



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ
ФАКУЛТЕТ
ДЕПАРТМАН ЗА ФИЗИКУ



Процена доза при СТ дијагностици педијатријских пацијената

-мастер рад-

Ментор:

Доц. др Јована Николов

Кандидат:

Мирјана Папић

Нови Сад, мај 2017.

Овим путем желим да изразим своју захвалност:

- Ментору Доц. др Јовани Николов на стрпљењу, бројним сугестијама и помоћи током израде мастер рада;
- Члановима комисије Проф. др Наташи Тодоровић и Проф. др Маји Стојановић за оцену овог мастер рада. Посебну захвалност Проф. др Наташи Тодоровић дугујем за уступање резултата мерења Лабораторије за испитивање активности узорака и дозе јонизујућег и нејонизујућег зрачења из 2012. године ради поређења са новоизмереним резултатима;
- Начелнику одељења за ртг и ултразвучну дијагностику, Института за здравствену заштиту деце и омладине Војводине у Новом Саду, Др. Михајлу Јецковићу, као и Мр сц. мед. Јовану Ловренском и радиолошким техничарима који су омогућили мерења вредности јачине абијенталног еквивалента дозе при стандардним СТ прегледима педијатријских пацијената;
- Колеги, професору техничког и информатичког образовања, Алфреду Келемену за израду тродимензионалног приказа просторија у којима су измерене вредности јачине абијенталног еквивалента дозе при СТ прегледима;
- Породици за несебичну подршку, мотивацију и подстрек при изради мастер рада.

Садржај

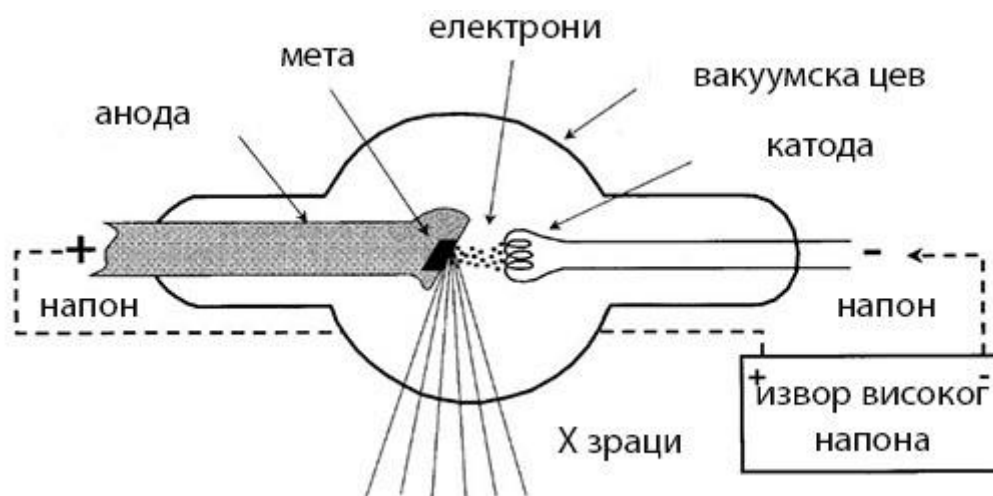
1. Производња X зрака	5
1.1. Континуалан спектар X зрака	5
1.2. Карактеристични спектар X зрака	7
2. Експоненцијални закон атенуације	8
3. Интеракција X зрака са материјом	9
3.1. Рејлијево расејање	9
3.2. Комптоново расејање	10
3.3. Фотоелектрични ефекат	12
3.4. Стварање парова електрон-позитрон	12
4. Атенуациони коефицијент у функцији енергије фотона	13
5. Дозиметријске величине у дијагностичкој радиологији	14
5.1. Експозициона доза	15
5.2. Апсорбована доза	15
5.3. Флукс и енергија флукса	15
5.4. Керма	16
5.5. Ефекти јонизујућег зрачења на људска бића	16
5.6. Еквивалентна доза	17
5.7. Ефективна доза	18
6. Квалитет слике у радиодијагностици	19
6.1. Оштрина слике	20
6.2. Контраст	21
6.3. Шум слике	22
6.4. Дисторзија слике и артефакти	23
6.5. Просторна резолуција	24
7. Утицај mAs и kVp на квалитет слике и пацијентну дозу	24
7.1. Јачина струје (mA)	24
7.2. Напон цеви	25
8. Основни принципи СТ технологије	25
8.1. Историјски развој	25
8.2. Спирални СТ систем	27
8.3. СТ скенери са мулти-детекторским системом	28

8.4.	Основни принципи.....	28
8.5.	СТ бројеви (Хаунсфилдове јединице).....	31
9.	Делови СТ апарата.....	32
9.1.	Скенирајућа јединица.....	33
9.2.	Рендгенска цев.....	33
9.3.	Колимација.....	34
9.4.	Филтрација.....	34
9.5.	Детекторски систем.....	35
9.6.	Сто за пацијента.....	36
9.7.	Компјутерски систем.....	36
10.	СТ дозни параметри.....	37
10.1.	MSAD.....	37
10.2.	CTDI.....	37
10.3.	CTDI код спиралног СТ скенера.....	39
10.4.	DLP.....	40
10.5.	Ефективна доза.....	41
11.	Методe мерења и апаратура.....	42
11.1.	Подаци о рендген апарату.....	43
11.2.	Опис просторије у којој је смештен апарат.....	43
11.3.	Заштитна средства.....	44
11.4.	Мерни уређај.....	44
12.	Резултати мерења.....	45
12.1.	Параметри скенера.....	45
12.2.	Измерена јачина амбијенталног еквивалента дозе.....	45
12.3.	Прорачун дозе.....	46
13.	Дискусија резултата.....	48
14.	Закључак.....	51
	Литература.....	52

1. Производња X зрака

Да би се добила слика помоћу X зрака, извор зрачења мора да произведе довољно X зрака за кратко време. У медицини се за различите процедуре користе различити квалитети X зрачења па је неопходно да извор зрачења омогући кориснику да мења енергију X зрачења. Само одређени акцелератори честица познатији као рендгенска цеви могу да омогуће ове услове. Рендгенска цев се састоји од извора електрона, цеви са вакуумом за убрзање електрона, мете у коју електрони ударају и спољашњег извора енергије који убрзава електроне. У рендгенској цеви се производи карактеристично и закочно X зрачење тако што веома брзи електрони интерагују са анодом, нагло бивају закочени и при томе трансформишу своју кинетичку енергију у електромагнетно зрачење. Компоненте рендгенске цеви омогућавају да се добије снап X зрака тачно дефинисане енергије, продорности и просторне дистрибуције.

На слици 1 су приказане основне компоненте рендгенске цеви. Треба успоставити велику разлику потенцијала између две електроде (катоде и аноде) које се налазе у цеви са вакуумом. Катода је негативно наелектрисана и представља извор електрона, а анода је позитивно наелектрисана и представља мету за електроне. Док електрони путују од катоде до аноде бивају убрзани разликом потенцијала између ове две електроде и повећавају своју кинетичку енергију. Приликом удара у мету (аноду), кинетичка енергија електрона се претвара у друге облике енергије. Највећи део енергије (чак 99%) се претвори у топлотну енергију, а врло мали проценат у електромагнетно зрачење.



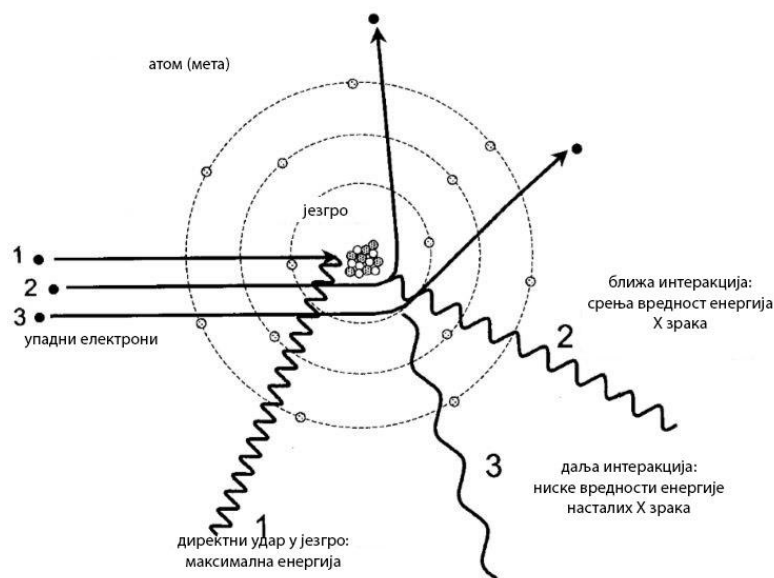
Слика 1: Основне компоненте рендгенске цеви [Bushberg,2002]

При удару електрона у аноду, они могу реаговати са језгром атома или са електронима атома и у зависности од тога настаје континуалан или карактеристичан спектар X зрака [Bushberg,2002].

1.1. Континуалан спектар X зрака

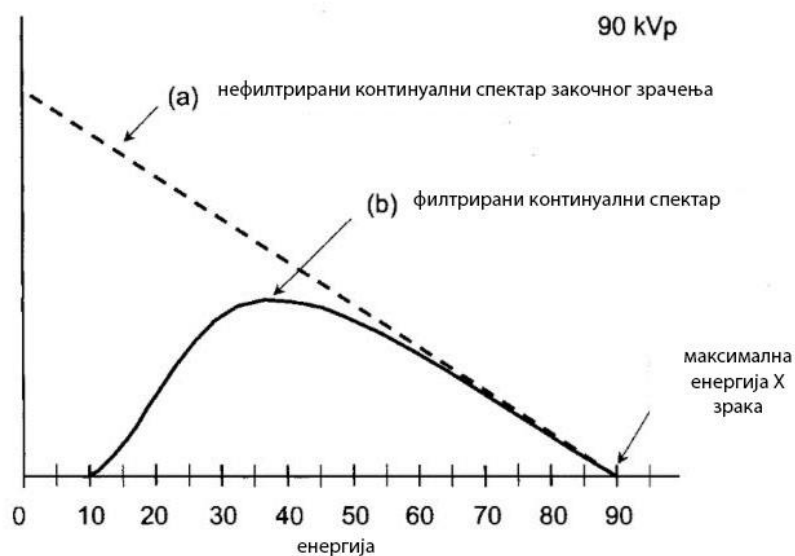
Понекад (у око 5% времена) електрони дођу у близину позитивно наелектрисаних језгра атома аноде. У овом случају Кулонове силе прво привуку електрон, а затим га успоре чиме долази до значајног губитка кинетичке енергије електрона и промене његове путање. На овај начин настаје такозвано закочно зрачење. Енергија X зрака у овом случају је једнака губитку кинетичке енергије електрона и зависи од близине између

електрона и језгра при њиховој интеракцији (Кулонова интеракција је обрнуто пропорционална растојању на квадрат). Што је веће њихово међусобно растојање то је енергија X зрака мања. При директном удару електрона у језгро мете долази до потпуног губитка кинетичке енергије електрона. У овим ретким ситуацијама настају X зраци са највећом енергијом (слика 2). У свим осталим случајевима настају зраци мањих енергија широког опсега, са највећим процентом X зрака најмањих енергија који се увек филтрирају приликом проласка кроз одређени материјал (слика 3).



Слика 2: Интеракција електрона са језром аноде рендгенске цеви [Bushberg,2002]

Дакле, при интеракцији електрона са језгром атома аноде добијамо X зраке различитих енергија од неке најниже до максималне која је једнака кинетичкој енергији електрона пре интеракције.

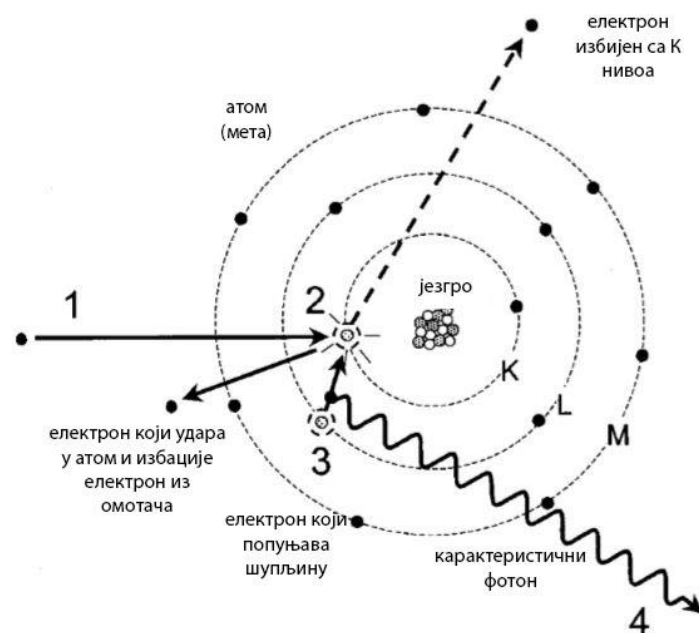


Слика 3: Дистрибуција енергије X зрака филтрираног и нефилтрираног континуалног спектра

Фактори који утичу на ефикасност производње X зрака су атомски број материјала аноде и кинетичка енергија електрона који се убрзавају (која је одређена потенцијалном разликом између електрода).

1.2. Карактеристични спектар X зрака

Карактеристични спектар X зрака настаје при интеракцији електрона који се убрзавају са електронима материјала аноде. Сваки електрон у атому аноде има своју енергију везе која зависи од тога у ком нивоу се налази. Највећу енергију везе имају два електрона у K нивоу који су најближи језгру. Затим следећи електрони са највећом енергијом су осам електрона у нивоу L. У случају када електрони који се убрзавају од катоде до аноде имају енергију већу од енергије везе електрона атома аноде могу да при реакцији са електроном доведу до јонизације атома тј. да избаце електрон из електронског омотача. Атом је тада у нестабилном стању и због тога се ова шупљина попуњава једним од електрона из виших енергетских нивоа. Како електрон прелази са стања више у стање ниже енергије вишак енергије се може ослободити у облику карактеристичног X зрака са енергијом која је једнака разлици везивних енергија нивоа који учествују у прелазу електрона (слика 4).

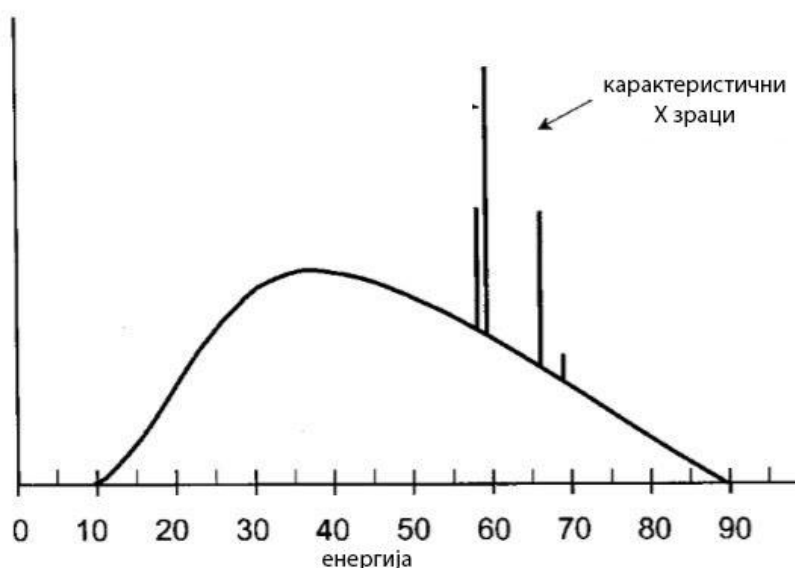


Слика 4: Интеракција убрзаног електрона са електроном из електронског омотача атома аноде [Bushberg,2002]

За волфрам (најчешће коришћен материјал за аноду) прелазак електрона са L нивоа на K ниво доводи до стварање електрона карактеристичне енергије:

$$E_k - E_l = 69.5 \text{ keV} - 10.2 \text{ keV} = 59.3 \text{ keV} \quad (1)$$

С обзиром да настала шупљина може бити попуњена једним од електрона са више различитих нивоа, настаје неколико карактеристичних зрака, који се на графику дистрибуције енергије виде као пикови који су суперпонирани на континуални спектар (слика 5).



Слика 5: Филтрирани континуални спектар фолфрама са суперпонираним карактеристичним зрацима [Bushberg,2002]

2. Експоненцијални закон атенуације

При проласку снопа фотона кроз материју они или у потуности нестају или скрећу са првобитног правца. Дакле, последица интеракције снопа рендгенског зрачења са материјом је уклањање фотона из примарног снопа. Ако посматрамо паралелан снап фотона N који пада на инфинитезимално мали део (dx) укупне дебљине материјала који садржи n центара интеракције по јединици запремине можемо да кажемо да је број фотона, који је уклоњен dN из упадног снопа у јединици времена при проласку кроз плочу, пропорционалан дебљини dx и броју фотона N који пада на место у јединици времена, као и броју центара интеракције n [Крмар, 2013].

$$dN = \sigma \cdot N \cdot n \cdot dx \quad (2)$$

σ – ефикасни пресек као мера вероватноће да фотон буде уклоњен из снопа
 Производ ефикасног пресека σ и броја атома по јединици запремине материјала n назива се линеарни атенуациони коефицијент μ .

$$\mu = \sigma \cdot n \quad (3)$$

Након интеграције једначине добија се добро познати атенуациони закон:

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (4)$$

N – број фотона у снопу након проласка кроз слој неког материјала дебљине x

N_0 – почетни број фотона

μ – линеарни атенуациони коефицијент

У пракси се често уместо линеарног атенуационог коефицијента користи масени атенуациони коефицијент који се добија као количник линеарног атенуационог коефицијента и густине материјала кроз кога сноп фотона пролази. На овај начин се елиминише зависност μ преко ρ од температуре, притиска и фазе [Маринков, 2010].

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma \cdot n}{\rho} = \frac{\sigma \cdot N_{av}}{M} \quad (5)$$

N_{av} – Авогадров број

M – релативна атомска маса или молекулска маса материјала кроз који сноп фотона пролази

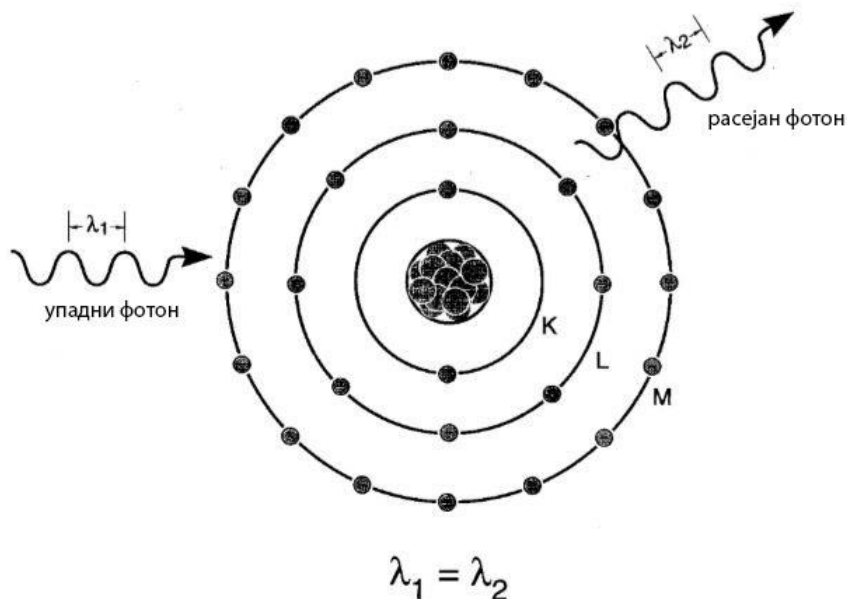
3. Интеракција X зрака са материјом

Приликом проласка кроз материју фотони могу бити апсорбовани, расејани или могу проћи без интеракције. Постоје четири главна типа интеракција X зрака са материјом, од којих прва три имају улогу у настанку слике у дијагностичкој радиологији: Рејлијево расејање, Комптоново расејање, фотоелектрични ефекат и ефекат стварања парова.

3.1. Рејлијево расејање

Код Рејлијевог расејања упадни фотон интерагује и побуђује читав атом. Када дође до Рејлијевог расејања електрично поље упадног фотона доводи до ситуације да сви електрони атома са којима фотон интерагује почну да осцилују у истој фази. Електронски омотач атома одмах израчи овај вишак енергије, емитујући фотон исте енергије, али са мало промењеним правцем кретања (слика 6).

Рејлијево расејање се јавља када су фотони ниске енергије, недовољне да доведу до јонизације атома. Врло је мала вероватноћа да до овог расејања дође, али ако се догоди и уколико се током стварања слике детектују овако расејани фотони то лоше утиче на квалитет слике.



Слика 6: Рејлијево расејање [Bushberg,2002]

3.2. Комптоново расејање

Комптоново расејање се може описати као нееластични судар са слободним електроном (електроном који се налази далеко од језгра атома, тј. веома му је мала енергија везе). Приликом ове интеракције фотон преда део своје енергије електрону и настави да се креће у другом правцу са мањом енергијом, али већом таласном дужином. И код Комптоновог ефекта важи закон одржања енергије и закон одржања момента импулса. Самим тим је енергија упадног фотона (E) једнака збиру енергије расејаног фотона ($E_{рас}$) и кинетичке енергије избијеног електрона (E_e). Везивана енергија електрона је толико мала да се може занемарити [Крмар, 2013].

$$E = E_{рас} + E_e \quad (6)$$

Енергија расејаног фотона може бити израчуната уколико знамо енергију упадног фотона и угао под којим се фотон расејао:

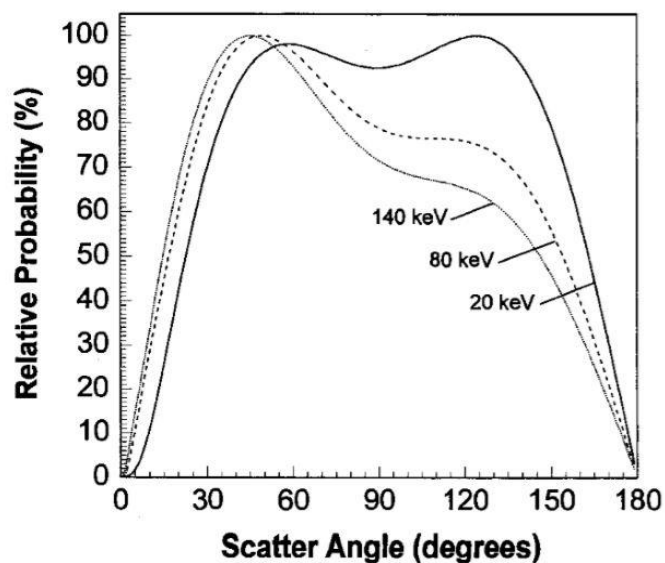
$$E_{рас} = \frac{E}{1 + \frac{E}{511 \text{ keV}} \cdot (1 - \cos\theta)} \quad (7)$$

$E_{рас}$ – енергија расејаног фотона

E – енергија упадног фотона

θ – угао расејања фотона

Како се повећава енергија упадног фотона тако је расејање фотона и електрона усмерено више ка првобитном правцу фотона. Слика 7 приказује угаону дистрибуцију расејаних фотона за различите износе енергија упадног фотона.



Слика 7: Угаона дистрибуција расејаних фотона. График илуструје релативну вероватноћу Комптоновог расејања на ткиву под одећеним углом на енергијама фотона од 20, 80 и 140 keV. Свака крива је нормирана на 100% [Bushberg,2002]

Комптон је својим експериментима установио и да разлика таласних дужина упадног и расејаног фотона не зависи од енергије фотона коју је имао пре интеракције, као ни од редног броја материјала на којем се расејање врши. Из једначине 7 може се изразити разлика таласних дужина фотона након и пре расејавања на следећи начин:

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = \Lambda (1 - \cos\theta) = 2\Lambda \sin^2\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (8)$$

λ – таласна дужина расејаног фотона

λ_0 – таласна дужина упадног фотона

Λ – Комптонова таласна дужина електрона ($2.42 \cdot 10^{-12}$ m)

Из релације 8 се може видети да разлика таласних дужина фотона пре и после интеракције зависи само од угла под којим се фотон расејао.

Вероватноћа за Комптоново расејање, тј. укупни ефикасни пресек за Комптоново расејање могуће је извести, али се добија релативно компликована релација. Посматрајући само одећене енергетске области овај израз може да се прикаже у поједностављеном облику:

$$\sigma_{\text{ком}} \sim \frac{Z}{E} \quad (9)$$

Дакле, вероватноћа Комптоновог ефекта се смањује са повећањем енергије фотона (E), а расте са повећањем редног броја материјала кроз који снап фотона пролази [Крмар, 2013].

Када се током стварања слике у медицинском имицингу рендгенским зрацима нижих енергија јави Комптоново расејање, већину енергије добије расејан фотон који ако се детектује доприноси деградацији слике.

3.3. Фотоелектрични ефекат

Фотоелектрични ефекат је процес у коме фотон предаје комплетну своју енергију орбиталном електрону. Фотон том приликом нестаје, а електрон се удаљи из атома са енергијом:

$$E_e = E_f - E_v \quad (10)$$

E_f – енергија фотона пре интеракције

E_v – енергија везе орбиталног електрона

Видимо из једначине 10 да се енергија фотона утроши на рад потербан да се електрон избаци из атома као и на његову кинетичку енергију. Фотоелектрични ефекат је могућ само на везаном електрону. То је условљено законом одржања импулса.

Ефикасни пресек за фотоелектрични ефекат је прилично сложена функција енергије. Уколико фотон поседује енергију која је знатно виша од нпр. енергије везе K електрона вероватноћа за фотоелектрични ефекат је релативно мала. Како се енергија фотона смањује, то вероватноћа за фотоелектрични ефекат расте и достиже максимум баш за енергије фотона које су једнаке везивној енергији K електрона. Уколико је енергија фотона незнатно нижа од енергије везе K електрона, фотон нема могућност да га избаци из атома па се вероватноћа за фотоелектрични ефекат нагло смањује. Фотоелектрични ефекат се може десити на било ком електрону у електронском омотачу. Што је енергија везе електрона ближа енергији фотона, то се електрон сматра чвршће везаним те је и вероватноћа да дође до фотоелектричног ефекта већа.

Ефикасни пресек за фотоелектрични ефекат веома зависи и од редног броја материјала. Грубом апроксимацијом је утврђена зависност ефикасног пресека за фотоелектрични ефекат у зависности од енергије фотона E и редног броја материјала Z на следећи начин:

$$\sigma = Z^n / E^m \quad (11)$$

где n варира између 4 и 5 у зависности од енергије фотона, а m се мења од 3.5 до 1 [Мађаревић, 2012].

Фотоелектрични ефекат у великој мери доприноси практичној примени фотонских снопова. Радиографски снимци се одликују бољим контрастом ако је при проласку рендгенског зрачења кроз нехомогени апсорбер доминантан вид интеракције фотоелектрични ефекат. Такође, ако је енергија фотона довољно велика, контрастна средства као што су баријум и јод понашају се као веома ефикасни апсорбери. Ово омогућава изузетно добру визуелизацију током прегледа пацијента флуороскопском методом.

3.4. Стварање парова електрон-позитрон

Ефекат стварање парова нема утицаја на стварање слике у дијагностици X зрацима зато што су потребне врло велике вредности енергије фотона да до ове појаве дође. Уколико фотон нема енергију бар 1.02 MeV не постоји могућност за стварање парова. Овај ефекат је значајнији у радиотерапији, док у радиодијагностици може да се занемари.

4. Атенуациони коефицијент у функцији енергије фотона

Линеарни атенуациони коефицијент μ , као карактеристика материјала којом су описана његова атенуациона својства, добија се као производ броја атома по јединици запремине n и укупног ефикасног пресека σ за уклањање фотона из снопа зрачења:

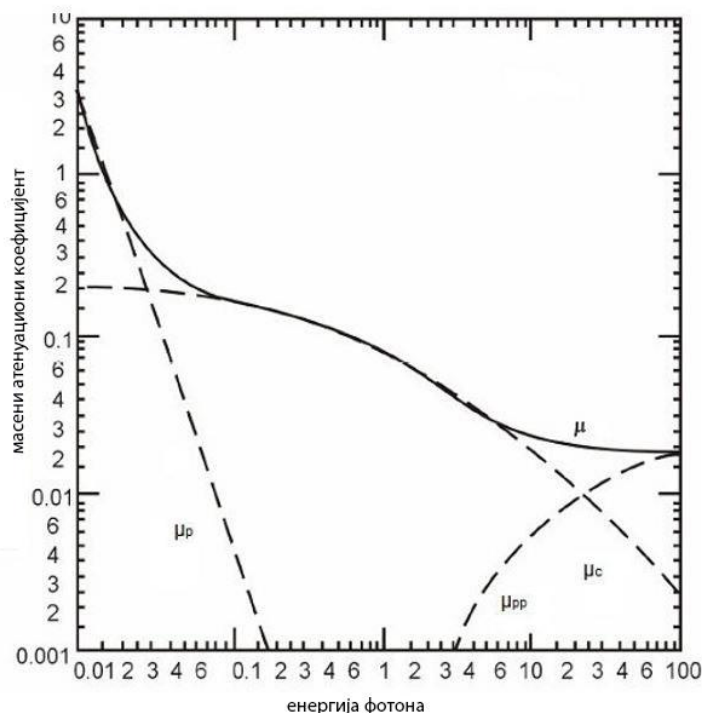
$$\mu = n \cdot \sigma \quad (12)$$

Претходно је поменуто да фотони могу да буду уклоњени из снопа путем фотоелектричног ефекта, Комптоновог ефекта и стварањем парова. То значи да би се укупан ефикасни пресек могао добити као збир ефикасних пресека поменути три процеса. У том случају се горњи израз може написати као збир три линеарна атенуациона коефицијента на следећи начин:

$$\mu = n \cdot \sigma_{fe} + n \cdot Z \cdot \sigma_{kom} + n \cdot \sigma_{par} \quad (13)$$

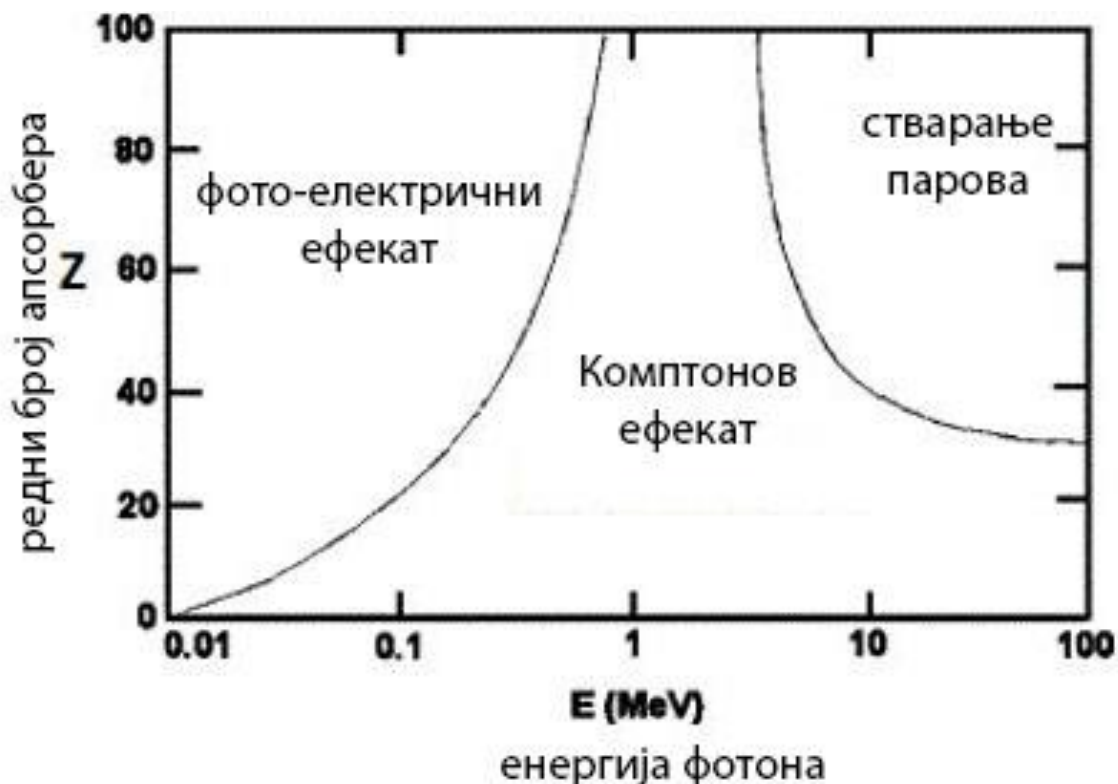
Вредности ефикасних пресека за фотоелектрични ефекат и за стварање парова одређене су за атом, а ефикасни пресек за Комптоново расејање израчунат је по једном електрону. Масени атенуациони коефицијент се добија деобом горње једначине (13) са густином материјала кроз коју се зрачење простире.

На слици 8 је приказано како се масени атенуациони коефицијент за три интеракције мења током времена, као и како укупни масени атенуациони коефицијент зависи од енергије фотона. Може се видети да на ниским енергијама доминира фотоелектрични ефекат, а на средњим енергијама Комптонов ефекат. Почев од 1.022 MeV повећава се вероватноћа за ефекат стварања парова.



Слика 8: Масени атенуациони коефицијент за појединачне интеракције и укупни масени атенуациони коефицијент у зависности од енергије фотона [Мађаревић, 2012]

Ефикасни пресеци за фотоелектрични ефекат, Комтонов ефекат и ефекат стварања парова на различите начине зависе и од енергије фотона, али и од редног броја материјала. На слици 9 је приказан график на коме су оријентационо приказане области енергија и редних бројева материјала у којима се може очекивати доминација једног од поменутих начина путем којих фотони интерагују са материјом. Мека ткива човековог тела углавном су сачињена од лаких елемената, угљеника, кисеоника, азота и водоника. Средњи редни број меких ткива се креће негде око 7 тако да се може закључити да ће доминантан начин интеракције зрачења, у широком интервалу енергија фотона са меким ткивима бити Комптонов ефекат.



Слика 9: Области E и Z у којима доминирају поједини ефекти атенуације [Генцел, 2012].

5. Дозиметријске величине у дијагностичкој радиологији

Убрзо након Рендгеновог и Бекереловог открића X зрака указала се потреба да се уведу нове величине помоћу којих би се могла дати квантитативна мера ефекта које зрачење производи. Повећан је интерес међу истраживачима, тако да је за само три месеца велики број људи дошао у контакт са радијацијом и убрзо су уочени и нежељени ефекти. Први примећени ефекти зрачења су били црвенило и иритација коже који су дуго времена чак коришћени да се изрази мера штетног дејства зрачења. Затим се развијала метода филмске дозиметрије, а прва величина која је требала квантитативно да опише ефекте рендгенског зрачења усвојена је на интернационалном нивоу тек 1928. године, дакле више од тридесет година након открића радиоактивности и рендгенског зрачења [Крмар, 2013].

5.1. Експозициона доза

Експозициона доза је прва уведена дозиметријска величина. Увођење ове величине се заснива на претпоставци да је број створених јонских парова пропорционалан енергији коју зрачење остави у средини кроз коју се креће. Дефинише се као однос наелектисања ΔQ једне врсте (позитивног или негативног) које се створи у одређеној запремини ваздуха када сви секундарни електрони ослобођени од стране фотона потпуно изгубе своју енергију и масе ваздуха Δm која се у тој запремини налази. Ознака за експозициону дозу је X .

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (14)$$

Мерна јединица је првобитно била Рендген (R), али је по усвајању SI система уведена нова мерна јединица $\frac{C}{kg}$.

5.2. Апсорбована доза

Хемијске и биолошке промене на ткивима изложеним зрачењу много се једноставније могу довести у везу са енергијом коју је зрачење оставило ткиву него са количином наелектрисања које зрачење приликом свог проласка кроз ткива ствара. Сходно томе је дефинисана нова величина названа апсорбована доза (D). Апсорбована доза дефинише се као количник енергије ΔE коју зрачење преда одређеној запремини средине кроз коју пролази и масе Δm те запремине.

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (15)$$

Мерна јединица за апсорбовану дозу је $\frac{J}{kg}$ и назива се Греј (Gy).

Постоји веза између експозиционе и апсорбоване дозе у ваздуху, уколико је позната енергија јонизације сувог ваздуха W_{air}/e . Апсорбована доза се може одредити на основу израза:

$$D_{air} = X \cdot W_{air}/e \quad (16)$$

X – експозициона доза

W_{air}/e – енергија јонизације сувог ваздуха

5.3. Флукс и енергија флуksа

Број фотона који пролазе кроз попречни пресек сфере на коју падају фотони назива се флукс и најчешће се изражава у мерној јединици cm^{-2} . Ознака за флукс је Φ .

$$\Phi = \frac{\text{број фотона}}{\text{површина попречног пресека}} \quad (17)$$

Количина енергије која пролази кроз попречни пресек назива се енергија флукса. Код моноенергетског снопа фотона, енергија флукса (Ψ) је производ флукса (Φ) и енергије фотона (E):

$$\Psi = \left(\frac{\text{број фотона}}{\text{површина}} \right) \times \left(\frac{\text{енергија}}{\text{фотон}} \right) = \Phi E \quad (18)$$

Мерна јединица енергије флукса је keV/cm^2 или J/cm^2 .

Интезитет зрачења (I) дефинише се као укупна енергија свих фотона који у одређеном временском интервалу Δt прођу кроз неку нормалну површину S . У најједноставнијем случају моноенергетског паралелног снопа фотона интезитет зрачења се може представити као:

$$I = \frac{N \cdot E}{S \cdot \Delta t} = \frac{\Phi \cdot E}{\Delta t} = \frac{\Psi}{\Delta t} \quad (19)$$

Апсорбована доза се може добити и рачунским путем као укупна енергија коју сноп окарактерисан флуksom Ψ преда јединици масе материјала кроз који се креће:

$$D = \Psi \cdot (\mu_{en})_m = I \cdot \Delta t \cdot (\mu_{en})_m \quad (20)$$

$(\mu_{en})_m$ - тотални масени енергетски апсорпциони коефицијент за фотоне зрачења енергије E .

Овај коефицијент треба разликовати од масеног атенуационог коефицијента који фигурише у основном закону атенуације. Масени атенуациони коефицијент представља вероватноћу интеракције фотона док масени атенуациони енергетски апсорпциони коефицијент одређује колики ће се део енергије зрачења трансформисати у кинетичку енергију електрона и позитивних јона [Bushberg, 2002].

5.4. Керма

Док сноп X зрака пролази кроз материју, губи своју енергију у двофазном процесу. Прва фаза представља претварање енергије фотона у кинетичку енергију наелектрисаних честица (електрона) у процесима као што су фотоелектрични ефекат и Комптоново расејање.

Друга фаза представља депоновање енергије наелектрисаних честица околини, тј. смањење њихове кинетичке енергије јонизацијом и ексцитацијом. Не тако ретко домет наелектрисаних честица је толико велик да се енергија може депоновати на незанемарљивом растојању од иницијалне реакције са јонизујућим зрачењем.

Керма (K) је акроним за кинетичку енергију предату материји. Дефинисана је као количник кинетичке енергије која је предата наелектрисаним честицама (у првој фази) и масе дате материје. Мерна јединица за керму је J/kg или *gray*.

5.5. Ефекти јонизујућег зрачења на људска бића

Човек је изложен јонизујућем зрачењу од постанка врсте. Прво природном зрачењу, а затим и људском руком створеном зрачењу које је настало развојем цивилизације и нуклеарне технологије.

Људско биће је изложено хиљадама погодака јонизујућих честица сваке секунде. Међутим, наш организам располаже урођеним механизмима регенерације оштећених ћелија тако да мали проценат јонизујућег зрачења проузрокује неповратна оштећења генетичког материјала. У већини органа и ткива тела губитак чак и великог броја ћелија не утиче на њихов поремећај и губитак функције. Међутим, ако је број изумрлих ћелија довољно велик, оштећења ће бити видљива и могу довести до смрти организма. Таква повреда се јавља у случајевима када је организам изложен радијацији преко граничног прага.

При излагању ћелије јонизујућем зрачењу не мора доћи искључиво до смрти исте, већ може доћи и до њене модификације. Оштећења ћелија која су обично санирана, нису савршено санирана и тако настају модификације које ће бити прослеђене новонасталим. На крају ово може довести до појаве малигних ћелија рака. Зрачењем изазван рак може се манифестовати чак деценијама након излагања и не разликује се од рака који се јавља спонтано или се приписује другим факторима.

Излагање јонизујућем зрачењу је повезано са разним облицима леукемије и рака на многим органима (плућа, дојке, штитна жлезда, простата и гениталије). На срећу по човека, постоји мала вероватноћа да ће се клинички знаци радијационе болести јавити након излагања јонизујућем зрачењу.

5.6. Еквивалентна доза

Примећено је да различите врсте зрачења имају различите биолошке ефикасности. Ова чињеница је доведена у везу са количином јона које једна честица зрачења произведе на јединици свог пута. Честице веома продорног зрачења прођу пут између две јонизације који је много већи од димензија органског молекула. Тада је вероватноћа да након неке од јонизација наступи хемијска промена која би изазвала озбиљније биолошко оштећење знатно мања, од вероватноће да до оштећења дође након проласка честице мање продорности која ће на дужини пута величине органског молекула оставити велики број јона. Закључак је да је вероватноћа биолошких оштећења пропорционална броју јонских парова које честица зрачења произведе по јединици свог пута, односно да ће различите врсте зрачења произвести различите ефекте.

Уведена је величина линеарног енергетског трансфера (*LET*) која представља средњу енергију коју честица зрачења остави по јединици свог пута ($\frac{dE}{dx}$) због тога што број створених јона у различитим материјалима одговара различитом утрошку енергије.

Да би се урачунала различита биолошка дејства различите врсте зрачења уведена је физичка величина еквивалентна доза. Дефинише се као производ апсорбоване дозе и фактора квалитета (*Q*):

$$H = D \cdot Q \quad (21)$$

Фактор квалитета *Q* је бездимензиона величина чије бројне вредности су усвојене на основу препоруке Интернационалне комисије за заштиту од зрачења (ICPR), и у зависности од врсте зрачења крећу се од 1 до 20 (табела 1). Јединица за еквивалентну дозу је sievert (*Sv*).

Фактор квалитета рендгенског зрачења има вредност 1 што значи да је у овом случају $H=D$. Различити типови јонизујућег зрачења (фотони, електрони, неутрони и алфа честице) имају различиту реалативну биолошку ефективност (табела 2).

Табела 1 : Фактори квалитета у зависности од специфичне јонизације и линеарног енергетског трансфера зрачења у води [Крмар,2013]

Специфична јонизација [јонских парова / μm]	Линеарни енергетски трансфер [$\text{keV} / \mu\text{m}$]	Фактор квалитета Q
Мање од 100	Мање од 3.5	1
100-200	3.5-7.0	1-2
200-650	7.0-23	2-5
650-1500	23-53	5-10
1500-5000	53-175	10-20

Табела 2: Усвојене бројне вредности фактора квалитета за различите врсте зрачења [Крмар, 2013]

Врста зрачења	Фактор квалитета Q
Рендгенско, гама, бета	1
Термални неутрони	5
Неутрони и протони	20
Алфа честице	20
Тешка језгра	20

5.7. Ефективна доза

Вероватноћа за стварање штетних ефеката зависи дакле од врсте зрачења, али и од врсте ткива тј. органа који се зрачи. Постоје органи који показују већу радиосензитивност од других и зато се јавила потреба да се уведе величина која ће урачунати и овај ефекат. Ефективна доза представља збир производа свих еквивалентних доза ткива или органа H_t и одговарајућих тежинских фактора за различита ткива W_t . Узимајући у обзир различиту радиосензитивност органа и ткива, ефективна доза дефинисана је изразом:

$$E = \sum W_t \cdot H_t = \sum W_t \sum Q \cdot D \quad (22)$$

Збир свих вредности за W_t је једнак јединици, што значи да је при униформном зрачењу црног тела, еквивалентна доза једнака ефективној. Радијациони тежински фактор Q описује зависност изазивања штетних биолошких ефеката од врсте зрачења.

За сврхе прорачуна радиолошке заштите ICRP је људско тело дефинисао са 15 тежинских фактора за одређене органе (табела 3) који су добијени на основу литературних података о стохастичким ефектима јонизујућег зрачења који се односе на репрезентативни узорак популације оба пола и широког опсега старосног доба. Сума свих тежинских коефицијената за све органе у телу је једнака јединици.

Ефективна доза на овај начин дефинисана омогућава да се уведу границе доза за све врсте зрачења.

Табела 3: Ткивни тежински фактори [Мађаревић,2012]

Ткиво-орган	Ткивни тежински фактор W_t		
	ICRP 30 (1979)	ICRP 60 (1991)	ICRP 103 (2007)
Гонаде	0.25	0.20	0.08
Коштана срж	0.12	0.12	0.12
Дебело црево		0.12	0.12
Плућа	0.12	0.12	0.12
Желудац		0.12	0.12
Мокраћна бешика		0.05	0.04
Дојке	0.15	0.05	0.12
Јетра		0.05	0.04
Једњак		0.05	0.04
Штитна жлезда	0.03	0.05	0.04
Кожа			0.01
Кости	0.03	0.01	0.01
Пљуваћне жлезде			0.01
Мозак			0.01
остатак	0.30	0.05	0.12

6. Квалитет слике у радиодијагностици

Квалитет слике је генерални концепт који се може применити на све врсте слика. Примењује се код медицинских слика, фотографија, телевизијских слика и сателитских слика. "Квалитет" је субјективни појам и зависи од функције слике [Bushberg et al, 2002].

Сврха медицинске слике је да пренесе информације које се односе на детекцију болести или повреде, оцртавање природе постојеће болести или повреде, дијагностиковање узрока који су довели до већ постојеће болести или повреде, вођење третмана болести или повреде, мониторинг и последица третмана и за одређивање његове ефикасности. Степен у којем слика остварује ове захтеве или приказује да не постоји никаква повреда или болест је назван квалитетом слике [Hendee et al, 2002].

Јасноћа слике је мера колико добро је информација од интереса представљена сликом и она је условљена са четири фундаменталне карактеристике слике:

1. оштрина
2. контраст
3. шум и
4. дисторзије и артефакти.

У многим сликама, јасноћа слике је зависна од ових особина слике и од тога како ове особине међусобно интерагују.



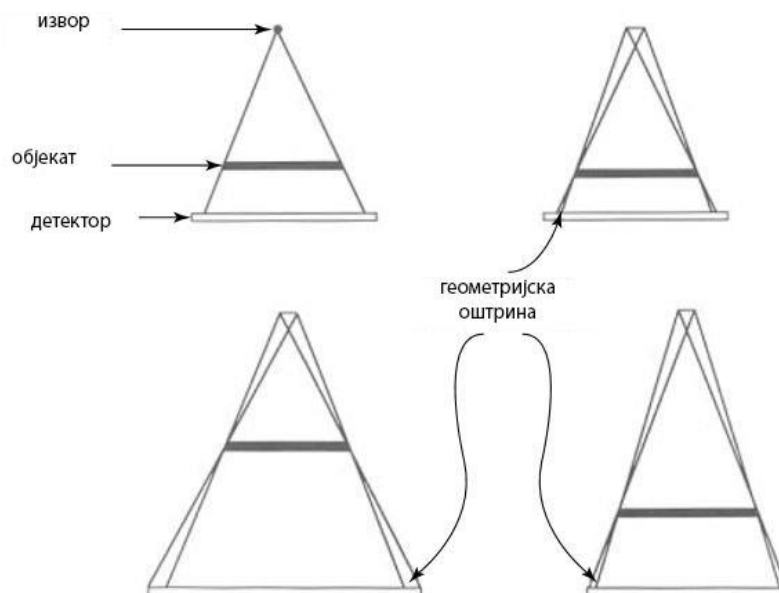
Слика 10: Доприноси квалитету слике [Hendee et al, 2002]

6.1. Оштрина слике

Оштрина слике је последица четири фактора:

1. геометријска оштрина,
2. оштрина субјекта,
3. оштрина покрета и
4. оштрина рецептора.

Геометријска оштрина је директна последица геометрије настанка слике. Генерално, она настаје због величине извора зрачења и дистанце између извора и објекта (пацијента) и између објекта и детектора. Слика представља границе између појединих органа и оштрина ових граница се нарушава повећањем димензија фокалне тачке. Оштрину нарушава и дистанца између објекта и детектора слике као што је приказано на слици 11. Тако да се оштрина слике побољшава ако померимо извор даље од пацијента и на тај начин повећамо растојање извора и пацијента.



Слика11: Геометријска оштрина [Hendee et al, 2002]

Оштрина субјекта је последица тога да унутар пацијента нису све границе јасно дефинисане па се самим тим и не могу јасно представити на слици. Често се структуре унутар тела разликују од окружења само у карактеристикама које варирају постепено са удаљеношћу. Такође и облик објекта може да утиче на оштрину граница.

Највећи допринос нарушавању оштрине слике дају покрети тела током снимања. Покрети пацијента могу бити вољни и невољни. Покрети доводе до тога да границе унутар пацијента буду пројектоване на различитим местима детектора слике приликом самог настанка слике. Вољни покрети често могу бити исконтролисани тако што се користе кратка времена снимања и пацијент се замоли да остане миран. Међутим то некада није могуће постићи, нарочито када је пацијент у великим боловима или када је у питању мало дете. У неким случајевима, члан породице је тај који ће бити поред пацијента и омогућиће да пацијент остане миран. Наравно, у том случају члан породице ће носити заштитно одело. Понекад је чак потребно искористити и анестетике. Невољни покрети су чешћи проблеми нарочито када се снимају делови где постоје брзи покрети унутар тела као што је срце. За већи број регија, утицај покрета се може избећи тако што се смањи време снимања. Приликом снимања плућа зато се најчешће користе времена од неколико милисекунди. Кратка времена снимања су потребна и приликом снимања абдомена због перисталтике црева (покрети цревног канала који су изазвани и контролисани контракцијама мишића у зидовима црева).

Рецептори слике прикупљају податке настале током процедуре снимања и приказују их у нијансама сиве скале или као слика у боји. У неким техникама као што је на пример конвенционална радиографија, рецептори конвертују податке о X зрацима на слику директно користећи једноставне уређаје као што је осетљиви филм. У другим методама овај пренос података је много сложенији и садржи и компјутер који ће слику представити у видео запису. У свим техникама, без обзира колико једноставне биле, рецептори слике евидентно утичу на смањење оштрине на слици [Hendee et al, 2002].

6.2. Контраст

Ова карактеристика слике описује колико добро слика може да прикаже разлику између појединих делова унутар тела. У дијагностичком имиџингу, контраст слике је продукт комплексне интеракције између анатомских и физиолошких особина регије од интереса, особина технике снимања као и особина детектора који се користе.

Основна филозофија дијагностичког имиџинга лежи у томе да су структуре унутар тела различите по свом физичком саставу и физиолошком понашању. Ове особине се често називају и контраст субјекта. У радиографији се под контрастом субјекта најчешће подразумева разлика у атомском броју и физичкој густини унутар појединих регија. Неке структуре показују веома мале разлике док неке показују велике разлике у овим особинама.

Свака техника снимања са собом носи специфичне параметре који се одређују пре снимања регије и мењајући ове параметре може се утицати на контраст слике. Код неких техника то значи да ће се користити мале вредности напона или смањена филтрација упадног зрачења. Код неких техника је потребно урадити баш супротно.

У појединим радиолошким испитивањима потребно је користити контрастна средства да би се нагласио контраст између ткива. У ангиографији се користи водени раствор јода који се убризгава у циркулаторни систем. Контрастна средства која у себи садрже јод се могу користити и при испитивању бубрега и уринарног тракта. Контрастна

средства се користе и код испитивања централног нервног система и кичменог стуба. При испитивању гастроинтестиналног тракта користе се контрастна средства на бази баријума.

Контраст слике зависи и од детектора који се користе при дијагностичкој процедури. Детектор слике треба да прихвати енергију иницијалног зрака који је до њега доспео и да створи сигнал као реакцију на прихваћену енергију. Различити детектори претварају ову енергију у излазни сигнал са различитом ефикасношћу. Дигиталне процедуре имају велику предност зато што имају велику флексибилност приказивања контраста слике. Сам посматрач може мењати подешавања на монитору у приказивању слике.

6.3. Шум слике

Свака радиолошка слика у себи садржи информације које нису корисне за дијагностику или карактеризацију стања пацијента. Ове информације не само да имају малог интереса код посматрача, него често могу да сметају у визуализацији делова слике који су круцијални за дијагностику. Ирелевантни подаци на слици се дефинишу као шум. Шум слике има четири компоненте и то су:

1. структурни шум,
2. радијациони шум,
3. шум детектора и
4. квантна шара.

Информације о структури пацијента које нису важне за дијагностику и карактеризацију стања пацијента су познате као структурни шум. Тако на пример сенка ребра која је ирелевантна у радиографији груди када се испитују плућа може чак и да сакрије мале лезије паренхима које могу бити веома важне у описивању тренутног стања пацијента. Али су сенке које праве ребра на снимку важне код дијагностике прелома ребара, а паренхим и медијастинум могу бити окарактерисани као шум на овој слици. Овај структурни шум је често узрок недетектовања аномалија и лезија. У радиографији, пацијент је постављен тако да је структурни шум што мање присутан у регији слике која је важна. Најбољи метод за редуковање структурног шума је баш томографија која замагли горње и доње делове тела у односу на регију од интереса.

Радијациони шум је информација присутна у радијационом снопу која не доприноси корисности слике. Велики део снопа X зрака садржи интезитет који није униформан од једног до другог краја снопа. Ова неуниформност се назива *"heel effect"* и последица је производње и филтрације снопа унутар аноде рендгенске цеви. Иако ова неуниформност даје информације о овом механизму, те информације су неважне за дијагностиковање стања пацијента. Слично томе, снап зрака који излази из пацијента садржи расејано зрачење. Ово зрачење такође носи информације о пацијенту али у толико компликованом облику да не могу бити тако лако искоришћене. Расејано зрачење утиче негативно на визуализацију анатомије пацијента. Дакле, расејано зрачење је такође радијациони шум.

Већина рецептора није униформно осетљива на зрачење на целој својој активној површини. Ова особина рецептора додаје шум слици. У нуклеарној медицини на пример рецепторски шум је велики проблем. Неке мање варијације у сензитивности међу детекторима могу бити аутоматски компензоване компјутерским корекцијама.

У многим методама осликавања, шум слике је доминантан од стране квантне шаре која је последица коначног броја носилаца информација (X зрака, γ зрака...) који се користе у производњи слике. Квантна шара може бити редукована само коришћењем већег броја носилаца информација за стварање слике. У већини случајева, више носилаца информација је омогућено само продужењем времена снимања што доводи до повећања дозе која се испоручи пацијенту.

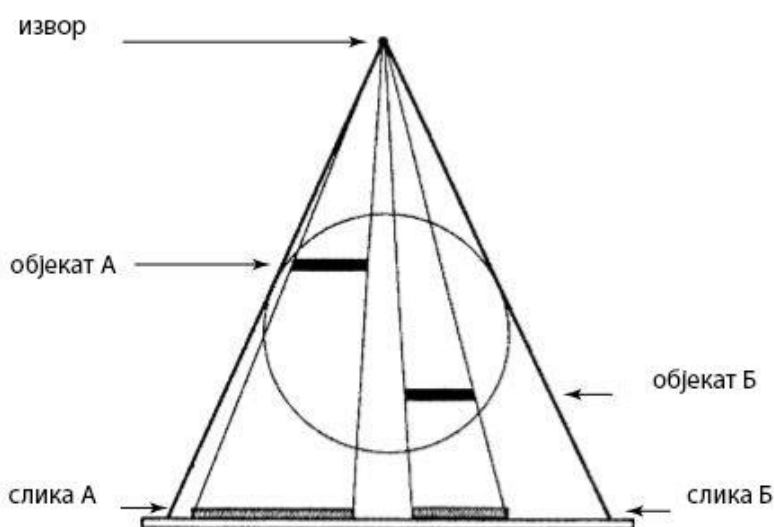


Слика 12: Квантна шара

6.4. Дисторзија слике и артефакти

Дисторзија и артефакти су присутни у одређеном степену у свакој дијагностичкој слици. Дисторзија слике је узрокована неједнаким увећавањем различитих структура слике. У радиографији, структуре које су ближе детекторима су мање увећане него оне структуре које су даље (слика 13). Искусни радиографи знају да препознају ове разлике у увећању и да на тај начин добију утисак о дубини на којој се налазе различите структуре.

Увећање слике је однос величине слике и величине објекта.



Слика 13: Неједнако увећање различитих структура унутар објекта

Артефакти се јављају у великом броју случајева. Један од примера атрефакта код комјутеризоване томографије су пруге које су узроковане померањем структура велике густине. Углавном се сви артефакти лако препознају и не утичу на интерпретацију слике у већој мери [*Hendee et al, 2002*].

6.5. Просторна резолуција

Дводимензиона слика има три димензије: дужина, ширина и сива скала. Дужина и ширина су просторне димензије и изражавају се најчешће у мерним јединицама као што су милиметри. Просторна резолуција слике је особина која говори о могућности система да тачно опишу објекта у две просторне димензије односно да јасно прикажу димензије два објекта која су јако мала и веома близу један другоме. Што су они ближи, а систем за стварање слике их и даље приказује као два објекта значи да је добра просторна резолуција. У једном моменту, када два мала објекта постану толико близу да се виде као један просторна резолуција је изгубљена [*Bushberg et al, 2002*].

7. Утицај mAs и kVp на квалитет слике и пацијентну дозу

Фактори који директно утичу на дозу зрачења су: енергија X зрака (напон), јачина струје (mA), време ротације или експозиције, укупна дужина скениране регије, дебљина пресека, дебљина објекта или атенуације, "pitch" фактор, технике редукције дозе као што су варијација или модулација јачине струје, и растојање од рендгенске цеви до изоцентра. Фактори који индиректно утичу на дозу зрачења су они који имају директан утицај на квалитет слике, на пример реконструкцијски филтер. Аутоматска експозиција контроле и итеративна реконструкција имају више квалитативан неко квантитативан утицај на дозу и квалитет слике. Избор ових параметара може да утиче на оператера да промени подешавања која директно утичу на дозу зрачења.

7.1. Јачина струје (mA)

Јачина струје делује тако да утиче на број фотона који излазе из рендгенске цеви, пошто одређује број емитованих катодних електрона. Из практичних разлога користи се величина mAs , јачина струје помножена са временом скенирања израженим у секундама [*Oberg, 2011*]. Смањење јачине струје је најпрактичнији начин редукције СТ дозе, јер је доза зрачења директно пропорционална јачини струје. Тако на пример уколико смањимо јачину струје за 50%, редуковаћемо дозу за пацијента на пола. Овде се мора притом обратити пажња на повећање шума слике, што може утицати на дијагностички исход прегледа [*Mannudeep et al, 2004*]. То је једини параметар квалитета снимка који се мења са променом mAs .

Подешавања производа струје и времена требају бити прилагођене СТ-скенеру, валичини пацијента и дози за сваки посебан тип прегледа. Прегледи великог контраста, какви су прегледи плућа и костију, могу се обавити са значајно мањим вредностима mAs [*Мађаревић, 2012*].

7.2. Напон цеви

Напон цеви представља разлику потенцијала између катоде и аноде у рендгенској цеви, чиме се одређује убрзање електрона. Ово заправо утиче на кинетичку енергију електрона када дођу до аноде, а самим тим и на број интеракција пре него што буду апсорбовани. Као последица тога, повећање напона цеви ће повећати дозу. Ретко се мења уобичајена вредност од 120 kV. Неки прегледи користе различиту волтажу, али ретко ван опсега од 80 до 140 kV [Mannudeep et al, 2006].

Начин на који се квалитет слике мења са променом напона теже је описати него што је то случај код промене вредности *mAs*. Уопштено, повећањем напона долази до смањења контраста. Међутим, са обзиром на већу продорност зрачења и повећаног интензитета зрачења цеви, већа је доза на детекторима, па је мањи шум. Један ефекат је компензација другог, па не долази до значајне промене квалитета слике. Потребна су даља истраживања о примени нижег напона цеви у смислу дозних предности, јер комплексан однос између ткивног контраста, шума слике и дозе зрачења зависи од величини пацијента [Mannudeep et al, 2004].

8. Основни принципи СТ технологије

Компјутеризована томографија као техника развила се захваљујући напретку у два поља: имицингу помоћу X зрака и компјутерској технологији. X зраци су откривени 1895. године и већ су након неколико година ушли у употребу у медицинској дијагностици. У четвртој деценији двадесетог века развијена је томографија, омогућавајући тако визуелизацију пресека људског тела. Већ шездесетих година прошлог века неколико научника је одвојено радило на овом пољу, што је кулминирало конструкцијом прототипа СТ уређаја. Овај уређај ослањао се на реконструкцију слике од стране компјутера који је манипулисао подацима добијеним из вишеструких трансмисија X зрака кроз објекат скенирања.

Прва клиничка употреба СТ скенирања на пацијенту десила се 1. октобра 1971. године у *Atkinson Morley's* болници, у Лондону. Пацијенткиња, код које се сумњало на тумор фронталног режња, скенирана је прототипом СТ скенера конструисаног од стране тима на чијем је челу био *Godfrey Hounsfield (EMI Central Research Laboratories in Hayes)*. Овај прототип произвео је слику матрице 80 x 80. Једно скенирање трајало је 5 минута, са отприлике истим временом потребним за реконструкцију слике. Савремени СТ скенери могу произвести слику са матрицом 1204 x 1204 пиксела са временом прикупљања информација о једном слајсу (дебљини слике попречног пресека скенираног дела) за мање од 0.3 секунде. 1979. године *G.N. Hounsfield* и *A.M. Cormack* су добили Нобелову награду за медицински проналазак СТ-а.

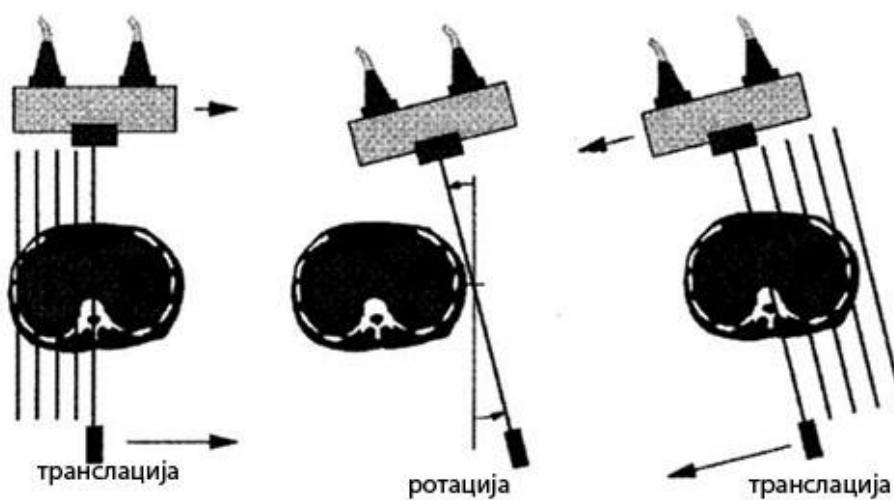
Проналазак СТ-а сматра се највећом иновацијом у пољу радиологије још од открића X зрака. Техника осликавања попречних пресека омогућила је дијагностичкој радиологији бољи увид у патогености у људском телу, па тако и повећање шансе за опоравак пацијента.

8.1. Историјски развој

СТ систем се састоји од следећих елемената:

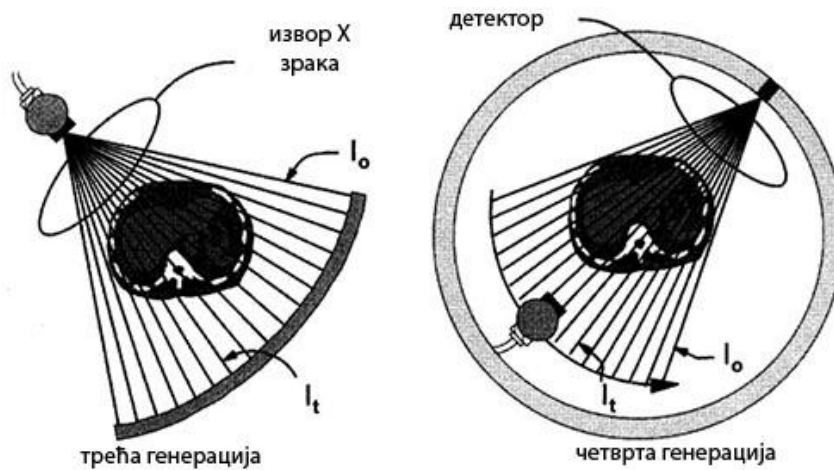
- Скенирајућа јединица (*gentry* систем = рендгенска цев + детекторски систем)
- Пацијентни сто
- Процесор за конструисање и обраду слике
- Управљачка конзола

Током развоја највише промена се десило у скенирајућој јединици како са генерисаним снопом X зрака тако и са детекторским системом. Радикалне промене су се десиле у прве три генерације СТ система. Прва генерација СТ скенера је производила узан сноп X зрака облика оловке и користила је само два детектора за мерење трансмисије X зрака кроз пацијента за два различита пресека [Bushberg et al, 2002]. Да би се добио велики број трансмисионих мерења из различитих углова цео систем рендгенске цеви и детектора је морао да се помера у одговарајуће позиције (слика 14).



Слика 14: Прва генерација комјутеризоване томографије [Bushberg, 2002]

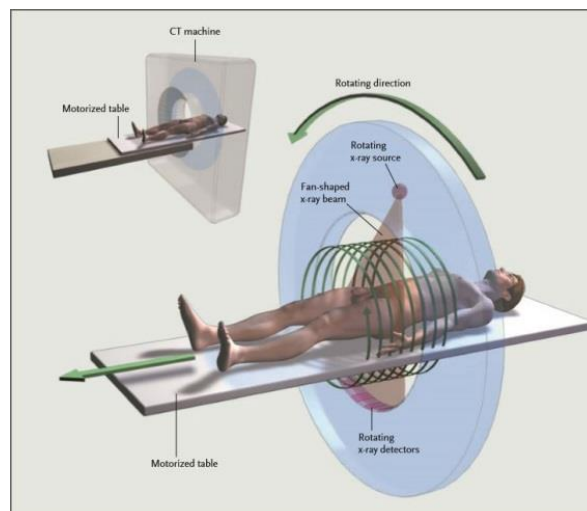
У циљу смањења времена скенирања у другој генерацији се користио низ од 30 детектора и сноп X зрака који је имао облик троугла. Време скенирања јесте било смањено али не за очекивани износ и зато се и даље радило на томе да оно буде још краће. Дошло је до битног повећања броја детектора (више од 800) у трећој генерацији СТ скенера. Такође је промењен и облик снопа X зрака и сада је сноп био широк толико да је прекривао целу ширину пацијента. Рендгенска цев и низ детектора су били повезани и заједно су ротирали око пацијента. Овако велики број детектора није могао бити у савршеном балансу један у односу на други поготово не пре 25 година и јавили су се артефакти у облику прстена. Овај проблем је решен на тај начин што су детектори постављени у круг око пацијента и нису се кретали заједно са рендгенском цеви. Тако је сваки детектор у четвртој генерацији мерио и интезитет трансмисионих X зрака и интезитет снопа X зрака произведених у рендгенској цеви. Морао се опет повећати број детектора и сада тај број износи око 4 800 индивидуалних детектора (слика 15).



Слика 15: Разлика између треће и четврте генерације СТ система [Bushberg, 2002]

8.2. Спирални СТ систем

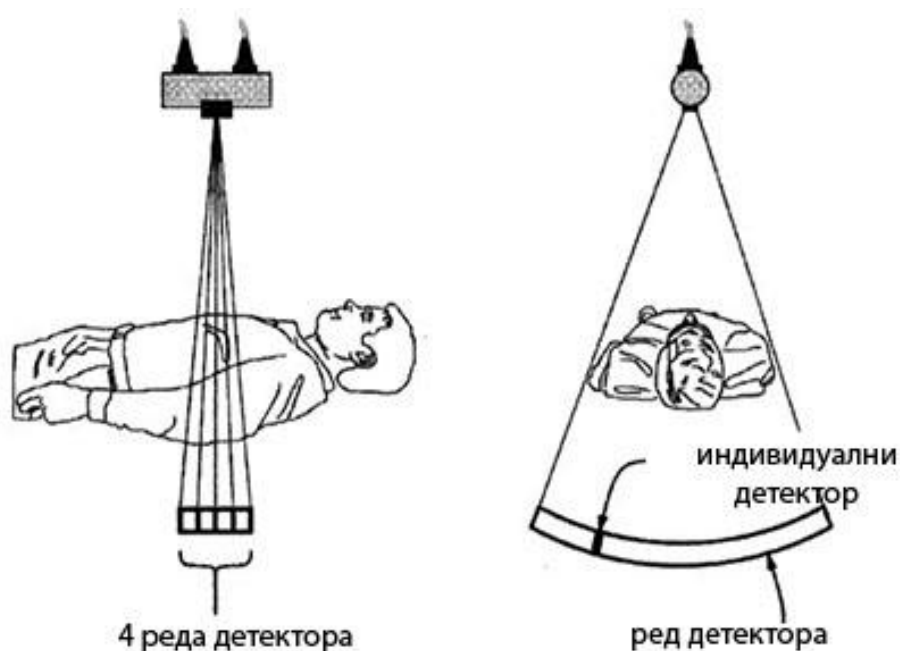
Велики помак је направљен спиралним СТ уређајем. Код треће и четврте генерације, цео систем је морао да се зауставља после сваког снимљеног попречног пресека зато што су рендгенска цев и детекторски систем морали бити повезани жицама са стационарном електроником. Кабел који је повезивао детекторски систем са електроником морао је да се пажљиво одмотава док рендгенска цев ротира и да се намота назад док се цев враћа у супротном смеру. У раним 90-тим развијена је *slip ring* технологија. Она представља кружни контакт помоћу четкица који омогућавају да *gentry* ротира континуално током целог скенирања. Спирални СТ системи стварају и прикупљају податке док се покреће сто на коме се налази пацијент, тако да се извор Х зрака креће спиралним путем око пацијента током скенирања (слика 16). На овај начин је такође смањено и време саме процедуре и у неким случајевима цело скенирање може да се обави у само једном задржају ваздуха што наравно смањује атрефакте који се јављају током свесних и несвесних покрета пацијента, а пре свега приликом дисања.



Слика 16: Спирални СТ скенер

8.3. СТ скенери са мулти-детекторским системом

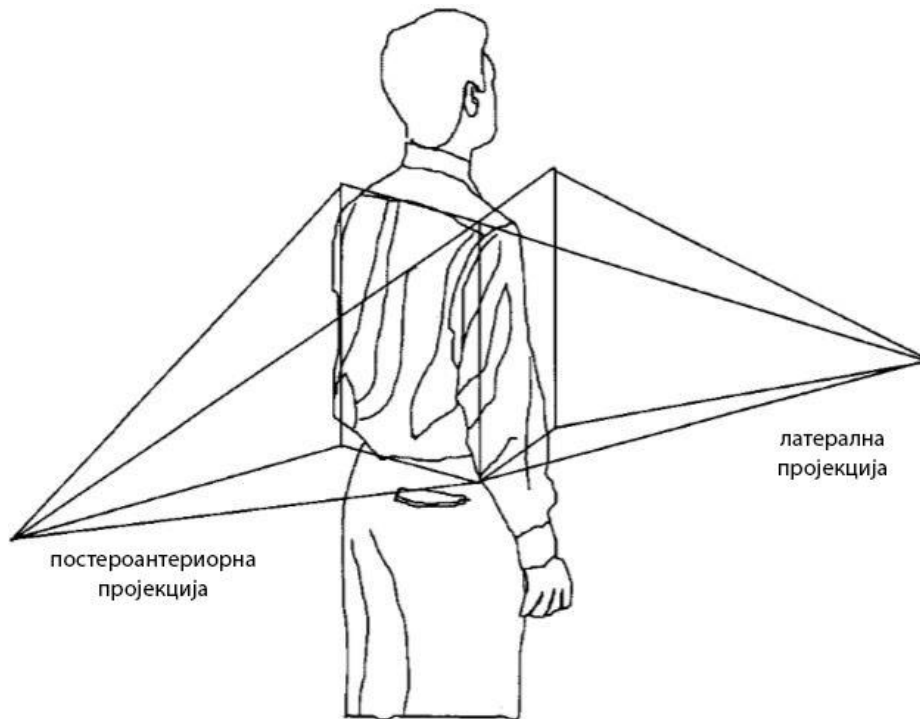
СТ скенери са мулти-детекторским системом (MDCT) омогућавају истовремену аквизицију више слика. Модерни СТ скенери имају чак и до 320 редова детектора, што омогућава исто толико истовремених аквизиција (пресека). Ширина отвора колиматора рендгенске цеви је тада много већа тако да се и већи број произведених X зрака користи за стварање слике. У овом случају ширина појединачне слике одређена је величином детектора, а не ширином отвора колиматора (слика 17). Највећа предност MDCT система је скенирање више анатомских структура у кратком временском интервалу. Убрзано скенирање је посебно важно у прегледима где постоји опасност да се органи или пацијент помере (скенирање грудног коша и срца).



Слика 17: Мулти-детекторски СТ систем [Bushberg, 2002]

8.4. Основни принципи

Математички принцип СТ технологије први је поставио Radon 1917. Он је закључио да се слика испитиваног објекта може добити ако се кроз њега направи безброј пројекција. На пример постероантериорна пројекција грудног коша човека нам даје информације везане за висину и ширину пацијента, док латерална пројекција пацијента пружа информације о висини и дубини пацијента (слика 18). Ове две пројекције дају довољно информација за неке објекте унутар тела. Уколико бисмо уместо само две пројекције имали 360 пројекција тела за сваки степен добили бисмо врло детаљне информације о положајима свих делова у унутрашњости тела.



Слика 18: Постероантериорна и латерална пројекција грудног коша заједно дају тридимензионе информације

Задатак СТ система је управо да се прикупи велики број трансмисионих мерења кроз тело пацијента из различитих позиција. Аквизиција једне СТ слике представља отприлике 8000000 трансмисионих мерења измерених под 1000 различитих пројекционих углова. Да би се добила слика следећег попречног пресека тела сто на коме пацијент лежи треба да се помери.

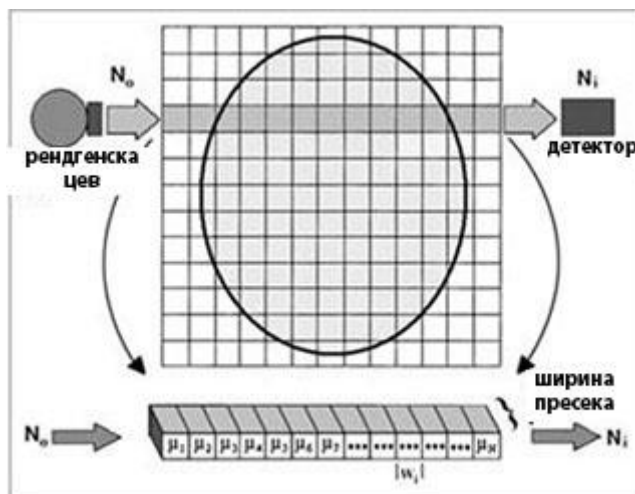
Детектори X зрака се налазе наспрам извора X зрака тј. са супроте стране пацијента и мере интензитет зрака који су прошли кроз тело пацијента I_t . Током процедуре се мери и интензитет снопа X зрака произведених у X цеви I_0 . Веза између I_t и I_0 се може представити следећом једначином:

$$I_t = I_0 e^{-\mu d} \quad (23)$$

где је d дебљина пацијента кроз коју је зрак прошао, а μ је линеарни атенуациони коефицијент. Треба обратити пажњу на то да су I_t и I_0 величине које зависе од уређаја, а да је μ врло важан параметар који зависи искључиво и само од анатомије оног дела тела кроз који је зрак прошао. Помоћу ове једначине и познавајући вредности параметара I_t и I_0 можемо израчунати вредност параметра μ који се даље користи за реконструкцију слике.

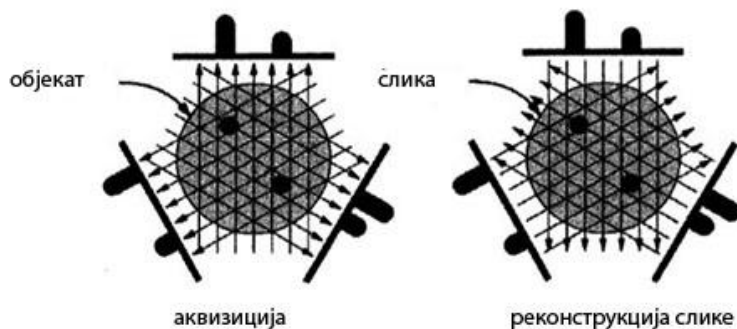
На слици 19 је приказана Хаунсфилдова визија скенираног пресека који се састоји од матрице малих коцкица ткива (воксела), сваки са својим коефицијентом атенуације μ . Збир вредности атенуације појединачних воксела дуж путање зрака даје укупну атенуацију коју измери детектор. Циљ реконструкције СТ слике је да се одреди колико атенуације уског снопа X-зрака настаје на сваком вокселу реконструкционе матрице.

Израчунате вредности атенуације се тада представљају у нијансама сиве боје у дводимензионалној слици и означавају се као пиксел [Goldman, 2007].



Слика 19: Реконструкциони матрикс [Шимоњи, 2015]

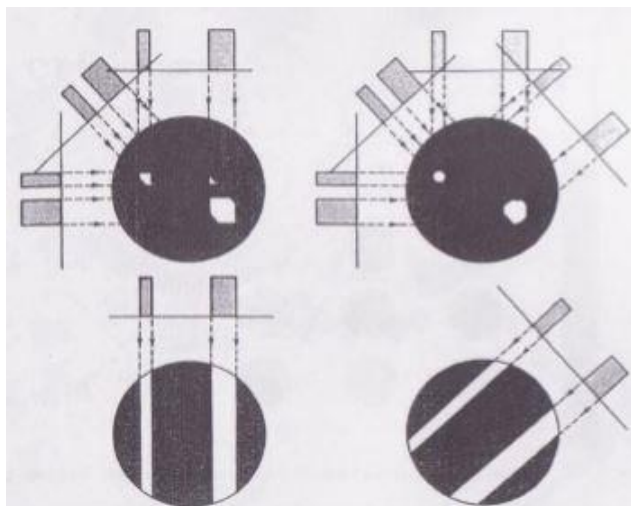
Постоји више стратегија помоћу којих се може добити слика у СТ процедури. Као најпрактичнија се показала метода названа *"filtered backprojection"*. Изградња слике помоћу ове методе је уствари праћење корака аквизиције али уназад. Добијене вредности линеарног атенуационог коефицијента μ сваког посебног зрака се наносе дуж истог пута на слику пацијента. Слика се добија тако што се сви подаци од огромног броја зрака наносе у матрицу слике и међусобно се слажу (слика 20).



Слика 20: Прикупљање података трансмисионим мерењим (лево) и реконструкција слике код СТ уређаја(десно)[Bushberg, 2002]

Генерални концепт пројекције у назад је илустрован на слици 21. Слика показује пројекцију уназад четири погледа на површини слике. Сваки поглед садржи довољно информација да пројектује линије или траке на слици. Ако се ти "погледи" саставе у једној слици, добијамо реконструисану слику.

У овом примеру, ми користимо само четири погледа да реконструишемо релативно једноставну слику. Обично је потребно неколико стотина погледа да би се реконструисала комплекснија и детаљнија слика неког тела [Генцел,2012].



Слика 21: Концепт пројекције уназад

8.5. СТ бројеви (Хаунсфилдове јединице)

Након СТ реконструкције, сваки пиксел слике је представљен једним прецизно одређеним бројем који је погодан за рачунање, али мање погодан за приказивање слике. Тако да након СТ реконструкције, а пре чувања података и приказивања слике, СТ слике су нормализоване и заокружене на целобројне вредности. СТ број сваког пиксела слике је конвертован помоћу следеће једначине:

$$CT(x,y) = 1,000 \frac{\mu(x,y) - \mu_{water}}{\mu_{water}} \quad (24)$$

$\mu(x,y)$ - тачно одређен коефицијент апсорпције пиксела пре конверзије

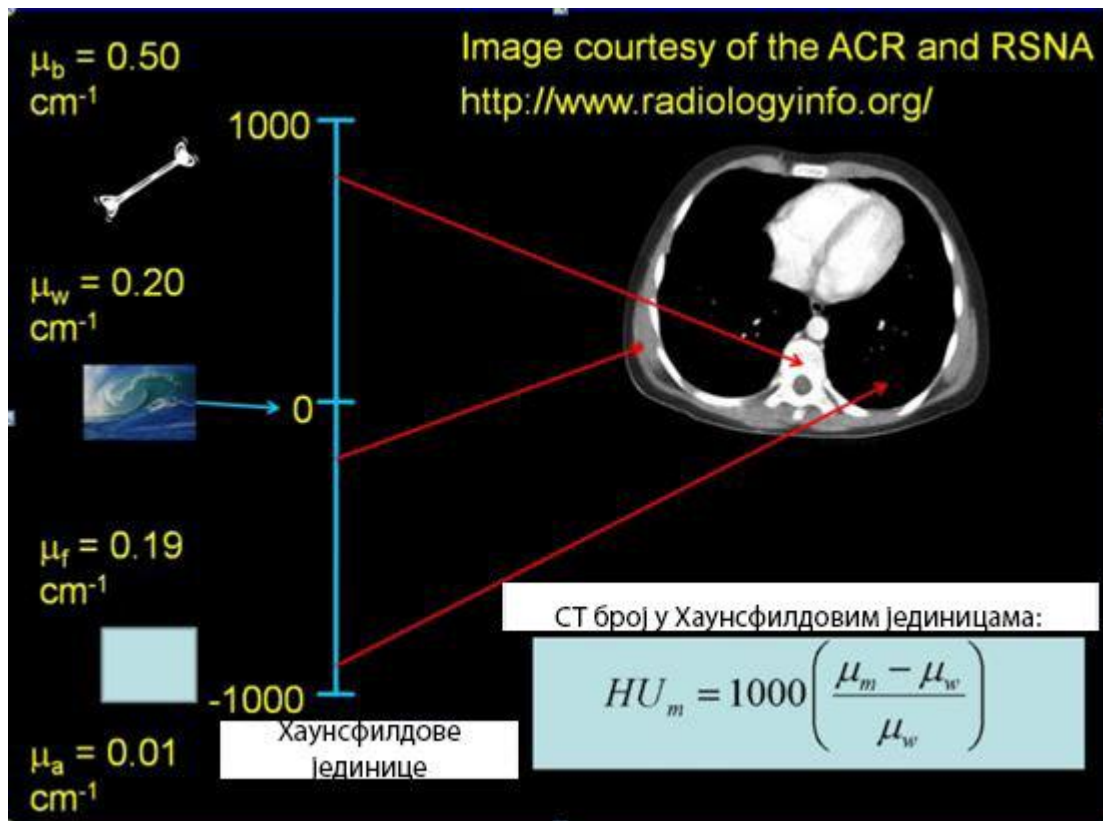
μ_{water} - атенуациони коефицијент воде

$CT(x,y)$ - СТ број (Хаунсфилдова јединица) која се на крају приказује у клиничкој СТ слици

Вредност μ_{water} је око 0.195 за сваки X зрак који се углавном користи у СТ дијагностици. Ово доводи до нормализовања резултата тако да СТ бројеви буду у распону од -1000 до +3000, где -1000 одговара ваздуху, меком ткиву одговарају СТ бројеви од -300 до -100, води 0 и коштаном ткиву и ткива која су попуњена контрастним средствима приказана су СТ бројевима до +3000(слика 22)[*Bushberg et al, 2002*].

Табела 4: Вредности СТ бројева за различита ткива у људском телу [Мађаревић,2012]

Tkivo	СТ број (HU)
Kranijalna kost	~ +2000
Jetra	40 – 60
Krv	40
Mišići	10 – 40
Bubrezi	30
Moždano-kičmena tečnost	15
Voda	0
Bela moždana masa	-20 – -30
Siva moždana masa	-37 – -45
Masti	-15 – -100
Vazduh	-1000



Слика 22: СТ бројеви одређених структура у телу човека

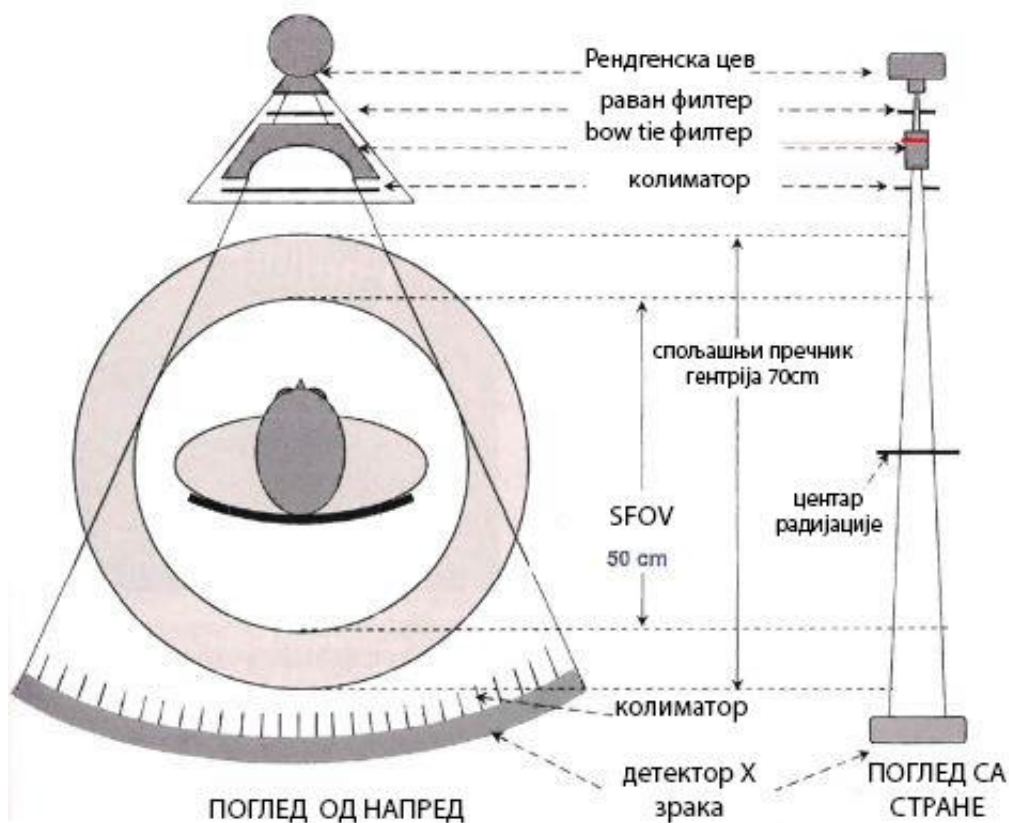
СТ се у медицини користи како за дијагностику тако и као водич за интервентне процедуре. Понекад су у употреби и контрастни материјали, као што је интравенозни јод, који су корисни како би повећали видљивост појединих структура у односу на своје окружење (на пример крвних судова). Контрастни материјал може послужити и у сврху обележавања неких структура чију функционалност желимо да посматрамо. У ту сврху користе се радиофармацеутици (једињења обележена радиоактивним изотопом који емитује позитроне), а систем којим се ово омогућава назива се ПЕТ/СТ [Мађаревић,2012].

9. Делови СТ апарата

У основне делове СТ система убрајају се сви делови помоћу којих се стварају, сакупљају, обрађују, преносе и архивирају подаци потребни за стварање слике.

СТ систем се састоји од:

1. **Gentry система** у коме се налази рендгенска цев за производњу X зрака и њихово детектовање
2. **Стола за пацијента**
3. **Компјутерског система** за управљање апаратом, реконструкцију и приказ слике.



Слика 23: Делови СТ апарата

9.1. Скенирајућа јединица

Скенирајућа јединица (*gentry*) код већине СТ уређаја има пречник 70 cm, али површина која се користи за мерење атенуационог коефицијента је мања и износи између 50 и 55 cm. Због те разлике, могуће је да се створи артефакт који чини слику некорисном, ако су димензије пацијента веће од димензија на којима се мере атенуациони коефицијенти. Постоје и специјално дизајнирани СТ системи, као што су PET/СТ, код којих је отвор скенирајуће јединице и до 90 cm. На скенирајућој јединици се налазе ласерски системи за прецизно позиционирање пацијента.

9.2. Рендгенска цев

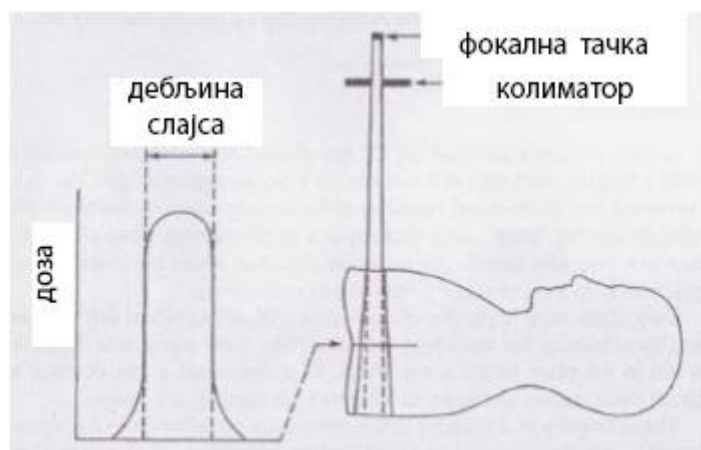
Рендгенска цев је најважнији део СТ система за добијање добре и корисне слике. За разлику од осталих дијагностичких метода у којима се користе X зраци, СТ је најзахтевнија због већих термалних оптерећења. Код ранијих генерација је снимање трајало много дуже, а један од разлога је био и хлађење аноде. Код новијих генерација је та пауза сведена на минимум, развојем материјала од којих се праве аноде и начином хлађења. Рендгенска цев код конвенционалних СТ апарата могла је да буде у употреби 1000 часова, а данас, са развојем технологије од 10 000 до 40 000 радних часова.

Уобичајне вредности снаге коју остварују рендгенске цеви су од 20 kW до 150 kW са волтажом од 80 kV до 140 kV и струјом до 800 mA . Највећа снага уређаја не може бити остварена у дужем временском интервалу.

Цев за X зраке је монтирана на кружно постоље, које ротира око тела пацијента и снабдева са електричном енергијом. Одређени број скенера употребљава каблове који се обмотавају око постоља док се оно ротира. Овакав начин дозвољава неколико ротација. Постоље мора бити заустављено и ротирање се отпочиње у другом смеру како би се каблови одмотали. Други начин је путем клизећег електричног контакта, који дозвољава континуалну брзу ротацију-“*slip ring*”.

9.3. Колимација

Цев за X зраке подразумева колимационе уређаје који одређују величину и облик снопа X зрака. Један сет колиматора одређује угловни лук зрака, а други сет одређује његову дебљину. Последњи сет се може прилагодити за веома танке дебљине. Колиматори су изузетно битни и због тога што редукују изложеност пацијента зрачењу. Са данашњом технологијом није могуће креирати сноп X зрака са потпуно оштрим угловима. То је због ограничене величине фокалне тачке цеви за X зраке, што резултује сенкама на снимку дуж границе снопа, како је приказано на слици 24. Зрачење има највећи интензитет у центру слајса и смањен интензитет у близини ивица.



Слика 24: Фокална тачка

9.4. Филтрација

Цев за X зраке такође садржи и филтере кроз које сноп X зрака пролази. СТ сноп X зрака се најчешће филтрира у два случаја.

Први случај је за јачања снопа (“*Beam Hardening*”) јер су периферна ткива више изложена ниској средњој енергији фотона него унутрашњи делови слајса. Ово може бити смањено очвшћавањем зрака помоћу филтера који атенуира ниске енергије пре продирања зрака кроз тело. Филтрација смањује изложеност пацијента тако што селективно одстрањује ниску енергију.

Филтер са неуниформном дебљином се често ставља у сноп X зрака да би се компензовала неуниформна дебљина X зрака. Када се он употребљава, дебље централне секције тела су изложене већем радијационом интензитету него тање секције у близини

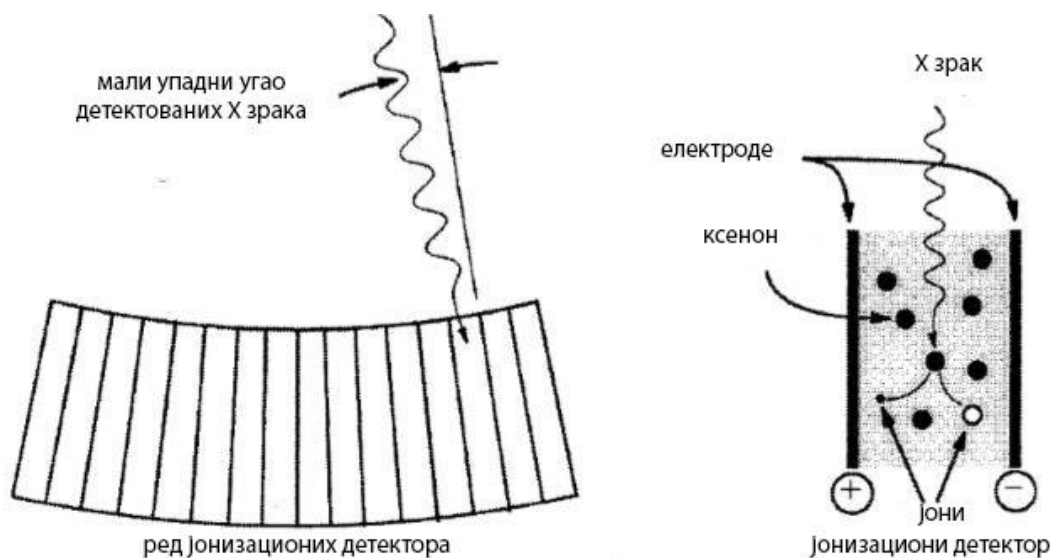
ивица. Употреба овог типа компензацијског филтера генерално смањује излагање пацијента зрачењу, а при томе одржава одређени задовољавајући ниво квалитета слике.

9.5. Детекторски систем

Детектори који се користе у СТ дијагностици су:

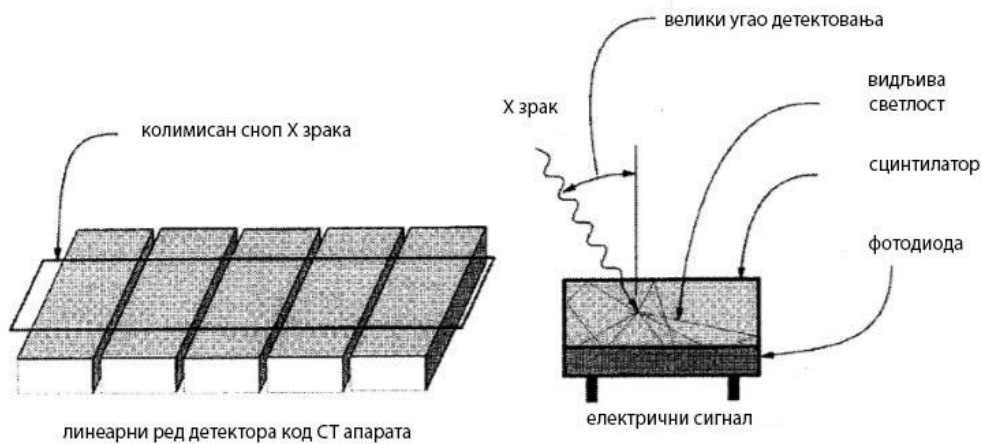
1. Ксенонски детектори - представљају групу јонизационих детектора. Састоје се од јонизационе коморе у којој је смештен гас окружен са две металне електроде. Када X зраци реагују са атомом ксенона и изазову његову јонизацију, електрично поље између електрода доводи до усмереног кретања насталих позитивних јона и електрона ка електродама где се прикупља настало наелектрисање. Настали електрични сигнал се појачава и дигитализује и добијена бројна вредност је пропорционална интензитету X зрачења које је погодило детектор.

Иако гасни детектори немају толику ефикасност као детектори у чврстом стању, они имају предност у томе што је преграда између детектора доста танка и смањује "мртав" простор између детектора.



Слика 25: Јонизациони детектор [Bushberg, 2002]

2. Детектори чврстог стања - састоје се од сцинтилатора блиско постављеног уз фотодетектор. Сцинтилатор емитује видљиву светлост када је погођен X зраком. Настала видљива светлост долази до фотодетектора који има задатак да конвертује светлост у електрични сигнал пропорционалан интензитету светлости. У зависности од произвођача, као сцинтилатори се користе CdWO_4 , гадолинијум, итријум и други. Због веће густине и већег атомског броја сцинтилатора од ксенона, детектори чврстог стања имају већу апсорпциону ефикасност. Међутим, мали размак међу детекторима је неопходан и ово смањује геометријску ефикасност.



Слика 26: Детектор чврстог стања [Bushberg, 2002]

- Редови више детектора - Њих чини сет линеарних детекторских редова, блиско постављених. Код традиционалних појединачних детектора, детектори су доста широки и подесив отвор колиматора одређује дебљину слоја. Међутим код система са више редова детектора, дебљина слоја је одређена дебљином једне детекторске јединице или груписањем неколико њих. Код неких СТ уређаја индивидуални детектори су 1.25 mm широки и постављено је 16 редова оваквих детектора. Електроника система омогућава да детектори могу бити спојени и да се постигне дебљина слајса од 4x1.25 mm, 4x2.50 mm, 4x3.75 mm или 4x5.00 mm. Да би се спојили сигнали појединачних детектора, детектори су у основи спојени жицама користећи компјутерски контролисане прекидаче.

9.6. Сто за пацијента

Сто за пацијента је дизајниран тако да може да издржи пацијента до око 200 kg, а специјални СТ уређају и до 270 kg, уз прецизност померања од 1 до 2 mm. Они се праве од угљеничних влакана, са што мањим атенуационим коефицијентом, како не би утицали на мерење. Дужина стола износи и до 200 cm.

9.7. Компјутерски систем

Преко управљачке конзоле из контролне собе, може се управљати механичким функцијама и комуницирати са пацијентом. Након уношења одговарајућих фактора за скенирање и након покретања уређаја, скенирање се у највећој мери наставља под контролом компјутера. Сам компјутер контролише укључивање и искључивање детектора и извора у одговарајуће време, пренос података и мониторинг добијених података.

Након сакупљања података о атенуационим коефицијентима одређеног дела тела, ти подаци се обрађују помоћу томографске реконструкције, а најчешће се користи већ поменута метода пројекције уназад.

Врло битна функција компјутера је и пренос података, њихово чување и обрада. Подаци и слике који се процесуирају су привремено смештени на рачунарској

електронској картици. Сlike се могу веома брзо поново прочитати. За дугорочно чување података потребна нам је меморија која се може одвојити од рачунара [Генцел, 2012].

10. СТ дозни параметри

Код различитих дијагностичких модалитета X зрацима радијациона доза се приказује на различите начине зато што се на различите начине пацијент излаже X зрацима. Тако се и доза код СТ процедуре дистрибуира на специфичан начин и у три аспекта се веома разликује од конвенционалне радиографије:

- Запремина ткива која се излаже примарном снопу X зрака је далеко мања и највише због расејања зрачења део енергије снопа се предаје и ткиву изван ширине снопа
- Радијациона доза се равномерније дистрибуира запремини ткива зато што се ткиво зрачи из готово свих углова
- Да би се постигла боља контрастна резолуција код СТ система је потребно користити веће вредности струје и напона

Као последица ових специфичности СТ технике уводе се дозне величине: MSAD ("*multi scan average dose*"), CTDI ("*computed tomography dose index*"), DLP ("*dose length product*") и ефективна доза.

10.1. MSAD

Комптоново расејање је веома заступљен начин интеракције X зрака са ткивом код СТ технике и зато се расејано зрачење не може занемарити. Оно чак може допринети укупној дози значајније од дозе која потиче од примарног снопа. На пример ако се абдомен скенира помоћу десет попречних пресека, ткиво које се налази у петом пресеку ће примити директно зрачење али и расејано зрачење током скенирања четвртог и шестог пресека као и нешто мање расејаног зрачења приликом скенирања трећег и седмог пресека.

MSAD је стандардна величина која описује радијациону дозу код СТ технике и она укључује дозу која је предата ткиву од стране примарног снопа и од стране расејаног зрачења приликом скенирања суседних попречних пресека. Може се мерити директно постављањем малог дозиметра на одређено место у фантому и извођењем великог броја скенирања и на тај начин се додају дозе при мерењу свих попречних пресека.

10.2. CTDI

Може се показати да CTDI представља добру апроксимацију MSAD када су одсечци суседни. СТ дозни индекс се одеђује на основу мерења при само једном скенирању и зато се користи у пракси. CTDI је дефинисан од стране *U.S. Food and Drug Agency* као радијациона доза одређеног места у пацијенту укључујући расејано зрачење које настаје током 7 СТ пресека у оба правца, тј. укупно 14 пресека.

СТ дозни индекс се најчешће одеђује тако што се постави јонизациона комора дугачка 100 *mm* у фантом који је направљен од полиметил-метакрилата (PMMA) и мери се керма у ваздуху. Јонизациона комора ове дужине је довољна да покрије распон од 14 пресека дебљине 7 *mm*. Дакле, потребно је извршити само једно скенирање центра јонизационе коморе да би се одредио СТ дозни индекс помоћу следећег израза:

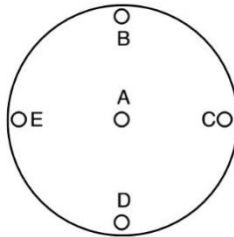
$$CTDI_{100} = \frac{fX}{T} \times L \quad (25)$$

X - измерена керма ваздуха помоћу јонизационе коморе у mGy

f - конверзиони фактор

L - дужина јонизационе коморе

Користе се два различита фантома облика цилиндра при мерењима СТ дозног индекса. Фантом дијаметра 16 cm се користи у мерењима да симулира главу одрасле особе или торзо детета, док се фантом дијаметра 32 cm користи да представља торзо одраслог човека. Дуж уздужне осе цилиндра на различитим растојањима и позицијама у односу на централну осу пробушене су рупе у које се могу постављати јонизационе коморе (слика 27).



Слика 27: Попречни пресек фантома који се користи за одређивање СТ дозних индекса

На слици 27 можемо видети да постоји једна централна рупа и четири периферне. У случају када се мерења врше са јонизационом комором постављеном у централни положај добија се централни СТ дозни индекс ($CTDI_{100,c}$), а у случају када се налази у периферном положају добија се периферни СТ дозни индекс ($CTDI_{100,p}$). Сваки пар СТ дозних параметара (централни и периферни) могу се здружити у један кога називамо “weighted CTDI” ($CTDI_w$) који презентује просечни СТДI дела фантома на који се односи. Величина “weighted CTDI” дефинисана је изразом:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (26)$$



Слика 28: Стандардни цилиндрични фантоми који се користе у одређивању СТ дозних индекса

Треба нагласити да повећање напона цеви не доводи до смањења дозе код СТ прегледа као што је то случај код класичне радиографије. Дакле, код СТ прегледа, повећање напона доводи до повећања $CTDI_w$, смањења контраста, а с обзиром на већу продорност зрачења и повећаног интензитета зрачења на цеви, већа је доза на детекторима што доводи до смањења шума слике (слика 29).



Слика 29: Утицај повећања напона на $CTDI_w$ и шум слике

10.3. $CTDI$ код спиралног СТ скенера

Као што је већ речено, скенирање пацијента код спиралног СТ уређаја врши се тако што “*gentry*” непрекидно ротира око стола на ком се налази пацијент, а сто се креће дуж уздужне осе скенера. Брзина кретања стола у односу на “*gentry*” је од велике важности како за дозу пацијента тако и за квалитет слике и време скенирања. Параметар “*pitch*” (корак), у зависности од тога да ли је СТ систем са једним редом детектора или је у питању милти-детекторски систем, описује ово кретање и дефинише се на следећи начин:

$$p = \frac{\text{покретање стола у } mm \text{ током једне ротације}}{\text{ширина детектора или ширина колиimatora}} \quad (27)$$

За дефинисање “*pitch*” параметра код СТ система са једним редом детектора користи се ширина колиimatora, а код мулти-детекторских система се користи ширина детектора.

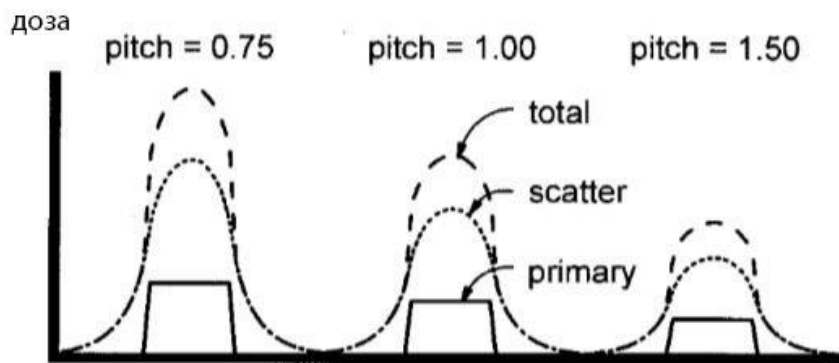
Када “*pitch*” износи 1.0 то значи да је број погледа који је направљен током кретања дуж осе пацијента упоредив са бројем који се добија током секвенцијалног СТ скенирања. Када је “*pitch*” мањи од 1.0 ради се о вишеструком скенирању истих пресека што доводи до одређеног побољшања квалитета слике, дужег времена скенирања и веће дозе пацијента. Уколико је “*pitch*” већи од 1.0 време скенирања је краће, смањен је број покрета пацијента и мања је доза пацијента. Произвођачи СТ скенера су посветили велику пажњу овом параметру и најчешће коришћена вредност овог параметра је 1.5.

Код СТ скенера са мулти-детекторским системом мора се користити фактор “pitch” за прорачун дозе коју прими пацијент. Процена дозе се одређује по истом принципу с тим да се мора узети у обзир и корекциони фактор уколико “pitch” није једнак 1.0:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / p \quad (28)$$

Дакле $CTDI_{vol}$ представља средњу дозу за скенирану запремину код мулти-детекторских СТ система са “pitch” параметром различитим од 1.0.

Уколико је “pitch” 1.5, доза код спиралног СТ скенирања износи 67% дозе секвенцијалног скенирања, а када “pitch” параметар износи 0.75 доза износи 133%, тј. доза код спиралног скенирања ће бити за 33% већа (слика 30) [Bushberg, 2002].



Слика 30: Приказ дозе код три различите вредности “pitch” параметра [Bushberg, 2002]

10.4. DLP

С обзиром да CTDI говори о дози пацијента појединачног пресека, поставља се питање како се може направити веза између CTDI и дозе предате од стране целе серије скенирања. Зато је уведена дозна величина DLP (“dose length product” – продукт дозе и дужине). Мерна јединица ове величине је $mGy \cdot cm$. Помоћу ње узет је у обзир интезитет дозе као и дужина озраченог ткива:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (29)$$

Видимо да се DLP повећава са повећањем броја пресека тј. са повећањем дужине дела тела које се скенира (L).



Слика 31: Приказ DLP [Шимоњи, 2015]

При секвенцијалном скенирању, дужина скенирања се одеђује преко ширине снопа ($N \cdot h_{col}$), броја ротација (n) и померања пацијентног стола (TF) на следећи начин:

$$L = n \cdot TF + N \cdot h_{col} \quad (30)$$

Код спиралног скенирања дужина зависи само од броја ротација (n) и померања стола (TF).

$$L = n \cdot TF = \frac{T}{t} \cdot p \cdot N \cdot h_{col} \quad (31)$$

T - укупно време скенирања

t - време једне ротације

p - "pitch" фактор

Постоји још једна разлика између секвенцијалног и спиралног скенирања везана за тачно одређивање дужине скенирања. Наиме, у случају секвенцијалног скенирања, дужина скенирања је једнака дужини од почетка првог до краја последњег пресека, док код спиралног то није случај. У случају спиралног скенирања постоје и додатне ротације на почетку и на крају скенирања које су неопходне за интерполацију података.

Ако се преглед састоји од неколико секвенцијалних или спиралних серија, DLP_{exam} комплетног прегледа је сума DLP вредности појединачних серија:

$$DLP_{exam} = \sum DLP \quad (32)$$

10.5. Ефективна доза

Као што је већ поменуто раније у текст, CTDI и DLP су величине које описују дозу пацијента искључиво код СТ технике. Помоћу њих се могу и поредити различити СТ апарати. Међутим, помоћу ових параметара се дозе код СТ технике не могу поредити са дозама код других радиографских техника као што су нуклеарна медицина, конвенционална радиографија као ни са дозама коју човек прими од стране природних радиоактивних извора. Коришћењем ефективне дозе могуће је извршити овакво поређење.

Ефективна доза се не може мерити директно ("*in vivo*"), а мерења помоћу антропоморфних фантома са термо-луминисцентним дозиметрима захтевају сувише времена, па нису погодна за свакодневна мерења. Међутим, ефективна доза се може код СТ технике проценити помоћу конверзионих фактора који су дати у извештају EUR 16262 (*European Commission 1999b*). Потребно је само помножити вредности DLP са средњим конверзионим фактором у зависности који је од три основна региона тела објекат скенирања као и који протокол скенирања је коришћен:

$$E \approx DLP \cdot f_{mean} \quad (33)$$

За одрасле пацијенте као стандардне величине користе се генерички средњи конверзиони фактори (f_{mean}):

1. 0.0023 mSv/mGy·cm, глава

2. 0.0054mSv/mGy·cm, врат
3. 0.017 mSv/mGy·cm, грудни кош
4. 0.015 mSv/mGy·cm, абдомен
5. 0.019 mSv/mGy·cm, пелвис

Тренутно постоји пет различитих софтверских система који се користе за детаљније одређивање конверзионих фактора и омогућавају израчунавање доза за органе.

Стандардна толеранција при процени ефективне дозе је чак 20 – 30 %. Ову чињеницу треба имати на уму када се пореде дозе са различитих скенера преко ефективне дозе. Треба пазити и на то да не дође до забуне између ефективне дозе са појединачним дозама за органе. Свакако, ефективна доза је од врло велике важности и када се треба одговорити и на питања пацијаната. У ову сврху се користе и информације о годишњој позадинској примњеној дози зрачења која је између 2 mSv и 3 mSv за већину земаља.

Када се упореде типичне вредности ефективне дозе различитих дијагностичких радиолошких процедура види се да СТ прегледи дају знатно веће дозе од других процедура (табела 5). Ова чињеница доводи до закључка да СТ прегледи најзначајније доприносе колективној дози иако представљају само око 11% од свих радиолошких прегледа у Сједињеним Америчким Државама и 4% од свих радиолошких прегледа у Европи [Deak et al, 2010].

Табела 5: Типичне вредности ефективне дозе за одређене дијагностичке радиолошке процедуре [Шимоњи, 2015]

Врста прегледа	Ефективна доза
СТ главе	1-2 mSv
СТ грудног коша	5-7 mSv
СТ абдомена	5-7 mSv
СТ карлице	3-4 mSv
СТ абдомена и карлице	8-11 mSv
СТ ангиографија	5-12 mSv
Радиографија главе	<0.1 mSv
Радиографија зуба	<0.1 mSv
Радиографија груди	0.1-0.2 mSv
Мамографија	0.3-0.6 mSv
Радиографија профила кичме	3-6 mSv
IUV	3-6 mSv
Дијагностичка ангиографија	5-10 mSv

11. Методе мерења и апаратура

Како бисмо могли да поредимо дозе зрачења при СТ прегледу са предложеним вредностима, односно са вредностима које су измерили други аутори, дозе морају бити измерене истим методама са довољном тачношћу. Важно је строго пратити дефинисане процедуре и регулативе мерења и мерних инструмената. У даљем тексту биће описан метод мерења и коришћена опрема.

11.1. Подаци о рендген апарату

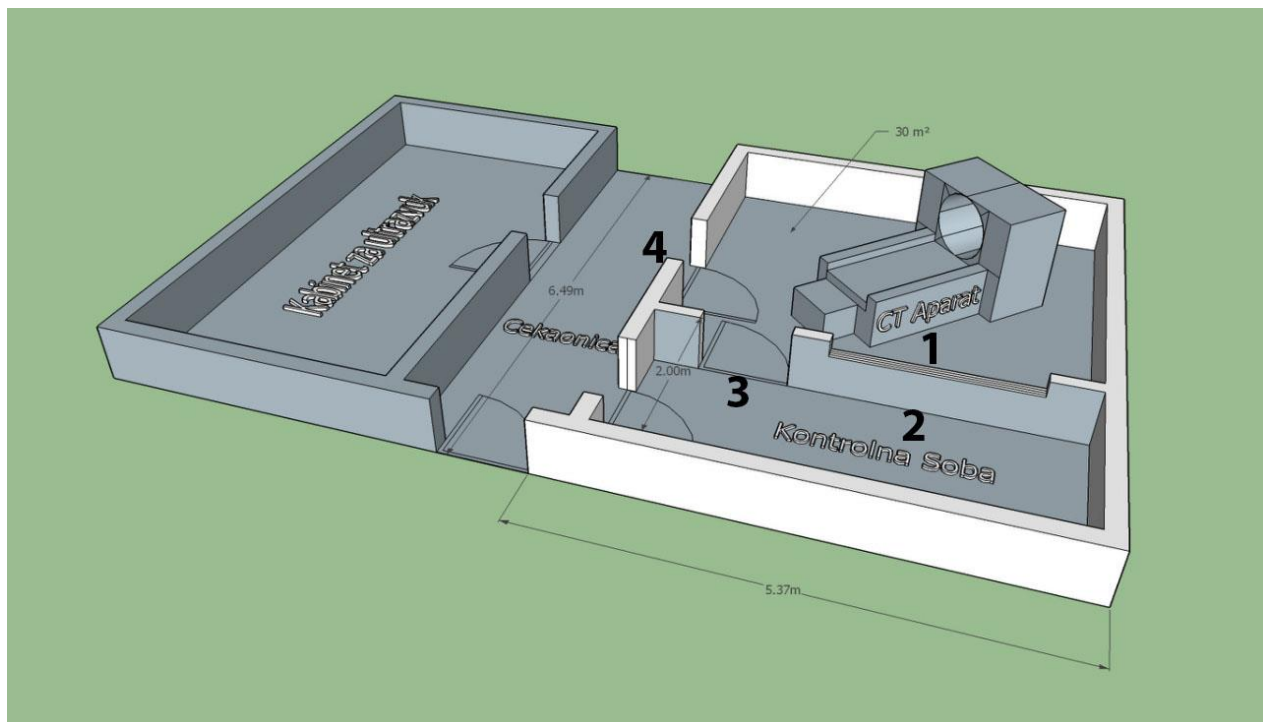
Овим радом су обухваћена мерења која су вршена на СТ систему *GE Bright Speed* произвођача *General Electric* на Институту за здравствену заштиту деце и омладине Војводине у Новом Саду. Извршена су мерења јачине амбијенталног еквивалента дозе јонизујућег зрачења при СТ прегледу четири различита педијатријска пацијента (новорођенче, дете од две године, дете од седам година и дете од 10 година) при скенирању три различите регије (глава, плућа и абдомен).

11.2. Опис просторије у којој је смештен апарат

Просторија је лоцирана на високом партеру Института за здравствену заштиту деце и омладине Војводине у Новом Саду. Површина просторије је 30 m², а висина просторије је 2.5 m. Растојање рендгенске цеви од зидова је 1.5 m, а зидови и врата су ојачани. Просторија има двоје врата. Једна врата воде у командну собу, а друга повезују просторију са чекаоницом као што је приказано на слици 32. Приликом рада СТ уређаја, врата према чекаоници се не отварају и изнад врата се налази светлосна сигнализација која се укључује приликом експонирања.

На слици 32 су такође означене и позиције дозиметара којима су мерене јачине амбијенталног еквивалента дозе и то:

- позиција 1- просторија у којој се врши снимање СТ апаратом
- позиција 2- контролна соба
- позиција 3- врата између кабинета за СТ прегледе и контролне собе
- позиција 4- врата измеђи кабинета за СТ прегледе и чекаонице



Слика 32: Приказ просторије у којој се врши снимање СТ апаратом са означеним позицијама где су вршена мерења брзина доза

11.3. Заштитна средства

Као заштитна средства педијатријских пацијената користила се оловна кецеља којом су прекривани делови тела који нису били од интереса за испитивање. Приликом снимања главе оловном кецељом били су прекривени доњи екстемитети, карлица и абдомен, док су приликом снимања грудног коша били заштићени доњи екстемитети и карлица.

С обзиром да су мерења вршена код СТ снимања педијатријских пацијената, у просторији је током снимања увек била присутна и одрасла особа, углавном мама пацијента. С обзиром на велике дозе расејаног зрачења у просторији носиле су оловне кецеље и оловне оковратнике за заштиту штитасте жлезде.

Рендгенски техничар се током процедуре снимања налази у контролној соби која је од просторије где се врши зрачење одвојена ојачаним зидом на коме се налази “оловни” прозор који пружа заштиту од расејаног зрачења. Столица рендгенског техничара се налази на растојању око 1 m од стакла што је додатна заштита с обзиром да интезитет зрачења опада са квадратом растојања од извора. Рам врата је додатно оивичен оловом тако да је спречено “цурење” зрачења у контролну просторију.

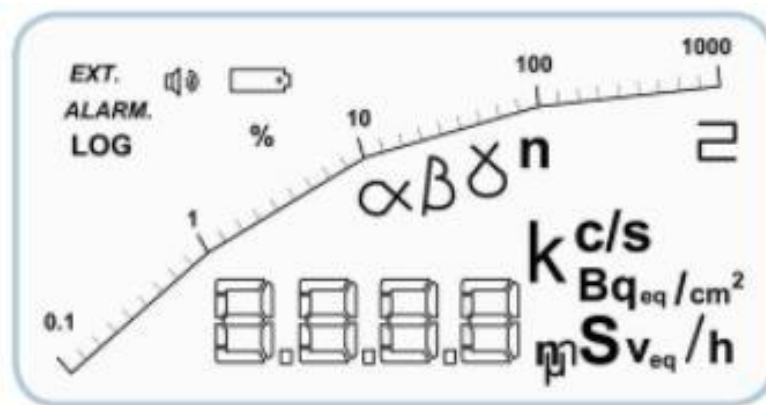
С обзиром да је до просторије у којој се врши само снимање ходник и чекаоница за ултразвук, који се налази прекопута, направљена је додатна заштита за пацијенте који чекају на преглед за ултразвук и за пролазнике у виду светла изнад оловних врата које светли док СТ апарат ради и упозорава да се особе удаље од тих врата.

11.4. Мерни уређај

Мерења су вршена Гајгер Милеровим бројачем, модел *Radiagem 2000 Personal Portable Dose Rate and Survey Meter*. Помоћу овог уређаја може се детектовати X и γ зрачење енергија опсега 40 keV до 1.5 MeV, а уређај приказује брзину дозе зрачења у опсегу од 0.01 $\mu\text{Sv/h}$ до 100 mSv/h. Димензије овог уређаја су 150x85x45mm, и има масу од само 300 g тако да је врло једноставан за ношење и употребу. Поменути дозиметар брзо реагује на промену брзине дозе, па је самим тим погодан за дозиметријска мерења у медицини. Сва мерења су извршена са комбинованом мерном несигурношћу инструмената од 20% на нивоу поверења 95% ($k=2$).



Слика 33: Radiagem 2000



Слика 34: Radiagem дисплеј

12. Резултати мерења

12.1. Параметри скенера

У табели 6 можемо видети преглед коришћених параметара при сваком СТ снимању за време којих су вршена мерења зрачења. Сваки СТ протокол носи са собом различите параметре напона, струје, дебљине слајса, броја слика и време трајања једне ротације што је посебно важно код педијатријских пацијената.

Табела 6: Постављени параметри скенирања

Но.	СТ- протокол	маса детета [kg]	године старости детета	U [kV]	I [mA]	број слика	дебљина слајса [mm]	Време једне ротације [s]	контраст
1.	глава	36	10	100	180	32	10	2	да
2.	плућа	12	2	80	20-80	60	2.5	0.8	да
3.	плућа	23	7	100	120	107	2.5	0.8	не
4.	абдомен	7.6	1/2	80	180	82	2.5	0.8	не

Параметри скенирања су прилагођени величини регије од интереса и као што видимо постоји разлика у параметрима при скенирању исте регије. Разлика постоји због тога што је велика разлика у старосној доби пацијента (дете од 2 године и дете од 7 година), а самим тим постоји разлика у величини испитиване регије.

12.2. Измерена јачина амбијенталног еквивалента дозе

У табели 7 су приказане измерене јачине амбијенталног еквивалента дозе при скенирању четири различита пацијента на четири различите позиције у околини СТ апарата као што је приказано на слици 31.

Измерена је вредност позадинског зрачења (фона), које представља неизоставну компоненту детектованих догађаја и формира се комбинацијом различитих извора као што је космичко зрачење и природна радиоактивност која потиче од материјала из детекторског окружења. Бројна вредност измереног фона је $0.012 \mu\text{Sv}/\text{h}$.

Табела 7: Измерена јачина амбијенталног еквивалента дозе

Но.	СТ-протокол	Позиција 1 [$\mu\text{Sv/h}$]	Позиција 2 [$\mu\text{Sv/h}$]	Позиција 3 [$\mu\text{Sv/h}$]	Позиција 4 [$\mu\text{Sv/h}$]
1.	глава	733	3	0.12	0.92
2.	плућа	242	0.5	0.12	*
3.	плућа	901	* ¹	0.12	0.38
4.	абдомен	339	*	0.12	0.9

12.3. Прорачун дозе

12.3.1. Ефективна доза (E)

Ефективне дозе које су примили педијатријски пацијенти одређују се множењем DLP вредности са конверзионим факторима који су дати од стране Европске комисије. DLP вредности су очитане са конзоле СТ система и приказане су у табели 8, а конверзионим фактори су приказани у табели 9.

Табела 8: Подаци о вредностима CTDI_{vol} и DLP узете са конзоле СТ система

Но.	СТ протокол	године старости детета	CTDI_{vol} [mGy]	DLP [mGy·cm]
1.	глава	10	23.99	383.80
2.	плућа	2	3.46	57.09
3.	плућа	7	9.11	257.23
4.	абдомен	1/2	7.79	171.29

Табела 9: Вредности конверзионог фактора k за одрасле пацијенте и за педијатријске пацијенте, различите старости и за различите делове тела [Шимоњи, 2015]

анатомски регион	k ($\text{mSv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$)				
	0 година	1 година	5 година	10 година	одрасли
старосна доб					
врат и глава	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
глава	0.011	0.0069	0.0040	0.0032	0.0021
врат	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
грудни кош	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
абдомен и карлица	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
труп	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

При процени ефективне дозе коју је примило дете од 2 године током снимања плућа узет је конверзиони фактор за преглед плућа детета старосне доби од 1 године, а при процени ефективне дозе коју је примило дете од 7 година током снимања плућа узет је конверзиони фактор за преглед плућа старосне доби од 5 година.

Процењене вредности ефективне дозе коју су примила сва четири педијатријских пацијената приказане су у табели 10.

¹ Вредности јачине амбијенталног еквивалента дозе које нису измерене због истовременог мерења у више положаја означене су *.

Табела 10: Процењене вредности ефективне дозе коју су примили педијатријски пацијенти

Но.	СТ протокол	године старости детета	E[mSv]
1.	глава	10	1.23
2.	плућа	2	1.48
3.	плућа	7	4.63
4.	абдомен	1/2	8.39

Обзиром да снимање педијатријских пацијената обавезно захтева присуство одрасле особе (најчешће мајке) у просторији у којој се врши снимање, на основу измерених резултата вредности јачине амбијенталног еквивалента дозе расејаног зрачења рачунате су ефективне дозе коју су маме примиле током времена озрачивања (током трајања процедуре снимања). Ефективна доза се израчунава за временски период током којег је особа изложена зрачењу на основу релације:

$$E = H \cdot W_t \cdot t \quad (34)$$

H – еквивалентна доза [Sv/h]

t – време озрачивања [h]

W_t – тежински фактор ткива/органа (у овом раду смо користили ткивни тежински фактор за озрачивање целог тела $W_t=1$)

Еквивалентну дозу смо ради процене изједначили са амбијенталним еквивалентом дозе.

Времена трајања процедуре (t), су одређена на основу података о броју слика, дебљини једног слајса и временима трајања једне ротације која су приказана у табели 6. Као претпоставка је узето колико би расејаног зрачења примила одрасла особа када би стајала на месту где је био постављен дозиметар поред оловног стакла унутар просторије. Позиција на којој су мајке стајале се мењала у зависности од старости детета. Једино је бебу и дете од две године придржавала мајка све време.

На овај начин су врло грубо процењене ефективне дозе које су примиле маме пацијената током СТ снимања.

Табела 11: Ефективне дозе које потичу од расејаног зрачења унутар просторије са СТ апаратом

Но.	СТ протокол	t [s]	t[h]	Јачина амбијенталног еквивалента дозе[μ Sv/h]	E [μ Sv]
1.	глава	64	0.018	733	13.194
2.	плућа	48	0.013	242	3.146
3.	плућа	85.6	0.024	901	21.624
4.	абдомен	65.6	0.018	339	6.102

Како се кабинет за СТ преглед и кабинет за преглед ултразвуком налазе једно преко пута другог, пацијенти који чекају за преглед ултразвуком непотребно су изложени

радијационом зрачењу приликом рада СТ апарата. Тако је на пример приликом наших мерења родитељ стајао испред врата СТ кабинета и држао бебу у наручју. Ефективна доза коју прими особа док стоји у чекаоници код врата кабинета за СТ снимање приликом рада СТ апарата такође може да се израчуна помоћу израза 34.

Табела 12: Ефективне дозе које потичу од расејаног зрачења у чекаоници испред просторије са СТ апаратом

Но.	СТ протокол	t[s]	t[h]	Јачина амбијенталног еквивалента дозе [$\mu Sv/h$]	E [μSv]
1.	глава	64	0.018	0.92	0.016
2.	плућа	48	0.013	*	*
3.	плућа	85.6	0.024	0.38	0.009
4.	абдомен	65.6	0.018	0.9	0.016

13. Дискусија резултата

Општи утисак о висинама доза при овим мерењима је да нису високе у односу на препоручене вредности од стране Европске комисије и од стране Правилника о границама излагања јонизујућим зрачењима ["Сл. гласник РС", бр. 86/2011]. Такође се примећује значајно смањење јачине амбијенталне еквивалентне дозе измерене код врата између командне собе и просторије у којој се врши СТ снимање у односу на мерења вршена 25.07.2012. године у оквиру дозиметријске контроле. Наиме, измерена јачина амбијенталне еквивалентне дозе код поменутих врата је тада била $15 \mu Sv/h$. Да би се вредност амбијенталног еквивалента дозе свела на што је могуће мању вредност (која одговара јачини апсорбоване дозе природног зрачења-фона), додата је оловна заштита на рам врата. С обзиром да су нова мерења показала да измерена амбијентална еквивалентна доза зрачења одговара фону, можемо закључити да је проблем цурења зрачења у командну собу решен.

Проблем је постојао и код врата од СТ кабинета ка чекаоници. Како су врата великих димензија, због додатне тежине олова у току времена су се благо искривила и због тога је детектована повећана вредност јачине амбијенталног еквивалента дозе ($5.6-16 \mu Sv/h$) у чекаоници наспрам врата од СТ кабинета. Врата су замењена новим и сада су измерене дозе зрачења биле у прихватљивом опсегу ($0.38-0.92 \mu Sv/h$). Како се са друге стране ходника налази кабинет за ултразвук и не ретко се наспрам врата од СТ кабинета налазе пацијенти урађена је и додатна заштита у виду светла изнад врата које се укључи када је у току снимање СТ апаратом и на тај начин упозорава пацијенте и пролазнике да се помере од врата.

Параметри прегледа плућа одликовали су се мањим вредностима mAs . Ово је омогућено чињеницом да се грудни кош састоји од структура које се карактеришу великим разликама у вредностима атенуације са високим природним контрастом. Први пут је 1990. установљено да је приликом смањења струје са $140 mAs$ на $10 mAs$ квалитет слике који се добија довољан за адекватну процену плућног паренхима [Naidich, 1990]. До данас су изведене бројне студије о оптимизацији прегледа грудног коша, посебно од

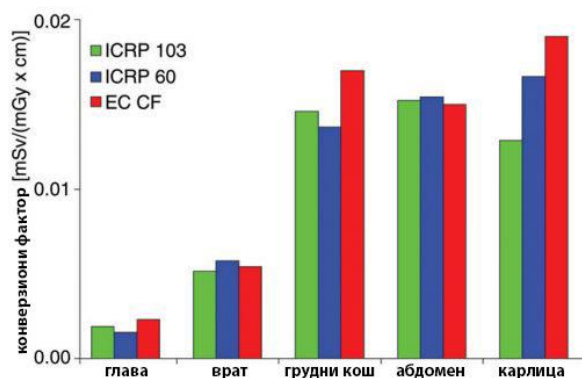
значаја за педијатријску популацију и није уочена значајна разлика у структури плућног паренхима између нискодозних прегледа и високодозних [Henschke et al. 1999, Swensen, 2002, Zwirewich et al. 1991, Lee et al. 1994]. Мерења су вршена при СТ прегледу грудног коша два педијатријска пацијента са различитим упутним дијагнозама и са различитим годинама старости што је повећало могућност за оптимизацију параметара снимања. Тако је при прегледу детета од 2 године напон рендгенске цеви износио 80 kV, а вредност струје је била у опсегу од 20 до 80 mAs, док је при прегледу детета од 7 година напон износио 100 kV, а вредност струје је била 120 mAs. Према нашим мерењима амбијенталне еквивалентне дозе види се значајно смањење дозе при смањењу параметара прегледа.

Параметри прегледа абдомена одликовали су се релативно високом вредношћу mAs (120 mAs). У поређењу са плућима чији се атенуациони коефицијент веома разликује од атенуационог коефицијента околног меког ткива, абдомен који генерално има већи атенуациони коефицијент има и мањи унутрашњи контраст и самим тим захтева већу дозу зрачења да би се добила адекватна дијагностичка слика. Последица тога јесте баш отежан процес оптимизације параметара при одржавању истог квалитета слике при абдоминалним прегледима. Наиме, раније студије су показале да се у поређењу са прегледима других регија тела, при оптимизацији ове групе прегледа уочава велики утицај BMI пацијента (*body mass index*- индекс телесне масе који је висинско-тежински показатељ ухрањености појединца) на добијање адекватног квалитета слике. Закључак је да би код нормално ухрањених и потхрањених пацијената био отежан процес оптимизације и процена квалитета слике, док би код гојазних пацијената могла да тече даља оптимизација. Примена аутоматске модулације јачине струје цеви је најзначајнија код прегледа абдомена, јер су разлике у хабитусу пацијената овде најизраженије [Шимоњи, 2015].

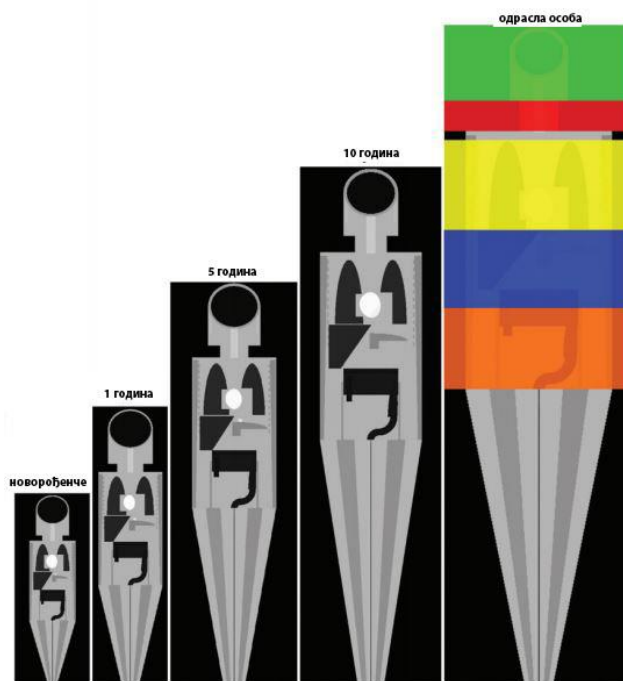
Протоколи прегледа главе саопштавали су већу количину зрачења, обзиром да су биле употребљене веће вредности mAs (180 mAs). Вредност mAs при прегледима главе зависе од година детета с обзиром да атенуациони коефицијент главе у многоме зависи од дебљине лобање која се мења са старошћу детета. *Suess* и *Chen* су предложили да код деце од 6 година и више могу да се користе протоколи који се користе и код одраслих особа с обзиром да тада глава достиже своју максималну величину [Suess, 2002].

Треба нагласити да постоји проблем у тачном одређивању ефективне дозе и сталне промене конверзионих фактора током година (слика 35). Конверзиони фактори за различите органе су први пут уведени 1999. године за одрасле особе и ови фактори се често користе за процену ефективне дозе. Међутим, ови конверзиони фактори не узимају у обзир различитости процедура које постоје због различите вредности напона које се користи при процедури, пола пацијента, година пацијента, величине и облика дала тела које се снима. *Shimpton* је проширио ове конверзионе коефицијенте са факторима за педијатријске пацијенте, тј. узео је у обзир чињеницу да осетљивост пацијента на X зрачење зависи од година старости пацијента. Дефинисао је конверзионе факторе за 5 различитих делова тела (глава, врат, грудни кош, абдомен и карлица) за дете од 1 године, 5, 10 и 15 година [Shrimpton, 2004]. На слици 36 су приказани фантоми који се користе за одређивање конверзионих фактора и са ње се може видети да постоји велика разлика у величини органа који су најчешће предмет снимања што је наравно само један од разлога за постојање различитих конверзионих фактора за различите старосне доби пацијента. Потреба за одређивањем нових конверзионих фактора и даље постоји и на томе треба без престанка да се ради. *Paul D. Deak, Yulia Smali Willi A. Kalender* су у свом раду дефинисали конверзионе факторе за пет различитих делова тела, пет различитих

старосних доби (новорођенче, дете од 1 године, дете од 5 година, дете од 10 година и одрасла особа), као и за 4 различите вредности напона (80, 100, 120 и 140 kV).



Слика 35: Конверзиони фактори за одређивање ефективне дозе различитих делова тела одраслих пацијената одређени Европском комисијом као и у ICRP публикацијама 60 и 103 [Deak et al, 2010]



Слика 36: Фантоми који су коришћени за одређивање конверзионих фактора. Оригинални фантоми су садржали све потребне органе за одређивање ефективне дозе дефинисане ICRP публикацијом 60 [Deak et al, 2010]

Дозе зрачења и ризик код деце при СТ прегледима нису генерално добро схваћени и теже се могу одредити. У Словенији је 2002. године установљено да су деца и до 10 пута осетљивија на X зрачење од одраслих особа, с тим да су девојчице осетљивије од дечака. Такође, радијациони ризик је већи код деце зато што они имају дужи животни век након излагања X зрацима. Brenner је 2001. године проценио стопу ризика смртности деце као последица настанка рака због радијације при СТ прегледима. Процењено је да је код деце

од једне године старости ризик смрти услед настанка рака 1 према 550 од само једног абдоминалног СТ прегледа и 1 од 1500 од једног СТ прегледа главе [Brenner et al, 2001].

14. Закључак

СТ је без сумње веома важан модалитет за дијагностику повреда и оштећења код педијатријских пацијената, али постоји потреба за опрезношћу зато што постоји далеко већи ризик за настанак радијационих болести код деце. Радиолози морају без престанка да размишљају како се може још више смањити доза зрачења, тј. да се доза смањи толико колико је то разумно могуће (ALARA принцип), користећи посебне протоколе за децу. Сви лекари који траже педијатријске СТ прегледе треба непрекидно да оцењују њихову адекватност из сваког појединачног случаја. Такође и одрасле особе које у пратњи детета бораве у просторији са СТ апаратом приликом снимања, морају бити свесне ризика коме се излажу и морају се адекватно заштити и кад год је то могуће стајати на “најбезбеднијем” могућем месту у просторији у зависности од усмерености цеви СТ уређаја.

Када се користи промишљено и када је испоштован принцип да је “корист већа од ризика”, СТ је веома користан модалитет при дијагностици оштећења и обољења и код деце и код одраслих.

Области СТ дијагностике педијатријских пацијената се посвећује посебна пажња у истраживањима дијагностичких метода, а посебно у дозиметрији и заштити од јонизујућег зрачења па је самим тим ова област посебно интересантна са истраживачког аспекта. Оправданост праксе, оптимизација СТ дијагностичких прегледа, унапређење заштитних средстава као и постављање оптималних параметара прегледа још дуго ће бити актуелна тема и за лекаре – радиологе и за медицинске физичаре.

Литература

1. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimates of the cancer risks from pediatric CT radiation are not merely theoretical. *Med Phys.* 2001;28:2387–2388
2. Goldman LW. Principles of CT and CT technology. *J. Nucl. Med. Technol* 2007 : 35 (3), 115-128
3. Дарка Хаднађев Шимоњи, Процена доза и оптимизација протокола при стандардним прегледима вишеслојном компјутеризованом томографијом. 2015.
4. European Commission: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262
5. EUROPEAN COMMISSION RADIATION PROTECTION N° 154, European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures, Luxemburg, April 2008.
6. Zwirwich CV, Mayo JR, Müller NL. Low-dose high resolution CT of lung parenchyma. *Radiology* 1991;180:413-17.
7. Иван Генцел. Пројектовање мера радијационе сигурности и безбедности за просторију са СТ уређајем, 2012.
8. Иван Мађаревић. Мерења CTDI и DLP дозних величина на СТ-системима у Новом Саду, са проценом Ефективне дозе, 2012
9. Jerrold T. Bushberg, J. Antony Seibert, Edwin m. Leidholdt, Jr, John M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2002.
10. Крмар Миодраг. Увод у нуклеарну физику, 2013.
11. Lee KS, Primack SL, Staples CA et al. Chronic infiltrative lung disease : comparison of diagnostic accuracies of radiography and low- and conventional-dose-thin –section CT. *Radiology* 1994;191:669-673.
12. Mannudeep K. Kalra, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology*, 2004,230:619-628
13. Mannudeep K. Kalra, Sanjay Saini. Standardized Nomenclature and Description of CT Scanning Techniques. *Radiology* 2006;241:657-660
14. МаринковЛазар, Основи нуклеарне физике, Универзитет у Новом Саду, Природно математички факултет, департамент за физику, 2010. године
15. Oberg M: Patient Doses for CT Examinations in Denmark; Doctoral thesis. Submitted to the Department of Electrical Engineering at the Technical University of Denmark, University of Copenhagen, 2011
16. Paul D. Deak, Yulia Smal, Willi A. Kalender. Multisection CT Protocols: Sex- and Age-specific Conversion Factors Used to Determine Effective Dose from Dose-Length Product. 2010
17. Suess C, Chen X. Dose optimisation in pediatric CT: current technology and future innovations. *Pediatr Radiol.* 2002; 32(10):729–734.
18. Shrimpton PC . Assessment of patient dose in CT. NRPB-PE/1/2004 . Chilton, England : National Radiological Protection Board , 2004
19. Swensen SJ. CT Screening for Lung Cancer. *American Journal of Roentgenology.* 2002;179:833-836.
20. "Сл. гласник РС", бр. 86/2011, Правилник о границама излагања јонизујућим зрачењима и мерењима ради процене нивоа излагања јонизујућим зрачењима.
21. Henschke CI et al. Early lung cancer action project: overall design and findings from baseline screening. *Lancet* 1999; 354:99-101.

22. *William R. Hendee, E. Russell Ritenour. Medical Imaging Physics, 2002.*

Кратка биографија кандидата



Мирјана Папић је рођена 26.11.1990. године у Новом Саду где је завршила основну школу “Прва Војвођанска бригада” и средњу медицинску школу “7. април”. Након положене велике матуре 2009. године, уписује медицинску физику на Природно-математичком факултету у Новом Саду. Дипломирала је 2014. године. Тренутно ради као професор физике у основној школи “Душан Радовић” у Новом Саду.

УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА

Редни број:
РБР
Идентификациони број:
ИБР
Тип документације: Монографска документација
ТД
Тип записа: Текстуални штампани материјал
ТЗ
Врста рада: Мастер рад
ВР
Аутор: Мирјана Папић
АУ
Ментор: Доц.др Јована Николов
МН
Наслов рада: Процена доза при СТ дијагностици педијатријских пацијената
НР
Језик публикације: српски (ћирилица)
ЈП
Језик извода: српски/енглески
ЈИ
Земља публиковања: Србија
ЗП
Уже географско подручје: Војводина
УГП
Година: 2017.
ГО
Издавач: Ауторски репринт
ИЗ
Место и адреса: Природно-математички факултет, Трг Доситеја Обрадовића 4, Нови Сад
МА
Физички опис рада: (14/58/0/12/36/0/0)
ФО
Научна област: Физика
НО
Научна дисциплина: Медицинска физика
НД
Предметна одредница/кључне речи: Компјутеризована томографија
ПО
УДК
Чува се: Библиотека департмана за физику, ПМФ-а у Новом Саду
ЧУ
Важна напомена: нема
БН
Извод: Компјутеризована томографија је једна од најважнијих дијагностичких модалитета у медицинском имиџингу. С обзиром да СТ апарат користи X зраке који могу код човека да изазову негативне последице, важно је познавати и поштовати прописане стандарде приликом коришћења. Овај рад испитује бројне вредности дозе зрачења коју приме педијатријски пацијенти као и друге особе које се налазе у просторији приликом снимања. Кроз овај рад, упознаћемо се са интеракцијом X

зрачења са материјом, принципима рада СТ апарата као и физичким величинама које описују дозе зрачења.

ИЗ

Датум прихватања теме од НН већа:

ДП

Датум одбране:

ДО

Чланови комисије:

КО

Председник: Проф.др Наташа Тодоровић

Члан: Проф.др Маја Стојановић

Члан: Доц.др Јована Николов, ментор

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:
ANO
Identification number:
INO
Document type: Monograph publication
DT
Type of record: Textual printed material
TR
Content code: Final paper
CC
Author: Mirjana Papić
AU
Mentor: Doc.dr Jovana Nikolov
MN
Title: Dose assessment of pediatric patients during CT diagnostic exam
TI
Language of text: Serbian (Cyrillic)
LT
Language of abstract: Serbian/English
LA
Country of publication: Serbia
CP
Locality of publication: Vojvodina
LP
Publication year: 2017
PY
Publisher: Author's reprint
PU
Publication place: Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
PP
Physical description: (14/58/0/12/36/0/0)
PD
Scientific field: Physics
SF
Scientific discipline: Medical physics
SD
Subject/Key words: Computed tomography
SKW
UC
Holding Data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
HD
Note: None
N

Abstract: Computed tomography is one of the most important diagnostic modality in diagnostic medical imaging. Since CT device uses X beam that can cause negative effects to humans, it is important to know and respect the prescribed standards in use. This paper examines values of radiation doses received by pediatric patients and other persons who are in the room during examination. Through this work we will get familiar with interactions of X rays with matter, working principles of CT and physical dimensions for describing radiation dose.

AB

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on:

DE

Thesis defend board:

DB

President: Prof.dr Nataša Todorović, full professor

Member: Prof.dr Maja Stojanović, full professor

Member: dr Jovana Nikolov, assistant professor, mentor