



КОМПЈУТЕРИЗИРАНА  
ТОМОГРАФИЈА

ЗА РАДИОЛОШКИ ТЕХНОЛОЗИ

Д-Р АНТОНИО ГЛИГОРИЈЕВСКИ



# КОМПЈУТЕРИЗИРАНА ТОМОГРАФИЈА

ЗА РАДИОЛОШКИ ТЕХНОЛОЗИ

проф. д-р АНТОНИО ГЛИГОРИЕВСКИ dr. med. sci

СКОПЈЕ, 2016

Сите права се задржани - Copyright © 2016

Ниту еден дел од ова издание не смее да биде препечатан, копиран или објавуван во која било форма или на кој било начин во електронските или печатените медиуми без писмена согласност од авторот

Забрането преведување на други јазици на кој било дел или на целата книга, репродукции, печатење или фотокопирање, како и употреба во било која друга форма, електронска или механичка, без писмена согласност од авторот.

**Автор и издавач:**

проф. д-р АНТОНИО Ж. ГЛИГОРИЕВСКИ, dr. med. sci

**Рецензент:**

проф. д-р Ѓеорѓи Толовски

**Корица и компјутерска обработка на текст:**

Антонио Глигориевски

**Тираж:**

300 примероци

**Печатнење:**

Грин пулс

CIP - Каталогизација во публикација  
Национална и универзитетска библиотека "Св. Климент Охридски", Скопје

616-073.756.8:004(075.8)

ГЛИГОРИЕВСКИ, Антонио

Компјутеризирана томографија за радиолошки технолози / Антонио  
Глигориевски. - Скопје : А. Глигориевски, 2016. - 155 стр. : илустр.  
; 30 см

Терминологија: стр. 145-146. - Библиографија: стр. 147-148

ISBN 978-608-65859-2-1

а) Компјутеризирана томографија - Високошколски учебници  
COBISS.MK-ID 101369098

## СОДРЖИНА

1.	ВОВЕД	8
2.	ФИЗИЧКИ ПРИНЦИПИ НА РЕНДГЕНСКИТЕ ЗРАЦИ	10
2.1	Градба на атомот	10
2.2	Спектар на електромагнетското зрачење	10
2.3	Создавање на рендгенски зраци	11
2.4	Природата на рендгенските зраци	13
2.4.1	Рендгенски зраци како бранови	13
2.4.2	Рендгенски зраци како корпускули-Квантна теорија	13
2.5	Својства на рендгенските зраци	14
2.5.1	Флуоросценција и Фосфоросценција	14
2.5.2	Апсорбција	15
2.5.3	Јонизација	15
2.5.4	Фотографски ефект (црнење на филска емулзија)	16
2.6	Интеракција на рендгенските зраци и материјата	16
2.6.1	Фотоелектричен ефект	16
2.6.2	Комптоново расејување	17
2.6.3	Класично или Томпсоново расејување	18
2.6.4	Создавање на пар	18
2.7	Извор на рендгенски зраци-рендгенска цевка	18
3.	КОНВЕНЦИОНАЛНА ТОМОГРАФИЈА	20
3.1	Линеарна томографија	20
3.2	Движења на томографот	22
4.	ИСТОРИЈА НА КОМПЈУТЕРИЗИРАНАТА ТОМОГРАФИЈА	24
4.1	Почетоци на компјутеризираната томографија	24
4.2	Првиот апарат за компјутеризирана томографија	28
5.	ПРИНЦИП НА КОМПЈУТЕРИЗИРАНАТА ТОМОГРАФИЈА	35

5.1	Геометрија на снопот	36
5.2	Дебелина или широчина на пресекот	38
5.3	Производство на сноп на x-зраци во вид на ладало	39
5.4	Атенуација (слабење) на снопот	40
5.5	Детектори на x-зраци	41
5.6	Основни параметри и протокол на снимање	43
5.7	Секвенционално снимање	43
5.8	Спирално <b>СТ</b> снимање	44
5.9	Реконструкција на слика кај спирално <b>СТ</b> снимање – z интерполација	48
5.10	Повеќеслоен ( <b>multislice</b> ) <b>СТ</b>	49
5.11	Доза на озрачување на пациентот	49
5.12	Влијание на параметрите на протоколот на <b>СТ</b> снимањето на квалитетот на сликата и дозата на пациентот	51
5.13	Математички принцип	52
5.14	Волуменски елемент	53
5.15	Вредности на дензитетот	54
5.16	Парцијален волумски ефект	54
5.17	Градба на апаратот за компјутеризирана томографија	54
5.18	Реконструкција на слика	55
5.19	Апсорбциони вредности на ткивата и органите	56
5.20	Одредување на дензитетот и дензитометрија	57
6.	<b>СТ</b> СЛИКИ, СИГНАЛИ И ОБРАБОТКА НА ПОДАТОЦИ	59
6.1	<b>СТ</b> броеви	59
6.2	Мрежа (матрикс) на податоци	60
6.3	<b>Windowing</b> - Прозорец и прикажување на слика	61

7.	СТ СЛИКИ, РЕКОНСТРУКЦИЈА	64
7.1	Алгоритам за реконструкција на броеви	65
7.2	Пред и пост процесинг	68
8.	СТ ОПРЕМА И КВАЛИТЕТ НА СЛИКАТА	70
8.1	Систем за компјутеризирана томографија	70
8.2	Noise - Шум	72
8.3	Resolution - Резолуција	73
8.4	Contrast - Контраст	75
9.	АРТЕФАКТИ НА СТ СЛИКА	77
9.1	Покажана точност	77
9.2	Делумен волумен	77
9.3	Згуснување, засилување на снопот	78
9.4	Неуниформност на детекторите	78
9.5	Метални артефакти	78
10.	ИЗЛОЖЕНОСТ НА РАДИЈАЦИЈА	79
11.	ВИДОВИ НА АПАРАТИ	81
11.1	Прва генерација на апарати за компјутеризирана томографија	81
11.2	Втора генерација на апарати за компјутеризирана томографија	81
11.3	Трета генерација на апарати за компјутеризирана томографија	82
11.4	Четврта и петта генерација на апарати за компјутеризирана томографија	82
12.	ОСНОВНИ ПРИНЦИПИ НА РАБОТА	85
12.1	Употреба на програма, глумче и тастатура	85

12.2	Употреба на работни прозорци и контролни кутии	87
12.3	Употреба на карти со задачи	89
12.4	Употреба на менија	90
12.5	Текстуални информации прикажани на сликата	92
13.	<b>ВКЛУЧУВАЊЕ И ИСКЛУЧУВАЊЕ</b>	93
13.1	Стартување на системот	93
13.2	Калибрација	94
13.3	Исклучување на системот	95
13.4	Регистрирање на пациент	95
13.5	Прегледување на пациент	95
13.6	Сликање (филмување) на слики	101
13.7	Излегување од програмата и гаснење на системот	102
14.	<b>СТ НА МОЗОКОТ</b>	103
14.1	Основни напатствија	103
14.2	Техника на прегледот	105
14.3	Бенефит и ризик од СТ прегледот	106
14.3.1	Бенефит од СТ прегледот	106
14.3.2	Ризик од СТ прегледот	106
14.3.3	Ограничувања на СТ прегледот	107
15.	<b>СТ НА ПАРАНАЗАЛНИТЕ СИНУСИ</b>	108
15.1	Основни напатствија	109
15.2	Техника на преглед	110
15.2.1	СТ на параназалните синуси во трансверзална рамнина	111
15.2.2	СТ на параназалните синуси во коронарна рамнина	112
15.3	Бенефит и ризик од СТ прегледот	112
15.3.1	Бенефит од СТ прегледот	112
15.3.2	Ризик од СТ прегледот	112



15.3.3	Ограничувања на СТ прегледот	113
16.	СТ НА 'РБЕТОТ	114
16.1	Основни напатствија	115
16.2	Техника на прегледот	116
16.2.1	СТ преглед на цервикален дел од 'рбетот	116
16.2.2	СТ преглед на торакален дел од 'рбетот	117
16.2.3	СТ преглед на лумбален дел од 'рбетот	117
16.3	Бенефит и ризик од СТ прегледот	118
16.3.1	Бенефит од СТ прегледот	118
16.3.2	Ризик од СТ прегледот	118
16.3.3	Ограничувања на СТ прегледот	119
17.	СТ НА БЕЛИ ДРОБОВИ И МЕДИЈАСТИНУМ	120
17.1	Основни напатствија	121
17.2	Техника на прегледот	122
17.3	Бенефит и ризик од СТ прегледот	123
17.3.1	Бенефит од СТ прегледот	123
17.3.2	Ризик од СТ прегледот	124
17.3.3	Ограничувања на СТ прегледот	124
18.	СТ НА АБДОМЕН	125
18.1	Основни напатствија	126
18.2	Техника на прегледот	128
18.3	Бенефит и ризик од СТ прегледот	129
18.3.1	Бенефит од СТ прегледот	129
18.3.2	Ризик од СТ прегледот	130
18.4	СТ преглед на горен абдомен	130
18.4.1	СТ преглед на хепар	130
18.4.2	СТ преглед на панкреас	131
18.4.3	СТ преглед на абдоминална аорта	131
18.5	СТ преглед на долен абдомен (мала карлица)	131
18.6	Модификуван СТ преглед на желудник	132

18.7	Модификуван СТ преглед на дебело црево	132
18.8	СТ колонографија (виртуелна колоноскопија)	132
18.8.1	Бенефит од СТ колонографијата	134
18.8.2	Ризик од СТ колонографијата	134
18.8.3	Лимитации на СТ колонографијата	134
19.	СТ НА УРИНАРЕН ТРАКТ	135
19.1	Основни напатствија	135
19.2	Техника на прегледот	135
19.2.1	СТ преглед на бубрези и ретроперитонеум	135
19.2.2	СТ преглед на надбубржни жлезди	136
19.2.3	СТ преглед на мочен меур и простата	136
20.	СТ НА МУСКУЛОСКЕЛЕТЕН СИСТЕМ	137
20.1	Основни напатствија	137
20.2	Техника на прегледот	137
20.2.1	СТ преглед на екстремитети	138
20.2.2	СТ преглед на рамо и рамен појас	138
20.2.3	СТ преглед на карлица и колкови	139
20.2.4	СТ преглед на колено	139
21.	СТ КАЈ ПОЛИТРАВМАТИЗИРАНИ ПАЦИЕНТИ	140
21.1	Основни напатствија	140
21.2	Техника на прегледот	140
22.	СТ АНГИОГРАФИЈА СТА	141
22.1	Основни напатствија	141
22.2	Техника на прегледот	142
23.	КОМПЈУТЕРИЗИРАНА ТОМОГРАФИЈА - ТЕРМИНОЛОГИЈА	144
24.	ЛИТЕРАТУРА	146

## 1. ВОВЕД

Втората половина на 19 век се карактеризира со бројни испитувања на електрицитетот, особено со минување на електрична струја низ стаклена цевка со разреден воздух, при што повеќе физичари откривале различни светлосни феномени. Plucker во 1859 година испитувал зраци кои од страна на Goldstein биле наречени *катодни зраци*, а Crookes дал објаснување дека се работи за рој на честички, кои всушност биле *рој од електрони* што е докажано од страна на Stoney и Perrin.

Повеќе научници меѓу кои Goodspeed, Lenard и Tesla при изведување на своите експерименти добиле X-зраци, меѓутоа за разлика од Rontgen тие не ги осознале нивните бројни особини.

За прв пат рендгенските зраци се откриени на 8. 11. 1895 година од страна на физичарот Wilhelm Conrad Roentgen. Откривањето на рендгенските или во тоа време наречени *X-зраци* е сосема случајно. Работејќи во својата лабораторија тој забележал дека кристалите на бариумовиот платин-цијанид кои биле во близина на катодната цевка низ која минувала струја флуоресцираат иако катодната цевка била завиткана во црна непроѕирна хартија.



Слика 1-1 Wilhelm Conrad Roentgen, рендгенска цевка и првата рендгенска фотографија на дланка

Поттикнат од тој факт Roentgen продолжил со своите испитувања и открил кога минува струја низ катодната цевка се зацрнува фотографската плоча која претходно била заштитена од дејство на природната светлина. Тој дошол до заклучок дека кога струјата минува низ катодната цевка се создаваат некои нови зраци кои тој ги нарекол X-зраци, кои се невидливи и кои може да минуваат низ материјата. Тој продолжил неуморно да работи на утврдување на физичките својства на X-зраците, без да го објави своето откритие и на 22. 12. 1895 со X-зраците ја направил првата фотографија на дланката на својата сопруга. На 28. 12. 1895 година своето откритие го објавил во списание во Wurzburg.

Првата флуоресцентна фолија е изработена во 1896 година од големиот научник Михајло Пупин и со тоа е овозможено да се скрати времето на експозиција при снимањето со X-зраците.

Wright ја направил првата рендгенска снимка на фотографска хартија, а нешто подоцна истата година Woodward ја конструирал првата рендгенска цевка со метален оклоп. Becquerel открил дека ураниумовата руда дејствува на фотографската плоча и со тоа ја открил природната радиоактивност.

Сите овие откритија во период од десетина години го означуваат почетокот на радиологијата.

Rutherford во 1897 година открил дека ураниумовата руда зрачи три вида на зраци: алфа и бета зраците како корпускуларно зрачење и гама зраците како електромагнетни бранови.

Марија и Пјер Curie во 1898 година го откриле полониумот а кон крајот на годината и радиумот. По тоа следат бројни откритија кои овозможиле подобро познавање на структурата на материјата, градбата на атомот и развој на модерната атомска физика.

Физичарот Nils Bohr во 1913 година претставува квантен модел на атомот кој се состои во тоа да околу централно поставеното јадро кружат електрони по точно одредени енергетски орбити.

Првата електронска рендгенска цевка со спирална катода која се усвитува и анода од тунгстен направена е 1913 година од страна на W.D. Coolidge.

Од тоа време па наваму започнува користењето на X-зраците во медицината, а постојаното усовршување на рендгенската цевка и рендгенската апаратура овозможува напредок на целокупната медицинска наука, а не само на радиологијата.

Од 1967 година кога G.N. Hounsfield го започнува истражувањето кое доведува до создавање на компјутеризираната томографија, па се до 1979 година кога ја добива Нобеловата награда за своето откритие, се години на златната декада во радиологијата, кога се промовирани и останатите дигитални техники како ултразвукот, дигиталната суптракциона ангиографија и магнетната резонанца.

## 2. ФИЗИЧКИ ПРИНЦИПИ НА РЕНДГЕНСКИТЕ ЗРАЦИ

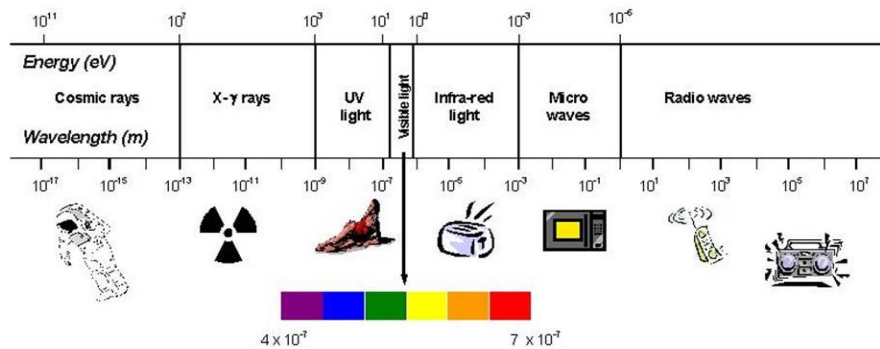
### 2.1 Градба на атомот

Атомот претставува најмала честичка на материјата која останува непроменета при хемиските реакции. Атомот го сочинуваат централно поставеното јадро и периферната електронска обвивка. Јадрото е со позитивен електричен полнеж, а електронската обвивка има негативен електричен полнеж. Јадрото е изградено од протон кој е позитивно наелектризиран и неутрон кој нема електричен полнеж. Речиси целата маса на атомот ја сочинува јадрото. Околу јадрото на атомот на одредена оддалеченост и на точно одредени енергетски нивоа кружат електрони со негативен електрицитет. Електроните кои кружат околу јадрото на патека која е поблиску до јадрото имаат поголема енергија, за разлика од тие кои кружат на најоддалечената патека од јадрото кои имаат најмала енергија. Електроните поблиску до јадрото се посилно врзани за јадрото одошто одалечените електрони кои се лабаво врзани со јадрото. Атомите на различните елементи се разликуваат меѓусебе по бројот на протоните во јадрото, или по таканаречениот атомски број ( $z$ ) и така се подредени во Менделеевиот периоден систем на елементите. Атомот во нормална состојба е електрично неутрален бидејќи содржи идентичен број на протони и електрони. Кога таа рамнотежа ќе биде нарушена ќе имаме поголем број протони атомот ќе биде позитивно наелектризиран и ќе претставува позитивен јон, а кога ќе има повеќе електрони ќе биде негативно наелектризиран и ќе претставува негативен јон.

### 2.2 Спектар на електромагнетското зрачење

Рендген или X-зраците по својата природа се дуални, т.е. се однесуваат како електромагнетски бранови, а во исто време се однесуваат како честички или фотони. Дуалната природа на рендгенските зраци значи дека нивните особини можат во исто време да се објаснат преку класичната теорија на електромагнетското зрачење или преку квантната теорија. Рендгенските зраци се наоѓаат во електромагнетниот спектар и имаат иста природа како и радио брановите, инфрацрвеното зрачење, видливиот спектар, ултравиолетовото зрачење и гама зрачењето. Сите електромагнетски бранови во вакуум патуваат со брзина на светлината ( $3 \times 10^8$  m/s), така да тоа се однесува и на рендгенските зраци. Кога од пониските енергетски вредности во спектарот на електромагнетското зрачење каде што доминира електромагнетскиот карактер на рендгенските зраци ќе се движиме кон погорните

енергетски вредности на електромагнетното зрачење ќе се јави преобладајќи на квантниот карактер на рендгенските зраци.



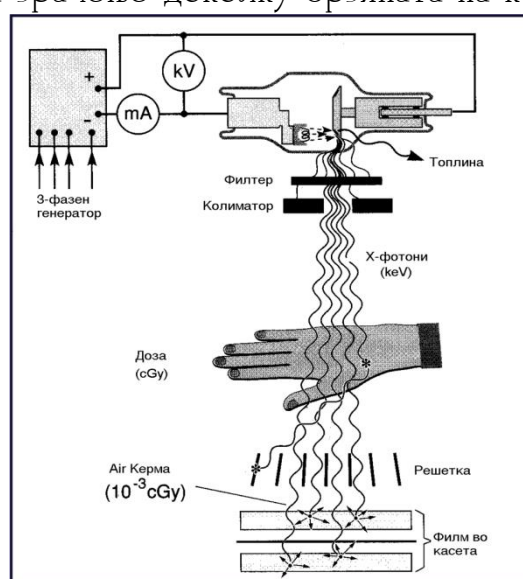
Слика 2-1 Спектар на електромагнетско зрачење

## 2.3 Создавање на рендгенски зраци

Рендгенските зраци се создаваат во стаклена вакумирана цевка, кога ројот од електрони од катодата со голема брзина се движи и удира на анодата. Катодата се состои од волфрамова спирала која се загрева до усвитување (вжарување) од нисконапонски трансформатор и е негативно наелектризирана во однос на позитивната анода. Загреаната катода со термоемисија (термојонизација) создава хаотичен рој од електрони, а нивниот број се зголемува или намалува во зависност од јачината на струја на катодниот трансформатор. Катодата и анодата се приклучени на високонапонски трансформатор под чие дејство ројот на електрони се насочува кон анодата и се забрзува. Со промена на напонот помеѓу катодата и анодата се регулира брзината на ројот на електрони кој удира во фокусот на анодата. Доколку напонот е повисок, електроните се со поголема брзина и со поголема кинетичка енергија удираат на анодата. При напон од 100 kV брзината изнесува 55% од брзината на светлината. Од височината на напонот право пропорционално зависи енергијата на рендгенските зраци, доколку напонот е повисок, ќе се добијат рендгенски зраци со поголема енергија и поголема пенетрантна моќ. Анодата претставува закосена плоча од тежок метал, поставена наспроти катодата, позитивно наелектризираната и служи за директно производство на рендгенски зраци. Нејзиниот позитивен висок напон силно ги привлекува негативните електрони од катодата, насочувајќи ги кон себе со голема брзина.

Рендгенските зраци се создаваат кога ројот на електрони удира на анодата при што доаѓа до нагло кочење на брзите електрони, кои поминуваат низ електричното поле на атомските јадра на анодата. Во тој момент електроните ја ослободуваат својата кинетичка енергија и тоа најголем дел како топлина, при што се загрева анодата, а сосема мал дел како електромагнетски бранови со куса бранова должина ( $10^{-7}$  до  $10^{-9}$ ) или

рендгенски зраци. Процесот се одвива во Колумбово-то поле на јадрото, додека брзиот електрон поминува во непосредна близина на јадрото при што се намалува неговата брзина и се менува правецот на движење под дејство на силното електрично поле на јадрото и според законот на електродинамиката се јавува зрачење. Електронот од интеракција со електронското поле на јадрото излегува со онолку намалена енергија колку што е енергија на новосоздадениот фотон. Овој вид на зрачење кој настанува со сопирање на електронот во електричното поле на јадрото се нарекува сопирно зрачење или бела радијација. Се карактеризира со тоа што нема строго дефинирана бранова должина и фреквенција и спектарот на закоченото зрачење е континуиран. Во зрачниот спектар на X-зраците доминираат кратки бранови должини поголеми енергии на зрачење доколку брзината на кочењето е поголема.

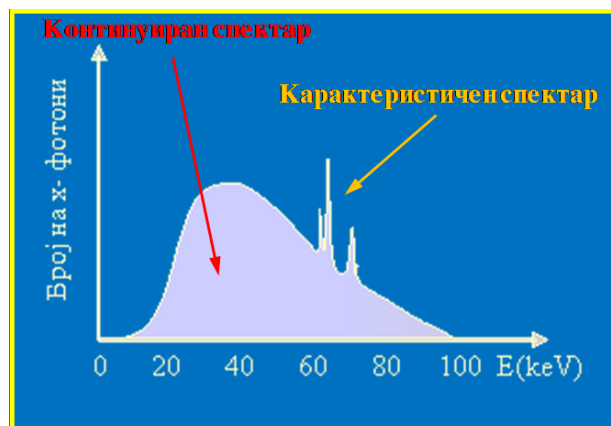


Слика 2-2 Настанување на рендгенски зраци и слика на филм

Во рендгенската цевка ефикасноста на производството на X-зраци е 1%, а 99% од енергијата се губи на топлина во процесите на колизија помеѓу електроните и атомите на анодата. Брзината на кочењето на електроните на фокусот на анодата зависи од густината и атомскиот број и доколку таа е поголема, поголема е и брзината на кочењето.

Покрај континуираниот зрачен спектар на рендгенското зрачење кој не зависи од материјалот на анодата се јавува и карактеристично рендгенско зрачење кое се јавува кога брзиот електрон на својот пат ќе избие електрон од електронските патеки блиски до јадрото. При тоа ќе се создаде квантно електромагнетско зрачење или фотон, кога електрон од повисока енергетска патека ќе помине во патека со пониска енергија од која е избие електронот, односно ќе го пополни неговото место. Ова рендгенско зрачење се нарекува карактеристично зошто е карактеристично за секој хемиски елемент, бидејќи точно се одредени премините помеѓу енергетските квантни нивоа кои се различни за секој

елемент. Оваа особина на карактеристичното зрачење се користи при испитување и анализа на материјалот.



Слика 2-3 Спектар на рентгенско зрачење (континуирано и карактеристично)

Спектарот на рентгенското зрачење го сочинува континуираниот спектар на сопственото зрачење и спектарот на карактеристичното зрачење, кои се суперпонираат.

## 2.4 Природата на рентгенските зраци

### 2.4.1 Рентгенски зраци како бранови

Бранот може да се дефинира како пореметување со кое енергијата прогресивно се пренесува преку просторот од една до друга точка. Кога енергијата на зрачењето патува како бран, тогаш нејзините карактеристики може да се опишат преку брановата должина која претставува растојание помеѓу две соседни коренспондирачки локации, за време на продирањето на енергијата во движење. За појасно да се разбере распространувањето на брановите низ просторот може да го споредиме со брановите кои настануваат кога во вода ќе фрлиме камен. Тогаш брановите се шират од центарот, т.е. местото каде што паднал каменот кон периферијата. Енергијата на бранот се опишува преку формулата ( $c=\lambda \cdot \nu$ ), каде  $c$  е брзина на светлоста,  $\lambda$  е бранова должина и  $\nu$  е фреквенција.

### 2.4.2 Рентгенски зраци како корпускули-Квантна теорија

Понекогаш својствата на рентгенските зраци подобро се опишуваат преку квантната теорија. Снопот на рентгенските зраци е составен од кванти на електромагнетното зрачење, кои се нарекуваат фотони и имаат енергија ( $E=h \cdot \nu$ ), каде  $h$  е Планкова константа. Фотонот е електрично неутрален и постои само во движење. Двете природи на рентгенските зраци меѓусебе се неделиви. Да се пресмета квантот на



електромагнетното зрачење потребно е да се знае брановата должина за зрачењето, која е карактеристика на брановото движење. При опишување на пооделни интеракции и појави ќе биде повеќе изразена брановата или корпускуларната природа на рендгенските зраци.

## 2.5 Својства на рендгенските зраци

Рендгенските зраци се невидливи и се шират праволиниски низ просторот, односно од фокусот се движат праволиниски дивергентно, при што создаваат облик на конус. Создавањето на рендгенска слика подлегува на законите на централна или фокусна проекција, без прекршување на зраците. Централниот зрак престапува основа на конусот. Низ вакуум рендгенските зраци се движат побргу од брзината на светлината. Предизвикуваат флуоресценција (ЛУМИНИСЦЕНЦИЈА) и фосфоресценција.

### 2.5.1 Флуоресценција и Фосфоресценција

Флуоресценцијата е способност некои материи да светат кога се изложени на рендгенско зрачење и престануваат да светат кога ќе престане рендгенското зрачење. Фосфоресценција е способност на некои материи да светат кога се изложени на рендгенско зрачење и продолжуваат да светат и по престанокот на рендгенското зрачење повеќе минути или часови. Својството некои материи да флуоресцираат кога ќе бидат изложени на рендгенски зраци е искористено при производството на флуоресцентни фолии и екрани.

Флуоресцентните екрани го означуваат почетокот на флуороскопијата и дијаскопијата, а флуоресцентните фолии го овозможуваат осветлувањето на рендгенскиот филм во касетата, со што се редуцира зрачната енергија потррабна да се добие квалитетна слика. Ако рендгенските зраци паднат на флуоросцентен екран предизвикуваат ефект на флуоресценција. На тие места на екранот се добиваат светли точки, тој едноставно почнува да побелува. Значи, на местата на кои рендгенските зраци паѓаат интензивно, се добиваат светли подрачја, а на местата на кои тие не стигнуваат се добиваат темни подрачја. Логично заклучуваме дека коските ќе дадат темни, а воздушните структури светли подрачја. Овој приказ е обратен (инверзен) во однос на рендгенскиот филм.

Флуороскопијата ја користиме при динамички испитувања, кога сакаме да ги визуелизираме движењата на органите како што се белите дробови, дијафрагмата и срцето. За испитување на гастроинтестиналниот тракт, односно езофагусот, желудникот, тенкото и дебелото црево. Прегледот го врши радиолог во затемната просторија, заштитен со оловна престилка и со оловни очила, а пред прегледот неопходна е адаптација на очите во потполна темнина која некогаш трае и до 15 мин.

Сликата што се добива на флуоресцентниот екран има многу слаб квалитет.

Флуороскопијата која како метод интензивно се користеше до крајот на шеесетите години, Денес оваа метода е заменета со индиректна аналогна технологија, но за жал, таа се уште се користи во некои здравствени центри во Македонија.

### 2.5.2 Апсорпција

Рендгенските зраци продираат низ материјата и делуваат на електроните во сите длабочини, за разлика од светлосните зраци кои делуваат на површината на материјата.

Рендгенските зраци при продирање низ материјата слабеат, а слабењето зависи од брановата должина на зраците и од густината на материјата. Зраци со покуса бранова должина имаат поголема продорна моќ, слабењето е послабо и помалку се апсорбираат. Материја со поголема атомска тежина има поголема густина и слабењето и апсорпцијата на зраците е поголема.

Човечкото тело е изградено од ткива и структури со различна градба, различна густина и дебелина, така да различно ќе биде слабењето и апсорпцијата на зраците при продор низ нив, што ќе резултира со слика од црни преку сиви кон бели тонови. Некои од нив речиси целосно ги апсорбираат рендгенските зраци, други целосно ги пропуштаат а некои пак тоа го прават само делумно. Ако рендгенските зраци паднат на ткиво (орган) што содржи воздух (белите дробови, на пример) лесно ќе се пробијат низ структурите и ќе стигнат до филмот, предизвикуваќи поцрнување. Ако рендгенските зраци паднат на компактна структура (коска) во добар дел ќе бидат апсорбирани, па нема да стигнат до филмот. На тие места од филмот ќе добиеме светли, бели полиња. Ако рендгенските зраци минуваат низ органи изградени од меки структури (мускули) само делумно ќе се апсорбираат, давајќи му на филмот нијанси на сиви зони. Масното ткиво полесно ги пропушта рендгенските зраци од меките ткива, па неговата нијанса на филмот ќе биде потемна. Со тоа се добива контрастност на сликата, како резултат на четирите природни контрасти на човечкото тело при продор на рендгенски зраци (коска, меко ткиво, масно ткиво и воздух).

### 2.5.3 Јонизација

Рендгенските зраци кога поминуваат низ материјата создаваат јонски пар, односно предизвикуваат јонизација. Тоа претставува расцеп на неутралниот атом во електрично позитивен и електрично негативен јон, кои во вид на струја патуваат кон спротивното електрично поле. Позитивниот јон се движи кон катодата и се нарекува анјон, а негативниот јон се движи кон анодата и се нарекува катјон.

Заради способноста да предизвикува јонизација на материјата кога поминува низ неа, рендгенските зраци предизвикуваат биолошки промени на живите клетки и ткива. Тоа денес се користи при лекување на разни болести, во прв ред на тумори.

#### 2.5.4 Фотографски ефект (црнење на филска емулзија)

Рендгенските зраци предизвикуваат и хемиски промени на материјата, како што е случај со фотолиза на фотоемулзијата на рендгенскиот филм, слично како при дејство на светлинат на филмот.

На местото на кое ќе падне зракот, на филмот се појавува црна точка (црнење). Ова е резултат на дејствувањето на рендгенскиот зрак на сребрениот бромид ( $\text{AgBr}$ ) од кој е изграден фоточувствителниот слој на филмот и неговото разложување на елементарно сребро ( $\text{Ag}$ ). Токму тоа го предизвикува феноменот на поцрнување. Оваа особина на рендгенските зраци се нарекува фотографски ефект (фотоефект).

Од досега кажаното произлегува дека рендгенскиот филм е, всушност, аналоген детектор на присуство на рендгенските зраци, а рендгенската слика - директен показател на нивното присуство и дејствување. Значи рендгенската слика е, всушност, мозаик од контрасти, од темни и светли површини. Мозаикот е верна слика на апсорпционите особини на човечковите ткива и органи.

Прикажувањето на органите и структурите на човековото тело на рендгенски филм со помош на рендгенските зраци го нарекуваме рендгенографија.

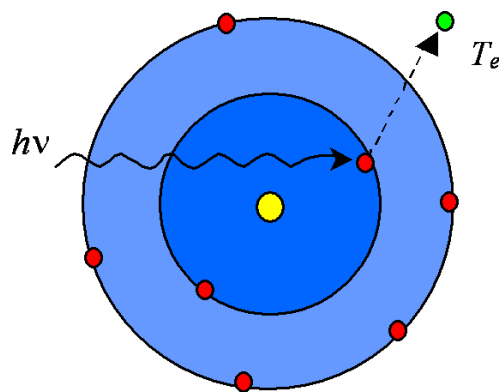
### 2.6 Интеракција на рендгенските зраци и материјата

Сите особини на рендгенските зраци, нивните својства и примена произлегуваат од процеси кои се јавуваат при интеракција на рендгенските зраци и материјата. Фотоните се способни да стапат во интеракција само со наелектризираните честички, па затоа на нивниот пат низ материјата на нив делуваат негативно наелектризираните електрони од обвивката на јадрото и позитивните протони од самото јадро. При интеракција на рендгенските зраци и материјата доаѓа до расејување (еластично и нееластично) и апсорпција. Постојат вкупно 9 начини на интеракција на фотоните со материјата од кои за нас се најинтересни: фотоелектричен ефект, Комптоново расејување, Томпсоново расејување и создавање на пар.

#### 2.6.1 Фотоелектричен ефект

Фотоелектричен ефект настанува кога примарниот фотон на рендгенските зраци ќе исфрли некој од електроните врзани за јадрото и при тоа фотонот во потполност се апсорбира, а исфрлениот електрон се

вика фотоелектрон.

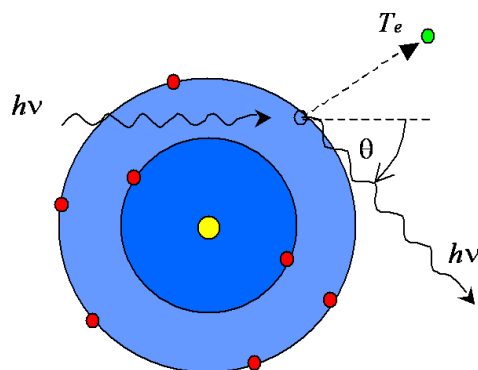


Слика 2-4 Фотоелектричен ефект

Фотонот енергијата ја троши на ослободување на електронот, а остатокот од енергијата се распределува помеѓу атомот и исфрлениот електрон. Создадениот фотоелектрон на својот пат продолжува со исфрлање на електрони од сите електронски обвивки се додека не ја изгуби својата енергија. Кога фотоелектронот ќе го напушти јадрото, неговото место го пополнува електрон од повисоките енергетски патеки и при тоа доаѓа до создавање на фотон.

## 2.6.2 Комптоново расејување

Комптоново расејување претставува судир на фотон со електрон кој е лабаво врзан, при што фотонот предава само дел од својата енергија на електронот и по судирот продолжуваат да се движат под одреден агол во однос на правецот на фотонот пред судирот. Фотонот сега поседува помала енергија и има поголема бранова должина во однос на примарниот фотон, односно се зборува за намалување на фотонското зрачење. И фотонот и исфрлениот електрон и понатаму се во меѓусебно дејство со материјата при што исфрлаат електрони и вршат јонизација се додека не ја потрошат својата енергија.



Слика 2-5 Комптоново расејување

### 2.6.3 Класично или Томпсоново расејување

Рендгенските зраци при преминот низ материјата само го менуваат правецот на движење и при тоа не ја губат енергијата. Слабењето на рендгенскиот сноп настанува само затоа што скршнува надвор од примарниот сноп. Можноста да се случи ова расејување е многу мала.

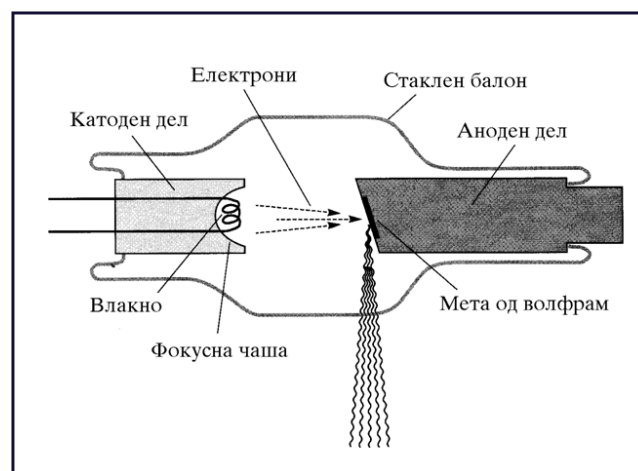
### 2.6.4 Создавање на пар

Да дојде до создавање на пар мора да се исполни предусловот енергијата на влезниот фотон да биде поголема или еднаква на  $1,02 \text{ MeV}$ . Процесот се одвива при интеракција на фотони во Колумбовото-то поле на јадрото, при што фотонот исчезнува, а се создава електрон и позитрон кои продолжуваат под одредени агли во однос на правецот на движење на влезниот фотонот. Во дијагностичката радиологија не се работи со толку високи енергии на зрачење, така да овој процес не е од особен интерес.

## 2.7 Извор на рендгенски зраци-рендгенска цевка

Се до 1913 година во радиологијата биле во употреба повеќе видови на цевки, од кои најзастапени биле јонската или гасната рендгенска цевка. Недостатокот на јонските цевки се состоел во лошиот квалитет, неуедначениот квалитет на зрачење што зависел од количеството на гас во цевката кој повремено се регенерирал. Во 1913 година Coolidge ја конструирал првата термоелектронска рендгенска цевка која е во употреба и денес.

Електронската рендгенската цевка претставува елипсовидна, стаклена цевка, од која е извлечен воздухот и постигнат е вакуум, која на едниот крај содржи позитивно наелектризирана анода, а на другиот крај негативно наелектризирана катода.

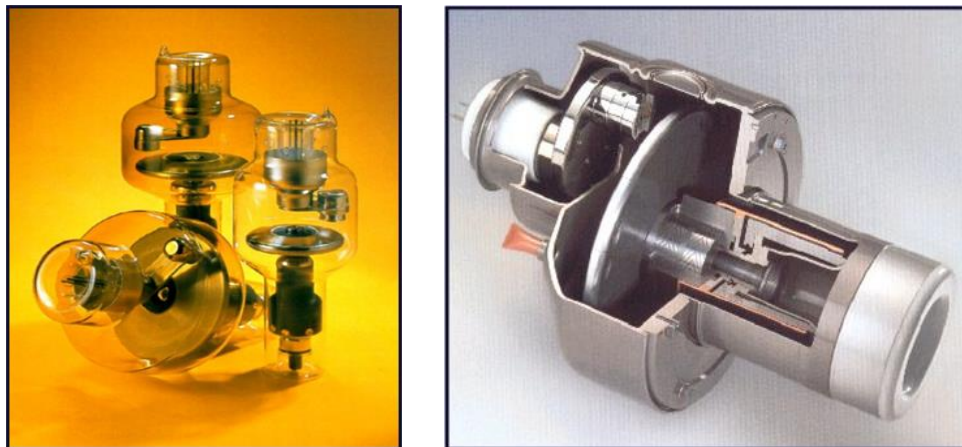


Слика 2-6 Шематски приказ на градба на рендгенска цевка

Катодата е изградена од метален цилиндер во чие средиште се

наоѓа спирала од волфрам, метал со атомска тежина од 183,86, со точка на топење од 3372 степени Целзиусови. Цилиндерот на катодата е поврзан со високонапонскиот трансформатор, додека волфрамовата спирала е поврзана со нисконапонскиот или катоден трансформатор (6-10V).

Анодата се наоѓа спроти катодата во другиот крај од стаклената цевка, па затоа се нарекува и антикатада. Анодата е во облик на печурка, постојано ротира придвижувана од мал електромотор, а бројот на вртежите во стандардните рендгенски цевки е до 3000 во минута. Кај суперотирачките аноди бројот на вртежи во минута се движи од 9000-12000. Периферниот или рабниот дел на анодата е закосен, изграден е од волфрам и има изглед на прстен. Брзите електрони кои доаѓаат од усвитената спирала на катодата под дејство на високиот напон, удираат во самиот раб на анодата, кој е под одреден агол во однос на правецот на движење на електроните. Се постојаното ротирање на анодата, постојано се менува местото на кое удира снопот од брзи електрони, а температурата што се создава при тоа се распределува на многу поголема површина дол работ на анодата. На овој начин се намалува оптоварувањето на анодата, се продолжува времетраењето на анодата, а со тоа и на самата рендгенска цевка, за разлика од старите рендгенски цевки со статична анода, со фокус од мали волфрамови плочки. Ладењето на анодата од настанатата топлина се изведува со воздух, вода, а најдобро е со употреба на масло за ладење.



Слика 2-7 Рендгенска цевка

Слика 2-7 Стаклената рендгенска цевка е сместена во метален таканаречен туто оклоп, кој не заштитува од неконтролирано зрачење и од високиот напон, а рендгенските зраци поминуваат низ стаклено прозорче. Туто оклопот се состои од метален дел, порцелански дел на половите и оловна обвивка.

### 3. КОНВЕНЦИОНАЛНА ТОМОГРАФИЈА

Еден од најголемите недостатоци на конвенционалната планарна радиографија е неможноста да се добие информација за одреден слој од ткивото или органот, бидејќи сликата е производ на тотално слабеење на ртг. снопот кој проаѓа низ пациентот.

Томографската техника е развиена со цел да се разделат преклопените анатомски детали и да се добие слика на пресек или на слој кои носат информации од длабочината на органот.

За таа цел постојат две општи врсти на томографија:

- Линерана или конвенционална томографија која произведува надолжен пресек и
- Компјутеризирана аксијална томографија која произведува аксијален пресек.

#### 3.1 Линеарна томографија

Линеарната томографија дава информации за лингитудиналниот пресек со синхронизирано движење на ртг. цевката и касетата со филм, околу оска или рамнина на ротација. Оската на ротација е таа која што ја одредува рамнината на пресекот и се наоѓа на длабочина која што сакаме да ја прикажеме на филмот. Сликата која што се добива е замачкана заради мешање на вбивањето или задушубањето на ртг. зраците од двете страни на рамнината која што е од интерес за снимањето.

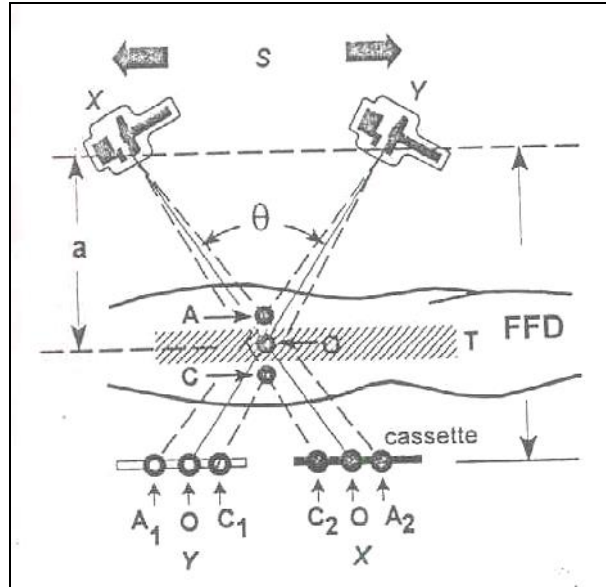
Линеарна томографија се добива при експозиција на филмот со ртг. зраци додека рендгенската цевка и филмот синхронизирано се движат. Рендгенската цевка и филмската касета се поврзани и се движат околу центарот на ротација или оска на ротација (O). Постапеноста на оската на ротација ја одредува положбата на томографската рамнина. Цевката и држачот на касетата се поврзани така што за време на експозицијата цевката и касетата се движат во спротивна насока и го поминуваат растојанието (S) од (X) до (Y) под агол ( $\theta$ ).

Растојанието од цевката до касетата (FFD) може да биде изменето. Томографската рамнина е на точката O и дебелината на пресекот е T. Длабочината на пресекот (a) може да биде изменета, со движење на точката на центарот на ротација.

$$T = \frac{2B \times a^2}{FFD \times S} \qquad T = \frac{2B \times a}{FFD \times \tan \theta}$$

Горните равенки и пресметките со прикажаните параметри се употребуваат за да се одреди дебелината на пресекот, каде што B е

прифатливо замачкување за покриените пресеци **A** и **C** прикажани на слика 3-1. Секоја точка на сликата во томографската рамнина **O** е проектирана на филмот и се движи точно како **O** маркерот на касетата на слика 3-1, останувајќи потполно остро или јасно одредена.



Слика 3-1 Систем за линеарна томографија на која се гледа поврзаноста на ртг. цевката со касетата со филм и нишањето на цевката (FFD растојание од фокусот на цевката до филмот; **S** движење на цевката; **a** растојание од цевката до оската на ротација, длабочината на пресекот;  $\theta$  агол на нишање или осцилација; **B** прифатлива вредност на замаглување за покриените пресеци (0,7 mm).

Точките на сликата кои не се на томографската рамнина (**A** и **C**) ја менуваат својата положба на филмот (**A1**, **A2** и **C1**, **C2**) и затоа се грешно регистрирани како што касетата се движи, така да продуцираат издолжена или замагледна слика, долж насоката на движење на цевката или филмот. Замаглувањето се зголемува како што се одалечуваат точките од томографската рамнина. Дебелината или широчината на томографската рамнина **T** се намалува со зголемување на аголот на ротација  $\theta$ . По неколку патувања само сенката на **O** и на останатите објекти на томографската рамнина остануваат јасни или остри, бидејќи нивната положба на филмот не се менува. За разлика од нив, положбите **A** и **C** се движат и ја менуваат положбата на филмот и заради тоа тие се замачкани на филмот во насока на движење на цевката и филмот. Во пракса се среќаваат региони од двете страни на рамнината на центарот на ротација каде што замачкувањето е минимално.

Широчината на слојот што е во фокусот на ротација се намалува:

- Кога аголот на осцилирање или нишање се зголемува
- Кога растојанието помеѓу цевката и центарот на ротација се намалува или кога се зголемува

Минималната практична дебелина за овој слој изнесува 1 до 2 мм,



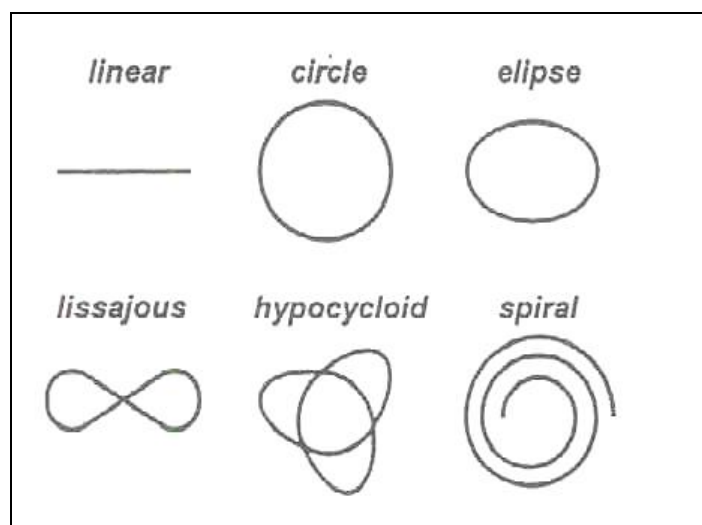
бидејќи контрастот на објектот зависи од разликата во емитување на x-зраците, за било кои две области во слојот на фокусот, било да е по заслуга на разлика во дебелината (густината) или на стапката на релативната атенуација  $\mu$  за единица на густина (коска или меко ткиво). Многу тенок слој ќе прикаже мала разлика во емитувањето на x-зраците. Со зголемување на аголот на нишање (потенок слој) исто така ќе се зголеми радијационата доза на органите и ткивата надвор од рамнината на интерес.

### 3.2 Движења на томографот

Движењата на цевката за линеарна томографија може да има различни облици, а достапни за комерцијалните томографи се: линеарно, кружно, елипсно, во вид на осумка, хипоциклоидно, спирално.

**Линеарно,** Наједноставно и најевтино движење, но со сериозни ограничувања: Кога аголот на нишање се зголемува, цевката и филмот се подалеку од оската на ротација кај екстремитетите одошто при нишањето кај централните делови; Покривните структури кои се паралелни со рамнината на нишање не се доволно замаглени на крајната слика. Замаглувањето е насочено.

**Нелинеарно,** Обезбедува замаглувањето на сликата да не е во насока и ги отстранува линеарните артефакти кои се гледаат при линеарната томографија. Движењето на цевката и касетата со филмот се синхронизирани околу центарот, рамнината на ротација како кај линеарната томографија. *Hypocycloidal*-ните движења се корисни за прикажување на убави детали, како кај внатрешното уво. Недостатоците кај нелинеарната томографија се во зголемување на цената на опремата и на времето потребно за експозиција, поради големото растојание кое треба да го изминат цевката и филмот.



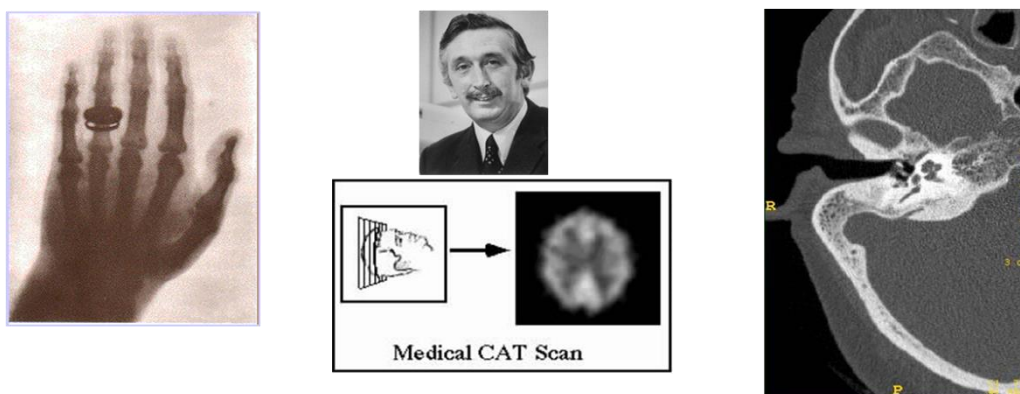
Слика 3-2 Видови на движења на апаратот за томографија

*Зонографија.* Томографија со стеснет агол, помал од 10 степени, која се употребува за дебел пресек со висока контрасна томографска слика. Покрвните структури на пример како ребрата може да бидат отстранети од сликата за да се прикажат само мекоткивните детали на белодробното. Денес линеарната томографија масовно е заменета од компјутеризирана томографија која зема се поголем замав, кој се должи на рапидниот технолошки напредок во конструкција на новата генерација на апарати за компјутеризирана томографија. Единствена предност која полека се губи е во цената на чинење на снимањето, но во споредба со добиениот квалитет и оваа предност исчезнува.

## 4. ИСТОРИЈА НА КОМПЈУТЕРИЗИРАНАТА ТОМОГРАФИЈА

### 4.1 Почетоци на компјутеризираната томографија

Компјутеризираната томографија (СТ) е создадена во 1971 година од страна на **сир. Godfrey Hounsfield**, и британската компанија **EMI Ltd.**, со што оваа неинванзивна техника ја демонстрира огромната вредност во дијагностиката на многу заболувања. **Hounsfield** успешно ја реализира својата идеја дека со употреба на компјутер може да се добие голем број на податоци, доколку претходно еден дел од телото се подложи на зрачење со рендгенски зраци во цел на медицински испитувања. Ова е од особено значење при испитување на мекоткивните органи кои скоро и да не може да се прикажат со класичните радиолошки методи. Рендгенските зраци кои поминуваат низ телото на пациентот и претрпуваат промени во интензитетот, паѓаат на детекторите кои енергијата на рендгенските зраци ја претвараат во електрични импулси, наместо во слика што е случај кај рендгенски филмови. Електричните импулси потоа се конвертираат во дигитални информации кои се подложни на голем број математички операции кои со компјутерска прецизност и брзина се изведуваат во сметачот и потоа истите се реконвертираат во аналогни информации кои ги добиваме во вид на видео TV-сигнал на мониторот. Сликата добиена на мониторот кај компјутеризираната томографија е математичка слика, а не класична рендгенска слика, која се добива со класична рендгенска фотографија.



Слика 4-1 Од првиот радиограм на дланка преку првиот СТ скен до денешниот СТ скен

Првиот апарат за компјутеризирана томографија е инсталиран во клиниката **Мајо** во 1973 година. Во просторот на поранешна Југославија првиот апарат за компјутеризирана томографија е монтиран во Загреб во 1975 година под водство на професор Гвозденовиќ. Во 1978 година е монтиран првиот апарат за компјутеризирана томографија на Институтот за радиологија во Скопје под водство на доајенот на македонската

радиологија професор Димитар Тевчев.

Денес во вискоразвиените земји во светот на секој 50000 жители доаѓа по еден апарат за компјутеризирана томографија. Во моментот во Македонија има вкупно 20 апарати, од кој 7 во Скопје, така да на еден апарат за компјутеризирана томографија доаѓаат 100000 жители.

Со компјутеризираната томографија може да се анализираат физичките својства на нормалните ткива, варијациите на патолошките лезии и без употреба на контрастни средства. Делови на телото кои може да се испитуваат со компјутеризирана томографија се: мозокот и сите околни структури; структурите на вратот, а особено ларингсот, плунковите жлезди, лимфните јазли и тироидната жлезда; белите дробови, медијастинумот, големите крвни садови, стернумот, ребрата, дојките; црниот дроб со жолчното кесе и жолчните патишта, слезената, панкреасот, бубрезите и надбубрежните жлезди, мочниот меур, простатата, утерусот, големите крвни садови, перитонеалниот и ретроперитонеалниот простор; коскените структури и околните меки ткива; рбетот и околните структури. Индикации за преглед се сите патолошки процеси кои може да се појават во горенаведените делови од човечкото тело. Контраиндикации практично и да нема, освен опасноста од изложување на рендгенски зраци.

Прегледот мора внимателно да се испланира, а услов за успешно изведување на прегледот е пациентот да биде мирен, доколку е потребно треба да се изведе и анестезија на пациентот.

Прегледот започнува со нативна серија во трансверзална рамнина, со ширина на пресекот од 10 mm, па се до 1 mm, што зависи од делот кој се снима. Доколку постојат индикации се дава и контрастно средство кое може да се аплицира: интравенозно, интравенозно во вид на инфузија, интравенозно во вид на болус, перорално и перректум. Индикација за примена на контрастно средство се сите експанзивни процеси, метастази, A-V малформации, апцеси и сите случаи со нејасни лезии.

Респираторните движења доведуваат до артефакти кои значително го намалуваат квалитетот на сликата, поради тоа пациентот добива информаци да не диши за време на снимањето, односно да диши меѓу поединечните скенови. Тоа е особено важно при снимање на белите дробови и абдоменот. Дишењето треба да биде рамномерно, не забрзано и не длабоко.

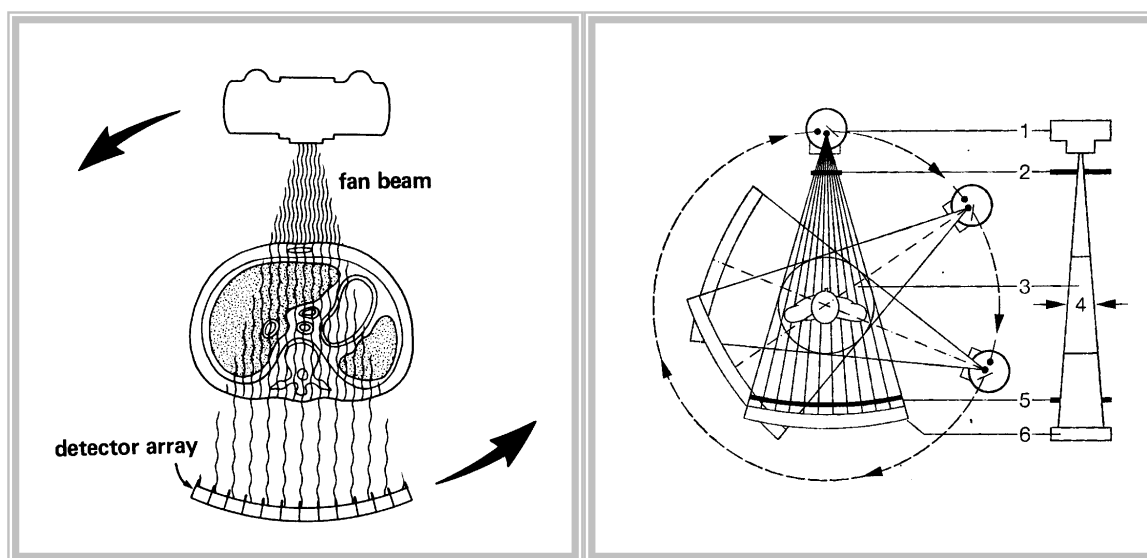
Сите патолошки лезии на скеновите на компјутеризираната томографија изгледаат како зони на зголемена или намалена апсорпција на рендгенските зраци, односно на зони со зголемен или намален дензитет. Со интравенска апликација на контрастното средство, се зголемува густината на повеќето лезии и се овозможува појасна демаркација со околните структури. Некои лезии не го зголемуваат дензитетот туку

обратно го намалуваат истиот по интравенската апликација на контрастно средство.

Директното мерење на вредноста на апсорпционите коефициенти изразена во Hounsfield-ови единици (HU) ни дава можност за прецизно носење одлуки за локализацијата и типот на лезијата.

Првата генерација скенери се состои од рендгенската цевка и детектор на сигнали монтирани на гентри, а нивното движење е ротационо и линеарно. Истото е случај и со втората генерација скенери, само што овде има повеќе детектори така да времето се намалува од 5 минути на 15 секунди за скен.

Третата генерација скенери е воведена во 1976 год., и има само ротаторно движење на цевката и детекторите, кои сега се неколку стотици на број, а времето потребно за еден скен изнесува 1 секунда.



Слика 4-2 Шематски приказ на апаратот за СТ III генерација

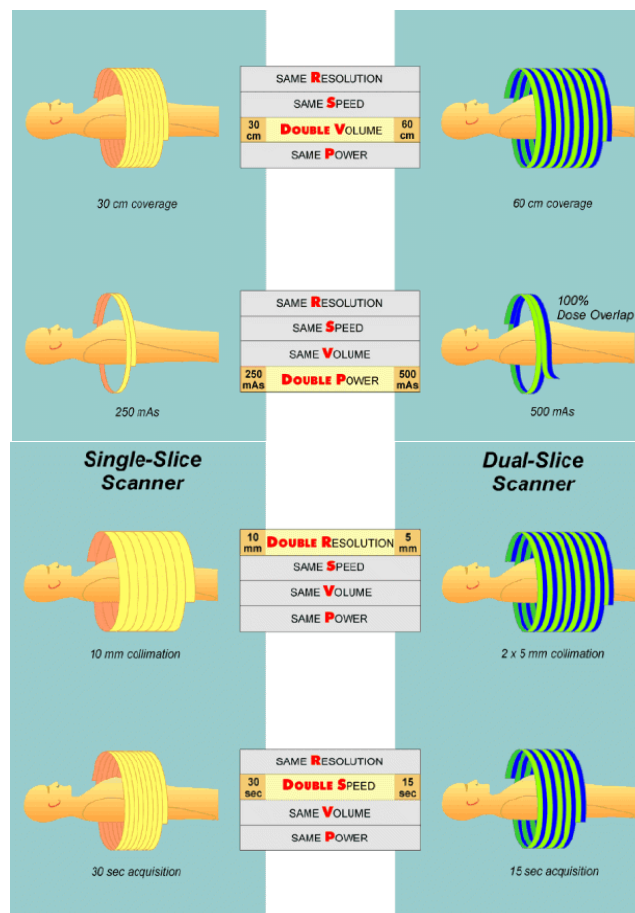
Четвртата генерација скенери има стационарен прстен од 600-4800 детектори а рендгенската цевка ротира околу пациентот. Петтата генерација скенери има фиксиран прстен од 400-800 детектори под агол од 210 степени поставени спротивно од изворот на рендгенски зраци. Цевката е механички фиксирана, на електронски подвижен извор на рендгенски зраци, со тоа што снопот од електрони паѓа на лента од волфрам, која е поставена околу пациентот под агол од 210 степени. Електронскиот сноп и фокална точка која се наоѓа на лентата од волфрам се принудени да осцилираат долж арката во интервал од 50 до 100 милисекунди. Изворот на рендгенски зраци се придвижува околу пациентот толку бргу да ги замрзнува сите движења на органите, вклучително и срцето. Со четири одделни и блиску поставени целни прстени, системот може да сними четири соседни слоја во кусо време.

СТ го користи својството да различни ткива обезбедуваат различен

степен на атенуација на рендгенските зраци кои минуваат низ одреден аксијален пресек. Притоа врши мерење на интензитетот на трансмитираната радијација која ја преобразува во електричен сигнал и ја дигитализира.

Додека човечкото око може да разграничи 16 нијанси на сива боја, нијансите на црнобелиот спектар претставени на мониторот варираат многу повеќе, од -1000 до +1000 Hounsfield-ови единици (HE) или CT единици или уште таканаречени атенуациони единици. На тој начин се обезбедува висок степен на контрастна резолуција и голема способност за детекција на мали разлики во дензитетот на мекоткивните сруктури.

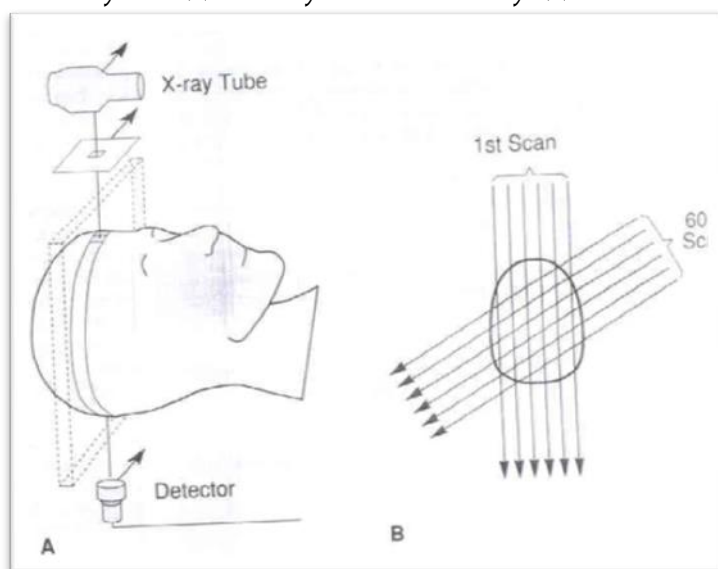
За практични дијагностички цели, со инјектирање на контрастно средство, се зголемуваат атенуационите разлики во пропорција со крвоснабдувањето на ткивото што се мери. Со подобрување на квалитетот на снимката, а посебно со воведување на скенерите со висока резолуција, како и multislice спиралните скенери од најновата генерација, CT го зацврстува своето место во евалуација на абдоминалните заболувања, а во тој контекст и во иследување на карциномот на желудникот.



Слика 4-3 Шематски приказ на работата на еднослојните Single-Slice и двослојните Dual-Slice скенерите

## 4.2 Првиот апарат за компјутеризирана томографија

Првата генерација скенери се состои од рендгенската цевка и детектор на сигнали монтирани на гентри, а нивното движење е ротирачко и линеарно. Единечната цевка и колиматорот произведуваат единечен теночен сноп, а единечниот сигнал детектор го мониторира интензитетот на трансмитираниот рендгенски сноп низ пациентот. Комплетниот скен се состои од 180 релетиции во чекори од по еден степен. По секое аголно придвижување, системот извор-детектор се придвижува линеарно (транслаторно) при што се формира група на проекции неопходни за реконструкција на слика. Снимањето на еден пресек е 5 минути, а реконструкцијата на сликата бара уште 20 минути. Истото е случај и со втората генерација скенери, само што овде има повеќе детектори (5 до 50) и лачен сноп на x-зраците со мал агол, така да времето се намалува од 5 минути на 15 секунди за скен.



Слика 4-4 а) Тесно колимиран ртг сноп и детектор се поместуваат напречно на пациентот, б) Гентрито се ротира незначително и започнува ново поместување, снопот е прикажан после 60 поместувања и ротации.

И кај втората генерација на СТ скенери движењето е на принципот на транслација и ротација. Вредностите на атенуација на снопот на една проекција се мери со линеарно (транслаторно) придвижување на системот цевка-детектори, а потоа процедурата се повторува за мерење на втората проекција, откога системот цевка детектори е ротиран за мал агол. Времето на снимање е намалено во однос на првата генерација скенери, но времето на снимање и големината на матрицата за реконструкција ја ограничуваа употребата на овие скенери само за преглед на глава. Третата генерација скенери е воведена во 1976 год., и има само ротаторно движење на цевката и детекторите, кои сега се неколку стотици (>400), околу пациентот и се поставени лачно, а не линеарно како кај првата и втората генерација на скенери. Аголот на

лачниот сноп е поголем во однос на претходните скенери, што овозможува истовремено мерење на атенуираниот сноп на иста проекција. Времето потребно за еден скен се намалува на 1 секунда. Калибрацијата на детекторите се изведува еднаш во рок од неколку часови. Четвртата генерација скенери има стационарен прстен на 600-4800 детектори кои се калибрираат двапати во текот на една ротација. Кај овие системи цевката ротира околу пациентот и внатре во прстенот од детектори кој е стационарен. Со третата и четвртата генерација на **СТ** скенери се овозможува снимање на сите анатомски регии, а во употреба се воведени и контрастни средства, за подобра визуелизација на васкуларизацијата, цереброспиналната течност и гастроинтестиналниот тракт. Со појавата на технологијата на лизгачки прстени кон средината на 80-те години се овозможи конструкција на скенери со континуирана ротација, со што се овозможува спирална техника на снимање. Во клиничка употреба првите спирални скенери се воведени кон почетокот на 90-тите години, а кон крајот на 90-тите се конструирани првите скенери со повеќе редови на детектори (мултислајсни **СТ** скенери). Петтата генерација скенери има фиксиран прстен од скенери, а цевката е механички фиксирана, но електронски подвижен извор на рендгенски зраци. Изворот на рендгенски зраци се извива околу пациентот толку брзо да ги замрзнува сите движења на органите, вклучително и срцето. Се состои од единечен извор на рендгенски зраци, мета е лента од тунгстен поставена околу пациентот за 210 степени и електронски сноп и фокална точка кои се приморани да се свиваат долж арката во 50 до 100 милисекунди. Спротивно на метата се наоѓа арка од 400 до 800 детектори под агол од 210 степени спротивно на метата. Со четири одделни и блиску поставени целни прстени, системот може да сними четири соседни слоја во кратко време или брзо продолжување.

**СТ** го користи својството да различни ткива обезбедуваат различен степен на атенуација на рендгенските зраци кој минуваат низ одреден аксијален пресек. Притоа врши мерења на трансмитираната радијација која ја преобразува во електричен сигнал и ја дигитализира. Додека човечкото око може да разграничи 16 нијанси на сива боја, нијансите на црно белиот спектар претставени на мониторот варираат од -1000 до +1000 Hounsfield-ови единици (HE) или **СТ** единици или уште таканаречени атенуациони единици. На тој начин се обезбедува висок степен на контрастна резолуција и голема способност да детектира мали разлики во дензитетот на мекоткивните сруктури.

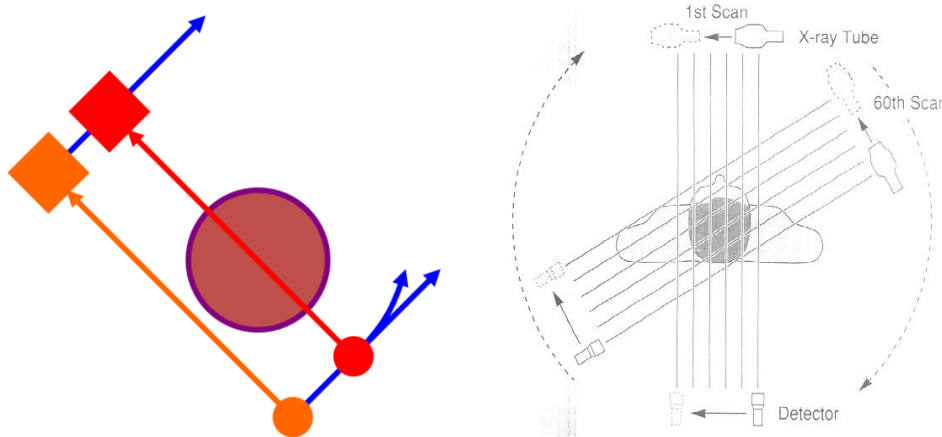
Компјутерската томографија, промовирана од Хаундсфилд (Hounsfield) во раните седумдесети години, се смета за најголемиот напредок во радиологијата од откривањето на рендгенските зраци. Дури ниту магнетната резонанција не успеа да го намали нејзиното значење.



Постојат многу дијагностички подрачја во кои, таа е се уште суверена и претставува метод на избор.

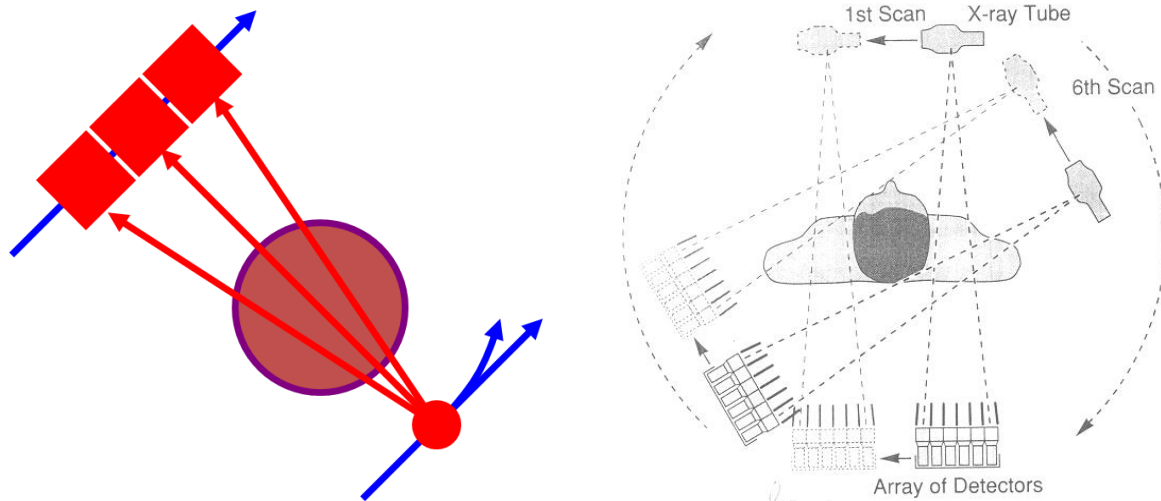
Компјутеризираната томографија (СТ) е типичен рендгенски метод кој за дијагностицирање ги користи рендгенските зраци. Системот се состои од рендгенска цевка во која се произведуваат зраци кои, во форма на ладало (fan beam), излегуваат од неа. Тие потоа се сведуваат на тесен сноп со ширина од 1-10 mm (се колимираат) и попречно (аксијално) се насочуваат низ телото на пациентот. Минувајќи низ него, во зависност од структурите на ткивата, делумно се апсорбираат. Како што се сеќавате, принципот на нивното дејствување го објаснивме во делот од рендгенографијата и флоуроскопијата. Наспроти рендгенската цевка поставен е систем од детектори. Рендгенските зраци во нив произведуваат електрични импулси чии интензитети се пропорцијални на интензитетите на зраците. Во некои системи детекторите се кристални, а во други гасни (Ксенонски). Просечниот број на детекторите се движи до околу 700. Рендгенската цевка и детекторите ротираат околу телото на пациентот. Аналогните електрични импулси произведени во детекторите, потоа, се дигитализират и компјутерски се обработуваат. Резултатите од компјутерската обработка на сите пресеци на ткивата ги добиваме на телевизискиот монитор во форма на слики со висока резолуција. Нив потоа ги снимаме на рендгенски филм како траен документ. Со СТ, добиваме голем број попречни (аксијални) пресеци на телото кои многу реално ни ја прикажуваат морфологијата и патологијата на човекот.

Првата генерација апарати за СТ се состоела од само неколку детектори. За да се опфати целосно делот што го снимаме, неопходно е детекторите и цевката најнапред да се движат попречно (translation), а потоа следува ротација (rotation) за секој степен. Првиот EMI скенер правел 180 транслации и ротации. Токму поради ова, времетраењето на секое скенирање е долго. Изнесува речиси 5 мин.



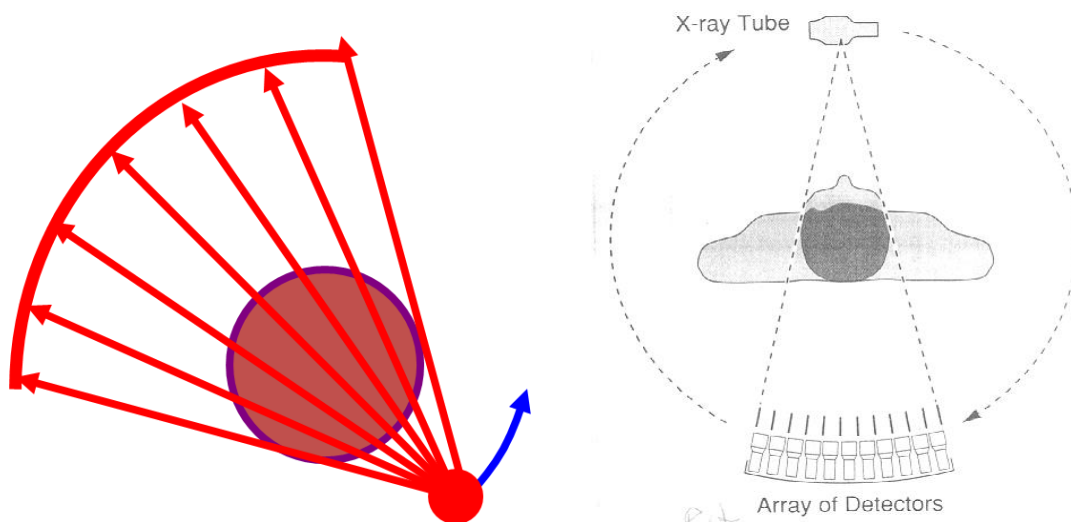
Слика 4-5 Прва генерација СТ: еден детектор, транслација и ротација на цевката, паралелен сноп

Скенерот од втората генерација го користи истиот принцип на работа како и оној од првата, но бројот на детекторите е поголем (од триесет). Ротацијата не се врши на секој степен, туку на  $5-10^\circ$ . Времето на скенирањето е значително пократко, до 20 сек.



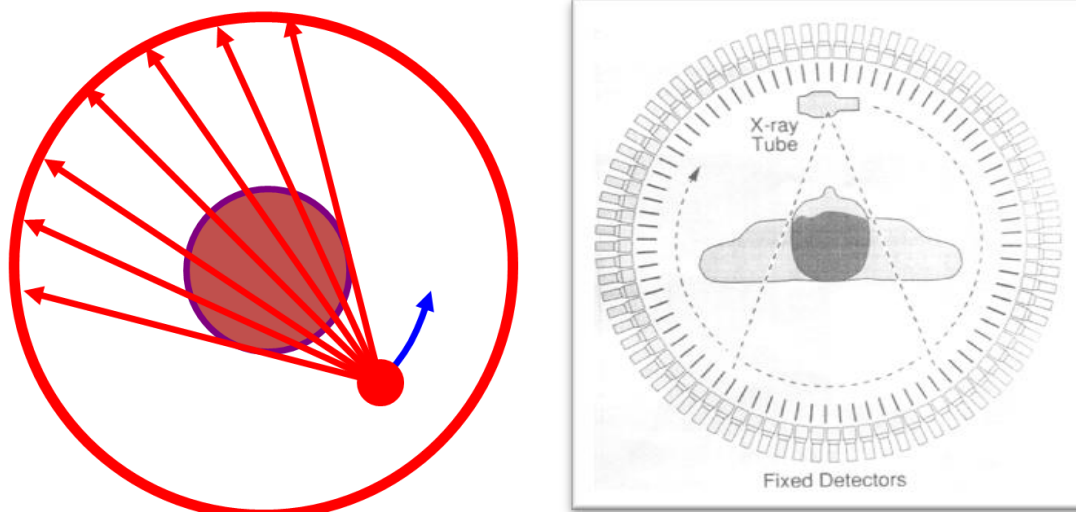
Слика 4-6 Втора генерација СТ: мултипни детектори, translација и ротација на цевката, мал сноп во вид на ладало

Скенерот од третата генерација има околу 700 детектори, ја користи **fan beam**-техниката, а цевката и детекторите само ротираат околу пациентот (нема translација). Овде времето на скенирање изнесува 1 сек.



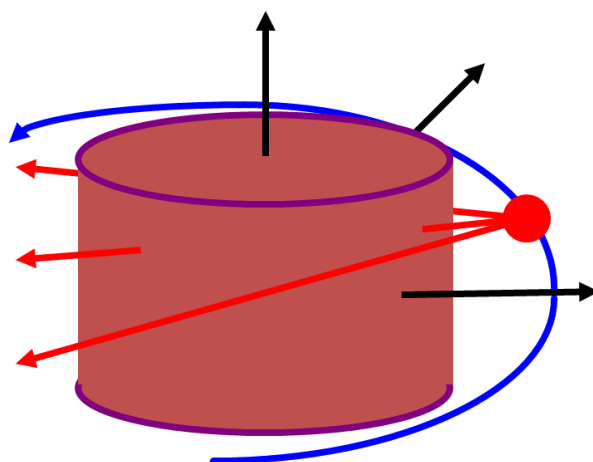
Слика 4-7 Трета генерација СТ: мултипни детектори, translација и ротација на цевката, голем сноп во вид на ладало

Во четвртата генерација скенери ротира само рендгенската цевка, додека детекторите се фиксирани и рамномерно распоредени по целата циркумференција на апаратот. Нивниот просечен број е 1000.



Слика 4-8 Четврта генерација СТ: фиксиран прстен од детектори, ротација на цевката, голем сноп во вид на ладало

Најновите спирални скенери имаат континуирана ротација на цевката и детекторите со синхронично движење на масата врз која лежи пациентот. На овој начин може да се скенира големо анатомско подрачје за само неколку секунди.

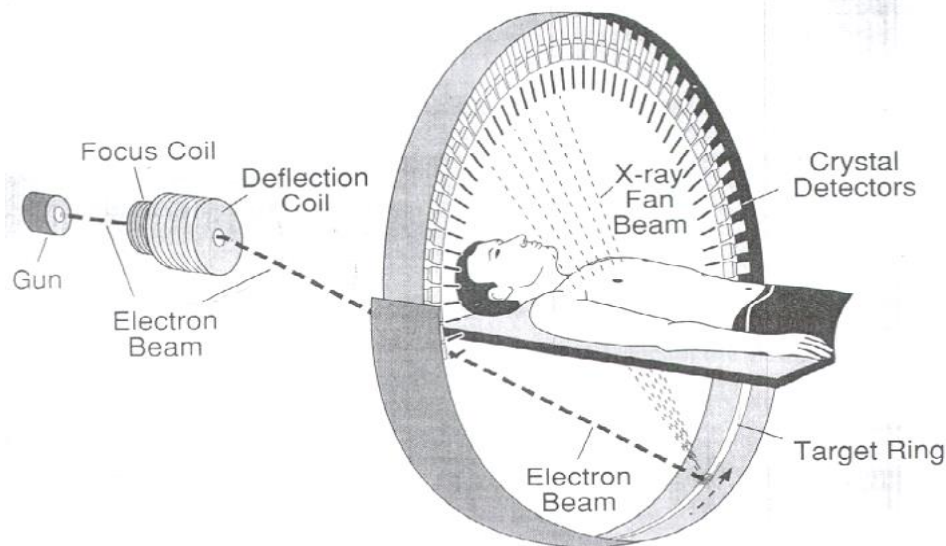


Слика 4-9 Спирално скенирање: Додека цевката ротира околу пациентот, масата се движи и се добиваат бројни слики на различни пресеци

Зошто СТ е супериорна во однос на класичните рендгенски снимања? Веќе знаеме дека во класичната радиологија постојат само четири природни контрасти: на воздухот, коските, мектисе ткива и масното ткиво. Исто така знаеме дека тие се резултат на различните степени на апсорпција на рендгенските зраци од страна на ткивата. Оттука произлегува дека на обичната рендгенска слика нашето око може да разликува само дваесетина различни нијанси на поцрнување на филмот.

Благодарелејќи и на големата контрастна чувствителност на системот за СТ, тој е во состојба да ни овозможи да разликуваме и до 4000 нијанси од црно до бело. Ова автоматски значи дека можеме да добиеме

многу поголема диференцијација на структурите и на ткивата и, при тоа, со голема прецизност да ги мериме и нивните апсорпциони вредности, односно нивната атенуација. Нив ги изразуваме во Хаундсфилдови единици (HU). Така, на пример, течноста дава апсорпциони вредности до околу 0 HU, коските 2000 до 3000 HU, воздухот до -1000 HU, паренхимните органи од 40 до 80 HU, масното ткиво до -100 HU итн.

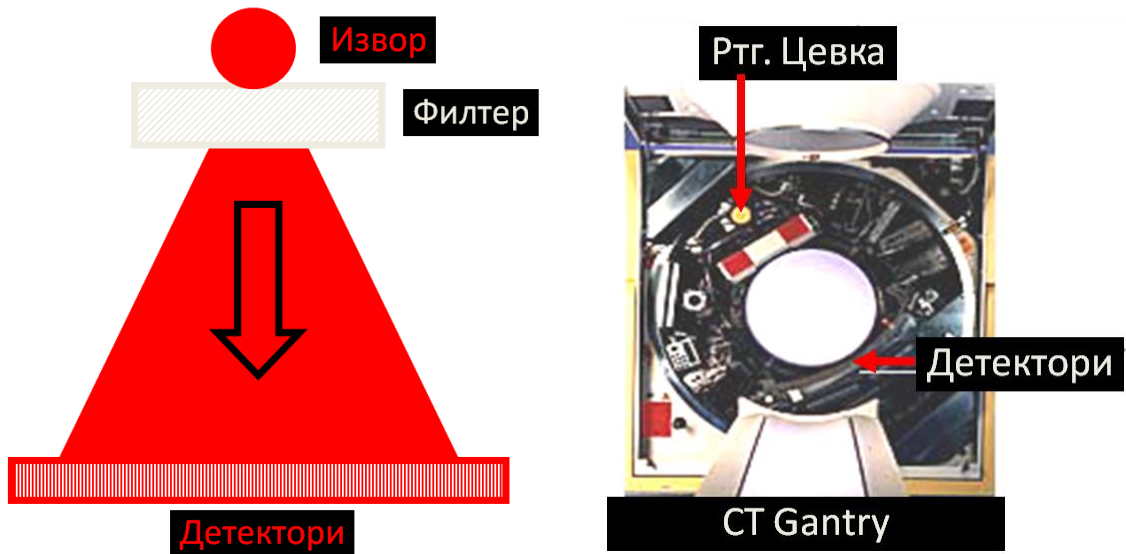


Слика 4-10 Петта генерација СТ: двоен извор, Е-сноп СТ скенер, брзина од 50-100 мс, дебелина на пресек од 1,5; 3; 6; 10 мм, ECG тригер, кардиолошки имидинг

Патолошките процеси ги менуваат атенуацијните вредности на нормалните структури што овозможува нивно брзо препознавање и диференцирање. Благодарение на вградената компјутерска програма за мултипланарна реконструкција на пресеците (MPR) можно е, врз основа на аксијалните пресеци, да се направи реконструкција на органот во која и да е рамнина, со што се овозможува оптимална визуелизација. Со системот за 3D добиваме тродимензионален приказ на структурите, а со опцијата за динамично скенирање можеме многу прецизно временски да ги следиме фазите на пребојувањата на ткивата со контрастни средства.

Пациентот легнува на масата за скенирање. Делот што го снимаме се поставува во отворот на уредот во кој се наоѓаат рендгенската цевка и детекторите, а кој се нарекува гентри (gantry). Прво правиме прегледна дигитална снимка на органот што ќе го скенираме (ТОПОГРАМ). Таа служи за планирање на подрачјето што ќе се снима, за одредување на аголот и бројот на пресеците што треба да бидат направени и за определување на растојанието меѓу нив (дебелината на пресекот). Во текот на снимањето, масата на која лежи пациентот се поместува за определено растојание, со што се овозможува постојано добивање на нови пресеци, претходно определени во топограмот. Во определени случаи, по нативната серија, правиме и серија по и.в. инјектирање на

контрастно средство со што, во значителна мера, се подобрува визуализацијата на ткивата и на патолошките промени.



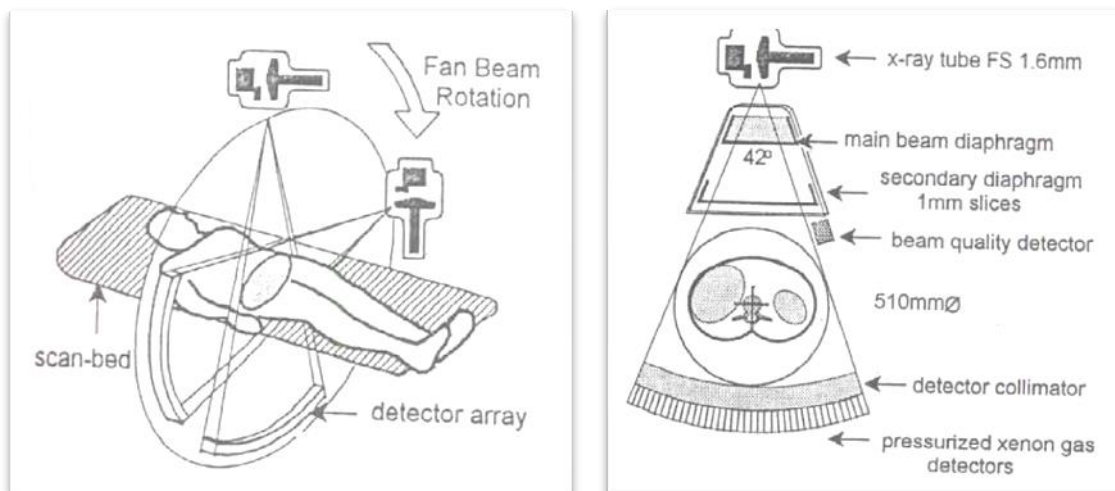
Слика 4-11 Шематски и визуелен приказ на гентрито од СТ скенерот

## 5. ПРИНЦИП НА КОМПЈУТЕРИЗИРАНАТА ТОМОГРАФИЈА

Компјутеризираната аксијална томографија (САТ или СТ) е комплетно различна од лонгитудиналната томографија и произведува радиолошки слики како трансаксијални пресеци на телото без какво и да е мешање меѓу пресеците или замаглување на сликата. Компјутеризираната томографија е дигитален процес за добивање на слика како производ на слики на одделни аксијални пресеци (трансверзални пресеци) при што нема мешање меѓу пресеците.

СТ го користи својството да различни ткива обезбедуваат различен степен на атенуација на рендгенските зраци кои минуваат низ одреден аксијален пресек. Притоа врши мерење на интензитетот на трансмитираната радијација која ја преобразува во електричен сигнал и ја дигитализира.

Додека човечкото око може да разграничи 16 нијанси на сива боја, нијансите на црнобелиот спектар претставени на мониторот варираат многу повеќе, од -1000 до +1000 Hounsfield-ови единици (HE) или СТ единици или уште таканаречени атенуациони единици. На тој начин се обезбедува висок степен на контрастна резолуција и голема способност за детекција на мали разлики во дензитетот на мекоткивните структури.



Слика 5-1 а) Основен дизајн на СТ скенер со извор на ртг. зраци, колимиран сноп во вид на ладало, кој ротира околу пациентот. Ртг. цевката и детекторите се фиксирани заедно во единствен ротирачки систем б) Извор на ртг. зраци, систем за колимација на снопот во вид на ладало и систем од детектори

За практични дијагностички цели, со инјектирање на контрастно средство, се зголемуваат атенуационите разлики во пропорција со крвоснабдувањето на ткивото што се мери. Со подобрување на квалитетот на снимката, а посебно со воведување на скенерите со висока резолуција, како и повеќеслојните (multislice) спирални скенери од

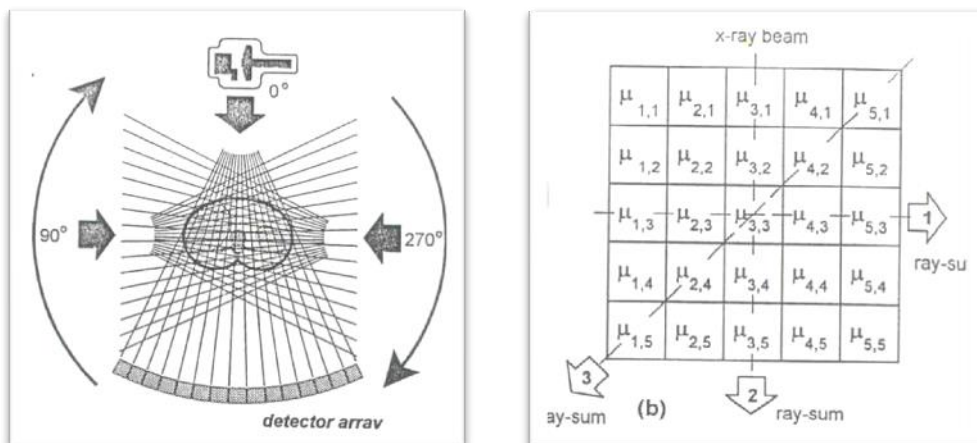
најновата генерација, СТ го зацврстува своето место во евалуација на заболувања на органите и системите, без исклучок.

Компјутеризираната томографија е томографска техника која се засновува на минување на х-зраците низ телото на пациентот пор различни агли. Снопот на зраци кој е колимиран на посакуваната дебелина на пресекот се насочува кон телото на пациентот, а на спротивната страна од цевката, детекторите го мерат интензитетот на атенуираниот сноп. Врз основа на измерените вредности со инверзна Радонова трансформација се пресметува вредноста на атенуацијата во секоја точка од набљудуваниот пресек. Пресметаните атенуирани вредности се преведуваат во СТ број кој се конвертира во сива скала која е додадена на поединечните елементи на сликата.

## 5.1 Геометрија на снопот

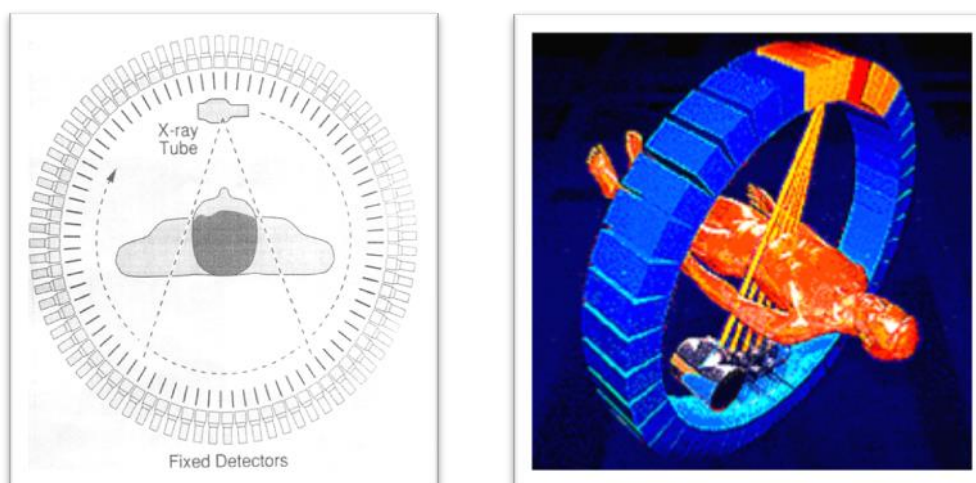
Современите СТ апарати се состојат од ртг. цевка која ротира, колиматори на снопот и неколку реда на детектори до 800 на број. Снопот распределен во вид на ладало ротира во серија на проекции или агли при што покрива целосни  $360^\circ$  околу пациентот. Кај секоја проекција (до 1000 се типични за новите скенери) се прави мерење на атенуацијата на снопот. Примарната и секундарната дијафрагма на снопот (колиматори) ја контролираат дебелината на пресекот. Детекторот за мониторирање на квалитетот на снопот, на секоја проекција го мери квалитетот на снопот. Првите апарати користеа мешани движења (линеарни и ротациони) за аквизиција на податоците, но тоа се одвиваше многу бавно. Третата генерација на скенери користи сноп во вид на ладало кој има само ротациско движење и има многу брзо време на аквизиција на податоци, приближно 1-2 секунди за поединечен пресек. Податоците за сликата се добиваат со ротирање на снопот во вид на ладало околу пациентот во серија од пресеци, при што комплетира  $360^\circ$  во еден замав ( $360$  проекции =  $1^\circ$  за проекција;  $720$  проекции =  $0,5^\circ$  за проекција). Ротирачкиот сноп во вид на ладало просторно создава матрикс од келии со податоци преку пресекот на пациентот за време на ротација од  $360^\circ$ , овие се меморирани во меморијата на компјутерот како матрикс од податоци или атенуациони вредности. Прецизноста на движењето на машината влијае на фината резолуција на матриксот. Целиот механизам (ртг. цевка, детектори и електроника) тежат околу 500 kg и мора да се движат со прецизност поголема од 0,01 мм. Мал матрикс од 5 x 5 елементи претставува централна област од овие сместени податоци кои содржат индивидуални коефициенти на атенуација  $\mu$ . Нивниот збир е достапен за време на собирањето на податоци како збир на зраци. Трансаксијалната слика се формира со калкулација на индивидуалните  $\mu$  вредности внатре во матриксот, користејќи техники за реконструкција на слика. Крајниот резултат е комплетна дигитална

матрица чии елементи ги претставуваат индивидуалните линеарни коефициенти на атенуација за секцијата или пресекот во рамнина на зрачниот сноп. Базичните математички пресметки ко се употребуваат, за прв пат биле претставени од **J. Radon** во 1913 година.



Слика 5-2 а) Прикажување на конструкцијата на келиите на матрицата за време на ротација на снопот во вид на ладало (проекција на матрицата на сликата), б) Мал отсечок од крајната матрица прикажува поединечни вредности на атенуацијата комбинирани како зрачен збир

Кај четвртата генерација на СТ скенери се користи прстен од фиксирани детектори, а цевката ротира внатре во прстенот околу пациентот. Геометриското неподредување ја ограничува големината и длабочината на детекторите што не е случај кај детекторите од третата генерација. И кај третата и кај четвртата генерација скенери, цевката мора да се врати на почетната положба по секоја ротација.



Слика 5-3 Шематски приказ на апаратот за СТ IV генерација

За време на секоја проекција сигналите од детекторите даваат информација за тоталната ткивна атенуација меѓу изворот и детекторот. Доколку е добиен недоволен број на проекции, се гледаат линии. Вкупно

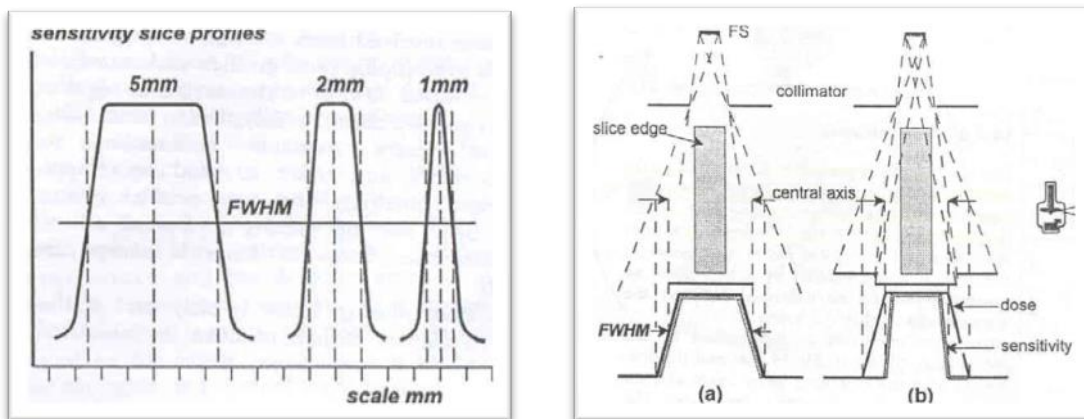


500 проекции се доволни за матрикс  $256 \times 256$  со  $1 \text{ mm}$  резолуција, каде што 1000 проекции бараат матрикс од  $512 \times 512$  со резолуција од  $0,5 \text{ mm}$ .

Секвенционалните машини со ниска спецификација со сноп во вид на ладало може да имаат 384 детектори или 8 детектори на  $1^\circ$  со време на реконструкција од 9 секунди. Секвенционалните машини со средна спецификација со сноп во вид на ладало може да имаат 704 детектори или 18 детектори на  $1^\circ$  со реконструкција во реално време. Машините од четврта генерација имаат 2304 детектори или 6 детектори на  $1^\circ$  со време на реконструкција од 24 секунди. Машините со континуирана ротација имаат 768 (x2) детектори или 18 детектори на  $1^\circ$  со време на реконструкција од 4 секунди.

## 5.2 Дебелина или широчина на пресекот

Раздвојната резолуција на СТ системите мора да ги разгледа и резолуцијата во рамнина на пресекот, заедно со напречните на неа, кои се одредени со дебелината на пресекот. Висока резолуција во рамнина на пресекот може да се постигне само ако се совпаѓа со тенок пресек, така да резолуцијата треба да биде балансирана меѓу рамнината на пресекот и дебелината на пресекот. Дебелината на пресекот е одредена од колимацијата на снопот и се однесува и на појавување на снопот од x-зраци, како и на влезот во детекторите. Дебелината на пресекот се мери од неговиот профил како цела широчина на половина од максимумот (FWHM).



Слика 5-4 Сензитивен профил за 5, 1 и 1 mm дебелина на пресек. а) Споредба меѓу сензитивноста и профилот на дозата б) Со цел да се постигне остар сензитивен профил, потребна е одредена колимација на детекторите

Сензитивниот профил престапува важен фактор на СТ скенерот откако тој го одредува квалитетот на сликата. По зашилена косина на профилот по мало мешање на соседните, гранични пресеци кое ќе доведе до делумен волуменски ефект. Перфектниот сензитивен профил ќе биде правоаголен и за точкестиот извор на x-зраци ова може да се

постигне со едноставна колимација, како и да е за практичен систем каде фокалната точка има дефинитивна големина, геометриската неострина предизвикува пенумбра ефект и ја стега колимацијата пред влезот во детекторите доколку е потребно.

Откога има две положби на колиматорите кои го изоструваат снопот, една на излезот од ртг. цевката и вториот на влезот во детекторите, објектот или рамнината на пациентот (оска во дијаграмот) доживува зрачна тежина од пенумбрата дури и да мислиме дека ова е блокирано од колимацијата пред детекторите. Последователно сензитивниот профил и профилот на дозата имаат различна геометрија кога се мерат на оската. Поголемиот профил на дозата придонесува да порасне површинската доза, доколку се направи серија од слики на пресеци, во споредба со дозата која се добива од еден пресек. Ова е за време на препокривање на профилот на дозата и предизвикува фактор на насобирање на набивање. Факторот на насобирање на дозата е дел од севкупната слика од дозата на пациентот кај СТ.

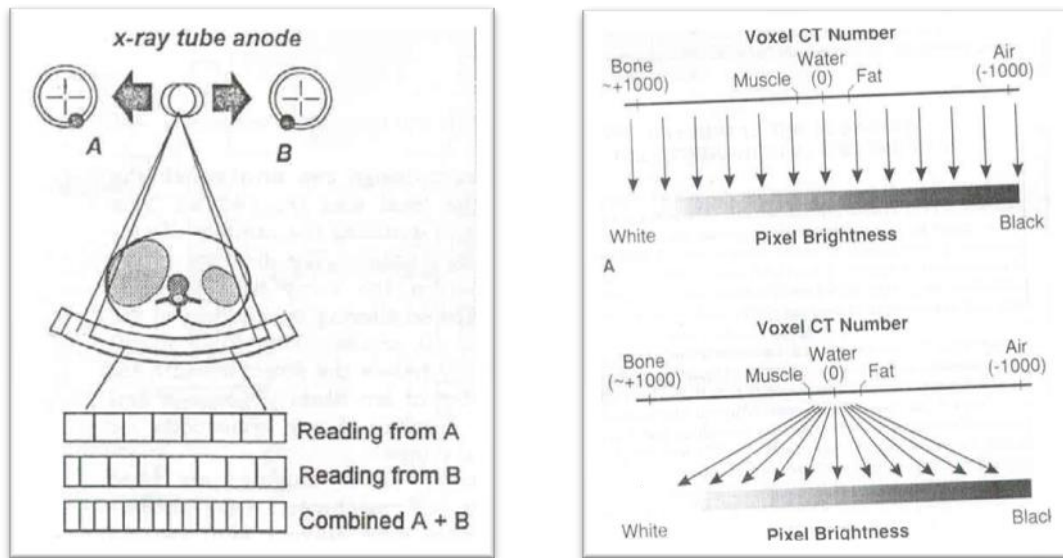
### 5.3 Производство на сноп на x-зраци во вид на ладало

СТ цевката има високи стандарди на изведба, откога мора да испорача стабилен, интензивен пулс од x-зраци фотони за секоја проекција. Снопот на x-зраци е високо филтриран со алуминиум и бакар за да произведе високо ефективна фотонска енергија. Цевката која се употребува кај умерените скенери има фокална точка од 1,6mm, анодно оптоварување од 1MJ, топлинска изложеност од 350кHU и максимална сила од 30kW, додека цевката кај брзите скенери има фокална точка од 0,8 – 1,2mm, анодно оптоварување од 2,7MJ, топлинска изложеност од 730кHU и максимална сила од 40kW. Интензитетот на x-зраците не сме да варира за време на циклусот на аквизиција зошто било каква варијација ќе биде третирана како разлика во апсорпција на сликата. Коefициентот на линеарната атенуација  $\mu$  е зависен од kV, така да варијација во ефективната kV енергија на снопот ќе произведе варијации на сликата.

Големината на фокалната точка на ртг. цевката ја одредува минималата големина на точката во центарот на скенираното поле, кое се проектира на лакот од детектори. Ова ја одредува сумата на информации која ќе се распредели преку лакот од детектори. Како што расте фокалната точка, точкестите информации се распределуваат преку поголем број на детектори, а ова ја лимитира резолуцијата.

Анодниот агол во ртг. цевката кај СТ скенерите е помал одошто кај нормалните ртг. цевки и површината на анодата е сосема рана и со аголна катода. Рамната анода овозможува рамномерно дистрибуција на топлината и dissipation. Ефектот на пета е минимизиран со дотерување на

катодно-анодната оска нормална на оската на детекторите. Модерните машини користат континуирано ротирачки сноп во вид на ладало, но исто така може да се флукуат на положба фокална точка. Ова има ефект на удвојување на бројот на проекции за време на скенот. Насоката на електронскиот сноп во ртг. цевката, магнетски се менува, така да се изместува положбата на фокалната точка на анодата.



Слика 5-5 Ртг. снопот се приклучува од една фокална точка на друга и ефективно се удвојува претворната моќ на детекторскиот лак

## 5.4 Атенуација (слабеене) на снопот

Компјутеризираната томографија работи со 125–130 kVp, што е за 50% повеќе од конвенционалните ртг. апарати, а дополнителната филтрација на снопот (2,5mm алуминиум со 0,4mm бакар) обезбедува висока (70–80keV) ефективна енергија. Ова го редуцира ефектот од ткивното зацврстување на снопот. Темата контраст на мекоткивните детали од оваа високо ефективна енергија и не зависи од фотоелектричната апсорпција што е вообичаено кај повеќето конвенционални радиографии, но доминантна интеракцијата е на нееластично или Комптоново зрачење кое ги отстранува x-зрачните фотони од главниот сноп. Откога снопот во вид на ладало ќе се стесни, високо колимиран, ртг. цевката и лакот на детектори исто така внимателно се колимираат, сумата на растурно зрачење која ќе допре до детекторите се минимизира, така да информациите за сликата се донесени од нерастурен сноп од x-зраци. Фотоелектричната апсорпција зависи од атомскиот број  $Z$  и густината, но Compton-овото растурање зависи од ткивната густина на електрони. Додека електронската густина во грам од меко ткиво е многу постојана во фиксен ткивен волумен, електронот во единица волумен варира. Ова ја дава ткивната диференцијација во СТ сликите.

Кога снопот поминува низ пациентот, фотоните со ниска енергија, со предност се преместени, ефективната енергија на зрачниот спектрум се зголемува и на тој начин вредноста на коефициентот на линеарната атенуација се намалува. Порастот на ефективната енергија предизвикува зацврстување, згуснување на снопот кој има влијание од дебелината на пациентот и ткивниот материјал, тој е полош за коска.

Апсорпцијата на монохроматскиот ртг. сноп, со зголемување на длабочината водата ќе даде прави линии за  $I_{in}$  поделено со  $I_{out}$ . Како и да е типичен полихроматски ртг. сноп ќе даде закривен одговор како што ниските енергии се филтрираат од подебела апсорбирачка пречка. Овој не линеарен одговор е предвидлив и овозможува корекција на згуснувањето на снопот во СТ сликите. Филтрацијата на цевката и алгоритмот за корекција, ги намалуваат артефактите од згуснувањето на снопот во конечната СТ слика. Корекцијата е добра за меките ткива еквивалентни на водата, но проблеми може да се јават доколку сликата содржи голема сума на коскено ткиво (глава). За да се намали згуснувањето на снопот, тој се филтрира со употреба на 0,25 до 0,4mm бакарни фолии, кои ја редуцираат широчината на спектрумот а исто така и интензитетот на фотоните. Ртг. цевките мора да бидат поголеми за да ја компензираат редуцијата на фотоните, последователно стапката на греење на цевката мора да биде повисока како што стапката на ладење на анодата го лимитира бројот и времетраењето на СТ скеновите. Високата излезна сила бара цевки кои се ладат со масло и кои имаат капацитет на загревање до 5МНУ.

## 5.5 Детектори на x-зраци

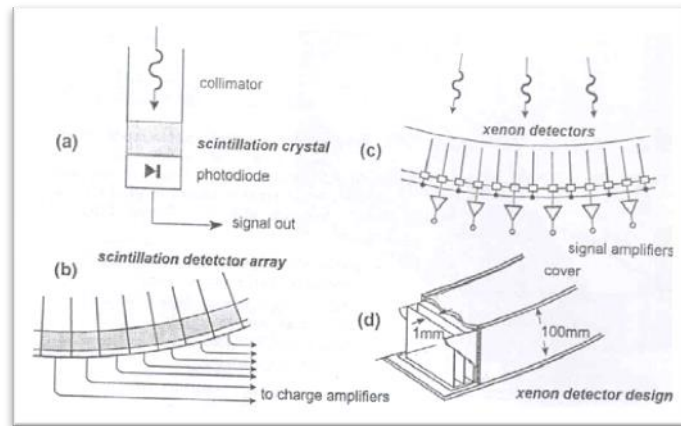
Три типа на детектори се соодветни за СТ апаратите:

- Мултипни сцинтилациски детектори со фото мултиплкатори
- Мултипли сцинтилациски детектори со фото диоди
- Единечни мулти-коморни детектори исполнети со инертен гас ксенон (xenon)

**Сцинтилациски детектори:** Првите СТ машини користеле сцинтилациски кристали и фото мултиплицирачки цевки како детектори на x-зраци. Фото мултиплицирачките цевки не може да обезбедат спакувана густина која е неопходна за снопот во вид на ладало, па беа заменети со фото диоди. Цезиум јодид и натриумхлор јодид како детектори даваат светлечки фотони во видливиот опфат, а содиум јодид во ултравиолетовиот опфат. X-зраците може да бидат детектирани со едноставни фото диоди кои може да се спакуваат во многу мал волумен на лакот.

Најголеми проблеми со сцинтилациските детектори се: релативно долго накнадно светење, следува по откривање на фотонот; стабилен излезен сигнал, зависи од снабдувањето со многу стабилен висок напон;

мултидетекторска униформност на одговорот е тешко да се одржи. Во духот на нивниот висок износ на ефикасност солидните направи беа сменети со гас детектори кои имаат повеќе предности.



Слика 5-6 а) Одвоени солидни сцинтилациони детектори со фото диоди и одвоена колимација, б) детекторски лак, ц) гасни (ксенон) детектори со длабоки комори, со сопствена колимација и засилувачи на сигналот, д) комплетен детекторски лак кој е составен од преку 700 одвоени детектори со големина од 1 mm.

**Гасни детектори:** Вообичаените детектори користат гас **xenon** со кој се исполнети коморите кои се помалку зависни од стабилна високо волтажна струја, присутна е изедначеноста и обезбедуваат вградена колимација. Гасот **xenon** со кој се исполнети коморите на детекторите има висок атомски број, кој ја зголемува фотоелектричната апсорпција во детекторот. Апсорпцијата понатаму се зголемува со одржување на гасот под притисок до 20 атмосфери ( $20 \times 10^5 \text{Pa}$ ) и со зголемување на должината на коморите. Под овие околности сензитивноста е околу 50% од сцинтилациските детектори. Комплетниот лак со детектори е поделен со електродни плочи во голем број на комори, до 1000. Секоја од нив го дели истиот волумен на гас, минимизирајќи ги варијациите во сензитивноста меѓу коморите. Електродните плочи кои ги формираат коморите исто така се однесуваат како колиматири, така да додатна колимација меѓу пациентот и детекторите е минимална. Секоја анода на детекторите го напојува приврзаниот засилувач, кој е приклучен на заедничкиот **A/D** конвертер (претворувач). Електродите на детекторот се подредени со фокусната точка на ртг. цевката. Ова е прифатен агол на детекторите, одреден од колимацијата на детекторите и големината на отворот на детекторите. Типична големина на отворот на детекторите е помеѓу 1 – 2 mm, за детектори со длабочина од 100 mm. Фиксираните детектори дизајнирани за четвртата генерација скенери имаат два геометриски центри, тој на гентрито и пациентот и тој од фокалната точка на ртг. цевката. Геометриското изместување во поредокот помеѓу снопот и центарот на детекторскиот лак дава агол на изместениот сноп на површината на детекторот, така да само детектори со плитка

длабочина како фото диодите може да се користат за израмнување на различната геометрија и пакуваната густина на детекторите која влијае на резолуцијата е ограничена. Поради тоа дизајнот на фиксирани детектори стана непопуларен и покрај брзото време на скенирање.

Сигнал на детекторот: Тоа се аналогни, пулсно волтажни, кои варираат во висината во согласност со нивото на абсорпција. Тие се дигитализирани за процесирање од брзи аналогно-дигитални конвертори или претворувачи (ADC) кои се приклучени да работат за целиот детекторски лак. Побарувањата од идеален детекторски систем се: висока ефикасност за регистрирање на радиација; брзо време на одговор за регистрација на сета детектирана радиација; тесни и долги и постојани; голем динамичен опсег на детекторите, кој зависи од точноста и прецизноста на ADC. Во практиката детекторскиот систем е компромис помеѓу количината на ефикасноста на кој влијае дозата на пациентот, пакување на густината која влијае на резолуцијата и одговорот кој влијае на контрастот на сликата.

## 5.6 Основни параметри и протокол на снимање

Клиничката примена на СТ подразбира неколку различни начини на работа кои може да се реализираат со различни постапки на аквизиција и реконструкција на сликата. Гентритото делот од апаратот каде што се наоѓа цевката и детекторите може да се наведне под агол од  $\pm 30$  стрепени во однос на  $x$  – оската Оваа опција овозможува поставување на рамнината на сниманиот пресек директно низ структурите од интерес. Кај рутинските прегледи вообичаено прво се добива топограм (scout view). Топограмот може да даде фронтален или латерален приказ на делот од телото кој што сакаме да го снимиме, кој потоа се користи за ориентација, поточно за селектирање на регијата од интерес. Потоа се избира на чинот на снимање и параметрите на протоколот за снимање, кој го одредува начинот на аквизиција на податоците и реконструкција на сликата. Топограмот дава слика со голем динамичен опсег, но мала просторна резолуција, слично на слика која се добива при класично ртг. снимање. За време на снимањето на топограмот рендгенската цевка се поставува во фиксен агол во однос на пациентот, а столот со пациентот се движи низ гентритото со мала брзина.

## 5.7 Секвенционално снимање

Се до почетокот на 90-тите години секвенционалното снимање беше основен начин на работа на СТ скенерите. Под секвенционално снимање се подразбира мерење на вредностите на проекцијата долж 360 степени или парцијално долж 180 степени (за паралелен сноп кај првата и втората генерација на скенери) односно 240 степени за третата генерација на скенери. Откога ќе се измерат вредностите на

проекцијата која одговара на единечен пресек, пациентот се придвижува за растојание одредено со параметрите на протоколот на снимање. Потоа се мерат вредностите на проекцијата за новиот пресек и постапката се повторува се до крај на прегледот. Ова снимање трае подолго бидејќи е потребно време за запирање и повторно придвижување на масата со пациентот и гентритото. Освен подолгото време на снимање, недостаток на секвенционалното снимање е недоволниот квалитет на 3D сликата која се добива како реконструкција на податоците добиени со овој начин на снимање. Основни параметри на протоколот за секвенционално снимање се: струја и напон на цевката; агол на гентритото; дебелина на пресекот; број на пресеци; поле на снимање (FOV); придвижување на масата; насока на снимање; реконструкциона матрица и алгоритам на реконструкцијата (конволуционен филтер).

## 5.8 Спирално СТ снимање

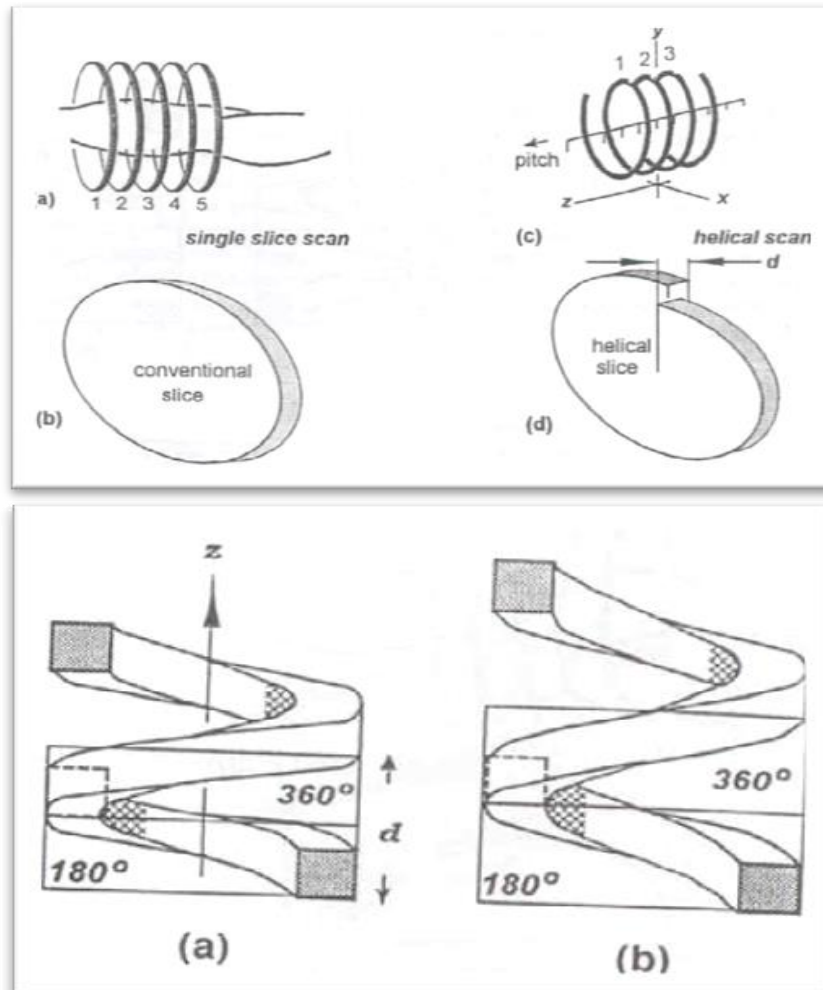
Последните години спиралното снимање е стандардна техника во се поголем број клинички апликации. За разлика од секвенционалното снимање каде прегледот се реализира со sukcesивно снимање на единечните пресеци, кај спиралното снимање пациентот низ гентритото се движи со униформна брзина, додека системот ртг. цевка – детектори ротира континуирано. Снопот на x-зраци за време на ова снимање во однос на пациентот опишува спирална патека, па поради тоа овој начин на снимање се вика спирално снимање. СТ сликата може да биде реконструирана на било која положба внатре во сниманата регија, така да положбата на масата не е во врска со положбата на пресекот. Реконструираниите слики може да се преклопуваат, а при тоа да не се зголемува дозата на зрачење. Растојанието меѓу реконструираниите пресеци се нарекува реконструкциски интервал, инкримент или индекс. Колимацијата на снопот, односно номиналната дебелина на пресекот и брзината на движење на масата може да се избираат одделно, независно едно од друго. Односот на придвижување на масата и дебелината на сниманиот пресек се нарекува (pitch) фактор и се означува  $p$  со и за скенерите од третата генерација е даден со формулата:

$$p = \frac{d}{S}$$

каде  $d$  е придвижување на столот по полна ротација во mm, а  $S$  е дебелина на снимените пресеци. Со зголемување на пич факторот се намалува дозата на зрачење, а се зголемува должината на сниманата регија.

Спиралните прегледи траат значително пократко од секвенционалните, односно со оваа техника повеќето прегледи може да се реализираат во текот на само едно задржување на воздух, со што се избегнуваат артефакти за време на респираторните движења и

овозможуваат ефикасно воочување на мали промени кои не мора да бидат регистрирани во тек на секвенционално снимање. Првичните недостатоци кои произлегуваат од континуираната работа на цевката при што се јавува поголем шум на реконструираната слика е надминат со напредна технологија во изработката на ртг. цевка. Големата количина на податоци што се добива во тек на аквизицијата и подолгото време за реконструкција на слика, со развојот на хардверот и софтверот времето на реконструкција на сликата е намалено на помалку од една секунда.



Слика 5-7 (а, б) Аквизиција на континуирани, одвосни пресеци со комплетна периферија на пресекот. (ц, д) Спирална аквизиција со движење на масата за време на континуирана аквизиција дава инкомплетна периферија на пресекот. Поглед од горе на движењето на системот цевка детектори околу објектот за две дотерувања на *pitch*, со редуција на *d*.

Има одредени ограничувања при собирање на податоци како допирни аксијални пресеци, особено кога мали лезии биле прикажани откако тие можеле да бидат пропуштени, доколку се случело да бидат локализирани меѓу соседни пресеци. Протоколот на допирните пресеци, иако дава комплетен дисковиден пресек, вклучува продвижување (задоцнување) меѓу пресеците. Овие серии на настани содржат време на



доцнење меѓу скеновите (ISD) и додава сигнификантно време на клиничката студија, при што предизвикува проблеми доколку пациентот мора да го задржи здивот или доколку се присутни движења од страна на пациентот. Податоците кои недостасуваат меѓу пресеците исто така даваат непостојаност на 3D реконструираниите слики. Следејќи го болусот од јоден контраст низ анатомскиот отсечок, исто така произведува непотполни податоци ставени за одреден ISD. Поради овие причини спиралното или хелично скенирање беше претставено во 1989 година за непрекинато собирање на CT податоци, додека во исто време се придвижува пациентот низ гентритото. Спиралното скенирање става одредени ограничувања на CT машината како: поврзување на цевката и детекторите ослободено од кабли; моќта на ртг. цевката мора реално да се зголеми; алгоритмот на реконструкција на сликите мора да го земе во обзир спиралниот облик на отсечокот кој е резултат на снимањето. Откога пациентот се движи со константна стапка низ гентритото, за време на аквизиција на податоците, обликот на пресекот нема да биде во облик на едноставен диск, туку ќе има преклопување меѓу пресеците во секој оддел од 360 степени во низот од пресеците. Степенот на преклопување зависи од височината (pitch) на скенот која е контролирана од стапката на придвижување на масата во правец на з оската размерно со брзината на ротацијата. Тоа е разлика помеѓу височината (pitch)  $\times$  1 каде масата се придвижува колку што изнесува дебелината на пресекот, споредено со височината (pitch)  $\times$  1,5 или 2 каде движењето на масата е поголемо одошто дебелината на пресекот. Поголемо дотерување на височината (pitch) ја зголемува дисторзијата на пресекот, како и да е ефективната ширина на пресекот се зголемува и побрзиот ткивен волуме е покриен со последователно помала доза на радијација на пациентот. Со цел да се надмине оваа дисторзија одредена форма на интерполација на податоците е потребна. Почетно тоа беше 360 степени линеарна интерполација (LI). Оваа процедура е означена во интерполацијата која се прави меѓу движењето  $z$  и  $z+d$  така корекциите за податоците слободно одредени со движењето на масата. Целосно 360 степени LI сега е заменет со 180 степени LI каде интерполацијата од спротивните 180 степени го редуцира спиралниот опфат кој се користи за реконструкција, поставеноста сега почнува од  $d/2$ . Оваа процедура ја намалува широчината на протегането на пресекот, дури се скенира со (pitch) 1,5 не се зголемува широчината на пресекот неповолно или во спротивен правец.

**Технологија на лизгачки прстени** Првиот услов за спирална аквизиција кај третата генерација на скенери е континуирано ротирачки собир од ртг. цевка и детектори, или кај четвртата генерација на скенери, ртг. цевката мора континуирано да ротира. Некоја форма на механизам на четка или на лизгачки прстени мора да биде присатен и да

работи исто така и на ниска волтажа 200-300 волти, кога генераторот и ртг. цевката мора да ротираат заедно или на висока волтажа се до 140 kV снабдувајќи ја само ртг. цевката.

Двете техники и со ниска и со висока волтажа имаат свои предности и слаби страни. Ниско волтажните лизгачки прстени имаат високо волтажен ртг. генератор како составен дел на ртг. цевката. Оклопот на цевката содржи високо фреквентен испраувач или претворувач и ја контролира електрониката поврзана со ртг. цевката. Дизајнот на лизгачки прстени може да даде многу брзи одделни времиња, без потреба за поместување на собирот ртг. цевка и низ од детектори по секоја секција. Спиралната или хелична СТ аквизиција ја употребува оваа континуирана ротација со поместување на масата на која лежи пациентот за секоја единечна ротација, која потоа дава спирално движење на скенот, доведувајќи до брза аквизиција на аксијалните пресеци. Во случај на скенери од трета генерација, методот мора да биде предодреден за собирање на сигналите од детекторите, ова вообичаено се постигнува фото-електрично со употреба на инфра-црвени ласерски диоди на крајот од собирот на снопот во вид на ладало, кој е подреден со детекторите прицврстени на гентритото.

*Ртг. генератор* Големо ограничување на поранешните спирални КТ системи беше термичкото оптоварување на ртг. цевката, што го ограничуваше времето на аквизиција, дозволувајќи само мали области да бидат покриени со спирална секвенца. Со зголемување на моќта на ртг. цевката од 3,5 MWh на 5,0 MWh се отстранија ограничувањата, дозволувајќи мултипли спирални аквизиции, без долги задоцнувања за ладење на цевката. Генераторот и ртг. цевката мора да бидат способни да обезбедат висок фотонски флуks и брзи временски циклуси. Минималната сила на ртг. цевката е проценета на 125 kW на 120 или 140 kVp. Откога беше зголемено производството на ртг. зраци за да се прилагоди на скенирање на поголем волумен и на намален шум на сликата, стапката на дозата се зголеми, особено за студии копи користат *pitch* 1 за масата. Дозата на пациентот е подобрена кога кога се избираат поголеми вредности на *pitch*, но за намален квалитет на сликата ако се потребни тенки пресеци за реконструкција во повеќе рамнини (MPR) 3D. Геометријата на снопот во вид на ладало може да допринесе значително за пораст на дозата на пациентот. На сликата се прикажани два снопа во вид на ладало, едниот од помало гентри кој има ртг. цевка поблиску поставена до оската на пациентот, со цел да се добие помала големина на гентритото. Вториот е со вообичаена големина на гентритото, каде ртг. цевката е поставена на поголема дистанца од оската на пациентот. Разликата во факторот на експозиција меѓу двата различни дизајни произлегува од квадратот на растојанието од фокусот до центарот на гентритото.

*Чување на податоци* Мултиплата спирална аквизиција заедно со 3D реконструкцијата има незначителна потреба за многу голема меморијата, во многу случаи огромни 32 М бајти. 32 секунди спирална аквизиција ги зафаќа податоците како 512 x 512 матрица, ќе користи приближно 20 М бајти од меморијата.

## 5.9 Реконструкција на слика кај спирално СТ снимање – z интерполација

Реконструкција на сликата кај спиралното СТ снимање во основа е иста како и кај стандардното секвенционално СТ снимање, се користи алгоритам на конволуирана проекција назад со исти реконструкциски филтри. Доколку основните податоци собрани со спирална аквизиција се користат директно за реконструкција на сликата на сликата би се појавиле артефакти заради промена на положбата на масата за време на снимањето. Имено првата и последната проекција кај полната ротација на гентритото од 360 степени подразбира податоци на други просторни положби. За да се избегнат артефактите поради движење неопходен е дополнителен чекор во постапката на препроцесирање на сигналот на z – интерполацијата. Задача на z – интерполацијата е да генерира конзистентна група на основни податоци во избрана рамнина на пресекот z, на основа на основните податоци добиени со спирална аквизиција. Наједноставен начин за ова е линеарна z – интерполација кај која вредностите на проекцијата на одредена аголна положба во набљудуваниот пресек се пресметува врз основа на вредностите на проекциите мерени за иста аголна положба на спиралната патека непосредно пред и по z положбата, односно на растојание d долж z – оската и 360 степени долж спиралната траекторија. Оваков тип на z – интерполација се означува со 360°LI. Овој метод на z – интерполација може да се унапреди со земање во обзир дека вредноста на проекцијата независна од насоката на снопот на x-зраците, односно дека атенуацијата помеѓу цевката и детекторите е иста во обете насоки. Оваков алгоритам на z – интерполација се нарекува 180°LI, а сликите добиени со оваа постапка имаат нешто поголемо ниво на шум од сликите добиени со алгоритмот 360°LI. Освен овие алгоритми развиени се и алгоритми од повисок ред (лонгитудинални филтри, z-филтри) кои користат по комплексни тежински функции за пресметување на интерполираните вредности на проекциите.

Најважни параметри на протоколот на спиралното СТ снимање се: колимација која ја одредува дебелината на пресекот; пич (pitch) фактор или придвижување на масата во текот на полна ротација на гентритото и реконструкциски интервал. Колимацијата, пич факторот и должината на спиралата се параметри на аквизицијата, додека реконструкцискиот интервал престапува најважен параметар кај реконструкција на сликата,

а тука спаѓа и алгоритмот на  $z$  – интерполација.

## 5.10 Повеќеслоен (multislice) CT

Повеќеслоен CT скенер со повеќе низови на детектори е најнова конструкција која овозможува скратување на времето на снимање, потесно колимиран сноп и зголемување на регионот кој што се снима. За прв пат од типично аксијалната техника на снимање, CT снимањето сега во прав смисол е 3D техника. За разлика од стандардните системи каде што се користи еден низ на детектори распределени во вид на лак, кај мултислајс CT скенерите има повеќе низи на лачно поставени детектори при што системот цевка – детектори ротира околу пациентот како кај третата генерација на скенери. Првите повеќеслојни CT скенери имале две низи на детектори и се појавија во раните 90-ти години, потоа следуваа скенерите со 4,8,16 и 64 низи на детектори. Денес во употреба се и CT скенери со 128 низи на детектори, а Toshiba го престапи својот најнов CT скенер со 256 низи на детектори. Повеќеслојните CT скенери имаат можност за секвенционална и спирална аквизиција. Перформансите на повеќеслојните CT скенерите се значително подобри во однос на перформансите на конвенционалните спирални скенери од третата генерација. Смалувањето на времето на снимање, значително придонесува за намалување на можноста за појава на артефакти заради придвижување, што е од особена важност при знимање на децата, траматизирани пациенти или пациенти во акутна фаза на болеста. Освен тоа скусеното време на снимање овозможува динамички студии и перфузиони снимања со намалено кличество на контраст. Кај повеќеслојните CT скенери значајно е зголемен регионот кој може да се сними во текот на еден преглед, што е од особено значење кај CT ангиографијата. Потесната колимација во однос на конвенционалните скенери, овозможува реконструкција на слика во било која рамнина со резолуција еднаква или дури и подобра од резолуцијата на сликите добиени со магнетна резонанца.

Како главен недостаток на повеќеслојните CT скенери најчесто се спомнува големото количество на основни податоци кои се собираат во текот на снимањето и комплексните алгоритми за постпроцесирање на сликата кои може да бидат реализирани со исклучително моќни работни станици.

## 5.11 Доза на озрачување на пациентот

Зрачната доза на која пациентот е изложен за време на снимање зависи од параметрите на протоколот на снимање, карактеристиките на скенерот и од самиот пациент. За време на CT снимањето овие дози може да бидат и до 100 пати повисоки одколку кај конвенционалниот начин на снимање на ист дел од телото. Од особена важност е за време

на СТ снимањето да се прилагодат параметрите на протоколот за снимање за секој пациент поединечно. Како стандард за одредување на дозата на озрачување кај пациентите е воспоставен **CTDI** (**Computed Tomography Doze Index**).

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

Каде  $D(z)$  е дозен профил, односно распределба на дозата во  $z$  – правецот, а  $T$  е дебелина на сниманиот пресек. Како оптимален метод за практично мерење на **CTDI** е мерење со јонизациона комора со облик на молив, со должина од 100 мм на различни положби во фантомот од плексиглас или во воздухот во оската на ротација на гентрито. Фантомите може да бидат со различен пречник (за глава или тело) со отвори за поставување на јонизационата комора по обимот или во центарот на фантомот. Европската комисија го предлага нормализираниот тежински **CTDI** изразен како абсорбирана доза во воздухот, како мерка на нивото на дозата на која пациентот е изложен во текот на снимањето, при што се земаат во обзир неуниформните вредности на **CTDI** мерени на различни позиции во стандардните фантоми.

$$nCTDI_w = \frac{1}{C} \left( \frac{1}{3} CTDI_{10cm,c} + \frac{2}{3} CTDI_{10cm,p} \right)$$

Каде  $CTDI_{10cm,c}$  и  $CTDI_{10cm,p}$  се индекси на СТ дозата мерени со јонизационја комора со должина од 100 мм во центарот и на периферијата на фантомот, а  $C$  е радиолошката експозиција (**mAs**). Врз основа на вака дефинирани параметри на дозата може да се одреди тежинскиот **CTDI<sub>w</sub>** за поединечни пресеци преку формулата.

$$CTDI_w = nCTDI_w \times C$$

Каде  $nCTDI_w$  е нормализиран тежински индекс на СТ дозата одреден врз основа на мерења во фантомот за глава или за тело со избрана дебелина на пресекот и избран напон на цевката.

Дозата на која е изложен пациентот во текот на прегледот дефинирана е како производ на дозата по должината **DLP**.

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \times TNC$$

Каде  $I$  означува секвенца на пресекот реализирана во текот на прегледот,  $N$  бројот на пресеци во секвенца,  $T$  дебелина на пресекот, а  $C$  е радиолошката експозиција. На сличен начин се дефинира и дозата на која пациентот е изложен во текот на спиралното СТ снимање.

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \times TAt$$

Каде  $I$  означува спирална секвенца на прегледот,  $T$  е номинална

дебелина на пресекот изразена во  $cm$ ,  $A$  е струја во цевката во  $mA$ , а  $t$  е вкупното време на аквизицијата.

Ризикот при изложеност на јонизирачко зрачење може да се пресмета врз основа на ефективната доза  $E$  која се изразува во мили сиверти ( $mSv$ ). Ефективната доза се пресметува со користење на математички модели кои ги земаат во обзир конверзионите фактори за пооделни органи и ткива, чија вредност се менува во зависност од положбата долж  $z$  – оската. Вредноста на ефективната доза се пресметува со претпоставка дека се работи за пациент со стандардна тежина од  $70\ kg$ , така да овој пресметан ризик се намалува кога се работи за деца или за полесни пациенти, а се зголемува кога се работи за по тешки пациенти. Кај децата за по добра проценка на ризикот се зема во обзир и поголемата радиосензитивност на оваа популација.

## 5.12 Влијание на параметрите на протоколот на СТ снимањето на квалитетот на сликата и дозата на пациентот

Квалитетот на сликата и дозата на пациентот директно зависат од изборот на параметрите на аквизицијата и реконструкција на сликата. Со изборот на соодветни параметри на аквизиција, пред се струјата и напонот на цевката, зрачната доза може да биде редуцирана, но од друга страна со намалувањето на експозицијата доведува до намалување на квалитетот на реконструираната слика. Со оптимален избор на параметрите на протоколот за преглед се овозможува прифатлив квалитет на сликата со најмала можна зрачна доза која ќе ја прими пациентот за време на прегледот. На нивото на дозата која ќе ја прими пациентот директно влијание имаат струјата и напонот на цевката, начинот на аквизиција (секвенционален или спирален), должината на снимањето, колимацијата, пич факторот и времето на ротација во гентритото. Шумот на сликата е последица на флукуација во бројот на емитирани и регистрирани фотони, кои се користат за генерирање на сликата, а нивото на шум го ограничува видливоста на нискоконтрастните лезии. Флуксот на фотони во снопот од  $x$ -зраци се менува со вредноста на струја во цевката. Производот од времето на снимање и вредноста на струјата во цевката ( $mAs$ ) е правопрпорционален на бројот на фотони. Напонот на цевката мерен во ( $kVp$ ) ја одредува распределбата на енергијата во снопот на  $x$ -зраците, па заради тоа ефектот на промена на напонот во цевката на квалитетот на реконструираната слика е значително сложен во однос на промената на струјата во цевката и заради тоа не е погоден за редукција на зрачната доза во рутинските клинички протоколи. Со зголемувањето на пич факторот се смалува времето на снимање, а со тоа и должината на траењето на експозицијата.

За одредена вредност на дебелина на пресекот, со зголемување на пич факторот се редуцира зрачната доза која ја прима пациентот. Од друга страна зголемувањето на пич факторот доколку не е прилагодено на регијата која се снима и видот на прегледот, може да доведе до артефакти и намалена резолуција по  $z$  – оската, па заради тоа препорачани вредности на пич факторот се меѓу 1 и 2. Дебели пресеци може да доведат до зголемување на дозата, особено доколку е зголемена вредноста на струјата во цевката, како би се обезбедило исто ниво на шум како кај тенките пресеци. Кај тесната колимација, резолуцијата на нискиот контраст е подобрена заради намалување на ефектот на парцијалниот волумен, така да квалитетот на сликата добиена со мала експозиција овозможува точна радиолошка интерпретација.

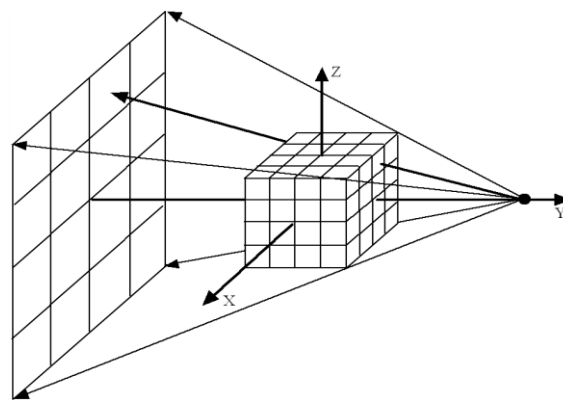
Кај брзите спирални СТ скенери генерално постои тенденција на зголемување на регионот на снимање, надвор од зоната на интерес за одредени видови на преглед (граден кош, абдомен), со што се зголемува ефективната доза на пациентот.

Изборот на филтер за реконструкција влијае на нивото на шумот на реконструираната слика, а поголемо ниво на шум се добива на сликите реконструирани со VF филтрите, кои ги истакнуваат рабовите, но од друга страна се подобрува просторната резолуција на реконструираната слика.

Во замјите од Европската Унија дозволеното ниво на дозата која пациентот ја прима во тек на дијагностички радиолошки преглед е одредена со закон.

### 5.13 Математички принцип

За да се објасни овој принцип се прикажува објект со квадратна форма, разделен во  $8 \times 8$  квадратни елементи, секој со различна вредност на атенуацијата.



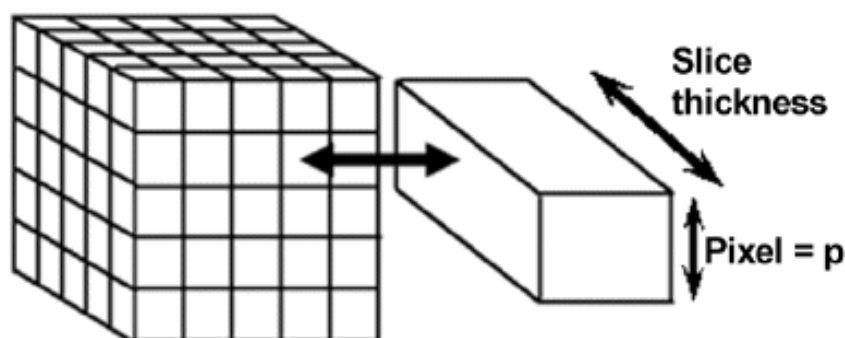
Слика 5-8 Конусна проекција, конусен рендгенски сноп

Одредување на атенуационите вредности на редот ( $ly$ ) и колоната ( $lx$ ) не се доволни за да се воспостави индивидуална атенуациона

вредност, недвосмислено, преку поставување на равенки. Дополнителни мерења се потребни, од различни агли, се до вкупниот број од  $(n) \times (n)$ , во конкретниот случај  $8 \times 8$  проекции. Следново правило потоа се применува на техничкиот концепт на скенерите: бројот на мерење на апсорпционите вредности од различни правци, го одредува бројот на елементите на сликата, т.е. разделната резолуција (*spatial*), каде секвенците на снимањето (*data acquisition*) може да се одберат своеволно.

### 5.14 Волуменски елемент

Најмалиот дел од компјутерската томографија е елементот на сликата (*pixel*) кој зависи од големината на избраното поле за снимање и матриксот на сликата и претставува одредена пропорција на прикажаната област на пресекот. Во усогласеноста со користената дебелина на пресекот, пикселот исто така претставува волумен на ткивото, содржината од која е направен на едноставен начин, од дебелината на пресекот, големината на матриксот и од дијаметарот на полето кое што се скенира.



Слика 5-9 Приказ на пиксел и воксел

Терминот волуменски елемент се користи наместо елемент на сликата. Воведувањето на овој термин осветлува две појави на компјутеризираната томографија: ограничената раздвојна резолуција и снабдување со вредноста на дензитетот.

Големината на вокселот е во зависност од големината на матрицата на полето на реконструкција кое е одбрано и од дебелината на пресекот. Бидејќи големината на пикселот во рамнината на снимањето е помала од дебелината на пресекот за 10 до 20 пати, просторната резолуција на *СТ* сликата е многу подобро во рамнината на снимањето, одошто долж *z* – оската. Овој проблем е надминат кај мултислајсните скенери од новата генерација каде што е можно да се постигне скоро подеднаква резолуција во сите три рамнини дури и на големи анатомски регии.



## 5.15 Вредности на дензитетот

Секој волуменски елемен има нумеричка вредност, вредност на густината, која претставува средна вредност на атенуацијата на ткивото кое е содржано во него. Вредноста на дензитетот стои во директен, линеарен сооднос со линеарниот коефициент на атенуацијата. Од значење на интерната калибрација на скенерот, вредноста на дензитетот на водата е поставена на 0, а на воздухот на -1000. Апсорбционите вредности на другите ткива на телото се изразени во релација со Hounsfield-ова скала. Вредноста на дензитетот затоа е арбитрарна единица и претставува релативен линеарен коефициент на апсорбција.

## 5.16 Парцијален волумски ефект

Вредноста на дензитетот е средна вредност за ткивата содржани во волуменскиот елемент. Кога волуменскиот елемент е исполнет со структури со различен дензитет, подоцна тоа придонесува на вредностите на дензитетот во пропорција со протегаето со кој тие ги зафаќаат волуменските елементи. Овој делумен волуменски ефект, затоа е последица од лимитирана (**spatial**) резолуција и е редуцирана од тенката решетка на матриксот на сликата и од употребата на мали тенки пресеци, мали волуменски елементи.

Во евалуација на сликата, делумниот волум ефект се манифестира на два начина:

Квантитативно-ја искривува вредноста на дензитетот во граници на структурата и

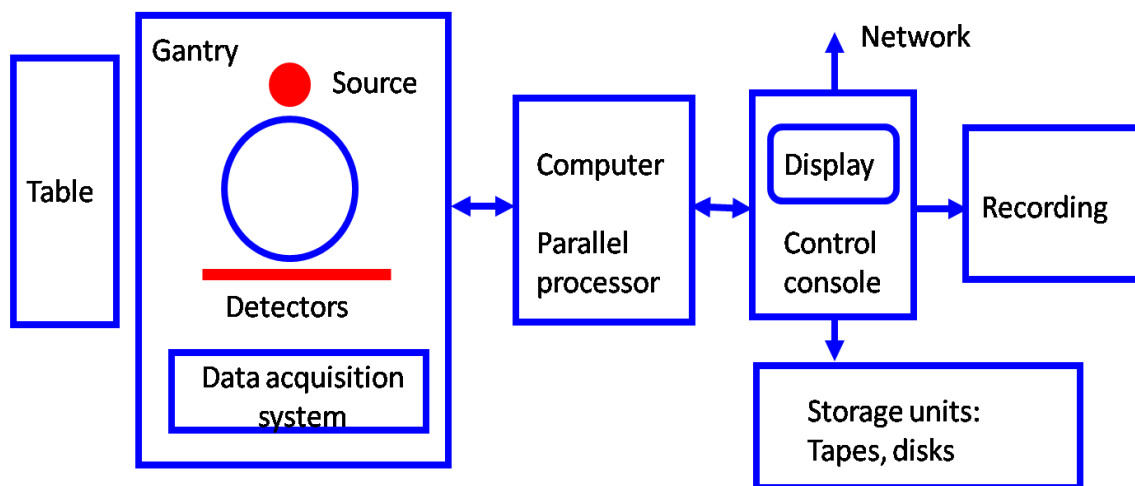
Квалитативно-демонстрација на структурата поминува косо низ просторната (**spatially**) ортогонална архитектура на волуменските елементи, неодредено или неограничено т.е. во различни сенки од сиво. Расцепите се потенки одошто должината на работ на волуменските елементи и не можат повеќе да бидат прикажани директно, кај повеќето со промени во дензитетот на волуменските елементи. Големите задебелени пресеци го маскираат хоризонталниот расцеп, додека кај големите елементи на сликата ги маскираат вертикалните расцепи.

## 5.17 Градба на апаратот за компјутеризирана томографија

Генерално апаратот за компјутеризирана томографија се состои од два дела: дел каде се изведува снимањето (скенер), се состои од подвижен стол по вертикала и хоризонтала, на него се поставува пациентот и гентри дел кој што се состои од ротирачка рендгенска цевка и плоча со детектори. Вториот дел (компјутер), е делот каде што се програмира снимањето и се изведува обработка на завршеното снимање, се состои од: команден стол; компјутерски центар и монитори,

поврзани со ласерска камера.

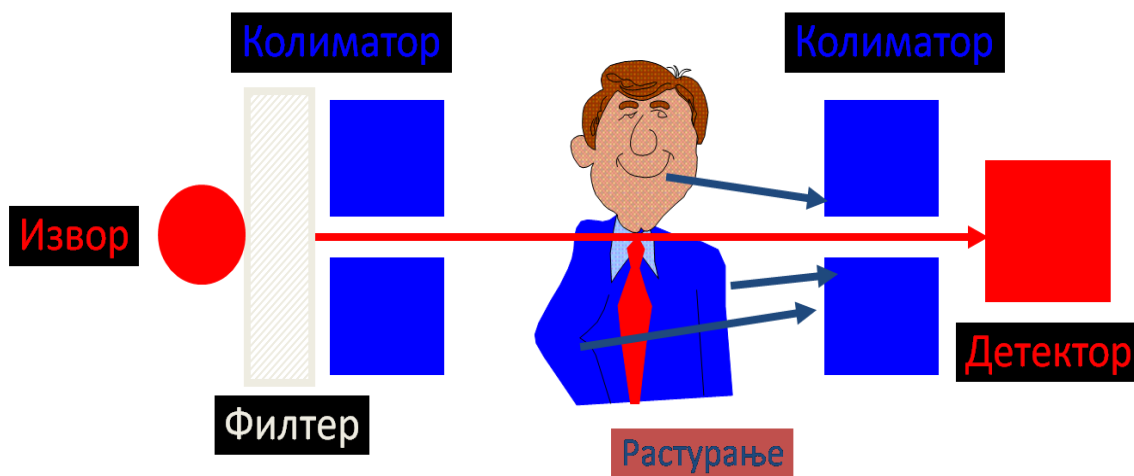
Гентритото се состои од рендгенска цевка и плоча со низа од детектори, во зависност од генерацијата на апаратот, цевката може да биде фиксирана или да кружи во гентритото а исто така и низата со детектори.



Слика 5-10 Шематски приказ на апаратот за СТ

### 5.18 Реконструкција на слика

Сигналот од детекторите пред реконструкција на сликата се подобрува и корегира во постапка позната како препроцесирање на сигналот и тоа во неколку чекори, како би се компенzirала нехомогеноста на детекторскиот систем и ефектот на слабеење на компонентите на снопот на x-зраците со пониски енергии (**beam hardening**) при интеракција на снопот со ткивата. По препроцесирањето, сигналот се трансформира во вредности на коефициенти на атенуација и така се добива збир на основни податоци (CT raw data).



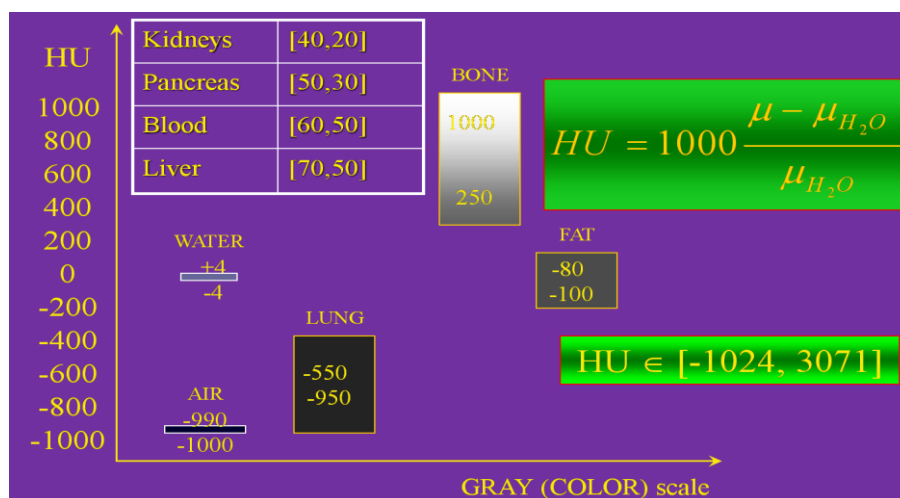
Слика 5-11 Шематски приказ на системот цевка детектори, принцип на работа

Пред реконструкција на сликата се одбира поле на реконструкција (FOV – field of view) Коэффициентите на атенуација на секој елемент од сликата се одредуваат како средна вредност на сите проекции кои проаѓаат низ овој елемент од сликата. Оваа постапка се нарекува проекција наназад (back projection). Директната проекција наназад не дава слика со задоволителна оштрина за потребите на дијагностиката во медицината, па пред проекцијата наназад, основните податоци со математичка постапка на конволуција се филтрираат, како би се добил збир на податоци, врз основа на што е можна реконструкција на слика со задоволителен квалитет.

Избраната математичка постапка која се нарекува конволуција на кернелот или конволуција на филтерот, го одредува квалитетот на реконструираната слика во поглед на ниво на шум и просторна резолуција и за потребите на СТ снимањето се движи во растојание од филтер за потиснување на шумот до филтер за истакнување на рабовите. СТ сликата ја сочинува матрица чии димензии се движат од 256 x 256 до 1024 x 1024 елементи на слика или пиксели. Како за време на снимањето се наблудува пресек со одредена дебелина, секој пиксел всушност претставува мал волуменски елемент на сликата.

### 5.19 Апсорбциони вредности на ткивата и органите

Апсорбционите вредности за рендгенските зраци се различни за различни ткива и органи и зависат од густината на ткивото или органот, а тоа најмногу зависи од процентот на содржина на вода и од густина на основната ткивна супстанца. Густината на ткивата и органите или дензитетот се мери во Hounsfield-ови единици (HU), во чест на пронаоѓачот на компјутеризираната томографија. Генерално сите ткива ги делиме во три групи: хиподензни (со намалена густина), изодензни (со средна густина) и хипердензни (со зголемена густина).



Слика 5-12 Табела за дензитетот на органите изразена во Hounsfield-ови единици

## 5.20 Одредување на дензитетот и дензитометрија

При анализа на морфолошката структура на компјутеризираната томографија се одредува и вредноста на дензитетот, се анализира и се поврзува со дијагнозата. Познавањето на доверливата вредност на дензитетот на патоморфолошки супстрат е потребен за поставување на дијагноза.

Евалуационата единица на скенерот овозможува мерење на дензитетот преку слободно селектирана и одбрана област од компјутеризираната томографија (ROI) регион на интерес. Вредноста на дензитетот на индивидуална волуменска единица или елемент е субјект кој зависи од протокот на фотони, за време на собирањето на податоци за статистички варијации кои предизвикуваат зрнење на СТ сликата (*image noise*). Овие статистички варијации се изразуваат нумерички, како стандардна девијација околу средна вредност. Точноста на средната вредност може да се подобри со избирање на регион со адекватна големина.

Систематски грешки може да се јават при движење на пациентот за време на снимањето нечувствителност на x зрачењето и неточноста во реконструкција на сликата. Сите погоре набројани фактори се познати како артефакти. Реално мерење на дензитетот може да се очекува само во зоните кои не се зафатени од артефакти.

Одкога вредноста на дензитетот претставува средна апсорптивна вредност на ткивата кои се содржат во волуменските елементи, радиогустината на ткивата кои се мерат може да биде само состојба, секако кога овие ткива комплетно ја исполнуваат целата дебелина на пресекот. Делумниот волуменски ефект е секогаш присутен во структурите со дијаметар помал од дебелината на пресекот и ова го прави точното одредување на дензитетот невозможно.

Вредноста на дензитетот се мери во Hounsfield-ови единици (HU). Фискните точки на скалата за густина се одредени со воздух (-1000 HU) и вода (0 HU) и затоа се независни од волтажата на цевката која се користи. Различни видови на ткива, варираат со одредени лимити во релација со вредноста на водата, во зависност од употребената, ефективната зрачна енергијата, така да густината на ткивата одредена во HU треба да се разгледува како стандардна вредност. Кај компјутеризираната томографија единиците за густина се вообичаено пропорционални со коефициентот на линеарна атенуација.

При поставување на дијагноза, важен додатен фактор на актуелните нумерички вредности е густината на ткивата (радиодензитет) размерно на околното ткиво. Ова води до воспоставување на термин: *ИЗОДЕНЗНО*, за идентична густина на ткивата, размерно на околното ткиво; *ХИПОДЕНЗНО*, за намалена густина на ткивата и *ХИПЕРДЕНЗНО*, за зголемена густина на

ткивата. Ткивата на живиот организам не треба да се разгледуваат како статички параметри, бидејќи тие реагираат на различен начин на траума, инфекција, тумори, метабилни промени. Некои од промените на ткивата се видливи на компјутеризирана томографија.

Циста- затворен простор исполнет со вода се наоѓа кај многу органи. Вредноста на дензитетот кај цистата е нешто над вредноста на дензитетот кај водата, поради различното количество на протеини и електролити содржани во течноста. Вредноста на дензитетот од 20-30 HU се среќава кај ексудат кој содржи протеини повеќе од 30 gr/L. Цистите се аваскуларен простор и не се пребојуваат после и.в. апликација на контрастно средство. Вредноста на дензитетот на крвта примарно е одредена од содржината на протеини во крвните елементи и изнесува од 55-65 HU кај здрави особи со нормален хематокрит. Дензитетот на хемоглобинот изнесува 40 HU, а на плазмата 15 HU. Дензитетот на железото е скоро двојно помал од дензитетот на хемоглобинот. Кога крвта коагулира, хемоконцентрацијата кореспондира со зголемена вредност на хематокритот, како резултат на ретракција на фибринот. Во раната фаза компактниот коагулум е хипердензен, и таков останува речиси седум дена по крвавењето. Вредноста на дензитетот на коагулумот се намалува, како резултат на разградувањето на фибринот и крвните тела и апсорбцијата на протеините. Во случај на големи хематоми и коагулуми, кои имаат формирано капсула од гранулационо ткиво, радиодензитетот може да падне во границите на водата, во зависност од содржината на протеинот (посттрауматски цисти).

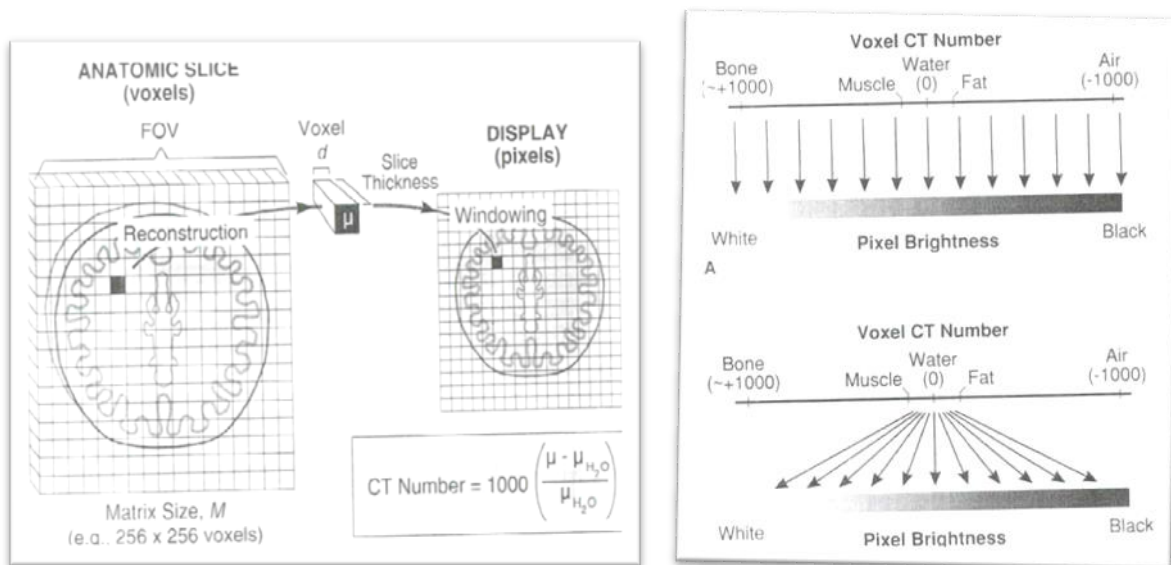
## 6. СТ СЛИКИ, СИГНАЛИ И ОБРАБОТКА НА ПОДАТОЦИ

### 6.1 СТ броеви

Во текот на реконструирање на сликата со алгоритмот на конволуирање на проекции назад се пресметуваат нумеричките вредности на атенуираниот сноп во секој волуменски елемент на сликата и овие вредности се конвертираат во таканаречен СТ број кој е дефиниран со равенката, каде што  $\mu_v$  е коефициент на атенуација на водата, а  $\mu$  е пресметана вредност на атенуација во набљудуваниот воксел.

$$H = \frac{\eta - \eta_{\text{вода}}}{\mu_{\text{вода}}} \times 1000$$

СТ бројот ја означува атенуацијата на снопот во набљудуваниот воксел во однос на водата и се мери во Hounsfield-ови единици (HU).



Слика 6-1 Трансверзалниот анатомски пресек е поделен на илјадници воксели. СТ бројот ги изразува вредностите на линеарниот коефициент на атенуација  $\mu$  во корелација со коефициентот на атенуација на водата. Прикажаната слика е строј од пиксели, секој со степен на сива сенка поврзана со СТ бројот на соодветниот воксел.

СТ броеви во опсег од -1000 за воздух до +1000 за коска. Сива скала која кореспондира со опсегот на СТ бројот на ткивата од интерес.

На скалата на СТ броевите вредност од 0 HU ја означува водата, додека СТ бројот на воздухот изнесува -1000 HU. За повеќето меки ткива на постојат типични вредности кои би овозможиле специфична карактеризација врз основа на СТ бројот. Вредностите на СТ бројот за некои органи и ткива се дадени на слика 6-1.

Коефициентор на апсорпција ( $\mu$ ) зависи од kV.

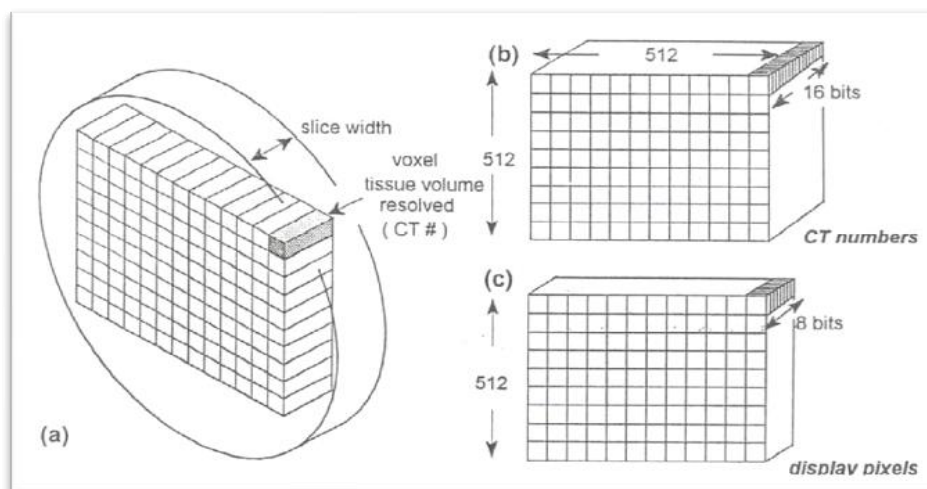
Окото може да разликува само ограничен број на сиви нијанси, па поради тоа на реконструираната слика не се прикажува целиот опфат на Hounsfield-овата скала од околу 4000 HU, бидејќи структурите со мали разлики во вредноста на СТ бројот нема да бидат доволно воочливи. Поради тоа на реконструираната слика се прикажува само одреден опфат на СТ броеви кои ја опфаќаат атенуационата структура од интерес за набљудуваната регија. Овој опфат го нарекуваме прозорец (window). Прозорецот е дефиниран со широчината и вредноста на централниот СТ број, односно нивото на прозорецот.

Во праксата опфатот на СТ вредноста се движи од -1000 за воздух, 0 за вода и помеѓу 2000 – 3000 за коска. Овие вредности се приближно исти за сите машини, бидејќи тие секогаш се повикуваат на водата.

AD конверторите мора да бидат способни да одговорат на широка варијација на атенуацијата кај пациентот. Тоа вообичаено е повеќе од 1000000 до 1. Динамичкиот опфат го одразува односот на најголемиот сигнал (нема ослабување) па до најмалиот сигнал (максимално ослабување) што може да биде детектирано. Ова дозволува дебелите и слабите пациенти да бидат сликани со иста прецизност вклучително густите коски и меките ткива кои се со мала густина. Динамичкиот опфат зависи од точноста и прецизноста на ADC на сигналот на напонот на струјата.

## 6.2 Мрежа (матрикс) на податоци

Овие СТ броеви се складираани во меморијата на компјутерот и ги претставуваат волуменските елементи на пресекот или voxel. Складот на матрицата мора да биде способен да држи опфат на вредности на вокселот од преку 4000.



Слика 6-2 Пресекот на телото претставен како дигитална матрица со складираани СТ

*броеви. Секој мал ткивен волумен решен од матрицата е воксел или волуменски елемент. Информацијата за вокселот е складирана во меморија од типична 512 x 512 матрица, каде секој воксел зазема 12 до 16 бита. Прикажаниот пиксел е складиран како 512 x 512 матрица која може да биде 4 до 8 бита длабока.*

Примарниот склад на матрицата за СТ броевите мора да биде способен да ракува со вредности од 0 до 3000 и со позитивни и со негативни бројки. Ова бара мемориска локација од најмалку 12 бита кое е  $2^{12}$  или 4906 плус единечен бит позитивен или негативен. На сликата е претставен дел од 512 x 512 од вокселската меморија со 16 битна длабочина. Тоа претставува вкупен складишен простор за 500 k-byts.

Сите СТ информации во матрицата на податоци, како СТ броеви не може да се прикаже бидејќи видео мониторите имаат ограничен динамичен опфат и имаат само 256 степени на сиво, додека целата содржина на матрицата со необработени податоци претставува СТ броеви од +3000 за коската па се до -1000 за белите дробови, бара 4000 степени на сиво, што не е практично за електронските монитори. Поради тоа прикажаната матрица е редуцирана на 8 бита длабочина и примерниот метод кој е наречен прозорец бил измислен за претставување на сите 12 битни податоци на 8 битен дисплеј.

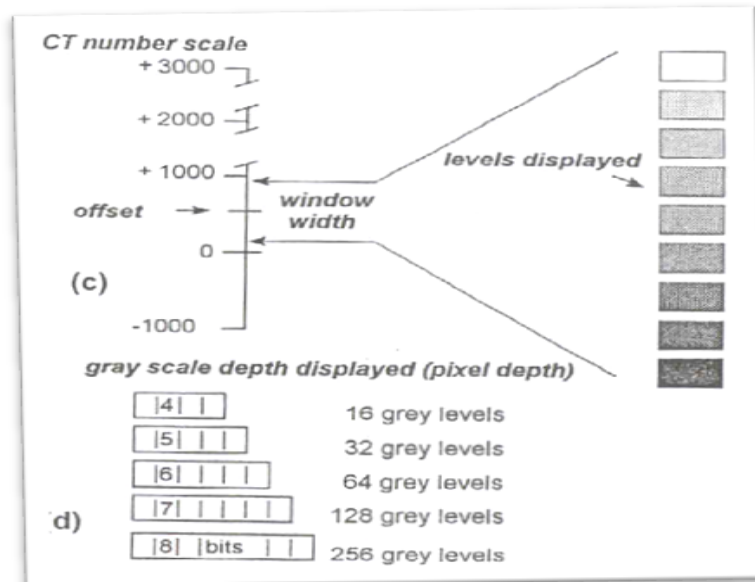
### 6.3 Windowing - Прозорец и прикажување на слика

Под идеални услови, окото може да разликува меѓу 50 до 80 нивои на сиво на компјутерски монитор со добар квалитет. Вообичаено овој опфат е редуциран на близу 35 до 40. Откога целосните СТ податоци поставени на 4000 нивои не може да бидат прикажани во единица време, корисникот мора да избере прозорец или да селектира опфат на СТ вредности за приказ на мониторот. Опфатот на приказ на СТ вредностите е наречен ширина на прозорецот (**window width**) и прикажува различни широчини на прозорецот (4-8 бита) кои се користат за покажување на достапниот опфат на СТ броеви. Положбата на прозорецот со податоците е израмнета. Ако широко, распространетиот прозорец, од -1000 до +1000 се прикаже користејќи 256 нивои на сиво, СТ бројот разлика од 8 е претставен, прикажан од едно ниво на сиво, давајќи сиромашен контраст на сликата. Ваква слика ќе биде од корист само како прегледна, поглед одозгора. Мали промени во СТ бројот и поради тоа поголем контраст, може да се постигне со стеснет прозорец. Ако тој е премногу мал, сликата ќе прикаже голем дел од шумот и детаљи во коскената структура или масното ткиво може да бидат превидени, промашени.

Самиот прозорец може да биде поместен или израмнет горе или долу на скалата за да ги вклучи меките ткива или коскените детаљи. СТ вредностите надвор од прозорецот ќе бидат прикажани како бели (над вредноста на прозорецот) или црни (под вредноста на прозорецот). За



диференцијација на коскено то или мекото ткиво одредено, задолжително, извесно, некакво израмнување на прозорецот се препорачува. За повеќето мекоткивни слики израмнување на прозорецот меѓу 35 и 40 и широчина на прозорецот од 200 до 400 ги порива повеќето детали. За белите дробови израмнувањето треба да биде -700, а за внатрешното уво +200.



Слика 6-3 Сите податоци се сочувани како CT броеви од +3000 до -1000 зафаќајќи 12 бита, може да бидат прикажани како одделни 4 до 8 бита (windows width)

Двоен прозорец е достапен на некои машини каде два различни опфати на густина може да бидат прикажани заедно, негативниот белодробен паренхим покрај позитивните детали од медијастинумот. Целата сива скала е достапна за секоја широчина на прозорецот и за јасноста, а светла контура ги одделува нив.

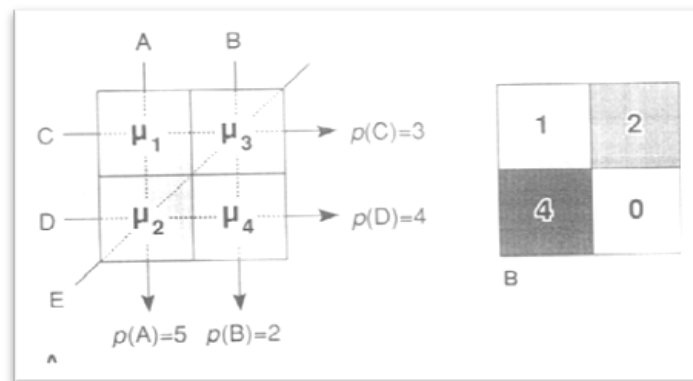
**Look up table (LUT)** CT броевите можат да бидат прикажани на линеарна или не линеарна скала. Секој CT број се повикува на скала содржана во компјутерскиот приказ на меморијата како табела на вредности, оваа скала е табела на пребарување (look up table). Таа нормално содржи линеарен низ од вредности на сивата скала, така да CT броевите се претставени од линеарната скала на густината. Како и да е тие може да бидат скроени како не изедначени, не еднообразни табели каде ткивата со многу слична густина може да бидат разликувани со доделување на стрми или претерани менувања на не линеарните прикажани вредности.

**Филтрирање на сликата** Свиениот кернел или филтер, влијае, делува на појавата на слика зависно од тоа дали е рамен, мазен (филтер со низок праг) или со крајно рабно повишување, зголемување, засилување, зајакнување (филтер со висок праг) бил избран. Во повеќето CT машини множество од свиени кернели се достапни давајќи

стандарден, лесен, мазен, екстремно мазен или со специјално висока резолуција (рабно зајакнување). Специјални кернели се исто така достапни за редуцирање, намалување на густината на снопот во главните пресеци.

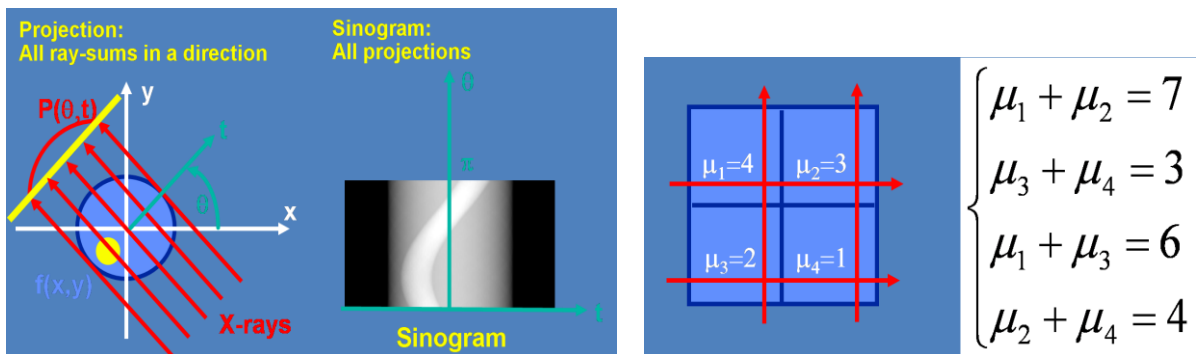
## 7. СТ СЛИКИ, РЕКОНСТРУКЦИЈА

Апсорбционите сигнали кои беа собрани како еднодимензионални вредности, сега треба да бидат прикажани како дво димензионална слика. Матрицата на апсорпционите коефициенти се добива од образецот на скенирање и обично е претставено во формат 512 x 512. Мал дел од таквиот матрикс се гледа на слика 7-1 каде линискиот извор на x-зраци е подложен на апсорпција и слабеењето на снопот се мери со употреба на детекторски лак кој се наоѓа спроти ртг. цевката. Само бројките на тотална апсорпција се познати и тоа е зрачниот збир (*ray sum*). Одделните вредности на матриксот прикажани на дијаграмот  $\mu(1-1)$   $\mu(1-2)$  ...  $\mu(5-5)$  се најдени со математичка реконструкција.



Слика 7-1 Одбележување на 4 воксели и на 5 мерени збира на зрачна сума од A до E. Поставени коефициенти на атенуација кои даваат пораст на измерената зрачна сума

Индивидуалните вредности на матриксот може да се пресметаат со користење на техника на повторување или проекција наназад. Калкулациите се направени во множество прицврстени процесори со цел да се овозможи речиси моментално прикажување на сликата.



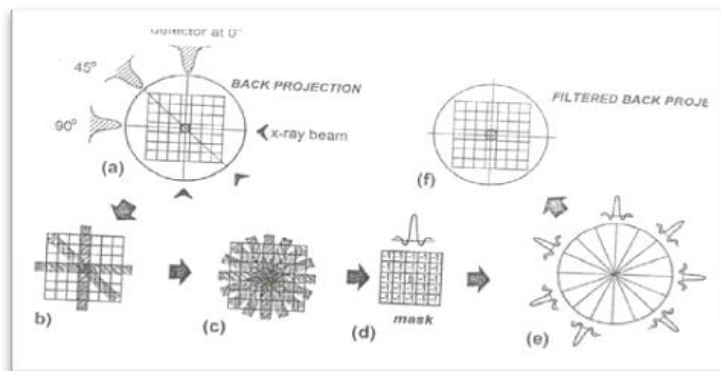
Слика 7-2 Проекција за сите ртг. зраци и добивање на синограм, Математичка обработка на коефициентите на линеарна атенуација и добивање на зрачна сума

## 7.1 Алгоритам за реконструкција на броеви

**Повторувана техника** Се користи егзактна математичка солуција за реконструкција на сликата на пресекот од податоците за ослабувањето. Ова беше оригиналниот метод за реконструкција на слика користен од **Godfrey Hounsfield** кај првите **СТ** машини. Недостатоци на овој математички модел за реконструкција на слика, е тоа што е бавен и бара значителна сума од компјутерското време. Исто така се јавуваат грешки поради заокружување на вредностите, кои даваат импресивни **СТ** вредности и целокупните податоци мора да се соберат пред да започне реконструкцијата на сликата.

**Проекција наназад** Тесно колимираниот зрачен сноп се употребува и обезбедува целосен сигнал на абсорпцијата. Целосниот зрачен збир на вредности е вметнат долж соодветниот ред во матрицата кој е компјутер или множество на процесори на меморијата на сликата.

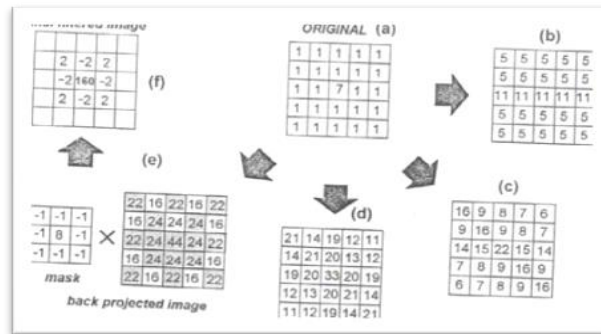
Ова е прикажано во дијаграмот (а) за  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  и  $90^\circ$  од положбата на скенирање (б). Ако се додадат други проекции ќе се добие или постигне целосна слика (ц). Централното високо превземање од првобитниот или оригиналниот изглед, сега се разликува и има изглед на ѕвездесто распрскување. Првите обиди на оваа форма на реконструкција користеле фотографска метода и крајната слика содржела ѕвздолики артефакти. Артефактите можеле да се отстранат само со прифаќање на високи вредности, но тоа не е задоволителна солуција.



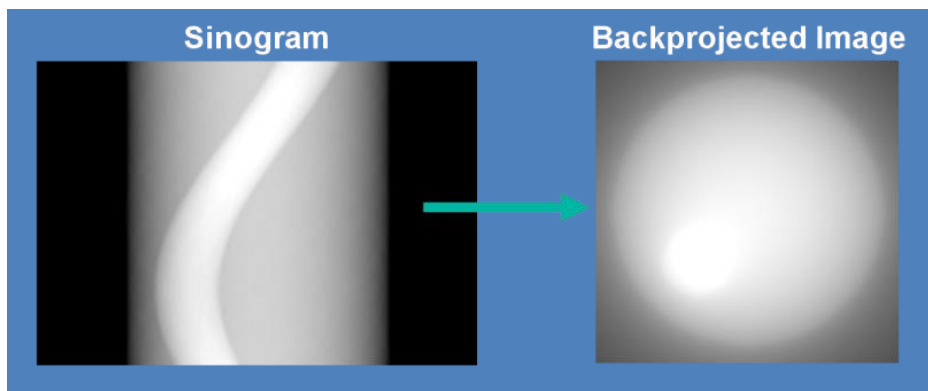
Слика 7-3 Едноставна проекција наназад со замацкана слика. Збирот од зрачните сигнали е собран и прикажан наназад врз матрицата. По собирањето и меморирањето на сите проекции се добива ѕвездеста мрежа, која потоа се филтрира за да се прикаже вистинскиот сигнал.

**Филтрирана проекција наназад** На сликата се прикажани д, е и ф го продолжуваат процесот за да се покаже како ова мешање или пречки може да биде отстрането. Сигналот на маската (д), одејќи со негативни рабови (е), се одликува како високо пропуслив филтер и ги отстранува ниско фреквентните мешани обрасци или цртежи (ф). Нумерички примери за филтрираната проекција наназад се исто така прикажани на сликата,

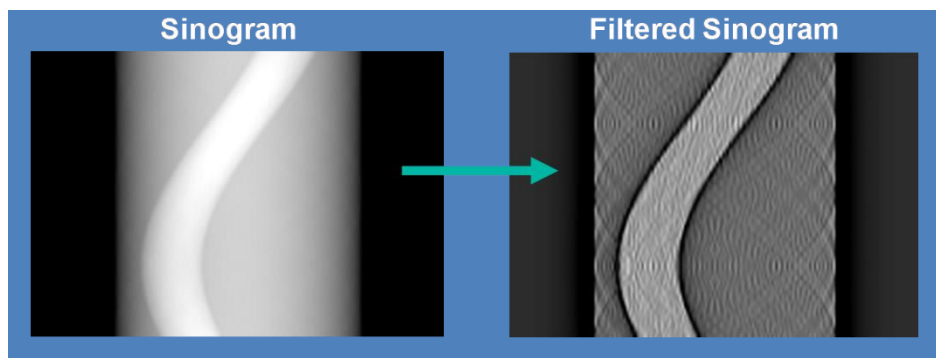
кои личат на претходните сликовити или илустрирани примери на сликата, имајќи висока централна вредност (7) опкружена со пониски вредности (1) на слика. Хоризонталната задна проекција во (б) го складира целиот зрачен збир во секој ред од (а). Десниот дијагонален зрачен збир (ц) потоа се додава, следен од вертикалниот (д) и од левиот дијагонален зрачен збир, давајќи ја крајната слика. Ѕвездениот мешан образец е назначен или подвлечен или потенциран од засенчена област во крајниот матрикс на проекцијата наназад.



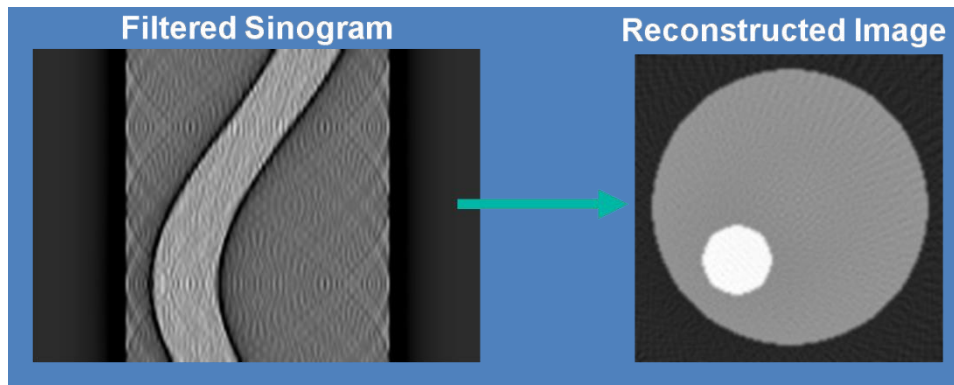
Слика 74 Нумерички пример на филтрирана проекција наназад со употреба на матрица од 9 точки. Процесот започнува од матрицата, следи едноставна проекција наназад и филтрирање со филтер маска или кернел за да се обнови вистинскиот извор на податоци.



Слика 75 Синограм и проекција наназад

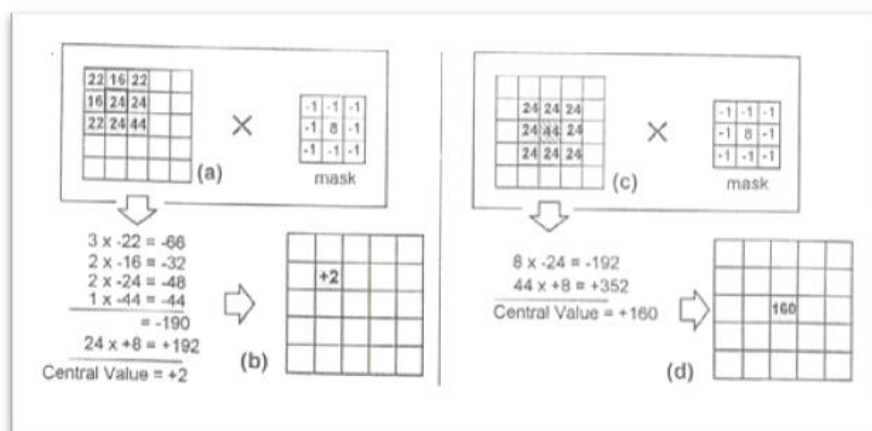


Слика 76 Синограм и филтриран синограм



Слика 7-7 Филтриран синограм и реконструирана слика

**Завојница, круг од спирала** Матриксот на проекцијата наназад е содржина или предмет на мала  $3 \times 3$  филтер маска или круг од спирала на кернелот, чија содржина се мултиплицира со сликата на проекцијата наназад. Маската на филтерот се состои од мал симетричен матрикс кој содржи подредени броеви. Овие може да имаат позитивни и негативни вредности. Филтер маската е поместена преку матриксот на задната проекција, редот со време го мултиплицира пикселот на сликата со соодветна вредност на филтерот се додека сите девет вредности под филтерот не бидат мултиплицирани давајќи слика на филтрирана проекција наназад во (ф) со централна вредност 160 презголемена од рабно зајакнувачкиот филтер, опкружен од келии од многу мал бројки (2 и -2). На сликата се гледа филтер маската (маската во вид на цедалка) во акција за избран, селектиран агол од матрицата, 24 е сегашна централна вредност. Сите вредности се собрани, а резултатот е поставен во централниот пиксел на низот од сликата. Потоа филтер маската се поместува за еден ред и целата постапка се повторува. Централниот регион на матриксот на проекцијата наназад еднакво се третира давајќи зголемена вредност од 160.



Слика 7-8 Филтрирање на избран регион од сликата. а) филтриран работ на матрицата б) развлечени централни вредности за +2 ц) филтриран централен регион д) дава висока

*позитивна вредност. Оваа активност ги отстранува засенчените артефакти поврзани со проекција наназад*

Во праксата сигналот со податоци од СТ лакот со детектори, прво логаритмички се засилува за да се исправи за трансмисионата апсорбција, потоа се прави корекција на згуснување на снопот. Секоја проекција потоа се подвргнува на процесот на завојница, пред задната проекција. Типот на филтер на завојницата може да биде избран од корисникот и едниот и другиот мазно, глатко или рабно, ошстро засилување.

## 7.2 Пред и пост процесинг

Необработениот сигнал на податоци се подвргнува на процесирање пред да земе дел во реконструкција на сликата и потоа реконструираната слика сама може да биде процесирана да се зголеми или подигне или засили цртите или особините или да се отстранат артефактите.

**Процесирање на сигналниот податок** Процедурата за балансирање, урамнотежување ја корегира, исправува малата разлика во чувствителноста меѓу поединечните детекторски канали, така да покривниот прстенест артефакт не се гледа. Овој артефакт е вообичаена појава кај машините кои користат сцинтилациски детектори. Продолжено урамнотежување, балансирање може да помогне за да се отстранат лиониите предизвикано од изненадните промени на дензитетот (коска и меко ткиво). Корекција на густината на снопот исто така се применува во оваа фаза. Грешка на примерокот се гледа кај сите реконструктивни техники, каде дијагоналниот ртг. сноп не е целосен примерок на волуменски елементи. Ова се исправува со примена на избрани тежински фактори за секој елемент на матриксот, делот кој што недостасува има постојана област за фиксна ширина на снопот и познат агол.

**Процесирање на слика** Секундарна или ретроспективна реконструкција се спроведува на сликата за да се зголемат или зумираат мали делови од погледот на скенот. Ова доведува до реално подобрување во резолуцијата на сликата, се до максимумот на машината, диктиран од физичките карактеристики на детекторите и на колиматорите. Зум факторот 1 (реална големина) може да да дерезолуција на сликата од 1 mm, зголемувајќи го зумот на 10, може да се зголеми резолуцијата на сликата до 0,1 mm. Едноставна магнизација на сликата како и да е не секогаш ја зафаќа и реконструкцијата, тоа незначително ја зголемува областа од интерес за да го исполни приказот на екранот. Реконструкцијата во повеќе рамнини исто така е техника на постпроцесингот за комбинирање на континуираните аксијални пресеци во тро димензионален поглед. Овие 3D подредени податоци може потоа да бидат прикажани секој како комплетна слика или како серија од

сагитални, коронарни или коси пресеци.

**Толограм** Системот за скенирање останува во фиксирана положба кога ртг. цевката било да е над или детекторите под пациентот или го зафаќаат латералниот или постериорниот аспект, гледиште. Пациентот потоа се движи низ гентрито, линиите на цртежот потоа се комбинираат и се добива лонгитудинална слика. Обие слики се користат за да се одреди положбата на рамнината на пресекот. Положбата на пресекот е одредена и компјутерот веднаш го поставува телото во гентрито на избраната точка со поместување на масата. Дозата на радијација потребна за оваа лонгитудинална слика е многу ниска, за разлика од самата доза на пресекот.

Брза **Fourier** трансформација Ова е префериран метод за алгоритам на реконструкција за филтрирана проекција наназад. Податоците за секој профил се третираат како мешани фреквенции и целата реконструкција на слика потоа зазема место како серија на амплитуди во фреквентното подрачје. По филтрирањето секоја модифицирана проекција се додава на сумата од претходно филтрираните проекции наназад.



## 8. СТ ОПРЕМА И КВАЛИТЕТ НА СЛИКАТА

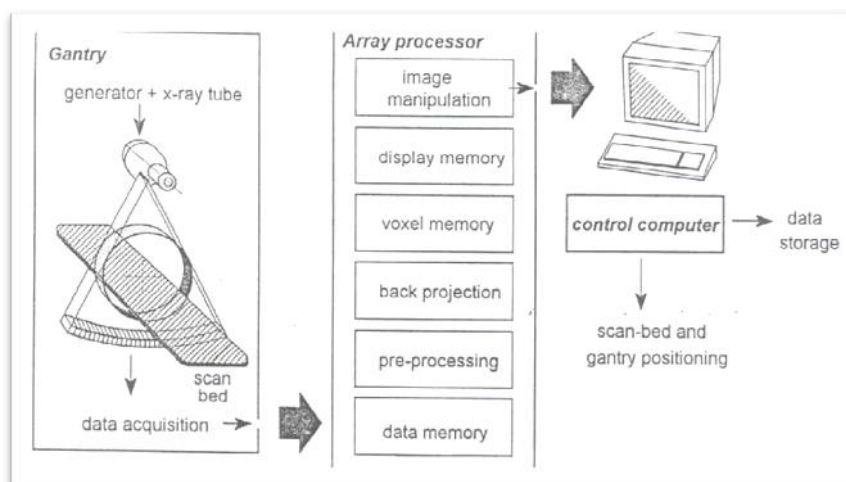
Спецификација на современите СТ скенери е дадена подолу во табелата. Изборот на апаратот зависи од тоа за каква намена е, дали ќе се користи во неврологијата, кардиологијата или во општата пракса, односно дали на него ќе се прегледуваат селектирани пациенти или широка популација на пациенти, независно од патологијата на болеста. За големи специјалистички оддели или болнички установи потребни се машини со висок квалитет на сликата (тенки пресеци, брзо време на скенирање). Брзото време на скенирање <1 sec. ќе ги редуцира артефактите предизвикани од движење и тие машини се корисни за педијатриски установи или за педијатриски пациенти. Во големите болници се користат скенери со голема сила на генераторот и висока стапка на греење на цевката, кои даваа голем број на пресеци за единица време. Спирален начин на аквизиција е потребен при снимање на крвни садови и тро-димензионална реконструкција.

Малите оддели и малите болнички установи немаат потреба од вака моќни машини, туку од послаби машини, со што и трошоците ќе се намалат. Матрицата на реконструкција треба да биде 512 x 512 интерполирана на 1024 x 1024 за добар приказ, а времето на реконструкција треба да биде помало од 5 секунди. Зголемување на видното поле, дава зголемени детали од сликата, но не ја подобрува севкупната резолуција на сликата. Како и да е резолуцијата на сликата може да се подобри со зумирање на дел од матриксот и реконструкција на овие податоци. Ова ја подобрува резолуцијата на сликата до минимумот на машината. Просторната резолуција во зум модот треба да е помала од 0,5 mm.

### 8.1 Систем за компјутеризирана томографија

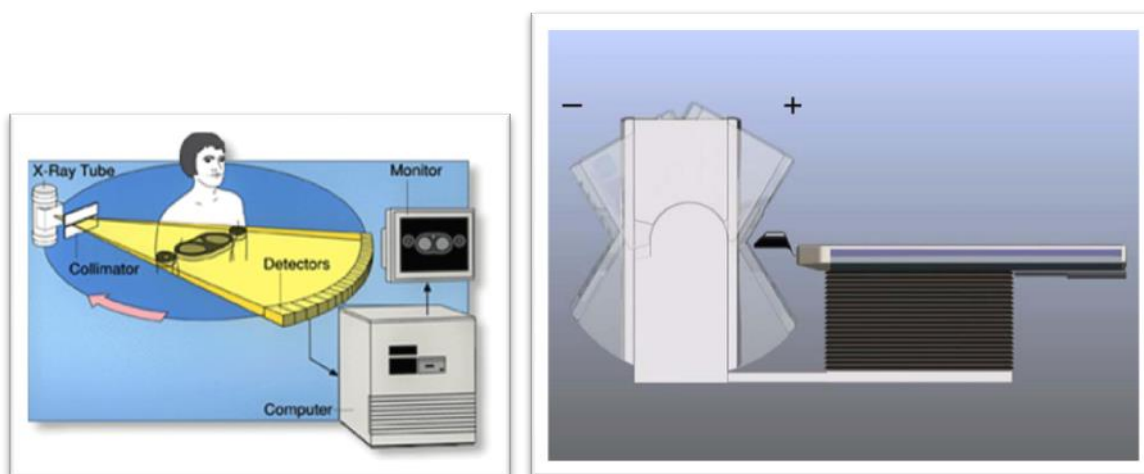
На сликата е прикажан дијаграм на типична инсталација на СТ машина. Главна компонента е гентритото со ртг. цевка и строј од детектори приклучени на компјутер, строј на процесори на слика и контролна конзола со дисплеј. Тие се меѓусебно поврзани и се пренесуваат информации и контролни сигнали меѓу централниот процесор, кој ја содржи аквизицијата и програмата за прикажување и периферниот систем, кој ги собира и обработува податоците од детекторските сигнали. Стројот од процесори ги реконструира сликите од секцијата и го прикажува крајниот резултат на конзолата. Положбата на пациентот исто така е под контрола на компјутерот и непрекинатиот доток на севкупни податоци овозможува комплетна автоматска програма за ракување со пациентот, да биде дотеран за посебни секвенци на

снимање, на пример зуумирање на слика од секвенцата на рбетот меѓу избрани лумбални прешлени или комплетирање на дотерување на отсечни слики следејќи инјекција на контрастен болус.

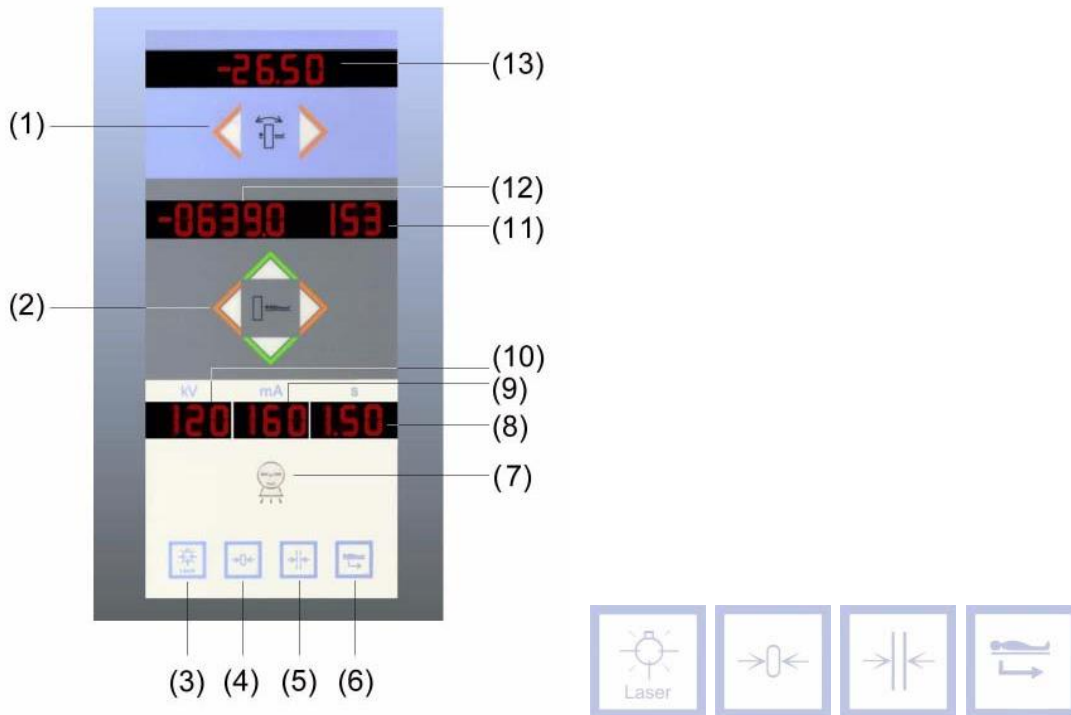


Слика 8-1 Шематски приказ на апаратот за СТ, принцип на работа

**Калибрација** Не калибриран систем ќе има значително влијание на севкупниот квалитет на сликата (резолуција, контраст и шум), така калибрација на компонентите на системот (ртг. цевка, детектори и електроника) мора да се спроведе пред да се снима. Калибрацијата вообичаено се спроведува со изведување на единечно скенирање на воден фантом и испитување на нехомогеноста.



Слика 8-2 Шематски приказ на СТ масата и гентрито, со позитивно и негативно искосување



Слика 8-3 Команда на гентрито за движење на масата и копчиња на вклучување на ласерскиот маркер, дотерување на масата на средина и извлекување на масата надвор од гентрито. Приказ на kV, mA и s, како и на моменталната положба на масата

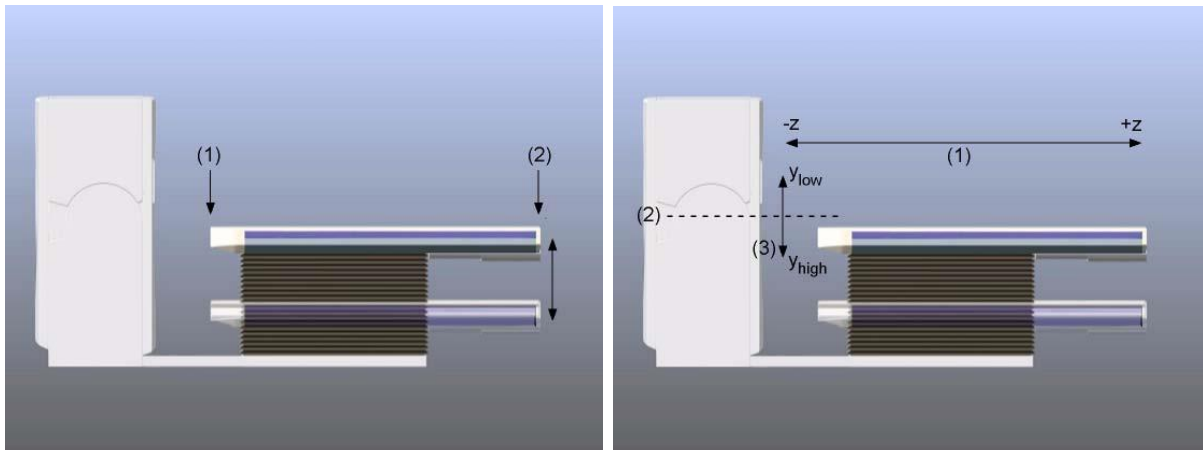
## 8.2 Noise - Шум

Шум во СТ сликата е дефиниран како стандардна девијација на СТ броевите во еднородна, униформна слика (вообичаено водена бања). За даден СТ систем шумот е инверзно, обратно пропорционален на резолуцијата. Генерално шумот на сликата е пропорционален на  $1/\sqrt{mAs}$  кога mAs го удвојуваат намалувањето на шумот од  $1/\sqrt{2}$  ( $\times 0,707$ ). Факторот кој влијае на шумот и откривање на нискиот контраст зависи од:

- Фотонскиот флукс кој го достигнува детекторот, влијае со kVp, филтрацијата, mAs и големината на пациентот
- Системскиот шум, механички или електричен шум внатре во СТ системот
- Подготвеноста, продуктивноста на детекторите
- Алгоритамот на реконструкција
- Староста на ртг. цевката

Потенок пресек создава поголем шум, но ова не е важно за реконструкција на коскените детали каде што веќе постои голем контраст на сликата. Контрастот на меките ткива е изгубен како и да е ако пресекот е премногу тенок. Структурите кои се под агол со рамнината на пресекот, трпат волуменски артефакти кои ја деградираат, рушат просторната резолуција. Видливоста на овие структури може да се подобри со употреба на тенки пресеци кои ги одделуваат

прекривните детали.



Слика 8-4 Движење на масата горе долу и долж  $z$  рамнината или внатре и надвор од гентрито

### 8.3 Resolution - Резолуција

Ова се карактеризира со способност да се разликуваат високо контрастни мали објекти (висок СТ број: коскени детали) исто така и да се разликуваат блиски објекти (мали садови). Фактори кои влијаат на резолуцијата се:

- Приказ на матрисот и големината на пикселот
- Полето на поглед (FOV) кое може да биде избрано со зумирање

Големината на прикажаниот пиксел може да ја ограничи резолуцијата на сликата ако тој е поголем од внатрешната резолуција (мерена од MTF). Ова е вистина за целиот пресек, отсечок, каде секој пиксел од матрисот претставува потполно груба, крупна, сурова, необработена резолуција. Интерполацијата од  $512 \times 512$  до  $1024 \times 1024$  е чисто козметичко искуство и не се одразува на вистинската резолуција. Реконструираниот големината на пикселот може да се изведе од:

$$\frac{\text{Reconstructed Field of View}}{\text{Matrix Size}}$$

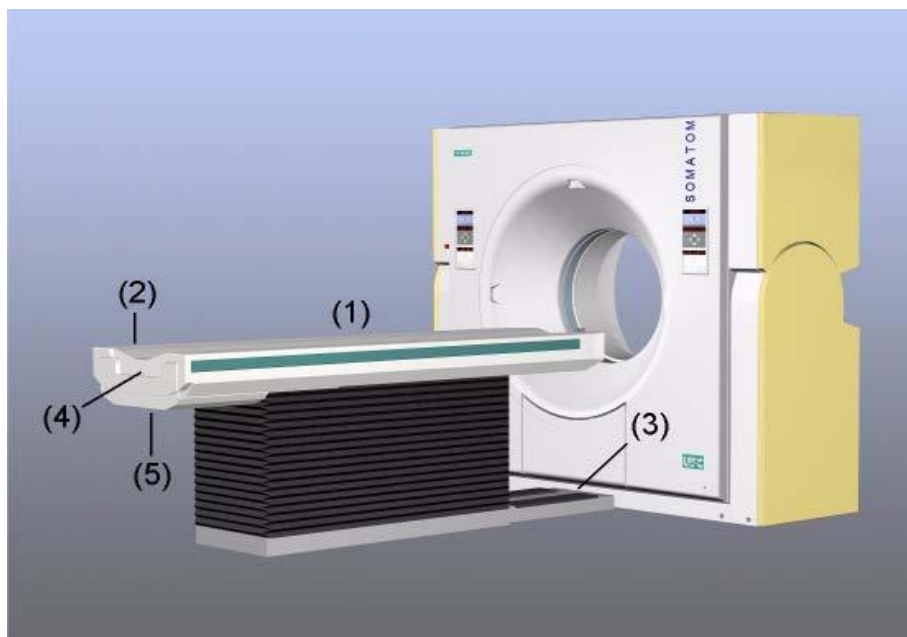
Типични вредности на големината на прикажаниот пиксел се  $\sim 0,15\text{mm}$  за  $512 \times 512$  матрикс претставува, прикажува, ограничен FOV од  $7,5\text{cm}$  (head scan) и  $\sim 0,3\text{mm}$  за  $512 \times 512$  матрикс претставува, прикажува  $15\text{cm}$  FOV (body scan). Просторната резолуција е под значително влијание од употребениот кернел за реконструкција, но реконструкцијата на податоците над одреден зум фактор не може да ја подобри внатрешната резолуција.

Ако внимателно избраната фреквенција на СТ системот е премногу низок за фреквенцијата на објектот, тогаш високите фреквенции ќе бидат изобличени. Избраната фреквенција треба да биде најмалку двојна од

онаа фреквенција на објектот за да се избегне лажно прикажување. Ова е особено важно кај петрозната коскена област.

Широчината на ртг. снопот и димензиите на детекторите ја лимитираат избраната фреквенција, но ова се надминува со воведување на поместување на детекторите за  $\frac{1}{4}$ , каде детекторскиот строј или низ се поместува со почитување на центарот на снопот во вид на ладало. Ова ќе достигне, исполни, постигне преплетување на снопот на спротивна проекција (0 и 180, 90 и 270) и така се удвојува стапката на избраната фреквенцијата.

**Униформност** Важна особина за проценување на квалитетот на сликата е хомогеноста и едноличноста, еднообразноста, преку целиот пресек на хомогениот фантом. Степенот на хомогеноста ја одредува точноста на мерењето на СТ бројот за истото ткиво на различни точки попреку, вкрстено, низ полето на гледање. Артефактите кои се должат на згуснување на снопот одреден со различни ослабувања, разредувања низ објектот, алгоритмот на реконструкција содржи фактори на исправување (како LUT) кои се прилагодени, подесени за овие промени, отстапувања. Ова е важно одкога измерените податоци од различни правци на проекција (180 спротивно на снопот) не одговараат, не се еднакви. Одкога филтрацијата на снопот е веќе строга, озбилна, во тековно направените СТ скенери (меѓу 0,25 и 0,4mm бакар) згуснувачкиот, втрднувачкиот ефект не е објавен, изразен така да компјутерското исправување може да се спроведе, изведе за широк опфат на дијаметри на објектот.



Слика 8-5 Гентри и маса за снимање

## 8.4 Contrast - Контраст

Откривање, истакнување на нискиот контраст е одредено како најмалиот по големина видлив објект при даден процент на ниво на контраст. Контрастот на сликата е мерен како разлика меѓу густината на објектот (во CT броеви) и неговата заднина.

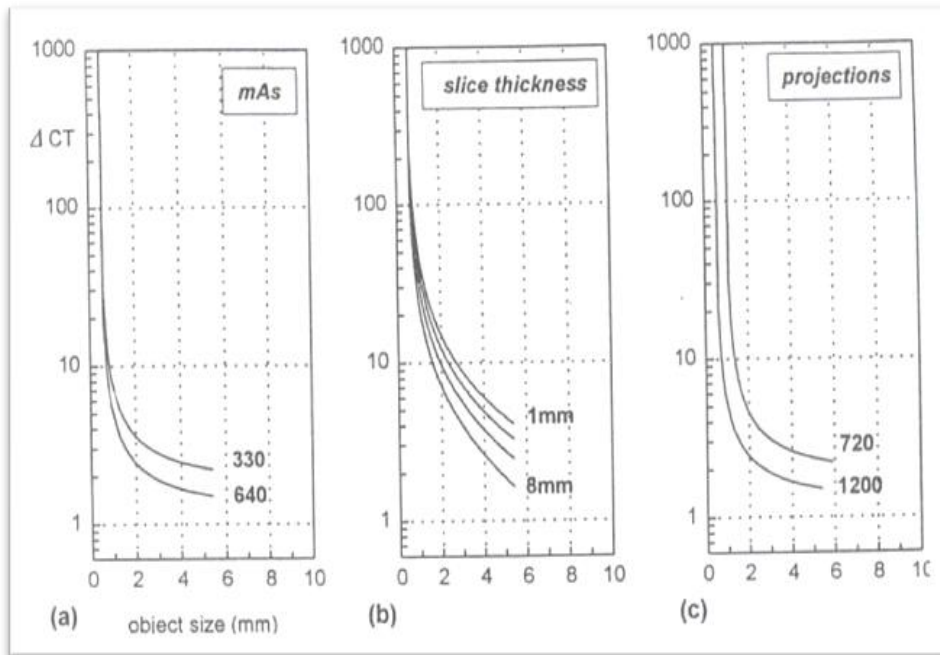
$$\Delta CT\% = \left( \frac{CT2 - CT1}{1000} \right) \times 100$$

Откривање, истакнување на нискиот контраст ги засега и шумот на сликата и просторната информација. На кернелот за реконструкција на сликата влијае детектибилноста на нискиот контраст и резолуцијата. Стандарден кернел со некоја мазност ќе даде резолуција од само под 1mm, откривајќи објект од 5mm, има  $\Delta CT$  од 0,3%. Реконструкција за откривање, истакнување на работ, како коскени детали, ја напушта контрастната информација и е благонаклона на висока резолуција, како што е прикажано кај регионот на петрозната коска. Контрастноста на објектот зависи од сопственото слабеење, разредување на ткивата како и од мерењата на разликата во слабеењето, атенуацијата меѓу соседните структури, споредено со водата:

$$1000 \times \frac{\mu_1 - \mu_2}{\mu_{H_2O}} = 1000 \times \frac{\Delta \mu}{\mu_{H_2O}}$$

Ако оваа разлика во слабеењето, разредувањето, атенуацијата на телото е постојана тогаш контрастот на сликата  $\Delta CT$  зависи само од големината на структурите.

**Дијаграм на контрастни детали (CDD)** Планот овозможува и резолуцијата и контрастот да бидат прикажани на единечен дијаграм и е соодветен, прикладен метод за потесно опишување, наведување на способноста за откривање на нискиот контраст. Кривата на планот го открива дијаметарот како функција од мерениот контраст. Што е поблиску кривата до вертикалната рамнина, подобра е резолуцијата за ниско контрастните објекти. Врвот на кривата ги претставува високо контрастните детали (на пример коска). CT разликата  $\Delta CT$  е мерка на контрастот.  $\Delta CT$  опсегот 1-1000 исто така претставува разлика во контрастот од 1-100%. Регионот на кривата над 10% од контрастната линија на објектот, индицира резолуција за контрастниот капацитет на системот. Разликата под 1% го опишува лимитот на шумот на системот. Од 1 до 10% од регионот е транзиторна зона и способноста за откривање силно зависи од радијационата доза.

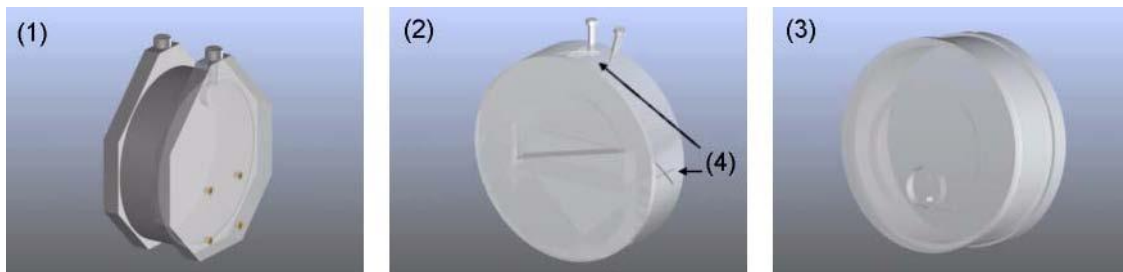


Слика 8-6 Дијаграм на контрастни детали: а) Лимит на резолуција како вертикална линија од 1 mm, б) Подобрување на нискоконтрастните детали со подебели пресеци, ц) Подобрување на вкупната резолуција со зголемување на бројот на проекциите.

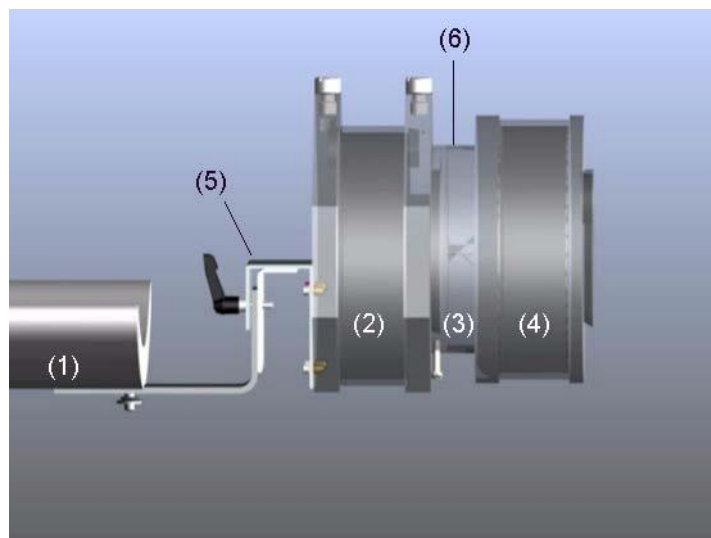
## 9. АРТЕФАКТИ НА СТ СЛИКА

### 9.1 Показана точност

Механичка точност со висока толеранција се битни за да се превенира губитокот на резолуцијата. Лошата подреденост на една десетина од детекторската област може да даде измислено име. Бројот на пикселите во сликата може да биде подреден пред аквизиција на сликата. Вообичаено изборот е помеѓу големина на матрицот од 256 или 512. Подоцна може да се обезбеди повисока просторна резолуција, но по цена на зголемена доза на радиација, ако квалитетот на сликата е зголемен исто така.



Слика 9-1 Изглед на фантом кој се користи за подесување на СТ скенерот



Слика 9-2 Фантом кој се користи за мерење на квалитетот на сликата и детекција на грешките на скенерот и за негово подесување

### 9.2 Делумен волумен

Високо разредени објекти кои се проектираат, одразуваат делумно, донекаде во пресекот ќе предизвикаат мешани вредности на ослабувањето. Се претпоставува дека ткивото внатре во вокселот е



еднородно. Како и да е ако дебелината на пресекот е голема, тога тоа може да содржи втора материја на пример коска и меко ткиво. Затоа коефициентот на ослабување кој ќе биде пресметан за тој воксел, ќе биде просечна тежинска вредност од тој со меко ткиво и коска, базирано на релативниот волумен зафатен од двете ткива во вокселот. Потенките пресеци ги редуцираат овие артефакти.

### 9.3 Згуснување, засилување на снопот

Филтрацијата на снопот од ткивата (коска) ги отстранува ртг. зраците со ниска енергија кои се составен дел од снопот. Ослабувањето потоа се намалува како што ефективната енергија на ртг. зраците се зголемува така да ги изобличува, извртува вредностите на СТ бројот.

### 9.4 Неуниформност на детекторите

Не рамномерен одговор од низот, стројот на детектори води до создавање на прстенест артефакт или на артефакт во вид на хало ефект околу објектот на сликата. Ова вообичаено не е проблем со модерните гас детектори кои се основна опрема. Како и да е при првото вклучување на апаратот, доволно време мора да се оддели за да може системот да ја достигне својата работна, оперативна температура и за да може количеството на гас во детекторите да се урамнотежи.

### 9.5 Метални артефакти

Ова предизвикуваат ѕвездесто распрснување на радијарни линии од металниот објект во полето на гледање. Корекција, исправување на овие пореметувања на високо апсортивни вредности може да се направи за време на реконструкцијата со подесување на прагот на максимални вредности.

## 10. ИЗЛОЖЕНОСТ НА РАДИЈАЦИЈА

**Доза на пациентот** Радијационата доза која пациентот ја добива за време на снимањето е поврзана со енергијата на апсорбираните ртг. зраци од страна на пациентот. Таа вообичаено е означена, наведена, опишана како површна доза која ја прима пациентот или како централна доза за серија на скенови. Намалувањето на радијационата доза може да го зголеми нивото на шум на сликата, до колку тоа не е постигнато со зголемување на чувствителноста на детекторите. Во серија на континуирани пресеци, максимумот на дозата испорачан на пациентот е поголем отколку максимумот на дозата за единечен пресек, ова е поради преклопување на радијационите профили.

**CTDI** Подобра мерка од дозата на пациентот е индексот на СТ дозата **CTDI**. Ова е покарактеристично отколку кожната доза и дозволува препокривање на профилот спомнат погоре. Кога прегледот на пациентот се состои од повеќе отколку еден пресек **CTDI** е потипична, покарактеристична доза на пациент како бројка и е изразена како вкупна доза за 14 пресеци помножена со дебелината на пресекот  $T$ . Формулата дадена од **FDA** е:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-T}^{+T} Dz dz$$

Каде што  $Dz$  е измерена доза за локацијата  $z$ . Типични вредности за централната доза на водениот фантом ќе бидат  $12mGy\ 100mAs^{-1}$  за  $8mm$  пресек на  $16cm$  воден фантом и  $10mGy\ 100mAs^{-1}$  за  $1mm$  пресек. Ова споредено со  $8mGy$  и  $7,5mGy$  се однесува за површната доза. Овие вредности треба да одговараат, да се во врска помалку со фантом со дијаметар од  $32cm$ . Типичен рутински протокол за скенирање користи  $\sim 400mAs$  кои ќе дадат централна доза од  $48mGy$  ( $4,8rad$ ) и  $32mGy$  ( $3,2rad$ ) површна доза.

**Доза на персоналот** Растурната, распрсканата радијација или зрачење од модерните СТ машини е екстремно редуцирана, што се должи на имањето на тесна колимација на ртг. снопот. Типична слика на контурата на дозата е прикажан на сликата подолу. Дозата на персоналот е проценета од машината која се користи, која е во употреба, ова е изразено во  $\mu Gy\ 1000mAs^{-1}$ .

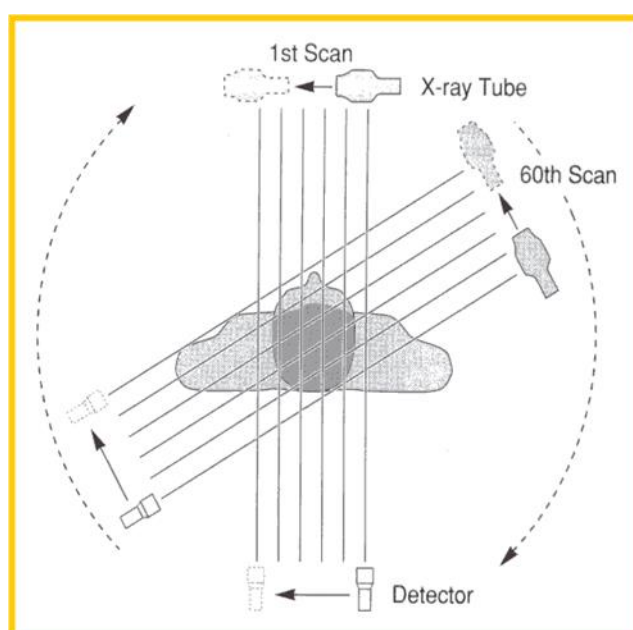
Контури на СТ дозата: Која е очекуваната доза за една недела при  $10\ \mu Sv/1000mAs^{-1}$ . Типична експозиција за еден пресек за  $70mA$  на  $3s$  ќе биде  $210mAs$ . Просечен број на пресеци за еден пациент = 20, вкупните  $mAs$  за еден пациент се  $4200mAs$ , ако дневно во просек се прегледуваат 5 пациенти, за една недела тоа се 25 пациенти =  $105000mAs$ , вкупната

експозиција за една недела на  $10 \mu\text{Sv}$  контура ќе биде  $\sim 1\text{mSv}$ .

## 11. ВИДОВИ НА АПАРАТИ

### 11.1 Прва генерација на апарати за компјутеризирана томографија

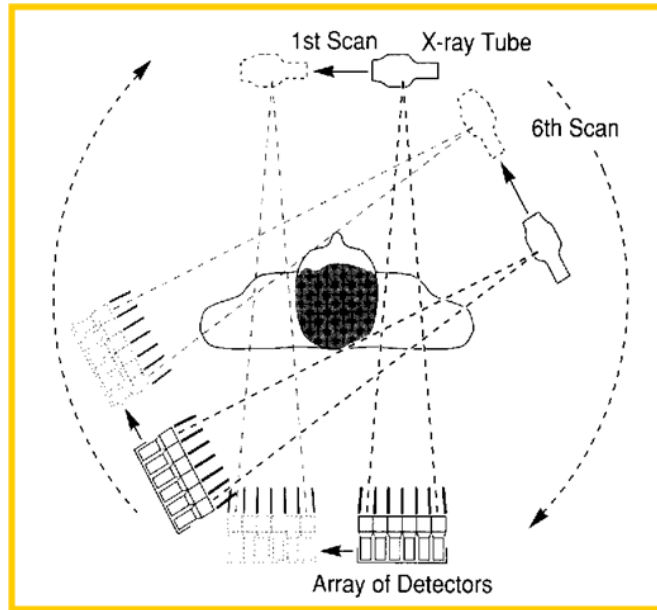
Првата генерација на апарати за компјутеризирана томографија се состојат од рендгенска цевка и детектор кои се движат линеарно синхронизирнано, при што цевката не ротира околу пациентот, туку има одредено движење под агол на поголем од 30-35 степени. Времето потребно за еден скен е од 7-9 секунди.



Слика 11-1 Шематски приказ на апаратот за СТ I генерација

### 11.2 Втора генерација на апарати за компјутеризирана томографија

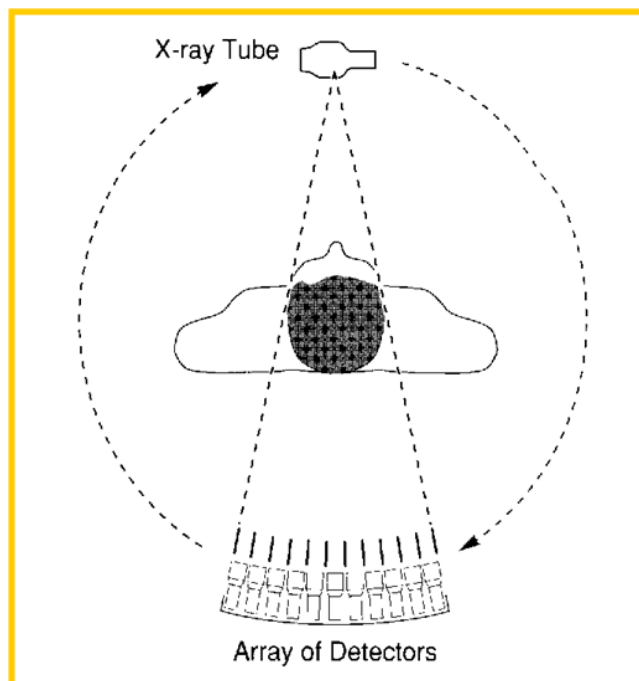
Кај втората генерација на компјутеризирана томографија исто така цевката не ротира околу пациентот за време на снимањето, туку прави агол од 30-35 степени и исто така има линеарни движења за време на снимањето. Разликата од првата генерација е во бројот на детекторите, кај втората генерација тој е значително зголемен. Времето потребно за еден скен изнесува 3 секунди па и повеќе.



Слика 11-2 Шематски приказ на апаратот за СТ II генерација

### 11.3 Трета генерација на апарати за компјутеризирана томографија

Третата генерација скенери е воведена во 1976 год., и има само ротационо движење на цевката и детекторите, кои сега се неколку стотици на број, а времето потребно за еден скен изнесува 1 секунда.

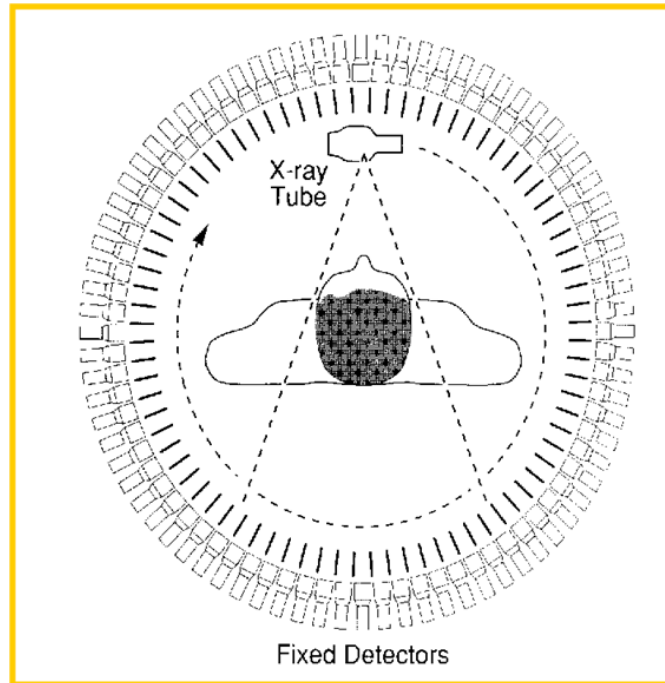


Слика 11-3 Шематски приказ на апаратот за СТ III генерација

### 11.4 Четврта и петта генерација на апарати за

## компјутеризирана томографија

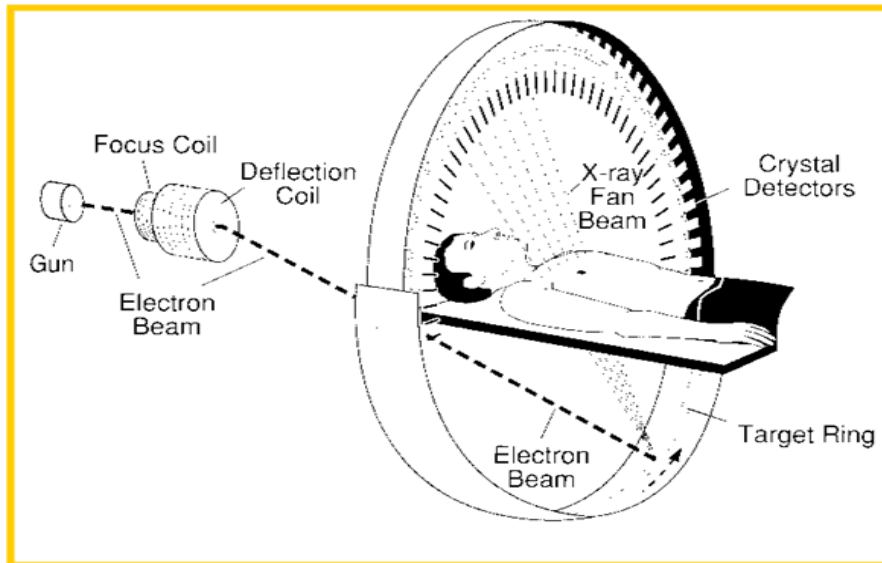
Четвртата генерација скенери има стационарен прстен од 600-4800 детектори а рендгенската цевка ротира околу пациентот.



Слика 11-4 Шематски приказ на апаратот за CT IV генерација

Петтата генерација скенери има фиксиран прстен од 400-800 детектори под агол од 210 степени поставени спротивно од изворот на рендгенски зраци. Цевката е механички фиксирана, има електронски подвижен избор на рендгенски зраци, а снопот од електрони паѓа на лента од волфрам, која е поставена околу пациентот под агол од 210 степени. Електронскиот сноп и фокалната точка која се наоѓа на лентата од волфрам се принудени да осцилираат долж арката во интервал од 50 до 100 милисекунди. Изворот на рендгенски зраци се придвижува околу пациентот толку бргу да ги замрзнува сите движења на органи, вклучително и срцето. Со четири одделни и блиску поставени целни прстени, системот може да сними четири соседни слоја во кусо време.

Новите апарати за компјутеризирана томографија продуцираат врвен квалитет на сликата, во многу кусо време. Ова е особено значајно за деца, постари пациенти, критично болни пациенти, како и за оние кои не можат да го задржат здивот долго време. Модерните апарати за CT се во можност да прикажат големи региони од телото како што се белите дробови, со една задршка на здивот во траење од 20 секунди па дури и помалку.



Слика 11-5 Шематски приказ на апаратот за СТ V генерација



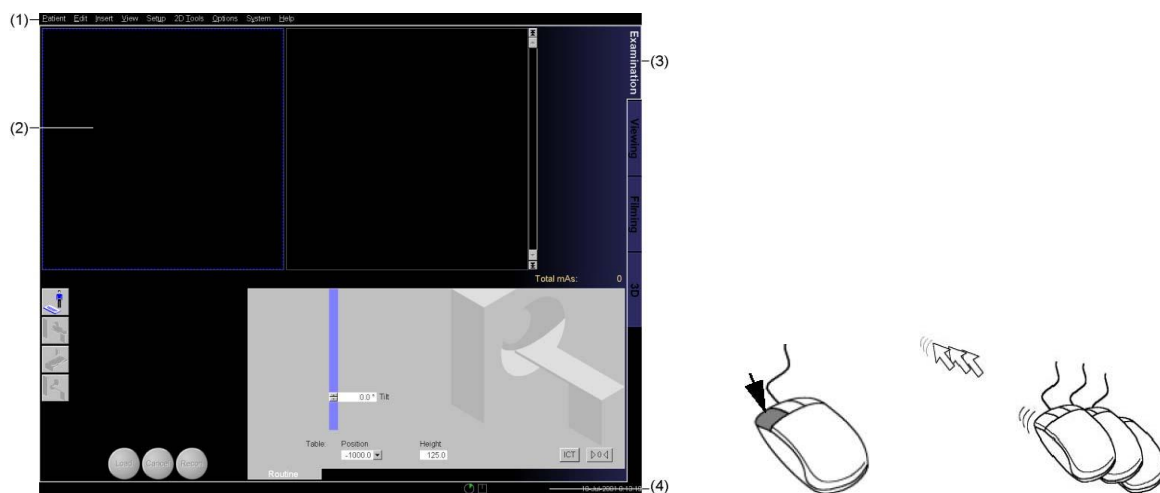
Слика 11-6 Апарат за СТ, Siemens Somatom Sensation 64.

## 12. ОСНОВНИ ПРИНЦИПИ НА РАБОТА

### 12.1 Употреба на програма, глумце и тастатура

На Институтот за радиологија во употреба е апаратот за компјутеризирана томографија од марка **SIEMENS SOMATOM Volume Zoom** па затоа овде ќе го објасниме принципот на работа со овој апарат, кој е спирален 4 слоен. Програмата **Syngo** го користи оперативниот систем **Windows NT** и е заштитена марка на **Siemens AG**. Со вклучување на системот, автоматски се приклучуваме како **syngo** корисници и апликацијата стартува автоматски.

По вклучувањето на системот, на екранот се појавува корисничкиот интерфејс на програмата кој е поделен на неколку области: 1 лента со мени, 2 простор за слика и работен простор на картата со задачи, 3 копчиња на картата со задачи и 4 лента на состојбата



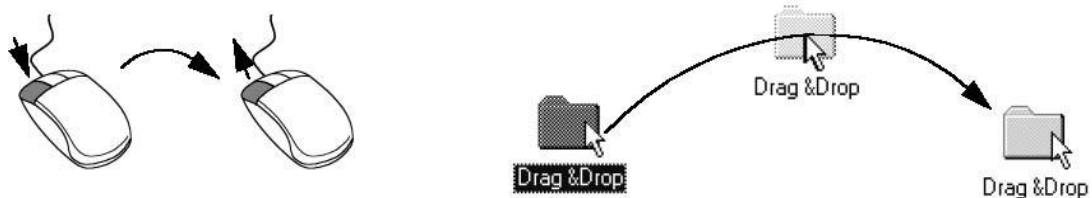
Слика 12-1 Изглед на корисничкиот интерфејс, со работните содржини и употреба на глумцето во работата при внесување на податоци и избор на програмата за снимање

За да се извршат командите или за да се внесат податоци се користи глумцето. Глумцето има три копчиња: со левото копче може да изберете објект и да ја стартувате апликацијата, со десното копче се отвора **popup** менито, со централното се менуваат вредностите на прозорецот на сликата. Со глумцето се движи покажувачот, се селектира и означува објект, се копира и се движи објектот, се стартува апликацијата и акцијата, се едитираат сликите и се повикуваат менијата.



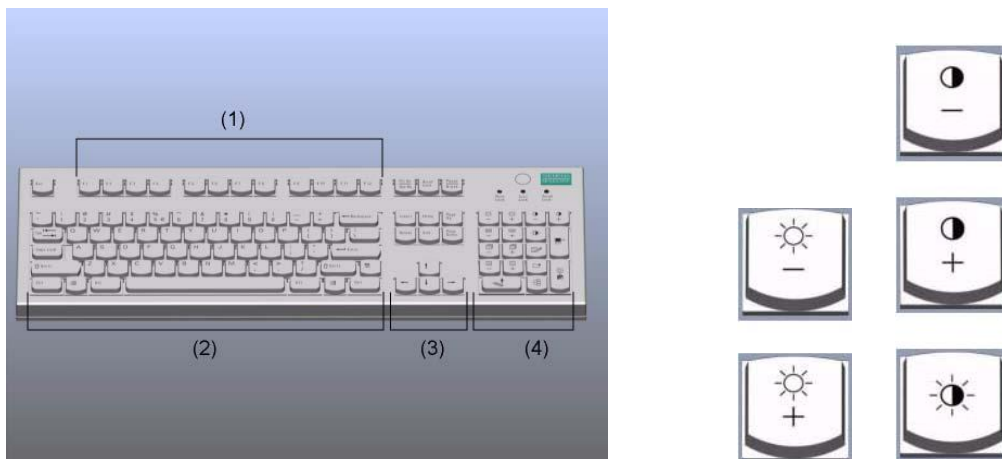


Слика 12-2 Со левото копче се селектира објект, со десното се отвора поуп менито, со двоен клик на левото се стартува апликацијата, со притиснато лево копче се црта графика, со притиснато централно копче се дотерува нивото на прозорецот на сликата



Слика 12-3 Со притиснато лево копче се избира објект и со придвижување на глумчето објектот може да се премести на друго место и се ослободува со прекратување на притисокот на истото

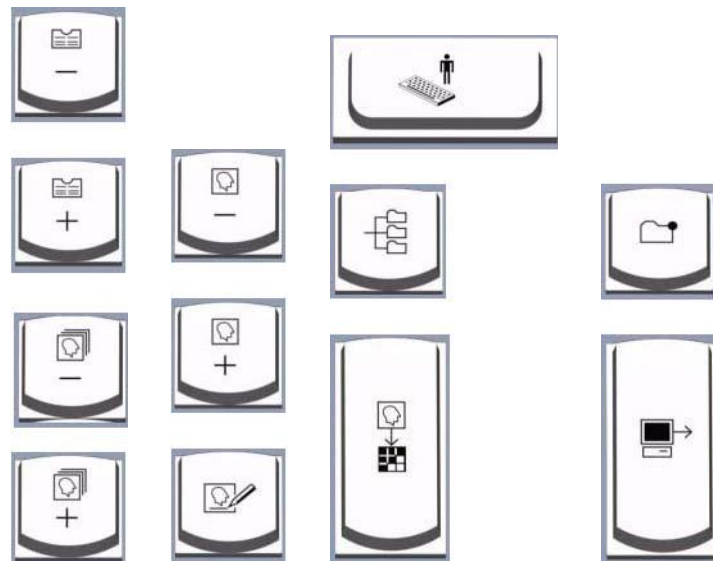
Тастатурата е составен дел на системот за управување со компјутерот и се користи за внесување на текст, бројки и за избор на соодветни команди, како и за избирање на апликации. Со повикување на функционалните копчиња (F5 - F8) може да се повикаат особени карти со задачи. Со копчињата за осветлување се дотерува центарот на прозорецот, а со копчињата за контраст се дотерува широчината на прозорецот.



Слика 12-4 Тастатурата се состои од: 1 функционални копчиња, 2 копчиња за пишување, 3 копчиња за движење на покажувачот и 4 копчиња со симболи. Копчиња за осветлување и за контраст со кои се подесува прозорецот

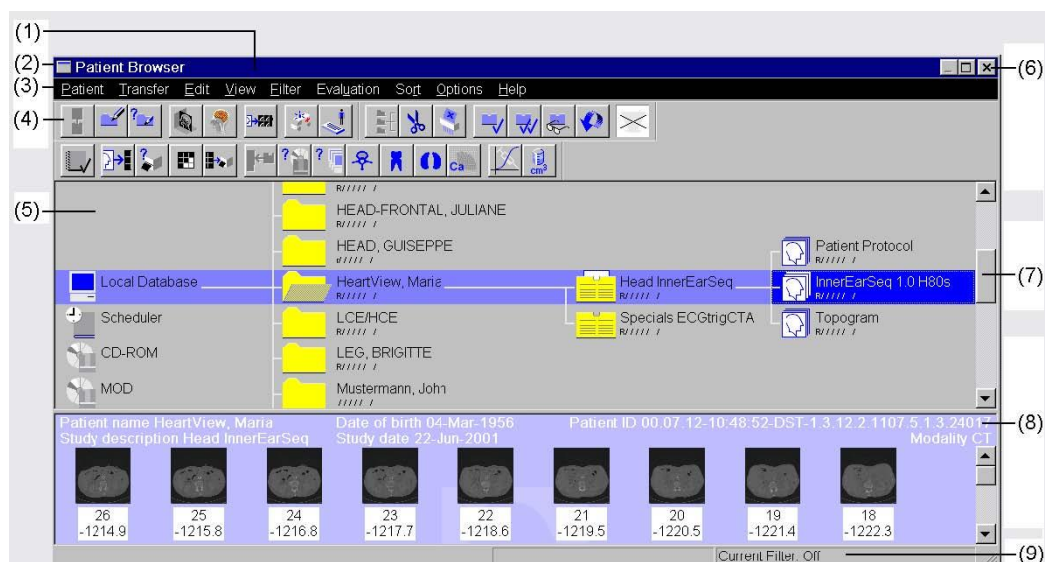
На долната слика се прикажани копчињата со симболи кои се користат за извршување на повеќе задачи: копче 7 за вртење на студијата назад, 8 за вртење на студијата напред; 4 за вртење на серијата назад, 5 за вртење на серијата напред; 1 за вртење на сликата назад, 2 за вртење на сликата напред; 6 за корекција на текстот; 0

повикување на регистрација на пациентот; 0 повикување на браузерот на пациенти; ентер за копирање на филм; 3 означување; + испраќање во јазолот.



Слика 12-5 Копчиња со симболи: 7 за вртење на студијата назад, 8 за вртење на студијата напред; 4 за вртење на серијата назад, 5 за вртење на серијата напред; 1 за вртење на сликата назад, 2 за вртење на сликата напред; 6 за корекција на текстот; 0 повикување на регистрација на пациентот; 0 повикување на прегледникот на пациенти; ентер за копирање на филмот; 3 означување; + испраќање во јазолот

## 12.2 Употреба на работни прозорци и контролни кутии

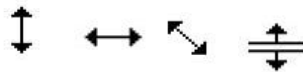


Слика 12-6 Работен прозорец

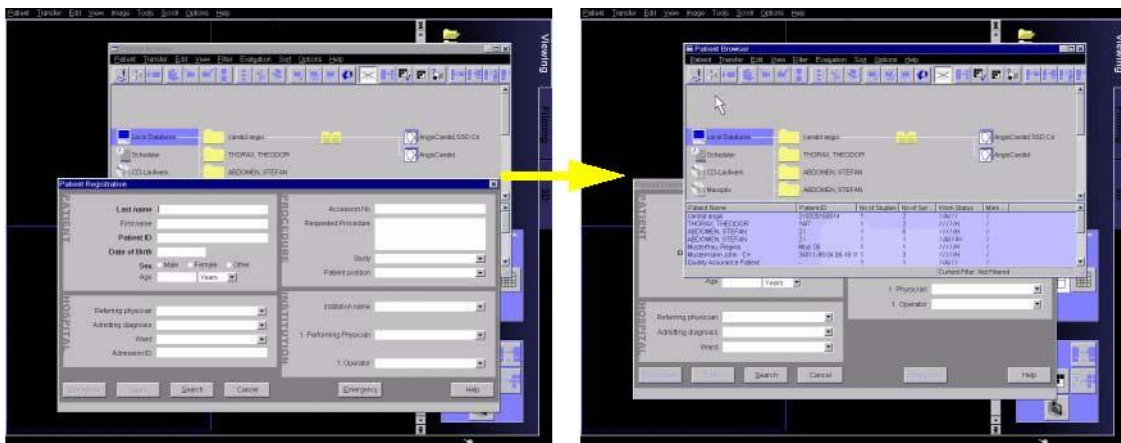
Во оперативниот систем Windows, програмите се прикажуваат во прозорци. Кога ќе се стартува апликацијата се јавува прозорец. Во

прозорецот може да се најдат следниве графички елементи: 1 (Title bar) се прикажува името на програмата на која работиме во моментот; 2 (Title bar icon) икона за отворање на мени со команди за прозорецот; 3 (Menu bar) содржи функции на програмата во паѓачко мени; 4 (Tool bar) содржи икони за стартување на функциите на програмата; 5 (Workspace) тука можеш да ги извршуваш функциите на програмата; 6 (Windows buttons) копчиња за контрола на приказот на прозорецот, се намалува, зголемува или затвора прозорецот; 7 (Scroll bar) кога содржината на прозорецот е премногу голема за да се прикаже, се појавува во долниот десен агол; 8 (Border) стави го глумчето на границата за да ја промениш големината на прозорецот; 9 (Status bar) се прикажуваат инструкции и повратни информации од програмата.

Со придвижување на покажувачот на глумчето на границите на прозорецот истиот се менува и во зависноста каде е поставен може да го смени обликот во еден од долуприкажаните. Можете да го движите прозорецот во било која положба на екранот, се додека не се зголеми или намали. Кликнете на насловната лента и влечете го прозорецот на нова положба држејќи го притиснато левото копче на глумчето.



Слика 12-7 Видови на облик на покажувачот на глумчето

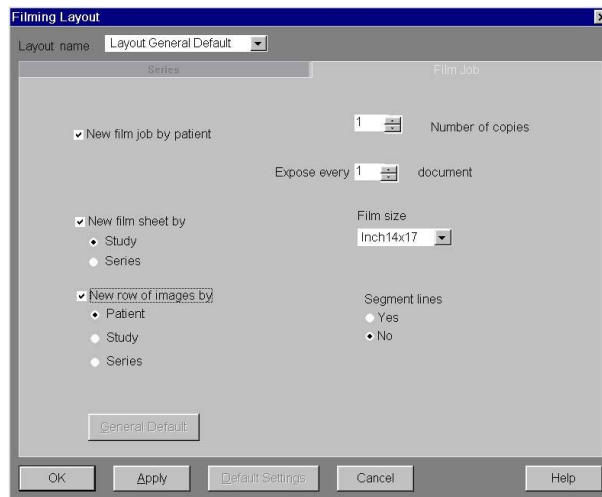


Слика 12-8 Приклучување на прозорците

Многу често повеќе прозорци или работни карти се отворени во исто време, активниот прозорец е напред и насловната лента е поинтензивно обоена. Доколку сакаме да преминеме од еден на друг видлив прозорец, едноставно кликуваме врз него и тој заднина доаѓа напред, а дотогаш активниот оди во заднина.

Дијалог кутијата се појавува кога ќе повикаме одредена функција и служи за да се внесат податоци, да се селектира или да се потврди дотерувањето. Во дијалог кутијата има полиња за внесување, листи за

избор (selection list), т.н. радио копче (radio buttons) и т.н. коцка за избор (checkbox) за да се изберат опции и копчиња со кој се прифаќа или одбива внесеното. Има т.н. вртлива кутија (spin box) во која се избираат вредности, потоа комбинирана кутија (combo box) во која има поле за внесување и листи за избор истовремено. На дното на дијалог кутијата се наоѓаат извршните копчиња и со притискање на едно од нив започнува извршувањето. Тоа се **OK, Apply, Cancel Help**.



Слика 12-9 Дијалог кутија

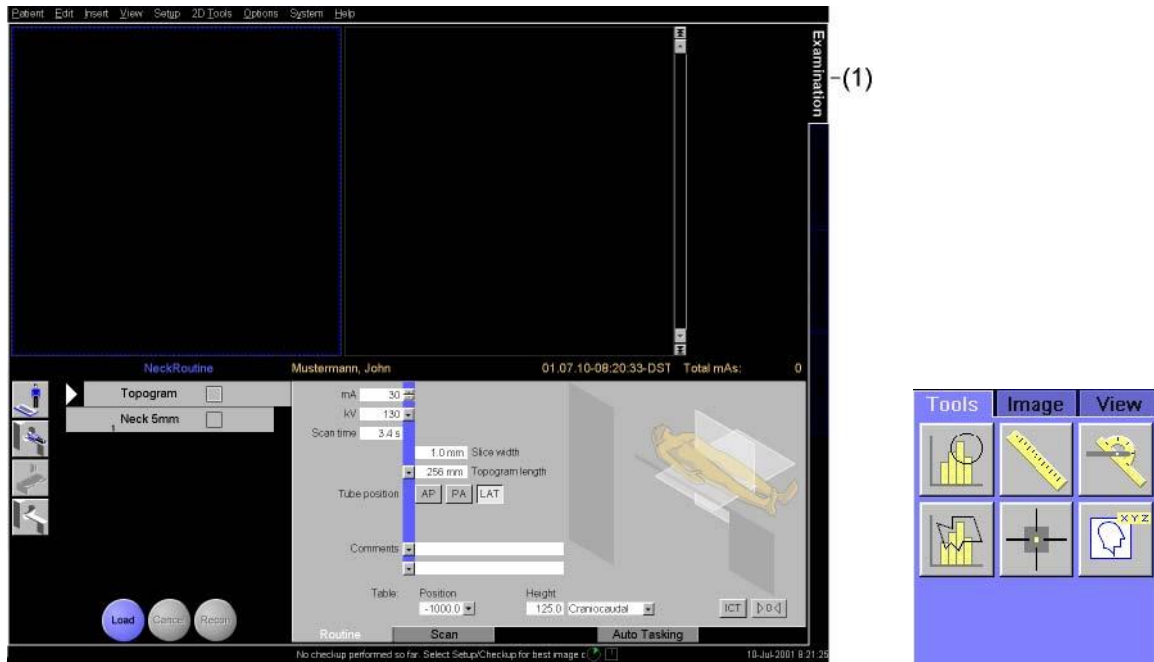
Можеш да започнеме многу функции преку повикување на соодветно мени или преку копчињата со икони. Копчињата со икони може да ги најдеме во лентата со алатки (tools bar), на картата со подзадачи (subtask card), или во контролната област на картата со задачи (task card). Доколку копчињата со икони се сиви тие не се активни и не може да се стартува функцијата, кога нема повеќе да бидат сиви (dimmed) тие се активни и може да се стартува функцијата. Кога ќе се постави стрелката на глумчето врз копчето со икона се прикажува краток текст кој ја објаснува функцијата и исчезнува по неколку секунди.

### 12.3 Употреба на карти со задачи

Картите со јазиче (tabs card) **Tools | Image | View** се подредени како книга така што лесно може да се повикаат и да се прикажат напред, со едноставно кликување врз нив. Кога е активна картата оди напред и има поинаква боја и тогаш можат да се стартува функцијата. Има два типа на карти: карта со задачи (task card) и карта со подзадачи (subtask card).

Изгледот на картата со задачи е подреден на рутинските потреби во болниците и нејзините листови го поддржуваат прегледот кој треба да се изврши. Прегледот се изведува со (Examination task card) која може да се повика и со функционалното копче **F5**, резултатот од прегледот може да се види и да се обработи со (Viewing task card) или со функционалното

копче F6, филмот се едита со (Filming task card) или со функционалното копче F7, а постпроцесирањето на сликите во 3D се изведува со (3D task card) функционалното копче F8. Со едноставно кликување на јазичето на картата со задачи, кое се наоѓа на десната страна се активира избраната карта. На картата со задачи се наоѓаат помали таканаречени карти со подзадачи. Тие се користат за повеќе цели: кутија со алати за графичка евалуација, дотерување на параметри и повикување на функции и програми.



Слика 12-10 Карта со задачи и мала карта со подзадачи

## 12.4 Употреба на менија

Со цел екранот да биде чист повеќето функции и акции се групирани заедно во паѓачки менија (dropdown menu). Лентата со менија се менува во зависност од тоа која карта со задачи е активна и на овој начин достапни се само оние функции кои се од значење за соодветната апликација.

### Patient Browser menu bar

Patient Transfer Edit View Filter Evaluation Sort Options Help

### Viewing menu bar

Patient Transfer Edit View Image Tools Scroll Evaluation Options System Help

### Filming menu bar

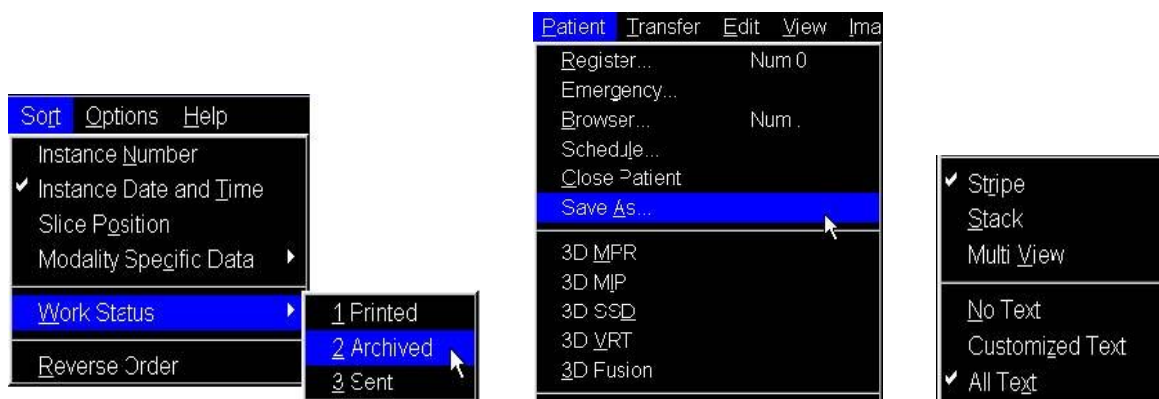
Patient Edit Film Image Options System Help

Patient Transfer Edit View Settings Orientation Type Image Options System Help

Мени лентата се состои од колони на паѓачки менија од мени листата и преку овие менија, серија од функции и дотерувања стануваат достапни на брз и едноставен начин. Со кликување со левото копче од глумчето во лентата со менија на избран предмет или влез, се отвора паѓачкото мени од кое избираме функции и дотерувања со движење на глумчето низ паѓачкото мени. Движејќи се со глумчето низ паѓачкото мени се отвораат и затвораат менијата, а само она мени на кое ќе се задржи стрелката од глумчето ќе остане отворено и ќе биде осветлено. Со движење на стрелката на глумчето низ менито, влезовите се осветлуваат еден по еден, како што минува стрелката преку нив. Доколку не сакаме да избереме ни една опција од мениите повторно кликуваме на претходно избраното мени од листата со менија за да го затвориме или едноставно кликуваме надвор од паѓачкото мени во неговата заднина.

Некој линии во паѓачкото мени имаат мали стрелки од десната страна и ако на нив се покаже со стрелката од глумчето ќе се отвори подмени.

Со кликување на некоја линија во менито не се случува никаква акција, но ако повторно погледнеме во менито ќе видиме дека покрај претходно избраната линија има контролен знак што означува дека претходно избраната опција е активна.



Слика 12-11 Паѓачко мени, избирање на акција и чекирање на акција

За повикување на **popup** менито, првин треба со левото копче да се избере објект, а потоа да се кликне на десното копче од глумчето, менито кое припаѓа на објектот ќе биде прикажано. Движејќи се со покажувачот на глумецот низ менијата, влезот врз кој се наоѓа стрелката ќе биде осветлен и со едно кликување на левото или десното копче се избира акцијата.

Лентата на состојбата (**status bar**) на долниот раб од прозорецот содржи пораки и инструкции и е поделена во три дела. Во првата колона се појавуваат специфични информации за прегледот, во втората предупредувања и пораки и во третата икони на функциите кои се

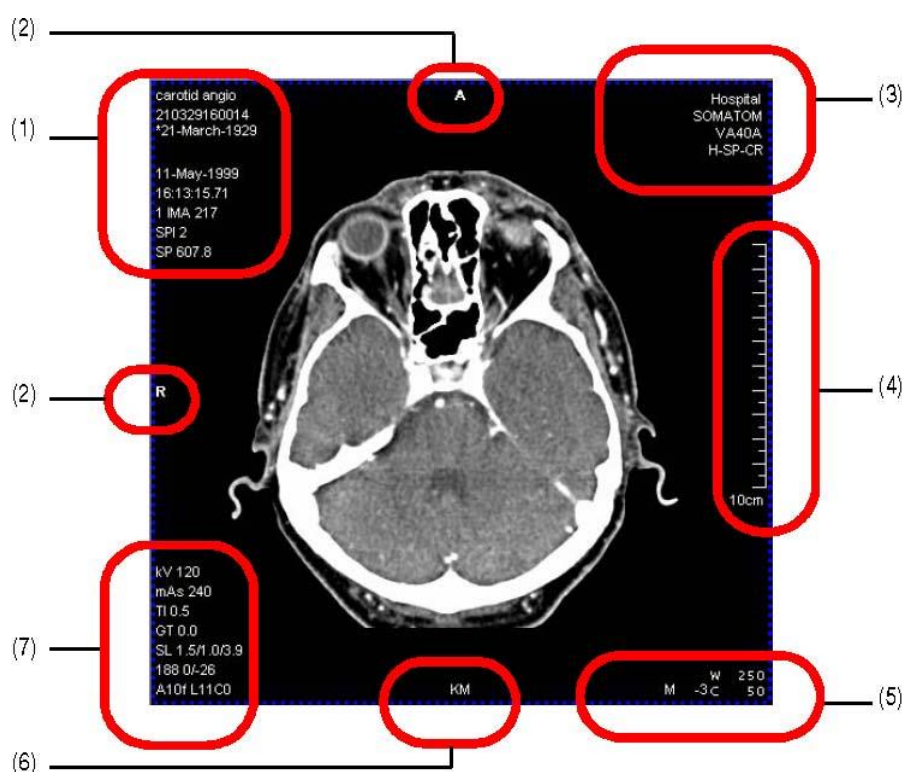
изведуваат во заднина.



Слика 12-12 Паѓачко мени и избирање на акција

## 12.5 Текстуални информации прикажани на сликата

На сликата се прикажуваат бројни информации во вид на текст. Овие текстуални информации го идентификуваат пациентот, ги документираат прегледот и параметрите на сликата. Текстот на сликата е групиран според содржината и е распределен во четирите агли и долж долниот и десниот раб на сликата. Со (Image Text Editor) може да се одреди кои елементи од текстот ќе бидат прикажани на сликата.



Слика 12-13 Слика со распределени текстуални податоци

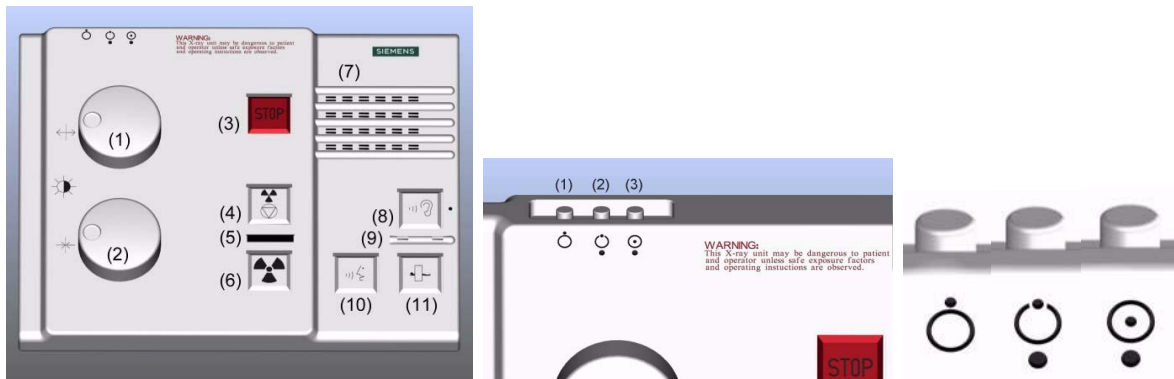
Најчесто на сликата се прикажуваат: 1 податоци за пациентот и прегледот; 2 ознаки за ориентација; 3 специфични податоци за системот и ориентацијата на пациентот; 4 линеар; 5 вредности за прозорецот и пикселот; 6 коментар за сликата и 7 параметри на пресекот и реконструкцијата.

## 13. ВКЛУЧУВАЊЕ И ИСКЛУЧУВАЊЕ

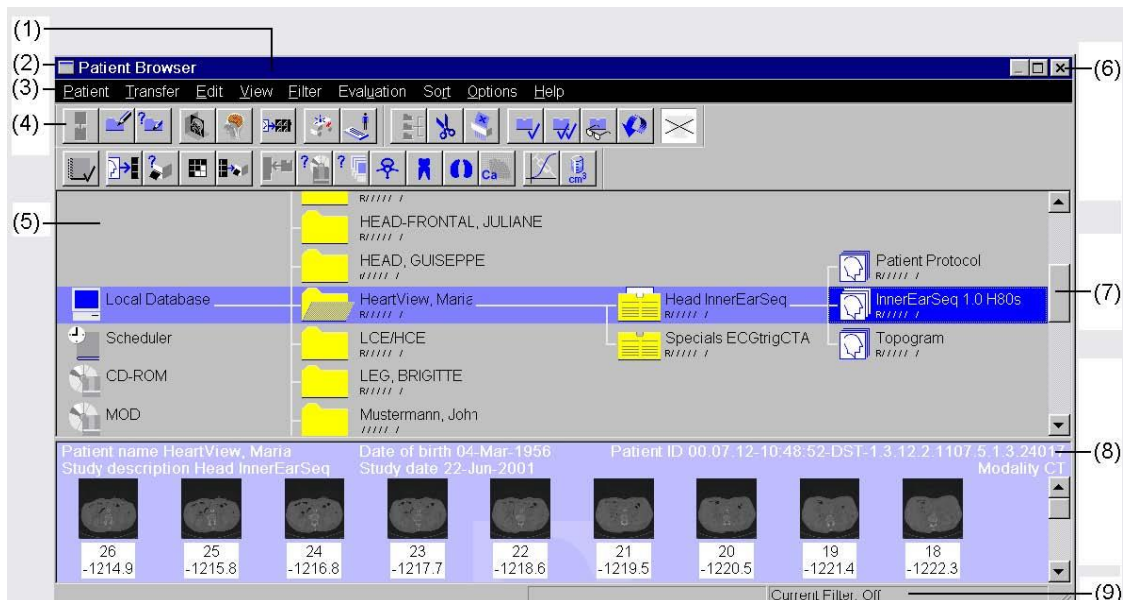
### 13.1 Стартување на системот

Компјутерот од марката **SIEMENS SOMATOM Volume Zoom** се вклучува со притисок на копчето (**Comp On**), во задниот дел од контролната кутија.

За вклучување на целиот системот се притиска копчето (**Sys On**) во задниот дел од кутијата. Веднаш потоа на екранот се појавува прозорецот за калибрација (**Checkup**).



Слика 13-1 Контролна кутија на апаратот за СТ, копчиња на задниот дел од контролната кутија за вклучување и исклучување на системот

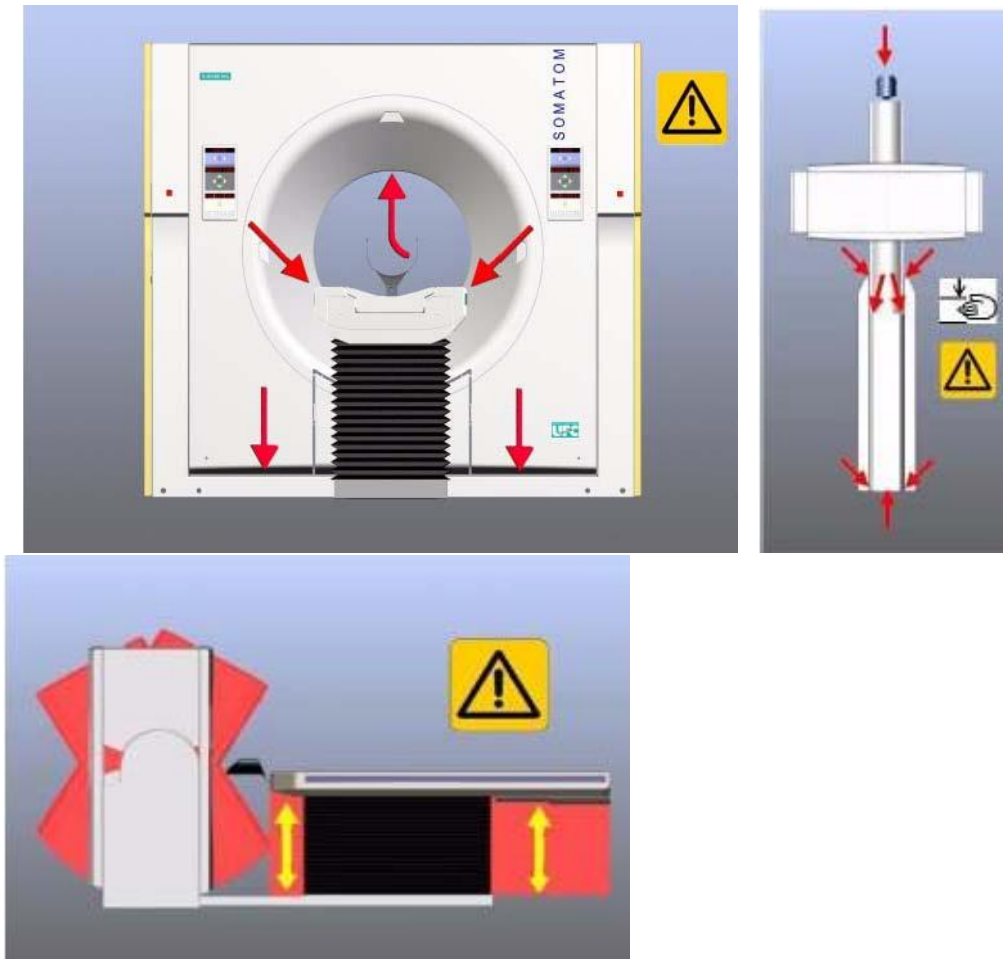


Слика 13-2 Прозорец за пребарување на пациенти, со лента на алатки, во делот под број 5 се прикажани пациентите, а со избор на еден од нив со клик на левото копче на глумчето се отвораат прегледот и снимните серии. Во делот под број 8 се прикажани поединечните скенови од избраната серија на прегледот.

Со користење на функционалните копчиња на тастатурата можеме




многу бргу да ги добиеме бараните карти и тоа: F5 за картата за преглед; F6 за картата за гледање на направените прегледи; F7 за картата за филмување и F8 за картата за 3D реконструкција.



Слика 13-3 Приказ на гентрито со масата за преглед од повеќе агли на гледање, со ознака на можностите на движење на масата и гентрито

## 13.2 Калибрација

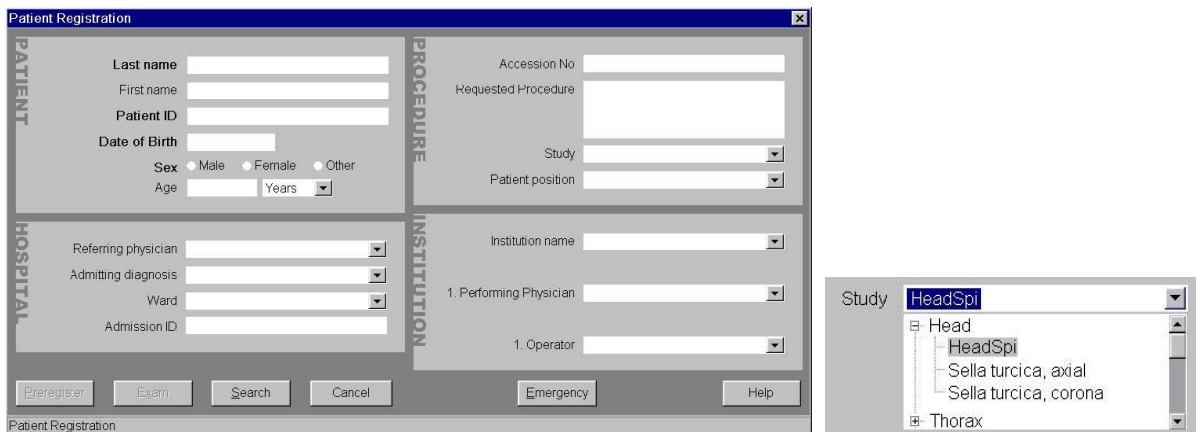
Калибрација или проверка на системот е следниот чекор во стартување на системот. За да се добие најдобар квалитет на сликата треба да се продолжи со калибрацијата. За таа цел треба сите да ја напуштат просторијата за снимање, столот да се извлече од гентрито, бидејќи ртг. цевката е активна и се создаваат ртг. зраци за време на калибрацијата. За да започне калибрација треба да се притисне копчето (Checkup) на дното на прозорецот, а доколку сакаме да ја скокнеме процедурата за калибрација на системот треба да се притисне на копчето (Cancel). Кога е активирана калибрацијата се притиска на (Start) копчето  во контролната кутија или на командната тастатура. Доколку за време на стартување на системот калибрацијата не е направена може да се намали квалитетот на сликата.

### 13.3 Исклучување на системот

За исклучување на системот, од главното мени се повикува (System>End) и се покажува прозорец или дијалог кутија насловена како (End) со три опции: 1 Исклучување на системот; 2 Рестартирање на системот и 3 Рестартирање на апликацијата. Се одбира исклучување на системот и се потврдува со притискање на копчето (Yes) на дното од прозорецот. Доколку сакаме да го откажеме исклучувањето на системот треба да притиснеме на копчето (No). Чекаме системот да се изгаси, а тоа се случува кога на екранот ќе се појави прозорец насловен со (Shutdown Computer), а потоа го притискаме копчето (Sys-Off) во задниот дел од контролната кутија или командната тастатура.

### 13.4 Регистрирање на пациент




Пред да го прегледаме пациентот, првин треба да го регистрираме. Повикуваме Patient>Register во главното мени. Се внесува име и презиме на пациентот, бројот за идентификација, датумот на раѓање и полот. Ја избираме положбата на пациентот Patient position Head First - Supine, потоа ја избираме студијата со кликување прво на стрелката, а потоа на знакот + во листата која се отвора пред Head и избираме Head Spi веднаш потоа. Се затвора прозорецот за регистрација на пациентот со притискање на копчето Exam.



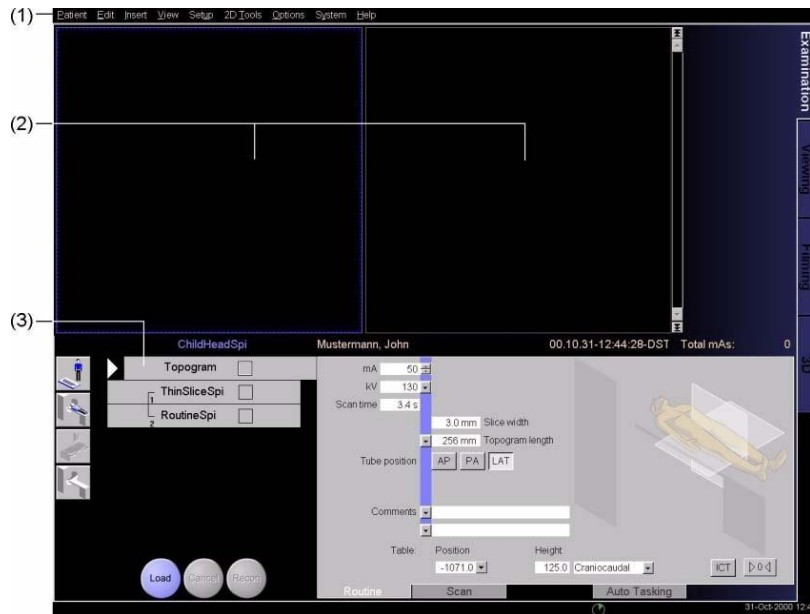
Слика 13-4 Patient Registration прозорец

### 13.5 Прегледување на пациент

Се појавува Examination card. Првиот чекор во испитувањето, топограмот веќе е избран во хрониката.

Кликуваме на Load копчето , а потоа притискаме на Start копчето  во контролната кутија. Во зависност од положбата на масата се јавува барањето за притискање на Move копчето  пред да започне скенирањето. Топограмот се лизга надолу во топо сегментот за време на




скенирањето.

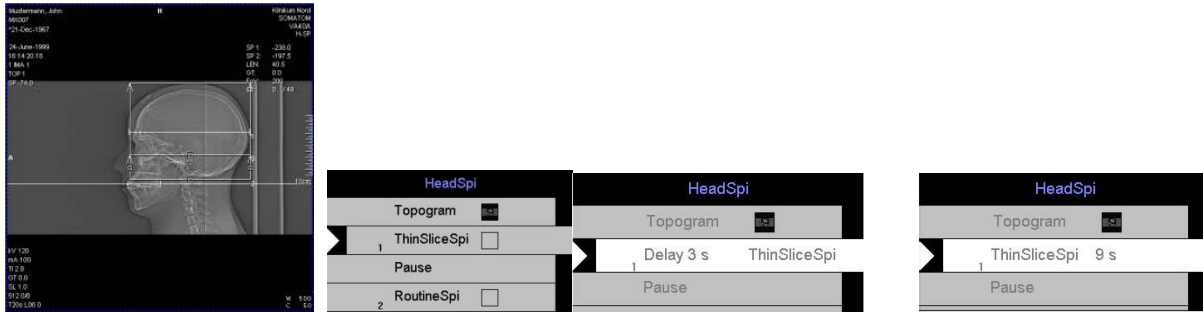


Слика 13-5 Examination card прозорец 1 Главно мени, 2 Топо сегмент (лево) и томо сегмент (десно) и 3 Хроника





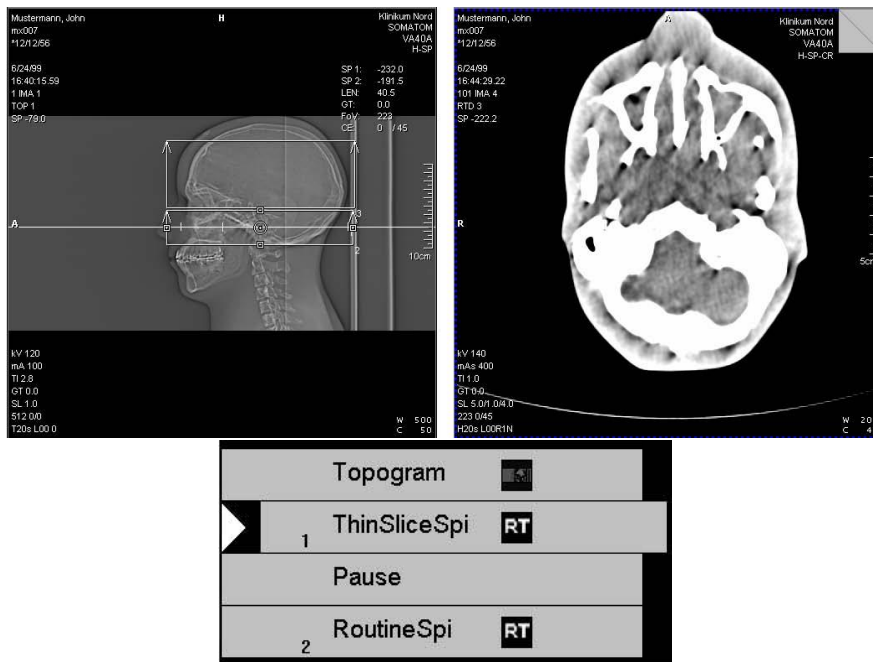
Слика 13-6 Прогресија при снимање на топограмот

Испитуваните полиња се прикажуват на топограмот во согласност со скен протоколот. Полињата ги избираме во хрониката или со едноставно кликување врз нив. Можеме да го зголемиме или смалиме полето со поставување на курсорот на глумчето на рачките и со нивно поместување. Кликнуваме на првиот спирален скен во хрониката, потоа на **Load** копчето , па го притискаме **Move** копчето  во контролната кутија и потоа притискаме на **Start** копчето  и откако ќе измине времето на доцнење, започнува скенирањето.





Слика 13-7 Топограм, Хроника, Време на доцнење, Време на скен



Можеме да го следиме прогресот на скенирањето во топо сегментот, сликите на пресеците се прикажуваат континуирано со редуциран квалитет на сликата во томо сегментот. Кога првиот спирален скен ќе биде комплетиран, системот паузира. Тога притискаме на **Move** копчето  во контролната кутија се додека масата не се доведе во стартната положба за следниот скен. Притискаме на **Start** копчето  во контролната кутија и следниот скен започнува автоматски по истекување на времето на доцнење. Системот повторно паузира откако целото поле ќе биде комплетно скенирано.




Слика 13-8 Топо сегмент, Томо сегмент и Хроника

Сега ги реконструираме сликите на пресекот од податоците за скенот и имаме прикажани различни видни полиња. Првин ја пресметуваме прегледната слика за дотерување на видното поле. Кликнуваме на првиот спирален скен во хрониката, ја избираме **Recon subtask card** и избираме нова реконструктивна работа . Кликнуваме на копчето **Overview** за да се прикаже прегледната слика на целото скенирано поле. Прикажувањето на прегледната слика одзема

некое време. Во томо сегментот можеме да ја зголемиме или смалиме сликата со глумцето со влечење на рачките. Ја избираме третата реконструктивна задача и го дотеруваме видното поле на ист начин, а потоа започнува реконструкцијата на првиот спирален скен со притискање на **Recon** копчето . Потоа тоа се повторува за следниот спирален скен.

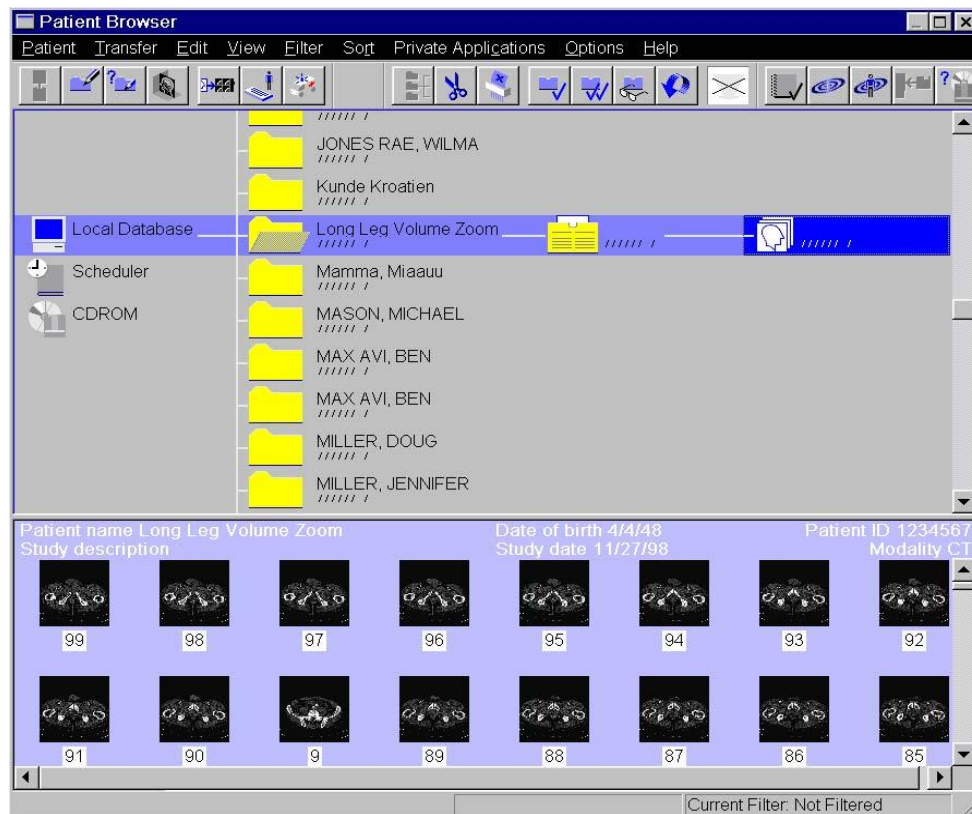
За евалуација на сликите повикуваме **2D Tools>Graphics** и **2D Tools>Image Manipulation**. Лизгаме низ томо сегментот со користење на кучешките уши до сликата која сакаме да ја евалуираме. Кликнуваме на **Circle** копчето  за да нацртаме и евалуираме регион од интерес (ROI). Го влечеме отворениот круг држејќи го притиснато левото копче од глумцето и повторно го отпуштаме левото копче од глумцето. Ќе се прикажат на сликата најмалите, најголемите и средните вредности на дензитетот и големината на областа. Кликнуваме на **Distance** копчето  и влечеме линија меѓу почетната и крајната точка држејќи го притиснато левото копче од глумцето за да го измериме растојанието.

Кликнуваме на копчето  во **Examination card** за да го завршиме прегледот.



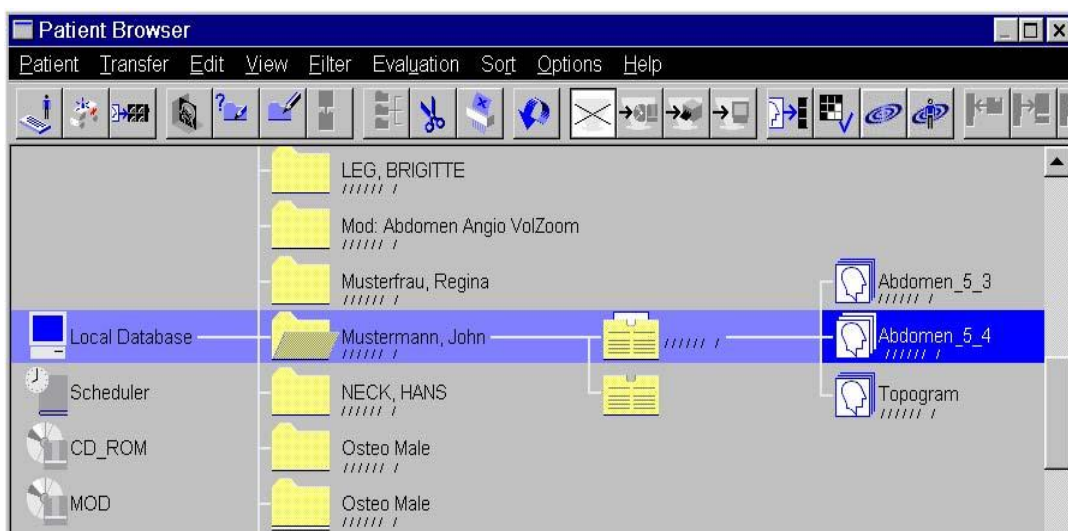
Слика 13-9 Examination card прозорец, Одредување на ROI и растојание

Со **Patient Browser** можеме да трагаме по сликите од испитувањето во базата на податоци и да ги префрлиме нив во **Viewing task card** за понатамошна евалуација. Првин кликнуваме на **Viewing task card**, а потоа на **Patient>Browser** во главното мени.

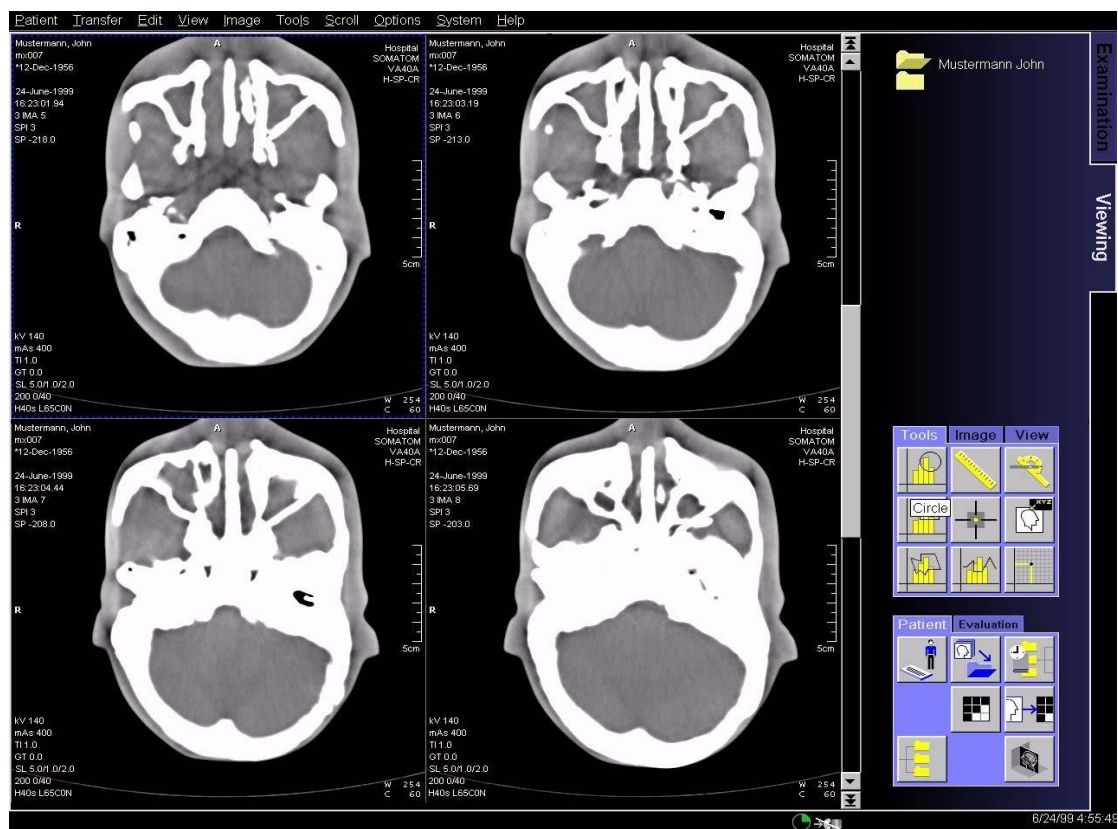


Слика 13-10 Patient Browser прозорец



Со лизгачот се движиме низ листата на пациенти во локалната база на податоци. Штом ќе го најдеме бараниот пациент, кликуваме на фолдерот при што се прикажуваат сите студии за пациентот. Потоа кликуваме на една од бараните студии при што се прикажуваат сериите и конечно со двоен клик ја избираме скен серијата која сакаме да ја свалуираме. Patient Browser прозорецот се затвора, а сликите се лодираат на Viewing task card, а фолдерот на пациентот се прикажува во горниот десен агол на картата.




Слика 13-11 Patient Browser прозорец, со избирање на пациент, студија и серија

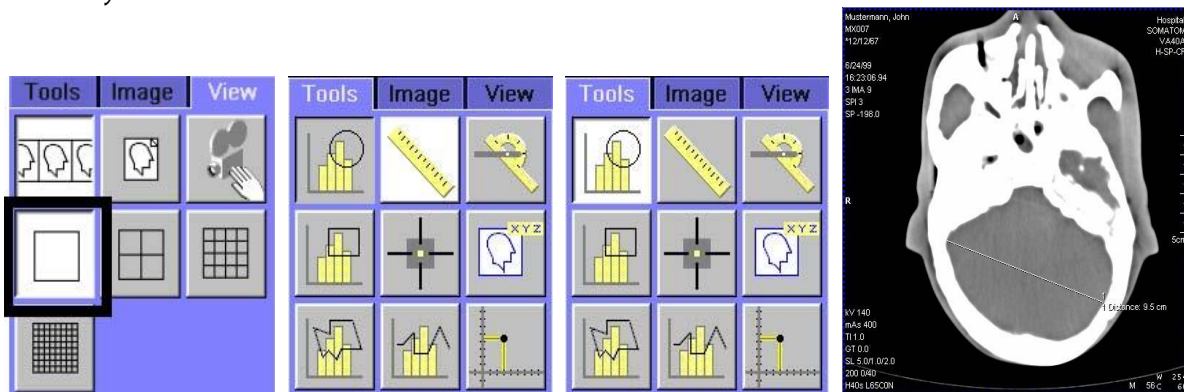


Слика 13-12 Viewing task card прозорец

За движење низ сериите ги користиме копчињата со симболи   од тастатурата. Кликнуваме на сликата која сакаме да ја евалуираме, таа е избрана и е означена со сина точкеста линија.

За избирање на поголем формат на гледање, кликуваме на View картата со подзадачи и избираме формат 1:1.

За промена на прозорецот (window) на сликата го поставуваме курсорот на глумчето врз сликата, го притискаме централното копче  и со движење горе долу се менува window center, а со движење лево десно се менува window width.



Слика 13-13 Карти со подзадачи подредени во куп Tools, Image i View. Томограм на кој е одредено растојанието со употреба на алатки

За одредување на растојанието кликуваме на **Tools** картата со подзадачи во купот на карти, кликуваме на **Distance** копчето за да го одредиме растојанието меѓу две точки во сликата. Го поставуваме курсорот на глумчето врз сликата на почетната точка, го држиме притиснато левото копче и повлекуваме линија до крајната точка. На тој начин го одредуваме растојанието на сликата кое се прикажува во центиметри.

За да евалуираме област, кликуваме на **Circle** копчето во картата со подзадачи за да нацртаме и евалуираме кружен регион од интерес (ROI) на сликата. Цртаме круг во сликата држејќи го притиснато левото копче од глумчето. Штом ќе го отпуштиме копчето, резултатот од евалуација на (ROI) се прикажува на сликата.

За да ги сочуваме сликите повикуваме **Patient>Save As**, внесуваме одредиште во дијалог кутијата која се прикажува до **Save images in new series** и кликуваме **ОК**. За испраќање слики преку мрежа, повикуваме **Transfer>Send To Node1**.


### 13.6 Сликање (филмување) на слики

По постпроцесирањето и евалуацијата можеме да ги експонираме резултатите на филм за изготвување на извештај.




Слика 13-14 Filming task card прозорец



Ги избираме сликите во **Patient Browser** и ги трансферираме нив на **Viewing task card**. Доколку е потребно го освежуваме прикажувањето во **Patient Browser** со **View>Refresh**. Кликнуваме на сликата во областа на сликата на **Viewing task card** држејќи го притиснато копчето **Ctrl**. Повикуваме **Edit>Select Series** од главното мени и комплетната серија е избрана. За префрлување на сликите на филм кликуваме на **Copy to Film Sheet** копчето  на **Patient** картата со подзадачи. Сите селектирани слики се префрлени на **Filming** картата со задачи. За да ја повикаме **Filming** картата со задачи кликуваме на јазичето на десниот раб од екранот. Ако се прикажат повеќе од еден филмски лист, се движиме низ листовите од избраните серии со користење на кучешките уши во горниот десен агол од областа на сликата.

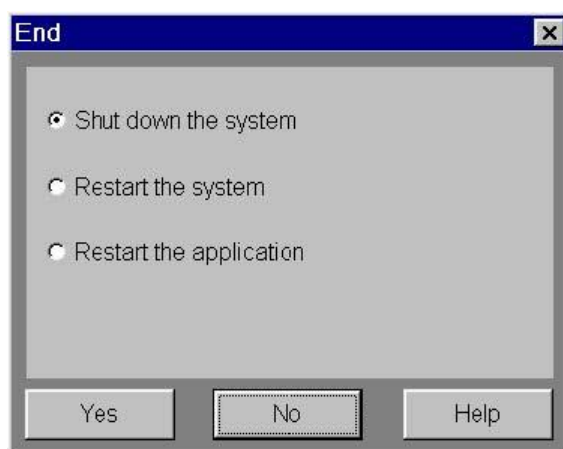
Со левото копче од глумцето кликуваме врз сликата која не сакаме да се прикаже на филм, сега сликата е одбележена со сина точкеста линија.

Кликнуваме на **Delete** копчето  и сликата е избришана од филмскиот лист.

Кликнуваме на **Expose Film task** копчето  за да ги експонираме сликите на филмот и да направиме документација.

## 13.7 Излегување од програмата и гаснење на системот

Системот се исклучува во два степена, завршување на сите започнати програми и исклучување на оперативниот систем. Во главното мени се повикува **System>End**, при што се појавува дијалог кутијата, каде ја избираме акцијата што сакаме да ја спроведеме и го потврдуваме или отповикуваме изборот со притискање на соодветни копчиња на дното од дијалог кутијата.

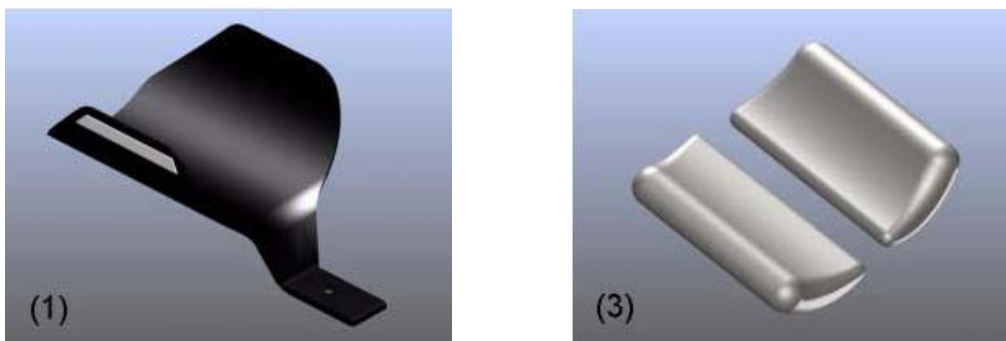


Слика 13-15 Дијалог кутија со која се гасне или рестартира системот или се рестартира *syngo* апликативната програма

## 14. СТ НА МОЗОКОТ

Цел на прегледот е да се открие крвањење, оштетување на мозокот и фрактури на краниумот, кај пациенти со повреди на главата. Детектирање на крвно згрутчување, хематом или крварење во мозокот, кратко време по манифестација на симптоми на мозочен удар од страна на пациентот. Детекција на мозочниот удар, е особено подобрена со новата техника наречена СТ перфузија.

Служи за евалуација на протегането на коскените и мекоткивните повреди кај пациенти со лицева траума и планирање на хируршката реконструкција. За детекција на крвањење кај пациенти со ненадејна, интензивна главоболка, која може да се должи на руптурира на аневризма или на аневризма која што дискретно крвави. За детекција на повеќето мозочни тумори. За дијагностика на болестите на темпоралната коска на страната на черепот кои може да предизвикаат проблеми со слушањето. За детекција на зголемувањето на мозочните шуплини (вентрикули) кај пациенти со хидроцефалус. За одредување дали има инфламаторни или друг вид на промени на параназалните синуси. За планирање на зрачна терапија кај пациенти со мозочни тумори или тумори на останатите ткива на главата. За неинванзивно дијагностицирање на аневризмите или артерио-венските малформации преку техника која се вика СТ ангиографија. За детекција на болести и малформации на черепот. За тродимензионален приказ на черепот, мозокот и мозочните структури.



Слика 14-1 Потпора за глава и сунѓери за фиксација на главата

### 14.1 Основни напатствија

Компјутеризираната томографија на мозокот (СТМ) е една од најчесто изведуваните дијагностички метод. Не бара посебни подготовки за прегледот, освен доколку се изведува преглед со употреба на контрастно средство со цел подобро да се визуелизираат малформациите на крвните садови и патолошките промени на мозокот. Во

тој случај пациентот треба да биде гладен најмалку 6 часа пред прегледот со контрастно средство. Тоа е потребно, бидејќи доколку дојде до несакани реакции од страна на контрастот, се елиминира можноста за повраќање на цревната содржина и негова аспирација, бидејќи прегледот се изведува во лежење. Потребно е да се отстранат сите метални предмети од главата (шноли, обетки, забни протези итн) пред снимањето, за да не дојде до појава на артефакти.

Се изведува без и со интравенска апликација на контрастно средство. Првин се изведува така наречената нативна серија, а во зависност од наодот или доколку има патолошки промени кои подобро ќе се визуелизираат со употреба на контрастно средство се прави и таканаречената контрастна серија по интравенска апликација на контраст од 60-100 mL.

Пред апликацијата на контрастното средство, радиолошкиот технолог или радиологот треба да го праша пациентот дали е алергичен на храна, лекови, особено на контрасти. Дали при некое претходно снимање му било дадено контрастно средство и дали дошло до несакани или алергиски реакции. Можно е доколку пациентот е алергичен на одреден лек да се појави и вкрстена алергиска реакција на јодното контрастно средство. Исто така радиологот треба да дознае од пациентот дали боледува од болести како астма, мултиплен миелом, срцеви заболувања, болести на бубрезите, или дијабет. Пациентот се запознава со можните ризици од употреба на контрастно средство и потпишува изјава со која се согласува дека го прифаќа можниот ризик од појава на алергиски реакции.

Пациентите од женскиот пол треба да бидат прашани дали има евентуална можност да бидат забременети. Бидејќи фетусот е подалеку од полето на снимање, можно е да се спроведе скусено снимање на мозокот, при што абдоменот ќе биде прекриен со оловна престилка, за заштита на плодот од можното секундарно зрачење. При инјектирањето на контрастот, пациентот може да почувствува топлина, црвенило на лицето и телото, метален вкус во устата кое не трае подолго од 2-3 минути. Понекогаш пациентот може да развие чешање и уртикарија неколку часа после апликација на контрастот и тоа вообичаено се разрешува со примена на лекови. Во ретки случаи може да се појави лесна главоболка или тешкотии со дишењето, што може да е индикатор за посериозна алергиска реакција, при што лекарот во тој случај ќе примени соодветна медикаментозна терапија. Во зависност од апаратот, за која генерација на компјутеризиран томограф се работи, снимањето може да трае до 10 минути или кај поновите апарати со можност за спирално и мултислајс снимање прегледот трае помалку од 1-3 минути.

На крајот од прегледот искусен радиолог врши анализа на скеновите и дава интерпретација на прегледот пишувајќи резултат.

## 14.2 Техника на прегледот

Пациентот лежи на грб, во положба на супинација, со поставена глава на посебно направена потпора и странично фиксирана со перничиа од сунѓер. Столот, поточно главата на пациентот се внесува во гентритото и се одедува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена ТОПОГРАМ.



Слика 14-2 СТ преглед на главата, положба на пациентот, топограм и пресек

За таа цел на гентритото има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на дугме поставено на гентритото. На командниот стол одбираме прозорец каде се врши регистрација на пациентот, се внесува неговото име и презиме, бројот на прегледот, датумот на раѓање, каков вид на преглед се изведува, кој го изведува прегледот, дали се употребува контрастно средство. Потоа ја одбираме програмата на снимање која ќе ја изведеме, во зависност од тоа кој дел од телото или кој орган го снимаме.

По првичната експозиција се добива топограм на кој го одредуваме полето на снимање, т.е. почетниот и крајниот пресек или скен. Кога ќе се одреди базната или почетната линија од каде започнува снимањето на мозокот, на истата и се дава соодветна ангулација доколку е тоа потребно, односно се одредува агол на наклонување на гентритото. Базната линија минува на ниво на дното на максиларните синуси и на ниво на дното на задната черепна јама. Потоа базната линија се фиксира и се одредува височината на горната линија која е паралелна на базичната линија и минува низ највисоката точка на черепот. Потоа се одредува полето на пресекот (FOV) со одредување на положбата на средната линија, а потоа со поместување на предната или задната линија. Се одредува растојанието меѓу пресеците, кое за базата на мозокот изнесува 5 mm, а за останатиот дел од мозокот 10 mm. Кај постарите компјутери потребно е да се одредат две полиња на снимање, првото за базата на 5 mm и второто за останатиот дел од мозокот на 10 mm. Додека кај поновата генерација на компјутери се одредува едно поле, при што за базата скенирањето се изведува на 5 mm, потоа правиме пауза на снимањето и растојанието меѓу скеновите се зголемува на 10 mm.

Секогаш постои можност да направиме промена на широчината на пресекот, како и на растојанието меѓу пресеците. Снимање со тенки пресеци и со мало меѓусебно растојание се употребува за хипофизата, како и за пирамидите. Доколку на направените пресеци се добие патолошки наод или постои сомнение за постоење на патолошки процес се дава интравенски контрастно средство и прегледот се повторува.

Во процесот на обработка на добиените слики може да извршиме повеќе видови на мерења, почнувајќи од одредувањето на димензиите на промената, на волуменот, на густината на промената во Hounsfield-ови единици, на протегањето на процесот со маркирање видливо на топограмот, па се до мултипланарни и 3D реконструкции. Добиените слики се пренесуваат на филм, при што претходно треба да се одреди бројот на полињата на филмот, најчесто од 16 до 24 полиња, при што се прават снимки во два прозорца, првиот за мозочното ткиво, а вториот за скелетот на черепот, таканаречен коскен прозорец. Овој прозорец е особено важен кога се снима траматизиран пациент, бидејќи јасно се визуелизираат траматските промени на черепот.

## 14.3 Бенефит и ризик од СТ прегледот

### 14.3.1 Бенефит од СТ прегледот

СТ на мозокот или СТ на главата, сега е широко достапен и се изведува за релативно кусо време, со прифатлива цена, особено во споредба со MRI.

Прегледот покажува одредени промени во черепот, подобро одошто останатите имиџинг методи.

Редовно го открива мозочното крвавење.

Прегледот редовно се користи како почетно испитување при мозочен удар.

Обезбедува детален приказ на коските на черепот, мозокот и крвните садови, како и на меките ткива на главата.

СТ е метода на избор за брз скрининг на повредени лица, со што се откриваат внатрешните крвавења и состојби кои го загрозуваат животот.

СТ ангиографијата ги одсликува мозочните крвни садови, прикажувајќи аневризми и оклузии.

### 14.3.2 Ризик од СТ прегледот

СТ е ризична поради примена на рендгенските зраци, но бенефитот од точната дијагноза е многу поголем од ризикот. Ефективната радијациона доза при стандардна процедура на абдоменот е околу 2 mSv, што е еднаква на дозата што просечен човекот ја прима од природното

зрачење во тек на осум месеци.

Ризикот од сериозни алергиски реакции од употреба на контрастни материи е релативно мал, а радиолошките центри и одделенија се добро опремени за да се справат со нив.

Жените секогаш треба да го известат радиолошкиот технолог или радиологот доколку постои и најмала можност да се забременети.

Доилките треба да чекаат да поминат 24 часа од апликацијата на контрастното средство, пред да продолжат со доењето на своето бебе.

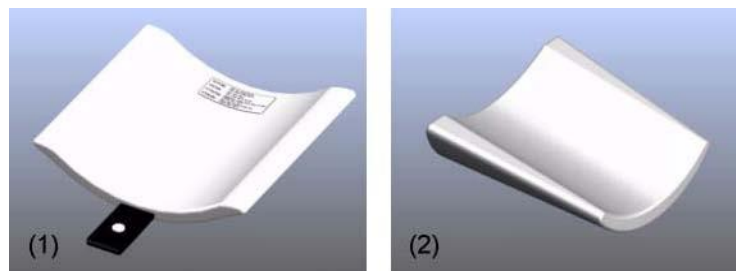
СТ испитувањето, генерално не е индицирано за бремени жени.

### 14.3.3 Ограничувања на СТ прегледот

Во споредба со MRI на мозокот СТ дава помалку прецизни детали на меките ткива, особено на мозокот.

СТ не е сензитивна во детекција на воспалителни промени на мозочните обвивки (менингите).

Во споредба со конвенционалната ангиографија СТ ангиографијата може во некои случаи да не е доволно сензитивна за детекција на аневризми и артерио-венски малформации на мозокот.



Слика 14-3 Видови на потпори за глава при СТ снимање

## 15. СТ НА ПАРАНАЗАЛНИТЕ СИНУСИ

Параназалните синуси се шуплини, исполнети со воздух, сместени во лицевите коски, при што ја опкружуваат носната празнина. Носната празнина е систем од воздушни канали кои го поврзуваат носот, со задниот дел од грлото. Има 4 двојки од синуси, поврзани со носната празнина со мали отвори. Параназалните синуси се обложени со посебно ткиво, наречено носна лигавица или мукоза, која излачува мукус, за да го одржува носот и синусите влажни и според тоа да го влажни воздухот кој на пат до белите дробови минува низ нив. Нормално воздухот влегува и излегува од синусите, а мукозниот секрет се дренира од синусите во носот.

СТ може да обезбеди важни информации за синусите и носните структури. Да детектира синуси исполнети со секрет или задебелена слузница на синусите. Може да дијагностицира воспаление на синусите, како последица на воспаление на една или повеќе шуплини на синусите. Воспалението на синусите може да биде акутно (настанува наеднаш, за многу кусо време) или хронично (продолжено и долготрајно) или повторувачко воспаление на синусите. Меѓу причинителите на синуситисот, значајно место заземаат алергиите, инфекциите на горниот респираторен тракт и опструкциите на носот. Кога носната лигавица е отечена, отворите на синусите во носната празнина се затвараат, со тоа секретот од синусите останува заробен во синусните празнини и може да се инфицира. Притисок, болка, главоболка, грозница и чувствителност во областа на синусите може да се јават како резултат на воспаление на синусите. СТ исто така може да биде корисна при одредувањето на анатомијата пред оперативните интервенции, како и при туморите на носната празнина и синусите.

Не бара посебни подготовки за прегледот, освен доколку се изведува преглед со употреба на контрастно средство, со цел да се визуелизираат подобро малформациите на крвните садови и патолошките промени на мозокот. Во тој случај пациентот треба да биде гладен најмалку 6 часа пред прегледот со контрастно средство. Тоа е потребно, бидејќи доколку дојде до несакани реакции од страна на контрастот, се елиминира можноста за повраќање на цревната содржина и нејзина аспирација, бидејќи прегледот се изведува во лежење. Потребно е да се отстранат сите метални предмети од главата (шноли, обетки, забни протези итн) пред снимањето, за да не дојде до појава на артефакти. Пред апликација на контрастното средство, радиолошкиот технолог или радиологот треба да го праша пациентот дали е алергичен на храна, лекови, особено на контрасти. Дали при некое претходно снимање му било дадено контрастно средство и дали дошло

до несакани или алергиски реакции. Можно е доколку пациентот е алергичен на одреден лек да се јави и вкрстена алергиска реакција на јодното контрастно средство. Исто така радиологот треба да дознае од пациентот дали боледува од болести како астма, мултипен миелом, срцеви заболувања, болести на бубрезите, или дијабет. Пациентот се запознава со можните ризици од употреба на контрастно средство и потпишува изјава со која се согласува дека го прифаќа можниот ризик од појава на алергични реакции. Пациентите од женскиот пол треба да бидат прашани дали има евентуална можност да бидат забременети. Бидејќи фетусот е по далеку од полето на снимање, можно е да се спроведе скусено снимање на мозокот, при што абдоменот ќе биде прекриен со оловна престилка, за заштита на плодот од можно секундарно зрачење. При инјектирањето на контрастот, пациентот може да почувствува топлина, црвенило на лицето и телото, метален вкус во устата кое не трае подолго од 2-3 минути. Понекогаш пациентот може да развие чешање и уртикарија неколку часа по апликација на контрастот и тоа вообичаено се разрешува со примена на лекови. Во ретки случаи може да се појави лесна главоболка или тешкотии со дишењето, што може да е индикатор за посериозна алергиска реакција, при што лекарот во тој случај ќе примени соодветна медикаментозна терапија.



Слика 15-1 СТ преглед на параназалните синуси, положба на главата, топограм, пресек

## 15.1 Основни напатствија

Компјутеризираната томографија на параназалните синуси се изведува како нативна серија, а во зависност од наодот или доколку има патолошки промени кои подобро ќе се визуелизираат со употреба на контрастно сретство се прави и таканаречена контрастна серија после интравенска апликација на контраст од 60-100 mL. Стандардното снимање на параназалните синуси е во трансверзална рамнина, а во поново време се повеќе се користи снимање за приказ на синусите во коронарна рамнина.

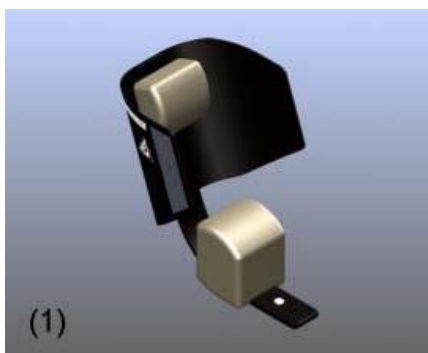
Целта на снимањето е да се прикажат синусните шуплини и носните ходници и да се утврди дали постои задебелување на



слузницата или промена на коскената структура. Дали патолошкиот процес е од инфламаторна трауматска или од неинфилтративна природа.



Слика 15-2 СТ преглед на параназалните синуси, положба на главата, топограм, пресек



Слика 15-3 Потпирач на главата за снимање на синуси

## 15.2 Техника на преглед

Пациентот лежи на грб, во положба на супинација, со поставена глава на посебно направена подлошка и странично фиксирана со перничува од сунѓер. Столот, поточно главата на пациентот се внесува во гентритото и се одедува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена ТОПОГРАМ. За таа цел на гентритото има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на копче поставено на гентритото. На командниот стол одбираме прозорец каде се врши регистрација на пациентот, се внесува неговото име и презиме, бројот на прегледот, датумот на раѓање, каков вид на преглед се изведува, кој го изведува прегледот, дали се употребува контрастно средство. Потоа ја одбираме програмата на снимање кој ќе го изведеме, во зависност од тоа кој дел од телото или кој орган го снимаме. По првичната експозиција се добива топограмот на кој го одредуваме полето на снимање, т.е. почетниот и крајниот пресек или скен. Кога ќе се одреди базната или почетна линија од каде започнува снимањето на мозокот на истата и се дава соодветна ангулација доколку е тоа потребно, односно се одредува агол на наклонување на гентритото. Базната линија минува на ниво на дното на

максиларните синуси и на ниво на дното на задната черепна јама. Потоа базната линија се фиксира и се одредува височината на горната линија која е паралелна на базната линија и поминува низ највисоката точка на фронталниот синус. Потоа се одредува полето на пресекот (FOV) со одредување на положбата на средната линија, а потоа со поместување на предната или задната линија. Се одредува растојанието меѓу пресеците, кое изнесува 5 mm, а може да бидат и потенки 3 mm.

За прегледот на параназалните синуси, пациентот може да биде легнат на стомак, со подигната брада и дорзална флексија во предел на вратниот 'рбет и во таа положба пациентот треба да биде мирен за време на снимањето. За снимање на параназалните синуси, може да се користи специјален држач за главата, со употреба на меки ленти, за да се држат главата и вратот во саканата положба.

Во процесот на обработка на добиените слики може да извршиме повеќе видови на мерења, почнувајќи од одредување на димензиите на промената, волуменот, одредување на густина на промената во Hounsfield-ови единици, одредување на протегање на процесот со маркирање видливо на топограмот, па се до мултипланарни и 3D реконструкции кои се особено корисни при трауматски промени на лицевиот скелет, во кој се вклучени и синусните шуплини. Добиените слики се пренесуваат на филм, при што претходно треба да се одреди бројот на полињата на филмот, најчесто од 16 до 24 полиња, при што се прават снимки во два прозорца, првиот за мекото ткиво, а вториот за скелетот на черепот, таканаречен коскен прозорец. Овој прозорец е особено важен кога се снима трауматизиран пациент, бидејќи јасно се визуелизираат трауматските промени на лицевиот скелет кои ги зафаќаат и синусните шуплини.

### 15.2.1 СТ на параназалните синуси во трансверзална рамнина

Пациентот лежи на грб, во положба на супинација, со поставена глава на посебно направена подлошка и странично фиксирана со перничина од сунѓер. Столот, поточно главата на пациентот се внесува во гентритото и се одредува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена ТОПОГРАМ. За таа цел на гентритото има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на копче поставено на гентритото. На топограмот се повлекува линија која минува веднаш под дното на максиларните синуси, од каде ќе започне снимањето, а горната линија каде ќе заврши снимањето е над врвот на фронталниот синус. Овие линии се под одреден агол во однос на хоризонталната рамнина и поради тоа гентритото треба да се накоси за бараниот агол. Се добиваат трансверзалните пресеци на параназалните синуси и мозокот. Овој

преглед за параназалните синуси е речиси идентичен како за преглед на мозокот.

## 15.2.2 СТ на параназалните синуси во коронарна рамнина

Во поново време заради подобрата прегледност на параназалните шуплини се повеќе се изведува снимање на синусите во коронарна рамнина. Тоа се постигнува на два начини: Во првиот случај пациентот лежи на грб, со зафрлена глава наназад, како да виси главата, гентритото максимално се закосува така да снопот е паралелен со лицевиот скелет, односно со предниот вид на фронталниот и максиларните синуси, при што снимањето започнува од врвот на носот па се движи кон дорзумот на турското седло. Се користат тенки пресеци од 3-5 mm. Во вториот случај се изведуваат директни коронарни пресеци. Брадата на пациентот е сместена на цврст држач за глава или како опција на држач за глава за пронација и во коронарна положба. Главата е наведната наназад колку што е можно повеќе.

## 15.3 Бенефит и ризик од СТ прегледот

### 15.3.1 Бенефит од СТ прегледот

СТ скенирањето овозможува да се дијагностицираат проблемите со синусите.

СТ е најверодостојна имиџинг метода за одредување дали има опструкција на синусите.

СТ прегледот на синусите е широко распространет и се изведува за релативно кратко време, особено во споредба со магнетната резонанца.

### 15.3.2 Ризик од СТ прегледот

СТ е ризична поради примена на рендгенските зраци, но бенефитот од точната дијагноза е многу поголем од ризикот. Ефективната радијациона доза при стандардната процедура на абдоменот е околу 2 mSv, што е еднаква на дозата што просечен човекот ја прима од природното зрачење во тек на осум месеци.

Ризикот од сериозни алергиски реакции од употребата на контрастни материји е релативно мал, а радиолошките центри и одделенија се добро опремени за да се справат со нив.

Жените секогаш треба да го известат радиолошкиот технолог или радиологот доколку постои и најмала можност да се забременети.

Доилките треба да чекаат, да минат 24 часа од апликацијата на контрастното средство, пред да продолжат со доењето на своето бебе.

СТ испитувањето, генерално не е индицирано за бремени жени.

### 15.3.3 Ограничувања на СТ прегледот

СТ на лицевиот регион примарно се користи за да се одреди дали има воспалителни промени и планирање на хируршки интервенции. Повремено СТ се користи за откривање на присуство на тумори во параназалните шуплини, но прв избор за оваа намена е магнетната резонанса.

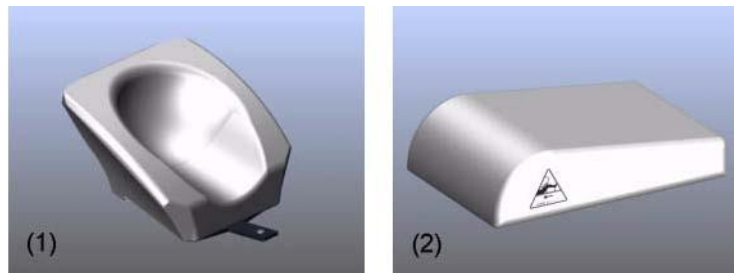
## 16. СТ НА 'РБЕТОТ

СТ на лумбалниот дел од 'рбетот, најчесто се употребува за откривање на траматски промени кај пациенти кои биле повредени во сообраќајни несреќи, пад од височина, повреди при работа, спортски натпревари итн. Исто така се користи за евалуација на 'рбетот, пред и по хируршки интервенции. СТ е во состојба да открие различни типови на тумори на 'рбетниот столб, вклучувајќи ги и тие кои се шират во 'рбетот од оддалечени тумори (секундарни депозити). Некои тумори кои се јавуваат на друго место, првин се откриваат како малигни депозити во 'рбетот (метастази), пред да се открие примарниот тумор. Најчесто такъв случај е со карциномот на простата.

СТ може да обезбеди важни информации кај пациенти со стеснет спинален канал, дегенеративни заболувања како артритис. Една од најчестите причини за болка во 'рбетот, која може да се дијагностицира со СТ е хернијацијата на интервертебралниот диск. СТ е од особено значење и кај пациентите кои имаат зголемен ризик од појава на остеопороза, бидејќи точно може да се одреди коскениот дензитет (густина) во предел на педиклите и прешленското тело, каде што најчесто се јавуваат фрактурите како последица на остеопорозата. СТ исто така може да детектира неоинфилтративни промени во таа регија и да овозможи водена биопсија на промените.

При конвенционалната радиографија, филмот ќе ги апсорбира само тие x-зраци кои ќе поминат низ телото на пациентот. Кај СТ скенирањето, изворот на x-зраци и низата од електронски детектори на x-зраците, ротираат околу пациентот. Детекторите ги апсорбираат x-зраците кои ќе пенетрираат низ телото на пациентот и ја мерат нивната енергија. Бидејќи изворот на x-зраци ротира околу пациентот, а во исто време столот со пациентот навлегува во скенерот, снопот на x-зраци следи спирална патека, поради што се јавува терминот спирал СТ. Информациите собрани од детекторите се испраќаат во компјутерскиот систем каде што се процесираат и се добива реконструкција на дводимензионалната слика на пресекот, т.е. делот кој се снима. Единечен пресек се снима за неколку секунди или делови од секундата. СТ сликите ја претставуваат густината на различните ткива. Погустите ткива како коските се прикажуваат бели, помалку густите ткива како рбетниот мозок се прикажуваат сиви, а цереброспиналната течност се прикажува црна. Модерните спирални скенери продуцираат високо квалитетни слики за кусо време, со што се погодни за снимање на деца и на критично болни пациенти. Сега е возможно да се прикаже голем дел од телото како што е 'рбетниот столб, за неколку минути. Исто така е возможно да се комбинираат повеќе СТ слики за да се добие тродимензионален

приказ. Времето за снимање е многу кусо, а севкупното време вклучувајќи ја и подготовката не е подолго од 30 минути. Спиралното СТ скенирање е безболна процедура, непријатноста може да дојде од таму што пациентот треба да биде мирен кусо време додека се одвива снимањето. Кај одредени пациенти кои се клаустрофобични, кои имаат потешкотии да останат мирни подолго време и кај пациенти кои имаат хронична болка, пред прегледот пожелно е да им се даде некој седатив.



Слика 16-1 Потпирач на главата и потпирач за подигање на нозата, при СТ снимање на Л/С 'рбетот



Слика 16-2 Положба на пациентот при СТ снимање на Л/С 'рбетот, топограм и пресек

## 16.1 Основни напатствија

Компјутеризираната томографија се користи за снимање на целиот 'рбет кај поновите современи спирални повеќеслојни компјутери, а кај постарите за сликање на одредени сегменти и делови од 'рбетот. Индикации за снимање на 'рбетот се бројни, почнувајќи од дегенеративните промени на 'рбетот, дископатиите и дискус херниите, воспалителните промени на 'рбетот од специфична и неспецифична етиологија, структурните промени на 'рбетот од примарен и секундарен карактер и секако трауматските промени. Нативните радиограми на 'рбетот претходат пред секоја компјутеризирана томографија на 'рбетот, со што се овозможува селективно да се одреди нивото на снимањето, со што се постигнува избегнување на правење непотребно повеќе скенови, а со тоа се намалува и зрачната доза која ја прима болниот при снимањето. При секое снимање мора да се води грижа за бенефитот од

снимањето во однос на штетните последици од него, а тука спаѓа и строгото придржување до индикациите за прегледот и грижливото одредување на полето кое ќе го скенираме. Секое снимање, направено без строга индикација и без строго одредено поле на снимање предизвикува многу повеќе штета за пациентот одошто корист.

При обработка на добиените пресеци се одредува дензитетот на скелетот, се прават мерења на постоечкиот патолошки процес, и реконструкција во повеќе рамнини (сагитална, коронарна и коси) како и 3D реконструкција.

## 16.2 Техника на прегледот

Претходно од командниот стол по внесени податоци за пациентот се одбира програмата за снимање на соодветниот дел од 'рбетот, со што топограмот ќе се добие во профил. На добиениот топограм се одредуваат полињата на снимање, од едно поле па до неколку на број, се одредува широчината на пресекот (скенот) и растојанието меѓу пресеците кое најчесто изнесува од 2-5 mm. Полињата за снимање се паралелни со дисковиот простор, при што горната граница на полето започнува над долниот раб на проксималното прешленско тело, а долната граница на полето завршува под горниот раб на дисталното прешленско тело. Овој начин на снимање најчесто се применува при постоење на дископатија, додека при трауматски промени на прешленските тела обично снимањето се изведува во континуитет, без скокови, при што горната граница на полето е над местото на траумата на 'рбетот, а долната граница на полето е под местото на траумата на 'рбетот. Снимањето се одвива со тенки пресеци, при што се овозможува реконструкција во повеќе рамнини, како и 3D реконструкција. Полето на снимање е ограничено на 'рбетниот столб и неговата најблиска околина, односно на регијата од интерес за снимање. Скеновите се пренесуваат на филм на тој начин што задолжително се користат два прозорци, првиот за меките ткива таканаречен мекоткивен прозорец и вториот за скелетот таканаречен скелетен прозорец. Најчесто се користи поделба на филмот на 20-24 полиња.

### 16.2.1 СТ преглед на цервикален дел од 'рбетот

Пациентот за снимање на цервикалниот дел од рбетот лежи на грб во положба на супинација, а рацете се покрај телото и рамениците се максимално спуштени. Повлекување на рамениците кон долу е можно со завој, кој се држи во обете дланки, а со стопалата силно се бутка кон долу и на тој начин рамениците се влечат надолу. Пациентот се внесува во гентрито и со светлосниот маркер се одредува почетокот на топограмот, обично во предел под врвот на носот.

Потоа на топограмот се одредува полето на снимање и доколку е

потребно се дава агол на гентритото, така што пресекот е паралелен со дисковиот простор. Може да има едно продолжено поле на снимање или неколку одделни полиња. Пресеците се со ширина од 2-3 mm и со исто толкаво растојание меѓу нив.

Задолжително на филмот, пресеците се прикажуваат во два прозорца, коскен и мекоткивен. На крај се изведуваат **MPR** реконструкции, а по потреба и **3D** реконструкција. Особено корисни се реконструкциите во сагитална и коронарна рамнина.

### 16.2.2 СТ преглед на торакален дел од 'рбетот

Пациентот за снимање на торакалниот дел од 'рбетот лежи на грб во положба на супинација, а рацете се виско подигнати и положени во предел на главата. Пациентот се внесува во гентритото и со светлосниот маркер се одредува почетокот на топограмот, обично во предел на базата на вратот.



Слика 16-3 Положба на пациентот при СТ снимање на торакалниот дел од 'рбетот, топограм и пресек

Потоа на топограмот се одредува полето на снимање и доколку е потребно се дава агол на гентритото, така што пресекот е паралелен со дисковиот простор. Може да има едно продолжено поле на снимање или неколку одделни полиња. Пресеците се со ширина од 3-5 mm и со исто толкаво растојание меѓу нив.

Задолжително на филмот, пресеците се прикажуваат во два прозорца, коскен и мекоткивен. На крај се изведуваат **MPR** реконструкции, а по потреба и **3D** реконструкција. Особено корисни се реконструкциите во сагитална и коронарна рамнина.

### 16.2.3 СТ преглед на лумбален дел од 'рбетот

Пациентот за снимање на лумбосакралниот дел од 'рбетот лежи на грб во положба на супинација, со подигнати нозе во предел на колената и потколеници положени на посебна сунѓереста подлошка, а рацете се виско подигнати и вкрстени во предел на главата. Пациентот се внесува во гентритото и со светлосниот маркер се одредува почетокот на



топограмот, обично во височина на лажицката на градната коска.



Слика 16-4 Положба на пациентот при СТ снимање на лумбалниот дел од 'рбетот, топограм и пресек

Потоа на топограмот се одредува полето на снимање и доколку е потребно се дава агол на гентритото, така што пресекот е паралелен со дисковиот простор. Може да има едно продолжено поле на снимање или неколку одделни полиња. Пресеците се со ширина од 3-5 mm и со исто толкаво растојание меѓу нив.

Задолжително на филмот, пресеците се прикажуваат во два прозорца, коскен и мекоткивен. Накрај се изведуваат MPR реконструкции, а по потреба и 3D реконструкција. Особено корисни се реконструкциите во сагитална и коронарна рамнина.

## 16.3 Бенефит и ризик од СТ прегледот

### 16.3.1 Бенефит од СТ прегледот

Спиралниот СТ е брза процедура и нуди точна евалуација на коските и повеќето меки ткива на рбетот. 'Рбетот може да се прикаже во повеќе рамнини и во тродимензионален приказ. СТ е во состојба да ги прикаже трауматските промени на 'рбетот и евентуалното крвавење кај повредените кратко време по пристигнувањето во болница. СТ е неинванзивна и не предизвикува болка. СТ е поевтина и користа е поголема одошто трошокот, за разлика од магнетната резонанса, а и помалку е осетлива на движењето од страна на пациентот. За разлика од MRI, СТ може да се примени и кај пациенти кои имаат импланти од различен вид. СТ овозможува водена иглена биопсија, кога се зема ткивен примерок, а може и да помогне при дренажа на течност или апсес.

### 16.3.2 Ризик од СТ прегледот

СТ е ризична поради примена на рендгенските зраци, но бенефитот од точната дијагноза е многу поголем од ризикот. Радијационата доза е пониска одошто таа при некои класични радиолошки испитувања, но од

други е поголема. Ефективната радијациона доза при стандардна процедура на рбетот е околу 8 mSv, што е еднаква на дозата што просечен човекот ја прима од природното зрачење во тек на три години.

Жените секогаш треба да го известат радиолошкиот технолог или радиологот доколку постои и најмала можност да се забременети.

### 16.3.3 Ограничувања на СТ прегледот

Спиралниот СТ не покажува доволно детали за соодветна експлорација на 'рбетниот мозок. MRI е по соодветна за приказ на повредите на лигаментарниот апарат, за состојбата на интервертебралниот диск и за хематомите во областа на рбетот. СТ скенирањето може да не успее во идентификација на некои фрактури на 'рбетот каде што нема дислокација. Понекогаш мора да се даде контраст за да се добие јасна слика на крвните садови, туморозното ткиво, мускулите или течноста. СТ испитувањето, генерално не е индицирано за забременети жени. Малите деца не треба да го повторат СТ испитувањето, освен доколку не е апсолутно потребно.

## 17. СТ НА БЕЛИ ДРОБОВИ И МЕДИЈАСТИНУМ

СТ продуцира слики кои се далеку повеќе детални од конвенционалниот радиограм на белите дробови. СТ е особено корисна, бидејќи симултано прикажува голем број на различни ткива, вклучувајќи бели дробови, срце, коски, меки ткива, мускули, крвни садови, дишни патишта. Современите СТ скенери имаат можност за спирално скенирање на тораксот, при што се добиваат слики од белите дробови и медијастинумот од многу различни агли кои со помош на компјутер се процесираат и се креира слика на трансверзален или напречен пресек на областа од интерес. Сликата се гледа на монитор или се испраќа на камера и се снима на филм. СТ скенирањето се смета за пријателска метода кон пациентот, бидејќи не е инвазивна и вклучува релативно мала радијација. Се инјектира контраст за да се истакнат крвните садови и мекоткивните маси. За време на СТ прегледот, пациентот вообичаено лежи рамно на грб, а понекогаш може да биде поставен странично или на стомак. Од пациентот периодично се бара да го задржи здивот. Не е потребна посебна подготовка на пациентот пред прегледот. СТ на градите се применува за одблиску да се погледа во наодот виден на конвенционалните радиограми, или може да се користи за истражување во обид да се објаснат клиничките знаци и симптоми за болестите на градите. СТ испитувањето може да обезбеди повеќе специфични информации кои се однесуваат на природата и протегањето на наодот или во некои случаи да се одреди дека наодот на градите е нормален. СТ може да се користи за откривање и евалуација на протегањето на туморот кој се појавува во белите дробови и медијастинумот или на тумори кои се рашириле таму, а потекнуваат од други делови од телото. СТ рутински се употребува да се утврди, дали има позитивен одговор од страна на туморот на применетата терапија. СТ на градите се применува и како скрининг метода за откривање на карциномот на белите дробови во раниот стадиум на болеста, кој не е видлив на конвенционалните радиограми на бели дробови. На оваа скрининг програма се подвргнуваат ризичните групи како што се пушачите или поранешните пушачи кај кои ризикот за појава на белодробен карцином е неколкукратно повисок за разлика од непушачите. За оваа намена се користи специјална СТ техника со ниска доза на зрачење, но треба да се напоми дека не може да се открие секој канцер на белите дробови. Кога некој пациент има абнормален СТ наод но причината за тоа е нејасна, се наметнува потребата од иглена биопсија на промената. СТ може да се примени за насочување на биопсијата со што ќе се земе материјал за патохистолошко испитување директно од промената. СТ може да демонстрира и други патолошки промени, како свежи и стари

воспалителни промени, туберкулоза, емфизем, бронхиектазии, дифузна интерстициелна белодробна фиброза, инфламаторни или други заболувања на плеврата. Кога клиничката слика е вообичаена и конвенционалните радиограми се недоволни, за разјаснување на состојбата се употребува **СТ**. **СТ** со висока резолуција (**HRCT**) може да е корисен за понатамошна евалуација. Се користат тенки пресеци со белодробен прозорец. **СТ** ангиографијата (**СТА**) може да се изведе за да се евалуираат крвните садови (артерии и вени) во белите дробови. Ова подразбира инјектирање на контраст во вена, малку побрзо и исто така е потребно да се добијат потенки и побројни пресеци на градите, со цел да се прикажат артериите. Новите апарати овозможуваат снимање на белите дробови со единечна задршка на здивот за помалку од 20 секунди. Исто така овозможуваат прикажување во три димензии со што се добиваат дополнителни информации.



Слика 17-1 Положба на пациентот при **СТ** снимање на бели дробови и медијастинум, топограм, пресек

## 17.1 Основни напатствија

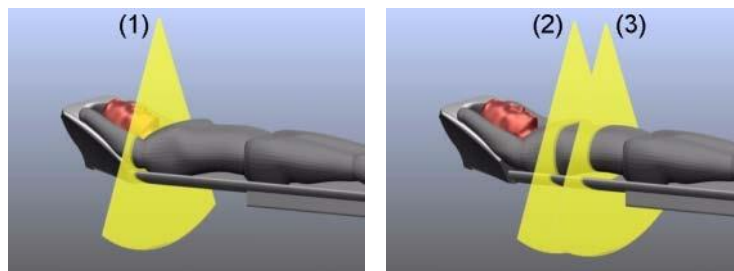
Компјутеризирана томографија на белите дробови денес речиси во потполност ја истиснува класичната томографија на бели дробови, а се повеќе се користи **HRCT**. Се изведува со интравенска апликација на контрастно средство кое има за цел јасно да ги издвоји крвните садови во предел на хилусите, од хиларните лимфни јазли, што е од особена важност при стејџинг на белодробниот карцином. Во зависност од апаратот, за која генерација на компјутеризиран томограф се работи, снимањето може да трае до 10 минути или кај поновите апарати со можност за спирално и мултислајс снимање прегледот трае помалку од 3 минути.

Новите скенери се во состојба да направат снимање на белите дробови со задршка на здивот, доколку пациентот е во состојба тоа да го стори и тогаш се постигнуваат најдобри резултати. Доколку пациентот не може да го задржи здивот тогаш пациентот за време на снимањето треба да диши мирно и регуларно. Доколку е потребно да се

прикажат крвните садови, непосредно пред прегледот венозно се аплицира контраст, но претходно пациентот треба да биде прашан дали е алергичен на медикаменти, особено на јодни препарати. Исто така треба да биде прашан за болести од интерес, како што се: астма, дијабет, срцеви заболувања, мултиплен мијелом или бубрежни заболувања. Овие заболувања можат да го зголемат ризикот од појава на алергиска реакција при употреба на контраст, а бубрежните заболувања го зголемуваат времето потребно за елиминација на контрастното средство.

За време на инјектирање на контрастот, пациентот може да почувствува црвенило, топлина или метален вкус во устата, но тоа вообичаено не трае подолго од 2 минути. Може да се јави умерено чешање, кое може да перзистира и да е проследено со уртики и тогаш треба да се даде соодветна медикаментозна терапија. Ретко пациентот има чувство на недостиг од воздух, тешкотии со дишењето, отекување на грлото, или на друг дел од телото.

Самото снимање на белите дробови трае многу кратко, помалку од 30 секунди, но заедно со подготовките потребното време изнесува од 15-30 минути. Искусен радиолог ќе го прегледа и ќе го интерпретира СТ наодот.



Слика 17-2 Положба на пациентот при СТ снимање на бели дробови и медијастинум

## 17.2 Техника на прегледот

Пациентот лежи на грб, во положба на супинација, со поставена глава на посебно направена подлошка и раце високо подигнати и поставени крај главата. Столот, поточно пациентот се внесува во гентрито и се одедува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена ТОПОГРАМ. За таа цел на гентрито има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на копче поставено на гентрито. Светлосниот сноп вообичаено се наоѓа нешто над базата на вратот. На командниот стол одбираме прозорец каде се врши регистрација на пациентот, се внесува неговото име и презиме, бројот на прегледот, датумот на раѓање, каков вид на преглед се изведува, кој го изведува, дали се употребува контрастно средство. Потоа ја одбираме програмата на снимање која ќе ја изведеме, во зависност од тоа кој дел од телото или

кој орган го снимаме. По првичната експозиција се добива топограм на кој го одредуваме полето на снимање, т.е. почетниот и крајниот пресек или скен. Горната линија на полето за снимање е над белодробните врвови или во базата на вратот, а долната линија или граница на полето за снимање е под дијафрагмалните куполи и ф.к. синуси. Се фиксира полето на снимање и се одредува полето на пресекот (FOV) со одредување на положбата на средната линија, а потоа со поместување на бочните линии. Се одредува растојанието меѓу пресеците, кое изнесува 8-10 mm.

Во процесот на обработка на добиените слики може да извршиме повеќе видови на мерења, почнувајќи од одредувањето на димензиите на промената, волуменот, на одредувањето на густина на промената во Hounsfield-ови единици, на одредување на протегање на процесот со маркирање видливо на топограмот, па се до мултипланарни и 3D реконструкции. Добиените слики се пренесуваат на филм, при што претходно треба да се одреди бројот на полињата на филмот, најчесто од 20 до 24 полиња, при што се прават снимки во два прозорци, еден за медијастинумот, таканаречен медијастинален прозорец, а вториот за белодробниот паренхим, таканаречен белодробен прозорец.



Слика 17-3 Топограм и пресек на бели дробови, белодробен прозорец

## 17.3 Бенефит и ризик од СТ прегледот

### 17.3.1 Бенефит од СТ прегледот

За разлика од конвенционалните радиограми, СТ скенирањето овозможува многу подетална слика на широк опфат на органите и ткивата на телото.

СТ е брза, ова особено е значајно за пациенти со повреда на градите, бидејќи внатрешните повреди или крвавењето можат да бидат дијагностицирани за кусо време, со што се овозможува спасување на животот.

СТ е безболна и неинванзивна, со исклучок на интравенска апликација на контрастно средство.

СТ може да ги прикаже белодробните тумори кога се мали по големина и кога не се гледаат на конвенционалните радиограми.

СТ го прикажува и нормалното и абнормалното ткиво и е погодна за водена иглена биопсија.

СТ се користи за планирање на радиотерапијата.

СТ овозможува поставување дијагноза и со тоа ја елиминира или намалува потребата од експлоративна хирургија.

### 17.3.2 Ризик од СТ прегледот

СТ е ризична заради примена на рендгенските зраци, но бенефитот од точната дијагноза е многу поголем од ризикот. Радијационата доза е пониска од таа при некои класични радиолошки испитувања, но од други е поголема. Ефективната радијациона доза при стандардна процедура на белите дробови е околу 8 mSv, што е еднаква на дозата што просечен човекот ја прима од природното зрачење во тек на три години.

Жените секогаш треба да го известат радиолошкиот технолог или радиологот доколку постои и најмала можност да се забременети.

Доилките треба да чекаат да поминат 24 часа од апликацијата на контрастното средство, пред да продолжат со доењето на своето бебе.

Постои мал ризик од појава на сериозна алергиска реакција на контрастната материја која содржи јод.

### 17.3.3 Ограничувања на СТ прегледот

Движењето може да го смали квалитетот на СТ снимањето. СТ скенирањето, генерално не е препорачливо за бремени жени. Магнетната резонанца може подобро од СТ да ги прикаже многу убавите мекоткивни детали.

## 18. СТ НА АБДОМЕН

Со употреба на апаратот за компјутеризирана томографија, во текот на снимањето, се добиваат податоци од различни агли околу телото, кои потоа компјутерски се процесираат и се добива слика која претставува пресек на ткивата и органите на телото. СТ снимањето е корисно, бидејќи со голема јасност може да се прикажат повеќе видови на ткива и органи како што се: црниот дроб; слезенката; панкреасот; бубрезите; надбубрежните жлезди; желудникот; цревата; големите крвни садови; мочниот меур; простатата кај мажите и матката и јајниците кај жените. Искусен радиолог со анализа на добиените скенови може да постави дијагноза на различни заболувања на абдоменот, кои се манифестираат со болка, така што понатамошни дијагностички постапки се непотребни, а врз основа на наодот може да се планира третманот на болниот.

Бенефитот на компјутеризираната томографија пред се се состои во тоа што процедурата е неинванзивна, а дава слика на детален пресек на сите видови ткива и органи. Компјутеризираната томографија е брза, лесна за изведување и дава висока дијагностичка точност. Затоа СТ е префериран дијагностички метод на многу заболувања на абдоминалните органи, било да се работи за инфламаторна или нео-инфилтративна природа. СТ овозможува точно да се одреди локализацијата на промената и нејзиниот однос кон соседните структури, да се измери големината и да се одреди дензитетот. СТ има голема улога во дијагностиката на васкуларните пореметувања, при тапа абдоминална повреда (ТАП), се употребува за прецизна биопсија, планирање на зрачната терапија, одредувањето на зрачното поле итн.

Принципот на работа на компјутеризираната томографија е сличен како и принципот на работа на останатите рендген апарати. Многу мала, контролирана количина на x-зраци минува низ телото при што различни ткива апсорбираат различна количина на x-зраци. Кај конвенционалната радиографија се добива слика на филм кој е експониран од x-зраци кои минале низ телото. Кај СТ, филмот е заменет со низа од детектори кои го мерат профилот на x-зраците. Во внатрешноста на СТ скенерот е ротирачкото гентри на кое на една страна е монтирана рендгенската цевка, а на спротивната страна е монтирана низа од детектори. За време на секоја целосна ротација, рендгенскиот сноп кој е во вид на ладало, минува низ телото на пациентот, при што се добива слика која претставува тенок пресек на делот низ кој минал рендгенскиот сноп. Детекторите снимаат околу 1000 слики или профили на раширениот рендгенски сноп со секоја ротација, а потоа профилите се реконструираат со автоматска компјутерска обработка во



дводимензионална слика на скенираниот дел или пресек. Повеќе компјутери се користат за да се контролира целиот систем. Работата на компјутеризираната томографија може да заликува на сечење на векна леб на тенки кришки. Кога сликите на пресеците ќе се преобработат со компјутер, резултатот ќе биде детален, мултидимензионален поглед на внатрешноста на телото. Со спирален СТ, со пречистување на технологијата на детекторите, се поддржува побрзо, високо квалитетно добивање на слика на пресекот, со многу помало изложување на зрачење. Денешниве апарати за компјутеризирана томографија се наречени мултидетекторски СТ и вообичаено се 4 или 16 слајсни системи, но се повеќе во употреба се новите 64 слајсни системи. Со употреба на 16 слајсниот систем радиологот добива 32 слики во секунда, така што спирално скенирање може да се добие за време на задршка на еден здив. Ова овозможува скенирање на абдоменот или градниот кош за помалку од 10 секунди. Оваа брзина овозможува квалитетно снимање и кај проблематичните пациенти, како што се децата, постарите лица и критично болните пациенти. Со овој вид апарати и СТ ангиографијата е многу поуспешна. Со конвенционалните СТ апарати доста често може да не се детектираат мали лезии поради нерамномерното дишење на пациентот, поради не еднаквиот простор меѓу скеновите. Брзината на спиралното скенирање и една задршка на здивот ја зголемуваат стапката на откривање на патолошки лезии.

## 18.1 Основни напатствија

Пациентот за преглед на абдоменот, треба да носи комфорна облека, без метални предмети, а предметите како ремен, петлици, синцири, накит и други предмети кои може да предизвикаат артефакти на сликата треба да се отстранат пред прегледот. Пациентот треба да биде гладен, најмалку 6 до 12 часа пред прегледот, а при одредени негови модификации треба да биде и прочистен. Жената треба да го извести радиологот или радиолошкиот технолог доколку е забременета или има и најмала можност да биде бремена пред да започне прегледот. За да не се направи пропуст, радиолошкиот технолог мора да го праша секој пациент дали е алергичен на храна и лекови, дали боледува од хронични болести, а пациентките од женскиот пол дали се бремени и за тоа да го извести радиологот. Радиолошкиот технолог треба на пациентот да му го објасни процесот на снимање, како тој максимално би соработувал за време на прегледот. Да му се објасни дека треба да лежи мирно на столот, кој за време на снимањето ќе влегува или излегува од гентритото, а за тоа време цевката ќе ротира околу пациентот и тој да не се плаши поради тоа. Да му се објасни дека тој сам ќе биде во просторијата за снимање, но дека радиолошкиот технолог ќе го гледа преку прозорецот од соседната просторија и дека може да му зборува

за време на снимањето.

Радиолошкиот технолог го сместува пациентот на столот за снимање, при што телото на пациентот може да биде потпрено со перници за да се задржи во саканата положба за време на скенирањето и при тоа да биде мирен. Како што продолжува снимањето, столот се движи полека внатре во **СТ** скенерот и во зависност од областа која што треба да се сними движењата на столот може да бидат толку мали, што пациентот и не ги чувствува или да бидат поголеми и пациентот да има чувство на движење.

За **СТ** испитување на гастроинтестиналниот тракт потребно е да се употреби раствор на гастрографин, јодни контрастни препарати, а понекогаш и вода. Контрастната материја може да се даде преку уста или како клизма, а исто така и интравенски. Пред апликација на контрастно средство радиологот или радиолошкиот технолог треба да го прашаат пациентот за постоење на алергии, особено кон лекови или контрастни сретства, дали има историја на болеста како дијабет, астма, срцеви заболувања, заболувања на бубрезите или тироидната жлезда. Одредени заболувања можат да го зголемат ризикот од реакција на контрастни сретства или да го потенцираат проблемот на елиминација на контрастните сретства по завршениот преглед. **СТ** прегледот обично трае од 5 минути до половина час. Понекогаш прегледот може да трае и повеќе, при што пациентот треба да се замоли да почека да се анализираат дотогаш направените слики и да се донесе одлука дали се потребни или не дополнителни снимања.

За време на **СТ** снимањето пациентот не чувствува болка, кај спиралните **СТ** апарати времето кое е потребно пациентот да лежи мирно, значително е редуцирано. Пациентот за преглед на абдоминалните органи треба да внесе позитивно контрастно средство или вода за подобро да се визуелизираат шупливите органи (стомакот, тенкото црево и колонот). Одреден преглед бара и апликација на контраст преку клизма, доколку средиште на прегледот е дебелото црево. За други прегледи потребно е да се даде интравенски контраст за добар приказ на патолошките промени на крвните садови и органите како што се: хепар, лиен, панкреас и бубрези. За време на снимањето пациентот е сам во просторијата но е под постојан надзор и во постојана комуникација со радиолошкиот технолог. За мали деца и на барање на пациентот член од семејството може да остане во просторијата, но задолжително треба да облече заштитна оловна престилка, за заштита од секундарното зрачење.

Еден час пред прегледот пациентот фракционирано на временски интервали од 15-20 минути, зема преку уста 2% раствор на гастрографин во количина од 600 до 800 mL, со што јасно се визуелизираат цревните виткулици во однос на останатите абдоминални органи. Вообичаено

серија по интравенски даден контраст, се прави по претходно направена нативна серија на абдоменот. За таа цел интравенски се дава јодно нејонско контрастно средство во количина од 60 до 120 mL, во зависност од целта на прегледно. При динамично скенирање на панкреасот може да се даде до 150 mL контраст со електронски шприц. Како и за останатите прегледни, важно е да нема метални предмети на површината на телото која се снима, како и во облеката која го прекрива тој дел од телото, за да се избегне појава од артефакти. Исто така доколку растворот на гастрографин е со поголем процент на концентрација од 2%, можна е појава од артефакти. Поради појава од артефакти, за обојување на цревата не се користи бариумова суспензија. За време на снимањето, пациентот не треба да се придвижува и да ја менува местоположбата, а дишењето треба да биде со правилен ритам. Кај современите апарати за компјутеризирана томографија, каде имаме спирално снимање, со повеќе пресеци, постои можност, целиот преглед да се заврши за време на една инспирација. Поточно пред да започне снимањето пациентот вдишува и го задржува дишењето, по што започнува снимањето кое во рок од 30-40 секунди завршува, по што пациентот повторно диши нормално.

## 18.2 Техника на прегледот

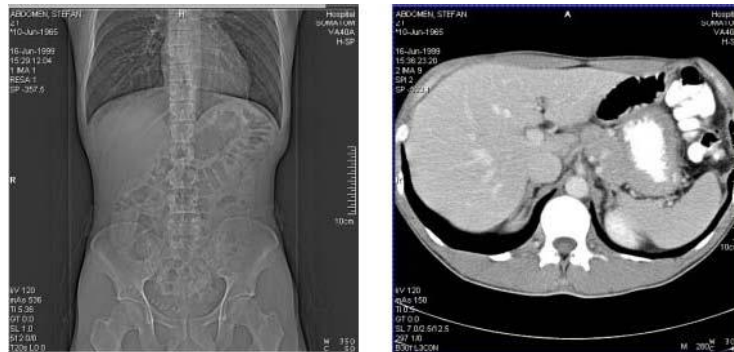
Пациентот лежи мирно на грб, во положба на супинација, со легната глава на посебно направена подлошка, а рацете се подигнати и вкрстени над главата. Столот, поточно пациентот се внесува во гентритото и се одеува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена ТОПОГРАМ. За таа цел на гентритото има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на копче поставено на гентритото. На командниот стол одбираме прозорец каде се врши регистрација на пациентот, се внесува неговото име и презиме, бројот на прегледот, датумот на раѓање, каков вид на преглед се изведува, кој го изведува прегледот, дали се употребува контрастно средство. Потоа го одбираме програмот на снимање, во овој случај одбираме АБДОМЕН. По првичната експозиција се добива топограмот на кој го одредуваме полето на снимање, т.е. почетниот и крајниот пресек или скен. Почетниот скен е во височина на лажицката на градната коска, а крајниот скен е во височина на пубичната симфиза.

Може да се изврши снимање на целиот абдомен или само на одреден дел од него, хепар, панкреас итн. Пациентот е во супинација, а рацете се подигнати и вкрстени над главата. Снимањето на панкреасот започнува од градната коска, а на карлицата од илијачното крило.

Прегледот започнува со нативна серија, а потоа следува серија по интравенски даден контраст, при што е можно да се направи снимање во раната таканаречената артериска фаза, потоа во паренхимската и накрај

во доцната или венска фаза. Може да се направи и серија по 20-30 минути од апликацијата на контрастот, со цел да се види дали има доцна задршка на контрастот во паренхимните органи, ова особено се практикува кај хепарот, кога има сомнеж за постоење на хемангиоми.

Искусен радиолог, особено од областа на абдоминалната радиологија ги интерпретира добиените слики по извршениот преглед на абдоменот. Исто така лекарот го известува пациентот за добиениот наод од снимањето и дали е потребно понатамошно испитување.



Слика 18-1 Топограм и пресек на горен абдомен

## 18.3 Бенефит и ризик од СТ прегледот

### 18.3.1 Бенефит од СТ прегледот

Со анализа на СТ скеновите од страна на искусен радиолог може да се дијагностицираат многу причинители на абдоминалната болка, со многу голема точност, овозможувајќи брз тетман и често елиминирајќи ја потребата за дополнителни, поинванзивни дијагностички процедури.

За разлика од други имиџинг методи, СТ нуди можност за детален приказ на многу видови на ткива, вклучително паренхимните абдоминални органи, коски, меки ткива и крвни садови.

СТ скенирањето е безболно, неинванзивно и точно.

СТ прегледот е брз и едноставен, што особено доаѓа до израз кај траматизирани пациенти, со повреда на внатрешните органи и крвавење, што овозможува спасување на животи.

Дијагнозата поставена со СТ преглед ја елиминира потребата од инванзивна експлоративна хирургија и хируршка биопсија.

СТ скенирањето може да ги идентификува нормалните и абнормалните структури, што ја прави корисна алатка во радиотерапијата, иглената биопсија и други минимално инванзивни процедури.

СТ за широка рамка на клинички проблеми е ефикасна во однос на добиените резултати и цената на чинење.

### 18.3.2 Ризик од СТ прегледот

СТ е ризична пзаради примена на рендгенските зраци, но бенефитот од точната дијагноза е многу поголем од ризикот. Ефективната радијациона доза при стандардна процедура на абдоменот е околу 10 mSv, што е еднаква на дозата што човекот ја прима од природното зрачење во тек на три години.

Ризикот од сериозни алергиски реакции од употреба на контрастни материи е релативно мал, а радиолошките центри и одделенија се добро опремени за да се справат со нив.

Жените секогаш треба да го известат радиолошкиот технолог или радиологот доколку постои и најмала можност да се забременети.

Доилките треба да чекаат да поминат 24 часа од апликацијата на контрастното средство, пред да продолжат со доењето на своето бебе.

СТ испитувањето, генерално не е индицирано за бремени жени.

### 18.4 СТ преглед на горен абдомен

Компјутеризирана томографија на горниот дел од абдоменот ги опфаќа повеќето абдоминални и ретроперитонеални органи. Во овој случај топограмот има помала должина, односно полето кое ќе се прегледува е помало. Горниот пресек започнува во височина на лажицката од градната коска, а долниот пресек во височина на папокот или малку под папокот. Првин се изведува нативната серија, а потоа и серијата со и.в. даден контраст. Еден час пред прегледот пациентот пие 800 мл 2% раствор на гастрографин, поделен во 4-5 дози.

Кога ќе се визуелизираат патолошките промени, потребно е да се одреди дензитетот, да се изврши мерење на димензиите на промената, а може да се одреди и нејзиниот волумен. Дензитетот на промената се одредува на нативната и на серијата по и.в. даден контраст. Доколку се смета за потребно промената се маркира, така што на топограмот ќе биде означена височината на која се наоѓа промената. Исто така се изведува реконструкција во повеќе рамнини MPR, а особено од интерес се реконструкциите направени во сагитална и коронарна рамнина.

#### 18.4.1 СТ преглед на хепар

Доколку патологијата е поврзана само со хепарот или се работи за контролен преглед, ќе биде изведено снимање само на тој орган. Полето на снимање е пократко, од тоа за снимање на горниот абдомен, или може да остане исто при што ние мануелно ќе го прекинеме, кога ќе се направи и последниот скен на хепарот. Нема промена на протоколот, и овде првин се изведува нативна серија, а потоа и серија со контраст. Доколку се забележат патолошки промени, се спроведуваат мерења на дензитетот, димензиите и волуменот и се изведува

реконструкција.

### 18.4.2 СТ преглед на панкреас

Претходно се изведува преглед на цел абдомен или само на горниот дел од абдоменот, а потоа се одредува поле за снимање само на панкреасот, на тенки пресеци од 2-3 mm, или пак за динамичко скенирање. Серијата со контраст се изведува по апликација на 120 mL во болус или пак фракционирано давање со електронски шприц при динамичкото скенирање. Исто така и овде се одредува дензитетот на промената на нативната и на серијата по контраст, димензиите и волуменот на промената, а се прават и реконструкции.

### 18.4.3 СТ преглед на абдоминална аорта

Овој преглед може да се изведе кај редовно закажани пациенти кај кои е откриено постоење на аневризма на абдоминалниот дел од аортата, најчесто со ултразвучен преглед, или кај итни пациенти, кај кои постои сомнеж за руптура на аневризма на абдоминалниот дел од аортата или за постоење на дисекантна аневризма истиот. Прегледот може да се изведе во две серии, нативна и со контраст, но поради итноста најчесто се изведува серија после и.в. даден контраст. Потребно е да се даде доволно контраст за да се прикаже луменот на аортата и да може јасно да се разграничи проточниот дел на луменот, од тромбозираниот и да се визуелизира евентуалното постоење на дисекција. Се вршат мерења на пречникот на аневризмата на аортата, на вистинскиот и лажниот дел од луменот и се прават реконструкции во повеќе рамнини. Се одредува почетокот и крајот на аневризмата и се одредува нејзината должина.

### 18.5 СТ преглед на долен абдомен (мала карлица)

Овој преглед на долниот дел од абдоменот или на органите на малата карлица се изведува исто како и прегледот на цел абдомен, само што топограмот е значително покус. Горниот пресек започнува од папокот или нешто подолу од папокот, а долниот пресек е во височина на долниот раб од симфизата на пубичните коски. Подготовката на пациентот е сосема иста како и за преглед на цел абдомен, а снимањето може да биде со стандардни или со тенки пресеци. Прегледот започнува со нативна серија, а потоа се изведува и серија после и.в. даден контраст. Доколку се забележат патолошки промени, се спроведуваат мерења на дензитетот, димензиите и волуменот и се изведива реконструкција.

## 18.6 Модификуван СТ преглед на желудник

Долги години наназад се сметаше дека компјутеризираната томографија не е најсоодветна метода за испитувањето на желудникот, но последните 10 години и болестите на желудникот станаа предмет на испитување со неа. Особено голем успех е забележан со примена на модификациите во испитувањето. Модификациите се состојат во тоа што наместо 2% раствор на гастрографин, се користи вода како контрастно средство, која треба да го исполни и дистендира желудникот. Прегледот се изведува во хипотонија постигната со примена на лекови, најдобро со супкутана апликација на глукагон. Со тоа се овозможува јасен приказ на видот на желудникот и на патолошките промени како на истиот, така и во неговата околина. Освен положбата на супинација се користи и положбата на пронација и десниот декубитус. Се користат тенки пресеци на снимање кои овозможуваат реконструкција во повеќе рамнини.

## 18.7 Модификуван СТ преглед на дебело црево

Долги години наназад се сметаше дека компјутеризираната томографија не е најсоодветна метода за испитувањето на дебелото црево, но последните 5 години со усовршување на апаратите и болестите на дебелото црево станаа предмет на иследување со СТ. Прегледот се изведува на претходно прочистен пациент, во хипотонија постигната со примена на лекови, најдобро со супкутана апликација на глукагон. Ретроградно се внесува млака вода како контрастно средство, која треба да го исполни и дистендира колонотот. Со тоа се овозможува јасно прикажување на видот на колонот и на патолошките промени, како на видот на колонотот, така и во околината на колонотот. Освен положбата на супинација се користи и положбата на пронација и десен и лев декубитус. Се користат тенки пресеци на снимање кои овозможуваат реконструкција во повеќе рамнини.

## 18.8 СТ колонографија (виртуелна колоноскопија)

Особено голем успех е забележан со примена на таканаречената виртуелна колоноскопија кај спиралните апарати со повеќе пресеци.

СТ колонографија е напреднат тип на рендгенско испитување со употреба на компјутеризирана томографија, за да се постигне приказ на внатрешноста на дебелото црево, што досега вообичаено беше возможно само со колоноскопија (пласирање на фиброоптички ендоскоп преку анусот). Новата технологија обезбедува тродимензионална слика која овозможува јасна визуелизација на патолошките промени на колонот.

Најголема причина за спроведување на СТ колонографијата е проверка на полипите во дебелото црево. Полипите се бенигни

израстоци кои потекнуваат од внатрешните слоеви од колонот. Но одредени полипи може да растат и да се претворат во малигни израстоци. Целта на проверувањето е да се откријат овие израстоци во раниот стадиум и да се отстранат, пред да малигнизираат. Повеќето експерти се согласни дека сите над 50 годишна возраст треба да се подложат на испитување за рано откривање на полипи на дебелото црево. Скринингот, е особено значаен кај лица со зголемен ризик од развој на колоректален карцином. Ова, е случај кај оние кои имале полипи на колонот во минатото, или семејна анамнеза за карцином на колонот, или кај оние кои имаат окултно крварење или крв во столицата. СТ колонографијата е помалку инвазивна одколку колоноскопијата и пациентот лесно ја поднесува. СТ колонографијата е одлична алтернатива, кај сите оние кои што имале компликации при колоноскопијата, а исто така и за постарите пациенти, особено болните, кои СТ колонографијата многу полесно ја поднесуваат одошто колоноскопијата. СТ колонографијата е особено корисна кога колоноскопијата не е изведена докрај, поради исклучително долг колон, стеснување на колонот и опструкција на колонот од било која причина.

Пациентот за прегледот се подготвува исто како и за колоноскопијата. Неколку дена е на лесна и течна храна, а ден пред прегледот се прочистува со употреба на лаксативен сируп. Веднаш по прегледот се воспоставува вообичаениот начин на исхрана.

За СТ колонографијата компјутерот генерира тродимензионален модел на абдоменот и карлицата, кој радиологот го користи за да го види дебелото црево на начин кој симулира движење надолу низ колонот, како што тоа го гледа ендоскопистот. Затоа оваа техника на испитување на дебелото црево е наречена виртуелна колоноскопија.

Прегледот започнува така што пациентот легнува на стомак или на страна, при што во ректумот, преку анусот се пласира кратка пластична сонда, преку која контролирано се внесува воздух во дебелото црево користејќи пнеумоколон. Целта на оваа постапка е да се дистендира дебелото црево, да се елиминираат собирањата кои можат да го направат нејасен или затемнет секој полип кој се наоѓа таму. Како што се движи масата, пациентот треба да го задржи здивот за 15-20 секунди. Второто скенирање се изведува кога пациентот ќе легне на грб, со што ќе се осигуриме дека сите делови од колонот се исполнети со воздух. Повеќето пациенти за време на прегледот чувствуваат исполнетост и потреба да испуштат гасови, кога колонот е дистендиран со воздух. Многу ретко доаѓа до појава на болка, а потребата од апликација на релаксанти сретства за мускулатурата пред прегледот е многу мала, така да тие сретства не се даваат стандардно пред прегледот. Искусен абдоминален радиолог врши интерпретација на СТ наодот.



### 18.8.1 Бенефит од СТ колонографијата

СТ колонографијата е минимално инвазивна дијагностичка процедура, со минимален ризик од перфорација на колонот, што не е случај кај конвенционалната колоноскопија. Повеќето од прегледаните пациенти немаат полипи и може да бидат поштедени од изведување на колоноскопија.

СТ колонографијата обезбедува јасни и подетални слики одколку тоа го обезбедува рендгенскиот преглед на дебелото црево со бариумова клизма (иригографија).

Кај 5% од пациентите СТ колонографијата покажува абнормалности надвор од колонот, кои со колоноскопијата би биле превидени, бидејќи се експлорира само внатрешноста на колонот.

СТ колонографијата добро се поднесува, седација и аналгетици не се потребни, и нема потреба од период за опоравување, така што пациентот се враќа на претходните активности веднаш по прегледот.

СТ колонографијата е поевтина одколку колоноскопијата.

### 18.8.2 Ризик од СТ колонографијата

Многу е мал ризикот од повреда на колонот или руптура при инсуфлација на воздух за време на СТ колонографијата. Ефективната радијациона доза при стандардна СТ колонографија е околу 15% помала од радијационата доза при снимање на колонот со бариумова клизма (иригографија).

Ризикот од сериозни алергиски реакции од употреба на контрастни материи е релативно мал, а радиолошките центри и одделенија се добро опремени за да се справат со нив.

Жените секогаш треба да го известат радиолошкиот технолог или радиологот доколку постои и најмала можност да се забременети.

### 18.8.3 Лимитации на СТ колонографијата

СТ колонографијата обезбедува црно-бели слики од видот на желудникот. Недостатокот на слики во боја ја прават по тешко достапна лезијата. СТ колонографијата е стриктно дијагностичка процедура, доколку се најде полип, ќе мора да се отстрани колоноскопски.

## 19. СТ НА УРИНАРЕН ТРАКТ

### 19.1 Основни напатствија

Компјутеризирана томографија на уринарниот тракт се изведува во две серии, нативна и по и.в. даден контраст. По потреба се изведува и касна серија. На СТ прегледот претходат радиолошки испитувања: нативна на уринарен тракт, ехо на уринарен тракт или интравенска урографија.

### 19.2 Техника на прегледот

Пациентот лежи на грб, во положба на супинација, со поставена глава на посебно направена потпора, а рацете се подигнати и вкрстени над главата. Столот, поточно пациентот се внесува во гентрито и се одедува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена ТОПОГРАМ. За таа цел на гентрито има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на копче поставено на гентрито. На командниот стол одбираме прозорец каде се врши регистрација на пациентот, се внесува неговото име и презиме, бројот на прегледот, датумот на раѓање, каков вид на преглед се изведува, кој го изведува, дали се употребува контрастно средство. Потоа го одбираме програмот на снимање кој ќе го изведеме, во овој случај одбираме БУБРЕЗИ. По првичната експозиција се добива топограмон на кој го одредуваме полето на снимање, т.е. почетниот и крајниот пресек или скен.

#### 19.2.1 СТ преглед на бубрези и ретроперитонеум

Компјутеризираната томографија на бубрезите може да се изврши во склоп на снимањето на абдоменот или посебно само на бубрезите со и без надбубрежните жлезди. За таа цел се прави првин нативна серија, па потоа и серија по и.в. даден контраст, при што може јасно да се издвои артериската од екскреторната фаза. На крајот од снимањето повторно може да се направи топограм, што ќе претставува графика по декомпресија кај ИВУ. Се прави топограм како за снимање на абдомен или пократок доколку се снимаат само бубрезите, при што горната граница е во височина на лажичката на градната коска, а долната е нешто под папокот. Доколку се забележат патолошки промени, се спроведуваат мерења на дензитетот, димензиите и волуменот и се изведува реконструкција.

### 19.2.2 СТ преглед на надбубржни жлезди

Се прави топограм како за снимање на бубрези и кога на трансверзалните пресеци ќе се одреди почетокот на надбубрежните жлезди се одредува второ поле на снимање, каде се снима со тенки пресеци и со мала растојание меѓу пресеците, а се ограничува и полето само на надбубрежните жлезди и непосредната околина. И овде снимањето се изведува во две серии, нативна и серија по и.в. даден контраст. Доколку се забележат патолошки промени, се спроведуваат мерења на дензитетот, димензиите и волуменот и се изведува реконструкција.

### 19.2.3 СТ преглед на мочен меур и простата

Може да се снима само мочниот меур и простатата или аднексита кај женскиот пол. Прегледот почнува со одредување на границите на топограмот, горната е неколку центиметри под папокот, а долната е под долниот раб на пубичната симфиза. Се прави нативна серија и серија по и.в. даден контраст, а по потреба се прави и касна серија. Претходно се изведува обојување на цревните виткулици со пер ос даден 2% раствор на гастрографин, 800 mL, кој се пие фракционирано во текот на еден час пред прегледот. Покрај мочниот меур се врши и снимање на простатата кај мажите и на матката и јајниците кај жените. Доколку се забележат патолошки промени, се спроведуваат мерења на дензитетот, димензиите и волуменот и се изведува реконструкција.

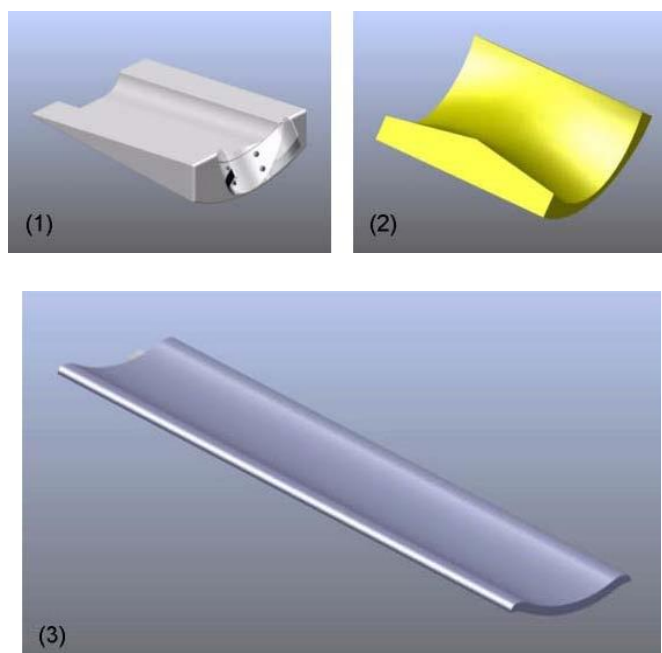
## 20. СТ НА МУСКУЛОСКЕЛЕТЕН СИСТЕМ

### 20.1 Основни напатствија

При испитување на мускуло-скелетниот систем може да се снимаат одделни делови од екстремитетите, па се до екстремитетот во целост. За да може да одредиме кој дел од екстремитетот ќе го снимаме потребно е претходно да имаме направено прегледни графии, каде се гледа патолошкиот процес, кој сакаме по јасно да го прикажеме и да ја одредиме природата на патолошкиот процес.



Слика 20-1 Положба на пациент при СТ снимање на екстремитети (колена), топограм и пресек



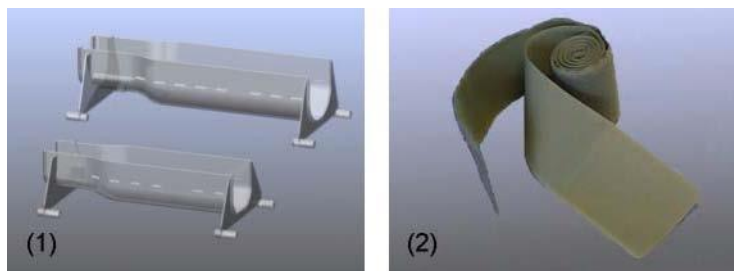
Слика 20-2 Видови на потпори за СТ снимање

### 20.2 Техника на прегледот

Пациентот лежи на грб, во положба на супинација, со нозете

насочени кон гентритото, и тие се внесуваат во него и се одредува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена ТОПОГРАМ. За таа цел на гентритото има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на дугме поставено на гентритото. На командниот стол одбираме прозорец каде се изведува регистрација на пациентот, се внесува неговото име и презиме, бројот на прегледот, датумот на раѓање, каков вид на преглед се изведува, кој го изведува, дали се употребува контрастно средство. Потоа го одбираме програмот на снимање кој ќе го изведеме, во зависност од тоа кој дел од телото или кој орган го снимаме. По првичната експозиција се добива топограм на кој го одредуваме полето на снимање, т.е. почетниот и крајниот пресек или скен.

Најчесто се работи со тенки пресеци од 3 до 5 mm со исто толкаво растојание меѓу пресеците. Прегледот започнува со правење на топограм, каде што се одредува полето на снимање, висината на почетниот и крајниот пресек.



Слика 20-3 Видови на подлошки за нозе при снимање на СТ на екстремитети

### 20.2.1 СТ преглед на екстремитети

За компјутеризирана томографија на екстремитетите, потребно е претходно да има радиограми на кои јасно се визуелизира патолошката промена и може да се одреди нејзина точна локализација. Потоа се прави топограм на делот од екстремитетот каде што е промената и се прави снимање со тенки пресеци, во опфат на протегање на промената. Не се снима целиот екстремитет и со тоа се намалува зрачната доза која ја прими пациентот во текот на снимањето. Задолжително е да се направат снимки во скелетен и мекоткивен прозорец. Се врши мерење на дензитетот и димензиите на патолошката промена и се вршат реконструкции.

### 20.2.2 СТ преглед на рамо и рамен појас

Може да се снима целиот рамен појас или само рамениот зглоб, а доколку се даде контраст во зглобниот простор тогш се работи за СТ артрографија. Снимањето се изведува во супинација, а рамениот зглоб кој се снима е поблиску до средишниот дел на масата. Снимањето

започнува од базата на вратот, а завршува веднаш под гленот на скапулата за рамениот зглоб, или под врвот на скапулата за рамениот појас. Задолжително е да се направат снимки во скелетен и мекоткивн прозорец. Се врши мерење на дензитетот и димензиите на патолошката промена и се вршат реконструкции.

### 20.2.3 СТ преглед на карлица и колкови

Може да се снима целата карлица, сакроилијачните зглобови, само колковите или само едниот колк. Првиот пресек започнува од највисокиот дел на криста илијака, а последниот под трохантер мајор на надколениците, или доколку се снимаат само колковите првиот пресек е над покривот на ацетабулумот или над спина илијака антериор супериор, а последниот скен е под трохантер мајор на надколениците. Пациентот лежи на грб, во супинација, со блага внатрешна ротација на екстремитетите и со централна насоченост на палците од обете стопала кои може и да се допираат. Во оваа положба се добива најдобар приказ на вратот од обете надколеници. Задолжително е да се направат снимки во скелетен и мекоткивн прозорец. Се врши мерење на дензитетот и димензиите на патолошката промена и се вршат реконструкции.

### 20.2.4 СТ преглед на колено

Може да се снимат обете колена или само едното колено. Пациентот лежи во положба на супинација, стопалата се насочени кон отворот на гентрито, прво тие влегуваат во гентрито, колената се во блага флексија, може под нив да се постави цилиндер од сунѓер, а стопалата се паралелни. Од командниот стол се одредува опфатот и параметрите на снимањето: се одредуваат почетниот и крајниот секен, широчината на скенот и растојанието меѓу нив, се одредува правецот на снимањето кранио-каудално или каудо-кранијално. Почетниот скен е над проксималниот крај на пателата или на спојот на дијафизата на фемурот со епикондилите, а крајниот скен е тибијалното плато или под *tuberositas tibiae*.

## 21. СТ КАЈ ПОЛИТРАВМАТИЗИРАНИ ПАЦИЕНТИ

### 21.1 Основни напатствија

Компјутеризирана томографија кај политравматизирани пациенти е исклучително значајна од дијагностички аспект, но тешка за изведување, бидејќи бара, умешност, вештина и брзина во изведувањето, бидејќи се работи за пациенти животно загрозени. Најчесто се изведува СТ на мозок, граден кош и абдомен, а секако и на рбет, карлица и екстремитети. Поради итноста, сериозноста на повредите и недостаток од време за подолго снимање, се изведуваат нативни серии, а во ретки исклучоци и серии по интравенски даден контраст. Вообичаено е при снимање на абдомен и граден кош растојанието меѓу пресеците да е поголемо од вообичаено, со цел да се скрати времето на прегледот, а сепак да се добијат очекуваните резултати од прегледот.

### 21.2 Техника на прегледот

Пациентот лежи на грб, во положба на супинација, со поставена глава на посебно направена потпора и странично фиксирана со перничина од сунѓер. Столот, поточно главата на пациентот се внесува во гентритото и се одедува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена ТОПОГРАМ. За таа цел на гентритото има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на дугме поставено на гентритото. На командниот стол одбираме прозорец каде се врши регистрација на пациентот, се внесува неговото име и презиме, бројот на прегледот, датумот на раѓање, каков вид на преглед се изведува, кој го изведува, дали се употребува контрастно средство. Потоа ја одбираме програмата на снимање која ќе ја изведеме, во зависност од тоа кој дел од телото или кој орган го снимаме. По првичната експозиција се добива топограм на кој го одредуваме полето на снимање, т.е. почетниот и крајниот пресек или скен.

Во зависност за кој дел од телото се работи и тежината на повредата како и состојбата на повредениот и техниката на преглед е соодветна.

## 22. СТ АНГИОГРАФИЈА СТА

### 22.1 Основни напатствија

Компјутеризирана томографска ангиографија (СТА) овозможува визуелизација на крвниот тек во артериските и венските садови на телото, од артериите на мозокот, па се до артерите на белите дробови, бубрезите, рацете и нозете. СТ ги комбинира употребата на x-зраците со компјутерска анализа на сликите. Во споредба со конвенционалната, катетерска ангиографија, која е поврзана со пласирање на катетер и инјектирање на контраст во голема артерија или вена, СТА е многу помалку инвазивна и повеќе пријателска процедура за пациентот, контрастот се инјектира во мал периферен венски крвен сад, со употреба на игла или мал катетер. Овој тип на преглед се користи кај голем број на индивидуи за откривање на крвосадовни заболувања.

СТА вообичаено се користи за преглед на пулмоналните артерии на белодробие, за откривање на пулмонална емболија, која е сериозна состојба, но со можност за лекување. За визуелизирање на крвотокот во реналните артерии, кај пациенти со зголемен крвен притисок и кај пациенти со сомнение за бубрежно нарушување. Стеснување или стеноза на бубрежната артерија е причина за висок крвен притисок (хипертензија) кај некоја пациенти и може да биде коригирана. Специјален, компјутеризиран метод на гледање на слики, ја прави реналната СТ ангиографија многу точно испитување. Реналната СТ ангиографија се применува и кај донорите на бубрег. За дијагностика на аневризма на аорта или кај други големи крвни садови. Аневризмата претставува проширен дел од крвниот сад, со слабост и надување на видот. Аневризмата е живото загрозувачка бидејќи може да руптурира и да дојде до искрварување. За визуелизација на дисекција на аорта и на нејзините главни гранки. Дисекција претставува одвојување на слоевите од видот на аортата, еден од друг, као слоевите на кромидот, при што имаме оштетување на внатрешниот слој од луменот (интимата) со можност крвта од циркулацијата да навлегува меѓу слоевите од видот на аортата. Дисекцијата предизвикува силна болка и е живото загрозувачка состојба. За идентификација на мали аневрزمии или артериовенски малформации во мозокот, кои доколку прокрварат може да доведат до загрозување на животот. За детекција на атеросклеротичната болест, особено на артериите на нозете, што доведува до стеснување на луменот и до оклузија. За детекција на тромб во вените, особено длабоките вени на нозете и вените на карлицата. Тука настанатите тромби може да се ослободат и да патуваат преку циркулацијата се до белите дробови каде може да предизвикаат пулмонална емболија. СТА се



користи за детекција на стеснување или обструкција на артериите во карлицата или на каротидите. Кога има пласирано стент за корекција на крвотокот во стеснетиот дел од артеријата **СТА** ќе покаже дали стентирањето е успешно. Испитувањето на артериите на мозокот може да помогне да се постави коректна дијагноза кај пациенти кои се жалат на главоболки, мачнина, зунење во ушите. Кај плитравматизираните пациенти **СТА** е од корист за да се опотврди или исклучи постоење на остетување на крвен сад. Кај пациентите со тумор, **СТА** е од корист за хирургот, бидејќи обезбедува дополнителни информации за тоа кои крвни садови учествуваат во исхраната на туморот.

Во зависност од тоа кој дел од телото ќе се снима, пациентот може да треба да зема само чиста течност преку уста. Исто така потребно е да се праша дали е алергичен на храна и лекови и дали има болести од интерес, како астма. Жените треба да го известат радиолошкиот технолог дали постои можност да се забременети. Потребно е да се отстранат сите метални предмети од телото, кои може да доведат до појава на артефакти.

Сите **СТА** се изведуваат на мултислајс, спирален скенер, кој е способен да сними голем број на слики за многу кратко време, така да пациентот не мора да го задржи здивот долго време.

Пред самото снимање се дава контраст со помош на автоматски инјектор, кој е поврзан со вената и дозирано во одредени временски интервали инјектира контраст. Автоматскиот инјектор го контролира времето и дозата на инјектирање на контраст, кое може да продолжи иако снимањето е започнато и одреден број на снимки се направени. Вистинската работа при **СТА** започнува откако е завршено снимањето, тогаш започнува процесирањето на сликите со помош на специјален софтвер кој овозможува прикажување на крвните садови на различни начини, во вид на напречни пресеци или како тродимензионални слики.

## 22.2 Техника на прегледот

Пациентот лежи на грб, во положба на супинација, со поставена глава на посебно направена потпора. Столот, поточно главата на пациентот се внесува во гентрито и се одедува почетната точка од каде започнува снимањето, поточно изведувањето на прегледната снимка таканаречена **ТОПОГРАМ**. За таа цел на гентрито има светлосен маркер кој се вклучува и исклучува со притисок на дугме поставено на гентрито. На командниот стол одбираме прозорец каде се врши регистрација на пациентот, се внесува неговото име и презиме, бројот на прегледот, датумот на раѓање, каков вид на преглед се изведува, кој го изведува, дали се употребува контрастно средство. Потоа го одбираме програмот на снимање кој ќе го изведеме, во зависност од тоа кој дел од телото или кој орган го снимаеме. По првичната експозиција

се добива топограм на кој го одредуваме полето на снимање, т.е. почетниот и крајниот пресек или скен. Може да се даде мала количина на контраст за да се одреди времето кое е потребно за да контрастот стигне во испитуваната област. Првин започнува автоматското инјектирање на контраст, а потоа и снимањето. **СТА** трае околу 10-25 од моментот на започнување на снимањето, инаку со подготовката и обработката на сликите прегледот трае од 30-60 минути. За време на снимањето потребно е да се задржи здивот за околу 20-30 секунди. Можно е пациентот да почувствува топлина и црвенило за време на инјектирање на контрастот, кое е краткотрајно и бргу поминува. Откога ќе ги добиеме потребните слики, пациентот може да си замине, а понатаму продолжува обработката на добиените слики. Пациентот може да јаде и препорачливо е да пие повеќе течности неколку часа по прегледот, за побргу да го елиминира контрастот од организмот.

## 23. КОМПЈУТЕРИЗИРАНА

## ТОМОГРАФИЈА

### ТЕРМИНОЛОГИЈА

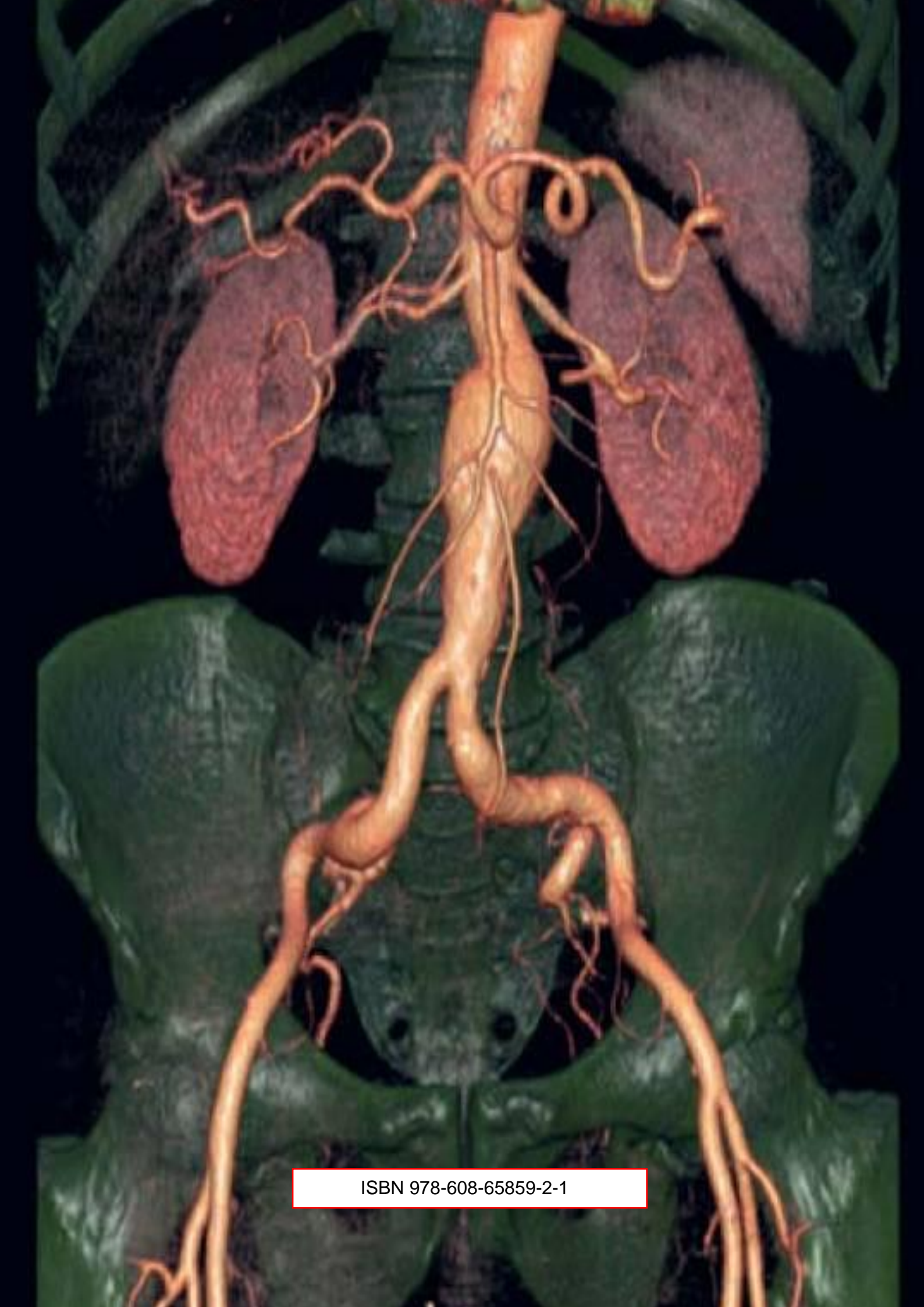
Artifacts	Артефакти-грешки во реконструираната слика
Back projection	Метода за реконструкција за прикажување на отсечок од серијата на радијарни проекции
Center	Window level, репродукција на слика
Coordinates	Image matrix, матрикс на слика
CT	Computed Tomography, компјутеризирана томографија
CT number	Hounsfield unit, единица за мерење на густина (дензитет)
Density profile	Image evaluation, профил на густина на ткивото
Density resolution	Absorption resolution, крива на абсорпција
Detector	Комора за мерење, ги детектира и квантифицира ртг. зраците
Directory	Датотека или папка во која се чуваат податоци од извршеното снимање
Distance measurement	Image evaluation, одредување на дистанца (растојание)
Dose	Зрачна доза
Edge enhancement	Artifacts, артефакти, грешки во сликата
Effective focal spot	Ова одлучува за големината на точката на iso –center како проекција во детекторот
Fan Beam	Геометрија на 3-та генерација на скенери, опишувајќи го фиксираниот собир помеѓу ртг. цевката и лакот со детектори кои ротираат заедно
Gantry	Единица за скенирање
Helical scan	Континуирана ротација на цевката и детекторите за време на скенот, при што се зголемува движењето на масата
HR/CT	High - resolution CT, sector scan,
HU	Hounsfield unit, единица за мерење на густина (дензитет)
Image matrix	80x80; 160x160; 256x256; 512x512, број на пиксели распоредени во редови и колони
Image noise	Статистичка грешка на вредноста на дензитетот
Image reconstruction	Компјутерски реконструирана слика од аквирираните податоци при скенирањето
Iso center	Центар на гентрито

Kernel	Дискретен филтер за реконструкција на сликата Зголемување на сликата, повторно прикажување до целосните димензии на приказот, нема подобрување на резолуцијата
Pixel	<b>Picture element</b> , најмалиот дел од компјутерскиот марикс на сликата, го поседува најтесниот опсег од <b>CT</b> броеви, може да биде 4 до 8 бита длабок
ROI	<b>Region of interest</b> , регион од сликата кој може слободно да се избере за време на евалуација на сликата
Scan time	Време потребно да се направи еден скен
Scanning area	Област на скенирање
Scanning field	Кружно поле на мерење, пресечено од системот цевка детектори. Големината на полето ја одредува големината на сликата
Slice thickness	Широчина на пресекот, широчина на ртг. снопот
SD	<b>Standard deviation</b> , најмали разлики
System magnification	Дистанцата од фокалната точка на детекторот е поделена од дистанцата на фокалната точка до исто центарот
Topogram scoutview	Лонгитудинален скен со фиксирана ртг цевка и детектори во АП, ПА или во латерална положба. Дигитална ртг. слика
View	<b>Absorption profile</b> , профил на абсорпција
Volume measurement	<b>Image evaluation</b> , мерење на волуменот
Voxel	<b>Volume element</b> , најмал елемент на волуменот на сликата, матриксот го поседува комплетниот опсег на <b>CT</b> вредности од -1000 до +3000
Window	<b>Window level, window width</b> , широчина на прозорецот
Windowing	Прикажување на селектира или избран опсег од <b>CT</b> броеви меморирани во низот од воксели
z-axis	Оска вертикална на пресекот, паралелна со оската на телото
Zooming	Зголемување на сликата со реконструкција при што се добива подобрување на резолуцијата

## 24. ЛИТЕРАТУРА

1. Achenbach S *etal* 2006 Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography— initial experience *Eur. J. Radiol.* 57 331–5
2. Adams J, Chen S, Adams P and Isherwood I 1982 Measurement of trabecular bone mineral by dual energy computed tomography *J.Comput.Assist.Tomogr.* 6601–7
3. Bates R H T and Peters T M 1971 Towards improvements in tomography *N.Z.J.Sci.* 14883–96
4. Boyd D P 1981 Transmission computed tomography *Radiology of the Skull and Brain. Technical Aspects of Computed Tomography* vol 5, ed T Newton and D Potts (St Louis: CV Mosby Company) pp 4357–71
5. Boyd D P and Lipton M J 1983 Cardiac computed tomography *Proc.IEEE* 71 298–308
6. Bracewell R N 1956 Strip integration in radioastronomy *J.Phys.* 9198–217
7. Bracewell R N and Riddle A C 1967 Inversion of fan-beam scans in radion astronomy *Astrophys. J.* 150 427–34
8. Bresler Y and Skrabacz C 1993 Optimal interpolation in helical scan 3D computerized tomography *National Science Foundation(MIP88–10412)* pp 1472–5
9. Brooks R A 1976 Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging *Phys.Med. Biol.* 21 689–732
10. Cormack A M 1963 Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications *J.Appl.Phys.* 34 2722–7
11. Cormack A M 1992 75 years of radon transform *J.Comput.Assist.Tomogr.* 16673
12. Crawford C and King K 1990 Computed tomography scanning with simultaneous patient translation *Med.Phys.* 17 967–82
13. Fahrig R, Fox S, Lownie S and Holdsworth D W 1997 Use of a C-arm system to generate true 3-D computed rotational angiograms: preliminary *invitro* and *invivo* results *Am.J.Neuroradiol.* 181507–14
14. Flohr T *etal* 2006 First performance of a dual-source CT (DSCT) system *Eur. Radiol.* 16 256–68
15. Genant H K and Boyd D 1977 Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography *Invest.Radiol.* 12545–51
16. Gordon R, Bender R and Herman G T 1970 Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and x-ray photography *J.Theor.Biol.* 29471–82
17. Gur D, Yonas H and Good W 1989 Local cerebral blood flow by xenon-enhanced CT: current status, potential improvements, and future directions *Cerebrovasc.BrainMetab.Rev.* 168–86
18. Herman G T, Lent A and Rowland S 1973 ART: Mathematics and applications (a report on the mathematical foundations and on the applicability to real data of the algebraic reconstruction techniques) *J.Theor.Biol.* 42 1–32
19. Hounsfield G N 1973 Computerized transverse axial scanning (tomography): I. Description of system *Br.J.Radiol.* 461016
20. Kachelrieß M and Kalender W A 1997 ECG-based phase-oriented reconstruction from subsecond spiral CT scans of the heart *Radiology* 205215
21. Kachelrieß M and Kalender W A 1998 Electrocardiogram-correlated image

- reconstruction from subsecond spiral CT scans of the heart *Med. Phys.* 25 2417–31
22. Kachelrieß M, Schaller S and Kalender W A 2000a Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT *Med. Phys.* 27 754–72
23. Kachelrieß M, Ulzheimer S and Kalender W A 2000b ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart *Med. Phys.* 27 1881–902
24. Kalender W A, Klotz E and Süß C 1987 An integral approach to vertebral bone mineral analysis by x-ray computed tomography *Radiology* 164 419–23
25. Kalender W A, Seissler W and Vock P 1989 Single-breath-hold spiral volumetric CT by continuous patient translation and scanner rotation *Radiology* 173 414
26. Kalender W A, Seissler W, Klotz E and Vock P 1990b Spiral volumetric CT with single-breathhold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation *Radiology* 176 181–3



ISBN 978-608-65859-2-1