

4. МЕДИЦИНСКИ УРЕЂАЈИ НА БАЗИ РЕНТГЕНСКИХ ЗРАКА

Рентгенски уређаји су електронски уређаји који генеришу *рентгенске зраке*, и у медицини се користе у дијагностици за снимање унутрашњости организма и у терапији за уништавање малигних ћелија.

Wilhem Conrad Roentgen, на слици 4.1а, експериментишући са вакуумском катодном цењви и високим напонаом открио је 1895. године невидљиве зраке који до тада нису били познати и зато их је назвао X зрацима.

Рентгенски зраци су електромагнетни таласи са таласним дужинама мањим од димензија атома. Таласне дужине рентгенских зрака мање су од димензија атома што омогућава малу интеракцију и апсорпцију, односно већу продорност кроз материјале са једноставнијим атомским структурама. Рентгенски зраци уз мали степен интеракције пролазе кроз биолошка ткива и органе који садрже велики проценат воде.

Прозрачивање биолошких ткива и органа рентгенским зрацима користи се за стварање рентгенске слике дијагностици.

Интеракција рентгенских зрака са атомима у живим ћелијама може да има штетне последице и зато се у дијагностици максимално смањује интензитет и време прозрачивања.

У онколошкој терапији рентгенски зраци се користе за уништавање ћелија малигних тумора. У том случају интензитет и време, односно дозе зрачења су знатно веће него у дијагностици.

Тешки материјали са сложњеним атомима, као што је олово, заустављају продор рентгенских зрака због чега се користе у средствима заштите од зрачења.

Рентгенска слика представља слику унутрашње нехомогености објекта који се прозрачује снопом рентгенских зрака. Контраст слике добија се на основу нехомогене апсорпције хомогеног снопа рентгенских зрака објекта који се прозрачује. Мека ткива у којима доминирају водоникови атоми имају много мању апсорпцију од костију које садрже калцијум као што показује слика 4.1б.



а)

б)

Сл. 4.1. Фотографија Wilhelm Röntgen-а, и б) рентгентски снимак шаке

Са открићем рентгенских зрака откривају се неструктивним методама промене у унутрашњости организма, као што је са конструкцијом и применом микроскопа откривен свет микроорганизама и заразних болести, и настаје нова епоха у медицини која се карактерише као инструментална.

4.1. Генерисање и основне карактеристике рентгенских зрака

Рентгенске зраке генеришу, у интеракцији са споља убрзаним електронима, електрони који круже у најмањим орбитама око језгра атома. Побуђени електрони осцилују у нанометарском простору са веома високом учестаношћу и на тај начин генеришу електромагнетне таласе са веома малим таласним дужинама од 0,1 до 1 нанометара. Да би спољашњи електрони са којима се бомбардују атоми могли да продру ближе језгу атома и предају енергију електронима у његовој близини убрзавају се до врло великим брзинама високим напонима од 50 до 150 киловолти. Слободни електрони се формирају грејањем катоде у вакуумској цеви која садржи аноду прикључену на високи напон. Електрони ослобођени од ужарене катоде убрзавају се до брзине 165 000 km/s са којом ударају у аноду и продиру у унутрашњост атома. При судару са атомима волфрама од којих је израђена анода рентгенске цеви велика кинетичка енергија убрзаних електрона трансформише се највећим делом, око 99% у топлоту, а само 1% у електромагнетну енергију рентгенских таласа. Због загревања аноде намеће се проблем њеног хлађења што се решава на различите начине.

Рентгенски зраци које генеришу електрони убрзани већим напоном су са мањим таласним дужинама, имају веће енергије, дубље продиру кроз материјале. За убрзавајући напон од 120 киловолти таласна дужина рентгенских зрака је око 1 нанометар, док се напоном 60 киловолти генеришу рентгенски зраци од око 2 нанометра.

Дубина продирања рентгенских зрака зависи од таласне дужине и интензитета и састава озраченог материјала.

Зраци са краћим таласним дужинама су продорнији и називају се "тврди", а мање продорни са већим таласним дужинама "меки".

Интензитет зависи од јачине струје кроз рентгенску цев и у току простирања опада са квадратом растојања.

Код материјала са мањим атомским бројем, лакшим атомима, дубина продирања је већа, а у случају тежих атома мања. Олово зауставља продор рентгенских зрака па се користи као заштита. Слабљење интензитета рентгенских зрака у току простирања последица је апсорпције или упијања и дифракције или расипања.

Апсорпција зависи од редног броја елемената, специфичне тежине и дебљине материја. Дебљи материјали имају већу апсорпцију јер она расте по експоненцијалном закону са дебљином. Апсорпција је последица фотоелектричног ефекта. Енергија рентгенског зрака се у интеракцији са електроном трансформише у енергију електромагнетне таласе већих таласних дужина светлосних или топлотних зрака. Рентгенски зраци изазивају емитовање светла, флуоросценцију код одређених супстанци, металних соли. Појава флуоросценције коју производе рентгенски зраци користи се за снимање унутрашњих органа у у радиолошкој дијагностици – радиоскопији.

Рентгенски зраци у интеракцији са електронима могу да скрену са путање и изгубе само део енергије што се манифестује као расипање. Расипање погоршава квалитет рентгенске слике и због неконтролисаног простирања у више праваца отежава заштиту од зрачења.

Рентгенски зраци изазивају фото – хемијско дејство што оумгућава формирање рентгенске слике на филмској фолији.

Рентгенски зраци изазивају јонизацију гаса што се користи за детекцију дозе зрачења помоћу дозиметара.

Рентгенски зраци значајно утичу на биолошку средину, оштећују органска ткива и разарају њиховне ћелије. Дејство на ћелије зависи од интензитета и дужине

зрачења – дозе зрачења. Рентгенски зраци спречавају деобу ћелија, а младе ћелије су осетљивије на рентгенско зрачење од старијих па се ово дејство користи код терапије малигних тумора за разарање канцерогених ћелија.

На дејство рентгенских зрака нарочито су осетљиве гонаде, односно ћелије за репродукцију чије уништавање доводи до стерилитета и код жена и код мушкараца. Дејство се може манифестовати у мутацији гена, хромозома и полних ћелија.

На кожи рентгенски зраци изазивају радио дермит и депилацију.

У оку рентгенски зраци доводе и до катаракте.

Дејство рентгенских зрака на крвне судове доводи до промјене у крвној слузи и броју бијелих и црвених крвних зрнаца.

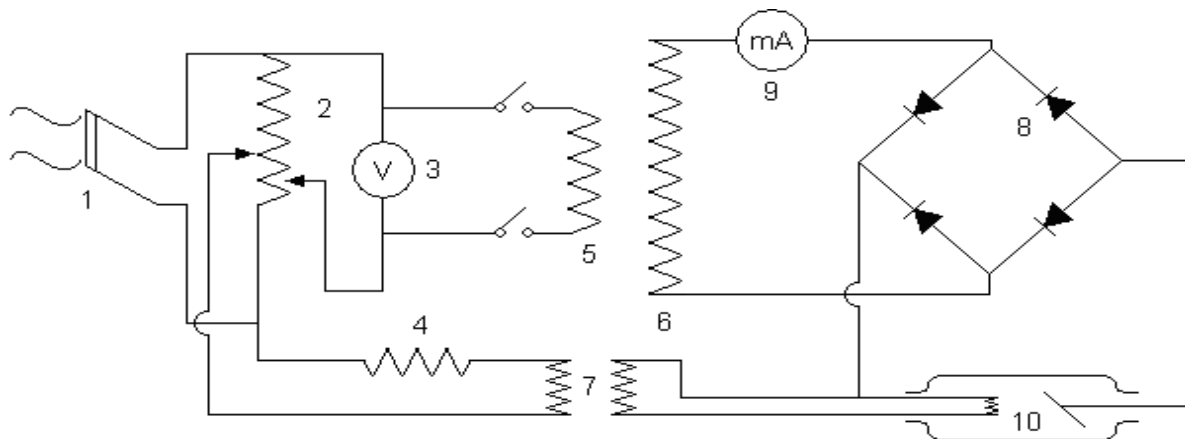
О штетном дејству рентгенских зрака води се рачуна у рентгенској дијагностици како би и пацијент и болничко особље били изложени што мањим дозама зрачења. Предузимају се мере заштите од директног, секундарног и расипног зрачења.

Основне карактеристике рентгенских зрака, на основу претходног, су:

- рентгенски зраци су електромагнетни таласи од 0,1 до 1 nm таласних дужина,
- простиру се праволинијски у свим правцима,
- веома су продорни, нарочито кроз лакше материјале,
- интензитет им у процесу простирања опада са квадратом растојања,
- изазивају појаву луминисценције,
- изазивају фотохемијски ефекат на фотографској емулзији.
- врше јонизацију гасова, и
- изазивају промене у живим организмима.

4.2. Основе функционисања рентген уређаја

Основе функционисања рентген уређаја најлакше је објаснити анализом поједностављене електричне шеме класичног рентген апарата.



Сл. 7.1. Поједностављена електрична шема рентген апарата: 1) прикључак за мрежни напон 230 V/50 Hz, 2) мрежни аутотрансформатор. 3) волтметар, 4) регулатор напона грејања рентгенске цеви, 5) високонапонски трансформатор, 7) трансформатор за напон грејања катодe, 8) диоде високонапонског исправљача, 9) милиамперметар и 10) рентгенска цев

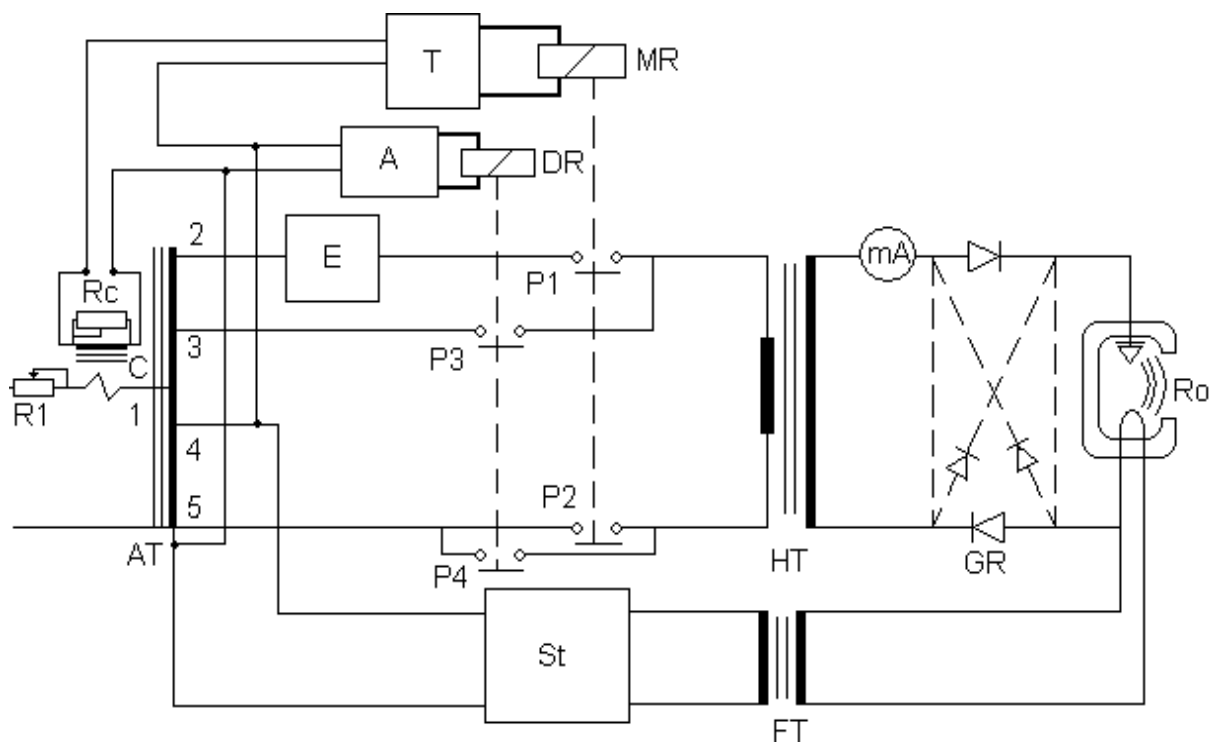
Основна компонента рентгенских уређаја је рентгенска цев која се прикључује на напон грејања катодe и високи напон између аноде и катодe. Загрејана катода емитује слободне електроне који се убрзавају помоћу високог напона и ударају великом брзином у аноду, предају своју кинетичку енергију у интеракцији са електронима атома аноде на основу чега се са аноде емитују рентгенски зраци.

Катода се греје наизменичном струјом из посебног нисконапонског трансформатора који се преко регулатора и главног трансформатора прикључује на напон градске мреже 230V/50Hz.

Рентгенска цев је специфична вакуумска диода која може да функционише када између катодe и аноде прикључује се напон са високонапонског трансформатора директно или преко високонапонског исправљача. Двостраним исправљањем наизменичног напона остварује се већа ефикасност. Анодна струја се контролише уграђеним амперметром.

Високонапонским трансформатором подиже се напон из мрежног аутотрансформатора до нивоа потребног за генерисање рентгенских зрака и може се помоћу аутотрансформатора регулисати од 60 до 120 киловолти.

На слици 4.2 приказана је потпунија, иако поједностављена, блок шема рентгенског уређаја са компонентама за укључивање и искључивање и регулацију рентгенског зрачења.



Сл. 7.2. Поједностављена блок шема рентгенског уређаја: АТ – мрежни аутотрансформатор, НТ – високонапонски трансформатор, GR – високонапонски исправљач. Ro – рентгенска цев, St – регулатор струје грејања, E – регулатор високог напона, T – временско реле са регулатором експозиције снимања, MR – главна склопка, A – помоћни регулатор и DR – помоћна склопка

4.3. Основне компоненте рентген уређаја

Основне компоненте рентген уређаја су рентгенска цев, такозвани рентгенски генератор са мрежним и високонапонским трансформатором, исправљачем, релејима и кабловима, постоље са покретним носачем хаубе са рентгенском цеви и лежај за пацијента.

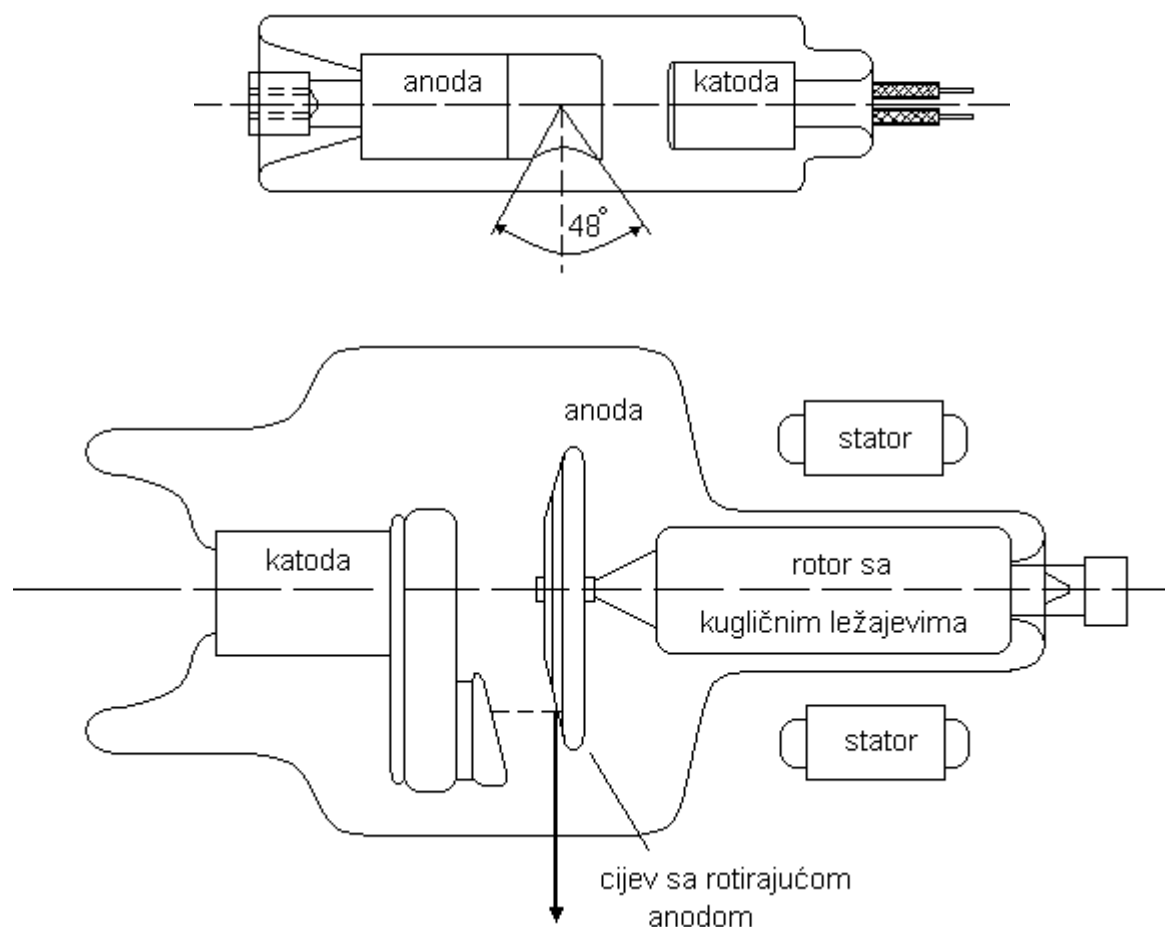
4.3.1. Рентгенска цев

Рентгенска цев је уређај за емитовање рентгенских зрака, односно електромагнетних таласа у опсегу од 0,1 до 1 nm таласних дужина.

Прве рентгенске цеви биле су такозване **гасне** или **јонске рентгенске цеви**, док су касније конструисане **вакуумске рентгенске цеви**.

Јонске рентгенске цеви садрже одређену количину атома ваздуха. Електрони који се ослобађају са катодe и убрзани високим напонем са аноде ударају у атоме разређеног ваздуха и ослобађају нове електроне. Сви електрони убрзани високим напонем и ударају великом брзином у аноду продирући дубље слојеве атома анодног метала производећи рентгенске зраке.

Вакуумску рентгенску цев, која је замијенила гасну цијев, конструисао је 1913 године Кулиц (Coolidge), па се по њему зове и кулицова цев. На слици 4.3 дати су примери конструкције рентгенске цеви са фиксном и ротирајућом анодом.



Сл. 7.3. Примери рентгенских цеви: а) EI Niš RUL 55/0,4 Dentix са непокретном, и б) EI Niš RXS 150/30 – 50 са обртном анодом

Обртна анода направљена је у облику диска од волфрама и преко танке осовине везана је за проширени дио који служи као ротор. Сноп катодних електрона фокусиран је тако да долази увијек на исто мјесто на аноди. Међутим, како се анода окреће, сноп електрона пада у сваком тренутку на други дио стазе. Због тога се само дио стазе на коју падају електрони загријева, док се остала површина стазе хлади.

Катода рентгенске цеви садржи цилиндар са спиралним влакном од волфрама које се загрева са 24V.

У пракси катодна спирала загријана на температури од 2250 °C обезбјеђује струју у рентгенској цијеви од 2 до 4 mA, што је случај при рендгеноскопији. Када је спирала загријана на 2350 °C и више, даје струју цијеви од 400 и више mA, каква се користи у рендгенографији.

Анода се прави од материјала са великим атомским бројем који успешно зауставља електроне и који, због јаког загријавања, треба да има и врло високу тачку топљења. Тим захтевима удовољавају волфрам и платина. Диск обртних анода, који на својој површини носи анодну стазу направљен је од молибдена или графита.

Код рентгенских цеви које се користе у медицини далеко највећи део кинетичке енергије убрзаних електрона који ударају у аноду претвара се у топлотну енергију док се у енергију рентгенских зрака претвара мање од једног процента. То се може видети из прве две колоне у следећој табели.

Убрзавајући напон	60 kV	200 kV	4.000 kV	20.000 kV
Топлотна енергија у %	99,5	99,0	60,0	30,0
Енергија Рентгенских зрака у %	0,5	1,0	40,0	70,0

Пречници анодног диска рентгенске цеви су од 8 – 12 cm, а брзине обртања су од 3 000 до 17.000 обртаја у минути.

Рентгенске цеви са непокретном анодом с могу хладити ваздухом, водом и уљем, док се ротитујуће аноде хладе само зрачењем топлоте.

Анодни напон рентгенских цеви је од 20 до 150 kV.

Рентгенска цев се смешта у специјално кућиште, хаубу које представља кско механичку заштиту цеви од оштећења тако и заштиту особља од зрачења обзиром да је ван отвора за рентгенске зраке обложена оловним омотачем. Хауба је цилиндричног облика, са три отвора. Два су отвора обложена високоизолационим материјалом и служе за прихват завршница високонапонских каблова а трећи отвор је тзв. прозор, кроз који излази сноп рендгенских зрака. Прозорчић је заштићен алуминијумским лимом дебљине око 2 mm. Отвор за пролаз корисног снопа рендгенског зрачења заштићен је прозором а испод њега се поставља систем бленди за ограничавање снопа зрачења. Хауба је изнутра обложена оловним лимом дебљине 3 mm. Оловни лим треба да спречи зрачење из хаубе у нежељеним правцима, осим кроз прозорчић. Потребна ширина зрачног снопа регулише се сужавањем или ширењем посебних оловних застора.

На анодном крају хаубе, унутра, у хауби се налази статор електромотора који покреће ротор. Односно анодну рентгенске цијеви. Статор се напаја посебном струјом.

4.3.2. Рентгенски генератор

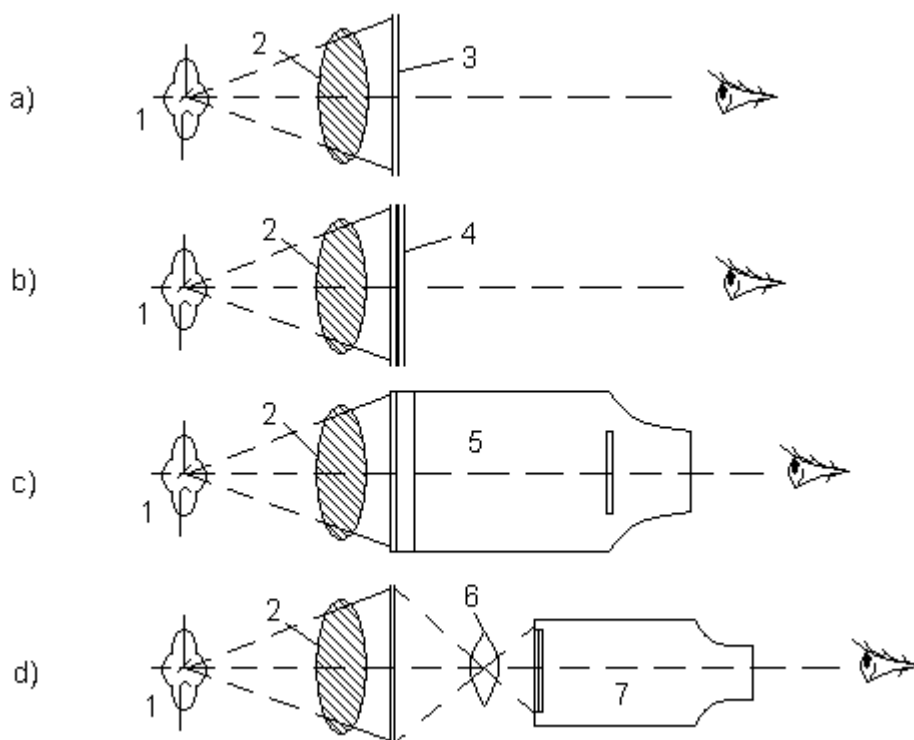
Рентгенским генератором се назива метални сандук у који су смештени трансформатори за подизање напона из нисконапонске мреже 230 волти до високи

вредности потребних за рад рентгенске цеви. Високи радни напони од 50 до 150 киловолти условљавају постојање посебних изолација како трансформатора тако и каблова који повезују високонапонски трансформатор са рентгенском цеви. Трансформатори су потпљени у казан са високоизолационим уљем, а високонапонски каблови су специфични по димензијама изолацији и еластичности.

4.4. Визуелизација рентгенске слике

Рентгенски зраци су електромагнетне природе, поседују енергију помоћу које се могу детектовати на више начина али се не могу директно осетити чулом вида. Од открића Рентгенских зрака па све до данас користе се плоче и фолије са фотоосетљивим материјалом за снимање Рентгенске слике. Ради се о фотографском дејству Рентгенских зрака. Фотоосетљиви материјал, као и у случају дејства светлости, реагује на дејство снопа невидљивих рентгенских зрака чија површинска расподела представља Рентгенску слику. Помоћу фотоосетљивог филма добија се негатив Рентгенске слике. Осим филма за претварање Рентгенских зрака у видљиви сигнал развијено је више других начина за визуелизацију Рентгенске слике..

Снимање, односно визуелизација унутрашњости организма помоћу рентгенских зрака на екрану за репродукцију рентгенске слике назива се рентгеноскопија. Снимање се може, како је приказано на слици 4.4, извести на више начина и то: помоћу флуоресцентног екрана, помоћу електролуминисцентног екрана и опто-електронским претварачима као и опто-електронским појачавачима слике.



Сл 4.4. Системи рендгеноскопије: а) флуоресцентни екран, 1-извор рендгенског зрачења, 2-испитивани објекат, 3-флуоресцентни екран, б) систем са луминисцентним екраном, 4-луминисцентни претварач, в) систем са фото-електронским претварачем,

5-фото-електронски претварач, д) систем са фото-електронским појачивачем, 6-објектив, 7) фото-електронски појачивач

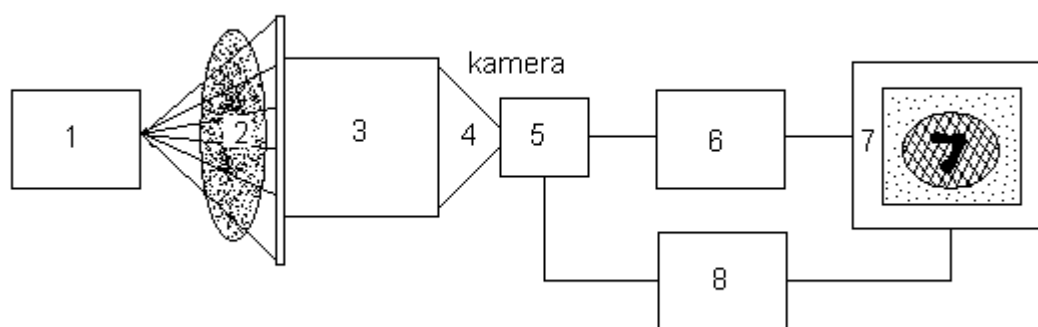
Рентгенска слика настаје рентгенским прозрачивањем нехомогеног ткива. Ткиво нехомогеном апсорпцијом модулише сноп долазних рентгенских зрака стварајући нехомогену густину рентгенског снопа који је прошао кроз ткиво. Рентгенски зраци који се апсорбују у ткиву могу да буду штетни за организам. Због штетности рентгенских зрака потребно је да код прозрачивања њихова енергија буде што мања а рентгенски детектори што осетљивији.

Код посматрања Рентгенске слике само са флуоросцентим или луминисцентим екраном који се сврстава у групу пасивних сензора слике, као што је приказано на слици 4.4а и 4.4б, потребне релативно велике енергије рентгенских зрака да би се фото слика директно видела.

За пацијента који се прозрачује потребно је што више смањити енергију и време деловања рентгенских зрака због њиховог штетног деловања на организам.

Да би се Рентгенска слика могла добити и са Рентгенским снопом који има малу енергију развијени системи са фото-електронским претварачема и појачавачима у које се улаже електрична енергија и који се зато називају активним. На слици 4.4ц и 4.4д приказани су системи са фото-електронским појачавачима слике, где се на рачун улагања електричне енергије може видети рентгенска слика са малим дозама зрачења. Овакви системи омогућавају формирање такозваног Рентгенског ТВ ланца.

Рентгенски ТВ ланац са фото електронским претварачем и појачавачем слике који омогућава да се са мањим енергијама пацијент може дуже времена прозрачивати и посматрати приказан је на слици 4.5. То је нарочито важно за дијагностику када је неопходно да се унутрашњи орган посматра извесно време. Пример претрага чира на желдцу и дванаестопалачном цреву када се посматра ток контрастног средства – баријума по унутрашњим зидовима органа за варење.

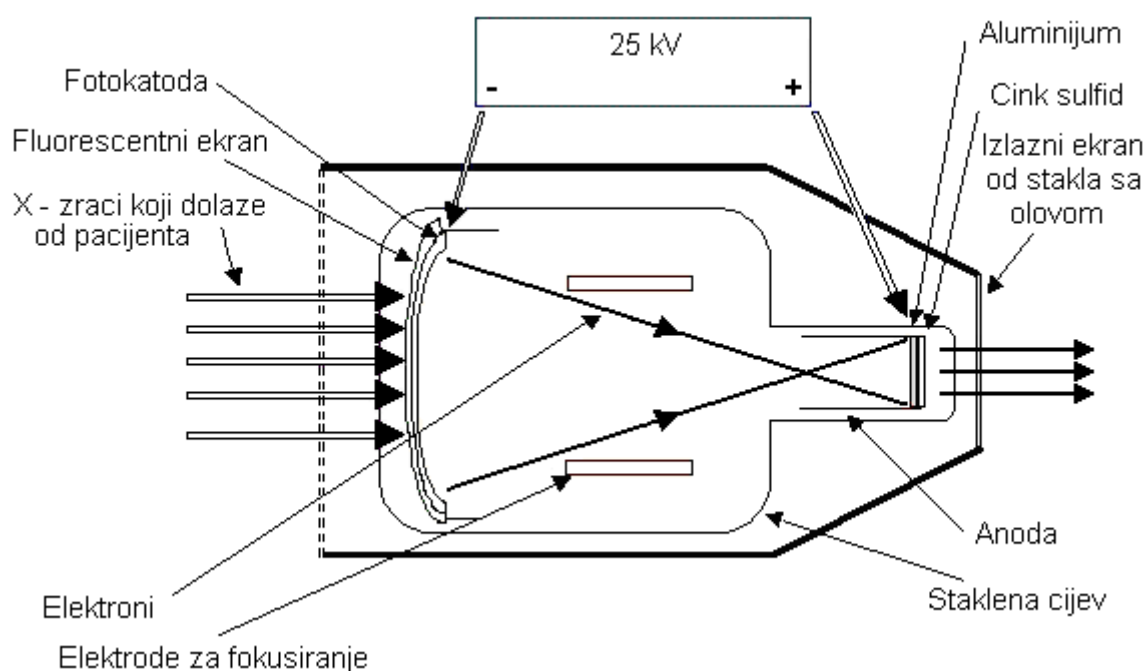


Сл. 4.5. Поједностављена блок шема Рентгенски ТВ ланца: извор 1 Рентгенских зрака прозрачује посматрани објект – пацијента 2, појачавач рентгенске слике 3 трансформише Рентгенску слику у оптичку слику 4 која се снима камером 5 и приказује на монитору 7

Фото електронски појачавач слике је уређај који претвара невидљиву Рентгенску слику у видљиву светлосну слику на флуоросцентном екрану при чему се у процесу трансформације врши појачање слике. Развијено је више генерација појачавача рентгенске слике од којих су се прво примењивали електронски светлосни појачавач са

вакуумском цеви, а затим са плочасти светлосни појачавачи. Иако су конструкције електронских светлосних појачавача различите принципи рада су практично исти. Сноп продорних рентгенских зрака после проласка кроз пацијента формира Рентгенску слику и озрачују флуоросцентну фолију светлосног појачавача. На овој фолији се деловањем рентгенских зрака генеришу светлосни зраци, односно слика рентгенског снопа генерише светлосну слику. Генерисана светлосна слика није видљива јер су фотони које генеришу рентгенски зраци ниског интензитета али имају довољну енергију да на фолији фотокатоде, која је спојена са флуоросцентном фолијом, изазову фотеелктрични ефекат и генеришу слободне електроне. Улагањем електричне енергије помоћу електричног поља слободни електрони се покрећу од фотокатоде и убрзавају према аноди која је, као и код катодне цеви, од флуоросцентног материјала. На тај начин се на екрану катодне добија видљива слика која се може гледати или снимати камером и даље обрађивати, приказивати и меморисати,

Појачавач Рентгенске слике са катодном цеви приказан је на слици 4.6. У стакленом балону са вакуумом су два екрана, катодни и анодни и електроде за фокусирање. На катодни, који се означава и као улазни и примарни, делују Рентгенски зраци који се трансформишу у фотоне који изазивају стварање слободних електрона. Помоћу високог позитивног напона на електродама и аноди слободни електрони се усмеравају и убрзавају ка анодном фосфоросцентном екрану. На путу до анодног екрана електрони се умножавају и добију велику кинетичку енергију са којом бомбардују фосфоросцентни материјал. На тај начин се добија слика и до 10.000 пута веће енергије од рентгенске слике. Ова слика се може или директно посматрати или снимати са камером, даље обрађивати и посматрати на већем екрану.



Сл. 4.6. Појачавач Рентгенске слике са катодном цеви

4.5. Примене рентгенских уређаја

Рентгенски уређаји се примењују у биомедицинским и индустријским делатностима. У области биомедицине могу бити:

- радиолошки, рентгенски уређаји за општу дијагностику и терапију,
- стоматолошки, рентгенски уређаји за снимање зуба и вилице
- ангиографски, рентгенски уређаји за снимање крвних судова
- томографски, рентгенски уређаји – скенери за снимање попречних пресека унутрашњих ткива и органа
- ветеринарски, рентгенски уређаји за снимање унутрашњих органа животиња.

Рентгенски уређаји и даље имају примену иако се због штетности зрачења живих организама стално покушавају заменити уређајима који раде са другим мање штетним таласима као што су ултразвук и радио таласи. Иако су снимања са ултразвуком и радиоталасима код уређаја на бази нуклеарне магнетне резонанце остварени изванредни резултати рентгенски апарати су остали незамењиви у појединим областима дијагностике као и за радиотерапију.

Савремени рентгенски уређаји скоро су у потпуности компјутеризовани. Помоћу процесора израчунавају се оптималне дозе – кондиције снимања за сваког пацијента понаособ, узимајући у обзир и све остале параметре који доприносе успјешном снимку као што су параметри фолије, врсте и квалитета рендген филма, рендгенске цеви, технике снимања. На основу прорачуна процесори постављају добијене вриједности kV, mA и времена, а одржавају их константним за вријеме снимања. Снимљени подаци се дигитализују, обрађују и меморишу. Омогућено је и даљинско управљање радом рентгенског апарата што смањује дозу озрачивања особља.

Специфичне рентгенографске методе су ангиографија, мамографија, конезографија, полиграфија и томографија.

Ангиографија представља снимање крвних судова помоћу рентгенских зрака. Притом се користе и индикатори и посебним методама поређења се постиже повећан контраст за појачање слике крвних судова.

Мамографија је радиографска метода за снимање дојке. Ова метода користи мекозрачну технику. Користи се за откривање патолошких промјена на дојкама, посебно бенигних и малигних тумора. За снимање дојки конструисан је специјални рендген – дијагностички апарат, који се најчешће назива мамограф (сценограф). Генератори су мале снаге, напон 20 – 50 kV. Фокус рендгенске цијеви је величине 0,1 – 0,7 mm. На рендгенску цијев се поставља специјалан тубус, моделован према облику и величини дојке, за њену благу и дозирану компресију и локализацију поља снимања односно зрачног снопа. На вертикалном стубном стативу налази се квадратна плоча за постављање филма и дојке. Покретљивост рендгенске цијеви и плоче омогућује снимање дојке у свим положајима. Снима се на специјалним филмовима, без фолије и без металне касете. Филм се ставља у картонски коверт, касету. Код мамографије фокус – филм растојање износи 50 – 80 cm.

Кинезографија је метода снимање покретних органа. Компјутеризовани рентгенски уређаји омогућавају меморисање рада органа у одређеном интервалу и репродуковање на екрану. Снимане секвенце се могу приказивати више пута, заустављати на карактеристичним местима, успоравати ток и увеличавати поједине детаље.

Полиграфија је радиолошка метода за снимање покретних органа, као што су желудац и мокраћна бешика. Код снимања желудца пацијент претходно попије чашу

баријумског млека које служи као рентгенски индикаторски апсорбер у циљу добијања контраста код посматрања слезнице зидова и тражења чира.

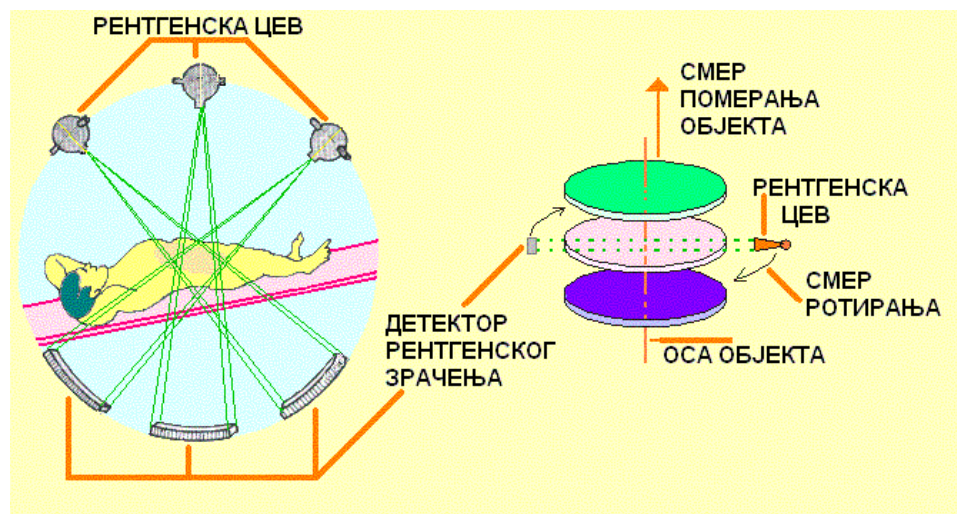
Томографија је рентгенска метода за снимање пресека организма којој је због значаја посвећено следеће поглавље 4.6.

4.6. Томографија и рентгенски скенер

Томографија је израз грчког порекла и означава слој, попречни пресек која у медицини представља радиолошку методу за снимање попречног пресека организма помоћу које се добија облик, величина контуре, унутрашња структура и топографија унутрашњих органа. Зове се још и компјутеризована томографија јер се снимак добија помоћу рачунара који на основу података добијених на основу великог броја прозиравања уским снопом рентгенских зрака и сложених поступака обраде у видео процесору синтетише слику попречног пресека.

Рентгенски скенер или скраћено само **скенер** је томографски уређај који помоћу ретгенских зрака и специјализованих рачунарских програма систематски претражује, анализира и одређује све тачке помоћу којих саставља слику попречног пресека.

Основни принципи томографског снимања уз помоћ рачунара постављени су још 1972. године док су конструкције првих **томографа**, или како им је у медицинској пракси одомаћен назив **скенери**, урађени 1979. године када су њихови аутори добили Нобелову награду. На слици 4.7 дат је приказ такозване аксијалне томографије.



Сл. 4.7. Ротирање рентгенске цеви и детектора и померање објекта у аксијалној томографији

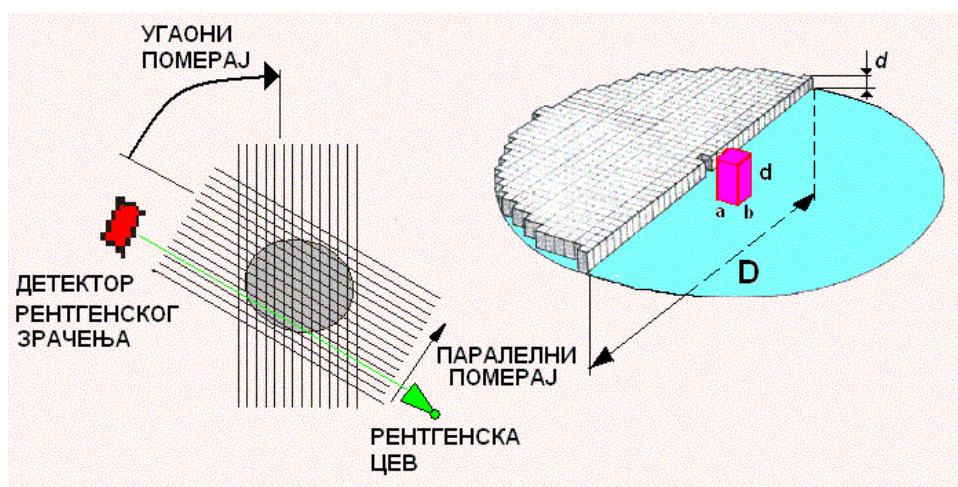
Рентгенска цев и детектори постављени на супротној страни ротирају по кругу око осе пацијента као што је представљено на слици 4.7. Дебљина слоја који се овим испитивањима може да анализира је до 3mm. На детекторима се мере интензитети рентгенских зрака и на основу тога одређују и меморишу подаци о апсорпцији ткива анализираниог слоја који се прозрачује. Меморисани подаци се обрађују помоћу специјализованих програма да би се на основу њих извршила синтеза слике попречног пресека.

Код првих извођења томографа на принципу аксијалне томографије постојао је само један извор рентгенског зрачења и један детектор. Извор зрачења се, за сваки угао

ротирања, синхронно померао са детектором преко сниманог објекта. На овај начин детектор је био у могућности да прикупља само податке о модулисаном, продирајућем зрачењу кроз снимани објект. Зрачење потиче из извора константног интензитета J_0 , који нормално ради у импулсном режиму. Интензитет продирајућег зрачења за сваки угао ротације и сваки паралелни померај при проласку кроз објект је различит. Он за једну елементарну тачку слике износи:

$$J_{\theta k} = J_0 e^{-\sum_{i,j=1}^{n,m} \mu_{ij} d_0}$$

где су: μ_{ij} коефицијент слабљења у ij -том положају елементарне тачке, d_0 дебљина елемента слоја при i -том пролазу, θk угао снимања и k , k -ти паралелни померај, J_0 интензитет зрачења на излазу рентген цеви, а $J_{\theta k}$ интензитет који се тренутно региструје детектором. За један угао ротације прикупља се најчешће по 160 података.



Сл. 4.8. Пројекција померања рентгенске цеви и детектора при рентгенској томографији и томограм одабраног слоја кружним померајима рентгенске цеви детектора зрачења

Пресек кроз објект, односно обухваћени слој организма, може да се представи у облику густе мреже ситних квадратних детаља слике (i,j) који се карактеришу различитим степенима апсорпције, односно одређеним коефицијентима слабљења : μ_{ij} . Такав пресек дат је сликом 4.8а. На слици 4.8б, као резултат снимања, дат је томограм, тродимензионална слика обухваћеног слоја добијена на екрану катодне цеви.

Алгоритмис томографске методе одређује се интензитет рентгенског зрака који продире кроз одговарајући детаљ слике. Добијене вредности за ове интензитете $J_{\theta k}$ са адекватним осветљајима за сваки квадратић најчешћих димензија $(1,5 \times 1,5) mm^2$, којих у слици има $160 \cdot 160 = 25600$, или за мање квадратиће димензија $(0,75 \times 0,75) mm^2$, са $320 \cdot 320 = 102400$ елементарних детаља слике, дају тродимензионалну слику пресека испитиване зоне у унутрашњости пацијента, као што то слика 4.8б. и приказује.

За дефинисање интензитета зрачења у сваком детаљу слике, одређује се интензитет зрачења кроз сваки од 160 или, код савременијих скенера, од 320 паралелних путева. Како је дебљина слоја d_0 за све елементе слике иста, то се 160, односно 320 путева, представља управо овим бројем једначина. Број од 160, или 320 једначина, недовољан је за одређивање nm броја елемената и потпуно дефинисање целе слике, па се за добијање нових података врши ротација рентгенске цеви и детектора за 1° . Детектором се поново мери интензитет зрачења за 160, или 320 паралелних путева,

померених за овај угао у односу на претходну анализу и успоставља нови скуп једначина.

При обиласку половине круга начини се 180 корака, што даје $160 \cdot 180 = 28800$, односно $320 \times 180 = 57600$ једначина. Неке практичне реализације скенера имају корак и од $0,5^\circ$, а неке од 1° или 2° , док се број паралелних путева код њих креће од 256 до 512 . Знајући за све ово, следи да се за најмањи број детаља слике: $25\ 600$, може да формира и већи број једначина од броја непознатих, тј. од броја елементарних детаља, што наводи на закључак да се на овакав начин са довољном егзактношћу може да одреди интензитет њиховог зрачења.

Но ово и није баш тако и толико једноставно као што на први поглед изгледа, јер све једначине нису међусобно независне, што значајно умањује њихов реално употребљиви број. Зато се и разрађују посебне методе за ова одређивања. Једна од њих је и метода апроксимације. Код ње се полази од произвољно претпостављене вредности за интензитет зрачења свих елемената слике и упоређује са вредношћу добијеном мерењем. Са резултујућом разликом уоченом компарацијом врши се корекција прве претпостављене вредности. Ново добијена вредност, после ове корекције, упоређује се поново са мереним подацима и врши нова корекција вредности за поједине елементе слике. Процес апроксимације изводи се у више корака и дотле док се не достигне захтевани степен тачности. За апроксимативни процес анализе користе се веома брзи рачунари, јер би без њих њена реализација била практично неостварљива.

Метода апроксимације истакнута је овде због своје релативне једноставности, мада постоје и много ефикасније и знатно боље методе од ње, нпр. метода филтриране повратне пројекције или метода дводимензионалне Фуријеове реконструкције.

Код првих извођења томографа уз помоћ рачунара за израчунавање интензитета зрачења елемената слике било је потребно чак и више од 5 минута, док је данас овај процес сведен на само неколико секунди. Овако велика брзина постигнута је употребом великог броја детектора, чак и до 520 , који симултано примају податке из једног или више извора зрачења.

Као детектори у томографима данас се највише и најчешће користе сцинтилациони кристали, јер поседују велику осетљивост, широк динамички опсег и малу временску константу. Томографијом са више детектора битно се скраћује време снимања, чиме се знатно снижава и степен озрачености пацијента, што је веома значајно. На излазу из детектора добијени напон, који је редовно сразмеран интензитету озрачења, после појачавања појачавачем претвара се аналогнодигиталним претварачем у дигитални сигнал, бинарни број, који је једино погодан за обраду рачунаром, јер је аналогни сигнал за њега неразумљив. Рачунаром израчунате вредности апсорпције у појединим елементима слике, дигиталноаналогним конвертором претварају се у аналогни сигнал, напон, који се даље води Венелтовом цилиндру катодне цеви монитора, где се на његовом екрану репродукује у облику тродимензионалне слике. Она се у овом случају назива томограм.

Код класичног рентгенског снимања разликовање објеката не може да се оствари уколико је однос њихових густина мањи од $0,02$, тј. од 2% . Томографима помоћу рачунара разликовање елемената могуће је и при односима њихових густина од $0,005$, па чак и до $0,002$, тј. од $0,5\%$ до $0,2\%$. Захваљујући овој чињеници, аксијална рачунарска томографија омогућава разликовање чак $2\ 000$ нивоа густине. Да би се ово стање могло да прикаже на екрану катодне цеви, која омогућава само 20 нијанси степена осветљености, потребно је, што се и чини, на њему приказати само уже подручје, које је и најинтересантније за посматрани објекат.

Напон напајања рентгенских цеви употребљаваних у томографији креће се у границама од $(120 \text{ до } 150)kV$, док им снага дисипације не прелази вредности од $5kW$.

Време трајања импулса креће се од (1 до 5)*ms*, а снага импулса достиже вредности и до 60*kW*. Код брзих томографа користе се рентгенске цеви са ротирајућим анодама.

Предности ретгенских скенера над ултразвучним су што имају болју резолуцију и немају ограничења приступа заштићеним ткивима као што је мозак са костима лобање. Недостатак што се не смеју примењивати код снимања трудница.

Рентгенски скенер, иако има недостатак због штетности зрачења, има предност и у односу на систем за снимање на бази нуклеарне магнетне резонансе зато што се снимак добија много брже, што је знатно јефтинији и што му је отплати за знатно краће време експлоатације.

4.7. Контролна питања

1. Шта су **рентгенски зраци**?
2. Шта представља **рентгенска слика** ?
3. Које су **основне карактеристике рентгенских зрака**?
4. Како изгледа поједностављена **електрична шема рентгенског апарата** ?
5. Како изгледа констукција **рентгенске цеви** ?
6. Како се може остварити **визуализација рентгенске слике** ?
7. Из чега се састоји **рентгенски ТВ ланац** ?
8. Како функционише **појачавач рентгенске слике** ?
9. Које су **примене рентгенских уређаја** ?
10. На ком принципу функционише **рентгенски скенер** ?