М А Р С Е Л Л А З А К И А Л - А М И Н

Н И С К О Д О З О В А К О М П Ю Т Ъ Р Т О М О Г Р А Ф С К А У Р О Г Р А Ф И Я



Д И С Е Р Т А Ц И Я

София, 2015 г.

М Е Д И Ц И Н С К И У Н И В Е Р С И Т Е Т –
С О Ф И Я

КАТЕДРА ПО ОБРАЗНА ДИАГНОСТИКА

Д-р Марселла Заки Ал-Амин

НИСКОДОЗОВА КОМПЮТЪРТОМОГРАФСКА УРОГРАФИЯ

ДИСЕРТАЦИЯ

За присъждане на образователна и научна степен „**ДОКТОР**”

Област на висше образование: 7. Здравеопазване и спорт

Професионално направление 7.1.Медицина

Докторантска програма:

Образна диагностика

НАУЧЕН РЪКОВОДИТЕЛ

Проф. Д-р Васил Георгиев Хаджидеков, дм

София, 2015г.

"Каквото сме направили само за себе си в живота ни, умира с нас.

Каквото сме направили за другите и за света, остава завинаги."

Албърт Пайк

(1809 – 1891)

С искрена благодарност към:

- Проф. Васил Хаджидеков, мой пръв учител и научен ръководител
- Проф. Николай Наумов, доц. Георги Хаджидеков и д-р Радослав Петков, вдъхновили ме в тематиката
- Илия Дяков, за изключителната, безгранична подкрепа и упорита работа, които направиха възможни цитираните резултати
- Доц. Лъчезар Пенев и д-р Галина Георгиева-Козарова, за добросъвестното им и всеотдайно обучение
- Всички колеги от УМБАЛ „Александровска", за безкористното им сътрудничество
- Майка ми и брат ми, за безвъздмездната им обич и изключителна подкрепа

Съдържание:

Използвани в текста съкращения.....v

I. **Въведение**.....1
II. **Литературен обзор**.....3
1. Клинично приложение на нискодозовите протоколи на изследване.....3
1.1. Кратък урорентгенологичен исторически преглед 3
1.2. Компютъртомографска урография.....5
2. Показания на компютъртомографска урография.....9
3. Противопоказания: контраст-индуцирана нефропатия.....11
4. Подготовка на пациентите за компютъртомографска урография.....17
4.1. Хидратация 17
4.1.1. Перорален прием на вода.....17
4.1.2. Инфузия на физиологичен разтвор 18
5. Позициониране на пациента за компютъртомографска урография….....18
6. Допълнителни мероприятия.....19
6.1. Прилагане на компресия.....19
6.2. Прилагане на диуретик – Furosemide.....20
7. Венозна апликация на контрастно средство при КТУ.....21
7.1. Еднофазово (single-bolus) прилагане на контрастно средство.....22
7.2. Двуфазово (split-bolus) прилагане на контрастно средство.....24
7.3. Триболусно прилагане на контрастно средство.....25
8. Клинично приложение на КТУ.....25
8.1. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на вродени заболявания на урогениталния тракт.....25
8.2. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на уролитиаза...26
8.3. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на хематурия.....29
8.4. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на бъбречни формации.....29
8.5. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на заболявания на пикочния мехур.....30
9. Лъчева доза.....31
9.1. Доза и референтни диагностични нива при компютърна томография.....36
9.1.1. Дозиметрични величини.....36
9.1.2. Ефективна доза.....37
9.1.3. Фактори, влияещи върху дозата на пациента.....37
9.1.4. Диагностични референтни нива.....39
9.1.5. Нискодозова компютъртомографска урография.....40
10. Изводи от литературния обзор.....41
III. **Цел и задачи**.....42
IV. **Материал и методика**.....43
1. Методика.....43
1.1. КТ уредба, технически параметри, протоколи на сканиране.....43
1.2. Използвани средства за измерване.....44
1.3. Методи за изпълнение на задачите на проучването.....47
1.3.1. Методи за контрол на качеството на КТ уредби.....47
1.3.1.1. Програма за контрол на качеството.....47

1.3.2. Методи за измерване на физикотехническите параметри……47
1.3.2.1. Анодно напрежение.....47
1.3.2.2. Слой на полуотслабване и филтрация.....48
1.3.2.3. КТ индекс на дозата свободно във въздуха по оста на ротация (CTDIair).....48
1.3.2.4. Геометрични показатели 49
1.3.2.5. Стойности на HOUNSFIELD-ови числа.....50
1.3.2.6. Шум на образа.....50
1.3.2.7. Висококонтрастна разделитена способност и нискоконтрастна визуализация.....51
1.3.2.7.1. Висококонтрастна разделителна способност.....51
1.3.2.7.2. Нискоконтрастна разделителна способност.....52
1.3.2.8. Монитори и принтери.....52
1.3.3. Методи за дозиметрия и контрол на качеството.....53
1.3.3.1. Измервания с фантоми 53
1.3.3.1.1. Стандартизиран подход.....53
1.3.3.2. Оценки на дозата при клинични изследвания……..54
1.3.3.3. Определяне на органните дози и ефективната доза……...55
1.3.4. Методи за оценка на качеството на образа.....56
1.3.4.1. Чрез фантомни измервания.....56
1.3.4.2. Чрез проучвания с пациенти 57
1.4. Клиничен контингент.....59
1.4.1. Клинична симптоматика.....63
1.4.2. Насочваща предварителна диагноза/симптоматика на изследваните пациенти.....65
1.5. Статистически анализ на данните.....66
V. **Резултати и обсъждане**.....67
1. Резултати от оценката на качеството на образа.....67
2. Демографска характеристика на изследваните пациенти.....69
3. Нискодозова компютъртомографска урография.....72
4. Разпределение на пациентите спрямо клиничната симптоматика и насочващите диагнози.....74
5. Находки от проведените нискодозови КТУ протоколи.....82
6. Резултати по отношение на контрол на качеството.....89
7. Дозиметрични резултати.....91
7.1. Дозиметрия с фантом.....91
7.1.1. Дозимертия с фантом за КТУ.....92
7.1.2. Дозиметрия с фантом LightSpeed…….....92
8. Проучване на дозите при КТ урография и оптимизация на протоколите……...93
8.1. Дозиметрия на пациенти.....93
8.2. Зависимост на CTDI от теглото на пациентите.....94
9. Изследване на факторите, влияещи върху дозата (CTDI).....95
9.1. **Изследвания на факторите, влияещи върху дозата при 120kV**……95
9.1.1. Полът като фактор, определящ дозата.....95
9.1.2. За установяване на факторното влияние на теглото (по Borngard) върху дозата…….....96

9.1.3. Проверка на съвместното влияние на теглото и полът върху дозата.....97
9.1.4. Анализ на влиянието на възрастта на пациента върху дозата.....98
9.1.5. Проверка на хипотезата за съвместното влияние на теглото, полът и възрастта върху CTDI.....99
9.1.6. Проверка на хипотезата за факторното влияние на променливата тегло във варианта над и под >80, <80кг……100
9.2. **Изследвания на факторите, влияещи върху дозата при 100kV**.....102
9.2.1. Полът като фактор, определящ дозата.....102
9.2.2. Установяване на факторното влияние на теглото (по Borngard) върху дозата…….....103
9.2.3. Проверка на съвместното влияние на теглото и полът върху дозата.....104
9.2.4. Проверка на хипотезата за съвместното влияние на теглото, полът и възрастта върху CTDI.....105
9.2.5. Проверка на хипотезата за факторното влияние на променливата тегло във варианта над и под >80, <80кг.....106
9.3. **Изследване на факторите, влияещи върху дозата при 80kV**.....108
9.3.1. Полът като фактор, определящ дозата 108
9.3.2. Установяване на факторното влияние на теглото (по Borngard) върху дозата при 80kV…….....110
9.3.3. Проверка на съвместното влияние на теглото и полът върху дозата.....111
9.3.4. Проверка на хипотезата за съвместно влияние на теглото, полът и възрастта върху CTDI.....112
9.3.5. Проверка на хипотезата за факторното влияние на променливата тегло във варианта над и под >80, <80 кг.....113
9.4. Обобщителен анализ.....115
10. Резултати от оценката на ефективната доза.....115
11. Заключение.....116
VI. **Изводи**.....120
VII. **Приноси**.....121
VIII. **Приложения**.....123
IX. **Литературни източници**.....128
X. **Научни публикации и съобщения по темата на разработката**……..140

Използвани в текста съкращения на кирилица:

ДРН - диагностични референтни нива

ЕВРАТОМ - Европейска общност за атомна енергия (ЕОАЕ)
ЕДКТ - еднодетекторните (еднослойни) компютъртомографи

ЕУ - Екскреторна урография

ИЙЛ - източници на йонизиращи лъчения

КИН - контраст-индуцираната нефропатия

КК - контрол на качеството

КС – контрастни средства

КТ – компютърна томография

КТУ - компютъртомографската урография

МДКТ - многодетекторни компютъртомографи

ОК - осигуряване на качеството

РУП - ретроградната уретеро-пиелография

ТЛД - термолуминисцентни дозиметри

УЗД - ултразвуковата диагностика

Използвани в текса съкращения на латиница:

3D – three dimensional

ACR - American College of Radiology
ALARA - As Low As Reasonably Achievable

AUA - American Urological Association
BMI – body mass index

CTDI - компютър-томографски индекс на въздушната керма / компютър-томографски индекс на дозата

CTDIair - компютър томографски индекс на дозата свободно във въздух

$CTDI_{PMMA}$ – компютъртомографски индекс на дозата във фантома

CTDIvol - обемен компютъртомографски индекс на дозата

$CTDI_w$ -претеглен компютъртомографски индекс на дозата

$CTDI_C$ - компютъртомографски индекс на дозата в центъра на фантома

$CTDI_i$ - компютъртомографски индекс на дозата в четирите периферни точки

$nCTDI_w$ - нормализиран претеглен компютър-томографски индекс на дозата

$CTDI_P$ - компютъртомографски индекс на дозата в периферията на фантома

DCT10 - Йонизационна камера

DDM2 - Dose Datamed 2 „Study on European Population Doses From Medical Exposure

DICOM - Digital Imaging and Communication in Medicine

DLP- произведение доза-дължина

E - ефективна доза

EAU - European Association of Urology
ESUR - The European Society of Urogenital Radiology

FOV - field of view (зрително поле)

Gy – Грей

HU- Hounsfield Unit

IAEA - International Atomic Energy Agency
ICRU - International Commission on Radiation Unit
K_0 - въздушната керма

kV – киловолти

mA - анодният ток

mAs - зависимостта между дозата и количеството електричество

MPD - Мултифункционален детектор

mSV - millisievert

PET-CT - positron emission tomography computed tomography

PMMA – фантом

ROI – КТ число в област на интерес

K – керма/доза

I. Въведение:

Компютърната томография (КТ) има основна роля в съвременната образна диагностика. Причина за нарастващата приложимост на метода са неговата голяма информативност и диагностични възможности. Развитието на технологиите от еднодетекторните (еднослойни) компютъртомографи (ЕДКТ) до сегашните многодетекторни КТ (МДКТ) позволява разширяването на приложимостта на метода и доведе до нарастване на честотата на КТ изследвания и използването им във все повече области, като резултат от това е по-големият принос към колективната доза. [45]

С появата на МДКТ се стига и до развитието на компютъртомографската урография (КТУ), като модалност на КТ образна диагностика, а това от своя страна довежда до увеличаване значително, както на броя на изследванията, така и на проведените КТУ.[10,60,133,136] През последните две десетилетия използването на КТ в световен мащаб се е увеличила с 800%.[44] В Съединените Американски Щати в периода от 1991 до 2002 г. е документирано увеличение на КТ изледванията с 10-20 % годишно. За същия период се наблюдава нарастване с 25% на КТ изследванията на коремната област, 27% на тазовата, 26% на гръдната, нарастване с 235% на сърдечно-съдовите изследвания и с 145% - на сърдечните изследвания.[43]

В България, както и във всички развити страни, медицинското облъчване е основният техногенен източник на облъчване, съставляващо, според обобщени оценки, около 87% от надфоновото облъчване и около 32% от общото облъчване на населението.[1] Според националната статистика, общият брой на рентгеновите изследвания (включително денталните графии) за 2011 г. е 4,1 милиона, или средно 560 изследвания на 1000 души от населението, което е слабо повишаване на броя на изследванията спрямо предходните няколко години (фиг.1).

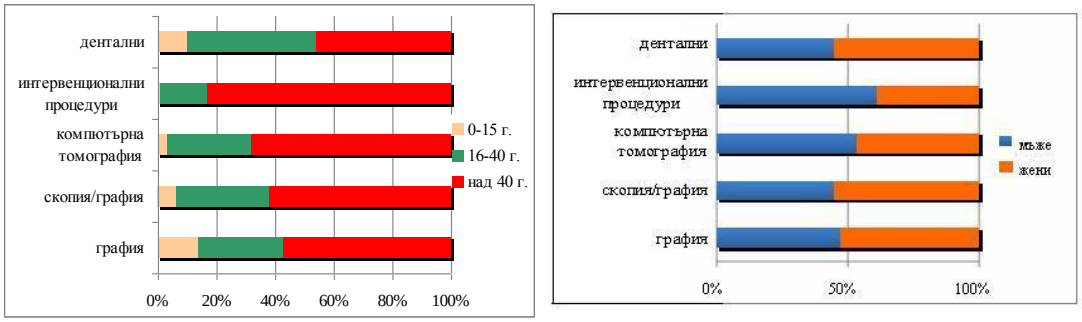
На фиг. 2 е представено разпределението на петте групи рентгенови изследвания по възрастови групи и по пол на пациентите. Приносът на изследванията на деца до 15г. в общата честота е 12,1%, като най-голям е при

рентгенографиите (14,0%) и денталните графии (12,1%) и очаквано най-малък е при интервенционалните процедури (0.8%).



Фиг. 1 Динамика в честотата на рентгеновите изследвания в България.

Около 2,9% от КТ изследвания са на деца, което показва добра практика за по-малко прилагане на този лъченатоварващ метод при тях. От разпределението на изследванията по пол се вижда, че рентгеновите изследвания са с малко по-голяма честота при жените-53%, срещу 47% при мъжете; почти поравно е разпределението и на КТ изследванията. При КТ изследванията разпределението по пол също е почти равно.



Фиг. 2. Разпределение на рентгеновите изследвания по възрастови групи и по пол

Тези данни наложиха и да се изучи възможността за прилагане и оптимизиране на нискодозовите компютъртомографски протоколи при използването на КТУ, с цел намаляване на дозата йонизиращо лъчение, но запазвайки и информативността на образите.

II. Литературен обзор

1. Клинично приложение на нискодозовите протоколи на изследване

1.1 . Кратък урорентгенологичен исторически преглед:

Образните методи в урорентгенологията имат изключително важна роля за диагностиката на заболяванията на отделителната система. Непрекъснатото развитие на компютърните технологии доведе до значителен напредък в този дял на рентгенологията.

Първите урорентгенологични изображения са базирани на **обзорната рентгенография на корема**, извършвана за откриването на рентгенпозитивни конкременти по хода на отделите на пикочоотделителната система. [174]

През 1929 година Moses Swick [175] разработва и прилага **първото водно разтворимо контрастно средство UROSELECTAN** на базата на бензорово ядро и свързания с него йод, което е безопасно за интравенозна апликация. Това откритие довежда до развитието на контрастните образни изследвания в урорентгенологията. С последващо развитие и подобряване на контрастните средства на базата на йод, през 50-те и 60-те години на миналия век, образната диагностика на отделителната система еволюира.[Goldman SM et al. 2000].

Екскреторна урография (ЕУ) е метод на избор за диагностиката на пациенти с урологично заболяване. Тя е евтин и широко достъпен метод, с който могат да бъдат визуализирани бъбречни формации, лезии на пиелокаликсната система и на пикочния мехур, диагностицира се степента на обструкция, ако има такава, локализацията на конкрементите, изобразява анатомично пиелокаликсната система за евентуална последваща хирургична интервенция, като едновременно с това се оценява и бъбречната функция на пациента.[59,98] ЕУ не е метод на избор за отдиференцирането на кистозни от солидни формации и е с ниска чувствителност за откриването на лезии с големина под 3 см. [Shokeir AA et al. 2001]. Като нейни недостатъци се изтъкват недобре подготвен гастроинтестинален тракт, което затруднява доброто

визуализиране и диагностициране на промените по хода на горните и долните пикочни пътища, недобре контрастираната пиелокаликсна система, което от своя страна е в пряка зависимост от бъбречната функция на пациента, необходимостта от продължително време на изследване, особено при наличието на тежка обструкция и свързаните с това рентгенографии – а в резултат и висока доза йонизиращо лъчение. Други недостатъци на метода са контраст-индуцираната нефропатия (КИН), както и други странични реакции от страна на контрастните средства, както и трудностите при отдиференцирането на рентгеннегативни конкременти от туморни формации. [40,74,105]

Ретроградната уретеро-пиелография (РУП) навлиза в практиката като първия метод, при който директно в уретерите, чрез цистоскопия се залага катетър и се инжектира контрастно средство. Методът исторически се разглежда като един от най-чувствителните за изобразяване на пиелокаликсните системи и уретерите. За разлика от ЕУ, РУП може да бъде прилагана, както при пациенти с нарушения в бъбречната функция, така и при такива с нормални стойности на азотните тела.

От откриването на **компютърната томография (КТ)** в началото на седемдесетте години на миналия век от Sir Godfrey Hounsfield до днес тя се превръща от революционна новост в един от базисните методи в образната диагностика. КТ е метод, използващ йонизиращо лъчение и спадащ към групата на срезовите и дигиталните методи. Принципната разлика между КТ и конвенционалните рентгенови изследвания е, че докато при последните образът, който се получава е проекционен и сумарен (с наслагване на структурите), то образът който КТ предоставя е срезов – рентгеново изображение на тънък слой от изследвания обект (пациент). С това откритие се преминава към нова епоха във възможностите на образната диагностика – тази на срезовите методи. Първо е въведена **аксиалната КТ**. В урологичната практика намира приложение при съмнение за наличието на ренални маси. През 1974г. Bosniak доказва,че КТ образна диагностика открива с много по-голяма диагностична стойност наличието на бъбречни маси в сравнение с ЕУ.[9] С голяма прицизност се изобразяват и реналните инфекциозни заболявания, бъбречните травматични лезии и конкрементите. С появата на **мултидетекторната КТ (МДКТ)**, тя се

превръща в метод, който предоставя голям брой тънки срезове на изследвания обект, получени за относително кратко време, което подобрява тъканно разделителната и пространствено разделителната способности, с което вече могат да бъдат по-добре оценени всички сегменти и отдели на пикочоотделителната система, в това число и уротела. МДКТ позволява да бъде направено висококачествено многопланово реконструиране на получените изображения, а с помощта на разработени протоколи да бъдат получени и образи, сходни с тези при ЕУ. Така се стига и до възникването на **компютъртомографската урография (КТУ)**, като модалност на КТ диагностика. Навлизането й в ежедневната практика доведе до постепенно намаляване приложението на други методи и по-специално на конвенционалната ЕУ.[5,58,88,125,130,135,151,153,172]

1.2 Компютъртомографска урография

КТУ е един от най-съвременните диагностични образни методи, оптимизиран за изобразяването на бъбреците, уретерите и пикочния мехур, като при провеждането му едновременно могат да бъдат установени и диагностицирани и други патологични промени, които са извън уринарния тракт. Изследването включва използването на мултидетекторно сканиране, с вътресъдова апликация на контрастно средство и получаване на образи, с висока разделителна способност за бъбречния паренхим, пикочните пътища и пикочния мехур, с последващ постпроцесинг на получените изображения, както и изобразяване на отделителната (екскреторна) фаза. Добрата резолюция, краткото време на изследване, коронарните равнини и 3D реконструкциите с всичките им предимства в предоперативната диагностика, предоставят образи, близки до тези, получени с ЕУ. [5,48,54,186,188]

КТУ се превърна в най-полезния, неинвазивен метод на избор за оценка на микро- и макрохематурията, както и за откриване на причината при бъбречна колика–основните симптоми при урологично болен. Освен това, методът е с отлични резултати при диагностицирането на **вродените аномалии и вариетети на отделителната система**. В проучване на Wen-Chiung Lin и

сътрудници, върху 102 пациента, КТУ доказа 4 случая на вариетети: два от които на дупликатура с ектопичен уретер, един случай на вродена бъбречна агенезия със синдром на VATER.[100]

За откриване на причината за **микрохематурия** са проведени редица проучвания, доказващи предимствата на КТУ, която в 33-42,6% от изследваните болни доказва състоянията довели до нея, като показва и отлични резултати при определяне причините, довели до **макрохематурия** - с 92,4-100% чувствителност и 89-97,4% специфичност пред ЕУ и ултразвуковата диагностика(УЗД).[9,48,102-107,182] При проведено проучване, обхванало 86 пациента с микрохематурия и отрицателни находки от ЕУ, КТУ е доказала 39 случая на възпалителни изменения, 26 случая на конкременти, 9 случая на малигнени лезии, 5 случая на съдови аномалии, 4 случая на бенигнени формации и 3 случая на ренален инфаркт.[103,104,106]

В проспективните проучвания, сравняващи двата метода за диагностициране на микрохематурията, КТУ регистрира 100% чувствителност и 97,4% специфичност, с обща диагностична точност 98,3% при определянето на причината за микрохематурия, докато ЕУ е показала 60,5% чувствителност и 97,4% специфичност.[48] Това е и причината AUA и ACR да оценят КТУ като метод на избор при пациенти с хематурия.[160] През 2001 година, AUA предлага и протокол за изследване на тези болни, който включва изобразяването на горните пикочни пътища с конвенционалната ЕУ и с КТУ.[50-52]

КТУ отдавна е и предпочитаният метод за **откриването и характеризирането на реналните маси**, като едно от големите й предимства, сравнено отново с тези на ЕУ и УЗД, е способността да отдиференцира малките солидни бъбречни формации от кистичните лезии. Сред кистичните формации, КТУ прецизно идентифицира наличието на тънка или нодуларна фиброзна капсула със 70% специфичност и 67% чувствителност. Сравнен с УЗД, методът обективизира бъбречните формации с чувствителност както следва: 47% при бъбречни формации с размери 0–5мм.,(УЗД: 0%), 60% при лезии с размери 5-10мм.,(УЗД: 21%), 75% при формации с размери 10–15мм.(УЗД: 28%), 100% при бъбречни формации, с размери 15–20мм.(УЗД: 58%). Едва при лезии, с размери от 25 до 30мм., КТУ и УЗД показват еднакви стойности-100%

чувствителност.[75,159] В друго проучване чувствителността на КТУ при реналните формации е сравнена с тази на ЕУ. В него се изтъква, че при откриването на ренални лезии с размери под 2cm. чувствителността на ЕУ е 21%, при такива с размери 2-3cm.: 52% и 85% при маси над 3cm.[42]

Според редица проучвания днес КТУ се счита за метод на избор при диагностика и проследяване и на болни с **неоплазми на пикочния мехур**. Чувствителността й, сравнена с тази на цистоскопското изследване при пациенти с микрохематурия е 40%, но при тези с макрохематурия, КТУ регистрира 93% чувствителност и 99% специфичност. Тези резултати спомагат да се редуцира необходимостта от последваща цистоскопия при този контингент болни. Като недостатък на КТУ се изтъква невъзможността за визуализиране на повърхностно разположени малки лезии, в сравнение с възможностите на цистоскопията. Освен това, предимствата на цистоскопията са и възможността за взимането на биопсичен материал от патологично променената структура, както и възможността за извършването на трансуретрални парциални и/или тотални резекции.[9, 184]

КТУ може да бъде приложена и като първи метод на избор за изобразяване на горните и долните пикочни пътища при пациенти с висок риск за **преходноклетъчен карцином**. Рискови фактори за развитието му са възраст над 40 години, макрохематурия, анамнеза за тютюнопушене и за предходно злокачествено новообразувание на отделителната система, а също и евентуална професионална предиспозиция.[140] При тази група пациенти, рискът от високо лъчево натоварване е от второстепенно значение. Като метод на избор при тях се прилагат еднофазовите или двуфазовите протоколи на сканиране. От икономическа гледна точка е предложен и нов протокол на действие, включващ провеждането на КТУ с последваща цистоскопия, с или без взимане на биопсичен материал. Този нововъведен протокол заменя досега използвания, при който се провеждаше УЗД, конвенционална ЕУ и цистископия, с последваща биопсия при необходимост.[188]

През 2004 г. EAU обяви, че все още за диагностиката на преходноклетъчния карцином се приема като първи метод на избор, конвенционалната ЕУ, освен в случаите, когато изследването не може да бъде

проведено. Тогава, методът на избор, с над 75% чувствителност е РУП. В проведено проучване на Caoili EM, Cohan RH, Inampudi P и сътр., 15 от 16 уротелиални лезии са идентифицирани с помощта на КТУ, в друго такова на Caoili EM, Cohan RH, Korobkin M и сътр., 18 от 27 са били визуализирани. Интересното е, че при 3D постпроцесинг реконструкциите са били открити само 6 от общо 27 уротелиални неоплазми.[23,24,25] Резултатите от различни проучвания показват, че посредством КТУ все още трудно могат да бъдат диагностицирани малки туморни формации разположени както в пиелона, така и в уретера. [140]

КТУ се е наложила и като отличен метод за изобразяването на пиелокаликсната система при болни с последваща **перкутанна нефролитотомия**, както и като метод на избор за изобразяването на пикочните пътища при пациенти **след разнородни оперативни интервенции.** [172,178]

Освен при тези болни, методът дава и достоверна информация при такива със съмнение за **медуларна или папиларна некроза**, което от своя страна предотвратява рискът от неизбежните исхемични прояви при тези пациенти, ако не бъде предприето адекватно и своевременно лечение. [103,104,106]

През 2006 г. ESUR обсъди и възприе **ръководство, определящо показанията за КТУ** при диагностиката на множество заболявания, между които: бъбречни неоплазми, тумори на уротела, доброкачествени заболявания като папиларна некроза, уролитиаза, инфекции, травми, малформации. Съставянето на тези показания е извършено на базата на редица клинични проучвания, литературни анализи, както и съобщения от ползата и предимствата на новата КТ модалност за диагностиката на заболяванията на отделителната система.[74]

Показанията за КТУ обаче продължават да еволюират. Пациентите, при които най-често е показано прилагането на КТУ са такива с бъбречнокаменна болест, коремна болка както и хематурия. Друг контингент болни, са тези с бъбречна неоплазма и/или такива с бластомен процес на пикочния мехур. КТУ се прилага отлично и при болни с възпалителни заболявания на урогениталния тракт.[161]

2. Показания за компютъртомографска урография

Болката в кръста е симптом, който налага назначаването на образен метод, с помощта на който да се открие причината за появата му. При здрави, млади хора, едностранната болка в кръста, понякога ирадииращa ипсилатерално към слабините, в голяма част от случаите се дължи на **уролитиаза**. В случаи на десностранна болка в кръста, разпространяваща се към долния десен квадрант, се налага да се мисли за апендицит или торзио на яйчник при жените. В тези случаи обзорната рентгенография на корема е изместена от нативна КТ, с която може да се получи информация за етиологията на болката. Нативната КТ измества и конвенционалната ЕУ, в диагностиката на уролитиазата, като метод, който бързо и достоверно дава информация не само за наличието на конкременти, но и за техния характер, размер и точна локализация, при което се избягва и прилагането на контрастното средство и свързаните с това нежелани реакции. Получава се информация за позицията на уретера, което от своя страна спомага в планирането на последващото лечение. [41]

Унилатералната болка в кръста, която не ирадиира, може да е симптом за друго бъбречно заболяване, включително и за **бъбречно–клетъчен карцином.** Класическата триада от болка, палпируема ренална формация и хематурия е рядкост и се среща едва при 1% от тези болни. В действителност, по-голямата част от реналните неоплазми се откриват случайно с УЗД или КТ, по повод на оплаквания извън отделителната система.[77]

Болката в кръста може да се дължи и на **хидронефроза**, поради разтягането на реналната капсула. Причините за хидронефроза са много и най-общо се групират като вродени и придобити.[57,133] Ретроперитонеални и тазови формации (бенигнени и малигнени) редица неспецифични заболявания като ретроперитонеална фиброза, аортит, илиачна аневризма и дивертикулит, могат да доведат до стриктура на уретерите.[53,66,109,164]

Възпалителните заболявания на отделителната система са често срещани и обикновено ограничени. Почти всички случаи на **цистит** се диагностицират на базата на клиничната картина и много рядко налагат друго образно изследване освен УЗД. При наличието на **пиелонефрит**, също рядко се

налага извършването на друго образно изследване освен УЗД, но при пациенти които не се повлияват от антибиотичното лечение, КТУ може да уточни дали се касае за абсцес–ако да, да се определи дали той е бъбречен или перинефрален или се касае за емфизематозен пиелонефрит или пионефроза. **Емфизематозният пиелонефрит** е остра некротизираща инфекция на бъбречния паренхим, докато **пионефрозата** е инфекция, която засяга и пиелокаликсната система и се среща най-често при наличието на конкремент, възпрепятстващ оттичането на урината.[89] Клиничната картина при тези болни е остра хомолатерална болка, висока температура, гадене и повръщане.[137] Наличието на конкременти в горните или долните пикочни пътища може да бъде причина за повтарящи се инфекции.[104] Диагностицирането на причините за инфекции на пикочните пътища с КТУ е с много по-висока чувствителност отколкото другите конвенционални образни методи. Освен това КТУ оценява и степента на заболяването.[85]

Навременното и адекватно диагностициране на **травмите на отделителната система** е сигнификантно, тъй като имат висок морбидитет, а някои водят и до летален изход. След тъпа травма на горните пикочни пътища, най-често оплакванията са болка и хематурия. Всички пациенти с посттравматична хематурия подлежат на цялостно изследване, за да се изключат посттравматични усложнения на горните пикочни пътища.[98] КТУ е методът на избор в тези случаи, тъй като е най-чувствителната модалност за откриването на **хематом, руптура, оклузия на бъбречната артерия, засягане на пиелона или проксималната част на уретера.**[95] По време на нефрографската фаза на изследването могат отлично да бъдат оценени бъбречният паренхим, както и целостта на съдовете, а по време на екскреторната фаза се оценява, както бъбречната функция, така и състоянието на пиелокаликсната система. При пациенти с тежка обструкция, пиелокаликсната система може да не се визуализира, но наличието на **хидроуретер и урином** е с характерен образ.[180]

КТУ е метод на избор за диагностицирането на **вариантите в развитието на бъбреците.** Дистопиите, хипоплазиите и ектопиите са група

заболявания, които могат отлично да бъдат изобразени с КТУ, посредством мултипланарните и 3D реконструкции.[11,24]

Компютъртомографската урография се използва и за **откриването и стадирането на бъбречните злокачествени формации.** Анатомичната връзка на бъбреците, уретерите и пикочния мехур със съседни структури е от полза за предоперативната диагностика при тези болни. КТУ описва размерът, разположението и прорастването, ако има такова, на неоплазмата, което спомага на хирурзите при оценката за извършване на последваща бъбречно съхраняваща интервенция. [54,185]

Хематурията, независимо дали се отнася за макро/ или микрохематурия, може да бъде признак на патологични промени по хода на пикочните пътища. Макроскопската хематурия е алармиращ симптом, който е една от основните причини пациентите да потърсят лекарска помощ. Спорно е как да бъде оценена микрохематурията, тъй като няма все още консенсус за определението й. Във връзка с това, през 2001 г. AUA предложи наръчник за протокол на поведение при пациенти с микрохематурия.[50]

3. Противопоказания: контраст – индуцирана нефропатия.

Противопоказанията за провеждането на КТУ се ограничават до използването на йодните контрастни средства при:

1.) Пациенти с бъбречна недостатъчност
2.) Пациенти с тежки предходни алергични реакции без предварителна десенсибилизираща подготовка
3.) Бременни жени
4.) Жени, по време на лактация

Терминологично контраст – индуцираната нефропатия (КИН) се среща в литературата още и като: контрастна нефропатия, контрастна нефротоксичност, нефропатия от контрастни средства, рентгенконтрастна нефропатия.

Според ESUR КИН е състояние, при което бъбречната функция се увреждa в рамките на три дена, след вътресъдовата апликация на йодни контрастни средства, при липса на други етиологични фактори. Повишаването на серумния креатинин с повече от 25% или 44 ммол / л (0.5 мг / дл) показва настъпване на контраст-индуцирана нефропатия. (www.esur.org; esur guidelines for contrast media 2012).

Основните патогенетични механизми за възникването на КИН са намалената бъбречна перфузия и токсичната увреда на тубулните клетки от контрастното средство. Обикновено КИН протича като неолигурична остра бъбречна недостатъчност или изострена хронична бъбречна недостатъчност. Най-често прогнозата е благоприятна, но в около 2% от случаите се налага последващо хемодиализно лечение, като необходимостта му според отделните автори е различна: от 0,4% до 10%. Смъртността при тези пациенти е между 12 и 37%, а дългосрочната прогноза е лоша – две годишна преживяемост при едва 19% от тях. Pannu N доказва, че наличието на множествени рискови фактори при един пациент или високорисково състояние може да създаде в около 50% риск за КИН или остра бъбречна недостатъчност, които в около 15% от случаите изискват хемодиализа. Количество на контрастното средство над 100ml се асоциира с по-висок риск за КИН, като дори и обеми около 30 ml., при високорискови пациенти, могат да бъдат причина за нея. Важно за практиката е да се знае, че интрааартериалното приложение на контрастното средство, в сравнение с интравенозното, е свързано с по-голям риск за КИН.[141] Така Pannu N и сътр, предлагат протокол на поведение при тези пациенти, с цел намаляване риска за остро бъбречно увреждане, който зависи от изчисляване на креатининов клирънс и оценка на риска. Доказано е, че рискът за КИН е повишен и е клинично значим при пациенти с **хронично бъбречно заболяване** (особено при наличие на диабет), установено чрез определяне на гломерулна филтрация <60 ml/min/1.73 m^2. Единствено в условията на спешност, когато необходимостта от ранно провеждане на контрастното изследване превишава по значимост риска от развитие на КИН, последното може да се осъществи без да са известни стойностите на серумния креатинин и на гломерулната филтрация.[141]

Значението на **възрастта** като рисков фактор за възникването на КИН се изтъква от много автори. Вероятно това е във връзка с настъпващите морфологични и функционални промени в така наречения „остаряващ" бъбрек, правещи го по-уязвим спрямо различни нефротоксични нокси. Установено е, че след 40 годишна възраст, бъбречният кръвоток прогресивно намалява с около 10% за всяка декада, а гломерулната филтрация, отчитана по креатининовия клирънс, се редуцира с 1 ml/min/година след 50 годишна възраст. Рискът за развитието на КИН достоверно нараства при спадане на гломерулната филтрация под 60 ml/min., което приблизително съответства на серумен креатинин над 133 mcmol/l (1,5 mg/dl).

Наличието на **артериална хипертония** е друг рисков фактор, като между стойностите на артериалното налягане, степента на левокамерна хипертрофия и рискът от възникването на КИН съществува право пропорционална корелативна връзка, която е независима от бъбречната функция. Други коморбидни състояния освен артериалната хипертония са **протеинурията, мултиплениият миелом, хиперхолестеролемията, хиперурикемията, хиперкалциемията, сепсисът** и **атопичната алергия**, определяни като заболявания и състояния с много висок риск за развитието на КИН.[150]

Според рискът от възникването на КИН, пациентите могат да бъдат разпределени в три групи [12]:

1. **Пациенти с нисък риск**: при тази група болни не се налагат допълнителни мероприятия
2. **Пациенти с умерено висок риск**: болни с декомпенсирана сърдечна недостатъчност, болни с белодробен застой и/или такива с хипонатриемия.
3. **Пациенти с висок риск**: болни, които имат два или повече от следните рискови фактори за развитието на КИН:
    a. Дехидратация
    b. Хематокрит - Hct < 39% за мъже и < 36% за жени
    c. Употреба на нефротоксочни лекарствени средства
    d. Диабет
    e. Възраст

Днес, поради рязкото нарастване броя на съдово-контрастните изследвания, КИН се наблюдава по-често, като едни от най-важните рискови фактори за това са: предшестваща бъбречна недостатъчност, диабетна нефропатия и застойна сърдечна недостатъчност.[183] Освен тях Glesson определя и чернодробната недостатъчност, нефротичния синдром, дехидратацията, както и употребата на диуретици (особено на фуроземид) като състояния, които играят също много важна предилекционна роля за развитието на КИН. [46,47]

Установените „рискови" количества контрастни средства в зависимост от стойностите на серумния креатинин са: 300-400 (300 mgI/ml) при нормални стойности на серумния креатини, 130-300 mcmol/l-150 ml. при леко завишени и над 300 mcmol/l-100 ml. при силно завишени стойности на серумния креатинин.

При всички пациенти и особено при тези с повишен риск за развитието на КИН е задължително използването на нискоосморални и изоосмоларни контрастни средства, във възможно най-малък обем, като се избягват честите контрастни изследвания в кратък период от време. Установено е, че високоосмоларните контрастни средства предизвикват значителна натриуреза и диуреза, които активират тубулогломерулната обратна връзка. Това води до вазоконстрикция на аферентните артериоли с последващо намаление на гломерулната филтрация и повишена съдова резистентност. Нискоосмоларните контрастни средства, които все още надвишават осмолалитета на кръвта, също активират този механизъм, докато изоосмоларните контрастни вещества не оказват съществен ефект. Високоосмоларните КС предизвикват значителна еритроцитна деформация, която повишава кръвния вискозитет. Това допълнително влошава медуларната хипоперфузия и засилва регионалната тъканна хипоксия**.**

Добрата хидратация на пациентите се приема от всички автори като **основна превантивна мярка** за намаляване на риска от възникването на КИН.[181] Ефектите от хидратацията при пациенти, на които е необходимо извършването на рентгенконтрастно изследване са: намаляване на активността на ренин–ангиотензин–алдостероновата система, подтискане на тубулогломерулната обратна връзка и засилване на водносолевата дуиреза. Добрата хидратация спомага и за разреждане на контрастното средство и

съответно за намаляване на предизвиканата от нея бъбречна вазоконстрикция. Препоръчва се хидратирането да започне 4 часа преди и да продължи 24 часа след контрастното изследване в доза 100 ml/час (пер орално или интравенозно). При интравенозното оводняване най-често се използва нормотоничен физиологичен серум, но някои автори препоръчват вливането да се извършва с хипотоничен 0,45% разтвор. В проведено проучване на Gleeson TG и сътр. се установява, че развитието на КИН намалява достоверно в групата, хидратирана с изотоничен разтвор, в сравнение с пациентите при които е използван хипотоничен 0,45% разтвор.[46] Благоприятният ефект е особено изразен при пациенти с диабет и такива, получили повече от 250 ml. контрастно средство. Mueller C (2002) и Merten G.(2004) и сътр. провеждат проучване върху 119 болни, на които е инфузиран разтвор на натриев бикарбонат (154mmol/l) като хидратацията с такъв разтвор е довела до значително редуциране на случаите с КИН, в сравнение с група болни, получила натриев бикарбонат (154mmol/l). Предполага се, че това се дължи на намалената продукция на цитотоксични свободни радикали в алкална среда. [120,126]

Адекватното оводняване с физиологичен серум (1.0-1.5 ml/kg/час) 3-12 часа преди и 6-24 часа след процедурата, може значително да намали вероятността за възникване на КИН при пациенти с повишен риск, като смъртността сред пациентите, нуждаещи се от краткосрочна или продължителна хемодиализа, варира между 12 и 37%. При рисковата група пациенти проследяването на серумния креатинин в тридневния, последващ прилагането на контрастното средство, период е препоръчително.[46]

В заключение на казаното дотук, през 2012 Комитета за безопасно ползване на констрастни средства към ESUR, публикува в своя наръчник протокол за оценка на пациентите, които се нуждаят от измерване на бъбречната функция. (Таблица 1)

Опредяне на гломерулната филтрация (или серумен креатинин) **в рамките на 7 дни от приложението на контрастното средство**	• Пациенти с известна очаквана гломерулна филтрация по малко от 60 мл/мин/1.73 m2 • Пациенти, за които се знае, че им предстои интраартерилно приложение на КС • Пациенти навъзраст над 70 години • Пациенти с анамнеза за:
	○ Бъбречно заболяване ○ Бъбречна хирургична интервенция ○ Протинурия ○ II тип диабет ○ Артериална хипертония ○ Подагра ○ Нефротоксични лекарствени средства.

Таблица 1. Протокол за оценка на пациентите, нуждаещи се от измерване на бъбречната функция (ESUR 2012)

При пациенти, с висок риск от развитието на КИН, препоръките на ESUR са:

- **Използване на ниско- или изоосмоларно контрастно средство, във възможно най-ниската му, но диагностично информативна концентрация**

При пациенти, които не са с висок риск от развитието на КИН, комитетът препоръчва:

- **Използването на възможно наи-ниска доза от контрастното средство без това да повлияе на диагностичния процес**

4. Подготовка на пациентите за КТУ

4.1. Хидратация

4.1.1.Перорален прием на вода

За провеждането на КТУ не е необходима специална подготовка на пациентите. Контрастирането на чревния тракт е от значение, с оглед интерферирането на образа при последващото му обработване в 3D изображения.[5]

Пероралното приемане на вода преди изследването е лесен и евтин начин, който предотвратява дехидратацията. Освен това, приемът на вода, непосредствено преди изследването стимулира диурезата и служи като негативен контраст за гастроинтестиналния тракт. Препоръчва се количеството вода да е 1000ml и да се приема 20 до 60 минути преди изследването. Този подход подобрява очертаването на уретерите и улеснява съответно диагностицирането на патологични изменения извън уринарния тракт. От друга страна, приемът на достатъчно количество течност, непосредствено преди извършване на изследването, предпазва бъбреците от нефротоксичния ефект на йодните контрастни средства.

Kawamoto и съавт. провеждат проучване, обхващащо 50 пациента, приели пер орално между 750 и 1000ml. вода, 15–20 минути преди провеждането на компютъртомографската урография. Повечето от тях не са имали затруднения при приема на такова количество вода. След което, двама рентгенолози, неучастващи в проучването, са сравнили образите от проведените изследвания. Всеки един от тях е отбелязал не добро контрастиране в 5% от случаите (< 80%). Двамата са посочили, че в 5% пиелокаликсната система не е контрастирана добре, в 2%-бъбречното легенче, не е отчетено добро контрастиране на проксималната част на уретера в 14% според единия рентгенолог и в 17% според другият, като съответно в 23% и 33% дисталните части на уретерите не са били контрастирани задоволително. Авторите констатират, че само пер оралната хидратация може да доведе до по-добро

изобразяване на пикочоотделителната система по време на КТУ, и то без да изтъкват останалите ползи от нея.[87]

4.1.2. Инфузия на физиологичен разтвор

В случаите, когато пациентът не може да приеме вода пер орално, поради една или друга причина, се препоръчва инфузия на бавна капка от 500ml. физиологичен разтвор преди и по време на изследването. Недостатъкът при такъв вид хидратация е, че не може да се получи ефекта на негативен контраст в гастроинтестиналния тракт. [5,34,87,169] McTavish за първи път описва инфузията на физиологичен разтвор преди провеждането на КТУ, използвайки 250ml. физиологичен разтвор на бавна капка преди изследването, като инфузията продължава до провеждането на екскреторната фаза. Пациентите, участващи в проучването му са били разделени на две групи по отношение на позиционирането им: в първата група пациентите са в положение легнали по гръб, докато във втората–по корем. Проучването има за цел да сравни КТУ с инфузия на физиологичен разтвор, с КТУ без инфузия и с ЕУ. Не са доказани значими различия в контрастирането на пикочоотделителната система между пациентите според тяхната позиция, но е констатирано, че контрастирането на дисталните сегменти на уретерите е много по-добро при пациентите, получили инфузия. Caoili EM и сътр. провеждат проучване, при което инфузията на 250ml. физиологичен разтовр е болусна и непосредствено преди апликацията на КС, но значими разлики не са били отчетени. По-късно Maher MM и сътр. провеждат проучване с двуфазов КТУ протокол, прилагайки 100ml. физиологичен разтвор между двете фази, Sudakoff и сътр. пък увеличават количеството на 250ml., но се доказва, че конрастирането на отделите на отделителната система не се подобрява значително.[25, 115,171]

5. Позициониране на пациента за КТУ

Най-често използваното и стандартизирано положение на пациента при провеждането на КТУ е легнал по гръб. Положението на пациента по корем, в

началото е отчело добри резултати, но по-съвременните проучвания показват, че поставянето по корем не показва подобрение в изобразяването или отграничаването на пиелокаликсните системи и уретерите. Обръщането на пациента по корем непосредствено преди екскреторната фаза, може да доведе до ефект на наслояване на контрастното средство, особено при случаите на пациенти с хидронефроза.[5,114,115,125,135,155]

6. Допълнителни мероприятия

6.1. Прилагане на компресия

Прилагането на компресия по време на КТУ дели екскреторната фаза на:

1.) Ранна екскреторна фаза (изобразяваща отлично бъбречния паренхим и проксималните части на уретерите)

2.) Късна екскреторна фаза, която се провежда, след премахването на компресията, за да се изобразят средния и дисталния сегменти на уретерите, както и пикочния мехур.[5,27,28,34,184]

Много проучвания и публикации има относно прилагането на компресия по време на КТУ. Когато КТУ се извършва с прилагането на компресия, обикновено тя се поставя над пациента и се затяга по време на инжектирането на контрастното средство. В най-добрият случай се получават първоначални изображения на бъбреците и проксималната част на уретерите, като след премахването й се изобразяват и дисталните сегменти на уретерите. При използването на компресия по време на КТУ, екскреторната серия от изследването следва да бъде разделена на две. [24,28,60,114]

Проведени са няколко проучвания, които се застъпват за КТУ с прилагането на компресия. McNicholas и сътр., сравняват КТУ с и без компресия при пациенти, позиционирани в положение легнали по гръб и по корем, с ЕУ. Изображенията на отделителната фаза са получени на 600-та секунда или на 10-тата минута. Авторите сравняват контрастирането на пиелокаликсната система на бъбреците и уретерите, които са разделени на 5 сегмента между отделните методи, като значими разлики в контрастирането

между КТУ и ЕУ не са доказани. По-добро контрастиране се получава при КТУ с прилагане на компресия на пациентите в положение легнали по гръб или по корем, отколкото при тези без компресия. Дисталният сегмент на уретерите се контрастира много по-добре при КТУ с приложена компресия. Изводите от това проучване са, че КТУ с компресия е сравнима с конвенционалната ЕУ.[114] Heneghan и сътр. провеждат проучване, като сравняват контрастирането на пикочоотделителната система при КТУ с прилагане на компресия и освобождаване на същата на 180-та секунда с ЕУ. Те доказват, че контрастирането на събирателната система и проксималния и дисталния сегменти на уретерите е много по-добро при КТУ, отколкото това при ЕУ.[60]

Обобщавайки може да се изтъкне, че прилагането на компресия при КТУ, не само че не подобрява значително изобразяването на пиелокаликсните системи, но и е свързано с по-висока доза йонизиращо лъчение.

6.2. Прилагане на диуретик - Furosemide

Като по-ефективно по отношение на подобряването на контрастирането на базата на хомогенното разреждане и разпределение на екскретирания контраст, се очерта прилагането на малка доза, от порядъка на 0,1 ml./kg.т.м. на диуретик-**Furosemide**. Поради известния ефект на бримковия диуретик, хомогенно усилената урина достига стойности от порядъка на 180 до 490HU, което е много по-малко в сравнение с вътресъдовото аплициране на физиологичен серум. Така, повечето бъбречни конкременти, с изключение на рентгеннегативните, могат да бъдат визуализирани на фона на лекостепенно контрастираните елементи на горните пикочни пътища. На базата на това, в протокола за хронична уролитиаза, при някои случаи, може да отпадне нативната фаза, без контрастно усилване на образа, което съответно да намали йонизиращото лъчение при тази група болни. Друг ефект, който се постига при прилагането на малка доза Furosemide е, по-доброто, средно около 83%, изобразяване на дисталните сегменти на уретерите, при прилагането му 5-6 минути преди болусното инжектиране на КС. За редуциране риска от дехидратация и възникване на КИН, особено при възрастни и/или

дехидратирани пациенти, е добре приложението на диуретика да се комбинира с орална прехидратация с 1000 ml. вода или инфузия от 500 ml. физиологичен разтвор на бавна капка.[5,90,92-94,125,136,137,172]

При провеждането на КТУ при пациенти с уролитиаза и прилагане на Furosemide в малка доза, повечето уретерални конкременти не могат да бъдат пропуснати на фона на хомогенно контрастираната урина, което от своя страна може да ограничи необходимостта от изследване без контрастно усилване на образите.

Nolte-Ernsting C и сътр. са първите, които съобщават за ефекта от прилагането на диуретик по време на КТУ. По-късно и други автори потвърждават тяхното твърдение, но прилагайки по-малка доза диуретик.[32,134,158] Те установяват, че прилагането на 10mg. Furosemide 3 до 5 минути преди интравенозната апликация на КС довежда до отлично контрастиране на пиелокаликсната система при всичките 32 пациента, при които е проведено проучването, като при 30 от тях, уретерите са били контрастирани отлично. Silverman и сътр. съобщават, че в сравнение с прилагането на инфузия от физиологичен разтвор интравенозното приложение на 10mg. Furosemide подобрява контрастирането на отделите на пикочоотделителната система.[158]

Но прилагането дори и на малки дози Furosemide крие своите рискове, особено при пациенти с алергии към сулфонамиди, при такива с остра бъбречна недостатъчност, с анамнеза за остър гломерулонефрит, както и при пациенти в остра фаза на бъбречна колика, с налична обструкция на пикочните пътища. При дехидратирани и/или възрастни пациенти прилагането на Furosemide може да се извърши само в случаите на предварително компенсирана перорална или инфузионна хидратация.[5,16,92-94,134,158,179]

7. Венозна апликация на контрастното средство при КТУ

Най-често прилаганата концентрация е от 300mg/ml. Схемите на инжектиране на конрастното средство са тясно свързани с броя фази на скениране и са основно две:

- еднофазово (**single-bolus**)
- двуфазово (**split-bolus**).

7.1. Еднофазово (single-bolus) прилагане на контрастно средство

При **еднофазовата апликация** на КС, КТУ се провежда при скениране на корема и таза в нативна и екскреторна фази и при скениране на корема в нефрографска фаза.[23-25,90,92,102,105,136,160] При някои случаи нефрографската фаза може да обхване и малкия таз, особено когато пациентът е с анамнеза за повишен риск за злокачествено заболяване. [87,102,105,119] Именно по време на тази фаза, отлично се демонстрират туморните формации на пикочния мехур.[78]

Съществуват два различни протокола за извършването на **еднофазовото**, така нареченото **single-bolus**, КТ изследване. Най-изчерпателният, информативен и рутинен протокол включва провеждането на нативно изследване, необходимо за установяването на конкременти, последвано от ранна контрастусилена нефрографска фаза, необходима за оптимално диагностициране и характеризиране на ренални формации и късна, екскреторна фаза, даваща информация за пиелокаликсната система, уретерите и пикочния мехур.[24,25,32,78,102,115] По отношение на дебелината на срезовете, както и реконструкцията на образите се препоръчва те да са от 2,5 до 5мм. дебелина на среза, без припокриване, по време на нативната и нефрографската фази, като от изключително значение е по време на екскреторната фаза, срезовете да бъдат по-тънки, от порядъка на 2,5-3мм.[105] Инжектирането на контрастното средство задължително е посредством автоматичен инжектор, със скорост на инжектиране от 2 до 4ml/sec. като количеството на КС се препоръчва да бъде между 100 и 150ml нейонен нискоосмоларен водноразтворим йоден контраст. Нефрографската фаза на изследването трябва да бъде на 100-120-та секунда след апликацията на контрастното средство.[78,102,105] Все още не съществува консенсус по отношение на това, кога да започне екскреторната фаза. Образи на екскреторната фаза се получават както на 3-тата минута, така и на 15-тата минута след апликацията на КС.[60,127]

Проучване на Hilmes MA и сътр. доказва, че вариететите и аномалиите на отделителната система се демонстрират по добре на 450-та секунда или на 7,5 минута, в сравнение с образите, получени на 300-та секунда (5-та минута). [64]

Други автори отчитат, че пикочните пътищата най-добре се визуализират до 15-та минута след инжектирането на КС.[118] Въз основа на тези данни оптималното време, което е необходимо, за да се получат изображения на пикочоотделителната система с КТУ, варира между 7,5 и 15-тата минута.

Въведени са и трифазови, дори и четирифазови протоколи, с които информацията от получените изображения нараства, но и с недостатъка, че значително нараства и дозата йонизиращо лъчение.

През 2001 година Chow и Sommer съобщават за различен подход при КТУ. При него апликацията на КС се разделя на две–split-bolus, като резултатът е намаляване на йонизиращо лъчение, в сравнение с трифазовите или четирифазовите протоколи.[27,28] Протоколът от тях е: нативна фаза на скениране на корема и таза, с дебелина на срезовете 5mm., последвана от 40ml. апликация на КС (300 mg I/ml), със скорост на инжектиране от 2ml/sec., изчакване от 2 минути и въвеждане на останалите 80ml. КС, в същата концентрация и скорост на инжектиране и след около 1,5 минути време на изчакване, се скенира корема и таза. Реконструкциите са с дебелина на срезовете 2,5mm., през 1,25mm. интервал между тях. Недостатъкът на този протокол е, че времето на изчакване (3,5 минути от първото инжектиране до началото на екскреторната фаза) не е достатъчно, за да се получи добро контрастиране на всички отдели на пиелокаликсната система, което налага прилагането на компресия, като след свалянето й, скенирането се осъществява и се получават изображения на цялата пикочоотделителна система.[28]

Като алтернатива на този протокол, в друго проучване Chai RY и съдружници (2001) въвежда **двуфазов протокол** на скениране на корема и таза. При него нативната фаза (5mm. дебелина на срезовете, през 5mm. интервал между тях) е последвана от инфузионно въвеждане, а не с автоматичен инжектор, на 30ml от КС, в концентрация от 300mg I/ml. След 15 минути време на изчакване, се аплицират останалите 100ml. от контрастното средство вече чрез автоматичен инжектор, със скорост на въвеждане от 2 ml/sec., след още 100 секунди време на изчакване се осъществява скенирането на корема и таза. Реконструкциите за аксиалните срезове е необходимо да бъдат на 5mm. дебелина на среза, докато за коронарните равнини са използвани от 2,5 до 1mm..

Недостатъкът на този протокол е, че общото време на изчакване от около 16,5 минути (преди започване на сканиране), е по-дълго от посоченото оптимално такова, за изобразяване на пиелокаликсната система.[27]

7.2. Двуфазово (split-bolus) прилагане на контрастно средство

При **двуболусното** инжектиране на контрастното средство, недостатъците се свеждат до това, че при първия болус, получените изображения не са достатъчно интерпретабилни (както по отношение на паренхима на бъбреците, така и по отношение на пиелокаликсната система), натрупва се КС, което затруднява интерпретацията на образите по отношение на пиелокалискната система, давайки фалшивоположителни и/или фалшивоотрицателни резултати по отношение на малки по размер и разположени в близост до пиелокаликсната система бъбречни формации. [5,27,28,34,36,173,184]

Двуболусното инжектиране е обект на най-много дискусии. Първоначално е използван малък обем от 40–50ml на болуса, за изобразяване на пиелокаликсната система и уретерите, последван от болус с голям обем–100ml. за визуализиране на паренхима. В някои от проучените публикации, се препоръчва обратния подход или съотношение 50 към 50 при дозировка 2ml/kg. По отношение на времетраенето на инжектиране на КС, също са предложени различни подходи, като при първия болус, инжектирането се извършва с относително по-голяма скорост, от порядъка на 2,5 до 4ml./sec., докато при втория, т.нар. паренхимен болус, скоростта на инжектиране е в границите на 2-3ml./sec. Значението на тези разлики все още е обект на дискусии и не е изяснено напълно. Времето, което е необходимо за екскреторната фаза е проследявано само при еднобулусното инжектиране. Времето, което е необходимо, за да се получи образ на сегментите на уретерите варира от 300 през 420 до 720 секунди, или на 5-та през 7-ма до 12-та минута. Това време съвпада с посочените в някои проучвания, в които се отбелязва, че оптималното време за изобразяването на пиелокаликсната система и уретерите е от порядъка на 10-15–та минута или между 600 и 900 секунди. При двуболусното

инжектиране на КС, когато се използва комбинираната нефрографско–екскреторна фаза, изобразяването на пиелокаликсната система е на 10-11-та минута или на 600-660 секунда след инжектирането на първият болус и на 90-120 секунда или 1,5-2min. след началото на второто болусно инжектиране. Въпреки въведеният двуболусен протокол за инжектиране на контрастното средство, йонизиращото лъчение намалява с по-малко от 1/3. Най-високата доза лъчение, което пациентите получават е по време на екскреторната фаза. Тази фаза обикновено се получава с възможно най-тънката колимация, за да може да се увеличи максимално разделителната способност. За да се избегне шума, който е неизбежен при тънката колимация, дозата се увеличава. Най-малко йонизиращо лъчение пациентите получават по време на нефрографската фаза, не само защото не е необходимо колимацията да е много тънка, а и защото скенирането по време на тази фаза, обхваща само бъбреците и горната част на корема. Докато при останалите две фаза се изследва целият корем и малкият таз.[5,23-25,29,67,102,136,137,143,158,184]

7.3. Триболусно прилагане на контрастно средство

Kekelidze и сътр. предлагат **триболусен протокол,** включващ скениране на пациентите след първия болус от 30ml КС, в концентрация от 320mg., 7 минути по-късно се въвеждат 50ml. от КС и се получават изображения на паренхима на бъбреците и 2 минути по-късно се инжектират 65ml. КС, при което реналните артерии са добре контрастирани. С този протокол, авторите отчитат, че получените изображения са демонстрирали много добри резултати.[89]

8. Клинично приложение на КТУ

8.1.Клинично приложение на КТУ за диагностиката на вродените заболявания на урогениталния тракт:

Аномалиите на уринарния тракт са сред най-често срещаните вродени аномалии. КТУ намира широко приложение в изобразяването и

диагностицирането на вродените аномалии както на горния, така и на долния уринарен тракт–дистален уретер и пикочен мехур. Тъй като аномалиите на уринарният тракт са сред най-честите вродени аномалии при кърмачетата и в ранна детска възраст, прилагането на КТУ за диагностицирането им е свързано с голяма доза йонизиращо лъчение. Ето защо, съгласно принципите на ALARA е прието те да бъдат диагностицирани чрез методи, без йонизиращо лъчение–УЗД и/или магнитнорезонансна урография.

8.2. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на уролитиазата:

Уролитиазата е едно от най-често срещаните заболявания на отделителната система.[22,62,63,97,169,170] Според наръчника от 2011 година за уролитиаза на EAU, конкрементите могат да бъдат класифицирани според следните аспекти: размер, локализация, рентгенова плътност, етиология на образуването им, минерален състав и конкременти, които са рискови за рецидивиране.[62] По отношение на класифицирането на конкрементите по **рентгенова плътност**, най-общо те се делят на рентгенпозитивни и рентгеннегативни. Това разделение е в зависимост от минералния им състав. Класифицирането на конкрементите на рентгенопозитивни и негативни се базира на обзорната рентгенография на бъбреците, уретерите и пикочния мехур. При нативното компютъртомографско сканиране, оценката на плътността на конкремента се осъществява по скалата на Hunsfield, което дава информация за минералното съдържание на конкремента. Това е от изключително значение предвид обсъждането на терапевтичното поведение по отношение на конкремента. Като първи неинвазивен метод на избор, лесен, достъпен, евтин и нелъченатоварващ се приема **УЗД**. Чрез нея могат да бъдат визуализирани конкременти, разположени в калиците, на пиелоуретралния и везикоуретралния преход. При конкременти с размери над 5mm., УЗД е метод с 98% чувствителност и 100% специфичност. Но при диагностиката на конкременти, разположени по хода на уретерите и в близост до физиологичните им стеснения, чувствителността и специфичността намалява, съответно на 78% и 31%. [122,189]

Обзорната рентгенография на бъбреците, уретерите и пикочния мехур е метод с чувстителност, вариращa между 44% и 77% и специфичност в границите на 80% до 87%. Тя е полезна за разграничаването на рентгенпозитивните от рентгеннегативните конкременти, но не е желателно да се провежда, в случаите, когато пациентът има КТ изследване.[59,96,165] Дълго време **ЕУ** беше „златен" стандарт за изследването на болни с бъбречна колика или такива със съмнение за уролитиаза. През последните 15 години **КТ** се превърна в основен метод за откриването и характеризирането на **бъбречни конкременти**, както и на тези по хода на уретерите, предоставяйки точна информация по отношение на броя, локализацията, размерите, наличието на обструкция, както и определяне на степента й и свързаните с нея усложнения. **КТУ** е с много по-висока чувствителност и специфичност в сравнение с ЕУ. Проведени са редица проучвания, сравняващи двата метода, като резултатите за чувствителността на КТУ, според различните източници, варира между 92%-100%, докато специфичността на метода е 100%, с изключение на проучването на Yilmaz S, където е докладвана 99% специфичност, съпоставени с 52%-87% чувствителност и 92% и 100% специфичност за ЕУ. [124,130,165,190,192]

Същевременно изследването с КТУ на болен с урологично заболяване, освен своите предимства, крие и недостатъци, свързани предимно с високата доза лъчение. Дозата превишава **три пъти** тази, придобита при КТ изследване на корема по друг повод. Затова през последните години се дискутира въпросът **как да се намали дозата лъчение** при изследването на уринарния тракт, особено с МДКТ. [20,83,131,132,166]

Според проучване на Richard D. и съавтори ефективната доза по време на КТУ е 1,5 пъти по-висока в сравнение с тази от конвенционалната ЕУ, докато лъчевото натоварване на кожата е 2,7 пъти по високо при конвенционалната ЕУ, сравнено с това при КТУ. [149]

Нефролитиазата, като често срещано заболяване с хроничен ход, засягащо предимно млади хора, неизбежно налага извършването на последващи контролни образни изследвания. Целта при тези пациенти е да се

разработи КТ протокол, с по-малко скенирания и по-ниска доза лъчение. Portis и сътр., разработват такъв КТ протокол, който се различава от стандартния, с намалената доза йонизиращо лъчение. Сравнявайки дозата, която пациентите получават при стандартния протокол и тази, която са получили с нововъведения, се установява, че дозата е с почти до 75% по-малка. Дозата при стандартния протокол е 15mSV, докато при нискодозовия е 2,8mSv, сравнени с дозата при ЕУ, която е 3mSv. Образите, получени с новият нискодозов протокол са доставили същата информация, по отношение на броя, локализацията и размерът на конкрементите.[146]

Pierre-Alexandre Poletti и сътр. провеждат проучване върху 125 пациента (87 мъже; 38 жени, на средна възраст 45г.) за чувствителността и специфичността на нискодозовите протоколи при откриването на уретерални конкременти, спрямо директното им визуализиране (директни белези) и/или наличието на хидронефроза, хидроуретер и/или уголемени бъбреци (индиректни белези). Проучването е проведено на базата на BMI на пациентите, като те са разделени в две групи: < 30 и > 30BMI. На една част от тях е проведено КТ със стандартен протокол–180mAs , а на другата–нискодозов протокол-30mAs. В групата на пациентите с BMI < 30 са установени 96% чувствителност и 100% специфичност за индиректни белези и 95% чувствителност и 97% специфичност при директното визуализиране на уретералните конкременти, а при тези с BMI > 30, са отчетени 100% чувствителност и специфичност за индиректните белези и съответно 50% и 89% за директните с нискодозовия протокол. Освен това, нискодозовият протокол отчита и 100% чувствителност и специфичност за изобразяването на патологични промени, които не са свързани с пиелокаликсната система.[118] Много автори твърдят, че използването на нискодозови КТ протоколи, било то, с намаляване на напрежението или пък с увеличаване на pitch-a, могат да служат като скрининг при пациенти с бъбречна колика.[35,55,99,110,116]

В проспективно проучване с нискодозов протокол на скениране на Nemann T и сътр. се регистрират 0,966% (95%) обща чувствителност и 0,949% специфичност.[107] Много автори провеждат проучвания за дозата йонизираща радиация, при обзорната рентгенография, ЕУ, КТУ със стандартизиран

протокол и с нискодозов. Резултатите за получената доза йонизиращо лъчение са изчислени в mSv. Така, за една обзорна рентгенография дозата е от порядъка на 0,5-1mSv, при ЕУ тя варира от 1,3 до 3,5mSv, при КТ със стандартен протокол е от порядъка на 4,5 до 5mSv, а при нискодозовия:0,97-1,9mSv. При пациентите с интравенозна апликация на КС е отчетена доза от порядъка на 25-35mSv. [24,101,187]

Повечето клинични проучвания, дори и тези направени ex vivo на фантоми покават, че нискодозовите МДКТ протоколи с напрежение (<30 mAs), са с доза, която се равнява на тази, при обзорната рентгенография на коремната област, което намалява с почти до 50% йонизацията, като чувствителността и специфичността им е близка с тези на стандартните протоколи за откриването на уретерални конкременти.[101,144,145,166,176]

8.3. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на хематурия:

Освен бъбречната колика, друг също доста често срещан симптом при болни с урологични заболяване е **хематурията.** Причините за нея са разнообразни, но най-общо те са две основни групи: причини с нефрогенна и такива с урологична генеза. С навлизането на МДКТ диагностицирането на карциномът на пикочния мехур, който се счита за една от основните причини за хематурия, показва 95% чувствителност и 92% специфичност.[116] Gray Sears и сътр. провеждат проучване върху 38 пациента с микрохематурия, което има за цел да се сравнят ЕУ и КТУ, при което КТУ показва 98,3% специфичност и 100% чувствителност, сравнена съответно с 80,9% и 60,5% при ЕУ.[48]

8.4. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на бъбречни формации:

В проучване на Warshauer и сътр. върху 201 пациента с **бъбречни формации**, се сравнява УЗД с КТУ. Лезии, с размери от 1-2см. се доказват с 60% специфичност за УЗ и 82% специфичност за КТУ, при такива с размери 2-3см. КТУ отчита 82% специфичност и при големина на лезиите, надвишаваща

3см-85%.[161] Въпреки подобренията в УЗД, превъзходството на КТУ е потвърдено и в проучване на Jamis–Dow CA и сътр. върху 205 урологично болни с ренални формации, претърпяли последващи хирургични интервенции, като единствено за формации с големина над 3см. двата метода са отчели еднаква (90%) чувствителност. [75]

8.5. Клинично приложение на КТУ за диагностиката на заболявания на пикочния мехур:

Заболяванията на пикочния мехур са честа причина за хематурия. Това са предимно неоплазми, наи-често преходноклетъчен карцином, особено при пациенти с анамнеза за работа с анилинови бои, фенацетин, пушачи и такива преди лъчетерапия. Сквамозноклеъчният карцином и аденокарцинома са по-рядко срещаните неоплазми на пикочния мехур. Дивертикулитът и цистит, са честа причина за хематурия, като дивертикулите могат да бъдат вродени (дивертикул на Хъч и урахусов дивертикул). Наличието на дивертикули може да предхожда наличието на конкременти, възпалителни заболявания и злокачествени неоплазми. Някой вродени заболявания, като бъбречната поликистоза, също могат да се изявят с хематурия. Аномалиите на уретерите по отношение на съдови импресии, позиция, форма, брой, са също причина за възникването на хематурия.[154] Въпреки че, новообразуванията на пикочния мехур могат отлично да се демонстрират с УЗД и ЕУ, тук КТУ и магнитнорезонансната томография са методите на избор за визуализирането на карцинома в началния му стадий, при определянето на точната му локализация, както и за стадирането му. Turney BW, Willatt JM и съавт. твърдят, че КТУ при болни с хематурия, може да бъде въведена като първи метод на избор, за отхвърляне или потвърждаване на диагнозата карцином на пикочния мехур.[124,184]

9. Лъчева доза

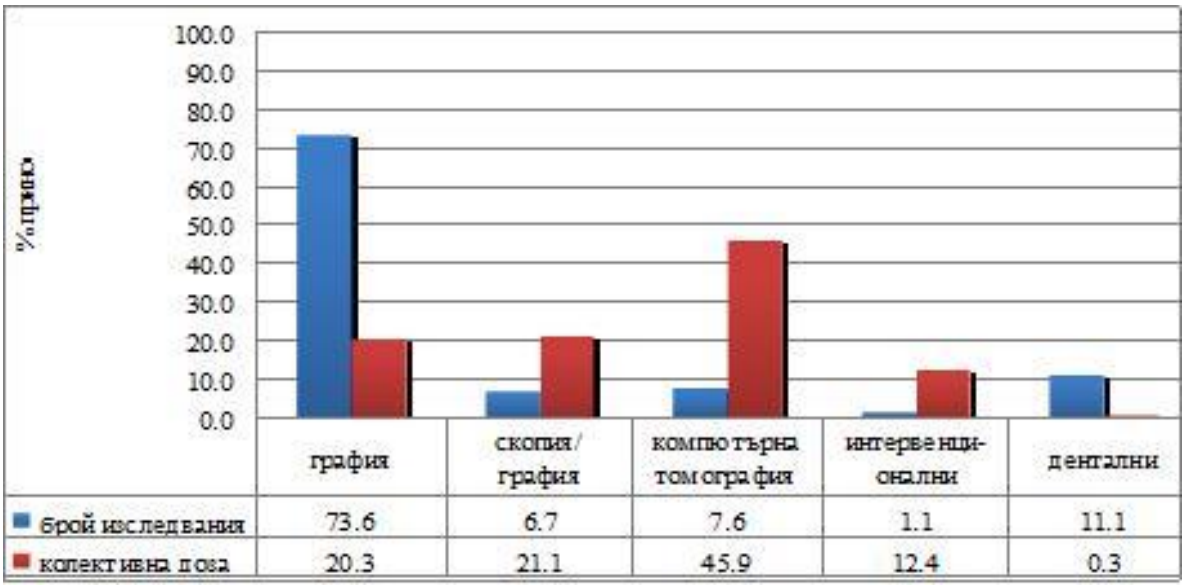
С появата на МДКТ броят на изследванията, както и на проведените КТУ се увеличава значително.[20,83,162,166] В резултат на честите приложения на тези модалности в образната диагностика се засилва и интересът относно дозата йонизиращо лъчение, която пациентите получават.[24,29,30,114,115] Дозата йонизиращо лъчение по време на КТУ може да бъде значително по-висока от тази, придобита с ЕУ и тъй като КТУ навлиза все по-масово в практиката е важно да се разберат какви са последиците от радиационните дози и свързаните с това рискове.

В Европейския съюз изискванията към радиационната защита се регламентират от директива **97/43 ЕВРАТОМ**, според която *"медицинското облъчване трябва да докаже достатъчна крайна полза, съпоставяйки пълната очаквана диагностична или терапевтична полза, включително пряката здравна полза за индивида и ползата за обществото, с личната вреда, която облъчването може да предизвика, отчитайки ефикасността, ползата и рисковете на наличните алтернативни методи, които имат същата цел, но без или с по-малко облъчване с йонизиращи лъчения"*.[39] *"Всички дози, дължащи се на медицинско облъчване за диагностични цели, трябва да бъдат толкова ниски, колкото е разумно постижимо, за да се получи необходимата диагностична информация, вземайки предвид икономически и социални фактори"*. За постигането на тези цели се изисква оптимизация на провежданите рентгенови изследвания. Оптимизацията трябва да включи *"избора на апаратура, постоянното получаване на адекватна диагностична информация и осигуряването на качеството, включващо контрола на качеството и оценката на дозите на пациентите, вземайки предвид икономически и социални фактори"*. В директивата са дефинирани понятията осигуряване на качеството (ОК), контрол на качеството (КК) и диагностични референтни нива (ДРН). ОК е *"всички планирани и системни дейности, необходими да осигурят достатъчна сигурност, че дадена структура, система, компонента или процедура ще работят задоволително, в съгласие с приети стандарти"*. КК е *"система от дейности по изготвяне на процедури,*

координиране и реализация с цел поддържане или подобряване на качеството. Включва мониторинга, оценяването и поддържането на изискваните нива на работните параметри на апаратурата, които могат да бъдат дефинирани, измерени и контролирани". Директива 97/43/ЕВРАТОМ изисква страните, членки на ЕС, да организират установяването и използването на ДРН за рентгеновите изследвания. ДРН са такива *"нива на дозата... за типични рентгенови изследвания на групи от пациенти със стандартни размери, или на стандартни фантоми, които се отнасят за широко разпространени типове рентгенови уредби. Очаква се тези нива да не бъдат превишавани, ако се използват оптимални стойности на работните параметри"*.[39]

Към момента нормативно радиационната защита в България се осигурява от Наредба № 27 от 30.06.2010 г. за медицински стандарт "Образна диагностика" и Наредба № 30 от 31.10.2005 г. за условията и реда за осигуряване защита на лицата при медицинско облъчване. В тях се утвърждават изискванията към апаратурата, процедурите и работата с тях. Определят се стойности на физикотехническите параметри на рентгеновите уредби, при които те подлежат на спиране. И не на последно място се уточнява ролята на медицинския физик в цялостния процес на оптимизиране на радиологичното изследване. В две други наредби, Наредба за основните норми на радиационната защита от 25.09.2012 г. и Наредба за радиационна защита при дейности с източници на йонизиращи лъчения от 04.08.2004 г. (изм. ДВ. бр. 76 от 05.10.2012г. ПМС № 229), се регламентират изискванията и правилата, осигуряващи радиационната защита на персонала и населението, и безопасното използване на ИЙЛ.[3,4,6,7]

Колективната доза на българското население е оценена на 3191 man.Sv (2009 г.), 3235man.Sv (2010 г.) и 3615man.Sv (2011 г.).[2] Обобщените резултати от оценката на колективната доза по основни групи изследвания са представени на фиг. 3:

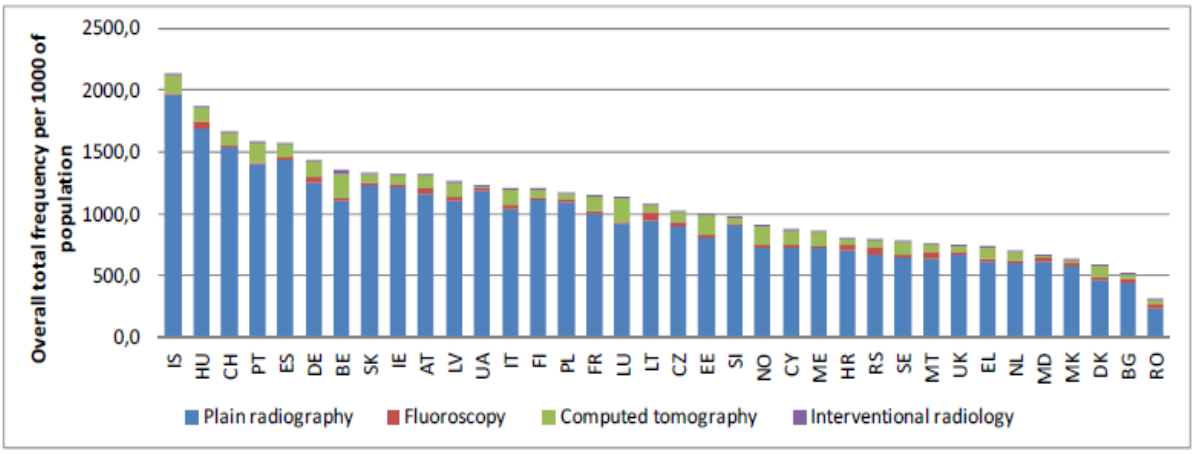


	графия	скопия / графия	компютърна томография	интервенционални	дентални
брой изследвания	73.6	6.7	7.6	1.1	11.1
колективна доза	20.3	21.1	45.9	12.4	0.3

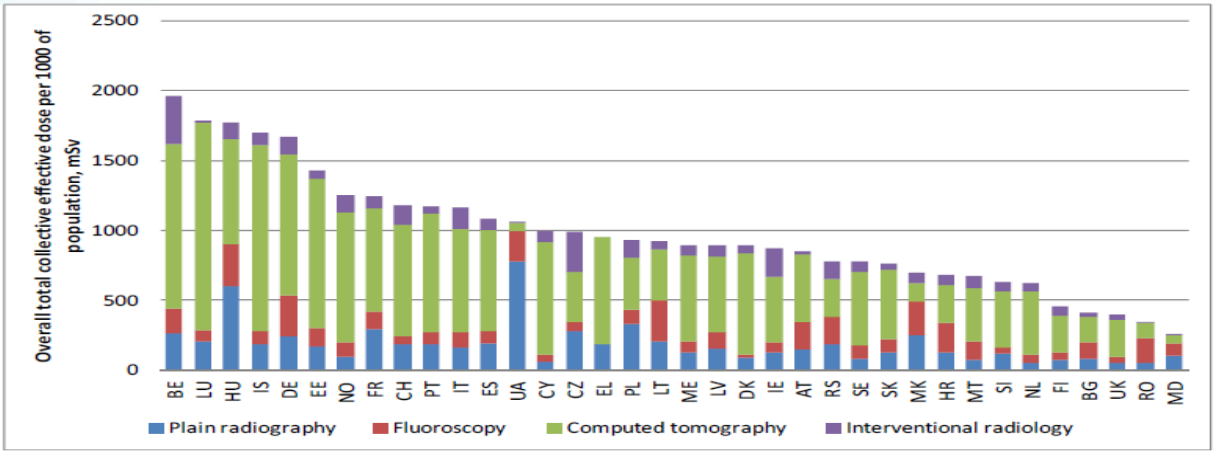
Фиг. 3. Принос на различните видове рентгенови изследвания в общия брой и в колективната доза на българското население

Компютъртомографските изследвания съставят само 7,6 % от общия брой изследвания, но имат основен принос (45.9 %) в колективната доза.

За оценка на състоянието на практиката в България са полезни данните от проекта на Европейската комисия за оценка на колективните дози на населението на Европа от медицинско облъчване **(**Dose Datamed 2 „Study on European Population Doses From Medical Exposure" (DDM2). Обобщените данни за общия брой на рентгеновите изследвания и колективните дози в 36 страни от Европа, получени по този проект, са представени съответно на фиг. 4 и фиг. 5. Както се вижда, България (код BG) е на едно от последните места в Европа по колективна доза (след нас са само Великобритания, Румъния и Молдова). Това е добра тенденция, но анализът показва, че основна причина за това е малкия брой на рентгеновите изследвания на глава от населението (на предпоследно място в Европа)–около 3-4 пъти по-малък от този в Исландия, Унгария, Швейцария, Испания, Германия.

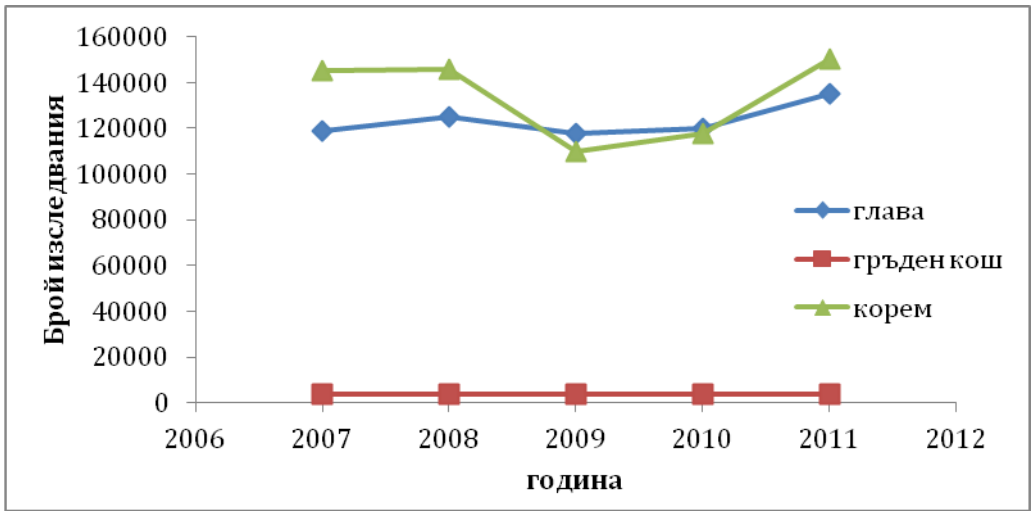


Фиг. 4. Брой рентгенови изследвания на 1000 жители в 36 страни от Европа



Фиг. 5. Колективна доза от рентгеновата диагностика на 1000 жители в 36 страни от Европа

На фиг. 6 е представено разпределението на КТ изследвания на глава, гръден кош и корем. Както се вижда и тук, както при фиг. 1, се наблюдава слабо повишаване на броя на изследванията за 2011 г. спрямо предходните няколко години.



Фиг. 6. Динамика в честотата на КТ изследвания за глава, гръден кош и корем

Нарастването на броя на високодозните изследвания е причина в световен мащаб да се полагат много усилия за по-успешно прилагане на двата основни принципа на радиационната защита - обосноваване и оптимизация.[8] Съществуват различни публикации, според които от 20 до 70% от изследванията се правят без съобразяване с добрата медицинска практика.[139,147] Така се стига до ситуация, при която на отделни пациенти се правят десетки КТ изследвания, при които сумарно получената индивидуална ефективна доза е над 100mSv.[49,148,163] При тези дози е доказана повишена вероятност за лъчева канцерогенеза. При съвременните КТ уредби с високи технологични възможности, но неоптимална настройка, се описват и случаи на детерминирани ефекти от облъчването, нещо което доскоро беше характерно само за интервенционалните процедури.[8]

Два са начините за оптимизиране на изследване-чрез оптимална настройка на техническите параметри на апаратурата и чрез разработване на оптимални протоколи за провеждане на изследванията, с които да се намали дозата, като се запази приемливо качество на диагностичния образ. Новите технологии, като модулация на анодния ток и съвременните интерактивни реконструиращи алгоритми, са разпространени и в България. Чрез тях значително се намалява облъчването на пациента, като в някои случаи е възможно намаляване на дозата с над 40%.

9.1.Доза и референтни диагностични нива при компютърна томография

9.1.1.Дозиметрични величини

Дозиметрията при КТ се стандартизира от ICRU и от публикуваното практическо ръководство на IAEA.[71,73] Тя се базира на две величини: компютъртомографски индекс на въздушната керма (дозата) и произведение доза-дължина.[72] Основната дозиметрична величина, характеризираща дозата в един срез (една ротация) се нарича **компютъртомографски индекс на въздушната керма**, C, или по-често наричан **компютъртомографски индекс на дозата** и означаван с абревиатурата на английски **CTDI[mGy]**.[40] Измерителна единица–Грей, Gy. При практическите измервания се използва кратната единицата mGy. Освен във въздух, *CTDI* може да се измери и в стандартен дозиметричен фантом от PMMA за глава или тяло. В този случай се използва претегленият $CTDI_w$, получен от измерените стойности в центъра и в периферията на фантома.[38,70,108] При спиралните КТ се използва величината обемен CTDI, $CTDI_{vol}$, получаваща се от $CTDI_w$ разделен на стъпката *p*:

$CTDI_{vol} = CTDI_{\mathrm{w}} \frac{NT}{l} = \frac{CTDI_{\mathrm{w}}}{p}$, където *l* е преместването на масата, *N* е броят на детекторните редове, а *T* е номиналната ширина на среза.

$CTDI_{vol}$ най-добре отразява средната погълната доза в даден обем за определен протокол.[70]

Втората основна дозиметрична величина, характеризираща дозата при цялото изследване, е величината **произведение доза-дължина, DLP**[mGy.cm] $DLP = CTDI_{vol} L$, където *L* е дължината на сканирана област по оста z.

CTDI и DLP са стандартизирани за осигуряване на дозиметрична информация при КТ изследванията.[18,21,37]

9.1.2.Ефективна доза.

CTDI и DLP са измеримите дозиметрични величини в КТ. Те обаче не могат да се използват за оценка на риска за пациента при облъчване с йонизиращи лъчения. За такава оценка се използва величината ефективна доза $E\ [mSv]$:

$E = \sum_T w_T \cdot H_T$, където w_T е тъканния тегловен фактор, а H_T е еквивалентната органна доза.

E не се измерва директно, а се изчислява, най-често по метода Монте Карло. В изчислението се отчита приносът на всеки орган, облъчен с пряко или разсеяно лъчение. Тя е и единствената величина, позволяваща сравняване на риска между различните видове облъчвания. Ефективната доза зависи от вида на изследването и вида на уредбата, както и от индивидуалните експонационни параметри. [68]

9.1.3.Фактори, влияещи върху дозата на пациента

Освен от избора на експонационни параметри и техническите характеристики на уредбата, дозата на пациента зависи и от размера на пациента и областта, която се сканира. Влиянието на отделните параметри върху дозата е обобщено в таблица 2.

Изборът на експонационни параметри е изключително важен, тъй като дозата силно зависи от рентгеновия спектър и филтрацията. Ако дадено ниво на шума, отговарящо на определено качество на образа, се постига чрез по-високо анодно напрежение или филтрация, т.е. с по-висока средна енергия на рентгеновия спектър, получената от пациента доза ще е по-малка. Затова изборът на анодно напрежение трябва да се адаптира към размера на пациента, като например за деца се избере напрежение 80kV, а за по-едри пациенти–140kV.

Параметър	Влияние върху дозата
Анодно напрежение, U [kV]	**Дозата намалява с намаляване на U. Избраното U трябва да се съобрази с размера на пациента и диагностичната задача**
Филтрация	**Препоръчителна е по-голяма филтрация**
Аноден ток, I [mA]	**Дозата се увеличава линейно с I**
Време на ротация, t [s]	**Дозата се увеличава линейно с t**
Дебелина на срез, T	**Приблизително линейно увеличаване на дозата с T (само за еднорезови КТ)**
Размер на сканираната област, V	**Приблизително линейно увеличаване на дозата с V**

Таблица 2. Влияние на експонационните параметри върху дозата[80]

Зависимостта между дозата и количеството електричество (mAs) е линейна. Поради това, ако се намали анодният ток (mA) два пъти, дозата също ще намалее два пъти, но в същото време ще се увеличи шумът. В някои случаи, когато е определена областта на сканиране, а останалите параметри са постоянни, оценката на дозата се прави единствено по mA. Тази оценка може да се използва при сравняване на протоколите на един и същ вид скенер, но не и между различни КТ уредби. Причина за това е различният подход на отделните производители при избора, например, на използваната филтраци.[80] Намаляването на киловолтите от 140kVp на 120kVp може да доведе до редуциране на йонизиращото лъчение на кожата на пациента с около 33%. А ако се намалят до 80kVp, тази доза ще се намали с около 70%. Намаляването на общата доза йонизиращо лъчение по време на КТ изследване може да се постигне и с намаляване на фазите на изследване. Например КТУ може да бъде извършване с две, вместо с три фази.

9.1.4. Диагностични референтни нива

При медицинското облъчване не се прилагат граници на дозата. За целите на оптимизацията на изследванията се прилагат диагностични референтни нива на дозата. Определянето на типични стойности за CTDI и DLP, както и тяхното сравняване с диагностичните референтни нива, се използва в много проучвания като обективна основа за оптимизация на изследванията.[157] За България националните ДРН са получени при националното проучване от 2007-2008.[2]

Изследване	България [2]	IAEA [52]	UK DRL-SDCT [50]	UK-DRL-MDCT[50]	European DRL-SDCT [21]	European DRL-MDCT [12]
Глава	1000	527	760	930	1050	337
Гръден кош	550	447	760	940	650	267
Корем	600	696	510	560	780	724

Таблица 3. Диагностични референтни нива за DLP(mGy.cm) за възрастни пациенти.

Изследване	$CTDI_w$ (mGy)*	$CTDI_{vol}$ (mGy)*	DLP (mGy.cm)
Гръден кош:0-1 години	23	12	204
Гръден кош: 5 години	20	13	228
Гръден кош: 10 години	26	17	368
Глава: 0-1 години	28	28	270
Глава: 5 години	43	43	465
Глава: 10 години	52	51	619

Таблица 4. Диагностични референтни нива за деца.[157]

**Изчислените стойностите се отнасят за 16 cm PMMA фантом.*

С нарастването на приноса на КТ към колективната доза от медицинско облъчване, все по-важно е прилагането на мерки за осигуряване на качеството. Някои проучвания дават доказателства, че нискодозовите протоколи осигуряват достатъчно добро качество на образа за изпълнение на съответната клинична задача.[84] От друга страна, проучвания във Великобритания показват, че има потенциал за по-нататъшно намаляване на ДРН.[157] При КТ изследване на коремната област се открива връзка между шума и телесната маса на пациента.[10] Това позволява изработване на методика, позволяваща намаляване дозата при пациенти с тегло под 70кг.

9.1.5. Нискодозова компютъртомографска урография

Когато, КТУ се прилага за стадиране на злокачествени заболяване се налага висока резолюция на образите и нисък шум, поради което използването на значително по-висок CTDIvol от порядъка на 7-12mGy е уместно, но в случаите за диагностициране на уролитиаза, то тя може да бъде установена и чрез „ултра нискодозова" техника с CTDIvol от порядъка на 1-3mGy, което дава основание да се приеме, че задоволително изобразяване в екскреторната фаза може да се получи с 6-7mGy при средно тегло на пациентите 60-80kg. Дозата, която се получава при нефрографската фаза е малко по-висока–около 7-9mGy.[5,31,91,135] Нискодозовите стойности за различните фази при пациенти с телесна маса от 60 до 80kg. са 2-9mGy за CTDIvol и 80-120mGy см. (400мм) за DLP по време на нативната, без усилване на образите, фаза, включваща изследване на корема и таза. CTDIvol дава резултати от порядъка на 7-9mGy, а DLP–от 140 до 180mGy см. (200мм.) по време на нефрографската фаза на изследването. Резултатите от екскреторната фаза, са 6-7mGy за CTDIvol и 240-280mGy см (400мм.) за DLP.[5,156,168]

Според Coppenrath E и сътр. ниският волтаж на тръбата (90-100kV) е добър начин да се намали лъчевото натоварване при нискодозовия диапазон.[31] Други автори препоръчват при пациенти със средно тегло 60-80кг. екскреторната фаза да се провежда с 6-7mGy при тънка колимация.[135]

Нефрографската фаза изисква малко по-висока доза, за оптимално визуализиране на черния дроб, като CTDIvol е от порядъка на 7-8mGy. Дори и по-ниски дози, при малко по-намалено качество на образа са приемливи – дози от порядъка на CTDIvol 2-3mGy.[61,110,166,176] Според Kluner C и съавтори тази доза се равнява на доза, получена при една конвенционална обзорна рентгенография на корема. [101]

Walter J и сътр. доказват, че намаляването на дозата йонизиращо лъчение при КТУ, с премахване на нативната фаза, в 60% от изследваните пациенти са пропуснати малки конкременти по хода на пикочоотделителната система. Освен това 2 от 6 солидни бъбречни маси не са повишили с повече от 10HU плътността си. Затова, премахването на нативната фаза от протокола на КТУ не се препоръчва.[14,26,57,86,113,117,138]

През 2006 година, P.Dahlmann съобщава, че с правилна оптимизация на дозите, дори и трифазовите протоколи на скениране може да се реализират с ефективни дози под 7mSv.

10. Изводи от литературния обзор:

Анализът на литературния обзор показва, че компютъртомографската урография, като нова модалност на КТ навлиза все повече в практиката и се превръща в един от базисните методи в урорентгенологията. Показанията й продължават да еволюират, като един от основните недостатъци на методът е високата доза от йонизиращо лъчение. Въведени са различни протоколи и начини с цел намаляване на дозата, като все още не е въведен оптимален нискодозов протокол на скениране, запазващ висока информативна стойност на получените изображения.

III. Цел и задачи

Цел на настоящата разработка е проучване на възможностите за нискодозовата компютъртомографска урография и оптимизацията й при диагностиката на някои заболявания на урогениталния тракт.

За постигане на гореизложената цел си поставяме следните **задачи**:

1. Да проучим възможностите на нискодозовата компютъртомографска урография в диагностиката на някои заболявания: вродени вариетети на урогениталния тракт, съдови ренални вариетети, злокачествени и доброкачествени формации.
2. Да проучим възможностите за оптимизация на параметрите на протоколите за нискодозова компютъртомографска урография.
3. Да разработим програма за осигуряване на качеството при нискодозовата компютъртомографска урография, базирана на промените в дозата и качеството на образа, проучени чрез фантомни и клинични изследвания.
4. Да проучим минималните прагове на дозата при различни клинични ситуации, при които качеството на образа запазва своята диагностична информативност.
5. Да сравним лъчевото натоварване при екскреторната урография и нискодозовата компютърна томография при групи пациенти, с приблизително еднакъв телесен индекс
6. Да проучим и предложим в практически клинични условия оптимизирани протоколи за нискодозова компютъртомографска урография.

IV. Материал и методика

1. Методика

1.1. КТ уредба, технически параметри, протоколи на скениране:

Методите на компютъртомографската урография, приложени в настоящото проучване са три нискодозови протокола на скениране, определени като стандартен, нискодозов и ултранискодозов. С цел оптимизация на наложената практика бяха променени използваните киловолти за два от протоколите на скениране. Всички останали параметри на скениране са еднакви и за трите протокола, както и дебелината на срезовете и реконструкциите, използвани при тях. (таблица 5)

Протокол	Дебелина на среза	волтаж	Ефективни mAs	Време на въртене	Дебелина на среза	реконструккции
Стандартен	0,5x64	120kV	219	0,5	5.00мм	5.00мм
Нискодозов	0,5x64	100kV	163	0,5	5.00мм	5.00мм
Ултранискодозов	0,5x64	80kV	114	0,5	5.00мм	5.00мм

Таблица 5. Параметри на използваните нискодозови протоколи на скениране

За целите на разработката скенираният са проведени на 64-срезов мултидетекторен компютъртомограф в Клиниката по образна диагностика на Университетската Многопрофилна Болница за Активно Лечение „Александровска” гр. София. Техническите спецификации на КТ уредба са представени в Приложени 1. (фиг. 7)



Фиг. 7. Компютъртомографска уредба

С цел да се провери, дали подобни оптимизирани протоколи могат да се използват и при други КТ уредби, беше използван протокола CT LightSpeed Pro16.

1.2. Използвани средства за измерване

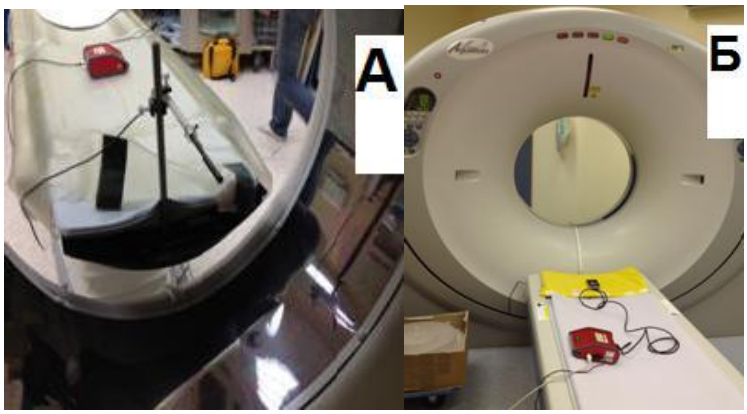
Средствата за измерване трябва да са калибрирани за измерване в обхват на анодни напрежения от 100 до 150kV, мощност на доза от 0,1mGy/s до 50mGy/s и качество на лъчение RQT9 (120 kV, 0,25 mm Cu, 8,4 mm Al) [27].

За измерване на параметрите анодно напрежение, слой на полуотслабване и CTDI сме използвали мултифункционален уред Barracuda (RTI Electronics, Sweden) с включените към него различни детектори (фиг.8):

- Мултифункционален детектор с множество твърдотелни диодни детектори MPD. Измерителен обхват: от 70 до 150kV; точност: ± 3%. Измерителен обхват по въздушна керма: 10μGy до най-малко 0,1Gy и по мощност на въздушната керма: 10μGy·s^{-1} до най-малко 0,1Gy·s^{-1} в енергиен диапазон от 20-150keV; повторяемост: < 1%; енергийна зависимост: < 5% за слоеве на полуотслабване в интервала от 1,5mm Al до 10,0mm Al; точност на калибриране: > 7,5%.
- Йонизационна камера DCT10 за измерване на CTDI; Активен обем 4,9cm^3; Активна дължина 100mm; Измерителен обхват по доза 40

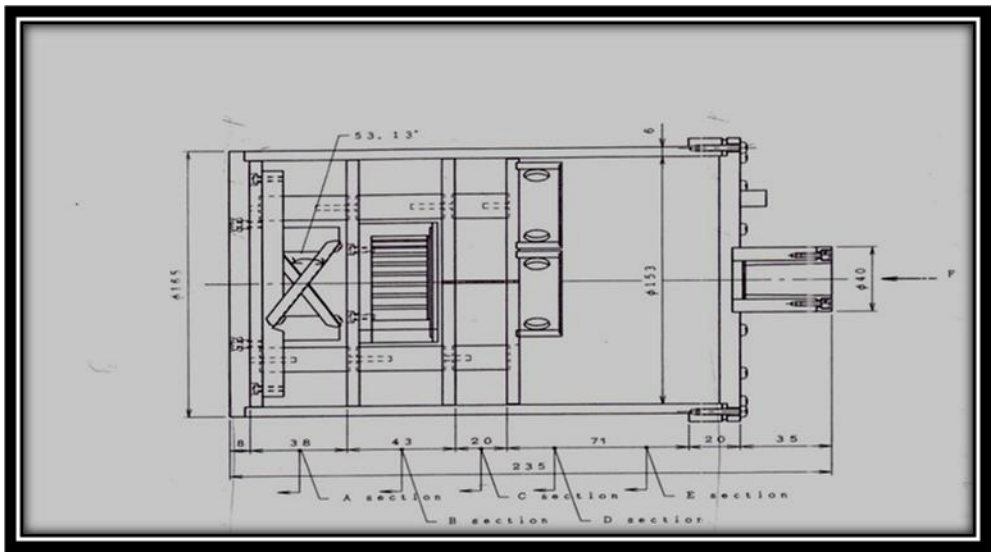
nGym-350kGym; Измерителен обхват по мощност на дозата 1,6 μGym/s-70kGym/s; Неопределеност ±5 % или 16μGycm/s.

- Плоско паралелна йонизационна камера тип 34069 (PTW Freiburg, Германия) с обем 6cm^3; Измерителен обхват по мощност на дозата 0,01mGy/min- 3 00mGy/min.



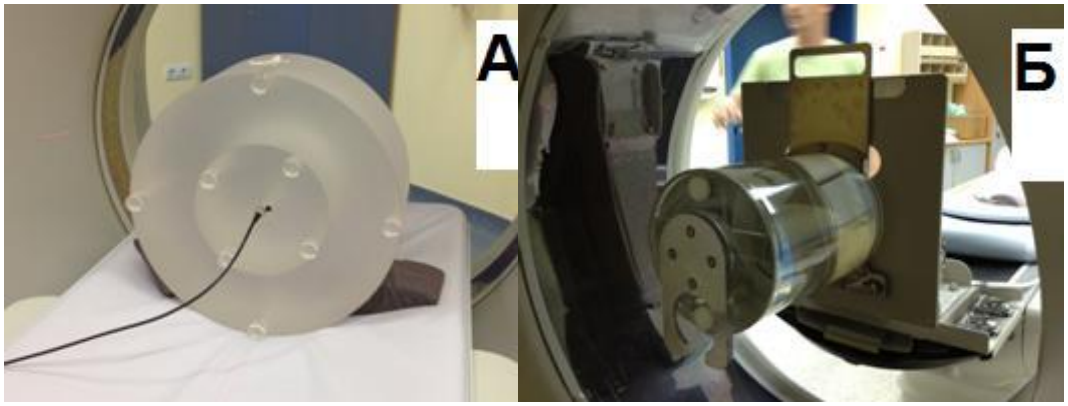
Фиг.8.Различни видове детектори към Barracuda: А: КТ йонизационна камера DCT10; Б: мулти-функционален детектор MPD.

- **Фотометър за яркост и осветеност** тип LXplus (Wellhofer Dosimetry, Германия). Измерителен обхват 0,05–200 000$cd.m^{-2}$ и 0,01–200 000lx.
- **Пластини от алуминий** за измерване на слой на полуотслабване с чистота 99 % и дебелини 0,5; 1 и 2mm с обща дебелина 10mm.
- **Верификационени рентгенови филми тип Ready Pack**
- **Фантоми**
    - Водоеквивалентен фантом с минимален диаметър 160mm
    - Фантом за качество на образа – „Performance Phantom C", Hitachi, който е разделен на секции с различно приложение:
        - Секция А – дебелина на среза;
        - Секция Б – разделителна способност;
        - Секция В – точкова функция на разпределение;
        - Секция Г – нискоконтрастна визуализация;
        - Секция Д – точност на CT числата.



Фиг.9. Фантом за качество на образа – „Performance Phantom C”, Hitachi

- Стандартни дозиметрични CT фантоми от PMMA за измерване на CTDI с минимална дължина 140mm и диаметър (фиг.9): за глава: 160mm; за тяло: 320mm
- специализирани фантоми за калибриране и контрол на качество към съответната уредба PX79-07600 Toshiba (фиг.10 Б)



Фиг.10. Различни видове фантоми, използвани за КК.

Според Наредба 30 на МЗ от 2005 г. всяка конвенционална рентгенова уредба трябва да бъде оборудвана с дозиметър за измерване на доза по площ (ДАП метър). Използваната от нас рентгенова уредба Process (CGR) е оборудвана с дозиметър за измерване на дозата, която получават пациентите

при конвенционални рентгенови изследвания. ДАП метърът се калибира по тандемен метод, като за референтен дозиметър използвахме MPD на Barracuda. MPD поставяхме на пациентския плот. Чрез светлинния визьор облъчваното поле в равнината на MPD ограничавахме до размери 10x10cm. При всяка експонация едновременно се регистрираха показанията на ДАП-метъра и MPD. Тези данни използвахме за калибрирането на ДАП-метъра.

1.3.Методи за изпълнение на задачите на проучването:

Методите се разделят в три групи:

1.) Методи за контрол на качеството на КТ уредбите
2.) Методи за дозиметрия и оценка на дозата
3.) Методи за оценка на качеството на образа

1.3.1 Методи за контрол на качеството на КТ уредби

1.3.1.1. Програма за контрол на качеството

Физикотехническите параметри на КТ уредбите се оценяват в съответствие с програма за контрол на качеството. В програмата са заложени първоначално пълно и периодични изпитвания на уредбата, чиято цел е проверка на съответствието на параметрите с определените граници и проследяване на промяната на параметрите с времето.

1.3.2. Методи за измерване на физикотехническите параметри

1.3.2.1. Анодно напрежение

Точността на анодното напрежение се проверява с мултифункционалния детектор MPD на Barracuda. Измерват се всички налични стойности на анодното напрежение, като се отчитат осреднените пикови стойности на анодното

напрежение. Изчисляват се относителните разлики Δr между измерените U_K и зададените U_S стойности на анодното напрежение:

$$\Delta_r = \frac{(U_k - U_S)}{U_S} \cdot 100 \,[\%].$$

Повторяемостта на анодното напрежение се оценява при същите условия. Сканира се три пъти при еднакви условия. Отчитат се осреднените пикови стойности на анодното напрежение, и се пресмятат средноаритметичната стойност $\overline{U}$ и процентната разлика $|\Delta_r|$ между всяка от получените стойности U_K и $\overline{U}$:

$$\Delta_r = \frac{(U_k - \overline{U})}{\overline{U}} \cdot 100 \ [\%].$$

1.3.2.2. Слой на полуотслабване и обща филтрация

Оценката на слоя на полуотслабване и общата филтрация беше осъществена чрез MPD на Barracuda и специализирана функция на софтуера за директно показване на резултата.

1.3.2.3. Компютър томографски индекс на дозата свободно във въздух по оста на ротация (CTDIair)

За измерването се използва камера DCT 10 на Barracuda, поставена на подходящ статив и позиционирана с помощта на светлинните (лазерните) маркери.

Измерванията на $CTDI_{air}$ се провеждат при експонационни параметри, съответстващи на стандартни протоколи за изследване на глава и тяло в режим на един аксиален срез. $CTDI_{air}$ се определя от отношението на измерената от

дозиметъра стойност на произведението доза-дължина, dlp, в mGy.cm, и номиналната ширина на използвания срез T в cm:

$$CTDI_{air} = \frac{dlp}{T} \; [mGy].$$

Проверката за повторяемост на резултатите от измерванията се извършва чрез три последователни сканирания при едни и същи условия. Изчислява се средноаритметичната стойност от измерванията и се определя стандартното отклонение.

За сравняване на резултатите със стойностите на дозата при различни уредби се изчислява нормализирания компютър томографски индекс на дозата ($nCTDI_{air}$), като стойността на $CTDI_{air}$ се раздели на количеството електричество, Q, в mAs:

$$nCTDI_{air} = \frac{CTDI_{air}}{Q} \; [mGy.(mA.s)^{-1}].$$

1.3.2.4. Геометрични показатели

За измерването на съвпадение на светлинната индикация с равнината на среза, точността на локализацията на равнината на среза от топограмата и дебелина на среза върху образа се използва верификационен рентгенов филм тип Ready Pack.

Светлинната индикация, показваща средата на равнината на сканиране, се маркира върху филма с няколко метални индикатора или друг рентгеноконтрастен маркер. Извършва се едно аксиално сканиране, след което филмът се проявява при стандартни условия и се измерва разстоянието между центъра на облъчената ивица и позицията на маркерите.

Оценка за дебелината на среза може да се направи по описания начин с филм тип Ready Pack. Правят се няколко аксиални среза с различна дебелина, като стъпката между отделните срезове трябва да е по-голяма от 40mm. Дебелината

на среза може да се оцени и като се сканира Секция А на „Performance Phantom С”, използвайки данни за стандартен протокол за глава и FOV 210.

1.3.2.5. Стойност на HOUNSFIELD-ови числа

Средната стойност на СТ-числото за вода се определя експериментално чрез сканиране на водоеквивалентен фантом, позициониран в центъра на ротация на гентрито и последващо компютърно пресмятане на СТ-числото в област на интерес (ROI) с форма на окръжност с площ около 500mm^2, разположена в центъра на образа (фиг.10Б). Препоръчително е използването на фантома, който се използва при калибрирането на КТ уредбата. В аксиален режим се сканира един срез с експонационни параметри, съответстващи на рутинно изследване на глава на възрастен пациент. Не се извършва допълнително изглаждане на образа. Използва се средноаритметичната стойност на СТ-числата за вода при най-малко три последователни сканирания.

За оценка еднаквостта на HOUNSFIELD-овите единици (HU) се използва хомогенен фантом (водо- или тъканноеквивалентен), позициониран в центъра на ротация на гентрито. Извършва се сканиране в централната област на фантома, като се използва стандартен протокол за изследване на глава на възрастен пациент, без да се извършва допълнително изглаждане на образа. Чрез компютърно пресмятане се определят средните стойности на HU в област на интерес с площ около 500mm^2 в центъра и в четири точки лежащи на 10mm от повърхността на фантома, разположени на 0^0, 90^0, 180^0 и 270^0.

1.3.2.6. Шум на образа

Извършва се чрез сканиране в режим на един аксиален срез на хомогенен фантом (водо- или тъканноеквивалентен), като се използва стандартен реконструиращ алгоритъм за глава на възрастен пациент. Избира се област на интерес (ROI) в центъра на образа на фантома във форма на окръжност с площ

около 500mm^2. Оценява се нивото на шума в образа от стандартното отклонение на HU в избраната област на интерес.

1.3.2.7.Висококонтрастна разделителна способност и нискоконтрастна визуализация

За оценката на висококонтрастна разделителна способност и нискоконтрастната визуализация се използва специализиран фантом (фиг.9).

❖ 1.3.2.7.1.Висококонтрастна разделителна способност.

Проверява се способността на КТ да различава близкостоящи обекти, притежаващи висок контраст. Специализираният фантом се позиционира на пациентската маса, така че секцията за висококонтрастна разделителна способност да се намира в равнината на сканиране. Извършва се сканиране, като се спазват изискванията, посочени в таблица 6.

Параметър	Препоръчвана стойност
Диаметър на фантома	~ 200mm
Параметри на сканиране: **1.) Диаметър на сканираното поле** **2.) Размер на оптичния фокус** **3.) Брой на проекциите** **4.) Ширина на среза** **5.) Количество електричество** **6.) Ускоряващо напрежение**	**1.) 200 - 250 mm** 2.) Минимален **3.) Максимален** 4.) 1 – 3 mm **5.) Максимум 700 mAs** 6.) 125 ± 5 kV
Параметри на визуализация: 1.) **Реконструиращ филтър** **2.) Фактор на увеличение** **3.) Ширина на прозореца**	1.) Стандартен за глава без изглаждане и увеличение 2.) Максимум 5 3.) ≥ 1000

Таблица 6. Изисквания към параметри на скениране за оценка на висококонтрастната разделителна способност

❖ **1.3.2.7.2.Нискоконтрастна разделителна способност.**

Проверява се възможността на CT уредбата да разграничава обекти с нисък контраст (обикновено разлика от 4HU до 10HU). Поради това, че сигналът (разликата между обекта и фона) е много малък, шумът се оказва основен фактор, за да не се визуализират обекти с малък контраст и малък размер. За оценка на този параметър се предлагат няколко метода, но все още широко приложение намират субективните методи за оценка.

Специализираният фантом се поставя на пациентската маса. Секцията за нискоконтрастна разделителна способност се позиционира в центъра на ротация с помоща на светлинните (лазерните) маркери. Извършват се серии сканирания на фантома при параметри, съответстващи на рутинно изследване на глава и тяло на възрастен пациент. Нискоконтрастната разделителна способност се оценява субективно, чрез най-малкия обект, който може да бъде наблюдаван в образа. Оценката се извършва от най-малко двама наблюдатели, независимо един от друг, при оптимални условия за визуализиране. Записва се осреднената оценка от наблюденията за всеки конкретен случай.

1.3.2.8. Монитори и принтери

Тестовете на мониторите и принтерите се основават на препоръките на AAPM TG18 [AAPM, On-line Report № 03, April 2005. Assessment of display performance for medical imaging systems]. За оценката на отделните параметри се използват различни софтуерни тестови обекти [http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18]. Тестовете за разделителна способност, нискоконтрастна визуализация и обхват на яркостта се провеждат чрез субективна оценка на тестовия обект. Останалите параметри се оценяват чрез измерване с фотометър LXplus на различни области от тестовия обект.

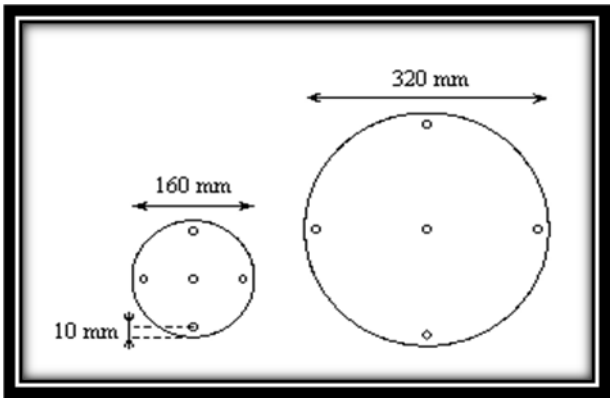
1.3.3. Методи за дозиметрия и оценка на дозата

Съществуват различни методи за дозиметрия в КТ. В практиката най-често се използват различни видове йонизационни камери или твърдотелни детектори. Чрез тях, се измерва $CTDI_{PMMA,}$ посредством специализирани фантоми от PMMA.[72]

1.3.3.1. Измервания с фантоми

1.3.3.1.1.Стандартизиран подход

Стойности на CTDI, близки до тези при клиничните условия, се получават чрез използването на стандартен дозиметричен фантом (фиг.11) и камера DCT 10, която се поставя във фантома. За симулиране на тяло на възрастен пациент фантомът е с диаметър 320mm, а на тяло на дете и на глава на възрастен пациент-с диаметър 160mm.



Фиг. 11. Схематичен вид на стандартни дозиметрични CT фантоми.

Фантомите се позиционират на пациентската маса, респективно на стойката за глава при фантома с диаметър 160mm, с помощта на светлинните центратори, като надлъжната и напречната повърхности трябва да са успоредни на оста на сканиране и на томографската равнина. Централният отвор на фантомите трябва да съвпада с центъра на ротация на гентрито.

Йонизационната камера се поставя в специални отвори - един централен и четири периферни, лежащи на 10mm от повърхността, разположени на 0^0, 90^0, 180^0 и 270^0. В останалите отвори се поставят цилиндрични пръчки от плексиглас, за да се осигури хомогенност на фантома. Последователно, при еднакви условия на облъчване, се измерват $CTDI_C$ в центъра на фантома и $CTDI_i$ в четирите периферни точки и се изчислява $CTDI_P$ в периферията на фантома като средноаритметична стойност:

$$CTDI_P = 1/4\sum_{i=1}^{4} CTDI_i$$

Измерванията се провеждат за стандартни протоколи за тяло с фантома с диаметър 320mm и за стандартни протоколи за глава с фантома с диаметър 160mm.

Величината претеглен компютъртомографски индекс на дозата $CTDI_w$ се определя чрез комбиниране на $CTDI_C$ и $CTDI_P$ по формулата:

$$CTDI_w = 1/3CTDI_C + 2/3CTDI_P \quad [mGy].$$

За сравнимост между различните КТ уредби се изчислява нормализиран претеглен компютъртомографски индекс на дозата, $nCTDI_w$.

Проверката за повторяемост на резултатите от измерванията се извършва чрез три последователни сканирания, при едни и същи условия. Изчислява се средноаритметичната стойност от измерванията и се определя стандартното отклонение.

1.3.4. Оценки на дозата при клинични изследвания

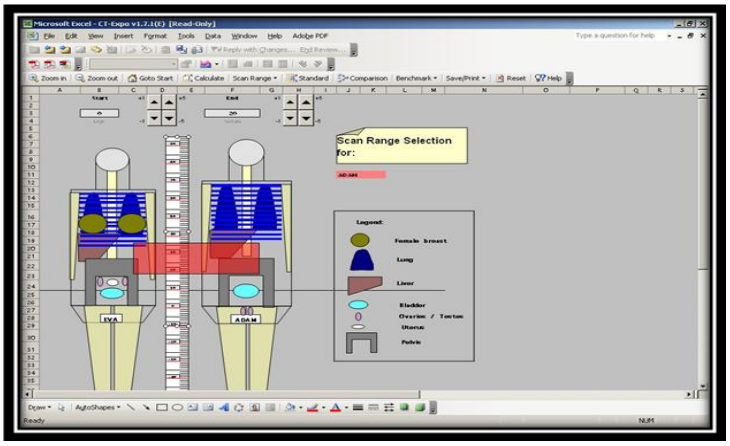
Освен CTDI и DLP се регистрират всички експонационни параметри, свързани с изследването. Анатомичните данни на пациентите се използват за определянето на "стандартния" пациент, а експонационните параметри дават пълна представа за начина, по който се провежда изследването. Чрез тази информацията могат да се предложат начини за оптимизация на работата.

Преди началото на изследването се записват експонационните параметри във всички фази и данните за пациента. При въвеждането на желаните параметри, софтуерът показва прогнозиран CTDI, който се променя във връзка с индивуалните особености на пациентите, по които системата модулира анодния ток. Истинските стойности на CTDI и DLP се записват в обобщен файл (SUMMARY), който се представя заедно с образите след края на изследването. Обобщеният файл съдържа, както CTDI и DLP за цялото изследване, така и стойностите за отделните фази.

1.3.4. Определяне на органните дози и ефективната доза

Измерените дозиметрични величини се използват за оценка на органните дози и ефективната доза. За изследванията с КТ уредба оценката сме извършили със специализиран софтуер CT expo v. 2.1. (Medizinische Hochschule Hannover, Germany) (фиг.12). След въвеждане на експонационните данни, информацията за пациента и областта на сканиране, софтуерът определя ефективната и органните дози. Това позволява сравняването на дозата при КТ изследване с тази, получавана при други диагностични методи. Освен това може да се изчисли рискът за пациента.

Данните за пациентите, преминали конвенционална урография и записаните стойности от ДАП метъра използвахме, за да оценим ефективната доза, ползвайки специализиран софтуер PCXMC 2.0. Софтуерът работи по начин, подобен на този при CT expo, но е предназначен само за конвенционални изследвания.

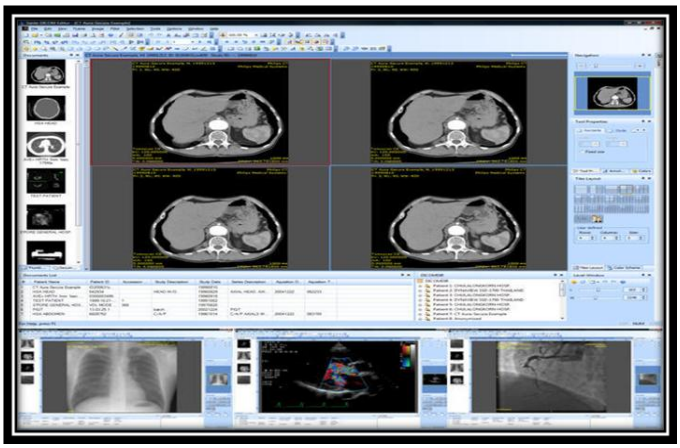


Фиг. 12. Софтуер за оценка на ефективна доза CT expo v.1.7.1

1.3.3. Методи за оценка на качеството на образа

1.3.3.1.Чрез фантомни измервания:

За оценката на качеството на образа се използва воден или водноеквивалентен фантом. Шумът в образа, чрез стандартното отклонение σ на СТ-числата, се измерва по гореописания начин. Препоръчително е използването на фантома, който се използва при калибрирането на КТ уредбата. Друг начин, по който се оценява шумът, е чрез специализираните софтуери Sante Dicom viewer и RadiAnt Dicom viewer (фиг.13 и 14). Програмите позволяват анализирането на образи в стандартен DICOM формат, от които се получават данни за пациента, насочващата структура, КТ уредбата, както и информация за дозиметричните величини и за шума.



Фиг.13. Софтуер за оценка на качеството на образа Sante Dicom viewer



Фиг.14. Софтуер за оценка на качеството на образа RadiAnt Dicom viewer

Образите от фантомните измервания могат да се използват, за да се изчисли отношението сигнал-шум (*SNR*), отношението контраст-шум (*CNR*) и факторът за качество (*FOM*) по формулите:

$$SNR = \frac{PV_{фон} - PV_{обект}}{\sqrt{\frac{SD^2_{обект} + SD^2_{фон}}{2}}},$$

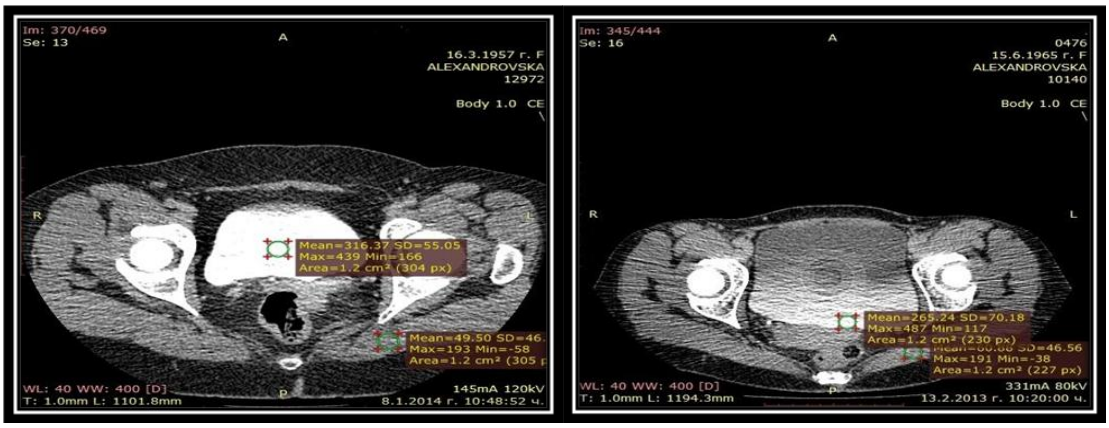
$$CNR = \frac{PV_{обект} - PV_{фон}}{SD_{фон}},$$

$$FOM = \frac{SNR^2}{CTDI},$$

където *PV* е средната стойност на СТ – числата в областта на интерест (ROI), а *SD* е стандартното отклонение в областта. Отношенията *SNR* и *CNR,* и факторът за качество *FOM*, се използват за обективна оценка на качеството на образите.

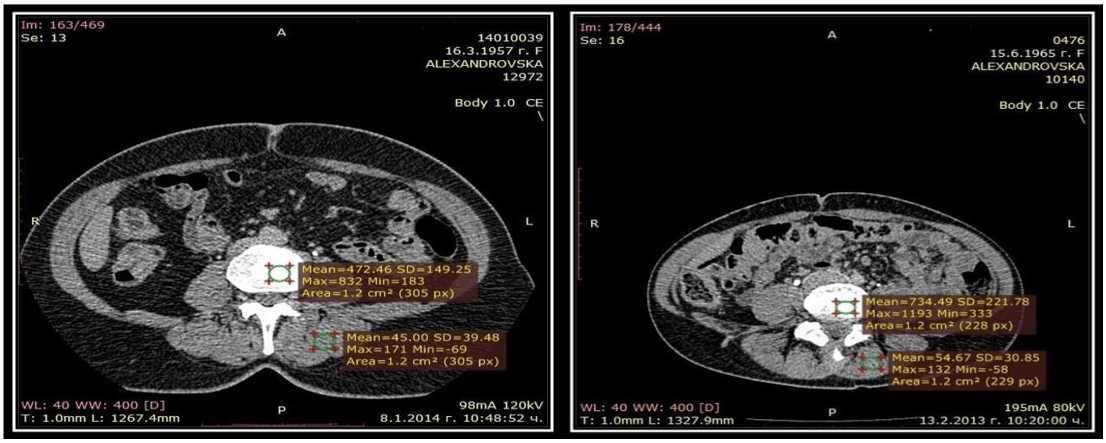
1.3.3.2. Чрез проучвания с пациенти

Най-бързият начин за оценка на шума, *SNR*, *CNR* и *FOM* е чрез собствения софтуер на КТ уредбата. Върху получения образ се избира ROI, в който автоматизирана функция на софтуера показва σ. Другият подход, използван за оценяване на качеството на образите, е чрез гореописанте специализирани софтуери. За обект при оценяването сме използвали пикочен мехур изпълнен с контрастирана урина, а като фон - меки тъкани (фиг.15).



Фиг.15. Оценка на качеството на образите, чрез обектите: контрастиран пикочен мехур и меки тъкани

За да се проверим приложението на метода бяха измерени СТ-числата и в други области от тялото (фиг.16).



Фиг.16.Оценка на качеството на образите в други области на тялото

За оценка на клиничните образи се разработват анатомични критерии, характерни за всеки вид процедура. Чрез тях се оценява субективно дали полученият образ е с достатъчно добро качество. Модел за това предоставят европейските препоръки за критерии за качеството при КТ, където заедно с анатомичните критерии за всяка процедура се посочват типични стойности на CTDI и DLP и примери за добра практика.[38]

1.4.Клиничен контингент:

За периода 2010-2014 година проучването сме провели при 94 пациента с три нискодозови компютъртомографски протоколи на скениране (стандартен, нискодозов и ултранискодозов) на 64-срезов МДКТ апарат.

Тридесет и четири от общо 94-те пациента, или 36.2%, са изследвани с **120kV-стандартен протокол**, от които 8 жени и 26 мъже на средна възраст 61,9 години; 19 от изследваните пациенти са с телесна маса под 80 килограма, а 15 – над 80 килограма. На един от 34-те пациента, нивата на серумния креатинин и уреята бяха завишени. При общо 31 от 34-те пациента е проведена екскреторна фаза, като при 24 от тях на 8-та минута, след въвеждането на контрастното средство, а при 7 на 15-тата минута. При 22-ма от изследваните пациенти са открити допълнителни находки, четиринадесет от които **с клинично значение**.(Таблица 7)

Двадест и четири от общо 94-те пациента, или 25.5%, са изследвани с **100kV-нискодозов протокол**, от които 14 жени и 10 мъже на средна възраст 59,5 години; 12 от изследваните пациенти са с телесна маса под 80 килограма и 12 са над 80 килограма. На един от 24-та пациента, нивата на серумния креатини и уреята бяха завишени. При общо 22 от 24-мата пациенти е проведена екскреторна фаза, на 17 от които на 8-та минута, а при 5 на 15-тата минута след въвеждането на КС. При 15 пациента са открити допълнителни находки, като всички те са **с клинично значение.**(Таблица 7)

Тридесет и шест от общо 94 пациента, или 38.3%, са изследвани с **80kV-ултранискодозов протокол**, от които 19 жени и 17 мъже на средна възраст 57,8 години; 20 от изследваните пациенти са с телесна маса под 80 килограма, а 16-над 80 килограма. При 3-ма от 36-те пациенти, нивата на серумния креатини и уреята са били завишени. При общо 31 от тях е проведена екскреторна фаза, като при 20 на 8-та минута, а при 11 на 15-та минута след инжектирането на КС. При 23 от изследваните са открити допълнителни находки, от които 17 **с клинично значение.**(Таблица 7)

Протокол на скениране	120kV Стандартен протокол	100 kV Нискодозов протокол	80 kV Ултранискодозов протокол
Изследвани пациенти	34 (от общо 94)	24 (от общо 94)	36 (от общо 94)
Жени	8	14	19
Мъже	26	10	17
Средна възраст	61,9 години	59,5 години	57,8 години
Под 80килограма	19	12	20
Над 80килограма	15	12	16
Завишени стойности на серумен креатинин и урея	1	1	3
Екскреторна фаза	31	22	31
8-ма минута	24	17	20
15-та минута	7	5	11
Допълнителни находки	22	15	23
Допълнителни находки с клинично значение	14	15	17

Таблица 7. Представяне на изследваните групи пациенти, с трите протокола на скениране

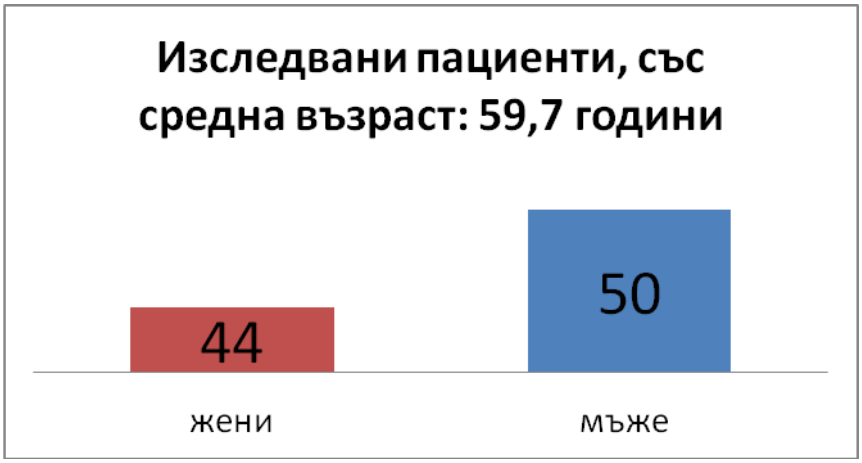
Изследваните пациенти, според **телесния им индекс**, са разделени на две основни групи (фиг.17) :

- Пациенти под 80 килограма – **общо 54 (57.4%)**
- Пациенти над 80 килограма – **общо 40 (42.6%)**



Фиг. 17. Брой пациенти под 80 и над 80 килограма.

Средната възраст на изследваните пациенти е 59,7 години, като 44 са жени, 50 са мъже. (фиг.18)



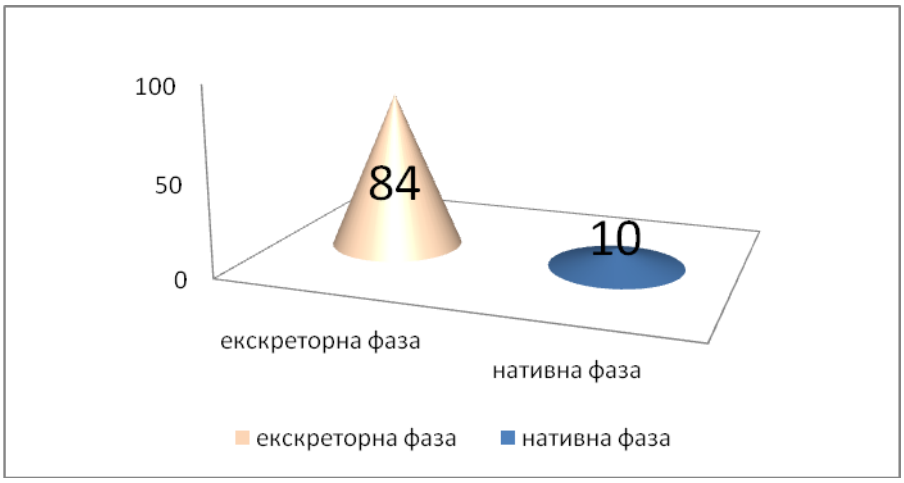
Фиг. 18. Средна възраст на изследваните пациенти, разделени по пол, участващи в проучването.

Осемдесет и девет пациента са с нормални стойности на серумен креатинин и урея, а 5 от тях са със завишени стойности между 175-190mmol/l за серумен креатинин и между 15,6 -18,3mmol/l за урея. (фиг.19)



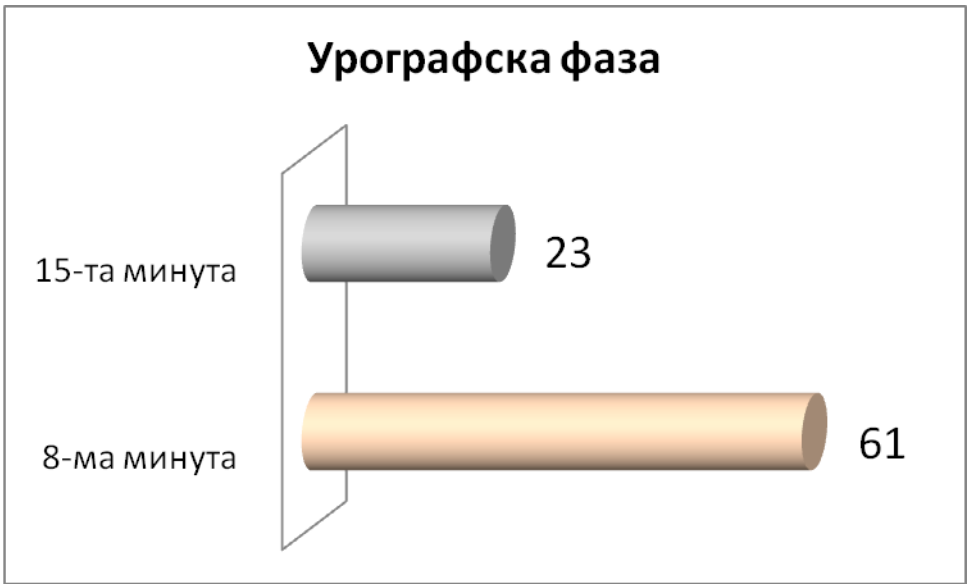
Фиг.19. Представяне на броя пациенти със завишени и с нормални стойности на серумен креатинин и урея.

При 84 от пациентите сме провели нискодозово компютъртомографско изследване по време на екскреторната фаза, а при 10 – по време на нативната фаза.(фиг.20)



Фиг.20. Брой на проведените нискодозови КТ изследване по време на нативната и екскреторната фази.

При 61 от пациентите, урографската фаза е проведена на 8-та минута след въвеждането на контрастното средство, а при 23–на 15-тата минута. (фиг. 21)



Фиг.21.Брой на проведената урографска фаза на 8-ма и 15-та минута след въвеждането на КС.

Съобразно законовите изисквания всички пациенти , след подробно описание на процедурата, са подписали информирано съгласие за провеждането на КТ образно изследване. Всеки пациент е хидратиран с 1000ml. вода, приета пер орално 20-60 минути преди провеждането на изследването. При всички 84 пациента е използвано контрастно средство Iopamidol 370mg I/ml (Scanlux), въведено едноболусно с автоматичен инжектор, със скорост на инжектиране: 3-4ml/sec.

Общо при 11 пациента, обект на настоящето проучване, е проведена конвенционална екскреторна урография, от които 8 жени и 4 мъже със средно тегло 69кг. Използван беше ръчен избор на данни с експонационни параметри 70-90kV, 32-50mAs, 125-200mA, 160-500ms. Като преобразувател на образа бяха използвани CR детектори и четец на фирма Agfa.

1.4.1.Клиничната симптоматика

За целите на разработката клиничната симптоматика на пациентите е разделена в 5 големи групи (Таблица 8):

Групи	**Клинична симптоматика**
I група	**асимптоматични**
II група	**пациенти с хематурия** (микро и макроскопска)
III група	**пациенти с ренална колика**
IV група	**пациенти, с дизурични смущения**
V група	**пациенти с абдоминални формации**

Таблица 8. Разпределение на пациентите, спрямо клиничната им симптоматика.

Находките от проведеното КТ изследване са разпределени в 11 големи групи (Таблица 9):

Допълнителни находки са открити при 60, или 63.8%, от изследваните, като при 46, или 76.7%, от тях **същите са с клинично значение** (в това число:*формации, изхождащи от матката, дисеминационни лезии в черния дроб, туморни формации на черен дроб, цироза, хепатомегалия, хиатална херния, лимфаденомегалия,аденом на надбъбрек, холецистит/холелитиаза, Синдром на Лериш = хронична тромбоза*).

Групи	Находки
I група	**нормална находка**
II група	**вариант в развитието на бъбреците, уретери и пикочен мехур**
III група	**вариант в ренални вени**
IV група	**Конкременти** (бъбречни, утеретериални, в пикочен мехур)
V група	**смущения в дренажа** (хидронефроза, хидроуретер)
VI група	**кистични формации – бенигнени**
VII група	**нефросклеротични промени**
VIII група	**афункция на бъбрек**
IX група	**Ту формация на бъбрек**
X група	**Ту на уретер**
XI група	**Ту формация на пикочен мехур**

Таблица 9. Разплределение на находките от проведените КТ изследвания

1.4.2. Насочваща предварителна диагноза/симптоматика на изследваните пациенти:

Всеки от изследваните пациенти е насочен за КТ изследване с **предварителна диагноза**, като общо диагнозите могат да бъдат групирани в 5 основни групи (Таблица 10):

Групи	**Предварителни диагнози**
I група	**Нефролитиаза**
II група	**дренажни смущения / хидронефроза**
III група	**Ту формации** (бъбрек, уретер, пикочен мехур)
IV група	**Състояние след оперативни интервенции по повод туморни формации извън уринарния тракт**. Контрола
V група	**Други:** пациенти, с хематологични и лимфопролиферативни заболявания; пациенти-нефродонори; пациенти, със съмнение за туморни формации и или дисеминационни лезии извън уринарния тракт.

Таблица 10. Разпределение на предварителните диагнози на изследваните пациенти.

1.5.Статистически анализ на данните за дозата:

За установяване на факторното влияние върху дозата, измерена с CTDI, са приложени:

- дисперсионен анализ

- регресионен анализ

поотделно за всяко едно от направените измервания –120 kV, 100 kV и 80kV.

За проверка на различните хипотези, свързани с прилаганите основни методи са използвани също:

- **Тест на Ливайн**
- **линейни корелационни коефициенти.**

Използвали сме и **индекс на Борнгард**, чрез който да определяме теглото на пациентите по формулата:

ръст . гръдна обиколка = X

X/240 = тегло (kg)

V. Резултати и обсъждане

1. Резултати от оценката на качеството на образа

Резултатите от направената оценка на качеството на образите чрез фантомни измервания са представени в таблица 11.

Образите, получени с 80kV протокол, са по-шумни от тези с 120kV протокол, като стойностите на SNR, CNR и FOM са **над три пъти по-малки** при 80kV протокол.

Тази обективна оценка на качеството обаче не предоставя адекватна информация за диагностичната стойност на образите. За такава оценка е необходимо да се изследват образите на пациенти **обективно и субективно.**

Резултатите от обективните изследвания са представени в таблица 12. Вижда се, че тези резултати потвърждават резултатите от фантомните измервания, като наблюдаваните отклонения се дължат на разликите в теглото на пациентите.

Субективната оценка, с която се определя диагностичната стойност на образите, е направена чрез адаптиране на критериите на *Европейските препоръки за критерии за качеството при КТ* за КТ урография.

Протокол	SNR	CNR	FOM
120 kV	3,10	9,94	0,25
80 kV	1,01	3,07	0,07

Таблица11. Фантомни измервания

Протокол	SNR	CNR	FOM
120 kV	1,85	5,76	0,29
100 kV	1,72	4,78	0,32
80 kV	1,21	4,39	0,15

Таблица12. Изследвания на образи на пациенти

Проверка на получените образи се направи и при фантомните тестове, проведени с КТ уредба LightSpeed. Резултатите са представени в таблица 13. Резултатите отново показват намаление на стойностите на SNR и CNR при използване на по-ниски kV.

Протокол	SNR	CNR
120 kV	5,23	16,86
100 kV	4,65	15,74
80 kV	3,57	10,42

Таблица 13. Стойности на SNR и CNR при по-нисък волтаж

Обективната оценка на качеството е полезна и необходима при оптимизирането на стандартната практика. Чрез нея промяната в образите придобива числено изражение, което може да се използва за поддържането на качеството на образа при контрола на качеството на КТ уредбата.

Тази оценка обаче не е достатъчна, за да се определи прагът на приложимост на оптимизираните протоколи. За такава оценка е необходимо

изработването на адаптирани за КТУ критерии, чрез които субективно да се оцени диагностичната стойност на образите.

В тази връзка, приносът на разработката е изследването на възможността за използването на нискодозови протоколи с възможно най-ниските kV, за да се покаже, че е достигнат прагът на приложимост, при който получените образи са с достатъчна диагностична стойност при всички индикации и за откриването на всички находки.

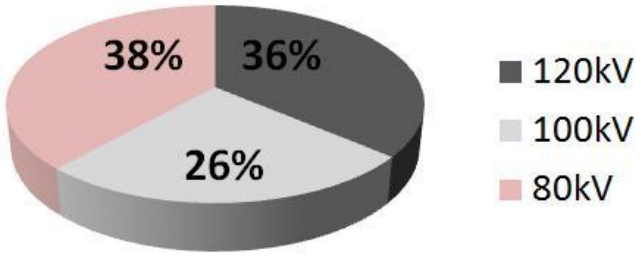
2. Демографска характеристика на изследваните пациенти:

От изследваните 94 пациента 41(43,6%) са жени, 53 са мъже(56,4%).(фиг.22) Пациентите са със средна възраст 59,74 години.

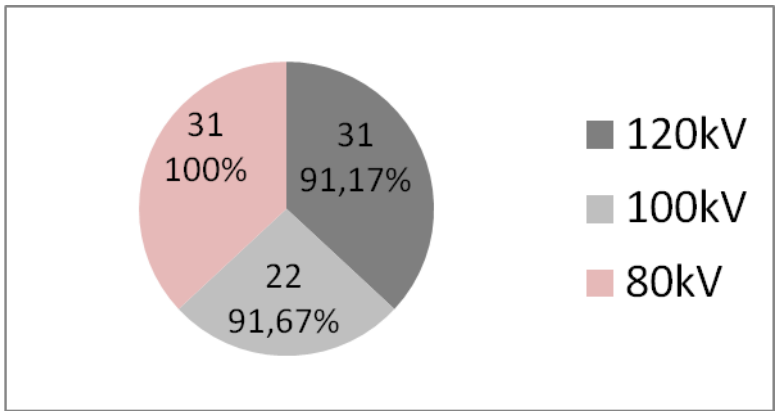


Фиг.22. Графично представяне на пациентите по пол.

От изследваните 94 пациента, при 34 (36,2%) е проведена КТ със стандартен нискодозов протокол, като при 31 от тях е проведена и екскреторна фаза, при 24 (25,5%)–с нискодозов КТ протокол, като при 22 –ма е проведена и екскреторна фаза и при 36 (38,3%) – с ултранискодозов КТ протокол, като при всички 31-ма е проведена и екскреторна фаза. (фиг.23 и 24)



Фигура23. Графично представяне на процентното разпределение на пациентите, изследвани спрямо използваните КТ протоколи.



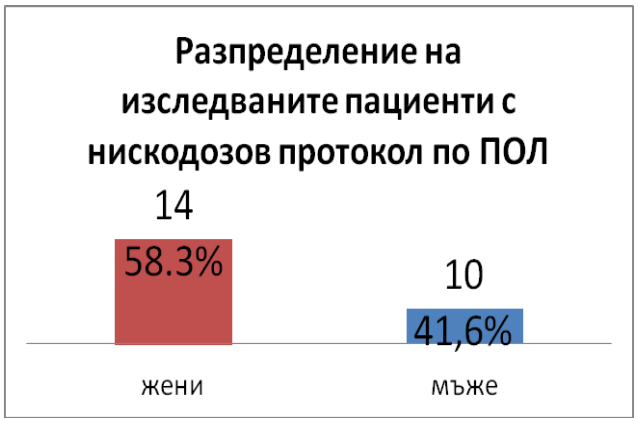
Фигура 24. Графично представяне на броя и процентното разпределение на пациентите, на които е проведена екскреторна фаза спрямо използваните КТ протоколи.

От изследваните 34 пациента със стандартен КТ протокол, 8 (23,5%) са жени и 26(76,5%) са мъже, със средна възраст 61,9 години.(фиг. 25)



Фигура25. Разпределение на изследваните пациенти със стандартен нискодозов КТ протокол по пол.

От изследваните 24 пациента с нискодозовия КТ протокол, 14 (58,3%) са жени и 10 (41,6%) са мъже, със средна възраст 59,5 години.(фиг. 26)



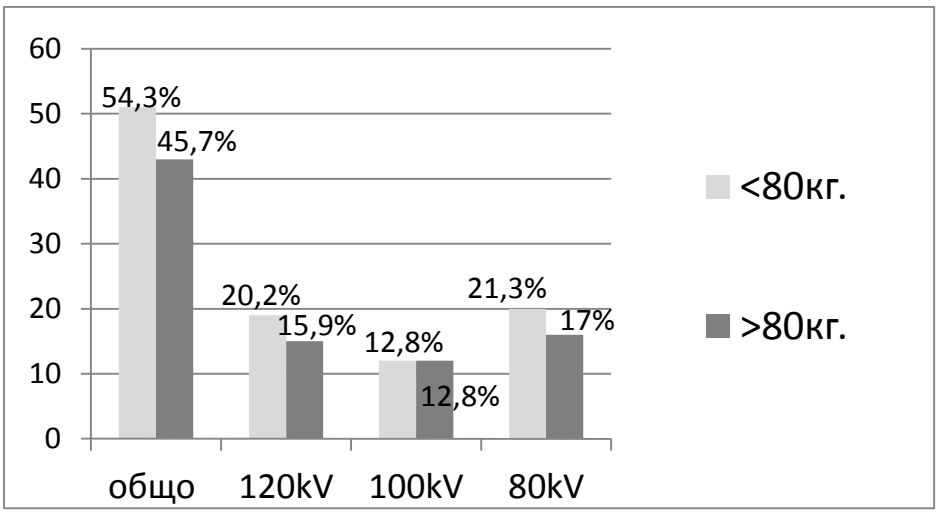
Фигура 26. Разпределение на пациентите по пол, изследвани с нискодозов КТ протокол.

От изследваните 36 с ултранискодозов КТ протокол, 19(52,7%) жени и 17 (47,3%) мъже–е проведена КТ с ултранискодозов протокол, със средна възраст 57,8 години.(фиг. 27)



Фигура 27. Разпределени на изследваните пациенти с ултранискодозов КТ протокол по пол.

Всички пациенти бяха разделени на две основни групи, спрямо телесния им индекс, като за улеснение е използвано разпределение на пациентите на такива под и над 80 килограма. От общо всички изследвани 94 пациента, тези **с телесна маса под 80 килограма са 51 (54,3%):** от които 19 (20,2%) са изследвани с 120kV стандартен протокол, 12 (12,8%) – с нискодозовия 100kV протокол и 20 (21,3%) – с ултранискодозовия 80kV протокол, а тези **с телесна маса над 80 килограма са 43 (45,7%):** от които 15(15,9%) са изследвани с 120kV стандартен протокол, 12 (12,8%) – с нискодозовия 100kV протокол и 16 (17%) - с ултранискодозовия 80kV протокол. (Фиг. 28)

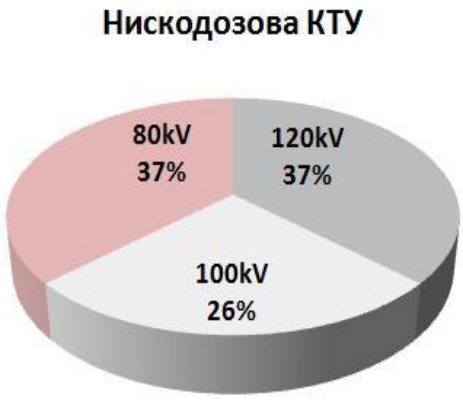


Фигура 28. Процентно разпределение на пациентите по телесна маса и протоколи на изследване.

3. Нискодозова компютъртомографска урография (КТУ)

При осемдесет и четири (89.4%) пациента от изследваните е проведена КТ урография с трите протокола. И трите протокола на скениране са извършени с четири фази, а именно нативна, артериална, нефрографска и екскреторна. При тридесет и един (36,9%) от тях е проведена със стандартния 120kV протокол, при двадесет и двама (26,2%) с нискодозовия 100kV протокол и при тридесет и един (36,9%) с ултранискодозовия 80kV протокол на изследване. Пациентите, изследвани с 100 и 80kV протоколи, преминават нискодозова нативна и екскреторна фаза, и нормални артериална и венозна фази. (фиг. 29)

По отношение на образите в екскреторната фаза има проведени редица проучвания за получаването им на 3-та, 7-ма, 12-та и 15-та минута, като въз основа на всички данни е възприето, че оптималното време за получаване на изображения на пиелокаликсната система при КТ урография е между 7,5 и 15-тата минута, след въвеждането на контрастното средство.[5,23-25,29,67,102,136,143,158,184]



Фигура 29. Процентно разпределение на проведената нискодозова КТУ с трите протокола на изследване(120kV, 100kV, 80kV)

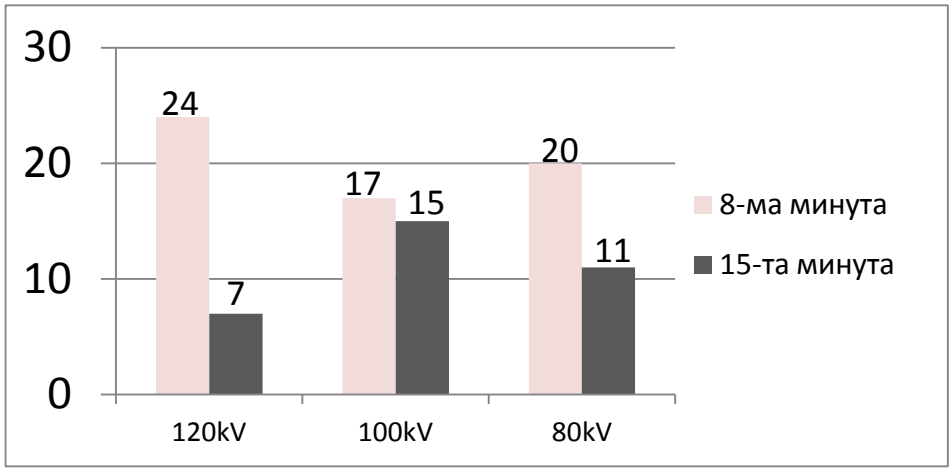
Екскреторната фаза в настоящата разработка е разделена на две групи:

- Екскреторна фаза, проведена на **8-та минута**, след въвеждането на контрастното средство
- Екскреторна фаза, проведена на **15-та минута**, след въвеждането на контрастното средство.

Това разделяне на екскреторната фаза, наложи пациентите да бъдат разделени съответно в две групи, по трите протокола на изследване.

- Тези, на които е проведена стандартна нискодозова КТУ с 120kV протокол на изследване на 8-та минута, след въвеждането на КС са двадесет и четирима (от общо 31-ма, изследвани с този протокол), което е 77,4 % от общия брой на проведените КТУ по този протокол. При седем от тях, т.е. 22,6 % от общия брой, КТУ е проведена на 15-та минута.
- При седемнадесет или 77,3 % от общо 22 -мата пациента, изследвани с нискодозов КТ протокол е проведена КТУ на 8-та минута, а на петима от тях или 22,7 % - на 15-тата минута, след инжектирането на контрастното средство.

- При двадесет или 64,5 % от общо 31-мата пациента, изследвани с ултранискодозовия КТ протокол в проведена и екскреторна фаза на 8-та минута, а при единадесет от тях или 35,5 %– на 15-тата минута. (Фигура 30)



Фигура 30. Разпределение на пациентите по брой, на които е проведена КТУ на 8-та и на 15-та минута с трите протокола на изследване (120kV, 100kV, 80kV).

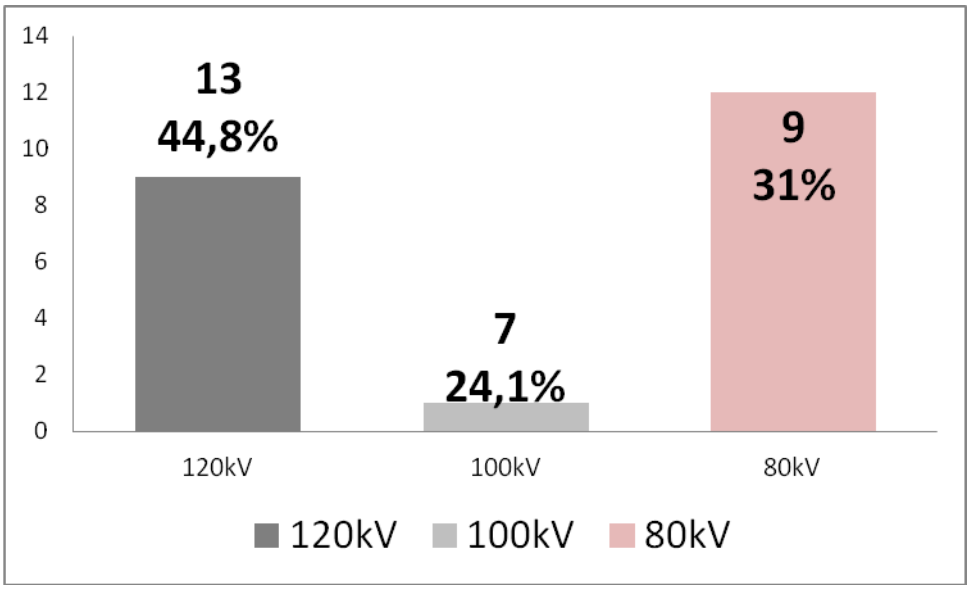
4. Разпределение на пациентите спрямо клиничната симптоматика и предварителните/насочващи диагнози

Пациентите са разпределени в 5-големи групи спрямо клиничната им симптоматика, както и в 5 големи групи спрямо насочващите им, предварителни диагнози. (Таблица 14)

Общо двадесет и девет пациента (30,9 %) от изследваните деведесет и четирима са асимптоматични. От тях дванадесет (41,4 %) са жени, седемнадесет (58,6 %) – мъже. Тринадесет или 44,8 % от асимптоматичните пациенти са изследвани със стандартния 120kV нискодозов КТУ протокол, седем или 24,1%– с нискодозовия 100kV КТУ протокол и девет или 31% –с ултранискодозовия 80kV КТУ протокол. (фиг.31)

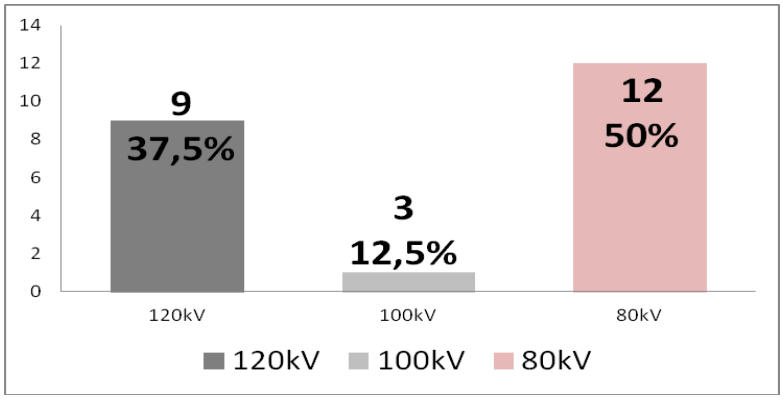
Разпределение на пациентите спрямо клиничната симптоматика	Разпределение на пациентите спрямо предварителните/насочващи диагнози
I група: **асимптоматични**	I група: **нефролитиаза**
II група: пациенти с **хематурия** (микро и макроскопска)	II група: **дренажни смущения / хидронефроза**
III група: пациенти с **ренална колика**	III група: **Туморни формации (бъбрек, уретер, пикочен мехур)**
IV група: пациенти с **дизурични смущения**	IV група: **Състояние след оперативни интервенции по повод Туморни формации извън уринарния тракт. Контрола**
V група: пациенти с **абдоминални формации**	V групи: **Други** (хематологични и лимфопролиферативни заболявания. нефродонори; съмнение за Туморни формации / метастатични лезии извън уринарния тракт)

Таблица 14. Разпределение на пациентите по групи клинична симптоматика и предварителна/насочваща диагноза.



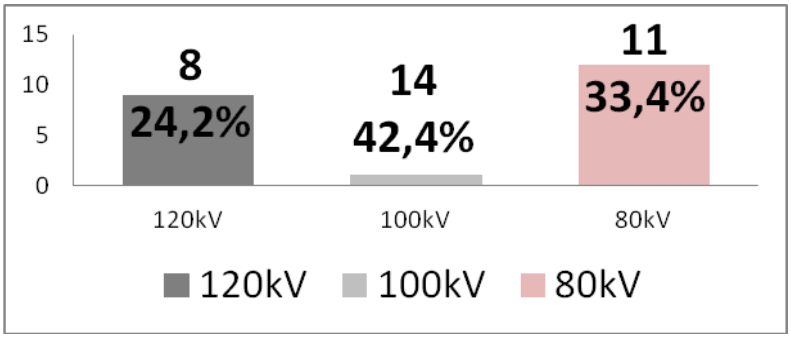
Фигура 31. Разпределение на асимптоматичните пациенти по брой и процент, спрямо трите КТУ протоколи

Към втората група – пациенти с хематурия (микро/ и макроскопска) спадат общо двадесет и четири пациента (25,5 %) от всички деведесет и четири изследвани, като от тях седем или 29 % са жени, а седемнадесет или 71 % са мъже. При девет от тези пациенти (37,5 %) е проведена 120kV стандартна нискодозова КТУ, при трима (12,5 %) - нискодозова 100kV КТУ, а при дванадесет пациента или 50% от общия брой пациенти в тази група е проведена ултранискодоза 80 kVКТУ. (фиг.32)



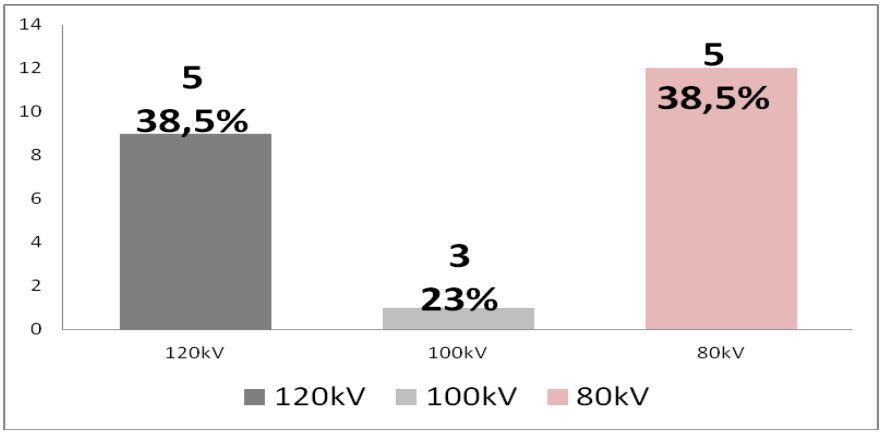
Фигура 32. Разпределение на пациентите с хематурия (микро/макроскопска) по брой и процент, спрямо трите КТУ протоколи.

Общият брой на пациентите, с ренална колика е тридесет и трима или 35% от общия брой на изследваните, като от тях седемнадесет или 51,5% са жени, а шестнадесет или 48,5% са мъже. При осем от тези пациенти (24,2 %) е проведен стандарния нискодозов протокол, при четиринадесет или 42,4% – нискодозовия и при единадесет 33,4% – ултранискодозовия протокол на изследване. (фиг. 33)



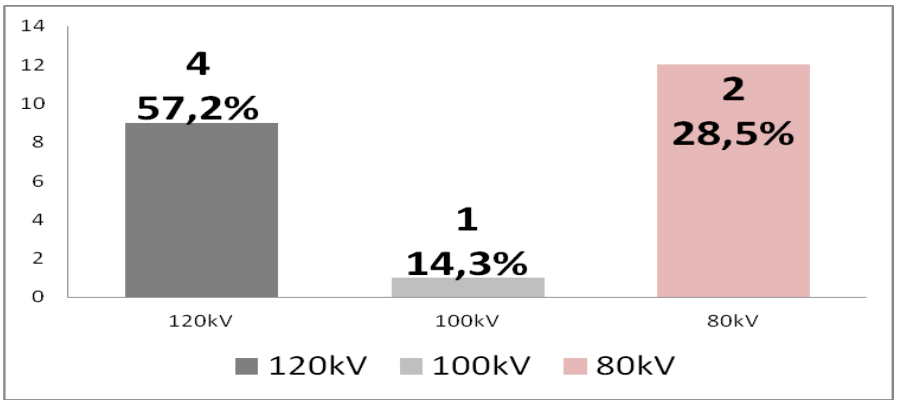
Фигура 33. Разпределение на пациентите с ренална колика по брой и процент, спрямо трите КТУ протоколи.

Тринадесет или 13,8 % от всички изследвани, са пациенти с дизурични смущения. Седем (53,8 %) от тях са жени, а шест (46,2 %) са мъже. Със стандартен нискодозов протокол на изследване са прегледани петима от тях или 38,5%, с нискодозов –трима или 23%, а с ултранискодозов протокол на изследване: петима или 38,5% от всички пациенти в тази група. (фиг.34)



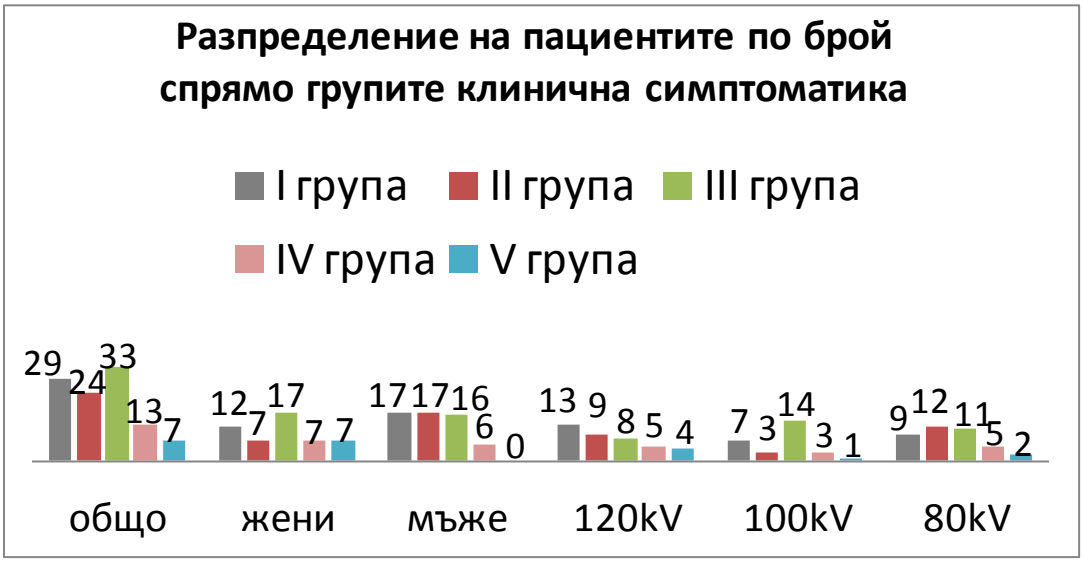
Фигура 34. Разпределение на пациентите с дузурични смущения по брой и процент, спрямо трите КТУ протоколи

Към петата група–пациенти с абдоминални формации–спадат общо седем пациента или 7,4 %, от които седем (100 %) са жени. При четири от тях (57,2 %) е проведена 120kV стандартна нискодозова КТУ, при една от тях (14,3 %) - нискодозова 100kV КТУ и при две (28,5 %) - ултранискодозова 80kV КТУ. (Фиг. 35)



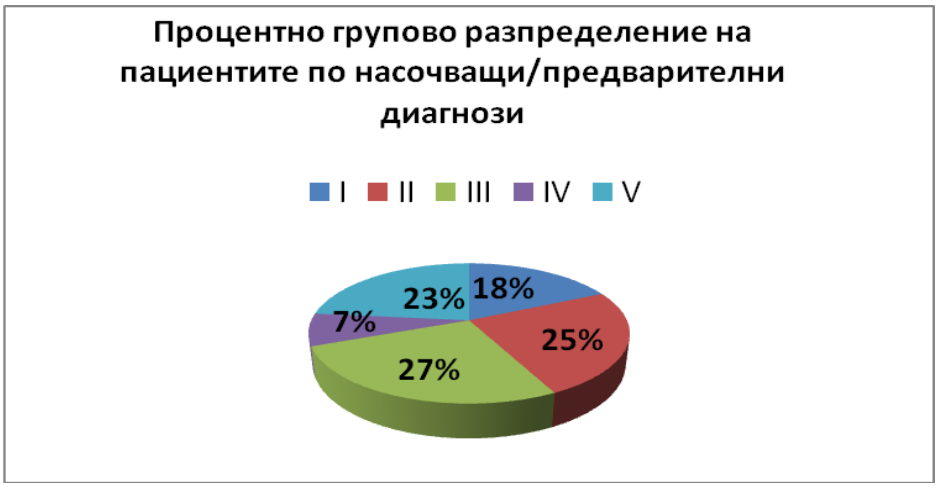
Фигура 35. Разпределение на пациентите с абдоминални формации по брой и процент, спрямо трите КТУ протоколи

На фигура 36 е представено общото разпределение на всички пациенти, участващи в проучването по брой, спрямо групите клинична симптоматика.



Фигура 36. Разпределение на пациентите по брой спрямо клиничната им симптоматика.

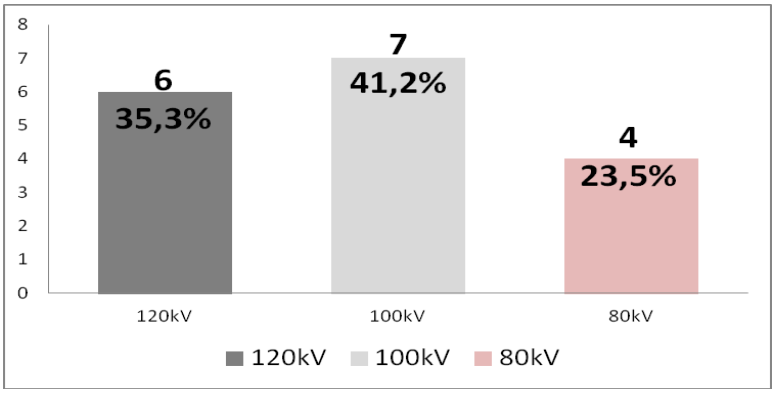
Разпределението на пациентите по предварителна или насочваща диагноза е представено на фигура 37.



Фигура.37 Процентно разпределение на пациентите по предварителна/насочваща диагноза.

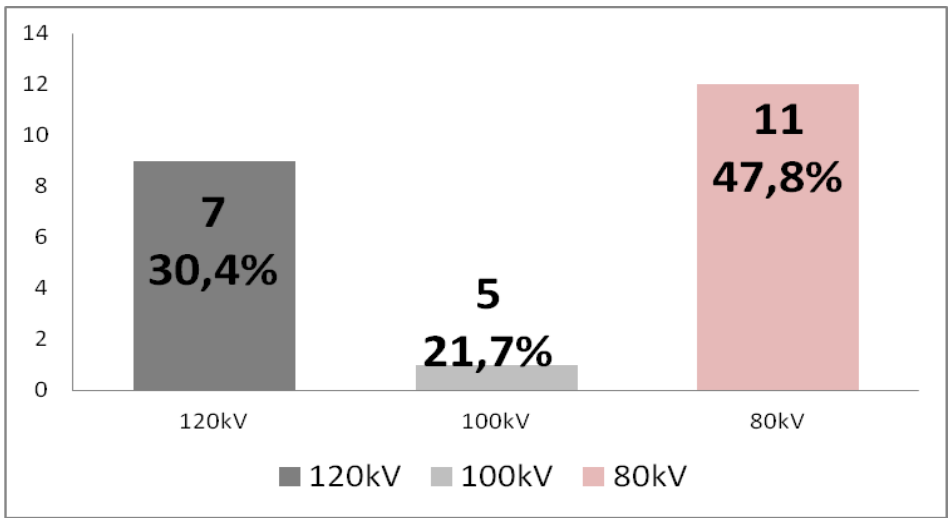
В първата група, или групата с нефролитиаза са включени общо 17 пациента, шест или 35,3 % - жени и единадест или 64,7 %- мъже. Шестима от

пациентите или 35,3 % са изследвани със стандартен нискодозов КТУ протокол, седем или 41,2 % -с нискодозов и четирима (23,5%) с ултранискодозов КТУ протокол. (фиг. 38)



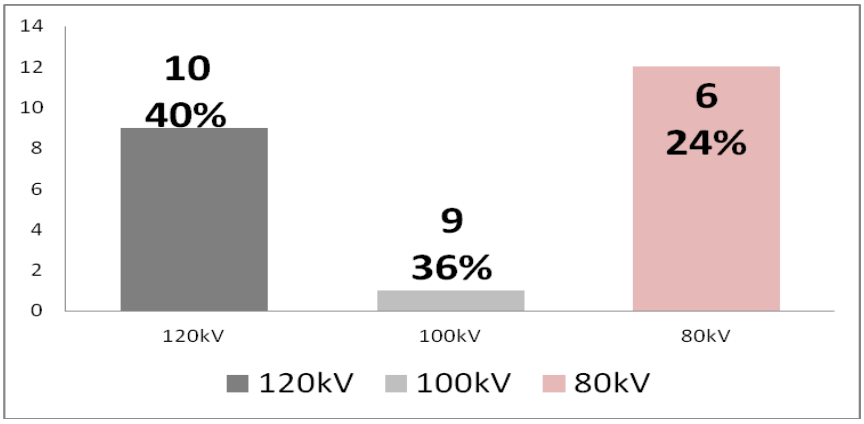
Фигура 38. Разпределение на пациентите по брой и проценти към групата на нефролитиаза

В групата на пациентите с дренажни смущения/хидронефроза, представляваща 25 % или двадесет и трима от изследваните пациенти, пет или 21,7 % са жени, а осемнадесет или 78,3 % са мъже. Със стандартен нискодозов КТУ протокол са изследвани седем или 30,4% , с нискодозов – пет или 21,7 %, а с ултранискодозов единадесет или 47,8 %. (фиг. 39)



Фигура 39. Разпределение на пациентите по брой и проценти към групата на дренажни смущения/хидронефроза

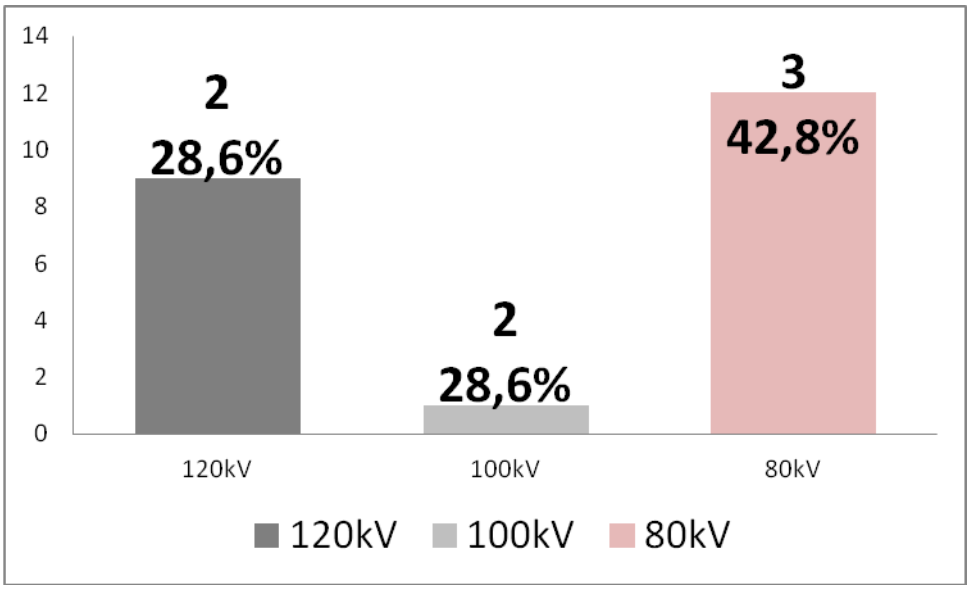
В третата група, тази на пациенти с туморни лезии, разположени в бъбреците или по хода на уретерите, или в пикочния мехур, представляваща 27% от общото процентно разпределение или двадесет и пет пациента от общо изследваните, девет (36%) са жени, а шестнадесет (64%) са мъже. При десет от тях или 40% е проведена КТУ със стандартен нискодозов протокол, при девет или 36%–с нискодозов и при шест или 24% – с ултранискодозов. (фиг. 40)



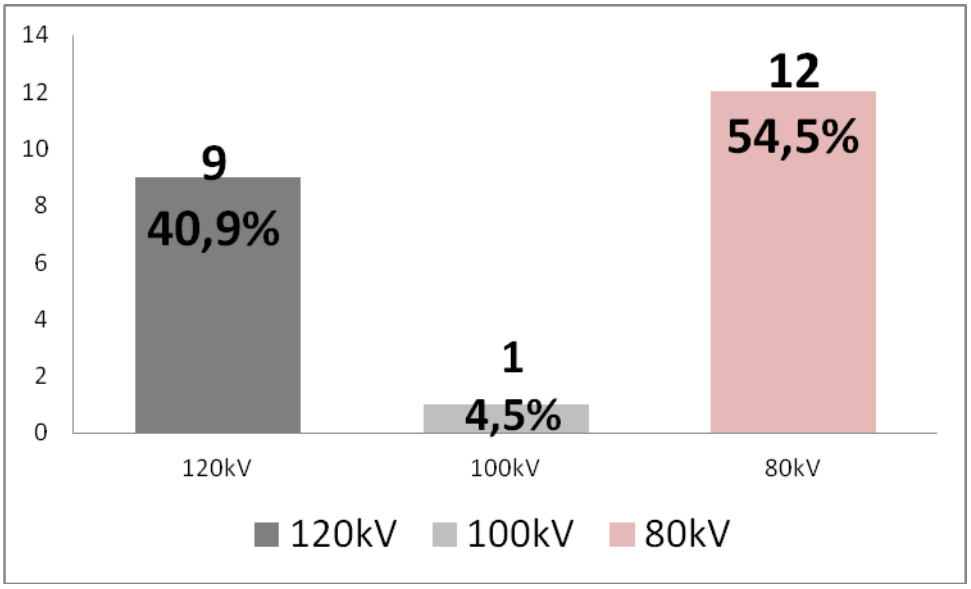
Фигура 40. Разпределение на пациентите по брой и проценти към групата на туморни лезии, разположени в бъбреците или по хода на уретерите, или в пикочния мехур.

Пациентите, които са били подложени на оперативни интервенции по повод туморни формации извън уринарния тракт представляват 7% или седем от общо изследваните, като четири или 57,1% от тях са жени, а трима или 42,9% са мъже. При двама от тях (28,6%) е проведена стандартна нискодозова КТУ, при двама (28,6%) – нискодозова и при трима или 42,8% ултранискодозова КТУ. (фиг. 41)

Към петата група, определена „Други”, включваща пациенти с лимфопролиферативни и хематологични заболявания, донори за бъбречна трансплантация или такива със съмнение за наличие на туморна формация и/или дисеминационни лезии извън уринарния тракт, попадат общо двадесет и двама пациента, които представляват 23% от общото групово разпределение. Осем или 36,4% от тях са жени, а четиринадесет или 63,6% са мъже. Стандартна нискодозова КТУ е проведена при девет от тях или 40,9%, нискодозова на един или 4,5%, а ултранискодозова на дванадесет пациента или 54,5%.(фиг. 42)



Фигура 41. Разпределение на пациентите по брой и проценти към групата на пациенти, подложени на оперативни интервенции по повод туморни формации извън уринарния тракт



Фигура 42. Разпределение на пациентите по брой и проценти към групата, определена „Други”.

5. Находки от проведените нискодозови КТУ протоколи

Находките от проведените нискодозови КТУ протоколи на изследване са разделени на 11 групи (таблица 15).

Към първата група от изследваните спадат десет пациента или 10,6% , към втората общо седем (7,4 %), към групата на вариантите на лявата ренална вена попадат девет пациента или 9,6%, към групата на пациентите с уролитиаза – двадесет и четири или 25,5%, двадесет и пет са пациентите, които са в групата на дренажните смущения или 26,6%, тридесет и шест (38,3 %) от изследваните са с доказани кистични лезии, тринадесет, или 13,8%, с нефросклеротични бъбреци, трима (3,2%) са с афункция на бъбрека, единадесет (11,7%) с ренални туморни формации, при един (1,06%) е диагностициран уротелиален карцином, а при девет от всички изследвани или 9,6% - са открити туморни формации в пикочния мехур. (фиг.43)

Група	Находка	Брой	Процент
I група	нормална находка	10	**10,6%**
II група	вариант в развитието на бъбреци, уретери и пикочен мехур	7	**7,4%**
III група	вариант в ренални вени	9	**9,6%**
IV група	конкременти (бъбречни, уретериални, в пикочен мехур)	24	**25,5%**
V група	смущения в дренажа (хидронефроза, хидроуретер)	25	**26,6%**
VI група	кистични формации - бенигнени	36	**38,3%**
VII група	нефросклеротични промени	13	**13,8%**
VIII група	афункция на бъбрек	3	**3,2%**
IX група	туморна формация на бъбрек	11	**11,7%**
X група	туморна формация на уретер	1	**1,06%**
XII група	туморна формация на пикочен мехур	9	**9,6%**

Таблица 15. Групово разпределение на находките от проведените КТУ нискодозови изследвания.



Фигура 43. Разпределение на пациентите по брой, спрямо находките от проведените нискодозови КТУ протоколи на изследване.

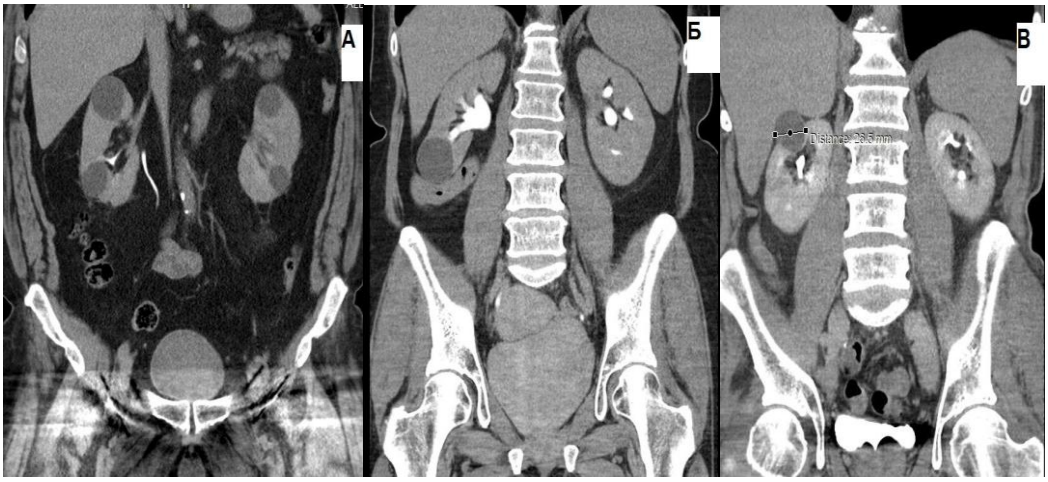
В таблица 16 са представени по брой пациентите, разпределени по пол и по протокол на изследване: стандартен 120kV нискодозов, нискодозов 100kV, и ултранискодозов 80kV КТУ протоколи.

Група	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI
Общо	10	7	9	24	25	36	13	3	11	1	9
Жени	7	5	4	13	14	16	4	3	5	1	2
Мъже	3	2	5	11	11	29	9	0	6	0	7
120kV	1	2	2	6	4	17	10	2	3	0	4
100kV	2	2	3	12	5	8	3	0	6	0	1
80kV	7	3	4	6	16	11	0	1	2	1	4

Таблица 16. Разпределение на пациентите по брой, пол и протокол на изследване.

Най-големият относителен дял на находките от изследваните пациенти е този с кистични лезии (тридесет и шест пациента или 38,3%. На фигура 44 са представени пациенти, изследвани с трите използвани протокола, съответно фигура А-със стандартния КТУ протокол, фигура Б–с никодозовия КТУ протокол и фигура В–с ултранискодозовия КТУ протокол, при които са

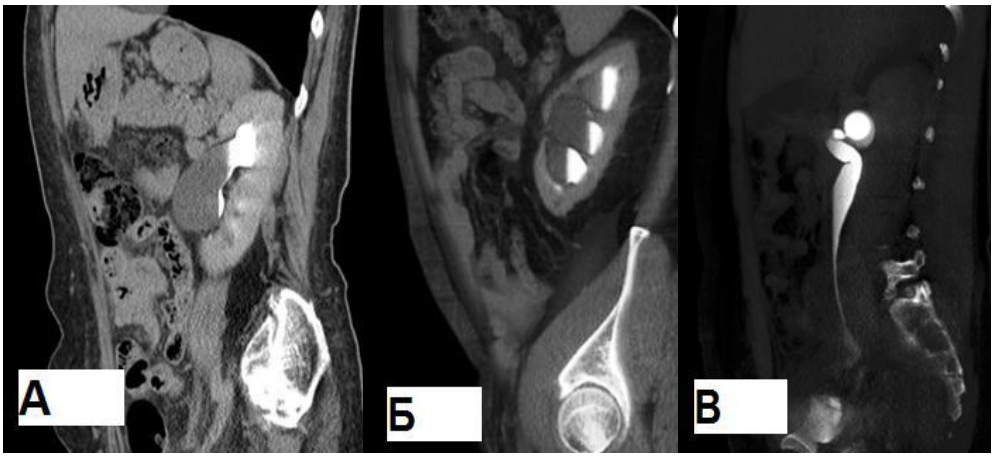
визуализирани кистични ренални формации. Диагностичното качество на проведените КТУ и с трите протокола на изследване е отлично или много добро.



Фигура 44. Паренхимни кисти в бъбреците, представени с:А – 120kV стандартен КТУ протокол; Б – 100kV нискодозов КТУ протокол; В – 80kV ултранискодозов КТУ протокол на изследване. Диагностичната информативност на проведените три протокола е запазена, като качеството на образите е отлично или много добро.

Вторият относителен дял на находките от изследваните пациенти е този на дренажните смущения/хидронефроза, представляващи 26,6 % или двадесет и пет пациента от всички изследвани. На фигура 45 са демонстрирани три случая на пациенти с хидронефроза, в сагитален план, проведени с трите КТУ нискодозови протоколи. Качеството на образите е отлично или много добро, като диагностичната информативност не е затруднена.

Пациентите с уролитиаза, представляват трета по големина на относителен дял група с 25,5% или двадесет и четири пациента. На фигура 46 са демонстрирани три случая с уретерален конкремент, диагностициран чрез проведените три КТУ протокола. Диагностичното качество с трите протоколи на изследване е отлично или много добро.



Фигура 45. КТУ в сагитална равнина: Пациенти с хидронефроза, диагностицирани с: А – 120 kVстандартен КТУ протокол;Б – 100 kV нискодозов КТУ протокол; В – 80 kV ултранискодозов КТУ протокол на изследване.



Фигура 46. Пациенти с уретерален конкремент;КТУ с: А – 120 kVстандартен КТУ протокол; Б – 100 kV нискодозов КТУ протокол; В – 80 kV ултранискодозов КТУ протокол на изследване.

Групата на пациенти с вариетети на лявата ренална вена е с 9,6% или девет от общо всички изследвани пациенти. На фигура 47 са демонстрирани три случая на лява ретроаортална ренална вена. На фигура А е представен пациент с такъв вариант в развитието, визуализиран по време на нефрографската фаза на изследване, със стандартния 120kV протокол. На фигура Б е представен друг

случай на лява ретроаортална ренална вена, визуализирана по време на екскреторната фаза на нискодозовия 100kV протокол, докато на фигура В е представен случай на пациент със същия вариант в развитието на реналните вени, но проведен с ултранискодозовия 80kVпротокол на скениране и то по време на нативната фаза. Диагностичното качество на проведените изследвания, дори и в трите различни фази, с трите протоколи на изследване е отлично или много добро.



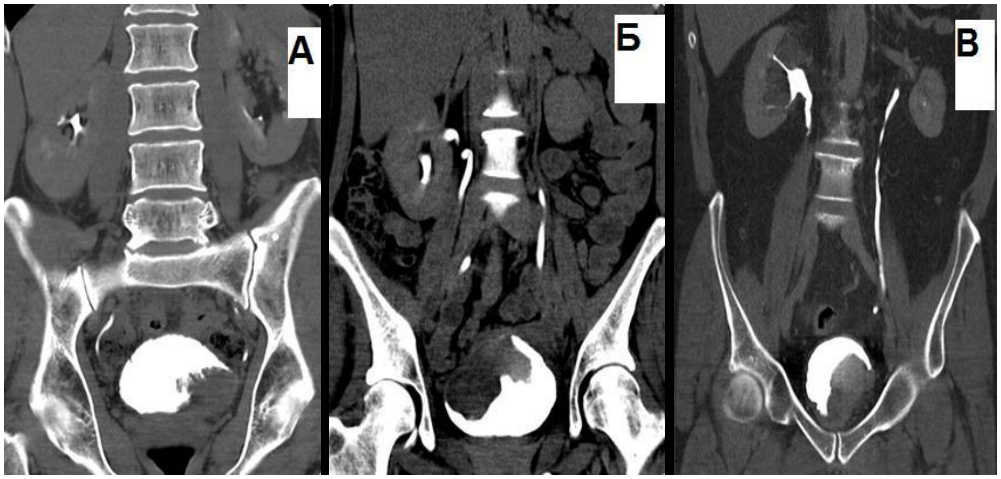
Фигура 47. Случаи на лява ретроаортална ренална вена – вариант в развитието, представени на КТ образ в аксиална равнина с: А – 120kV протокол; Б – 100kV протокол; В – 80 kV протокол на изследване.

Седем от пациентите или 7,4% от общия брой на изследваните са с визуализирани варианти в развитието на бъбреците, уретерите и пикочния мехур. На фигура 48 са представени три случая диагностицирани с трите КТУ протоколи.

В групата на туморните формации на пикочния мехур попадат девет или 9,6% от общия брой изследвания. На фигура 49 са представени три случая на малигнени формации на пикочния мехур, диагностицирани и визуализирани отлично по време на КТУ, както при стандартния нискодозов протокол, така и при останалите два нискодозови КТУ протоколи.



Фигура 48. Случаи на варианти в развитието на бъбреците, уретерите и пикочния мехур. Фигура А-120 kV КТУ демонстрира в коронарна равнина случай на двустранна двойнодрениращa система. Фигура Б – 100 kV КТУ :случай на двойно дрениращa система, с отдренирващa се със самостоятелен уретер горна група чашки в ляво, в коронарна равнина. Фигура В -80 kV КТУ: случай на двоен пикочен мехур в коронарна равнина. Диагностичното качество на проведените КТУ с трите протоколи на изследване е отлично или много добро.



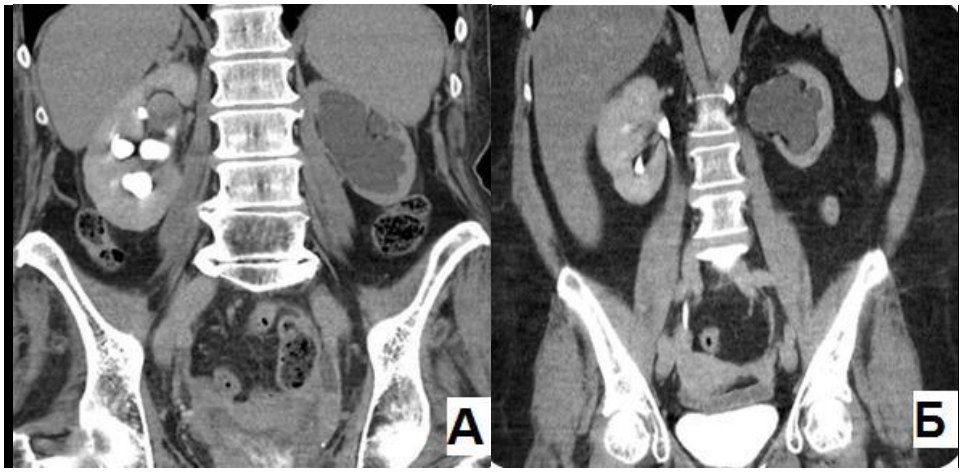
Фигура 49. В коронарна равнина са представени три случая на малигнена формация на пикочния мехур, проведени съответно със стандартен 120 kV протокол – фигура А, с нискодозов 100 kV протокол – фигура Б и ултранискодозов 80 kV протокол – фигура В, по време на екскреторната фаза на изследването. Качеството и диагностичната информативност на трите изображения е отлично или много добро.

В представена таблица 17 са сравнени параметрите между двата използвани нискодозови протоколи: 100 и 80 киловолтовия. Разликите в параметрите между двата протокола са по отношение на напрежението. Всички останали параметри са еднакви и за двата протокола. На фигура 50 са

представени два случая на хидронефроза, визуализирана по време на екскреторната фаза в коронарна равнина. Забелязва се незначителна разлика в качеството на образа между двата протокола, но тази разлика в никакъв случай не пречи на диагностичната стойност на изследванията.

протокол	**нискодозов**	**ултранискодозов**
дебелина на среза	O,5x65	O,5x65
волтаж	**100kV**	**80kV**
време на въртене	0,5	0,5
ефективни mAs	**163**	**114**
време на скениране	**8.07**	**7.79**
дебелина на среза	5.00mm	5.00mm
реконструкции	5.00mm	5.00mm

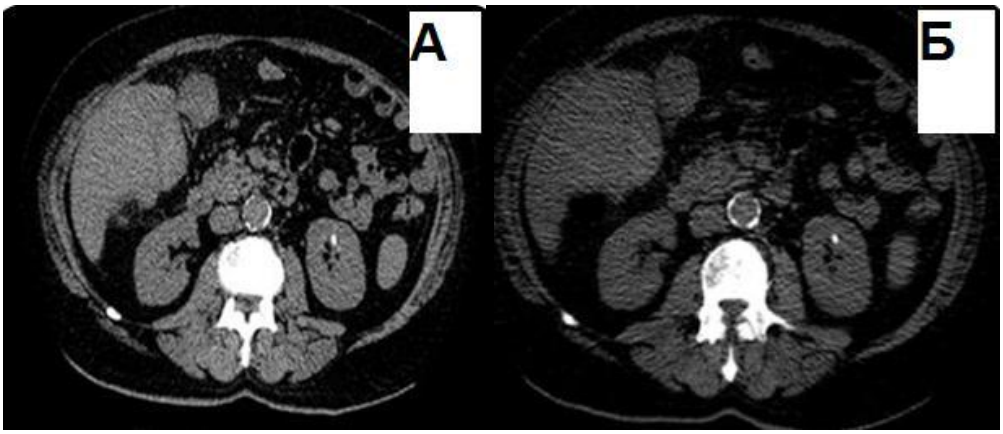
Таблица 17. Параметри на скениране на 100 и 80kV протоколи



Фигура 50. Случаи на левостранна хидронефроза на пациенти, на които е проведено 100kV и 80kV КТУ изследване.

На фигура 51 са представени два случая на левостранна нефролитиаза, също проведени с двата нискодозови протокола на скениране, този с напрежение на тръбата 100kV и този с напрежение на тръбата 80kV, имащи за

цел да демонстрират запазването на диагностичната информативност на изследванията, проведени с нисдозови протоколи на скениране.



Фигура 51.Случай на левостранна нефролитиаза с 100 kV протокол на скениране – фигура А; фигура Б – случай на левостранна нефролитиаза с 80 kV протокол на скениране.

6. Резултати по отношение на контрол на качеството

Измерванията на параметрите от контрола на качеството на КТ уредбата с която е проведено проучването ни показаха съответствие на физикотехническите параметри с изискванията формулирани в Наредба 30 на МЗ от 2005 г.

Максималното отклонение на точността на анодното напрежение е 7.1, повторяемостта на анодното напрежение е в границите на нормата, като най-голямото измерено отклонение е 3,8%, а слоят на полуотслабване, измерен при 120kV с Barracuda е 5,6mm Al. Измерената стойностите на шума в образите от воден фантом са σ = 2,3HU (130kV, 300mAs, 8 mm, 1 s, 4,0x4mm, реконстр. филтър - FC70).(Таблица 18)

Зададени	Измерени	Отклонение	Отклонение
kV	**kV**	**%**	**kV**
80.0	84,5	5,6	4,5
100.0	103,9	3,9	3,9
120.0	128,5	**7,1**	8,5

Таблица 18. Точност на анодното напрежение

Промяната на висококонтрастната разделителна способност е 8% от базовата стойност. Визуализира се ивичен висококонтрастен тестов растер с размери 0,55x0,55 mm (120kV, 300mAs, 1,0x4mm, реконструиращ филтър FC70). Не се наблюдава промяна на нискоконтрастната визуализация от базовата стойност. Визуализират се нискоконтрастни тестови обекти с диаметър 2,5 (120kV, 300mAs, 0,5x4mm, реконструиращ филтър FC70).

Стойностите за дебелината на среза също бяха сравнени с базовите стойности, като максималното наблюдавано отклонение е 11 %. (Таблица 19).

Зададена (mm)	Измерена (mm)	Базова (mm)	Отклонение от базова стойност %
0,5x4mm	5 ± 0,5	4,5 ± 0,5	**11**
1,0x4mm	6 ± 0,5	6 ± 0,5	0
2,0x4mm	10 ± 0,5	10 ± 0,5	0
3,0x4mm	16 ± 0,5	15 ± 0,5	7

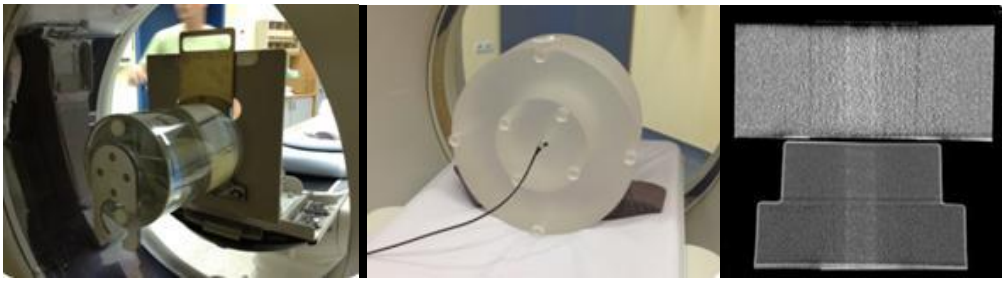
Таблица 19 . Промяна на дебелината на среза

Резултатите от изпитването на физикотехническите параметри от контрола на качеството показват, че компютъртомографската уредба, с която провеждаме проучването, е настроена оптимално и използването й е безопасно за пациентите и персонала.

7. Дозиметрични резултати

7.1. Дозиметрия с фантом

Стойностите на CTDI за 64-срезовата КТ уредба бяха измерени за различни, използвани в практиката, протоколи във въздух с фантом за глава и с фантом за тяло. (фиг. 51) Стойностите се използват като базови при сравнение с всяко следващо периодично изпитване, както и за отчитане на всяка промяна в оптималната настройка на апарата.



Фигура 51.Видове фантоми

Измерените през 2011 г. стойности, определени като базови, се сравниха с измерените през 2012 г. Получените резултати са в границите за нормална работа, което показва постоянство на работата на КТ, необходимо за поддържане на оптимална настройка (таблица 20).

Протокол	**Данни**	**nCTDIair**	**nCTDIair базови**	**Отклонение**
свободно във въздух				
Brain HCT 5 mm	120 kV, 345 mAs, 16 mm	0,388 mGy.mAs^{-1}	0,392 mGy.mAs^{-1}	1%
Abdomen native	120kV, 185 mAs, 32 mm	0,36 mGy.mAs^{-1}	0,35 mGy.mAs^{-1}	3%
Фантом за глава	**Данни**	**$CTDI_w$**	**$CTDI_w$**	**Отклонение**
Head	120 kV, 460 mAs, 16 mm	85,3 mGy	72,9 mGy	17%
Фантом за тяло	**Данни**	**$_nCTDI_w$**	**$_nCTDI_w$**	**Отклонение**
Abdomen native	120 kV, 370 mAs, 32 mm	0,07 mGy.mAs^{-1}	0,15 mGy.mAs^{-1}	51%

Таблица 20. Проследяване на CTDI във времето

7.1.1.Дозиметрия с фантом за КТУ

Стандартният дозиметричен PMMA фантом беше скениран с трите протокола, за да се провери как влияе намаляването на напрежението, когато е премахната зависимостта от размерите на пациента. Резултатите са представени в таблица 21.

Напрежение kV	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Отклонение на CTDI %	Отклонение на DLP %
120	38	529.4		
100	24.8	474.8	-34.7	**-10.3**
80	14.4	343.2	-62.1	**-35.2**

Таблица21. Фантомни измервания за Aquilion 64

Получихме намаление на DLP с:

- **10 % при 100 kV протокол**
- **35 % при 80 kV протокол.**

7.1.2. Дозиметрия с фантом при LightSpeed

Резултатите от измерванията, които бяха проведени, за да се провери как ще се отрази намаляването на напрежението върху дозата при други КТ уредби, са представени в таблица 22.

Стандартният дозиметричен PMMA фантом беше скениран с трите протокола.

Получихме намаление на DLP с:

- **49% при 100 kV протокол**
- **73 % при 80 kV протокол.**

Напрежение kV	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Отклонение на CTDI%	Отклонение на DLP%
120	**25.4**	**429.1**		
100	**12.9**	**249.9**	**-49.21**	**-49.20**
80	**6.8**	**132.1**	**-73.17**	**-73.15**

Таблица 22. Резултати фантомни измервания LightSpeed

8. Проучвания на дозите при КТ урография и оптимизация на протоколите

8.1. Дозиметрия на пациенти

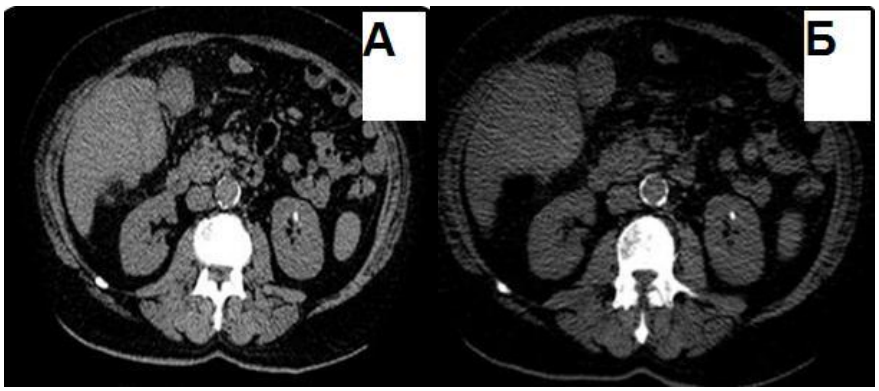
След направените изследвания с фантоми на използвания от нас 64-срезов КТ проведохме проучване на дозата на пациентите при компютъртомографска урография. Резултатите са представени в таблица 23.

Чрез намаляване на анодното напрежение, при постоянни останали параметри и модулация на mA, при осигурено необходимото диагностично качество на образите (фиг.52), беше постигнато **намаляване на дозата с:**

- **до 53%** за 100kV-протокол
- **до 64%** за 80kV-протокол

Фаза	**Величина**	**120 kV протокол**	**100 kV протокол**	**80 kV протокол**	**Намаляване на дозата 100 kV, %**	**Намаляване на дозата 80 kV, %**
нативна	CTDI (mGy)	38,0	29,8	**13,6**	**- 22,6**	**- 58,9**
	DLP (mGy.cm)	1733,4	825,4	**711,8**	**- 52,4**	**- 58,9**
CTU	**CTDI (mGy)**	**38,0**	**20,0**	**13,8**	**- 47,4**	**- 63,7**
	DLP (mGy.cm)	**1476,5**	**694,0**	**536,9**	**- 53,0**	**- 63,6**

Таблица 23 . Оптимизация на КТ урография



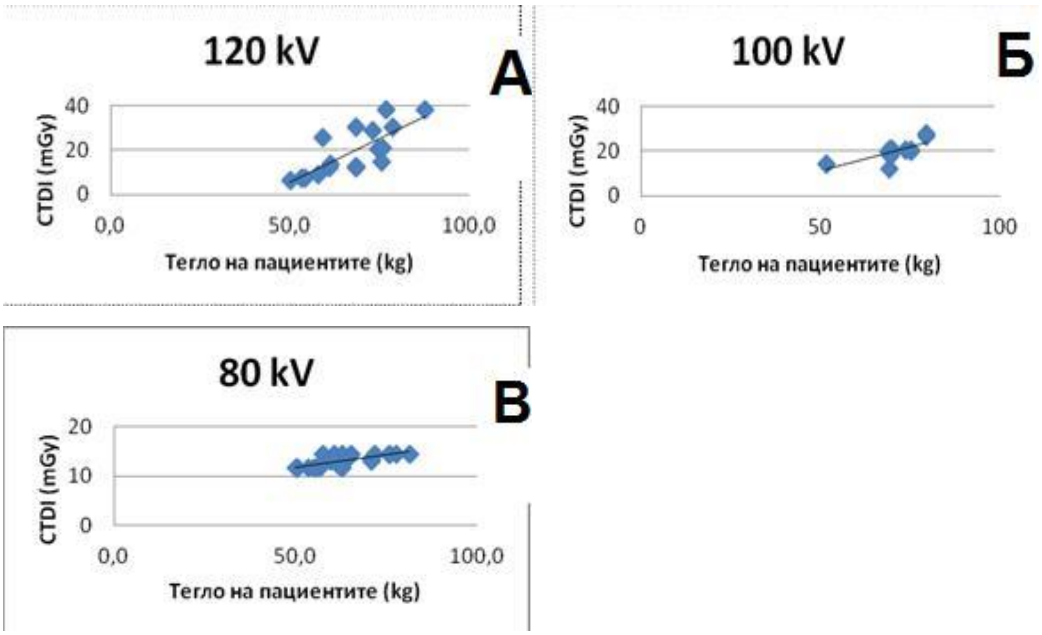
Фигура 52. Случай на левостранна нефролитиаза с 100kV протокол на скениране – фигура А; фигура Б – случай на левостранна нефролитиаза с 80kV протокол на скениране.

Изследването на дозите, които пациентите получават при КТ урография потвърди резултатите от фантомните измервания и показа значително намаление на дозата, получавана от пациентите при КТУ.

Резултатите за CTDI и DLP са необходими при изготвянето на типичните стойности на дозата за различните изследвания при работа с КТ уредба. Получените резултати се използват, за да се следи за всяка промяна в работата на уредбата, която би могла да повиши риска за пациента и да влоши качеството на диагностичните образи.

8.2. Зависимост на CTDI от теглото на пациентите

Зависимостта на дозата, получена при КТУ с отделните протоколи, от теглото на пациентите е представена на фигура 53.



Фигура 53. Зависимост на CTDI от теглото при различни протоколи:А: 120kV протокол, Б: 100kV протокол и В: 80kV протокол.

Резултатите ясно показват, че 100kV и 80kV протоколи могат да се използват за всички пациенти, независимо от тяхното тегло, което ще доведе до значително намаление на дозата.

9. Изследване на факторите, влияещи върху дозата (CTDI)

9.1. Изследване на факторите, влияещи върху дозата при 120kV

За да изследваме факторите, влияещи върху дозата при пациентите, на които проведохме 120kV стандартен нискодозов протокол, за анализа използвахме за наблюдения 16 пациенти.

9.1.1. Полът като фактор, определящ дозата.

За да проверим хипотезата за влиянието на пола сравнихме средните дози (CTDI), получавани от жените и мъжете.

Проверката правихме, ползвайки **Дисперсионен анализ**. Проверява се дали има статистически значима разлика между тези дози при двете подсъвкупности.

Анализът е направен с програмният продукт R.

	Df	Sum sq	Mean sq	F value	Pr (>F)
Пол	1	3.5	3.49	**0.029**	**0.868**
Residuals	14	1713.6	122.40		

Таблица 24. Резултати от дисперсионния анализ за оценка на влиянието на пола върху дозата - CTDI

Дисперсионният анализ показва (Табл. 24), че нивото на F статистиката (**F value**) е много **ниско 0,029,** което съответства на висока стойност на Pr(>F) – равнище на значимост[1] **от 0,868.**

1 Вероятност по-голяма от 0,05 се приема за достатъчно основание да не се отхвърли нулевата хипотеза.

Това показва, че няма основание да се твърди, че полът е фактор при определяне на дозата при 120kV.

Анализът е направен, като предварително е потвърдена хипотезата за наличие на мохоскедастицитет[2] между групите определени по признака пол, чрез **тест на Levene**. (Pr(>F) = 0,07154).

Тест на Levene			
	Df	**F value**	**Pr (> F)**
група	1	**3.801**	**0.07154**
	14		

Таблица 25. Проверка на мохоскедастицитета с тест на Levene

9.1.2. **За установяване на факторното влияние на теглото** (по Borngard) **върху дозата**

За установяване на факторното влияние на теглото върху дозата проведохме **Регресионен анализ** (Табл. 26). На базата на получените резултати трябва да отбележим някои интересни „находки“.

Зависимостта между теглото (по Borngard) и CTDI е статистически **значима** (**Pr(>t) = 0.000796**) и **много силна**. Корелационният коефициент между двете променливи е **висок r=0,75.**

Това довежда до факта, че **56,43%** (Multiple R-squared: 0.5643) от измененията на дозата зависят от теглото на пациента.

---

2 Равенство на дисперсиите по CTDI между мъжете и жените. Дисперсионният анализ не работи добре ако това условие не е изпълнено.

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**-32.0673**	**12.3796**	**-2.590**	**0.021376 ***
тегло	**0.7670**	**0.1801**	**4.258**	**0.000796 *****

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 26. Регресионен анализ между CTDI и теглото (по Borngard) на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 7.31 с 14 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.5643,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.5332

F-statistic: 18.13 с 1 и 14 степени на свобода (DF),

p-value: 0.0007956

Тази зависимост показва, че ако се изключат всички останали възможни фактори и се разгледа само влиянието на теглото, то при единица увеличение на индекса на теглото (по Borngard) CTDI се увеличава с 0,7670 единици.

9.1.3. Проверка на съвместното влияние на теглото и полът върху дозата

И тук проведохме **Регресионен анализ**, като променливата пол, която в своята същност е неметрирана, дихотомна променлива, е кодирана по следния начин Мъж = 1, Жена = 0 (Табл. 27).

Преди анализа се налага тестване на колинеарността на факторните променливи.

Резултатите показват, че между тях има сравнително силна връзка (корелационен коефициент r = 0,73), но дисперсионните инфлационни индекси са от порядъка на 1,45, което отхвърля хипотезата за колинеарност.

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**-60.0963**	**11.5059**	**-5.223**	**0.000164 *****
тегло	**1.2859**	**0.1874**	**6.860**	**1.15e-05 *****
пол	**-14.4689**	**3.8034**	**-3.804**	**0.002190****

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 27. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и факторите тегло (по Borngard) и Пол на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 5.219 с 13 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.7938,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.7621

F-statistic: 25.03 с 2 и 13 степени на свобода (DF),

p-value: 3.489e-05

Анализът показва, че двата фактора, при тяхното съвместно отчитане, имат значимо влияние върху дозата. Регресионният коефициент пред пола показва, че при мъжете се налага използването на доза с **14,4689 единици по-малка, отколкото при жените.**

9.1.4. Анализ на влиянието на възрастта на пациентите върху дозата

Анализът на влиянието на възрастта върху дозата показва, че **няма** директна връзка между възрастта и дозата. (Табл. 28).

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**20.9680**	**9.9975**	**2.898**	**0.0117***
възраст	**-0.1456**	**0.1575**	**-0.924**	**0.3710**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 28. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и възрастта на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 10.75 с 14 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.05751,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): -0.009814

F-statistic: 0.8542 с 1 и 14 степени на свобода (DF),

p-value: 0.371

9.1.5. Проверка на хипотезата за съвместното влияние на теглото, полът и възрастта върху CDTI

При проверката на тази хипотеза отново използваме регресионен анализ (Табл. 29). В тази комбинация възрастта се оказва **значим фактор** (**Pr(>t)=0.045168**). Хипотезата за колинеарност се отхвърля като най-високият дисперсионен инфлационен индекс (ДИИ) е 2,12[3].

3 Критичното ниво е над 5.

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**-51.12291**	**10.83363**	**-4.719**	**0.000498*** **
тегло	**1.28858**	**0.16394**	**7.860**	**4.5e-06*** **
пол	**-14.50892**	**3.32631**	**-4.362**	**0.000925*** **
възраст	**-0.14949**	**0.06687**	**-2.235**	**0.045168***

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 29. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и факторите Тегло (по Borngard), Пол и Възраст на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 4.564 с 12 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.8544,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.818

F-statistic: 23.48 с 3 и 12 степени на свобода (DF),

p-value: 2.61e-05

Регресионният коефициент показва, че при увеличаване на възрастта с 1 година, дозата трябва да намалява с 0,14949 единици.

9.1.6. Проверка на хипотезата на факторното влияние на променливата тегло във варианта: >80, <80кг.

За директното (единичното) влияние на тази специфична променлива върху дозата приложихме **Дисперсионен анализ**.

Като факторна променлива се използва дихотомната променлива Xkg, която приема стойност 0 ако теглото на пациента е >80 кг и стойност 1 ако теглото на пациента <80 кг.

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	Pr (> F)
Xkg	**1**	**290.2**	**290.2**	**2.848**	**0,114**
Residuals	**14**	**1426.8**	**101.9**		

Таблица 30. Резултати от дисперсионен анализ за оценка на влиянието на Xkg върху дозата - CTDI

Анализът показва, че Xkg не е фактор при определянето на дозата (табл. 30). Посочените резултати се наблюдават, когато се изследва изолираното влияние на този фактор.

Може да се изследва и контролира влиянието на Xkg, тегло по Borngard и Пол (Табл. 31).

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**-45.4756**	**14.5450**	**-3.127**	**0.008748****
пол	**-11.2522**	**5.1114**	**-2.201**	**0.048016***
тегло	**1.0606**	**0.2199**	**4.823**	**0.000417*****
Xkg	**0.7772**	**4.4079**	**0.176**	**0.862978**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 31. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и пола, теглото по Borngard и теглото (>80,<80кг.) на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error):6.08 с 12 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.7416,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.677

F-statistic: 11.48 с 3 и 12 степени на свобода (DF),

p-value: 0,0007698

Анализът на резултатите позволява да се потвърди хипотезата, за липса на всякакво влияние на променливата Xkg (Pr(>t)=0.862978) при 120kV.

9.2. Изследване на факторите, влияещи върху дозата при 100 kV

За да изследваме факторите, влияещи върху дозата при пациентите, на които проведохме 100 kV нискодозов протокол, за анализа използвахме за наблюдения 12 пациенти.

9.2.1. Полът като фактор, определящ дозата.

За да се провери хипотезата за влияние на пола върху дозата се сравняват средните дози (CTDI), необходими при жените и мъжете. Търси се дали има статистически значима разлика между тези дози при двете подсъвкупности (Табл.32).

	Df	Sum sq	Mean sq	F value	Pr (>F)
Пол	1	28.98	28.98	**1.595**	**0.235**
Residuals	10	181.68	18.17		

Таблица 32. Резултати от дисперсионен анализ за оценка на влиянието на пола върху дозата - CTDI

Нивото на F value отново е **много ниско 1,595**, което съответства на висока стойност на Pr(>F) = 0,235.

Това показва, че няма основание да се твърди, че полът е фактор при определяне на дозата при 100kV.

Хипотезата за наличие на хетероскедастицитет между групите определени по признака пол се отхвърля, чрез тест на Levene (Pr(>F) = 0,827).

Тест на Levene			
	Df	**F value**	**Pr (> F)**
group	1	**0.0503**	**0.827**
	10		

Таблица 33. Проверка на хетероскедастицитета с теста на Levene

9.2.2. Установяване на факторното влияние на теглото (по Borngard) върху дозата при 100 kV

Приложихме **Регресионен анализ** (Табл.34) . И тук анализът показа, че зависимостта между теглото (по Borngard) и CTDI е **статистически значима (Pr(>t) = 0.00781)** и **много силна**. Корелационният коефициент между двете променливи е **r=0,72**.

Това позволява отново заключението, че 52,35% (Multiple R-squared: 0.5235) от измененията на дозата зависят от теглото на пациента.

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**-10.9046**	**9.3902**	**-1.161**	**0.27250**
тегло	**0.4365**	**0.1317**	**3.315**	**0.00781****

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 34. Регресионен анализ между CTDI и теглото (по Борнгард) на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 3.168 с 10 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.5235,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.4759

F-statistic: 10.99 с 1 и 10 степени на свобода (DF),

p-value: 0.007814

Тази регресия показва, че ако се изключат всички останали възможни фактори и се разгледа само влиянието на теглото, то при единица увеличение на индекса на теглото (по Borngard) CTDI се увеличава с **0,4365 единици.**

9.2.3. Проверка на съвместното влияние на теглото и полът върху дозата

При проверката на това влияние отново ползваме **Регресионен анализ**, като променливата пол е кодирана по следния начин Мъж = 1, Жена = 0 (Табл. 35).

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**-7.2691**	**10.3452**	**-0.703**	**0.5000**
тегло	**0.4059**	**0.1375**	**2.951**	**0.0162***
пол	**-1.9518**	**2.2063**	**-0.885**	**0.3994**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 35. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и факторите тегло (по Borngard) и Пол на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 3.203 с 9 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.5617,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.4643

F-statistic: 5.766 с 2 и 9 степени на свобода (DF),

p-value: 0.02444

Анализът показва, че двата фактора, при тяхното съвместно отчитане, имат **различно** по значимост влияние върху дозата.

Полът е **статистически незначим фактор (Pr(>t)=0,3994),** докато **теглото е единствения значим фактор (Pr(>t)=0,0162).**

Наличие на колинеарност няма. Най-високият ДИИ е 1,07.

При теглото се наблюдава подобна на предходния анализ зависимост, че **на единица увеличение на теглото се налага увеличение с 0,4059 CTDI единици.**

9.2.4. Проверка на хипотезата за съвместното влияние на теглото, полът и възрастта върху CDTI

Отново е използван **Регресионен анализ** (Табл.36).

В случая, възрастта се оказва **незначим фактор** (Pr(>t)=0.4215) както и полът (Pr(>t)=0.7514).

Отново единственият значим фактор в случая е теглото на пациентите (Pr(>t)=0.0166).

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**-5.25715**	**10.77614**	**-0.488**	**0.6387**
тегло	**0.43247**	**0.14323**	**3.019**	**0.0166***
пол	**-0.84977**	**2.59172**	**-0.328**	**0.7514**
възраст	**-0.07652**	**0.09032**	**-0.847**	**0.4215**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 36. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и факторите тегло (по Borngard), Пол и Възраст на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 3.255 с 8 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.5978,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.4469

F-statistic: 3.963 с 3 и 8 степени на свобода (DF),

p-value: 0,05299

Тази хипотеза се потвърждава и от директната зависимост между CTDI и възрастта на пациентите при 100kV (Табл.37).

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**24.60204**	**6.75873**	**3.640**	**0.00454****
възраст	**-0.07331**	**0.10742**	**-0.682**	**0.51045**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 37. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и Възрастта на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 4.487 с 10 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.0445,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): -0.05105

F-statistic: 0.4657 с 1 и 10 степени на свобода (DF),

p-value: 0.5105

9.2.5. Проверка на хипотезата на факторното влияние на променливата тегло във варианта: >80, <80 кг.

За директното (единичното) влияние на тази специфична променлива върху дозата приложихме първоначално **Дисперсионен анализ**.

Като факторна променлива се използва дихотомната променлива Xkg, която приема стойност 0 ако теглото на пациента е >80 кг и стойност 1 ако теглото на пациента <80 кг.

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	Pr (> F)
Xkg	**1**	**77.92**	**77.92**	**5.87**	**0,0359***
Residuals	**10**	**132.75**	**13.27**		

Таблица 38. Резултати от Дисперсионен анализ за влиянието на Xkg върху CTDI

Анализът показва (Табл. 38), че Xkg **е фактор** при определянето на дозата, **със статистическа значимост Pr(>F)= 0.0359**.

Това означава, че **има** статистически значима разлика между дозата при пациенти с тегло <80 и тези >80, **като при това отхвърлихме хипотезата тази разлика да се дължи на пола и възрастта**.

Този резултат е в синхрон с високата корелация която съществува между променливите Xkg и тегло (по Borngarg). Този корелационен коефициент е r= -0,637. Той е отрицателен заради специфичното кодиране на Xkg.

При анализа на влиянието Xkg, тегло по Borngard, пол и възраст се получават посочените на таблицата резултати (Табл.39). Хипотезата за наличие на колинеарност между факторите се отхвърля като най-високият ДИИ е 1,79. В случая проблем представляват малкото наблюдения с които се работи – едва 12.

Анализът на получените резултатите показва, че при тази комбинация от фактори **нито един от тях не е значим**.

	Оценка (Estimate)	**Стандартна грешка (Std. Error)**	**t равнище (t value)**	**Pr(>|t|)**
Intercept (свободен член)	**1.4063**	**13.9389**	**0.101**	**0.922**
пол	**-2.1270**	**2.2294**	**-0.954**	**0.368**
тегло	**0.2990**	**0.1794**	**1.666**	**0.134**
Xkg	**-2.3027**	**2.4585**	**-0.937**	**0.376**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 ‘***’ 0.001 ‘**’ 0.01 ‘*’ 0.05 ‘.’ 0.1 ‘ ’ 1

Таблица 39. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и пола, теглото по Борнгард и теглото (>80,<80) на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error):3.225 с 8 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.605,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.4569

F-statistic: 4.084 с 3 и 8 степени на свобода (DF),

p-value: 0,0495

Анализът на силата на връзката между CTDI и Xkg показва, че Xkg обяснява **36,99%** (Multiple R-squared: 0.3699) от измененията на CTDI (Табл. 40). Корелационният коефициент показва, че при прехода от <80 към >80 на теглото **дозата се увеличава средно с 5,169 единици**.

	Оценка (Estimate)	**Стандартна грешка (Std. Error)**	**t равнище (t value)**	**Pr(>|t|)**
Intercept (свободен член)	**22.229**	**1.377**	**16.142**	**1.72e-08*** **
Xkg	**-5.169**	**2.133**	**-2.423**	**0.0359***

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 ‘***’ 0.001 ‘**’ 0.01 ‘*’ 0.05 ‘.’ 0.1 ‘ ’ 1

Таблица 40. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина теглото (>80,<80) на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 3.643 с 10 степени на свобода (degrees of freedom)
Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.3699,
Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.3068
F-statistic: 5.87 с 1 и 10 степени на свобода (DF),
p-value: 0.03589

Това съпоставено с влиянието на теглото по Borngard показва, че по-информативният и значим фактор в случая е теглото по Borngard, който обяснява 52,35% (Multiple R-squared: 0.5235) от измененията на дозата.

9.3. Изследване на факторите, влияещи върху дозата при 80 kV

За да изследваме факторите, влияещи върху дозата при пациентите, на които проведохме 80 kV ултранискодозов протокол, за анализа използвахме за наблюдения 27 пациента.

9.3.1. Полът като фактор, определящ дозата.

За да се провери хипотезата за влиянието на пола върху дозата отново сравняваме средните дози (CTDI), необходими при жените и мъжете. Проверяваме дали има статистически значима разлика между тези дози при двете подсъвкупности.

	Df	Sum sq	Mean sq	F value	Pr (>F)
Пол	1	5.37	5.370	**4.021**	**0.0559**
Residuals	25	33.39	1.336		

Таблица 41. Дисперсионен анализ за оценка на връзката между CTDI и полът на пациентите

Нивото на **F value отново е 4.021** (Табл. 41), което съответства на висока стойност на Pr(>F) = 0,0559. Това показва, че при ниво 0,05 **няма основание да се твърди, че полът е фактор при определяне на дозата при 80kV.**

Хипотезата за наличие на хетероскедастицитет между групите определени по признака пол се отхвърля, чрез тест на Levene (Pr(>F) = 0,2699).

Тест на Levene			
	Df	**F value**	**Pr (> F)**
group	1	**1.2732**	**0.2699**
	25		

Таблица 42. Проверка на хетероскедастицитета чрез теста на Levene

9.3.2. Установяване на факторното влияние на теглото (по Borngard) върху дозата при 80 kV

Приложихме отново **Регресионен анализ** (Табл. 43). И тук зависимостта между теглото (по Borngard) и CTDI е **статистически значима (Pr(>t) = 2,83E-06) и много силна**. Корелационният коефициент между двете променливи е r=0,77. Това довежда отново до факта, че **59,07%** (Multiple R-squared: 0.5907) от измененията на дозата зависят от теглото на пациента.

	Оценка (Estimate)	**Стандартна грешка (Std. Error)**	**t равнище (t value)**	**Pr(>|t|)**
Intercept (свободен член)	**6.4602**	**1.0860**	**5.949**	**3.28e-06*** **
тегло	**0.1039**	**0.0173**	**6.007**	**2.83e-06*** **

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 43. Регресионен анализ между CTDI и теглото (по Borngard) на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 0.7966 с 25 степени на свобода (degrees of freedom)
Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.5907,
Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.5744
F-statistic: 36.08 с 1 и 25 степени на свобода (DF),
p-value: **2.834e-06**

Тази регресия показва, че ако се изключат всички останали възможни фактори и се разгледа само влиянието на теглото, то при единица увеличение на индекса на теглото (по Borngadr) **CTDI се увеличава с 0,1039 единици.**

9.3.3. Проверка на съвместното влияние на теглото и полът върху дозата

Използваме отново **Регресионен анализ** (Табл.44) , като променливата пол е кодирана по следния начин Мъж = 1, Жена = 0. Хипотезата за колинеарност се отхвърля ДИИ < 2,7

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**2.99091**	**1.32309**	**2.261**	**0.03314***
тегло	**0.16872**	**0.12312**	**7.298**	**1.54e-07*****
пол	**-1.51256**	**0.42434**	**-3.565**	**0.00157****

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 44. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и факторите тегло (по Borngard) и пол на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 0.6574 с 24 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.7324,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.7101

F-statistic: 32.84 с 2 и 24 степени на свобода (DF),

p-value: 1.348e-07

Анализът показва, че и **двата фактора** са със **силно значимо** влияние. Полът е със статистическа значимост Pr(>t)=0,00157, а теглото е със значимост Pr(>t)=1,54E-07.

Регресионните коефициенти показват, че при единица увеличение на теглото, CTDI се увеличава с 0,16872 единици**.**

При пола отбелязваме зависимостта, че за жените средно са необходими с 1,51256 единици CTDI повече, отколкото при мъжете.

9.3.4. Проверка на хипотезата за съвместното влияние на теглото, полът и възрастта върху CDTI

Отново е използван **Регресионен** анализ. В случая, **възрастта** се оказва **незначим фактор** (Pr(>t)=0.538) докато **полът** (Pr(>t)=0.00182) и **теглото** (Pr(>t)=2,3E-07) са **значими** (Табл. 45).

	Оценка (Estimate)	**Стандартна грешка (Std. Error)**	**t равнище (t value)**	**Pr(>|t|)**
Intercept (свободен член)	**3.221605**	**1.390083**	**2.318**	**0.02972***
тегло	**0.169083**	**0.023435**	**7.218**	**2.39e-07*****
пол	**-1.514830**	**0.429845**	**-3.524**	**0.00182****
възраст	**-0.004409**	**0.007052**	**-0.625**	**0.53800**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 45. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и факторите Тегло (по Borngard), Пол и Възраст на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 0.6659 с 23 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.7369,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.7026

F-statistic: 21.47 с 3 и 23 степени на свобода (DF),

p-value: 7.383e-07

И тук **възрастта** на пациентите **не** оказва директно влияние върху дозата (Табл. 46). Коефициентът на директната зависимост между възрастта и CTDI е **статистически незначим** (Pr(>t)=0.837).

	Оценка (Estimate)	Стандартна грешка (Std. Error)	t равнище (t value)	Pr(>|t|)
Intercept (свободен член)	**13.074825**	**0.790246**	**16.545**	**5.61e-15*** **
възраст	**-0.002733**	**0.013170**	**-0.208**	**0.837**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Таблица 46. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и Възрастта на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error): 1.244 с 25 степени на свобода (degrees of freedom)

Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.00172,

Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): -0.03821

F-statistic: 0.04308 с 1 и 25 степени на свобода (DF),

p-value: 0.8373

9.3.5. Проверка на хипотезата на факторното влияние на променливата тегло във варианта: >80, <80 кг.

За директното влияние на тази променлива върху дозата приложихме отново **Дисперсионен анализ**. Като променлив фактор се използва отново Xkg, която приема стойност 0 ако теглото на пациента е >80 кг и стойност 1 ако теглото на пациента <80 кг.

	Df	Sum Sq	Mean Sq	F value	Pr (> F)
Xkg	**1**	**0.37**	**0.3744**	**0.244**	**0,626**
Residuals	**25**	**38.39**	**1.5355**		

Таблица 47. Дисперсионен анализ за влиянието на Xkg върху CTDI

Анализът показва (Табл. 47), че Xkg със статистическа значимост **Pr(>F)= 0.626 не е фактор** при определянето на дозата**.**

Това означава, че няма статистически значима разлика между дозата при пациенти с тегло <80 и тези >80, като при това отхвърляме хипотезата тази разлика да се дължи на пола и възрастта.

При анализа на влиянието на факторите – Xkg, тегло по Borngard, пол получихме следните резултати представени в Табл. 48. Допълнителният им анализ показва липса на колинеарност.

	Оценка (Estimate)	**Стандартна грешка (Std. Error)**	**t равнище (t value)**	**Pr(>|t|)**
Intercept (свободен член)	**2.3194**	**1.3286**	**1.746**	**0.09420**
пол	**-1.3025**	**0.4253**	**-3.063**	**0.00551****
тегло	**0.1722**	**0.0223**	**7.722**	**7.83e-08*****
Xkg	**0.5389**	**0.3107**	**1.734**	**0.09623**

Кодове за значимост (Signif. Codes): 0 ‘***’ 0.001 ‘**’ 0.01 ‘*’ 0.05 ‘.’ 0.1 ‘ ’ 1

Таблица 48. Регресионен анализ между CTDI, като зависима величина и пола, теглото по Borngard и теглото (>80,<80) на пациентите

Стандартна грешка на остатъците (Residual standard error):0.6315 с 23 степени на свобода (degrees of freedom)
Коефициент на детерминация (Multiple R-squared): 0.7634,
Ажустиран коефициент на детерминация (Adjusted R-squared): 0.7325
F-statistic: 24.73 с 3 и 23 степени на свобода (DF),
p-value: 2.215e-07

Анализът отново отхвърля Xkg като значим фактор (Pr(>t)=0.09623) по отношение на дозата.

9.4. Обобщителен анализ

За да бъдат по-убедителни заключенията е необходимо да се правят анализи върху по-голям брой единици (пациенти). Това че, при някои от замерванията сме анализирали 12 или 16 единици, прави резултатите до известна степен несигурни и налага допълнителни проучвания и ресурси за тяхната проверка при по-голяма база от данни.

10. Резултати от оценката на ефективната доза

Измеримите дозиметрични величини са удобно средство за определяне на дозите при диагностични изследвания и за проследяване на работата на КТ уредба във времето. Техен основен недостатък обаче е невъзможността им да определят риска за пациента от медицинско облъчване. За тази оценка се използва величината **ефективна доза,** която позволява сравнение на дозите, получавани от пациентите при КТУ с дози от други КТ уредби и други рентгенови изследвания.

Резултатите са представени в таблица 49.

Протокол	Ефективна доза (mSv)
120 kV	**22.5**
100 kV	7.8
80 kV	**5.2**

Таблица 49. Резултати от оценка на ефективата доза при трите протокола на скениране

Оценката направихме чрез специализиран софтуер CTexpo. Намаление на дозата с **65%** постигнахме след въвеждането на 100 kV-протокол и с **77%** след въвеждането на 80kV-протокол.

Тези резултати бяха сравнени с резултатите от направеното изследване на дозите на пациентите при конвенционалната ЕУ, като дозите се използваха за изчислението на ефективната доза, която бе оценена на **2,6 mSv.**

Стойността на ефективната доза се получава чрез сумиране на приноса на всеки от органите и тъканите, попадащи в сканираната област, като се отразява и различната им лъчечувствителност. Тя е величината, която се използва за оценка на риска за възникване на стохастични ефекти.

Считаме, че основен принос на разработката ни е постигането на добра диагностична стойност на образите с оптимизираните протоколи при намаляване на риска за пациентите **с 77%.**

Проведеното от нас сравнение на дозите, получавани от пациентите при КТ и конвенционалната ЕУ, показа 2 пъти по-голяма ефективна доза за КТ изследванията след оптимизацията.

11. Заключение:

Компютъртомографската урография има потенциала да промени коренно образната диагностика на редица заболявания и състояния на уринарния тракт. Според редица автори КТУ е един от най-полезните, малкоинвазивни, съвременни и бързи методи, за изобразяването на бъбреците, уретерите и пикочния мехур, предоставящ образи с добра резолюция, в коронарни равнини и 3D реконструкции, близки до тези получени с ЕУ. Методът се е доказал и като метод на избор за оценка на редица състояния и заболявания на урогениталния тракт, което го определя и като такъв за откриване на причината

за основните симтоми при всеки урологично болен, а именно бъбречна колика и хематурия. [5,9,48,50-52,24,100,102-107,182,188]

Както вече бе отбелязано, за провеждането на КТУ не е необходима специална подготовка на пациентите. В настоящото проучване е включен пер оралният прием на около 1 литър вода, преди провеждането на изследването, тъй като недостатък на инфузионната хидратация е невъзможността за получаване на негативен контраст в гастроинтестиналния тракт. [5,34,87,169] Контрастирането на чревния тракт е от значение, с оглед интерферирането на образа при последващото му обработване в 3D изображения. [5] При всички пациенти, провеждането на КТУ е в унисон с прилаганото и цитирано от други автори, като ползваме прием на вода за време от 30 до 60 минути. Макар че, според редица източници, най-често използваната концентрация на контрастно средство е 300 mgI/ml., ние използваме водноразтворимо контрастно средство с концентрация 370mgI/ml. (Iopamidol). [24,25,32,78,102,115] В настоящия труд е използвано и най-често прилаганото и стандартизирано положение на пациента при провеждането на КТУ - легнал по гръб, тъй като редица проучвания доказват липса на подобрение в изобразяването на пиелокаликсните системи и уретерите, при положение на пациента по корем или обръщането му по корем, непосредствено преди екскреторната фаза. [5,114,114,125,135,155] Въпреки съобщенията в литературата, че прилагането на малка доза бримков диуретик подобряват контрастирането, в настоящото проучване не е прилаган такъв при нито един от изследваните пациенти, като това по никакъв начин не затрудни демонстрирането на контрастираните елементи, както на горните пикочни пътища, така и на дисталните сегменти на уретерите. [5,16,92-94,134,158,179]

Целта в днешно време на редица автори е да се изработят нискодозови протоколи на изследване, което се осъществява чрез различни подходи. Необходимо е всеки един рентгенолог да работи, следвайки основния принцип в своята специалност „*Всички дози, дължащи се на медицинско облъчване за диагностични цели, трябва да бъдат толкова ниски, колкото е разумно постижимо, за да се получи необходимата диагностична информация, вземайки предвид икономически и социални фактори"*. За постигането на този

принцип е необходима оптимизация на провежданите рентгенови изследвания. Според директива 97/43/ЕВРАТОМ, диагностичнорефентните нива трябва да бъдат такива, че *"нива на дозата... за типични рентгенови изследвания на групи от пациенти със стандартни размери, или на стандартни фантоми, които се отнасят за широко разпространени типове рентгенови уредби. Очаква се тези нива да не бъдат превишавани, ако се използват оптимални стойности на работните параметри"*.[39]

Два са начините за оптимизиране на изследване - чрез оптимална настройка на техническите параметри на апаратурата и чрез разработване на оптимални протоколи за провеждане на изследванията, с които да се намали дозата, като се запази приемливо качество на диагностичния образ. Новите технологии, като модулация на анодния ток и съвременните интеративни реконструиращи алгоритми, са разпространени и в България. Чрез тях значително се намалява облъчването на пациента, като в някои случаи е възможно намаляване на дозата с над 40%.

В такава посока е насочена работата на Portis и сътр., Juri и сътр. и Kluner и сътр., които разработват нискодозови КТ протоколи. Portis постига доза на пациента, която е с почти до 75% по-малка (от 15mSv те намаляват дозата на 2,8mSv, сравнени с дозата при ЕУ, която е 3mSv), Juri постига 71% намаление на дозата на екскреторната фаза, а Kluner описва резултати за дозата, съпоставими с тези при конвенционалната ЕУ. Nemann T и сътр. провеждат проучвания за дозата йонизиращо лъчение, изчилсена в mSv, при обзорната рентгенография, при конвенционалната ЕУ, при КТ изследване със стандартен протокол и КТ изследване с нискодозов протокол и регистрират резултати, съответно 0,5-1 mSv за обзорната рентгенография, 1,3 до 3,5mSv. за ЕУ, 4,5 до 5mSv за КТ със стандартен протокол и 0,97-1,9mSv за КТ с нискодозов протокол. През 2006 година, P.Dahlmann съобщава, че с правилна оптимизация на дозите, дори и трифазовите протоколи на скениране може да се реализират с ефективни дози под 7mSv.

Целта на всичките е една: да се постигне нужното качество на образа, за да се изпълни диагностичната задача, с намален риск за пациента.

Нашата работа също нееднозначно показва, че визуализирането на множество находки е възможно чрез използването на нискодозови протоколи, при които образите са с по-голям шум от стандартния, но изследването е с по-малък риск за пациентите.

Считаме че, основен принос на проучването ни е постигането на добра диагностична стойност на образите с оптимизираните протоколи при намаляване на риска за пациентите с **77%** (от 22,5mSv, ние намалихме дозата на 5,2mSv), което ни доближава до резултатите на повечето от цитираните автори. Проведеното от нас сравнение на дозите, получавани от пациентите при КТ и конвенционалната екскреторна урография, показа 2 пъти по-голяма ефективна доза за КТ изследвания след оптимизацията, поради което, те са несъпоставими с тези на Klunner и сътр..

<u>Декларация за оригиналност:</u>

С настоящето декларирам, че всички представени данни в проведеното проучване, както и резултатите, обсъжданията и изводите не са взаимствани от други източници без цитиране, като потвърждавам личния си принос в научните разработки.

VI. Изводи:

1. Нискодозовата компютъртомографска урография е диагностичен метод, който визуализира отлично морфологичните промени при широка гама от заболявания на урогениталния тракт, включени в материала от настоящето проучване.
2. Компютъртомографските урографски изследвания, проведени с анодно напрежение 100kV и 80kV са с интерпретируеми диагностични образи на измененията на урогениталния тракт на изследваните пациенти.
3. Фантомни измервания, включени в програмата за осигуряване на качеството при нискодозовата компютъртомографска урография, са надежден елемент при валидирането на възприетите съотношения на клинично определената доза и субективната оценка на качеството на образа.
4. Компютъртомографската урография с анодно напрежение от 80 kV запазва диагностичната стойност на образите при минимални стойности на пациентската доза при най-широк кръг от клинични индикации.
5. Ефективната пациентска доза при нискодозовата компютъртомографска урография е два пъти по-висока от тази при конвенционалната екскреторна урография, оценена при групи пациенти, с приблизително еднакъв телесен индекс на 2,6mSv.
6. Използваните от нас нискодозови протоколи на скениране при компютъртомографска урография с анодно напрежение 100kV и 80kV намаляват лъчевото натоварване на пациента съответно с 65% и със 77% в сравнение със стандартния 120kV-ов протокол.
7. Намаляване на пациентската доза при нискодозовата компютъртомографска урография при протоколи с предложените анодни напрежения се наблюдава при различен клас (64- и 16-редови) компютърни томографи.

VII. Приноси:

1. Разработката е първо цялостно проучване в България върху възможностите на нискодозовата компютъртомографска урография в диагностиката на широка гама заболявания на урогениталния тракт.

Научно-приложни приноси:

2. Предложени и проучени са два нови нискодозови протокола за компютъртомографска урография при диагностиката на заболяванията и състоянията на урогениталния тракт, базирани на намаляване на анодното напрежение, при постоянни останали параметри и модулация на mA.

3. Доказа се съхраняването на диагностичната информативност на образите при конкретни клинични състояния чрез прилагане на горепосочените протоколи.

4. Постигнатата редукция на дозата при компютъртомографската урография е съпоставима с лъчевото натоварване при екскреторната урография.

5. Чрез дозиметрични измервания на фантоми са проведени експериментални проучвания подкрепящи тезите на проучването и клиничното им приложение.

6. Възможностите на предложените собствени нискодозови протоколи за компютъртомографска урография са проучени при групи пациенти с различен телесен индекс, пол и възраст.

Методологични приноси:

7. Описани са собствени нови нискодозови протоколи за провеждането на компютъртомографска урография при оценка състоянието на

урогениталния тракт, различаващи се от заложените от производителя на използваната в проучването апаратура.

8. Намаляването на лъчевото натоварване чрез предложените нискодозови протоколи за компютъртомографска урография при запазване на информативността на образа са проучени и при компютъртомографска апаратура от различен клас.

VIII. Приложения

Приложение 1

Производител	Toshiba America Medical Systems
Модел	Aquilion 64
Година	2004
Предназначение	Кардиология, Обща рентгенология
Гентри	
Движение	Ротационно-ротационно, „хлъзгащ се пръстен”
Детектор, тип	64, твърдотелен детектор Gd(2)O(2)S
Брой редове	64 (160 среза)
Ширина на детектора, mm	0.5 mm x 64
Ширина на реконструирания срез, mm	0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 8, 10
Брой елементи в един ред	896
Общ брой елементи	57,344 активни
Време за ротация (s) на 360 градуса	0.4,0.5,0.75, 1, 1.5, 2, 3
Partial	0.32 (opt.0.25)
Ветрилообразен сноп, ъгъл	49.2
Наклон на гентрито, градус	30
Размери, В x Ш x Д, cm	195 x 233 x 96
Тегло на гентрито, kg	1,750

Отвор на гентрито, cm	72
Локализатор	Лазер
Рентгенова тръба	
Анод	Волфрам, молибден, графит
Топлинен капацитет, HU	7 M
Капацитет на охлаждане, HU min	Макс. 1,386 K
Охлаждане	Масло и въздух
Фокус, mm	1.6 x 1.4; 0.9 x 0.8
ВВ Генератор	
Мощност, kW	60
Обхват kVp	80, 100, 120, 135
Обхват mA	50 - 1010
Спирално сканиране	
Макс. време скан., s	100
Макс.скан.обем, cm	175
Разделителна способност, lpcm	18
Стъпка	0.8-96 mm
Време за реконструкция на един образ, s	до 60
Пациентска маса	
Обхват на движение	

Вертикално, cm	31 - 94.4
Хоризонтално, cm	219
Обхват на сканиране, cm	180
Максимално натоварване, kg	230 0.25 mm, 205 max.
Реконструкция на образа	
Процесор	64-bit
FOVs, cm	18, 24, 32, 40, 50
Матрица	512 x 512
Време за реконструкция, s	NS
За един срез, s	0.1
Локализация на срез, s	в реално време
Монитор	
Големина	18-in. цветен LCD
Матрица, пиксели	1,280 x 1,024
Обхват на CT числата	-1,536 to 8,191
Увеличаване на образа	до 20 x
Макс. брой едноврем.визуал.срезове	16
Памет	
Твърд диск, MB	180 GB и повече
Брой образи онлайн	Варират

Архив	9.4 GB
Доза	
Техника за модулация на дозата	итеративна реконструкция
Специализиран за деца контрол на дозата	SUREExposure 3D настройващ протоколите по възраст и размер
Проспективно ECG gating	SURECardio Проспектив осигурява авоматично избиране на стъпката и дозата настройка на прозореца по сърдечната честота
Ретроспективно ECG	SURECardio с phaseXact автоматичен избор на сърдечен цикъл с най-малко движение
Ниско дозово изследване на сърце	SURECardio Проспектив осигурява авоматично избиране на стъпката и дозата настройка на прозореца по сърдечната честота
Представяне	
Мин.време между срезовете, s	0
Динамичен обхват	200scans/100s
Вис.контр.простр.разд.сп.	0.35 mm
0% MTF, lpcm	18
50% MTF, lpcm	8
Ниско контр.визуализац., mm при % при 4 rads	2 при 0.3%
Шум, процент при 2.5 rads	<0.5%
КТ ангиография	Да
КТ симулация	Third-party optional
3-D пакет	Да
DICOM 3.0	Да

Препоръчителен размер на помещението, m2	27, 25 short couch
Гаранция	1 година
Други функции	КТ скопия; пълен набор от DICOM функции; детско сканиране; volume-rendered 3-D; SureCardio Imaging; автоматично измерване на съдовете; запис на гласови команди; Комплект за обработка на образа; SureSubtraction; промяна на спиралната стъпка; SureCardiac Calcium Scoring.

Приложение 2

Пациент ID	Изследвана част от тялото	Данни за пациента				Брой фази	Експонационни параметри			ExpTime	Eff mAS	Стъпка, p	Ширина на сноп, mm	Дебелина на реконструирания срез, h_{rec} (mm)	Дозиметрични величини	
		Пол (м/ж)	Възраст	Ръст (cm)	Тегло (kg)		kV	total mAs	t_{rot} (s)						CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
SS	Abdomen	M	42	183	120			**18044**							**294**	**6678**
						nat	120	750	0.5	10	37.5		0.5x64	5		
							120	4304	0.5	9.77	220.3		0.5x64	5	38	1733.4
						norm_CT	120	35	0.5	0.5	35		0.5x64	5	8.6	1.7
						dyn_CT	120	833	0.5	16.68	24.9		0.5x64	5	285.5	57.1
						hel_CT	120	4233	0.5	9.49	223.0		0.5x64	5	38	1704.9
						hel_CT	120	4233	0.5	9.49	223.02		0.5x64	5	38	1704.9
						CTU							0.5x64	5		
						hel_CT	120	3666	0.5	8.36	219.2		0.5x64	5	38	1476.5
GS(low)	Abdomen	M	61	178	90	nat	100	829	0.5	11.08	37.4		0.5x64	5		
							100	2049	0.5	9.11	112.5		0.5x64	5	29.8	825.4
						norm_CT	120	25	0.5	0.5	25		0.5x64	5	8.6	1.7
						dyn_CT	120	655	0.5	13.1	25		0.5x64	5	224.3	44.9
						hel_CT	120	2039	0.5	9.02	113.0		0.5x64	5	29.8	821.1
						hel_CT	120	2039	0.5	9.02	113.0		0.5x64	5	29.8	821.1
						CTU							0.5x64	5		
						hel_CT	100	2639	0.5	8.07	163.5		0.5x64	5	20	694
						total		**10275**	0.5				0.5x64	5	**342.3**	**3208.2**

IX. Литературни източници

1. Василев Г, Ингилизова К, Паскалев З, Павлова А. Облъчване на българското население при използване на йонизиращи лъчения в медицината. Динамика, сравнение, тенденции, управление. Х-ти конгрес на БАР, 5-8.Х.2000, Хисар.
2. Василева Ж., Борисова Р., Стоянов Д., Димов А., Аврамова-Чолакова С., Ингилизова К., Костова-Лефтерова Д., Христова-Попова Ю., Дяков И., Тасева Д., Досиева Д..: Национално проучване в рентгеновата диагностика в България 2007 - 2009. Рентгенология и радиология 2010; 4: 251-264.
3. МЗ. Наредба № 27 от 30.06.2010г., за утвърждаване на медицински стандарт "Образна диагностика", обн.ДВ.бр.57 от 2010г..
4. МЗ. Наредба № 30 от 30.10.2005г., за условията и реда за осигуряване защита на лицата при медицинско облъчване, обн.ДВ.бр.91 от 2005г..
5. Н.Наумов; Компютъртомографска урография – определение, показания и техника; Рентгенология и радиология 2'08 Volume XLVII, ISSN 0486-400X;
6. Наредба за радиационна защита при дейности с източници на йонизиращи лъчения (утвърдени с ПМС № 200 / 04.08.2004 г., изм. и доп. ДВ. Бр.76 от 05.10.2012 ПМС№ 229)
7. Основни норми за радиационна защита – 2012 " (утвърдена с ПМС № 229 / 25.09.2012 г.)
8. Рехани М.М.: Радиационна защита в радиологията – къде сме и накъде отиваме? Рентгенология и радиология 2010; 4: 247-250.
9. Albani JM, Ciaschini MW, Streem SB, Herts BR, Angermeier MW (2007) The role of computerized tomographic urography in the initial evaluation of hematuria. J Urol 177:644–648;
10. Aldrich, J.E., Chang, S.D., Bilawich, A.M., Mayo, J.R., 2006. Radiation dose in abdominal computed tomography: the role of patient size and the selection of tube current. Can. Assoc. Radiol. J. 57, 152-158.
11. Aljabri B, MacDonald PS, Satin R, et al. Incidence of major venous and renal anomalies relevant to aortoiliac surgery as demonstrated by computed tomography. Ann Vasc Surg. 2001;15:615;618.
12. American Association of Physicists in Medicine. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners, report no. 39. New York: American Institute of Physics; 1993;52;55.
13. Atherton JV, Huda W. CT doses in cylindrical phantoms. Phys Med Biol. 1995;40:891;911.
14. Bach PH, Thanh NTK. Penal papillary necrosisвЂ"40 years on. Toxicol Pathol. 1998;40:73;91.
15. Becker K. Threshold or no threshold, that is the question [Editorial]. Radiat Prot Dosimetry. 1997;71:35.
16. Bellin MF, Renard-Penna R, Conort P et al (2004) Helical CT evaluation of the chemical composition of urinary tract calculi with a

discriminant analysis of CT-attenuation values and density. Eur Radiol 14:2134–2140;
17. Benson GS, Brewer ED. Hematuria: algorithms for diagnosis. II. Hematuria in the adult and hematuria secondary to trauma. JAMA 1981; 246(9):993-995.
18. Boone, J.M., 2007. The trouble with CTDI100. Med. Phys. 34, 1364-1371.
19. Bosniak MA. Nephrotomography: a relatively unappreciated but extremely valuable diagnostic tool. Radiology. 1974;113:313;324.
20. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W.Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR Am J Roentgenol 2001; 176:289–296.
21. Brenner, D.J., McCollough, C.H., Colin, G.O., 2006. It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for quality assurance and dose optimization. Med. Phys. 33, 1189-1191.
22. Buchholz N, El-Husseiny T, Moraitis K, et al. Long-term follow-up of recurrent stone-formers: who, how long and how often? BJU Int 2010 Jan;105(1):1-2.
23. Caoili EM, Cohan RH, Inampudi P, et al. MDCT urography of upper tract urothelial neoplasms.Am J Roentgenol. 2005;184:1873;1881.
24. Caoili EM, Cohan RH, Korobkin M et al (2002) Urinary tract abnormalities: initial experience with multi-detector row CT urography. Radiology 222:353–360;
25. Caoili EM, Inampudi P, Cohan RH et al (2005) Optimization of multi-detectorrow CT urography: effect of compression, saline administration, and prolongation of acquisition delay. Radiology 235:116–123;
26. Catalano C, Fraiolo F, Laghi A, et al. High-resolution multidetector CT in the preoperative evaluation of patients with renal cell carcinoma. Am J Roentgenol. 2003;180:1271;1277
27. Chai RY, Jhaveri K, Saini S, Hahn PF, Nicols S, Mueller PR (2001) Comprehensive evaluation of patients with hematuria on a multislice computed tomography scanner: protocol design and preliminary observations. Australas Radiol 45:536–538;
28. Chow LC, Sommer FG (2001) Multidetector CT urography with abdominal compression and three-dimensional reconstruction. AJR Am J Roentgenol 177:849–855;
29. Cohan RH, Caoili EM (2006) CT urography techniques. In: Silverman SG, Cohan RH (eds) CT urography: an atlas. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, pp 11–21';
30. Cohen BL. Cancer risk from low level radiation. Am J Roentgenol. 2002;179:1137;1143.
31. Coppenrath E, Meindl T, Herzog P et al (2006) Dose reduction in multidetector CT of the urinary tract: studies in a phantom model. Eur Radiol 16:1982–1989;
32. Cornud F, Bienvenu M, Guerini H, et al. Diagnosis of upper tract transitional cell carcinoma (TCC) with a single phase multi-detector CT urography. Paper presented at the 12th annual meeting of the European Society of Urogenital Radiology, Ljubljana, Slovenia, September, 2005

33. Coursey C, Frush D. CT and radiation: What radiologists should know. Applied Radiology. 2008;37(3).
34. Cowan NC, Turney BW, Taylor NJ, McCarthy CL, Crew JP (2007) Multidetector CT urography for diagnosing upper urinary tract urothelial tumour. BJU Int 99:1363–1370;
35. Diel J, Perlmutter S, Venkataramanan N, Mueller R, Lane MJ, Katz DS. Unenhanced helical CT using increased pitch for suspected renal colic: an effective technique for radiation dose reduction? J Comput Assist Tomogr 2000; 24:795–801
36. Dillman JR, Caoili EM, Cohan RH, et al. Comparison of distention and opacification utilizing three-phase vs. split-bolus two-phase multi-detector row CT urography. Paper presented at the 31st scientific assembly of the Society of Uroradiology, Kauai, HI, February, 2006.
37. Dixon, R.L., 2006. Restructuring CT dosimetry – A realistic strategy for the future. Requiem for the pencil chamber. Med. Phys. 33, 3973-3976.
38. EC, 2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
39. 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, and repealing Directive 84/466/EURATOM. Official Journal of the EC, 1997, L 180, V 22.
40. FDA, 1984. Diagnostic x-ray systems and their major components. United States FDA Code of Federal Regulations, 21 CFR 1020.33, US Nuclear Regulatory Commission, US Govt. Printing Office, Washington DC.
41. Fielding JR, Steele G, Fox LA, et al. Spiral computerized tomography in the evaluation of acute flank pain: a replacement for excretory urography. J Urol. 1997;157:2071;2073.
42. Fowler KA, Locken JA, Duchesne JH, et al. US for detecting renal calculi with nonenhanced CT as a reference standard. Radiology. 2002;222:109;113.
43. Fox, S.H., 2003. Emerging developments in multi-detector CT. Presented at Advances in Multi-detector CT Meeting, Washington, DC, September 13-14.
44. Frush DP, Slack CC, Hollingsworth CL, et al. Computer-simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients. AJR Am J Roentgenol 2002; 179:1107–1113
45. Geleijins J, Van Unnik JG, Zoetelief J, et al. Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography. Br J Radiol. 1994;67:360;365.
46. Gleeson TG, Bulugahapitiya S. Contrast-induced nephropathy. AJR Am J Roentgenol. 2004 Dec;183(6):1673-89.
47. Gleeson TG, O'Dwyer J, Bulugahapitiya S, Foley DP. Contrast-induced nephropathy. Br J Cardiol 2004;11:AIC53-AIC61
48. Gray Sears CL, Ward JF, Sears ST, Puckett MF, Kane CJ, Amling CL. Prospective comparison of computerized tomography and excretory urography in the initial evaluation of asymptomatic microhematuria. J Urol 2002; 168(6):2457-2460.

49. 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.
50. Grossfeld GD, Litwin MS, Wolf JS Jr et al (2001) Evaluation of asymptomatic microscopic hematuria in adults: the American Urological Association best practice policy, part II: patient evaluation, cytology, voided markers, imaging, cystoscopy, nephrology evaluation, and follow-up. Urology 57:604–610
51. Grossfeld GD, Litwin MS, Wolf JS, et al. Evaluation of asymptomatic microscopic hematuria in adults: the American Urological Association best practice policy Part I: definition, detection, prevalence, and etiology. Urology. 2001;57:599; 603
52. Grossfeld GD, Wolf JS, Jr., Litwan MS, et al. Asymptomatic microscopic hematuria in adults: summary of the AUA best practice policy recommendations. Am Fam Physician 2001; 63(6):1145-1154. ;
53. Gulmi FA, Felsen D, Vaughn ED. Pathophysiology of urinary tract obstruction. In: Walsh PC, Retik AB, Vaughn ED, et al., eds. Campbell's urology. 8th ed. Philadelphia: Saunders; 2002:411;462.
54. Halpern EJ, Mitchell DG, Wechsler RJ, et al. Preoperative evaluation of living renal donors: comparison of CT angiography and MR angiography. Radiology. 2000;216:434;439.
55. Hamm M, Knopfle E, Wartenberg S, Wawroschek F, Weckermann D, Harzmann R. Low dose unenhanced helical computerized tomography for the evaluation of acute flank pain. J Urol 2002; 167:1687–1691;
56. Hamm M, Wawroschek F, Weckermann D, Knopfle E, Hackel T, Hauser H, et al. Unenhanced helical computed tomography in the evaluation of acute flank pain. Eur Urol 2001;39:460-5
57. Hanna JK. Antenatal hydronephrosis and ureteropelvic junction obstruction: the case for early intervention. Urology. 2000;55:612;615.
58. Hartman RP, McCollough CH, King BF Jr (2004) CT urography. Radiographics 24(Suppl 1):S35–S58;
59. Heidenreich A, Desgrandschamps F, Terrier F. Modern approach of diagnosis and management of acute flank pain: review of all imaging modalities. Eur Urol 2002 Apr;41(4):351-62
60. Heneghan JP, Kim DH, Leder RA, et al. Compression CT urography: a comparison with IVU in the opacification of the collecting system and ureters.J Comput Assist Tomogr. 2001;25:343;347.
61. Heneghan JP, McGuire KA, Leder RA, DeLong DM, Yoshizumi T, Nelson RC (2003) Helical CT for nephrolithiasis and ureterolithiasis: comparison of conventional and reduced radiationdose techniques. Radiology 229:575– 58;
62. Hesse A, Brandle E, Wilbert D, et al. Study on the prevalence and incidence of urolithiasis in Germany comparing the years 1979 vs. 2000. Eur Urol 2003 Dec;44(6):709-13.;
63. Hesse AT, Tiselius H-G, Siener R, et al. (Eds). Urinary Stones, Diagnosis, Treatment and Prevention of Recurrence. 3rd edn. Basel, S. Karger AG, 2009. ISBN 978-3-8055-9149-2.; Pearle MS, Asplin JR, Coe FL, et al (Committee 3).

64. Hilmes MA, Caoili EM, Cohan RH, et al. Evaluation of the ability of multi-detector CT urography and different windowing to detect urinary tract pathology. Paper presented at the 29th scientific assembly of the Society of Uroradiology, Phoenix, AZ, March, 2004.
65. Huang JJ, Tseng CC. Emphysematous pyelonephritis: clinicoradiological classification, management, prognosis, and pathogenesis. Arch Intern Med. 2000;160:797;805.
66. Hulnick DH, Megibow AJ, Balthazar EJ, et al. Computed tomography in the evaluation of diverticulitis. Radiology. 1948;152:49;495.
67. Ichikawa T, Erturk SM, Araki T (2006) Multiphasic contrast-enhanced multidetector- row CT of the liver: contrastenhancement theory and practical scan protocol with a combination of fixed injection duration and patients' bodyweight- tailored dose of contrast material. Eur J Radiol 58:165–176;
68. ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21(1-3).
69. ICRP, 2000a. Managing patients dose in computed tomography. ICRP Publication 87, Ann. ICRP 30(4).
70. IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication №. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
71. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA Vienna (2007). http://www.pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457_web.pdf.
72. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, Human Health Series No. 19, IAEA Vienna (2012).
73. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging, ICRU Rep. 74 Bethesda, MD (2006).
74. J. Van Der Molen; Nigel C. Cowan; Ullrich G. Mueller-Lisse; Claus C. A. Nolte-Ernsting; Satoru Takahashi; Richard H. Cohan; CT Urography Working Group of the European Society of Urogenital Radiology (ESUR) Eur Radiol DOI 10.1007/s00330-007-0792-x
75. Jamis-Dow CA, Choyke PL, Jennings SB, Linehan WM, Thakore KN, Walther MM. Small (< or = 3-cm) renal masses: detection with CT versus US and pathologic correlation. Radiology 1996; 198(3):785-788
76. Jansen JM, Geleijins J, Zweers D, et al. Calculation of computed tomography dose index to effective dose conversion factors based on measurement of the dose profile along the fan shaped beam. Br J Radiol. 1996;69:33;41.
77. Jayson M, Sanders H. Increased incidence of serendipitously discovered renal cell carcinoma. Urology. 1998;51:203;205.
78. Jinzaki M, Tanimoto A, Shinmoto H et al (2007) Detection of bladder tumors with dynamic contrast-enhanced MDCT. AJR Am J Roentgenol 188:913–918
79. Joffe SA, Servaes S, Okon S, Horowitz M. Multi-detector row CT

urography in the evaluation of hematuria. Radiographics 2003; 23(6):1441-1455; discussion 1455-1446.;
80. Kalender W.A.: Computed Tomography, 2nd revised edition, 2005, Publicis Corporate Publishing.
81. Kalra MK, Maher MM, Toth TL et al (2004) Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. Radiology 233:649–657
82. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology. 2004;230:619; 628.
83. Kalra MK, Prasad S, Saini S, et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT: effect on image quality. AJR Am J Roentgenol 2002; 179: 1101–1106.
84. Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004b. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology 230, 619-628.
85. Kaplan DM, Rosenfield AT, Smith RC. Advances in the imaging of renal infection. Helical CT and modern coordinated imaging. Infect Dis Clin North Am. 1997;11:681;705.
86. Katzberg RW. Urography into the 21st century: new contrast media, renal handling, imaging characteristics, and nephrotoxicity. Radiology 1997;204 : 297–312
87. Kawamoto S, Horton KM, Fishman EK (2006) Opacification of the collecting system and ureters on excretory-phase CT using oral water as contrast medium. AJR Am J Roentgenol 186:136–140;
88. Kawashima A, Glockner JF, King BF, Jr. CT urography and MR urography. Radiol Clin North Am 2003; 41(5):945-961.;
89. Kekelidze M, Dijkshoorn ML, Dwarkasing S, et al. Initial experience and perspectives of a low-dose two-phase bolus single scan multidetector CT urography (MDCTU) protocol. Eur Radiol. 2006;16(Suppl):181.
90. Kemper J, Adam G, Nolte-Ernsting C (2005) [Multislice CT urography: aspects for technical management and clinical indications]. Radiologe 45:905–914
91. Kemper J, Regier M, Bansmann PM et al (2007) Multidetector CT urography: experimental analysis of radiation dose reduction in an animal model. Eur Radiol 17:2318–2324;
92. Kemper J, Regier M, Begemann PGC, Stork A, Adam G, Nolte-Ernsting C (2005) Multislice computed tomography urography: intraindividual comparison of different preparation techniques for optimized depiction of the upper urinary tract in an animal model. Invest Radiol 40:126–133;
93. Kemper J, Regier M, Stork A, Adam G, Nolte-Ernsting C (2006) [Multislice CT urography (MSCTU): evaluation of a modified scan protocol for optimized opacification of the collecting system]. RoFo 178:531–537;
94. Kemper J, Regier M, Stork A, Adam G, Nolte-Ernsting C (2006) Improved visualization of the urinary tract in multidetector CT urography (MDCTU): analysis of individual acquisition delay and opacification using furosemide and low-dose test images. J Comput Assist Tomogr 30:751–757
95. Kenney PJ, Panicek DM, Witanowski LS. Computed tomography of ureteral disruption. J Comput Assist Tomogr. 1987;3:480;484.
96. Kennish SJ, Bhatnagar P, Wah TM, et al. Is the KUB radiograph

redundant for investigating acute ureteric colic in the non-contrast enhanced computed tomography era? Clin Radiol 2008 Oct;63(10):1131-5.;
97. Keoghane S, Walmsley B, Hodgson D. The natural history of untreated renal tract calculi. BJU Int 2010 Jun;105(12):1627-9.;
98. Khadra MH, Pickard RS, Charlton M, et al. A prospective analysis of 1,930 patients with hematuria to evaluate current diagnostic practice. J Urol. 2000;163:524;527
99. Kim BS, Hwang IK, Choi YW, et al. Low-dose and standard-dose unenhanced helical computed tomography for the assessment of acute renal colic: prospective comparative study. Acta Radiol 2005; 46:756–763;
100. Kim JK, Cho KS. Pictorial review: CT urography and virtual endoscopy: promising imaging modalities for urinary tract evaluation. Br J Radiol 2003;76:199-209
101. Kluner C, Hein PA, Gralla O et al (2006) Does ultra-low-dose CT with a radiation dose equivalent to that of KUB suffice to detect renal and ureteral calculi? J Comput Assist Tomogr 30:44–50
102. Lang EK, Macchia RJ, Thomas R et al (2002) Computerized tomography tailored for the assessment of microscopic hematuria. J Urol 167:547–554;
103. Lang EK, Macchia RJ, Thomas R et al (2003) Detection of medullary and papillary necrosis at an early stage by multiphasic helical computed tomography. J Urol 170:94–98
104. Lang EK, Macchia RJ, Thomas R et al (2003) Improved detection of renal pathologic features on multiphasic helical CT compared with IVU in patients presenting with microscopic hematuria. Urology 61:528–532.;
105. Lang EK, Macchia RJ, Thomas R, et al. Computerized tomography tailored for the assessment of microscopic hematuria.J Urol. 2002;167:547; 554.;
106. Lang EK, Macchia RJ, Thomas R, et al. Improved detection of renal pathologic features on multiphase helical CT compared with IVU in patients presenting with microscopic hematuria. Urology. 2003;61: 528;532
107. Lang EK, Thomas R, Davis R et al (2004) Multiphasic helical computerized tomography for the assessment of microscopic hematuria: a prospective study. J Urol 171:237–243;
108. Leitz, W., Axelsson, B., Szendro, G., 1995. Computed tomography dose assessment: A practical approach. Radiat. Prot. Dosimetry. 57, 377-380.
109. Linblad B, Almgren B, Bergqvist D, et al. Abdominal aortic aneurysm with perianeurysmal fibosis: experience from 11 Swedish vascular centers. J Vasc Surg. 1991;13:231;237.
110. Liu W, Esler SJ, Kenny BJ, Goh RH, Rainbow AJ, Stevenson GW. Low-dose nonenhanced helical CT of renal colic: assessment of ureteric stone detection and measurement of effective dose equivalent. Radiology 2000; 215:51–54;
111. Liu W, Mortele KJ, Silverman SG (2005) Incidental extraurinary findings at MDCT urography in patients with hematuria: prevalence and impact on imaging costs. AJR Am J Roentgenol 185:1051–1056;
112. Maher MM, Jhaveri KS, Lucey BC, et al. Does the administration of saline flush during CT urography (CTU) improve ureteric distention and

opacification? A prospective study.Radiology. 2001;221(P):500
113. Malek RS, Elder JS. Xanthogranulomatous pyelonephritis: a critical analysis of 26 cases and of the literature. J Urol. 1978;119:589;593.
114. McNicholas MM, Raptopoulos VD, Schwartz RK, et al. Excretory phase CT urography for opacification of the urinary collecting system. AJR 1998; 170(5):1261-1267. ;
115. McTavish JD, Jinzaki M, Zou KH et al (2002) Multi-detector row CT urography: comparison of strategies for depicting the normal urinary collecting system. Radiology 225:83–790;
116. Meagher T, Sukumar VP, Collingwood J, et al. Low dose computed tomography in suspected acute renal colic. Clin Radiol 2001; 56:873–876;
117. Medical management of urolithiasis. In: 2nd International consultation on Stone Disease, Denstedt J, Khoury S. eds. pp. 57-84. Health Publications 2008, ISBN 0-9546956-7-4.;
118. Meindl T, Coppenrath E, Degenhardt C, et al. Retrospective analysis of ureteral distention as function of delay time after IV contrast media injection followed by IV saline infusion in CT-urography. Paper presented at the 12th annual meeting of the European Society of Urogenital Radiology, Ljubljana, Slovenia, September, 2005.
119. Meindl T, Coppenrath EM, Khalil R, Mueller-Lisse UL, Reiser MF, Mueller- Lisse UG (2006) MDCT urography: retrospective determination of optimal delay time after intravenous contrast administration. Eur Radiol 16:1667–1674;
120. Merten GJ, Burgess WP, et al. Prevention of contrast-induced nephropathy with sodium bicarbonate: a randomized controlled trial. JAMA. 2004;291:2328-34.
121. Mettler FA Jr, Wiest PW, Locken JA, et al. CT scanning: patterns of use and dose. J Radiol Prot. 2000;20(4):347;348.
122. Middleton WD, Dodds WJ, Lawson TL, et al. Renal calculi: sensitivity for detection with US. Radiology 1988 Apr;167(1):239-44
123. Miller KS, McAninch JW. Radiographic assessment of renal trauma: our 15-year experience. J Urol. 1995;154:352;355.
124. Miller OF, Rineer SK, Reichard SR, et al. Prospective comparison of unenhanced spiral computed tomography and intravenous urogram in the evaluation of acute flank pain. Urology 1998 Dec;52(6):982-7
125. Morcos SK (2007) CT Urography: technique, indications and limitations.Curr Opin Urology 17:56–64
126. Mueller C, Buerkle G, et al. Prevention of contrast media-associated nephrotoxicity: randomized comparison of 2 hydration regimens in 1620 patients undergoing coronary angioplasty. Arch Intern Med 2002; 162: 329-336.
127. Mueller-Lisse UG, Meindl T, Coppenrath E, et al. Delineation of upper urinary tract segments at low-dose multidetector CT urography: retrospective comparison with a standard protocol. Paper presented at the 12th annual meeting of the European Society of Urogenital Radiology, Ljubljana, Slovenia, September, 2005.
128. National Council on Radiation Protection and Measurements. Recommendations on limits for exposure to ionizing radiation. NCRP report

no. 91. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, June 1, 1987.
129. Neu HC. Urinary tract infections. Am J Med. 1991;92:63;70S.
130. Niall O, Russell J, MacGregor R, Duncan H, Mullins J. A comparison of noncontrast computerized tomography with excretory urography in the assessment of acute flank pain. J Urol 1999;161:534-7.;
131. Nickoloff EL, Alderson PO. Radiation exposures to patients from CT: reality, public per ception and policy. AJR Am J Roentgenol 2001; 177:285–287 .
132. Niemann T, Kollmann T, Bongartz G. Diagnostic performance of low-dose CT for the detection of urolithiasis: a meta-analysis. AJR Am J Roentgenol 2008 Aug;191(2):396-401.
133. Nixon HH. Hydronephrosis in children: a clinical study of seventy-eight cases with special reference to the role of aberrant renal vessels and the results of conservative operations. Br J Surg. 1953;40:601;604.
134. Nolte Ernsting C, Wildberger JE, Borchers H, Schmitz-Rode T, Günther RW (2001) Multislice CT urography after diuretic injection: inital results. RoFo 173:176–180;
135. Nolte-Ernsting C, Cowan NC (2006) Understanding multislice CT urography techniques: many roads lead to Rome. Eur Radiol 16:2670–2686;
136. Nolte-Ernsting C, Staatz G, Tacke J, Günther RW (2003) MR urography today. Abdom Imaging 28:191–209;
137. Nolte-Ernsting C, Staatz G, Wildberger JE, Adam G (2003) [MR-urography and CT-urography: principles, examination techniques, applications]. RoFo 175:211–222;
138. Nolte-Ernsting CC, Wildberger JE, Borchers H, et al. Multi-slice CT urography after diuretic injection: initial results.Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr. 2001;173:176; 180.
139. Oikarinen H, Meriläinen S, Pääkkö E, Karttunen A, Nieminen MT, Tervonen O. Unjustified CT examinations in young patients. Eur Radiol. 2009 May;19(5):1161-5.
140. Oosterlinck W, Solsona E, van der Meijden APM et al (2004) EAU Guidelines on diagnosis and treatment of upper urinary tract transitional cell carcinoma. Eur Urol 46:147–154
141. Pannu N, Wiebe N, Tonelli M. Prophylaxis strategies for contrast-induced nephropathy. JAMA. 2006;295:2765-79.)
142. Park SB, Kim JK, Lee HJ, Choi HJ, Cho KS. Hematuria: portal venous phase multi detector row CT of the bladder--a prospective study. Radiology 2007; 245(3):798-805
143. Planz B, George R, Adam G, Jakse G, Planz K (1995) Computed tomography for detection and staging of transitional cell carcinoma of the upper urinary tract. Eur Urol 27:146–150;
144. Poletti PA, Platon A, Rutschmann OT, et al. Abdominal plain film in patients admitted with clinical suspicion of renal colic: should it be replaced by low-dose computed tomography? Urology 2006; 67:64–68
145. Poletti PA, Platon A, Rutschmann OT, et al. Low-dose versus standard-dose CT protocol in patients with clinically suspected renal colic. AJR Am J Roentgenol 2007 Apr;188(4):927-33.

146. Portis AJ, Sundaram CP. Diagnosis and initial management of kidney stones. Am Fam Physician 2001;63:1329-38
147. Rehani M.M., Frush D. Tracking radiation exposure of patients. Lancet. 2010 Sep 4;376 (9743):754-5.
148. Rehani MM. Smart protection. IAEA Bull 2009; 50(2), http://www.iaea.org/ Publications/ Magazines/ Bulletin / Bull502/50205813137.html.
149. Richard D. Nawfel, MS Philip F. Judy, PhD A. Robert Schleipman, RT, CNMT, MA Stuart G. Silverman, MD (Patient Radiation Dose at CT Urography and Conventional Urography
150. Richard W. Katzberg, MD Journals; Volume 39, Number 09, September 2010 ; Contrast-induced nephropathy in 2010;
151. Roth CS, Bowyer BA, Bergquist TH. Utility of the plain abdominal radiograph for diagnosing ureteral calculi. Ann Emerg Med. 1985;14:311; 315.;
152. Rothenberg LN, Pentlow KS. CT dose assessment. In: Seibert JA, Barnes GT, Gould RG, eds. Specification, acceptance testing, and quality control of diagnostic x-ray imaging equipment, Medical Physics Monograph no. 20. Woodbury, NY: American Institute of Physics; 1994;899; 936.
153. Ruppert-Kohlmayr AJ, Stacher R, Preidler KW, et al. Native spiral computerized tomography in patients with acute flank pain yes or no? Fortschr Roentgenstr. 1999;170:168;173.
154. Sandor A. Joffe, MD , Sabah Servaes, MD , Stephen Okon, MD, Mitchell Horowitz, MD; Multi–Detector Row CT Urography in the Evaluation of Hematuria; RSNA, 2003
155. Sanyal R, Deshmukh A, Sheorain VS, Taori K (2007) CT urography: a comparison of strategies of upper urinary tract opacification. Eur Radiol 17:1262–1266;
156. Shokeir AA, Abdulmaabound M. Prospective comparison of nonenhanced helical computerized tomography and Doppler ultrasonography for the diagnosis of renal colic. J Urol. 2001;165:1085; 1084.
157. Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2005. Dose from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
158. Silverman SG, Akbar SA, Mortele KJ, Tuncali K, Bhagwat JG, Seifter JL (2006) Multidetector-row CT urography: comparison of furosemide and saline as adjuncts to contrast medium for depicting the normal urinary collecting system. Radiology 240:749–755
159. Silverman SG, Lee BY, Seltzer SE, et al. Small (< 3 cm) renal masses: correlation of spiral CT features and pathologic findings. Am J Roentgenol. 1994;163:597;605
160. Silverman SG, Leyendecker JR, Amis ES. What is the current role of CT urography and MR urogra¬phy in the evaluation of the urinary tract? Radiol¬ogy. 2009;250:309-323
161. Skip M. Alderson et al, 2011), MD, Susan Hilton, MD, and Nicholas Papanicolaou, MD (CT urography: Review of technique and spectrum of diseases APPLIED RADIOLOGY July–August 2011
162. Slovis TL. CT and computed radiography: the pictures are great, but is

the radiation dose greater than required? AJR Am J Roentgenol 2002; 179:39–41.
163. 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):175-8
164. Sosa R, Vaughan EJ, Gibbons R. Retroperitoneal fibrosis. AUA update series VI, lesson 21. 1987.
165. Sourtzis S, Thibeau JF, Damry N, et al. Radiologic investigation of renal colic: unenhanced helical CT compared with excretory urography. AJR Am J Roentgenol 1999 Jun;172(6):1491-4
166. Spielmann AL, Heneghan JP, Lee LJ, Yoshizumi T, Nelson RC (2002) Decreasing the radiation dose for renal stone CT: a feasibility study of singleand multidetector CT. AJR Am J Roentgenol 178:1058–1062;
167. St Lezin M, Hoffmann R, Stroller ML. Pyonephrosis: diagnosis and treatment. Br J Urol. 1992;70:360;363.
168. Steven Dunn, Pharm. D, BCPS Approved by P&T Committee: 12/2008 | Posted on: 1/2009 | For Internal University of Kentucky Chandler Medical Center Use Only
169. Straub M, Strohmaier WL, Berg W, et al. Diagnosis and metaphylaxis of stone disease Consensus concept of the National Working Committee on Stone Disease for the Upcoming German Urolithiasis Guideline. World J Urol 2005 Nov;23(5):309-23.;
170. Strohmaier WL. Course of calcium stone disease without treatment. What can we expect? Eur Urol 2000 March;37(3):339-44.;
171. Sudakoff GS, Dunn DP, Hellman RS, et al. Opacification of the genitourinary collecting system during MDCT urography with enhanced CT digital radiography: nonsaline versus saline bolus.Am J Roentgenol. 2006;186:122; 129.
172. Sudakoff GS, Guralnick M, Langenstroer P et al (2005) CT urography of urinary diversions with enhanced CT digital radiography: preliminary experience. AJR Am J Roentgenol 184:131–138
173. Sussman SK, Illescas FF, Opalacz JP, et al. Renal streak artifact during contrast enhanced CT: comparison of high versus low osmolality contrast media.Abdom Imaging. 1993;18:180;185
174. Swain J. The effect of the roentgen rays on calculi; with the report of renal calculus in which the diagnosis was confirmed by skiagraphy. Bristol Med Chirurgical J. 1897;15:1.
175. Swick M. Intravenous urography by means of the sodium salt of 5 iodo-2-pyridon-n-acetic acid. JAMA. 1930;95:1403.
176. Tack D, Sourtzis S, Delpierre I, de Maertelaer V, Gevenois PA (2003) Low-dose unenhanced multidetector CT of patients with suspected renal colic. AJR Am J Roentgenol 180:305–311
177. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Ann ICRP. 2007;37(2-4):1-332.;
178. Thiruchelvam N, Mostafid H, Ubhayar G (2005) Planning percutaneous nephrolithotomy using multidetector computed tomography

urography, multiplanar reconstruction and threedimensional reformatting. BJU Int 95:1280–1284
179. Thomsen HS (2006) Reducing the risk of contrast media induced nephrotoxicity. In: Thomsen HS (ed) Contrast media: safety issues and ESUR guidelines. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 35–45;
180. Titton RL, Gervais DA, Hahn PF, et al. Urine leaks and urinomas: diagnosis and imaging-guided intervention. Radiographics. 2003;23: 1133;1147.
181. Trivedi HL, Moore H, et al. A randomized prospective trial to assess the role of saline hydration on the development of contrast nephrotoxicity. Nephron Clin Pract 2003; 93: c29-34.
182. Tsili AC, Efremedis SC, Kalef-Ezra J et al (2007) Multidetector-row CT urography on a 16-row CT scanner in the evaluation of urothelial tumors. Eur Radiol 17:1046–1054
183. Tublin ME, Murphy ME, Tessler FN. Current concepts in contrast media-induced nephropathy. AJR1998; 171:933-939
184. Turney BW, Willatt JM, Nixon D, Crew JP, Cowan NC. Computed tomography urography for diagnosing bladder cancer. BJU Int 2006; 98(2):345-348.;
185. Uzzo RG, Novick AC. Nephron sparing surgery for renal tumors: indications, techniques and outcomes. J Urol. 2001;166:6; 18.
186. Van Beers BE, Dechambre S, Hulcelle P, Materne R, Jamart J. Value of multislice helical CT scans and maximum-intensityprojection mages to improve detection of ureteral stones at abdominal radiography. Am J Roentgenol 2001; 177:1117-21)
187. Van Der Molen AJ, Cowan NC, Mueller-Lisse UG, et al. CT urography: definition, indications and techniques. A guideline for clinical practice. Eur Radiol 2008 Jan;18(1):4-17.
188. Van Der Molen; Nigel C. Cowan; Ullrich G. Mueller-Lisse; Claus C. A. Nolte-Ernsting; Satoru Takahashi; Richard H. Cohan; CT Urography Working Group of the European Society of Urogenital Radiology (ESUR) Eur Radiol DOI 10.1007/s00330-007-0792-x
189. Varma G, Nair N, Salim A, et al. Investigations for recognizing urinary stone. Urol Res 2009 Dec;37(6):349-52.
190. Wang JH, Shen SH, Huang SS, et al. Prospective comparison of unenhanced spiral computed tomography and intravenous urography in the evaluation of acute renal colic. J Chin Med Assoc 2008 Jan;71(1):30-6.
191. Warshauer DM, McCarthy SM, Street L, et al. Detection of renal masses: sensitivities and specificities of excretory urography/linear tomography, US, and CT. Radiology 1988; 169(2):363-365
192. Yilmaz S, Sindel T, Arslan G, et al. Renal colic: comparison of spiral CT, US and IVU in the detection of ureteral calculi. Eur Radiol 1998;8(2):212-7.

X. Публикации и научни съобщения по темата на дисертацията

Научни публикации

1.) **М.Ал-Амин**, В. Хаджидеков, Бъбречна компютъртомографска ангиография. Част I: Бъбречна копютърна артериография и хипертония, Рентгенология и радиология, 2012, 1, стр. 61 – 64
2.) **M. Al-Amin,** V. Hadjidekov, D. Zlatareva, I. Diakov, The radiation dose and image quality as a feedback in multislice computed tomography urograpfy, Сборник научни съобщения от Конкурсна сесия 2014,стр. 13-17, 10-12 април 2014, Пловдив
3.) **М. Ал-Амин,** Роля на мултидетекторната компютъртомографска урография в диагностиката на някои заболявания на отделителната система, Рентгенология и радиология, 2014,1,стр.18-23
4.) **M. Al-Amin**, I. Diakov, J. Vasileva, V. Hadjidekov Cutting down the radiation dose on CT urography – how we did it and what results we received; http://rpd.oxfordjournals.org (impact factor 0.861) – *in press*

Научни съобщения на конгреси във връзка с дисертационния труд:

1.) **M. Al-Amin**, I. Diakov, J. Vasileva, Low-dose 64-MDCT urography in non-malignant kidney diseases, X Balkan Congress of Radiology, 1-4 november, 2012, Sandanski, Bulgaria
2.) **M. Al-Amin,** G. Hadjidekov, I. Diakov, Low-Dose 64 multidetector computed tomography urography detect kidney and ureteral stones as well as high-dose, 20th European Symposium on Urogenital Radiology, September 19-22, 2013, Istanbul-Turkey
3.) **М. Ал-Амин**, Компютъртомографска урография при нетуморни заболявания – как да преодолеем недостатъците й?, XV Национален конгрес на Българската асоциация по радиология, 26-29 септември, 2013, София, България
4.) **M. Al-Amin,** V. Hadjidekov, I. Diakov, MDCT Urography – Image quality and patient dose using low-dose protocols of research, ECR 2014, 6-10march, EPOS™, Vienna, Austria
5.) **M. Al-Amin**, I. Diakov, J. Vasileva, V. Hadjidekov, Cutting down the radiation dose on CT urography – how we did it and what results we received? International Conference on Radiation Protection in Medicine, Varna, Bulgaria, 30 May - 2 June 2014