

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

**ФИЗИЧЕСКИ ФАКУЛТЕТ  
КАТЕДРА „АТОМНА ФИЗИКА“**

---

**Емил Георгиев Георгиев**

**Оптимизация на клинични протоколи при  
Компютърната томография**

**АВТОРЕФЕРАТ**

**НА ДИСЕРТАЦИОНЕН ТРУД ЗА ПРИСЪЖДАНЕ НА ОБРАЗОВАТЕЛНА И  
НАУЧНА СТЕПЕН „ДОКТОР“**

Научна специалност: Биофизика

Научен ръководител: проф. дфзн Леандър Литов

проф. д-р Галина Кирова

София, 2019 г.

## Съдържание:

1. Увод
2. Цел и задачи на дисертацията
3. Материали и методи
  - 3.1. Методи за дозиметрия и оценка на дозата
  - 3.2. Оценка на дозата при клинични изследвания
  - 3.3. Методи за оценка на качеството на образа
  - 3.4. Подходи и методи за оптимизация
4. Оптимизация на клинични протоколи и изследвания
  - 4.1. КТА на периферни артерии на долни крайници
  - 4.2. КТ на глава
  - 4.3. КТ на гръден кош
  - 4.4. Въвеждане на нискодозови КТ протоколи за целите на скрининг и проследяване на клинични ситуации
  - 4.5. Месечен анализ и обсъждане на проблемни случаи
  - 4.6. Обучение на персонала и рефериращи лекари
5. Изводи
6. Приноси на дисертационния труд
7. Публикации във връзка с дисертационния труд
8. Научни съобщения във връзка с дисертационния труд
9. Награди и отличия във връзка с дисертационния труд
10. Използвани съкращения и означения

## 1. Увод

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. В България, както и във всички развити страни, медицинското облъчване заема от 60% до 80% от надфоновото облъчване на населението. 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 европеец. 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 обосноваването, оптимизацията и ограничаване на лъчевото натоварване на пациентите. Прилагането на радиационна защита при медицинско облъчване се базира на два основни принципа – обосноваване на практическата дейност и оптимизация на провежданите рентгенови изследвания. Всички тези насоки изискват сформирането на мултидисциплинарен екип от различни специалисти - рентгенолози, рентгенови лаборанти и медицински физик.

## **2. Цел и задачи на дисертацията**

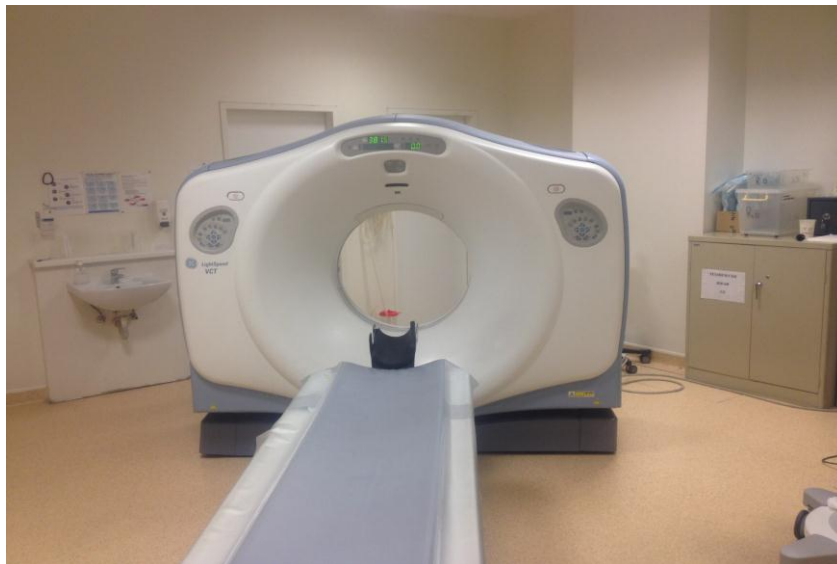
Цел на настоящата работа е да се направи проучване и радиационен анализ на практиката при провеждане на КТ изследвания и да се разработи политика за контрол на лъчевото натоварване на пациентите.

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

### 3. 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)

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. 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. 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. На база тази информация, съществуващите препоръки за рефериране на пациенти и спазването на добра медицинска практика, бяха изградени постепенно стандартни и фиксирани

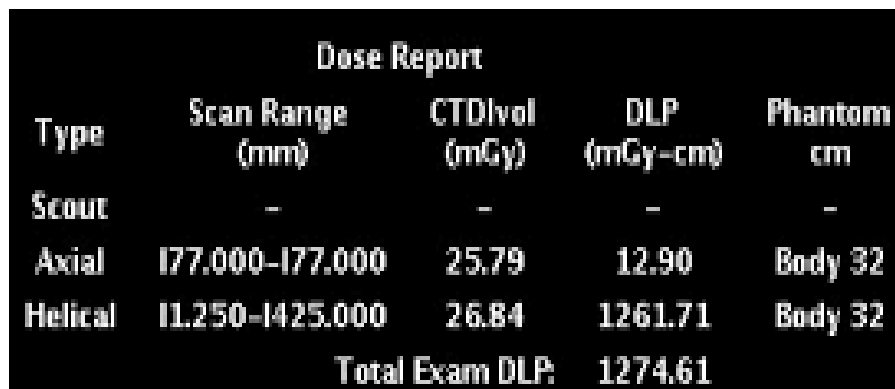
протоколи за КТ изследвания. Те бяха съобразени с основните клинични ситуации и строго адаптирани към вече въведената номенклатура на образни изследвания.

### 3.1. 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). Тя се базира на две основни дозиметрични величини: компютър-томографски индекс на дозата (CTDI, mGy) и произведение доза-дължина (DLP, mGy.cm). Освен това, за целите на обосноваването на КТ изследвания и за оценка на радиационния риск се използва и величината ефективна доза. Органната доза и ефективната доза се определят на базата на резултати от ин-виво измервания с пациенти, измервания с фантоми и изчислителни методи. За по-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).

### 3.2. 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  $CTDI_{vol}$  и DLP. След приключване на КТ изследване, най-често тези стойности се записват автоматично в отделен файл, който се визуализира заедно с КТ образи в края на изследването (фиг. 2).



Dose Report				
Type	Scan Range (mm)	CTDI <sub>vol</sub> (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. 2. Автоматично генериран файл с информация за дозата на пациента.

Този автоматично генериран обобщен файл от КТ уредба съдържа информация както за цялото проведено КТ изследване, така и стойности за отделните фази на сканиране. 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..

### **3.3. Методи за оценка на качеството на образа**

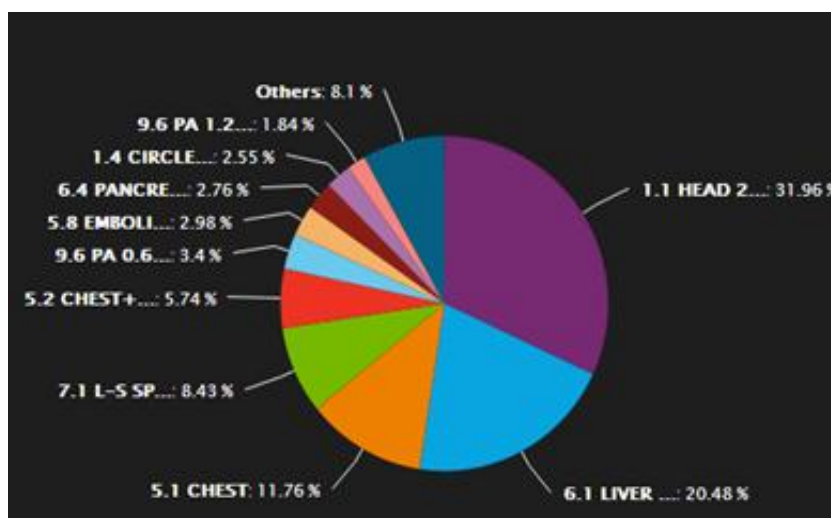
Качеството на КТ диагностичен образ се определя на база количеството информация, която той съдържа. Качеството не може да бъде точно дефинирано или еднозначно определено, като рентгеновият образ се характеризира чрез някои от следните характеристики, а именно ниво на шум, разделителна способност и контраст, 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. Оценката на качеството на образа може да се извърши чрез фантомни измервания и проучвания с пациенти.

### **3.4. 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 – анодно напрежение, аноден ток (количество електричество), дебелина на среза, стъпка на сканиране и време на ротация.

#### 4. Оптимизация на клинични протоколи и изследвания

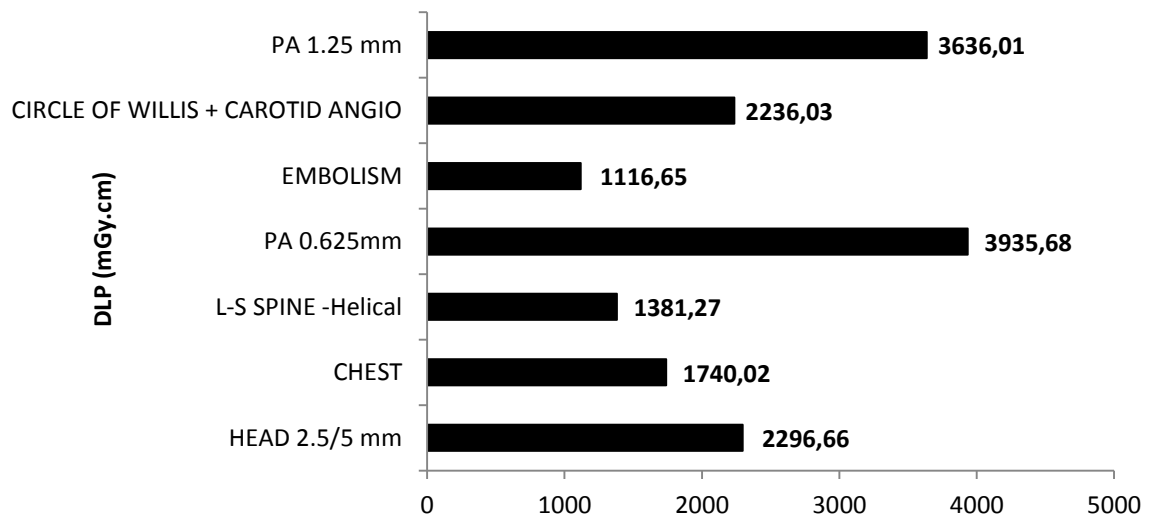
Направеният анализ на събраните данни за три последователни месеца (общо 1411 КТ изследвания) показва, че най-често се прилагат протоколите за изследване на мозък и лицеви структури (1.1 HEAD), които формират около 32% (451) от всички проведени КТ изследвания (фиг. 3). Веднага след това се нареждат съответно 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. 3. Процентно разпределение на най-често прилаганите КТ протоколи за три последователни месеца.

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. 4). 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. 4. Разпределение на КТ протоколите с най-високо лъчево натоварване.

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.

#### 4.1. КТА на периферни артерии на долни крайници

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.

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

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. 1).

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				

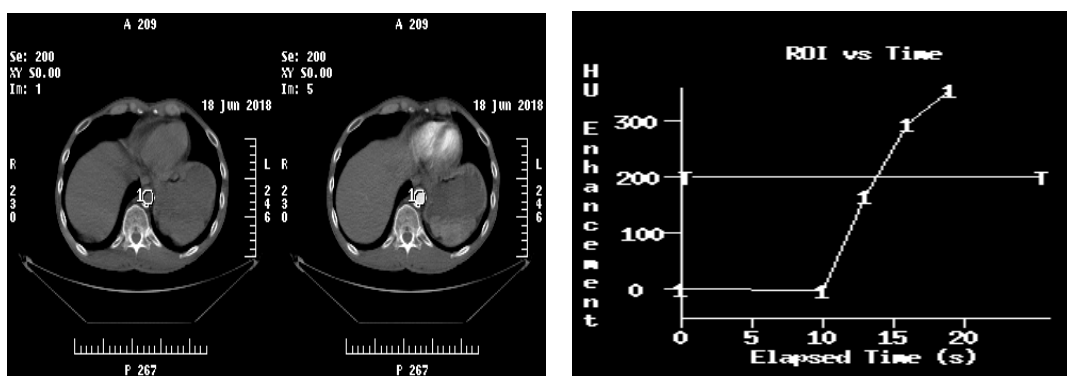
Таблица 1. Технически параметри на използваните КТА протоколи.

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. Разликата в двата протокола се състоеше в промяна на два технически параметъра на рентгеновата уредба с цел намаляване лъчевото натоварване на пациента. При всички проведени изследвания беше приложено интравенозно инжектиране на 100 ml йодно контрастно вещество с двуфазов протокол с помощта на автоматичен инжектор (фиг. 5).



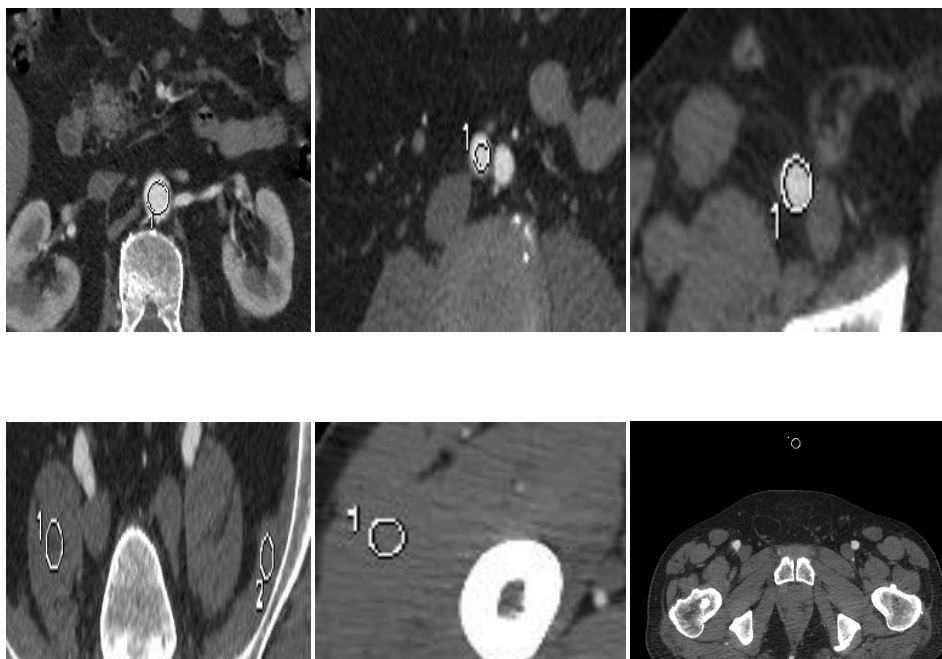
Фиг. 5. Двухфазов протокол на инжектиране с автоматичен инжектор.

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 (фиг. 6).



Фиг. 6. Проследяване на степента на контрастиране на нивото на аортата.

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 квадрицепс) (фиг. 7).



Фиг. 7. Измерване на стойности на КТ числа в съответната област на интерес.

Освен това, беше оценяван и шума в образа (AN) чрез измерване на стандартното отклонение на КТ числата в ROI извън получения образ. Измерените стойности бяха използвани за изчисление и оценка на отношението съдов контраст-шум (VDNR) и контраст-шум (CNR). В допълнение, беше приложена и субективна оценка на получените образи за всеки от двата КТА протокола чрез пет степенна скала за оценяване от лекар-рентгенолог:

**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**

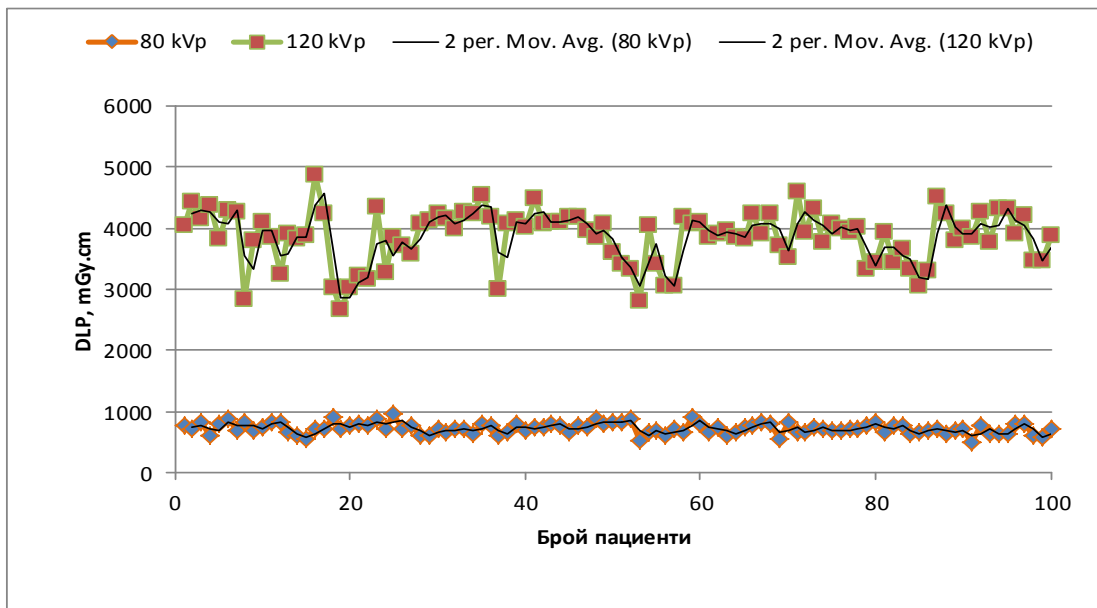
Лъчевото натоварване, изразено в  $CTDI_{vol}$  и DLP беше регистрирано за всички пациенти при двата протокола на изследване.

Резултатите от така проведеното ретроспективно проучване за двата вида изследвани протокола са представени в таблица 2.

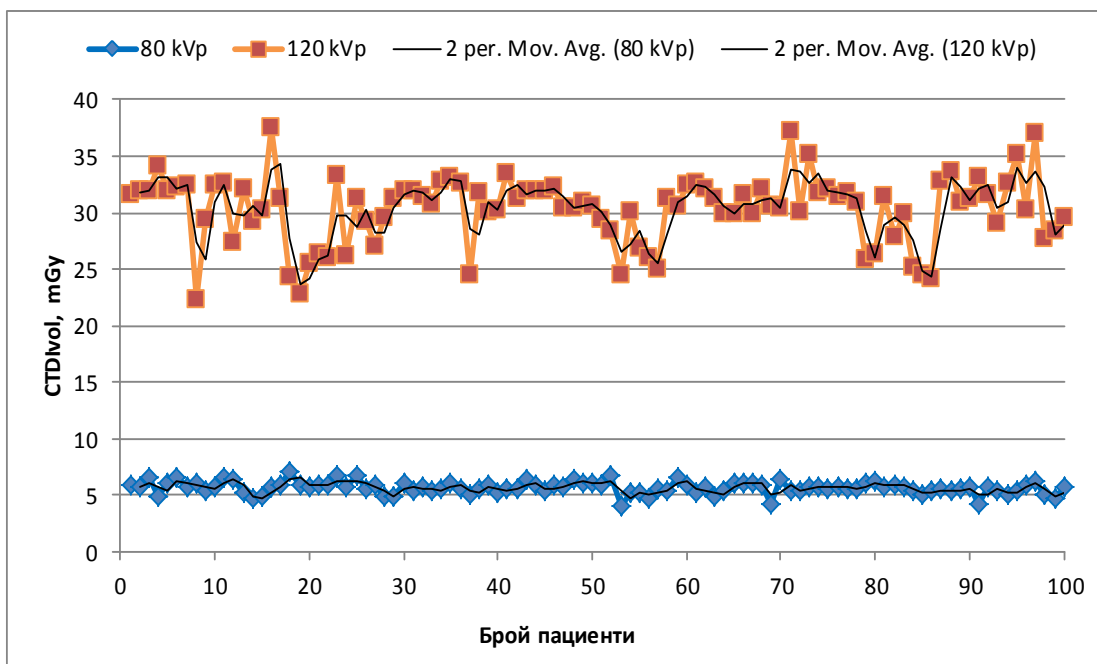
	Протокол А (120 kVp)		Протокол Б (80 kVp)		p
	86	86.0	73	73.0	
Пол: мъже (n; %)	86	86.0	73	73.0	0.035
жени (n; %)	14	14.0	27	27.0	
Възраст (median, 25P-75P)	66.5	58.3-71.0	68.5	59.3-76.0	0.048
DLP, mGy.cm (median, 25P-75P)	3942.0	3586.1-4181.4	720.4	662.3-785.0	<0.001
CTDI <sub>vol</sub> , mGy (median, 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

Таблица 2. 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<sub>vol</sub> 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. 8 и 9).



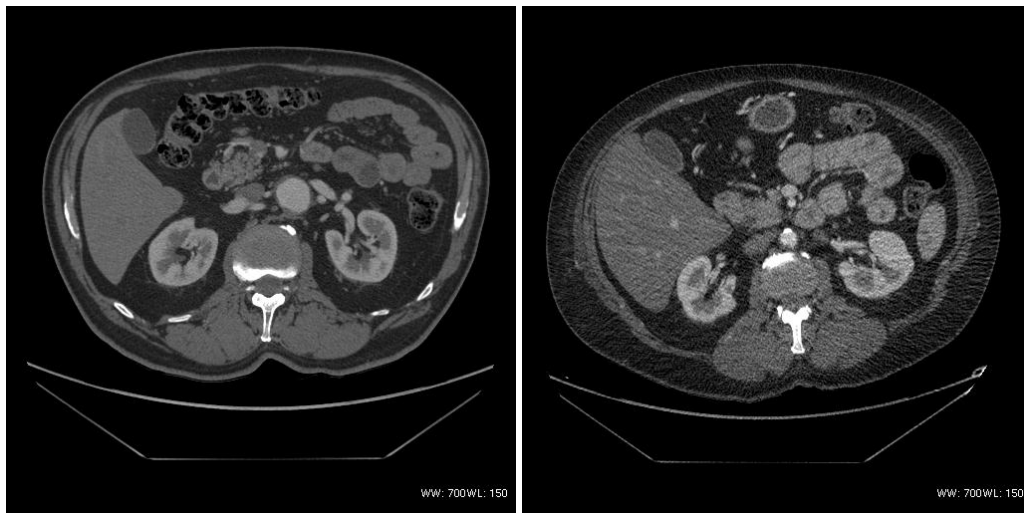
Фиг. 8. Дозово разпределение по DLP.



Фиг. 9. Дозово разпределение по CTDI<sub>vol</sub>.

- 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. 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. 10).



Фиг. 10. 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. 3).

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

Таблица 3. 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 4 и 5.



Използван протокол			DLP	CTDI <sub>vol</sub>
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 <sub>vol</sub>	Spearman's rho	0.843	1.000
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.000

Таблица 4. Корелация лъчево натоварване-обективна оценка за протокол А.

Използван протокол			DLP	CTDI <sub>vol</sub>
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 <sub>vol</sub>	Spearman's rho	0.940	1.000
		Sig. (2-tailed)	0.000	0.000

Таблица 5. Корелация лъчево натоварване-обективна оценка за протокол Б.

Освен промяна на анодното напрежение, беше предварително избран и променен целесъобразно и друг технически параметър на КТ урежда – нивото на шум в получения образ. В протокол Б беше използвано ниво на шум от 21.45, което е с почти 2 пъти по-високо в сравнение с протокол А. Предварителното увеличаване нивото на шум в образа при протокол Б доведе до автоматично използване на по-ниски стойности на анодния ток от КТ урежда, 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 *сътр.* 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. 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. *Oca Pernas R.* и *сътр.* провеждат проспективно рандомизирано проучване включващо 60 пациенти, разделени в две групи според използвания протокол - 100 kV и 80 kV. Те също наблюдават по-висока стойност на съдова плътност при използване на по-ниско анодно напрежение и потвърждават, че използването на такъв протокол намалява радиационната доза без влошаване качеството на КТ образ. 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. Използвайки итеративен алгоритъм на работа (ASIR), бяха създадени два нови КТ протокола с променени технически данни – протоколи В и Г (табл. 6).

Протокол	Анодно напрежение (kV)	Ниво на шум (NI)	Дебелина на срез (mm)	Автоматична модулация 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						

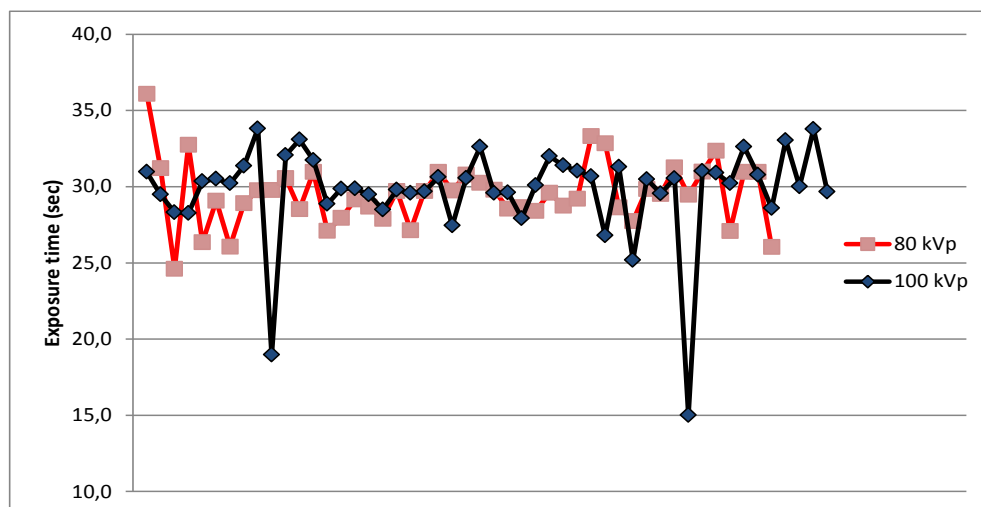
Таблица 6. Технически параметри на използваните КТА протоколи.

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 7.

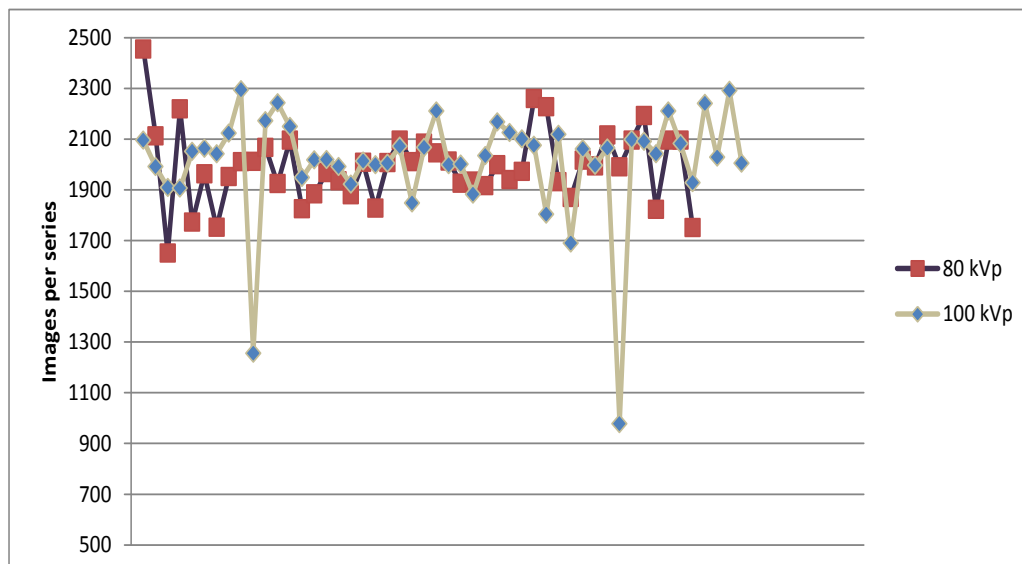
Протокол	Брой образи	Експ. време (sec)	Дължина на сканиране (mm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy.cm)
В, 80 kV	1996.5	29.6	1280.1	5.37	687.4
Г, 100 kV	2042	30.2	1308.5	10.6	1380.1

Таблица 7. Сравнителен дозиметричен анализ на протоколи В и Г.

Сравнението по пациенти на времетраенето на сканиране и броят на получените образи е представено съответно на фиг. 11 и 12.



Фиг. 11. Сравнение на експонационното време при протокол В и Г.



Фиг. 12. Сравнение на брой получени образи при протокол В и Г.

При протокол В се наблюдават значително по-ниски стойности на дозиметричните величини  $CTDI_{vol}$  и DLP спрямо протокол Г. Общо сравнение на лъчевото натоварване за всичките четири използвани протокола е представено на таблица 8.

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 8. Сравнение на лъчевото натоварване за съответния протокол на изследване.

Субективната оценка за качество на образа при протокол В и Г беше извършена от лекар рентгенолог в процес на оптимизация. След направени корекции и положителна оценка, двата нови протокола бяха въведени в клиничната практика за рутинно използване.

#### 4.2. КТ на глава

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. 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.

Рутинният протокол за изследване представлява две последователни аксиални сканирания с различна дебелина на среза и анодно напрежение на рентгеновата тръба (табл. 9).

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)		

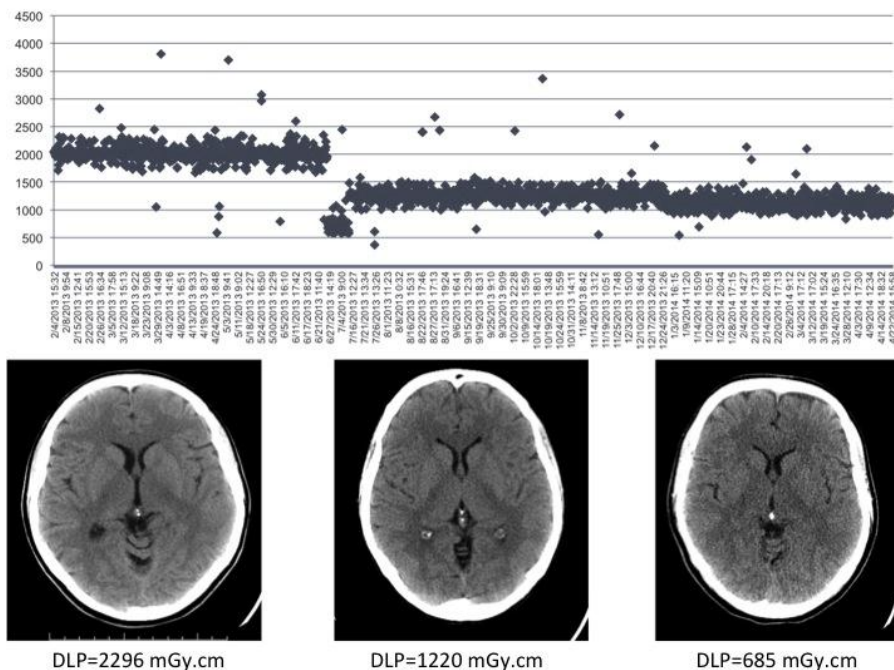
Таблица 9. Рутинен КТ протокол за изследване на глава.

Разпределението за лъчевото натоварване по DLP от събраните дозиметрични данни за 451 пациенти е представено на фиг. 13.

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. 13. Разпределение на сумарното DLP за КТ на глава.

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. 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. 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. 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. 14.



Фиг. 14. Разпределение по DLP за трите използвани КТ протокола за глава.

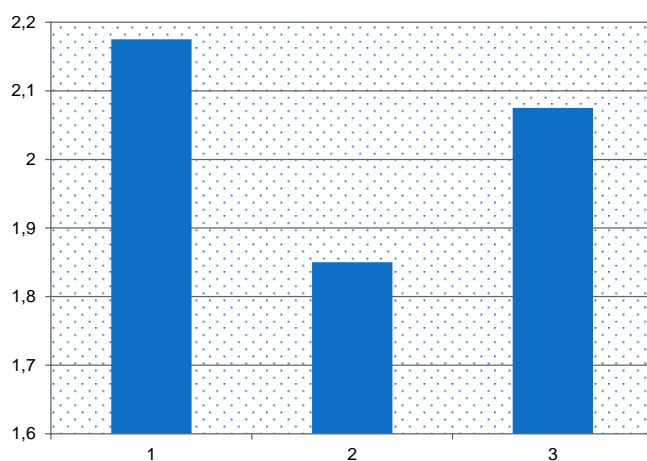
Ясно се вижда, че постепенното намаление на анодния ток доведе и до редуциране на сумарната радиационна доза. Наблюдаваната средна стойност за DLP при използването на най-ниските стойности на анодния ток е 685 mGy.cm, докато използването на по-високи стойности доведе до DLP от 1220 mGy.cm. Освен оценка 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. 15). 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. 15. 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.

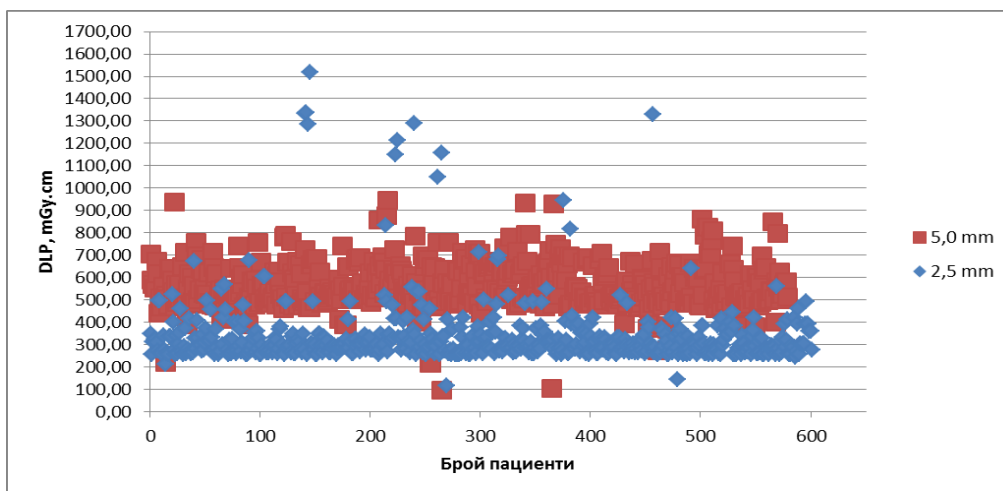
Въвеждането на итеративен реконструиращ алгоритъм на КТ урежда позволи да се предприеме нова оптимизация на КТ протокол с цел още по-голяма редукция на радиационната доза и запазване на диагностичното качество на получения образ. За тази цел, КТ протокол беше коригиран чрез значителна редукция на стойностите на анодния ток на рентгеновата тръба и прилагане на 40% ASIR (табл. 10).

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 10. КТ протокол за глава с използване на ASIR.

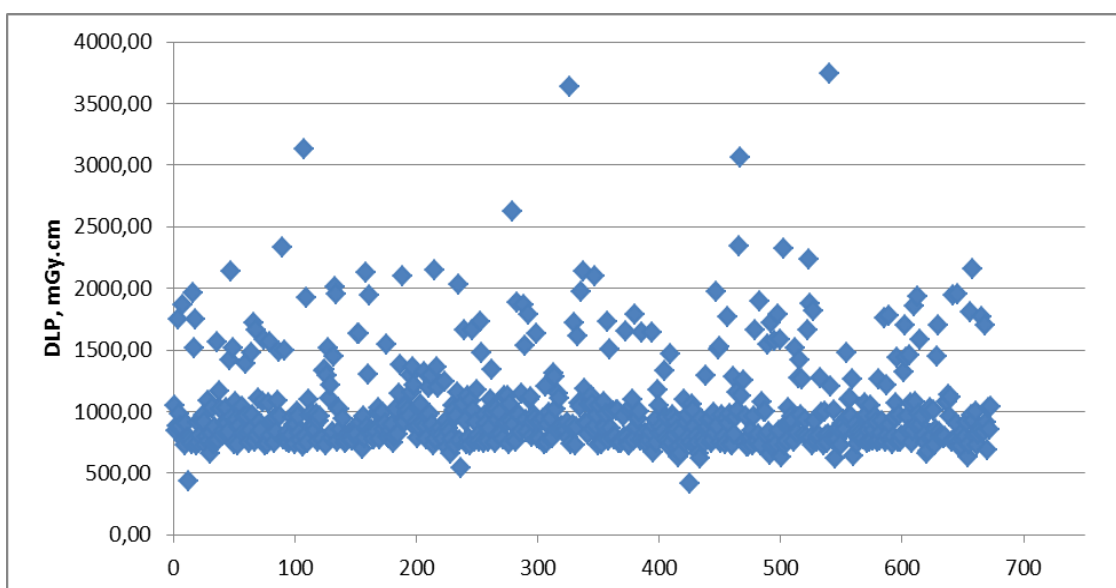
Коригираният КТ протокол се приложи за 600 пациенти в рамките на последното тримесечие на 2018 г. Резултатите за лъчевото натоварване по DLP за двете отделни сканирания (1 и 2) са представени на фиг. 16.





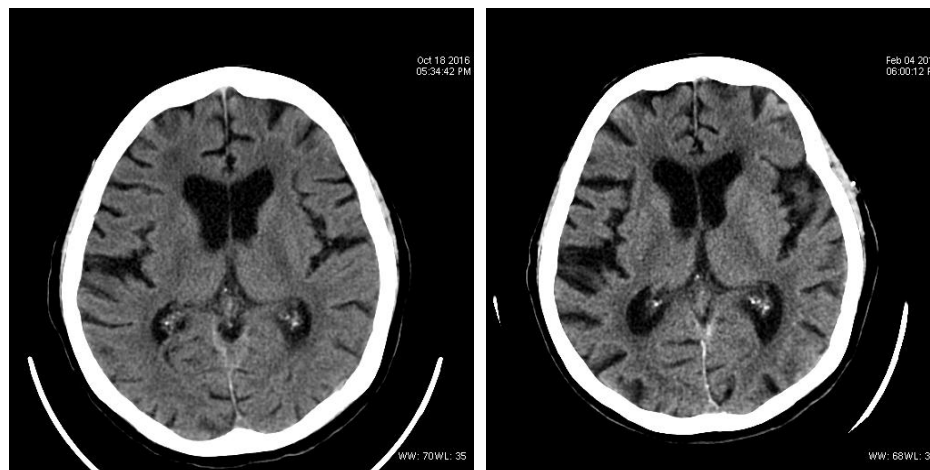
Фиг. 16. Разпределение на DLP по сканирания за КТ на глава с ASIR.

Отчетената DLP стойност за сканиране 1, която се извършва с дебелина на среза 2,5 мм 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. 17 като оценената средна стойност е 967,43 mGy.cm (2,03 mSv). Това прави около 58% редукция на радиационната доза спрямо неоптимизарания протокол на изследване (2296,66 mGy.cm) и 21% намаление в сравнение с досега използвания КТ протокол (1220 mGy.cm).



Фиг. 17. 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. 18).



Фиг. 18. 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. 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. За КТ на глава наблюдаваната от тях стойност за DLP е 940 mGy.cm (75-ти перцентил) със средна стойност  $857 \pm 121$  mGy.cm (550-1078 mGy.cm), а  $CTDI_{vol}$  е 66.2 и 58.4 mGy (75-ти перцентил). 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. Резултатите за DLP и  $CTDI_{vol}$  са съответно 962 mGy.cm и 56 mGy (75-ти перцентил). През 2015 г. японската асоциация по радиационна защита в медицината публикува доклад за определяне на национални ДРН. Установените ДРН за КТ на глава са 85 mGy за  $CTDI_{vol}$  и 1350 mGy.cm за DLP. 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. 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. За определяне на ДРН в Тамил

Наду (Южна Индия) *Saravankumar* и сътр. събират информация за 5 500 пациенти от 110 КТ уредби. Докладваните резултати за КТ на глава са 47 mGy и 1041 mGy.cm..

#### 4.3. КТ на гръден кош

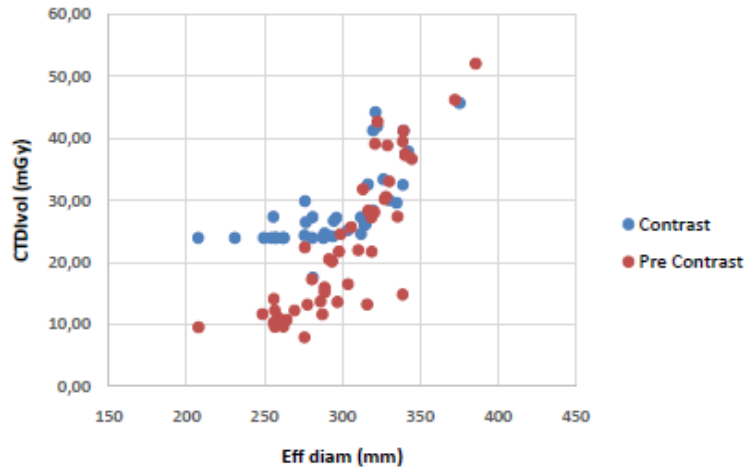
КТ на гръден кош е високо информативен метод за образна диагностика и спада към базисните (основните) компютъртомографски изследвания. Изследването е част от торакалната рентгенология, която е насочена към диагностика на заболяванията на органите в гръдния кош – гръдна стена, бели дробове, плеври, диафрагма 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.

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. 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. 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. 11.

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

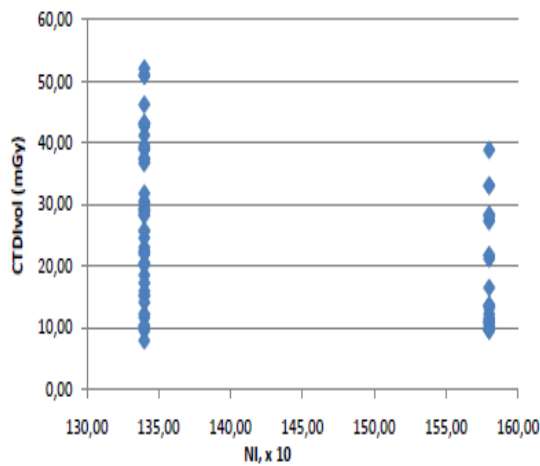
Таблица 11. КТ на бял дроб. Технически параметри.

Резултатът от разпределението на лъчевото натоварване (нативна и контрастна фаза) е показано на фиг. 19.



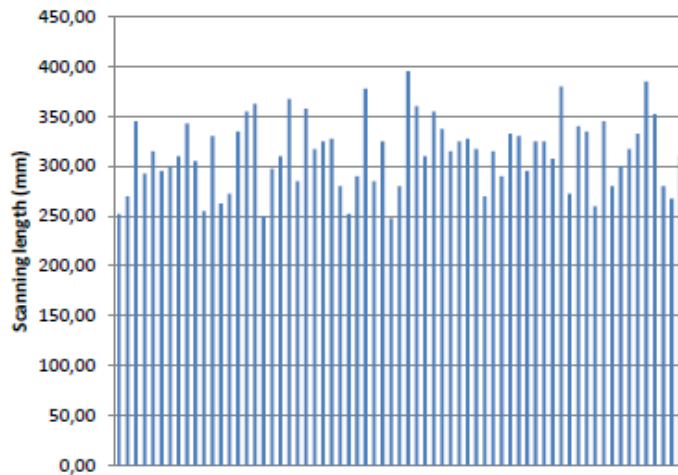
Фиг. 19. Разпределение на лъчевото натоварване при КТ на бял дроб.

Както се вижда, голяма част от КТ изследвания са над определените национални ДРН за  $CTDI_{vol}$ . 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. 20).



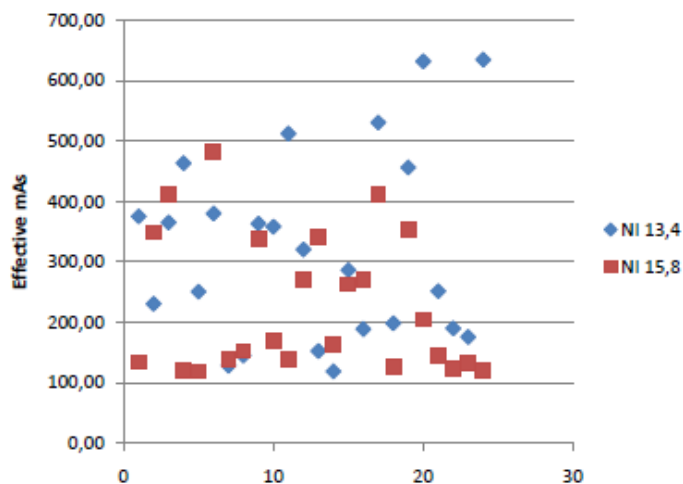
Фиг. 20. Използване на две нива на шум в образа.

Използваният КТ протокол беше анализиран и спрямо дължината на сканиране за отделните пациенти (фиг. 21).



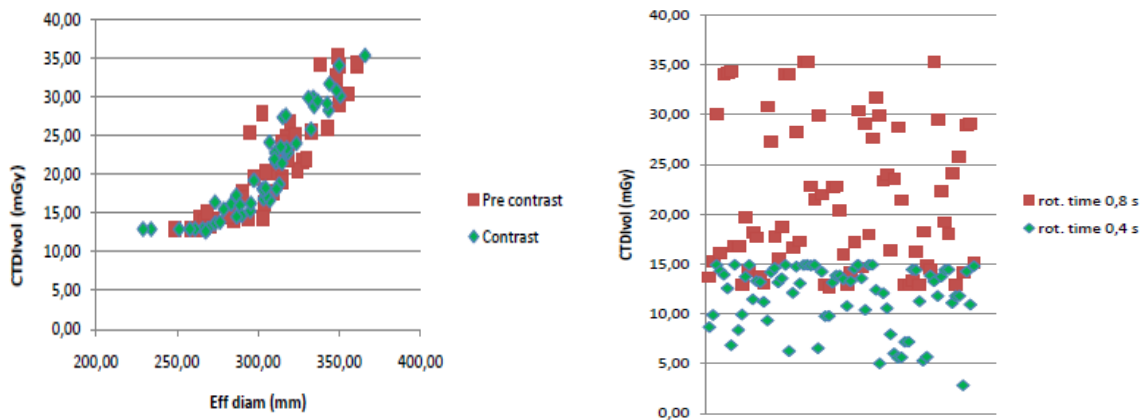
Фиг. 21. Разпределение на дължината на сканиране.

Оценената средна дължина на сканиране е 315,00 мм (247,50 – 395,00), която е типична за този вид КТ изследване. 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. 22).



Фиг. 22. Разпределение на mAs в зависимост от нивото на шум в образа.

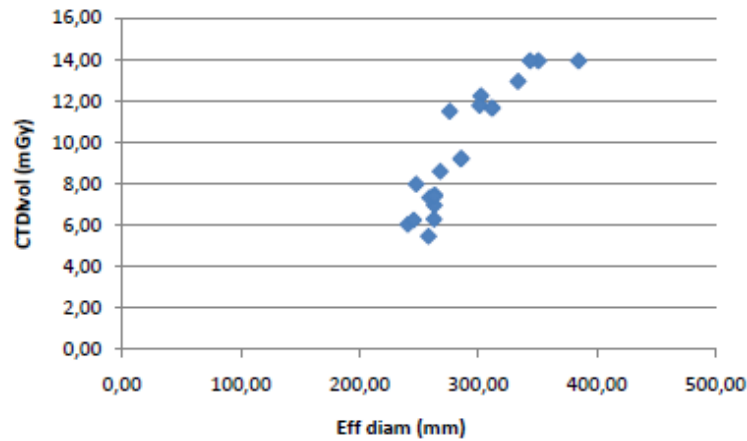
Протоколът беше оптимизиран чрез увеличаване скоростта на движение на масата (49,00 mm/s) и двуетапно намаляване на времето на ротация (0,8 и 0,4 s), като резултатите са представени на фиг. 23.



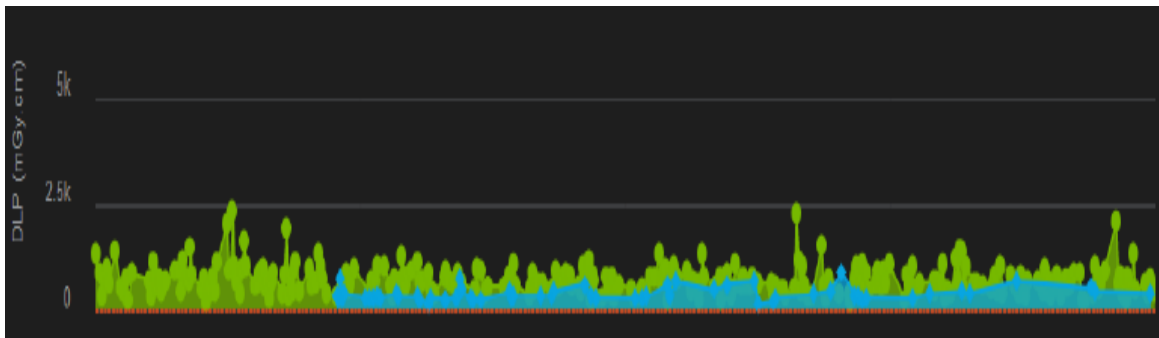
Фиг. 23. Разпределение на лъчевото натоварване на КТ протокол за бял дроб след оптимизация.

Увеличаването на скоростта на движение на масата допринесе 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<sub>vol</sub> 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 ултракърсо 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. 24, а на фиг. 25 е представено DLP сравнение между двата протокола.



Фиг. 24. Лъчево разпределение по  $CTDI_{vol}$ .



Фиг. 25. 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. По този начин, лъчевото натоварване на пациентите, подлежащи на подобен вид изследване беше намалено с 65% при запазване диагностичната информация на образа.

#### **4.4. Въвеждане на нискодозови КТ протоколи за целите на скрининг и проследяване на клинични ситуации**

При анализа на пациентопотока и клиничните ситуации, които позволяват без компромис да бъдат използвани нискодозови 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. 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. Установено беше, че най-високи еднократни дози се регистрират при т.нар. многофазови протоколи на карциномно и лимфомно болни пациенти. 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. 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.

#### 4.5. 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. 26).

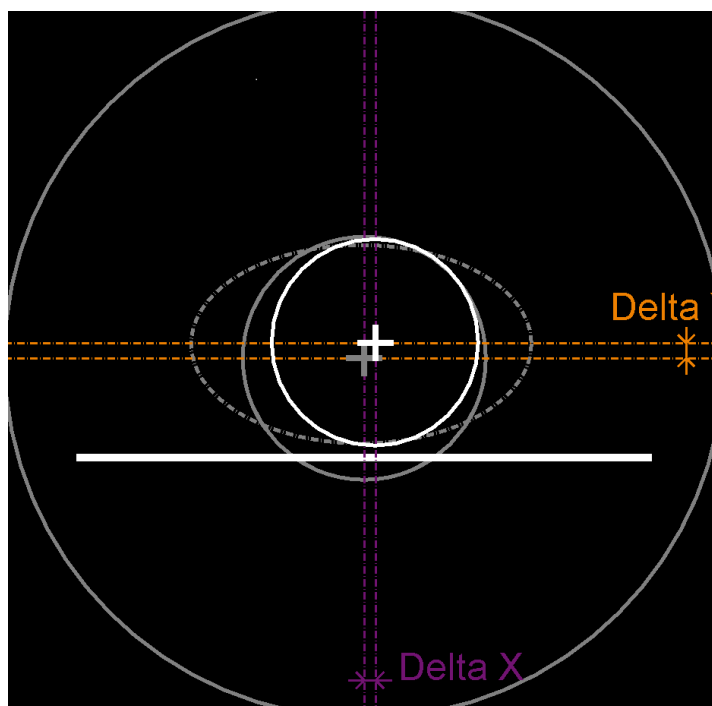
Study date	Local study description		Model	Patient birthdate	Total DLP (mGy.cm)	Total number of irradiation event			
9/9/2013	Abd/Pel		LightSpeed VCT	1947-06-13	14209	8			
Acquisition type	Serie's description	Serie's protocol name	KVP	X-ray tube current (mA)	Pitch factor	Mean CTDI vol (mGy)	DLP (mGy.cm)	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. 26. 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 паренхима на черния дроб. Специално внимание се обръща и на протоколите, при които регистрираната доза е значително

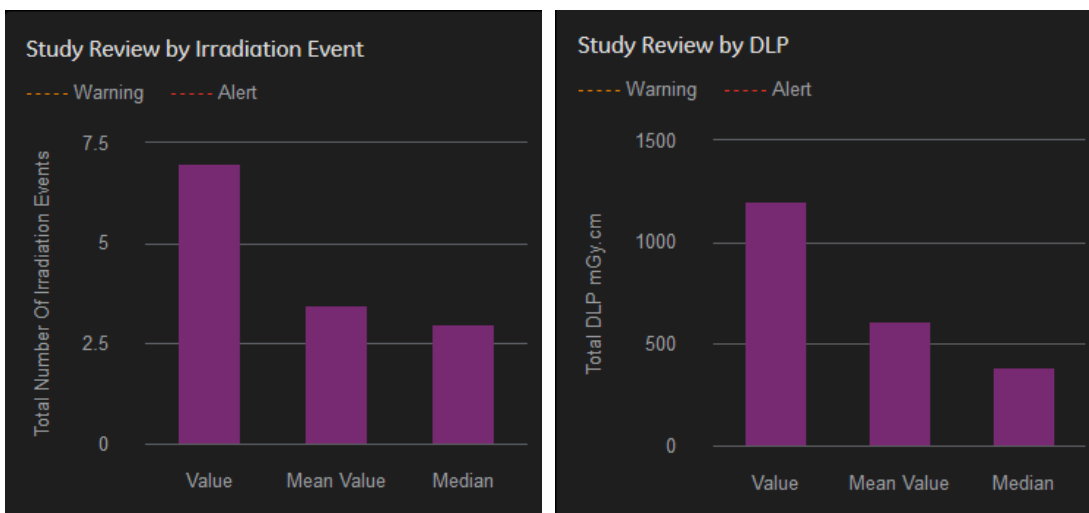


по-ниска от типичната диагностична доза за клиниката. Резултатите показват, че в повечето случаи това се дължи на човешка грешка в регистрацията или неправилно рефериран пациент – лоша преценка за вида или обема на изследването. Същевременно, софтуерът DoseWatch позволява и идентифициране на ситуации, 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. 27).



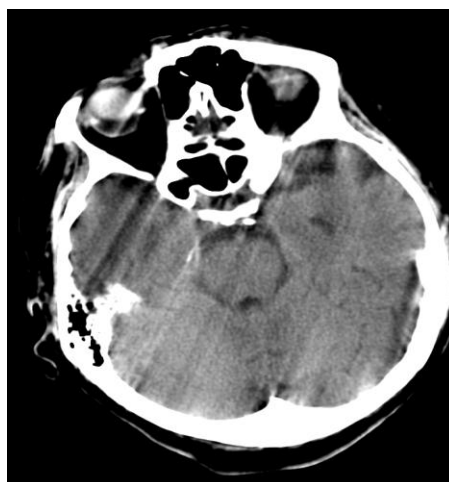
Фиг. 27. Демонстрация на неправилно позициониране на пациент спрямо изоцентъра на апарата. Наблюдава се отместване в x,y посока.

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. 28).



Фиг. 28. Пациент с 7 фази на сканиране и сумарно DLP 1200 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. 29). Това налага повторение на отделната фаза на сканиране или на цялото изследване, което неминуемо увеличава погълнатата доза от пациента.



Фиг. 29. КТ образ на глава. Наличие на двигателни артефакти.

#### 4.6. 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. Предприето беше и 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.

## 5. Изводи

- 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. 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. 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, но с по-ниска DLP стойност. 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.

## 6. 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.

## 7. 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.
- **Е. Георгиев**, Т. Мъров, В. Иванов, Г. Наков, М. Пенева, Г. Кирова. Изработване на магнитнорезонансен фантом за тъканно-селективни техники, сп. Рентгенология и Радиология, LVII: 113-119, 2018.

## 8. 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, Гюлежица, 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)



## 9. 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.

## 10. 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<sub>c</sub> - компютър-томографски индекс на дозата в центъра

CTDI<sub>p</sub> - компютър-томографски индекс на дозата в периферията

CTDI<sub>vol</sub> – обемен компютър-томографски индекс на дозата

CTDI<sub>w</sub> – 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)