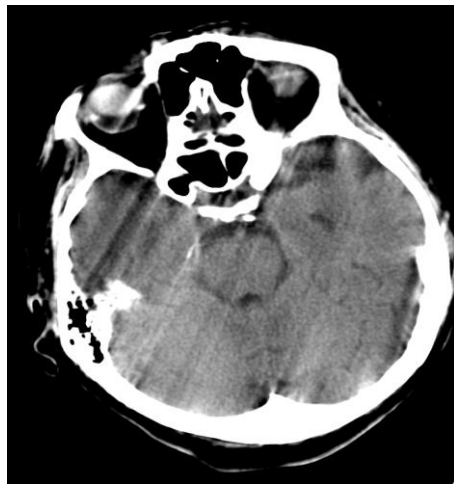
съобразени и адаптирани с оглед минимално облъчване при максимална диагностична информация на КТ образ.

Често желанието в рамките на едно единствено изследване да се решат различни клинични проблеми неминуемо води до удължено времетраене на изследването и повече на брой сканирания (фази), довеждащи и до по-висока крайна радиационна доза за пациента (фиг. 55).



Фиг. 55. Пациент с 7 фази на сканиране и сумарно DLP 1200 mGy.cm.

Важно е да направим уточнението, че в тези седем фази на сканиране се включват и двете топограми (фас и профил), които се правят задължително преди започване на същинското КТ изследване. Ясно се вижда, че броят на фазите надвишава значително средният брой фази за този вид преглед (3.47). По отношение на сумарното DLP на пациента, отново се наблюдава почти двойно по-висока доза спрямо средната за този тип КТ изследване (611.87 mGy.cm). Друга потенциална причина за извършването на повече на брой фази от необходимото за дадения вид рентгеново изследване е възникването на артефакти от движение на пациента по време на КТ сканиране (фиг. 56). Това налага повторение на отделната фаза на сканиране или на цялото изследване, което неминуемо увеличава погълнатата доза от пациента.



Фиг. 56. КТ образ на глава. Наличие на двигателни артефакти.

Месечните анализи показаха и редки случаи, в които един или няколко от техническите параметри на използвания КТ протокол са променени в хода на изследването от рентгеновия лаборант. Такъв е примерът със следния пациент, при който е използван протокол за черен дроб с две фази на сканиране. Установено беше, че и при двете фази (артериална и портална) е използвано анодно напрежение 140 kV, а КТ протокол е фиксиран за рутинно ползване с 120 kV. Причината за тази промяна е високия BMI на пациента ($43,58 \text{ kg/m}^2$), което е предпоставка за по-висока доза, но и за по-качествен диагностичен КТ образ.

5.6. Обучение на персонала и рефериращи лекари

Допълнителна важна стъпка относно стриктното спазване на радиационната защита и безопасност беше предприета с насока към периодично обучение на персонала. Ежемесечните колегиуми и публичното обсъждане на грешки или проблемни ситуации във връзка с изпълнение на определени КТ протоколи позволи на всеки един от членовете на екипа да се запознае по-подробно с техническите параметри на апарата и отражението на промяната им върху крайната доза за пациента и качеството на получения КТ образ. Тези познания са от изключителна важност в клиника, която обслужва голям брой пациенти с широк диапазон от заболявания и различни по характера си клинични ситуации. Като последна стъпка, но не с по-малка важност, беше предприета обучение на рефериращите лекари-клиницисти и по-широко въвеждане на стандартите за насочване на пациента към Клиника по образна диагностика. Провеждането на периодични лекции, обучения и

инструктажи, ориентирани към правилния избор на образно изследване в контекста на клиничния въпрос, анонсиране на други изследвания, основани на нейонизиращо лъчение, но предоставящи близка информация и избягване на ненужните рентгенови изследвания доведоха до редуциране на броя на неадекватно насочени пациенти за КТ прегледи. Въпреки, че всички тези мерки не са пряко свързани с техническите параметри на КТ уредба, те водят до издигане ролята на медицинския физик и рентгенолога в мултидисциплинарен екип и същевременно до правилен избор на подходящо изследване на база на индивидуалните клинични търсения.

6. Резултати и обсъждане

- Наблюдаван беше сериозен организационен проблем, свързан с класификацията на провежданите КТ изследвания и тяхното унифицирано въвеждане по наименования. Предприети бяха административни и корективни мерки за уеднаквяване на наименованията на КТ протоколите чрез създаване на единен списък и обучение на рентгеновите лаборанти за спазване на нововъведената номенклатура. Тази стъпка беше предприета с цел по-лесен системен дозиметричен контрол на групи от КТ протоколи при сравнително единни клинични индикации.
- Беше извършено проучване и анализ на клиничната работа при провеждане на КТ изследвания в Клиника образна диагностика на „Аджибадем Сити Клиник МБАЛ Токуда“ ЕАД. Установени бяха най-често прилаганите КТ протоколи и тези, които са базирани на високо лъчево натоварване. Събраните данни показаха, че най-често се прилага протоколът за изследване на мозък и лицеви структури, докато протоколът с най-високо лъчево натоварване е КТА на долни крайници. И при двата КТ протокола бяха ясно дефинирани критериите за качество на получения образ и бяха проучени възможностите за оптимизация с цел понижаване на лъчевото натоварване при запазване диагностичната информация.
- Извършена беше оптимизация на КТА протокол на периферни артерии на долни крайници. Установено беше, че лъчевото натоварване при използване на оптимизирания протокол е с 82% по-ниско спрямо това при стандартно използвания протокол. Ретроспективното проучване, което проведохме показва около пет пъти редукция на радиационната доза за пациентите при използването на 80 kV протокол. Този факт е резултат от комбинация на промяна на анодното напрежение и увеличената стойност на NI. Въпреки, че шумът в образа е увеличен над два пъти (7.4 HU срещу 3.3 HU), отношението съдов контраст-шум (61.5 срещу 88.5) и контраст-шум (52.2 срещу 69.2) е намалено, субективната оценка на 80 kV протокол (4.4 срещу 4.0) показва дори по-висока стойност спрямо използването на 120 kV. Отделно беше разгледано приложението на итеративните реконструкционни алгоритми. Изследвана беше

промяната на лъчевото натоварване с използването на ASIR при два КТ протокола и беше сравнена с останалите резултати. Двата нови протокола бяха въведени в клиничната практика за рутинно използване.

- Извършена беше оптимизация на КТ протокол на глава. От възможните методи за оптимизация, беше избран подход с постепенна промяна на обхвата от стойности на анодния ток с цел избягването на рязка промяна в качеството на получения КТ образ. Намалението на анодния ток доведе до редуциране на сумарната радиационна доза. Беше проведена и „сляпа“ субективна оценка на получените КТ образи, като протоколът с най-ниска оценка за качество и DLP стойност 685 mGy.cm не беше приет за рутинно използване в клиничната практика, поради наличието на високо ниво на шум, нисък контраст и трудна диференциация между сива и бяла мозъчна тъкан. Стандартният протокол беше заменен с протокол с почти същото качество на образа (2.075 срещу 2.175), но с по-ниска DLP стойност (1220 mGy.cm). Оценената ефективна доза на оптимизираният протокол за глава е 2,56 mSv, което е с 53,1 % по-ниско спрямо това на рутинния КТ протокол. Разгледан беше и ефекта от прилагането на итеративен реконструиращ алгоритъм, като оценената средна стойност за DLP е 967,43 mGy.cm, което прави около 58% редукция на радиационната доза спрямо неоптимизирания протокол на изследване (2296,66 mGy.cm). По отношение на $CTDI_{vol}$, наблюдаваните от нас средни стойности за сканиране 1 и 2 са съответно 73,03 mGy и 51,32 mGy, което е с 62% и 58% по-ниско спрямо това на неоптимизирания протокол. Процесът на оптимизация на КТ протокол за глава доведе до стойности за DLP и $CTDI_{vol}$ близки до националните и тези в повечето европейски страни при запазване на диагностичното качество на получения КТ образ.
- Извършена беше оптимизация на КТ протокол на гръден кош. Беше избран подход с паралелна промяна на два технически параметъра - скорост на движение на масата и времето на ротация. Протоколът беше оптимизиран чрез увеличаване скоростта на движение на масата (49,00 mm/s) и двуетапно намаляване на времето на ротация (0,8 и 0,4 s). Впоследствие, предприета беше и промяна на анодното напрежение на КТ протокол (100 kV). Лъчевото

натоварване на пациентите, подлежащи на подобен вид изследване беше намалено с 65% при запазване диагностичната информация на образа.

7. Заключение

Медицинското облъчване е обосновано да се прилага, само когато ползата от него, включително пряката полза за личното здраве и ползите за обществото, са достатъчно високи спрямо индивидуалните вреди, които облъчването може да причини, като се отчитат ефикасността, ползите и рисковете от наличните алтернативни методи, които имат същото предназначение, но са свързани с по-ниско облъчване. Нормативното изискване за оптимизацията на медицинското облъчване се постига чрез прилагането на програма за осигуряване на качеството, която включва изработване и прилагане на протоколи за оптимално провеждане на радиологичните процедури, записване на проведените медицински радиологични процедури и дозите на пациентите, измерване и оценка на типичните стойности на дозата и сравняването им с националните ДРН.

Оценката на лъчевото натоварване на пациентите и тяхното сравняване с ДРН се провежда в малък брой лечебни заведения в България. Изготвянето на КТ протоколи и тяхното периодично актуализиране се случва рядко или няма системна практика. При стойности на типичната диагностична доза, превишаващи националните ДРН, лечебните заведения не предприемат мерки за установяване на причините и за намаляване на облъчването на пациентите при осигуряване на нужната диагностична информация. Освен това, несистемното осигуряване на медицински физик в лечебните заведения, който да отговаря за изпълнението на програмата за контрол на качеството на медицинските радиологични процедури и радиационната защита не е еднозначно определено. В случаите, където такова присъствие е осигурено, е осъществена тясна връзка на сътрудничество и екипна работа между медицинския физик, рентгеновия лаборант и лекар-рентгенолог.

8. Приноси на дисертационния труд

Научно-приложни приноси:

1. Направено е детайлно проучване и е анализиран потока от пациенти и вида на провежданите КТ изследвания в Клиника образна диагностика на „Аджибадем Сити Клиник МБАЛ Токуда“ ЕАД.
2. Извършена е стандартизация на използваните КТ протоколи с цел пълен анализ на дозиметричните данни. Направена е системна и подробна оценка на лъчевото натоварване на пациентите.
3. Изследвана е промяната на дозиметричните величини $CTDI_{vol}$ и DLP при КТА на периферни артерии на долни крайници с и без използването на итеративен реконструиращ алгоритъм чрез намаляване на анодното напрежение и увеличаване нивото на шум в образа. Извършена е оценка на качеството на получения КТ образ. Постигнато е редуциране на лъчевото натоварване на пациентите при запазване на диагностичното качество на образа. Резултатите са сравнени с практиката в други държави. Оптимизираният протокол е въведен в рутинната клинична практика.
4. Извършена е оптимизация на КТ протокол на глава с и без използването на итеративен реконструиращ алгоритъм чрез намаляване на използваното количество електричество. Реализирано е намаление на сумарната радиационна доза и резултатите са сравнени с националните ДРН, както и тези в други държави. КТ протокол е въведен в рутинната клинична практика.
5. Извършена е оптимизация на КТ протокол на гръден кош чрез увеличаване скоростта на движение на масата, намаляване на времето на ротация и редукция на анодното напрежение. Постигнато е понижаване на лъчевото натоварване като оптимизираният КТ протокол е успешно имплементиран в клиничната практика, а резултатите са сравнени с националните ДРН и тези в други държави.
6. Въведени са нискодозови КТ протоколи за оценка на урогениталната система, дифузни заболявания на белите дробове и проследяване на солитарно белодробно огнище.

Методологични приноси:

1. Разработена и приложена е система за осигуряване на качеството, изразяваща се в провеждане на месечни анализи и обсъждане на проблемни КТ изследвания. Анализирани са причините и клиничните индикации, свързани с повишено лъчево натоварване при използването на отделни КТ протоколи.
2. Разработена и приложена е практика към периодично обучение на персонала (рентгенови лаборанти и рентгенолози), публично обсъждане на технически грешки и проблемни ситуации, свързани с изпълнението на определени КТ изследвания.
3. Предложени са мерки за подобряване качеството на клиничната работа с оглед радиационна защита и безопасност на пациентите, включващи проучване на промяната на различни технически параметри и тяхното влияние върху качеството на образа и дозата на пациента. За целта е осъществено тясно сътрудничество на медицинския физик с рентгенолозите и рентгеновите лаборанти.

Декларация за оригиналност:

С настоящето декларирам, че всички предоставени данни в настоящата дисертационна работа, резултатите и обсъжданията не са взимствани от други източници без цитиране, като потвърждавам личния си принос в научните разработки.

Благодарности

Бих искал да изразя искрената си благодарност на моя научен ръководител проф. д-р Леандър Литов за разбирането и всеотдайността с които се отзовава при всички възникнали проблеми, както и за топлото отношение, което проявява към всички свои студенти, дипломанти и докторанти.

Отправлям изключителни благодарности към проф. д-р Галина Кирова за дългогодишната помощ, която ми оказва във всяко едно отношение. Благодаря и за всичко което е направила за мен, за знанията които ми е дала и за чудесните условия за работа. Изказвам сърдечна благодарност за вдъхновението, навременните коментари и отделеното време при събирането и обработката на данните.

Специално искам да благодаря на рентгеновите лаборанти и целия колектив от Клиника образна диагностика на „Аджибадем Сити Клиник МБАЛ Токуда“ ЕАД за помощта, подкрепата и приятелското отношение през всичките тези години.

Благодаря на всички преподаватели от Катедра Атомна Физика на Физическия факултет, които ми дадоха изключително ценни знания в областта на общата и медицинска физика.

Не на последно място искам да благодаря и на моето семейство за непрекъснатата подкрепа, която ми е оказвало.

9. Публикации във връзка с дисертационния труд:

- **E. Georgiev**, R. Radeva, E. Naseva, G. Kirova-Nedyalkova, Comparison of radiation dose and image quality in CTA of the peripheral arteries, Radiat Protection Dosimetry., 2019 Apr 29. pii: ncz045.
- **E. Georgiev**, I. Dyakov, Automated dose tracking in CT of the chest, Physica Medica: European Journal of Medical Physics, Volume 58, 166 (2019).
- Г. Кирова, **Е. Георгиев**, Ц. Зашева, С. Георгиев, Управление на дозата като мерим критерий за оценка на качеството в клиника по образна диагностика, сп. Рентгенология и Радиология, Книжка 3, Том LIII, 2014.
- G. Kirova, **E. Georgiev**, C. Zasheva, A. St. George. Dose tracking and radiology department management, Radiat Protection Dosimetry. 2015 Jul; 165(1-4):62-6.
- Simeonov F, Pavlov N, Ivanova D, Kostova-Lefterova D, **Georgiev E**, Zagorska A, Madzharova R, Vassileva J. Web-based platform for patient dose surveys in diagnostic and interventional radiology in Bulgaria: Functionally testing and optimization, Phys Med. 2017 Sep; 41:87-92.

Справка за открити цитати на научни публикации:

- ✓ G. Kirova, E. **Georgiev**, C. Zasheva, A. St. George. Dose tracking and radiology department management, Radiat Protection Dosimetry. 2015 Jul; 165(1-4):62-6.
 - Acton, H., James, K., Kavanagh, R.G. et al. Monitoring neurointerventional radiation doses using dose-tracking software: implications for the establishment of local diagnostic reference levels. Eur Radiol (2018) 28: 3669.
 - Heilmaier, C., Treier, R., Merkle, E.M. et al. National survey on dose data analysis in computed tomography. Eur Radiol (2018) 28: 5044.

- ✓ Simeonov F, Pavlov N, Ivanova D, Kostova-Lefterova D, **Georgiev E**, Zagorska A, Madzharova R, Vassileva J. Web-based platform for patient dose surveys in diagnostic and interventional radiology in Bulgaria: Functionally testing and optimization, Phys Med. 2017 Sep; 41:87-92.
 - V. Tsapaki, S. Balter, C. Cousins, O. Holmberg, D.L. Miller, P. Miranda, M. Rehani, E. Vano. The International Atomic Energy Agency action plan on radiation protection of patients and staff in interventional procedures: Achieving change in practice. Physica Medica, Volume 52, 2018, Pages 56-64.
 - Virginia Tsapaki, George C. Kagadis, Marco Brambilla, Mario Ciocca, Catharine H. Clark, Harry Delis, Giovanni Mettivier. 1st European Congress of Medical Physics September 1–4, 2016; Medical Physics innovation and vision within Europe and beyond, Physica Medica, Volume 41, 2017, Pages 1-4.
 - Paola Isoardi, Loredana D'Ercole, Monica Cavallari, Laura Gianusso, Silvia Pini, Carlo Giordano, Lidia Angelini, Paola Enrica Colombo, Stefania Delle Canne, Antonella Del Vecchio, Riccardo Di Liberto, Simona Farnedi, Caterina Ghetti, Elena Lorenzini, Daniela Origgi, Nicoletta Paruccini, Massimo Pasquino, Claudia Cutaia, Mariagrazia Quattrocchi, Lucia Riccardi, Raffaella Soavi, Sabina Strocchi, Annalisa Trianni, Giovanna Venturi. Patient dose in angiographic interventional procedures: A multicentre study in Italy, Physica Medica, Volume 64, 2019, Pages 273-292.
 - Vasileios I. Metaxas, Gerasimos A. Messaris, Aristeia N. Lekatou, Theodore G. Petsas and George S. Panayiotakis. PATIENT DOSES IN COMMON DIAGNOSTIC X-RAY EXAMINATIONS. Radiation Protection Dosimetry (2018), pp. 1–16.

Справката е към 16.08.2019 г.

10. Научни съобщения във връзка с дисертационния труд:

- **E. Georgiev**, C. Sasheva, G. Kirova, Automatic dose tracking: one site experience, XV National Congress of the Bulgarian Association of Radiology, 26-29 September 2013, Sofia, Bulgaria. (устен доклад)
- **E. Georgiev**, G. Kirova, C. Zasheva, D. Milanova, Radiation dose tracking and protocols adjustment. How we did it?, International conference on radiation protection in medicine, 30 May-02 June 2014, Varna, Bulgaria. (устен доклад)
- **Е. Георгиев**, Г. Кирова, Ц. Зашева, Управление на дозата като мерим критерий за оценка на качеството в клиника по образна диагностика, Конкурс за млади учени "Young and Energetic Scientists (YES)", ноември 2014, София, България. (устен доклад)
- **Е. Георгиев**, Ц. Зашева, П. Илиева, Г. Кирова, Лъчезащитни мерки в ангиографски кабинет, Балкански ендovasкуларен курс, 28-29 Април 2017, София, България. (устен доклад)
- **Е. Георгиев**, И. Дяков, Автоматично проследяване на дозите на пациентите при КТ-инструмент за оптимизация. Българският опит., Тематичен курс „Оптимизация в компютърната томография“, 08-09 ноември 2017, София, България. (устен доклад)
- **Е. Георгиев**, И. Дяков, Автоматично проследяване на дозата при КТ на бял дроб, XXXVI-ти колоквиум „Физиката в опазването на човека и околната среда“, 29 юни-01 юли 2018, Гюлецица, България. (устен доклад)
- **E. Georgiev**, R. Radeva, E. Naseva, G. Kirova, Comparison of radiation dose and image quality in computed tomography angiography of the peripheral arteries, XVI Balkan Congress of Radiology, 04-06 October 2018, Kusadasi, Turkey (e-poster)
- **E. Georgiev**, R. Radeva, E. Naseva, G. Kirova-Nedyalkova, Comparison of radiation dose and image quality in CTA of the peripheral arteries, XXXVII-th workshop "Physics in human and environment protection", 21-23 June 2019, Rila mountain, Bulgaria (устен доклад)
- **E. Georgiev**, DoseWatch, a first step in a comprehensive dose management program, 03 July 2019 (webinar) - <https://www.youtube.com/watch?v=BEoC4GRJbbM>
- **E. Georgiev**, R. Radeva, E. Naseva, G. Kirova-Nedyalkova, Comparison of radiation dose and image quality in CTA of the peripheral arteries, XVIII National Congress of the Bulgarian Association of Radiology, 26-28 September 2019, Varna, Bulgaria (устен доклад)

11. Награди и отличия във връзка с дисертационния труд:

- Втора награда на Конкурс за млади учени “Young and Energetic Scientists (YES)”, Тема: „Управление на дозата като мерим критерий за оценка на качеството в клиника по образна диагностика“, ноември 2014, София, България.
- Сертификат *Eurosafe Imaging Star* за оценка качеството на клиничната работа във връзка с радиационната защита на персонала и пациентите в Клиника по образна диагностика на „Аджибадем Сити Клиник МБАЛ Токуда“ ЕАД, септември 2018.

12. Използвани съкращения и означения:

ДРН – диагностични референтни нива

ИЙЛ – източници на йонизиращи лъчения

ЙЛ – йонизиращи лъчения

КТ – компютърна-томография, компютър-томографски

КТА – компютър-томографска ангиография

НЦРРЗ – Национален център по радиобиология и радиационна защита

AAMP – Американска асоциация на медицинските физици (The American Association of Physicists in Medicine)

AEC – автоматична модулация на анодния ток (Automatic Exposure Control)

ALARA - As Low As Reasonably Achievable

AN – стойност на шум в образа (Average Noise)

AP – предно-заден (anterior posterior)

ASIR – итеративен реконструиращ алгоритъм (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction)

CTDI - компютър-томографски индекс на дозата

CTDI_c - компютър-томографски индекс на дозата в центъра

CTDI_p - компютър-томографски индекс на дозата в периферията

CTDI_{vol} – обемен компютър-томографски индекс на дозата

CTDI_w – претеглен компютър-томографски индекс на дозата

CNR – отношение контраст-шум (Contrast to Noise Ratio)

DLP – произведение доза-дължина (Dose-Length Product)

FBP – обратно проектиране (filtered backprojection)

HPA – Агенция по здравеопазване (Health Protection Agency)

HU - Хаунсфилдови единици (Hounsfield Units)

IAEA – Международна агенция за атомна енергия (International Atomic Energy Agency)

ICRP – Международна комисия по радиационна защита (International Commission on Radiological Protection)

ICRU – Международна комисия по радиационни единици и измервания (International Commission on Radiation Units and Measurements)

IEC - Международна електротехническа комисия (International Electrotechnical Commission)

IPEM – Институт по физика и инженерство в медицината (Institute of Physics and Engineering in Medicine)

JCI - Joint Commission International

LAT – страничен, латерален (lateral)

MD – мускулна плътност (Muscle Density)

MTF – модулационна предавателна функция (Modulation Transfer Function)

NI – ниво на шум (Noise Index)

NCRP – Национален съвет по радиационна защита (National Council on Radiation Protection and Measurements)

NRPB – Национален борд по радиационна защита (National Radiological Protection Board)

Pitch – стъпка на сканиране

PMMA – полиметилметакрилат (плексиглас)

ROI – област (зона) на интерес (Region of Interest)

Rotation time – време на ротация

SNR – отношение сигнал-шум (Signal to Noise Ratio)

SSDE - оценка на дозата според размера на пациента (Size Specific Dose Estimate)

TLD - термолуминесцентен дозиметър

VD – съдова плътност (Vascular Density)

VDNR – отношение съдов контраст-шум (Vascular Density Noise Ratio)

13. Библиография:

1. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. SSG-46, IAEA, Vienna (2018).
2. Василев Г. Облъчване на българското население с йонизиращи лъчения. София, 1994.
3. Василев Г, Ингилизова К, Паскалев З, Павлова А. Облъчване на българското население при използване на йонизиращи лъчения в медицината. Динамика, сравнение, тенденции, управление. X-ти конгрес на БАР, 5-8.X.2000, Хисар.
4. Ingilizova K. Exposure of the Bulgarian population through the use of ionizing radiation for medical purposes. Current state and perspectives. Доклади на Българска Академия на Науките”, 54, 2001, 5, англ., 95-98.
5. Василева Ж. Качество на образа и лъчево натоварване на пациентите при рентгенографски изследвания. Дисертационен труд за получаване на образователна и научна степен “доктор”. Шуменски университет “Епископ К. Преславски”, 2002.
6. Тенчов Г, Сахатчиев А, Узунов И. В: I конгрес на българските рентгенолози и радиолози София, 1961; 31-32.
7. Узунов И., Ганчев М. Съвр. Мед., Рентг. и радиол., II, 1963, 29.
8. Ингилизова, К., А. Караджов. Оценка на лъчевото натоварване и радиационния риск при флуорографски изследвания. За и против флуорографския метод при масови профилактични прегледи. Рентг. и радиол, 2005, 1: 135-139.
9. Василева Ж, Недялков С. Промяна в качеството на образа и в лъчевото натоварване на пациента при рентгенография на торакса при увеличаване на чувствителността на филм-фолийната комбинация. Рентг. и радиол. 2001; 3: 223-230.
10. Madan M. Rehani, Radiation protection in radiology – where we are and where we are going?, Journal of the Bulgarian Association of Radiology, 2010, XLIX: 247-250.
11. Griffey RT, Sodickson A. Cumulative radiation exposure and cancer risk estimates in emergency department patients undergoing repeat or multiple CT. AJR Am J Roentgenol. 2009 Apr; 192(4): 887-92.

12. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, Prevedello LM, Nawfel RD, Hanson R, Khorasani R. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology*. 2009 Apr;251(1):175-84.
13. Oikarinen H, Merilainen S, Paakko E, Karttunen A, Nieminen MT, Tervonen O. Unjustified CT examinations in young patients. *Eur Radiol*. 2009 May; 19(5): 1161-5.
14. Rehani M, Frush D. Tracking radiation exposure of patients. *Lancet*. 2010 Sep 4;376 (9743):754-5.
15. Hart D, Hillier M C and Wall B F. Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK –2000 Review. NRPB-W14. Chilton, Didcot, 2002.
16. UNCEAR. Ionizing Radiation: Sources and Biological Effects. United Nations Publications, New York, 2000.
17. UNSCEAR. Sources and effects of ionizing radiation. 2008 Report. United Nations Publications, New York, 2010.
18. International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26: Recommendations of the ICRP, Pergamon Press, Oxford, 1977.
19. Министерство на здравеопазването. Наредба за радиационна защита, приета с ПМС №20 от 14.02.2018 г., обн. ДВ, бр. 16 от 20.02.2018 г., в сила от 20.02.2018 г.
20. Министерство на здравеопазването. Наредба №9 от 13.07.2018 г. за утвърждаване на медицински стандарт „Образна диагностика“.
21. Министерство на здравеопазването. Наредба №2 от 05.02.2018 г. за условията и реда за осигуряване защита на лицата при медицинско облъчване, ДВ. бр. 13 от 09.02.2018 г., в сила от 09.02.2018 г.
22. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the ICRP 60. Ann ICRP, 21 Nos 1-3, Pergamon Press, Oxford, 1991.
23. European Commission. Council Directive 84/466/Euratom of 3 September 1984 laying down basic measures for the radiation protection of persons undergoing medical examination or treatment. Official Journal L 265, 05/10/1984 P. 0001 – 0003.
24. European Commission. Council Directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on Health Protection of Individuals Against the Dangers of Ionizing Radiation in Relation to Medical Exposure. Official J. Eur. Communities. No L180/22, 1997.
25. European Council Directive 2013/59/Euratom on basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation and

- repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom. OJ of the EU. L13; 57: 1–73 (2014).
26. International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 73: Radiological protection and safety in medicine. Pergamon Press, Oxford, 1996.
 27. Commission Directive 2011/100/EU of 20 December 2011 amending Directive 98/79/EC of the European Parliament and of the Council on in-vitro diagnostic medical devices, Official Journal of the European Union, L 341, 22 December 2011.
 28. Van der Molen, A.J., Schilham, A., Stoop, P. et al. A national survey on radiation dose in CT in The Netherlands. *Insights Imaging* (2013) 4: 383.
 29. Szczykutowicz TP, Bour RK, Rubert N, Wendt G, Pozniak M, Ranallo FN. CT protocol management: simplifying the process by using a master protocol concept. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(4):228–243. Published 2015 Jul 8..
 30. Grimes J, Leng S, Zhang Y, Vrieze T, McCollough C. Implementation and evaluation of a protocol management system for automated review of CT protocols. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(5):523–533. Published 2016 Sep 8.
 31. Trattner S, Pearson GDN, Chin C, et al. Standardization and optimization of CT protocols to achieve low dose. *J Am Coll Radiol*. 2014;11(3):271–278.
 32. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA Vienna (2007).
 33. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, Human Health Series No. 19, IAEA Vienna (2012).
 34. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging, ICRU Rep. 74 Bethesda, MD (2006).
 35. International Electrotechnical Commission (2009) Medical electrical equipment—part 2-44 edition 3: particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. IEC-60601-2-44—Edition 3, IEC Geneva.
 36. McNitt-Gray MF (2002) AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics* 22:1541-1553.
 37. Rehani MM, Berry M (2000) Radiation doses in computed tomography. The increasing doses of radiation need to be controlled. *BMJ* 320:593-594.

38. Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al (2004) Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 230:619-628.
39. American Association of Physicists in Medicine (2008) The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT, AAPM Rep. 96, New York.
40. Institute of Physicists and Engineers in Medicine (2003) Measurement of the performance characteristics of diagnostic systems used in medicine, report No. 32 part III Computed Tomography CT scanners, 2nd edn, York.
41. Leitz W, Axelsson B, Szendro G (1995) Computed tomography dose assessment: a practical approach. *Radiat Prot Dosim* 57:377–380.
42. Jones DG, Shrimpton PC (1991) Survey of CT practice in the UK. part 3: normalised organ doses calculated using monte carlo techniques. National Radiological Protection Board, Oxon.
43. Zankl M, Panzer W, Drexler G (1991) The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. part VI: organ doses from computed tomographic examinations: GSF—forschungszentrum fur Umwelt und Gesundheit. Institut fur Strahlenschutz, Neuherberg, Germany.
44. McCollough CH, Schueler BA (2000) Calculation of effective dose. *Med Phys* 27(5):828–837.
45. Jessen KA, Panzer W, Shrimpton PC (2000) EUR 16262: European guidelines on quality criteria for computed tomography. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
46. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M (2005) NRPBW67: doses from computed tomography (CT) examinations in the UK—2003 review. HPA, Chilcot, Oxon.
47. Stamm G, Nagel H. D. CT-Expo V 1.6 (computed programm). Fifth Edition, Hannover/Hamburg, 2007.
48. Kalender, W., Schmidt, B., Zankl, M. et al. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur Radiol* (1999) 9: 555.
49. Chatzoglou, Vasileios & Kottou, Sofia & Nikolopoulos, Dimitrios & Molfetas, Michael & Papailiou, Ioannis & Tsapaki, Virginia. (2016). Management and Optimisation of the Dose in Computed Tomography via a Dose Tracking Software. *Journal of Radiology*. 5. 1-6. 10.4172/2167-7964.1000227.

50. Z. Begum, Entrance Surface, Organ and Effective Doses for some of the Patients Undergoing Different Types of X Ray Procedures in Bangladesh, *Radiation Protection Dosimetry*, Volume 95, Issue 3, 1 June 2001, Pages 257–26.
51. Lindfors N, Lund H, Johansson H, Ekestubbe A. Influence of patient position and other inherent factors on image quality in two different cone beam computed tomography (CBCT) devices. *Eur J Radiol Open*. 2017;4:132–137. Published 2017 Nov 1.
52. Kim EK, Han WJ, Choi JW, Battulga B. Estimation of the effective dose of dental cone-beam computed tomography using personal computer-based Monte Carlo software. *Imaging Sci Dent*. 2018;48(1):21–30.
53. American Association of Physicists in Medicine. “Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations (Task Group 204).” In College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine, 2011.
54. McCollough C et al. “Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT (Task Group 220)”.
55. Burton CS, Szczykutowicz TP. Evaluation of AAPM Reports 204 and 220: Estimation of effective diameter, water-equivalent diameter, and ellipticity ratios for chest, abdomen, pelvis, and head CT scans. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;19(1):228–238. Published 2017 Nov 27.
56. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
57. ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1).
58. IAEA. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, IAEA Safety Series No. GSR Part 3, IAEA, Vienna (2014).
59. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM). Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-Ray Examinations. IPEM report 88. IPEM, 2004.
60. Hesse, B., Tagil, K., Cuocolo, A., et al., 2005. EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 32, 855–897.
61. Lassmann, M., Biassoni, L., Monsieurs, M., Franzius, C., Jacobs, F., European Association of Nuclear Medicine (EANM) Dosimetry and Paediatrics Committees,

2007. The new EANM paediatric dosage card. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 34, 796–798.
62. Padovani, R., Van~ or , E., Trianni, A., et al., 2008a. Reference levels at European level for cardiac interventional procedures. *Radiat. Prot. Dosim.* 129, 104–107.
63. Botros, G.M., Smart, R.C., Towson, J.E., 2009. Diagnostic reference activities for nuclear medicine procedures in Australia and New Zealand derived from the 2008 survey. *ANZ Nucl. Med.* 40, 2–11.
64. Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F., 2009. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *Br. J. Radiol.* 82, 1–12.
65. Miller, D.L., Kwon, D., Bonavia, G.H., 2009. Reference levels for patient radiation doses in interventional radiology: proposed initial values for U.S. practice. *Radiology.* 253, 753–764.
66. Miller, D.L., Hilohi, C.M., Spelic, D.C., 2012a. Patient radiation doses in interventional cardiology in the U.S.: advisory data sets and possible initial values for U.S. reference levels. *Med. Phys.* 39, 6276–6286.
67. Miller, D.L., Balter, S., Dixon, R.G., et al., 2012a. Quality improvement guidelines for recording patient radiation dose in the medical record for fluoroscopically guided procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 23, 11–18.
68. Etard, C., Celier, D., Roch, P., Aubert, B., 2012. National survey of patient doses from wholebody FDG 334–338.
69. Foley, S.J., McEntee, M.F., Rainford, L.A., 2012. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *Br. J. Radiol.* 85, 1390–1397.
70. Samara, E.T., Aroua, A., De, P.R., et al., 2012. An audit of diagnostic reference levels in interventional cardiology and radiology: are there differences between academic and nonacademic centres? *Radiat. Prot. Dosim.* 148, 74–82.
71. ARSAC, 2014. Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources. Department of Health, Public Health England, and Administration of Radioactive Substances Advisory Committee, Chilton.
72. Lassmann, M., Treves, S.T., EANM/SNMMI Paediatric Dosage Harmonization Working Group, 2014. Paediatric radiopharmaceutical administration: harmonization of the

- 2007 EANM paediatric dosage card (version 1.5.2008) and the 2010 North American consensus guidelines. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imag.* 41, 1036–1041.
73. NCRP, 2009. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. NCRP Report 160. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
74. Hart D, Shrimpton PC. Fourth review of the UK national patient dose database [published correction appears in *Br J Radiol.* 2013 Jan;86(1021):20120341]. *Br J Radiol.* 2012;85(1018):e957–e958.
75. P. Roch, B. Aubert, French diagnostic reference levels in diagnostic radiology, computed tomography and nuclear medicine: 2004–2008 review, *Radiation Protection Dosimetry*, Volume 154, Issue 1, April 2013, Pages 52–75.
76. Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Meeson, S., Golding, S.J., 2014. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2011 Review. PHE-CRCE-013. Public Health England, Chilton.
77. Стоянов Д., Василева Ж. Доза на пациента при някои рентгенови компютър-томографски изследвания и сравнение с националните референтни нива. Сборник доклади от XXXIV Национална конференция по въпросите на обучението по физика “Физиката в биологията и медицината”, Ямбол, 6-9 април 2006: 115-118.
78. Vassileva J., Ingilizova K. Dimov A., et al. National survey of patient doses in diagnostic and interventional radiology and nuclear medicine 2002–2013. NCRPP, Sofia (2013), ISBN: 978-619-90135-4-0.
79. Dimov A., Tsanev I., Ivanova D., Simeonov F. (2019) Elaboration of New NDRLs as Part of Third National Patient Dose Survey in Diagnostic Radiology in Bulgaria. In: Lhotska L., Sukupova L., Lacković I., Ibbott G. (eds) World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018. IFMBE Proceedings, vol 68/2. Springer, Singapore.
80. Vassileva J., Simeonov F., et al. On-line data collection platform for national dose surveys in diagnostic and interventional radiology *Radiation Protection Dosimetry* 165 (1–4): 121–124 (2015).
81. Simeonov F, Pavlov N, Ivanova D, Kostova-Lefterova D, Georgiev E, Zagorska A, Madzharova R, Vassileva J. Web-based platform for patient dose surveys in

- diagnostic and interventional radiology in Bulgaria: Functionally testing and optimization, *Phys Med*. 2017 Sep; 41:87-92.
82. Ruth M. Nicol, Sarah C. Wayte, Andrew J. Bridges, Christopher J. Koller. Experiences of using a commercial dose management system (GE DoseWatch) for CT examinations. *Br J Radiol*. 2016; 89(1057): 20150617. Published online 2015 Nov 5.
83. Kim YY, Shin HJ, Kim MJ, Lee MJ. Comparison of effective radiation doses from X-ray, CT, and PET/CT in pediatric patients with neuroblastoma using a dose monitoring program. *Diagn Interv Radiol*. 2016;22(4):390–394.
84. Sailer AM, Paulis L, Vergoossen L, et al. Real-Time Patient and Staff Radiation Dose Monitoring in IR Practice. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2017;40(3):421–429.
85. Friedman SN, Fung GS, Siewerdsen JH, Tsui BM. A simple approach to measure computed tomography (CT) modulation transfer function (MTF) and noise-power spectrum (NPS) using the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom. *Med Phys*. 2013;40(5):051907.
86. Francis Zarb, Louise Rainford, Mark F. McEntee. Image quality assessment tools for optimization of CT images, *Radiography*, Volume 16, Issue 2, 2010, Pages 147-153.
87. AAPM Report # 39 Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners, May 1993.
88. McNitt-Gray, Michael. (2006). Tradeoffs in CT Image Quality and Dose. *Med Phys*. 33.
89. Frush DP, Soden B, Frush KS, Lowry C (2002) Improved pediatric multidetector body CT using a size-based color-coded format. *AJR Am J Roentgenol* 178:721-726.
90. Bahner ML, Bengel A, Brix G et al (2005) Improved vascular opacification in cerebral computed tomography angiography with 80 kVp. *Invest Radiol* 40:229-234.
91. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul JF (2004) Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* 231:169-174.
92. Wintersperger B, Jakobs T, Herzog P et al (2005) Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur Radiol* 15:334-341.
93. Aschoff AJ, Catalano C, Kirchin MA, Krix M, Albrecht T. Low radiation dose in computed tomography: the role of iodine. *Br J Radiol*. 2017;90(1076):20170079.

94. Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al (2004) Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 233:649-657.
95. Kalra MK, Maher MM, D'Souza RV et al (2005) Detection of urinary tract stones at low-radiation-dose CT with z-axis automatic tube current modulation: phantom and clinical studies. *Radiology* 235:523-529.
96. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M et al (2005) Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 237:213-223.
97. Kalra MK, Maher MM, Kamath RS et al (2004) Sixteen-detector row CT of abdomen and pelvis: study for optimization of Z-axis modulation technique performed in 153 patients. *Radiology* 233:241-249.
98. Singh, S., Kalra, M.K., Thrall, J.H. et al. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. *J Am Coll Radiol.* 2011; 8: 446–449.
99. Saini, S. Multi-detector row CT: principles and practice for abdominal applications. *Radiology.* 2004; 233: 323–327.
100. Kanal, K., Stewart, B., Kolokythas, O. et al. Impact of operator-selected image noise index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol.* 2007; 189: 219–225.
101. Goldman, L. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol.* 2008; 36: 57–68.
102. Mahesh, M., Scatarige, J., Cooper, J. et al. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. *AJR Am J Roentgenol.* 2001; 177: 1273–1275.
103. Hu, H. and Fox, S.H. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging. *Med Phys.* 1996; 23: 1943–1954.
104. Apfaltrer, P., Hanna, E.L., Schoepf, U.J. et al. Radiation dose and image quality at high-pitch CT angiography of the aorta: intraindividual and interindividual comparisons with conventional CT angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 2012; 199: 1402–1409.
105. Korn, A., Fenchel, M., Bender, B. et al. High-pitch dual-source CT angiography of supra-aortic arteries: assessment of image quality and radiation dose. *Neuroradiology.* 2013; 55: 423–430.

106. Tendera M, Aboyans V, Bartelink M-L, Baumgartner I, Clément D, Collet J-P, et al. ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of peripheral artery diseases. *Eur Heart J*. 2011;32(22):2851–906.
107. Lijmer JG, Hunink MG, van den Dungen JJ, Loonstra J, Smit AJ. ROC analysis of noninvasive tests for peripheral arterial disease. *Ultrasound Med Biol*. 1996;22(4):391–8.
108. Catalano C, Fraioli F, Laghi A, Napoli A, Bezzi M, Pediconi F, et al. Infrarenal aortic and lower-extremity arterial disease: diagnostic performance of multi-detector row CT angiography. *Radiology*. 2004;231(2):555–63.
109. Romano M, Mainenti PP, Imbriaco M, Amato B, Markabaoui K, Tamburrini O, et al. Multidetector row CT angiography of the abdominal aorta and lower extremities in patients with peripheral arterial occlusive disease: diagnostic accuracy and interobserver agreement. *Eur J Radiol*. 2004;50(3):303–8.
110. Emil Georgiev, Radina Radeva, Emilia Naseva, Galina Kirova-Nedyalkova, COMPARISON OF RADIATION DOSE AND IMAGE QUALITY IN CTA OF THE PERIPHERAL ARTERIES, *Radiation Protection Dosimetry*, ncz045.
111. Natalia Saltybaeva, Mary Ellen Jafari, Martin Hupfer, and Willi A. Kalender. Estimates of Effective Dose for CT Scans of the Lower Extremities, *Radiology* 2014 273:1, 153-159.
112. Funama Y, Awai K, Nakayama Y, Takei K, Nagasue N, Shimamura M, Sato N, Sultana S, Morishita S, Yamashita Y. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. *Radiology*. 2005 Dec;237(3):905-10. Epub 2005 Oct 19.
113. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, Ryu D, Morishita S, Sultana S, Sato N, Yamashita Y. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology*. 2005 Dec;237(3):945-51. Epub 2005 Oct 19.
114. Ende JF, Huda W, Ros PR, Litwiller AL. Image mottle in abdominal CT. *Invest Radiol*. 1999 Apr;34(4):282-6.
115. Huda W, Lieberman KA, Chang J, Roskopf ML. Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. II. Image quality. *Med Phys*. 2004 Mar;31(3):595-601.

116. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Liu D, Nakaura T, Tamura Y, Yamashita Y. Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. *AJR Am J Roentgenol.* 2006 Nov;187(5):W490-7.
117. Macari M, Spieler B, Kim D, Graser A, Megibow AJ, Babb J, Chandarana H. Dual-source dual-energy MDCT of pancreatic adenocarcinoma: initial observations with data generated at 80 kVp and at simulated weighted-average 120 kVp. *AJR Am J Roentgenol.* 2010 Jan;194(1):W27-32. doi: 10.2214/AJR.09.2737.
118. Aschoff AJ, Catalano C, Kirchin MA, Krix M, Albrecht T. Low radiation dose in computed tomography: the role of iodine. *Br J Radiol.* 2017;90(1076):20170079.
119. Utsunomiya D, Oda S, Funama Y, Awai K, Nakaura T, Yanaga Y, Hirai T, Yamashita Y. Comparison of standard- and low-tube voltage MDCT angiography in patients with peripheral arterial disease. *Eur Radiol.* 2010 Nov;20(11):2758-65.
120. Yumi Yanaga, Kazuo Awai, Yoshinori Funama, Takeshi Nakaura, Toshinori Hirai, Sebastien Roux, and Yasuyuki Yamashita. Low-Dose MDCT Urography: Feasibility Study of Low-Tube-Voltage Technique and Adaptive Noise Reduction Filter. *American Journal of Roentgenology* 2009 193:3, W220-W229.
121. R. Oca Pernas, C. Delgado S6nchez-Graci6n, G. Tard6guila de la Fuente, A. Fern6ndez del Valle, N. Silva Priegue, M. Gonz6lez V6zquez, C. Trinidad Lypez. Comparison of image quality and radiation dose in computed tomography angiography of the peripheral arteries using tube voltage of 80 kV versus 100 kV. *Radiologia.* 2014;56(6):541---547.
122. Iezzi R, Santoro M, Marano R, Di Staci C, Datessi R, Kirchin M, Tinelli G, Snider F, Bonomo L. Low-dose multidetector CT angiography in the evaluation of infrarenal aorta and peripheral arterial occlusive disease. *Radiology* 2012 Apr; 263(1):287-98.
123. Duan Y, Wang X, Yang X, Wu D, Cheng Z, Wu L. Diagnostic efficiency of low-dose CT angiography compared with conventional angiography in peripheral arterial occlusions. *AJR* 2013 Dec; 201(6):W906-14.
124. Wintersperger, B., Jakobs, T., Herzog, P. et al. Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur Radiol.* 2005; 15: 334-341.

125. Schindera, S.T., Graca, P., Patak, M.A. et al. Thoracoabdominal–aortoiliac multidetector-row CT angiography at 80 and 100 kVp: assessment of image quality and radiation dose. *Invest Radiol.* 2009; 44: 650–655.
126. Sahani, D.V., Kalva, S.P., Hahn, P.F., and Saini, S. 16-MDCT angiography in living kidney donors at various tube potentials: impact on image quality and radiation dose. *AJR Am J Roentgenol.* 2007; 188: 115–120.
127. Manousaki, E., Perisinakis, K., Karantanas, A., and Tsetis, D. MDCT angiography assessment of renal artery in-stent restenosis: can we reduce the radiation exposure burden? A feasibility study. *Eur J Radiol.* 2010.
128. R. Treier, A. Aroua, F. R. Verdun, E. Samara, A. Stuessi, Ph. R. Trueb, Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of national diagnostic reference levels, *Radiation Protection Dosimetry*, Volume 142, Issue 2-4, December 2010, Pages 244–254.
129. Salama DH, Vassileva J, Mahdaly G, Shawki M, Salama A, Gilley D, Rehani MM. Establishing national diagnostic reference levels (DRLs) for computed tomography in Egypt. *Phys Med.* 2017 Jul;39:16-24.
130. Atul Padole, Ranish Deedar Ali Khawaja, Mannudeep K. Kalra, and Sarabjeet Singh. CT Radiation Dose and Iterative Reconstruction Techniques. *American Journal of Roentgenology* 2015 204:4, W384-W392.
131. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning. *AJR Am J Roentgenol.* 2010 Apr;194(4):881-9.
132. J. Damilakis, G. Frija, M. Hierath, W. Jaschke, U. Mayerhofer-Sebera, G. Paulo, J. Repussard, A. Schegerer, V. Tsapaki, M. Verius. European Study on Clinical Diagnostic Reference Levels for X-ray Medical Imaging. European Commission, EUCLID, March 2018.
133. <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>
134. Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *Br J Radiol.* 2012;85(1018):1390–1397.
135. Kalpana M. Kanal, Priscilla F. Butler, Debapriya Sengupta, Mythreyi Bhargavan-Chatfield, Laura P. Coombs, and Richard L. Morin. U.S. Diagnostic

- Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations. *Radiology* 2017 284:1, 120-133.
136. Graeme M. Wardlaw, Narine Martel. Canadian Computed Tomography Survey-National Diagnostic Reference Levels Report. Health Canada, June 2016.
137. Yoshiharu Yonekura. Diagnostic Reference Levels Based on Latest Surveys in Japan Report. Japan Association on Radiological Protection in Medicine. 2015.
138. Joana Santos, Shane Foley, Graciano Paulo¹, Mark F. McEntee and Louise Rainford. THE ESTABLISHMENT OF COMPUTED TOMOGRAPHY DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN PORTUGAL. *Radiation Protection Dosimetry* (2014), Vol. 158, No. 3, pp. 307–317.
139. Adejoh, Tom & Nzotta, Christian & Aronu, Michael & Dambele, Musa. Diagnostic reference levels for computed tomography of the head in Anambra State of Nigeria. *West African Journal of Radiology*. 2017. Volume 24. Issue 2. Page: 142 - 146.
140. Kharuzhyk SA, Matskevich SA, Filjustin AE, Bogushevich EV, Ugolkova SA. Survey of computed tomography doses and establishment of national diagnostic reference levels in the Republic of Belarus. *Radiat Prot Dosimetry*. 2010 Apr-May;139(1-3):367-70.
141. Cho P, Seo B, Choi T, Kim J, Kim Y, Choi J, Oh Y, Kim K, Kim S. The development of a diagnostic reference level on patient dose for CT examination in Korea. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;129(4):463-8. Epub 2007 Nov 21.
142. A. Saravanakumar, K. Vaideki, K. N. Govindarajan, S. Jayakumar, and B. Devanand. Assessment of Regional Pediatric Computed Tomography Dose Indices in Tamil Nadu. *J Med Phys*. 2017 Jan-Mar; 42(1): 48–54.
143. John Boone, Chair, Kimberly Applegate, Nathan Artz, Ishtiaq Bercha, Samuel Brady, Dianna Cody, Andrew Hernandez, Nima Kasraie, Cynthia McCollough, Michael McNitt-Gray, Keith Strauss. Task Group No. 293 - Task Group on Size Specific - Dose Estimate (SSDE) for Head CT (TG293).
144. Huda W, Scalzetti EM, Roskopf M. Effective doses to patients undergoing thoracic computed tomography examinations. *Med Phys*. 2000;27:838–844.

145. Takahashi M, Maguire WM, Ashtari M, Khan A, Papp Z, Alberico R, Campbell W, Eacobacci T, Herman PG. Low-dose spiral computed tomography of the thorax: comparison with the standard-dose technique. *Invest Radiol.* 1998;33:68–73.
146. Diederich S, Lenzen H, Puskas Z, Koch AT, Yelbuz TM, Eameri M, Roos N, Peters PE. Low dose computerized tomography of the thorax. Experimental and clinical studies. *Radiologe.* 1996;36:475–482.
147. Huda W, Ravenel JG, Scalzetti EM. How do radiographic techniques affect image quality and patient doses in CT? *Semin Ultrasound CT MR.* 2002;23:411–422.
148. Ambrosino MM, Genieser NB, Roche KJ, Kaul A, Lawrence RM. Feasibility of high-resolution, low-dose chest CT in evaluating the pediatric chest. *Pediatr Radiol.* 1994;24:6–10.
149. Zwirerich CV, Mayo JR, Muller NL. Low-dose high-resolution CT of lung parenchyma. *Radiology.* 1991;180:413–417.
150. Diederich S, Wormanns D, Heindel W. Low-dose CT: new tool for screening lung cancer? *Eur Radiol.* 2001;11:1916–1924.
151. Oguchi K, Sone S, Kiyono K, Takashima S, Maruyama Y, Hasegawa M, Feng L. Optimal tube current for lung cancer screening with low-dose spiral CT. *Acta Radiol.* 2000;41:352–356.
152. Kaneko M, Kusumoto M, Kobayashi T, Moriyama N, Naruke T, Ohmatsu H, Kakinuma R, Eguchi K, Nishiyama H, Matsui E. Computed tomography screening for lung carcinoma in Japan. *Cancer.* 2000;89:2485–2488.
153. Michel JL, Reynier C, Avy G, Bard JJ, Gabrillargues D, Catilina P. An assessment of low-dose high resolution CT in the detection of benign asbestos-related pleural abnormalities. *J Radiol.* 2001;82:922–923.
154. Lederle FA, Nichol KL, Parenti CM. Bronchoscopy to evaluate hmoptysis in older men with nonsuspicious chest roentgenograms. *Chest.* 1989;95:1043–1047.
155. Haponik EF, Britt EJ, Smith PL, Bleecker ER. Computed chest tomography in the evaluation of hemoptysis. Impact on diagnosis and treatment. *Chest.* 1987;91:80–85.
156. Set PA, Flower CD, Smith IE, Chan AP, Twentyman OP, Shneerson JM. Hemoptysis: comparative study of the role of CT and fiberoptic bronchoscopy. *Radiology.* 1993;189:677–680.

157. Gartenschlager M, Schweden F, Gast K, Westermeier T, Kauczor H, von Zitzewitz H, Thelen M. Pulmonary nodules: detection with low-dose vs conventional-dose spiral CT. *Eur Radiol.* 1998;8:609–614.
158. Diederich S, Lenzen H, Windmann R, Puskas Z, Yelbuz TM, Henneken S, Klaiber T, Eameri M, Roos N, Peters PE. Pulmonary nodules: experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology.* 1999;213:289–298.
159. Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W. Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *AJR Am J Roentgenol.* 2001;177:279–284.
160. Dahlman, P., Jangland, L., Segelsjö, M., & Magnusson, A. (2009). Optimization of computed tomography urography protocol, 1997 to 2008: Effects on radiation dose. *Acta Radiologica*, 50(4), 446–454.
161. Larke FJ, Kruger RL et al; Estimated Radiation Dose Associated With Low-Dose Chest CT of Average-Size Participants in the National Lung Screening Trial, *AJR Am J Roentgenol.* 2011 Nov; 197:5, 1165-9.
162. Prosch, H., Schaefer-Prokop, C.M., Eisenhuber, E. et al. CT protocols in interstitial lung diseases – A survey among members of the European Society of Thoracic Imaging; *Eur Radiol* (2013) 23: 1553.
163. Guite KM, Hinshaw JL, Ranallo FN, Lindstrom MJ, Lee FT Jr. Ionizing radiation in abdominal CT: unindicated multiphase scans are an important source of medically unnecessary exposure. *J Am Coll Radiol.* 2011;8(11):756–761.
164. Palorini, F., Origgi, D., Granata, C. et al. Adult exposures from MDCT including multiphase studies: first Italian nationwide survey; *Eur Radiol* (2014) 24: 469-483.