

6. УРЕЂАЈИ У ДИЈАГНОСТИЦИ НУКЛЕАРНЕ МЕДИЦИНЕ

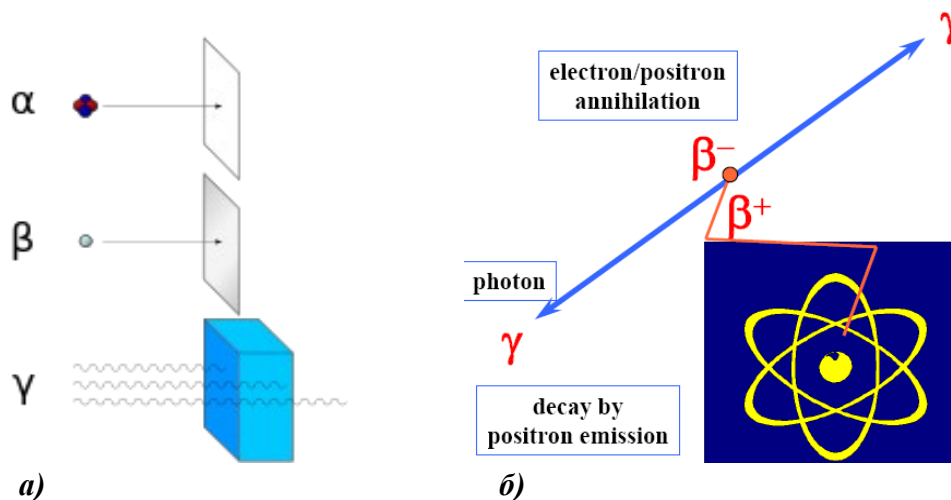
Нуклеарна медицина представља релативно нову грану у медицине у којој су дијагностичка средства *радиоактивни материјали* – *радиофармаци* и уређаји за детекцију *гама зрака*.

Радиоактивни материјали, радионуклеиди или **радиоактивни изотопи**, за дијагностичке сврхе припремају се као **радиофармаци**, су елементи са нестабилном атомском структуром који се током времена распадају на такозване *алфа* – α , *бета* – β и *гама* – γ зраке.

Алфа зраци су честице, а зраци у смислу таласа, састављене од два протона и два неутрона, што представља језгро атома хелијума, које настају распадањем језгара тешких елемената. Ове честице нису продорне због своје масе и заустављају се на веома малим растојањима.

Бета зраци су електрони настали у процесу распадања атома и као много лакши од алфа зрака знатно су продорнији али се и они заустављају на малим растојањима.

Гама зраци, односно гама таласи, веома су продорни електромагнетни таласи, изузетно су малих таласних дужина реда пикометара, настају у процесу распадања атома радиоактивних елемената током цепања језгара и у судару позитрона и електрона, и. Могу их зауставити само препреке тешких метала као што је олово.



Сл.6.1. Продукти радиоактивности: а) илустрација продорности α , β , и γ зрака, и б) генерисање γ зрака анихилацијом електрона β^- и позитрона β^+

Цепањем језгара атома добијају се алфа честице и ослобађа енергија у виду гама таласа. Од слободних електрона који се у процесу распада сударе са неутронима настаје позитиван електрон – позитрон. Позитрон је нестабилна честица са великом енергијом од $2 \times 511 \text{ keV}$. Веома кретко време после настанка позитрон и најближи електрон из атомске околине под дејством привлачних сила лете један према другом што резултује њиховим сударом. У судару позитрона и електрона долази до анихилације материје и настајања два гама таласа који од места судара простиру по истом правцу у супротним смеровима.

Настајање гама зрака из судара електрона, обележеног са β^- , и позитрона, обележеног са β^+ илустровано је на слици 6.1б). Пре судара енергија $E=mc^2$ у масама електрона и позитрона износи $2 \times 511 \text{ keV}$. У судару електрона и позитрона долази до анихилације, претварање масе у енергију тако да оба генерисана гама таласа који се по истом правцу простиру у супротним смеровима носе енергију од по 511 keV . Ова енергија је знатно већа од енергије коју носе гама таласи који настају као директна последица распадања језгра. То омогућава да се порекло гама таласа препозна на основу њиховог интензитета односно енергетског нивоа. Додатна битна информација која се открива помоћу упарених насупрот један другом постављених гама детектора јесте да ли се истовремено појављују гама зраци по истом правцу супротних смерова. Уређаји који детектују гама зраке настале анихилацијом електрона и позитрона омогућавају дијагностику помоћу *позитронске емисијске томографије* – PET (Positron Emission Tomography).

Детекцијом гама зрака може се лоцирати радиоактивни материјал који их генерише. Радиоактивни материјали се у нуклеарној медицини користе за обележавање у ткивима органа у које се ињектују. За дијагностику нуклеарне медицине фармацеутска индустрија испоручује различите радиоактивне материјале – радиофармаке за посебне намене. Радиофармаци су препарати који садрже једињења или биолошке елементе обележене радионуклеидима.

Код радиофармака, као и код свих радиоактивних елемената, основни параметар којим се карактерише процес радиоактивности је *време полураспада*.

Време полураспада назива се време потребно за распад половине почетног броја радиоактивних атома. Сваки радиоактивни елемент има своје јединствено време полураспада.

Радиоактивни обележивачи за медицинску дијагностичку су специјални течни изотопи који се излучују не задржавајући се дуго у организму и имају кратко време полураспада. Уносе се у организам ињектовањем или оралним путем у циљу одсликавања, визуализације њихове расподеле у поједином органу.

Времена полураспада појединих радиофармака су за: флуор ^{18}F – $109,77 \text{ min}$, техницијум $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – $6,02 \text{ h}$, индијум ^{123}I – $13,22 \text{ h}$, талијум ^{201}Tl – $3,03 \text{ d}$, галијум ^{67}Ga – $3,26 \text{ d}$, индијум ^{131}I – $8,02 \text{ d}$.

Радиофармак се пацијенту најчешће убризгава у вену. Снимање се обавља после одређеног времена потребног за расподелу маркера по телу. Ињектовани радиофармак емитује гама зраке који се могу детектовати *гама камером* и на тај начин открити њихово присуство, локацију и циркулацију у органском ткиву.

6.1. Дијагностичка гама камера

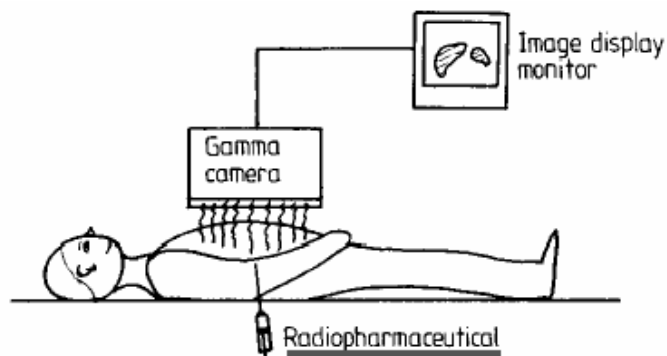
Гама камера је уређај за снимање *гама зрака радиоактивних елемената*.

Дијагностичка гама камера, зове се још и **сцинтилациона камера**, је уређај нуклеарне медицине којим се снима присуство и циркулација радиофармака ињектованих у организам за дијагностику физиологије и морфологије појединих органа или целог тела.

Убризгавање радиофармака пацијенту у циљу снимања расподеле њихове циркулације кроз ткиво пацијента, што је илустровано је сликом 6.1а). Општи принцип рада дијагностичке гама камере илустрован је на слици 6.1б).

Циркулација индикатора у ткиву организма и гама зраци које они том приликом емитују основа су за добијање слике помоћу гама камере. Савремени системи гама камере могу већ у току снимања појединих органа да синтетишу како статичке тако и динамичке слике.

Сцинтиграм је снимак који се добија као резултат снимања гама камером.

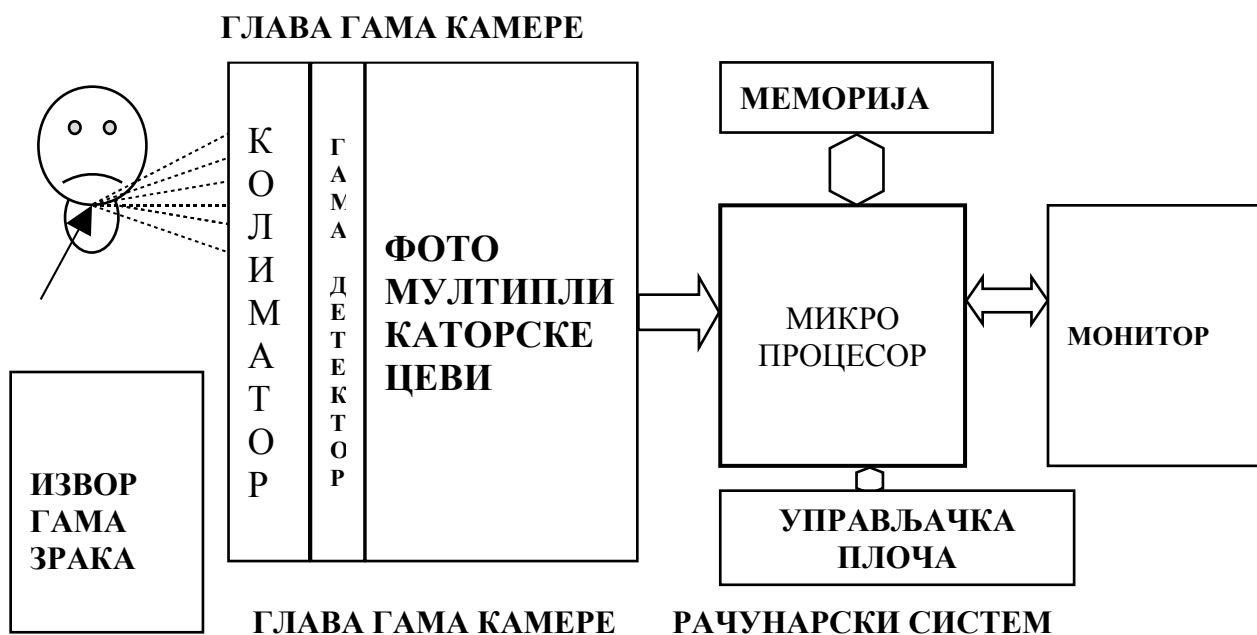


а)

б)

Сл. 6.1. Убригзавање радиоактивног индикатора и снимање помоћу гама камере

Савремене дијагностичка гама камера представља систем чија је општа структура представљена на слици 6.2.



Сл. 6.2. Поједностављена општа блок шема система гама камере

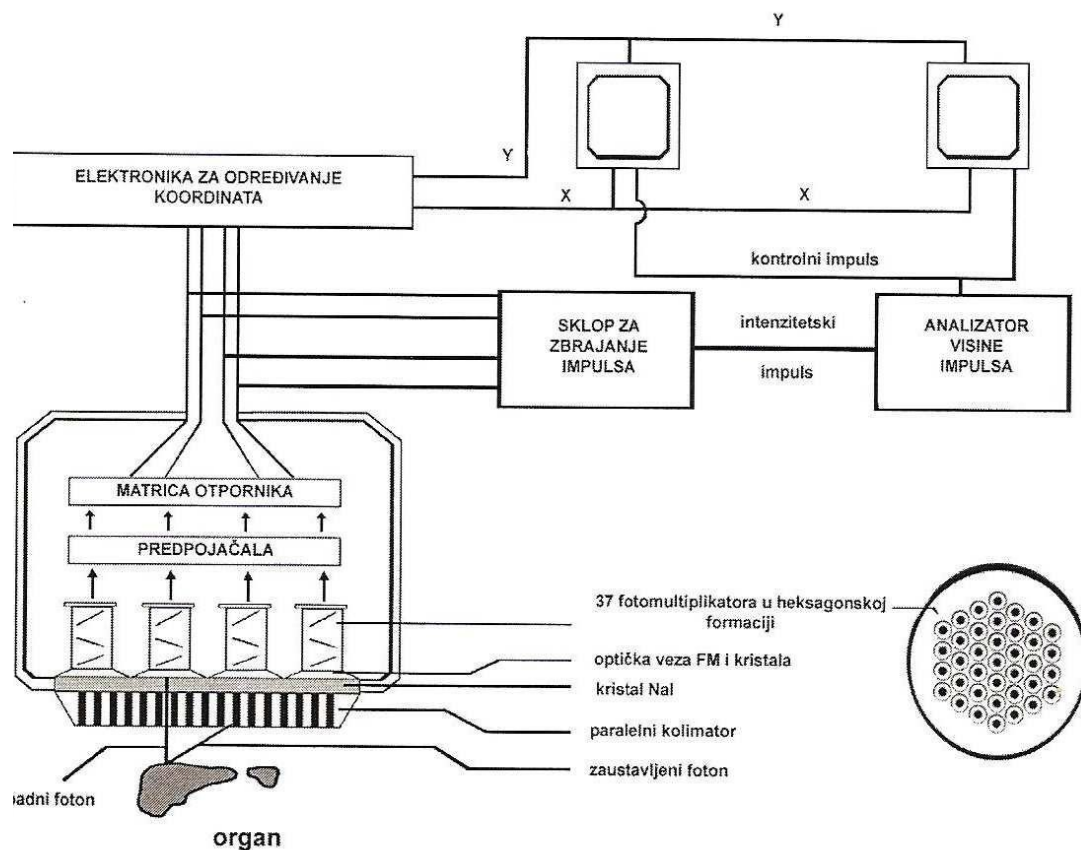
Систем гама камере садржи два подсистема и то главу гама камере и електронски систем за обраду сигнала и синтезу слике.

Глава гама камера представља подсистем система гама камере у посебном кућишту са уређајима за усмеравање, детекцију и конверзију гама зрака у светлосне импулсе, а затим из светлосних у електричне импулсе.



Сл. 6.3. Конструктивни изглед глава гама камера

Глава гама камере садржи *колиматор*, *гама детектор* и систем фотомултипликаторских цеви.



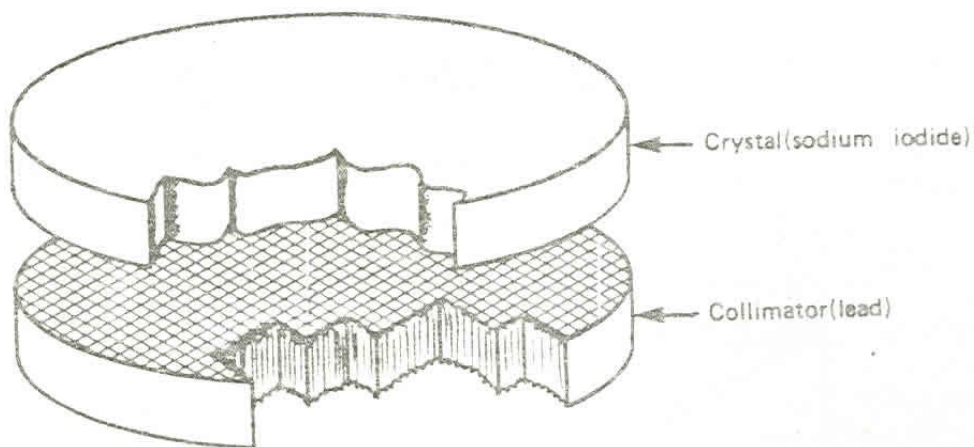
Сл. 6.4. Блок шема функционисања система гама камере

Гама зраци из радиоактивног индикатора који је убризган пацијанту усмеравају се помоћу колиматора на кристал натријум јодида где се њихова енергија делимично трансформише у светлосну. Светлосни импулси кристала ослобађају електроне у фотоелектричном слоју на катоди умножавача електрона фотомултипликаторске цеви. На излазу умножавача електрона појављују се струјни малог интензитета због чега их је нужно појачавати, прво нискошумним предпојачавачем а затим појачавачем сигнала. Појачани импулси се преко матрице отпорника воде на електронске систем за обраду у циљу синтезе слике.

Електронски систем савремених конструкција гама камера садржи специјализовани процесор са обраду сигнала и синтезу слике, меморију управљачку плочу и монитор.

6.2. Колиматор и детектор гама зрака

Колиматор је оловни диск пречника 40-50 cm, приказан на слици 6.5, са веома узаним избушеним каналима за усмеравање гама зрака радиоактивног индикатора из тела пацијента ка кристалним гама детекторима.



Сл. 6.5. Колиматор за усмеравање гама зрака и диск кристала за детекцију гама зрака

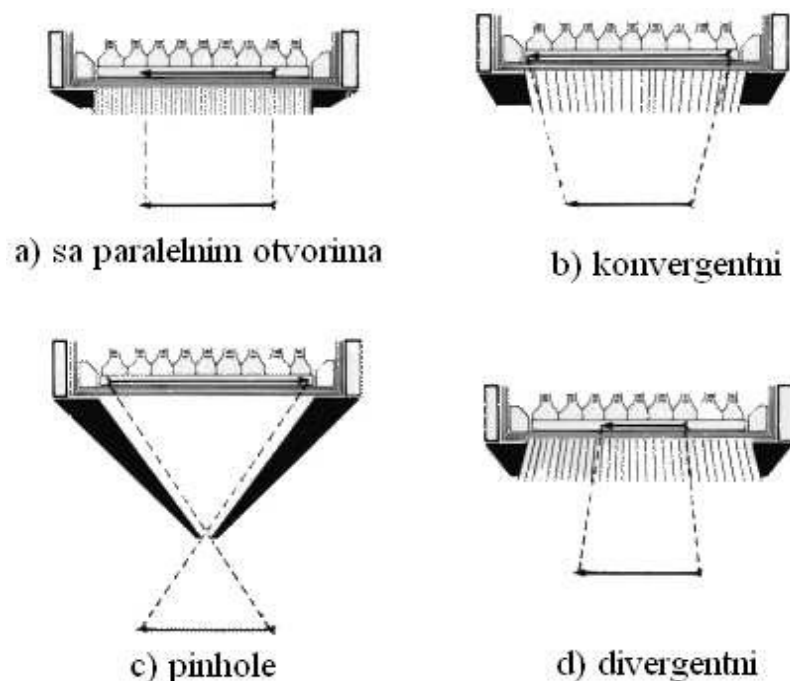
Колиматор се монтира непосредно на кристални детектор. На кућиште детектора могу се монтирати и мењати колиматори са различитим бушеним каналима за подешавања величине слике гама зрака. Као што је приказано на слици 6.6, колиматори могу бити са:

- паралелним каналима који даје слику једнаку видном пољу кристала и најчешће се користи,
- конвергентним каналима који увећава слику у односу на посматрани орган и користи се најчешће за преглед срца,
- малим отвором - Pinhole који даје извртнуту и увећану слику и користи се за преглед малих органа и делова као што су штитна жлезда и мали зглобови. Омогућава високу резолуцију до 5 mm, али због једног улазног отвора има ниску осетљивост. Један отвор омогућава коришћење свих енергетских нивоа гама зрака. За разлику од колиматора са паралелним каналима када се детектор гама камере поставља што је могуће ближе телу пацијента,

удаљеност pinhole колиматора зависи од величине сниманог органа. Што је pinhole колиматор ближи објекту боља је резолуција и осетљивост али мање видно поље, удаљавањем се повећава видно поље а смањује резолуција и осетљивост, и

- d) дивергентним каналима - divergent који даје слику мању у односу на посматрани орган и не кориси се код савремених гама камера.

Дебљина преграда између канала колиматора сразмерна је зауставној моћи расипања гама зрака. За дијагностику у нуклеарној медицини користе се радиоактивни индикатори са енергијом фотона од 70 до 364 keV. Према зауставној моћи енергије гама зрака колиматори се деле на нискоенергетске: 70 до 200 keV, средње енергетске: 200 до 300 keV и високоенергетске преко 300 keV.



Сл. 6.6. Конструкције колиматора за различите величине снимања

Сцинтилациони кристални детектор детектор гама зрака, направљен од кристалне соли натријум јодида NaI у облику диска врши, трансформацију гама зрака у светлосне зраке. Пакује се у заштитном алуминијском омоту због влаге, спољњег светла и физичких оштећења. Кристал натријум јодида користи се због своје велике густине ($3,67 \text{ g/cm}^3$) која га чини добрим апсорбером гама зрака, као и због релативно високог ефективног атомског броја - $Z_{\text{ef}}=53$, што га чини добрим апсорбером гама зрака мале и средње јачине. Дебљина кристала је од 3,2 до 12,7 mm. Тање кристалне плоче имају бољу просторну резолуцију, али и слабије заустављају гама зраке енергије веће од 140 keV. Кристалне плоче су најчешће правоугаоног облика 540x400 mm што даје широко видно поље гама камере.

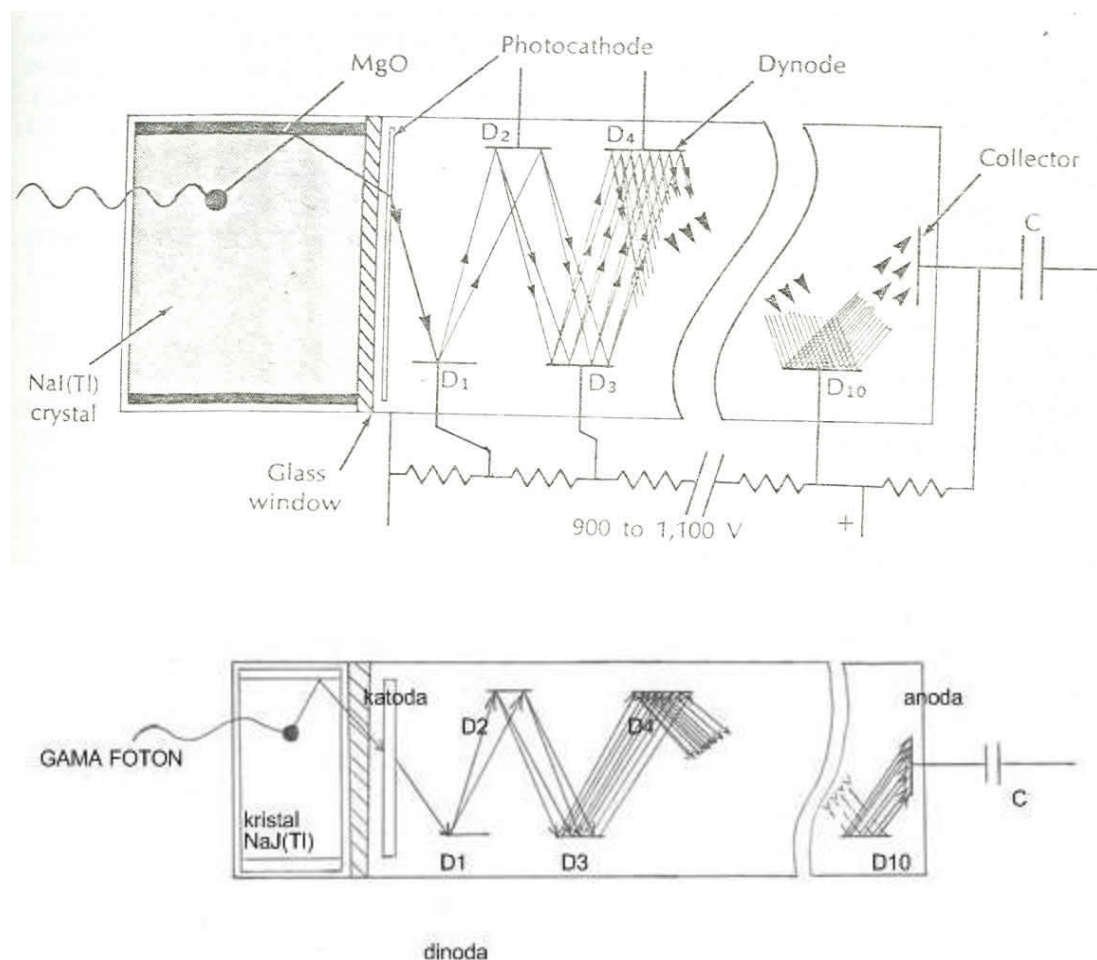
Гама зраци од радиоактивних индикатора из тела пацијента пролазе кроз колиматор и усмеравају се на кристални диск где при удару у кристал изазивају појаву сцинтилације – светлосног бљеска. Јачина светлосног бљеска, сцинтилације зависи од величине енергије гама зрачења радиоактивног изотопа у организму пацијента.

Енергија гама зрака је релативно мала и релативно мали део ове енергије се трансформише у светлосну због чега није могуће директно уочавање светлосне слике као ни снимање и најосетљивијом електронском камером. Неопходно је појачање слике светлосних бљесака које изазивају гама зраци у кристалном детектору. То појачање се остварује системом фотомултипликаторских цеви које се састоје од фотоелектричних претварача и умножавачима електрона.

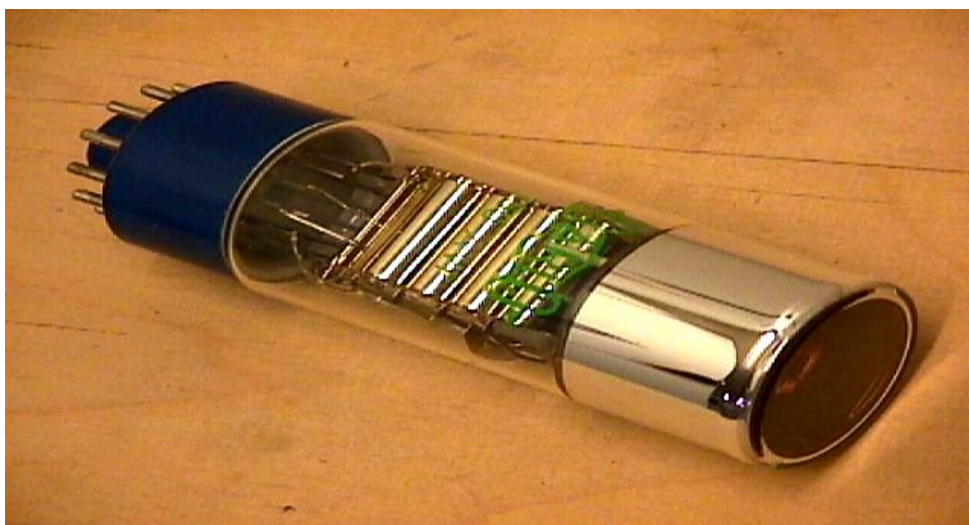
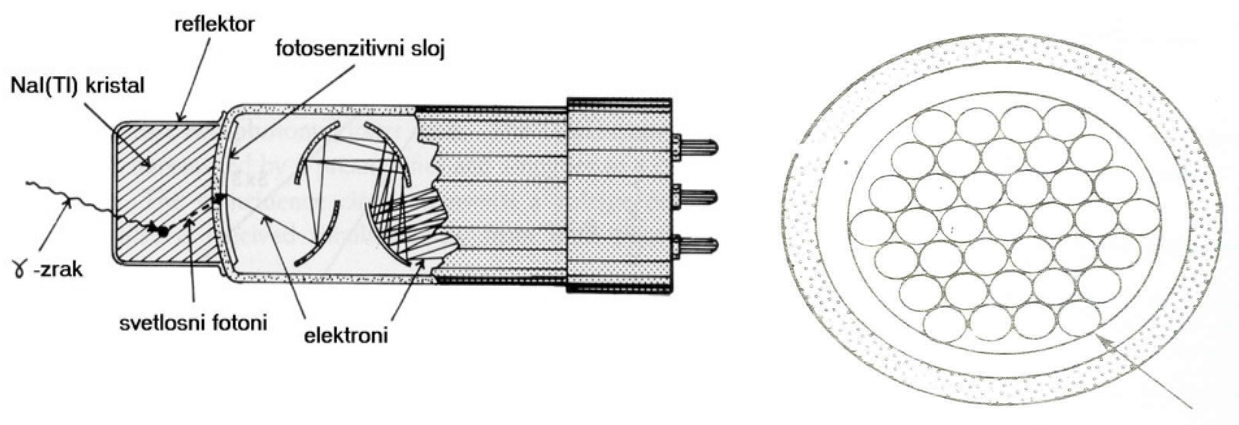
Кристалини диск је пречника 330 до 480 mm и дебљином од 9,5 до 12,7 mm у зависности од типа главе гама камере. На кристал се наслања добра оптичка спрега са фотомултипликаторским цевима.

6.3. Фотомултипликаторске цеви

Фотомултипликаторска цев садржи веома осетљив фотоелектрични претварач и умножавач електрона помоћу којих се светлосни импулсе веома малог интензитета трансформишу у електричне импулсе за дау обраду у циљу синтезе електронске слике у рачунару и њене репродукује на монитору или штампачу.



Сл. 6.7. Шема и пресек кристалног детектора гама зрака и фотомултипликаторске цеви са фотоелектричним претварачем и умножавачем електрона



Сл. 6.8. Конструкција и распоред фото мултипликаторских цеви у глави гама камере

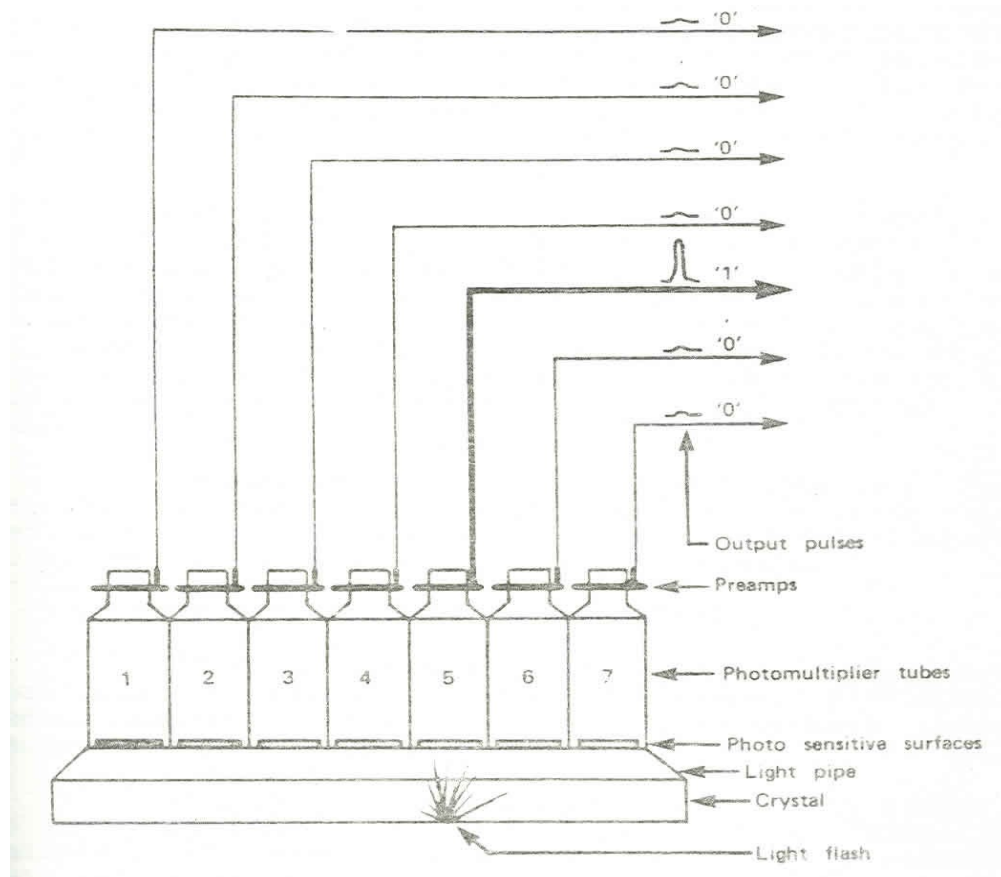
Фотони светлости, створени у кристалу изазивају у катоди фотоелектрични ефекат - ослобађање електрона. Процес умножавања електрона се одвија тако што се електрон са фото катоды пада на прву диноду и са ње избија три електрона. Три електрона са друге диноде избијају 9 електрона на следечој диноди и тако редом. Диноде се налазе на позитивном потенцијалу 900 V и свака следећа је на потенцијалу већем за 100 V од предходне. На овај начин се број полазних електрона са фотокатоды може увећати и до милион пута.

У глави камере, зависности од типа и намене, монтира се 50 до 100 мултипликаторских цеви. Фотомултипликаторске цеви код класичних конструкција постављене су у концентричним круговима у детекторској глави гама камере као на слици 6.6.

6.4. Синтеза и приказивање слике гама камере

Синтеза и приказивање слике гама камере заснива се на генерисању пријему и обради три сигнала који се означавају са X , Y и Z .

X и Y сигнали одређују положај сцинтилације и позиционирају елементе слике на екрану. Z сигнал даје јачину светле тачке на екрану и сразмеран је енергији гама фотона.



Сл. 6.9. Генерисање импулса у фотомултипликаторским цевима

Електронски импулси свих фотомултипликатора обрђују се у аритметичко – логичким колима која израчунавају X и Y координате појединих гама зрака које детектује кристална плоча.

Интензитет импулса који је пропорционалан са интензитетом гама зрака представља Z координату. Анализатор нивоа, односно интезитета импулса треба да пропусти само импулсе настале услед фотоелектричног ефекта а одбаци импулсе настале услед других ефеката као што је Комптонов. Ниво Z импулса пропорционалан је енергији гама зрака заустављеној у кристалу. Анализатор нивоа импулса пропушта импулсе који одговарају постављеном енергетском опсегу. Ако за гама зраке техницијума ^{99m}Tc ширина енергетског опсега износи 20% то значи да ће анализатор нивоа импулса пропусти само оне импулсе који по енергији одговарају заустављеним гама зрацима у кристалу између $140 \pm 14 \text{ keV}$, а а то значи импулсе произашле из заустављених енергија између 126 и 154 keV.

Фотомултипликаторске цеви су постављене у концентричним круговима и поделом као код координатног система подељене су у 4 области. Цев може имати следеће координате: (X,Y), (-X,Y), (X,-Y), и (-X,-Y). Цев испод које се десила сцинтилација ће на свом излазу имати највећи импулс, као што илуструје слика 6.9. Светлост се простире у свим правцима и ту сцинтилацију „видеће“ и остале цеви, али ће импулси на њиховим излазима бити сразмерно

мањи. Зато се синтеза слике, односно добијање координата и интензитета сваког пиксела врши по посебном алгоритму. За добијање координата, односно положаја $P(X,Y)$ једног пиксела узимају се у обзир импулси свих цеви.

Поступак мапирања и синтезе слике на основу импулса, које у фотомултипликаторским цевима настају под дејством гама зрака радиоактивног индикатора представља сложен процес обраде сигнала са математичким операцијама диференцирања, интеграције, линеаризације, нормализације у корекције. Код класичних аналогних гама камера синтезу гама слике обављали су посебни аналогни блокови за диференцирање, интеграцију, корекцију и мапирање.

Савремене гама камере садрже микрорачунар који обавља све математичке операције и врши дигиталну обраду сигнала. После обраде импулса из анализатора нивоа импулса меморишу се координате и интензитет импулса у матрици видео процесора за приказивање слике.

6.5 Конструктивна и тестирање система гама камере

Основу конструкције система гама камере чине *глава гама камере, управљачки систем и лежачни сто за пацијента*.

Глава гама камере, као што је већ описано у одељку 6.1, обједињује у заједничком кућишту колиматор, кристални детектор и фотомултипликаторске цеви. Зависно од примене и врсте снимања користе се системи гама камера са једном, две, три и четири глава камере.

Конструкцијама са више глава и посебним анализатором импулса стварају додатне могућности у техници снимања. Са више глава гама камере и као допунским сензорским системом могуће је остварити томографију, што значи снимак попречног пресека испитиваног органа.

Управљачки систем гама камере представља специјализовани рачунар, односно аквизијска радна станица или управљачка конзола, са инсталираним програмима који омогућавају подешавање гама камере за рад са различитим енергијама гама зрака, као и програмима за управљање кретањем главе камере и стола код различитих прегледа болесника и програмима за одабир начина сакупљања података из главе гама камере у меморију рачунара.

Функционисање гама камере омогућавају програми за обраду и приказивање снимљених снимљених скинтиграма, програми за реконструкцију томографских прегледа и програми за квантитативну обраду статичких, динамичких и томографских прегледа, као и привремено архивирање снимљених прегледа и комуникацију са другим системима.



Сл. 6.10. Системи са једном, две и три главе гама камере за снимања органа и читавог тела

Кућиште система гама камере повезује главу камере и лежај пацијента у једну целину које обезбеђују комфоран преглед пацијента.

Сто, односно лежај у систему гама камере чини покретна плоча на којој лежи пацијент и која омогућава да тело пацијента пролази испод главе камере одређеном брзином и на одређено растојање што омогућава снимање сцинтиграма целог тела. **Техничке**

карактеристике квалитета гама камере дефинише *униформност видног поља, резолуција, осетљивост и време раздвајања.*

Контрола квалитета гама камере проверава се *тестовима униформности и тестовима просторне резолуције.*

Тест униформности може бити *интритични и екстритични.*

Интритични тест униформности обавља се снимајући тачкасте изворе без колиматора. Најчешће се користи извор ^{99m}Tc релативно мале радио активности реда величине 3.7 MBq. ^{99m}Tc се користи зато што је тај радиоактивни елеменат највише у примени за клиничка снимања гама камером. Удаљеност извора од детектора треба да је приближно једнака четворострукој дужини видног поља детектора.

За овај тест није потребна велика радиоактивност па је изложеност зрачењу лица које изводи тест минимална.

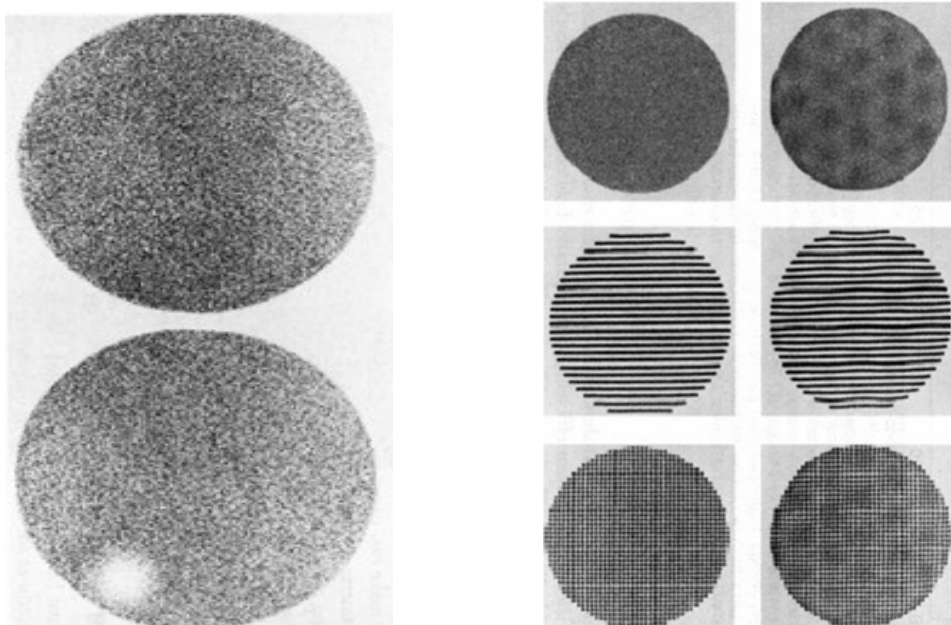
Интритични тест униформности има и неке недостатке.

Код интритичног теста не користи се колиматор што значи да тестирање не одговара сасвим клиничким условима рада гама-камере у којима је колиматор увек присутан. Постоји и могућност оштећивања колиматора при скидању односно стављању колиматора прије, односно после извођења теста. Таква оштећења колиматора могу изазват тачке на репродукованим сликама. Постоји и могућност да се код скидања колиматора механички оштети кристал детектора који је најосетљивији, најбитнији и најскупљи део гама камере, што тражи додатану пажњу. Код неких гама камера је немогуће провести интритични тест због тога што једноставно нема довољно места да се извор стави на прописану удаљеност. Код неких нових двоглавих или троглавих гама камера због сигурносних разлога не могу се померат детектори када колиматори нису постављени.

Екстринитични тест униформности има предност јер се: не мора скидати колиматор, а код двоглавих камера тест униформности се може спровести за обе главе истовремено.

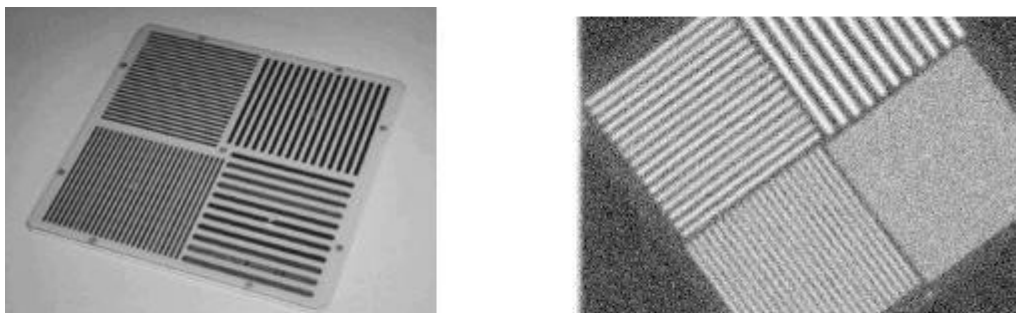
Екстринитични тест се може извести на два начина: кориштењем једноликог равног извора ^{57}Co или кориштењем пластичне посуде која се пуни мешавином воде и ^{99m}Tc .

Ако за екстринитични тест троши ^{99m}Tc тада се пластична посуда пуну с воденим раствором ^{99m}Tc . Радиоактивност изотопа који се троши обично има интензитет ≈ 100 MBq. Недостатак овог начина извођења теста је повећана изложеност зрачењу због потребе за пажљивим руковањем при пуњењу посуде раствором ^{99m}Tc , као и у неравномерности расподеле. Поступак пуњења треба поновити сваки дан јер је време полураспада ^{99m}Tc шест сати. Погодније је користити једнолики равни извор ^{57}Co , заковани 'flood'-извор, чија је енергија гама зрака 120 keV, близу оној од ^{99m}Tc од 140 keV.



Сл. 6.11. Шаблони за тестирање униформности гама камере

Тест просторне резолуције, која представља минималну удаљеност елемената слике, односно димензију најситнијег објекта у слици, оцењује се коришћењем такозваног 'bar-fantom' шаблона приказаних на слици 6.12. Шаблони се од 4 квадранта оловних пруга различите дебљине: 9.5 mm, 6.3 mm, 4.8 mm, 2.4 mm. Стављајући Stavljaјући bar-fantom шаблоне између извора зрачења и детектора гама камере добија се слика оловних пруга и уочава квадрант с најмањим још видљивим пругама што представља меру резолуције.



Сл. 6.12. Шаблони за тестирање просторне резолуције, такозвани 'bar-fantom'

Пре снимања снимања пацијената проверава се функционалност припрема гама камера за рад. Радиофармаци су обележени различитим радионуклидима, па емитурају гама зраке различитих енергија због чега је потребно калибрисати гама камеру, што значи одредити која ће се енергија гама зраке користити за снимање, претраге и величину енергетског прозора. На гама камеру треба поставити одговарајући колиматор и одредити оријентацију (ротацију) – тиме се одређује положај главе болесника у односу на детектор гама камере

6.6. Дијагностички PET систем

Дијагностички PET систем позитронске емисијске томографије (Positron Emission Tomography – PET) је техника снимања попречног пресека телесних органа на основу детекције гама зрака који настају анихилацијом у судару позитрона и електрона током процеса распадања атома обележавајућих радиофармака.

Позитрон који настаје распадом језгара радионуклеида веома је нестабилна честица и врло брзо се судара са слободним електронима из органа. При судару позитрона и електрона њихове масе нестају и у процесу анихилације стварају се два гама фотона са енергијом од по 511 keV. Гама фотони одлазе у по истом правцу у супротне смерове под углом 180° .

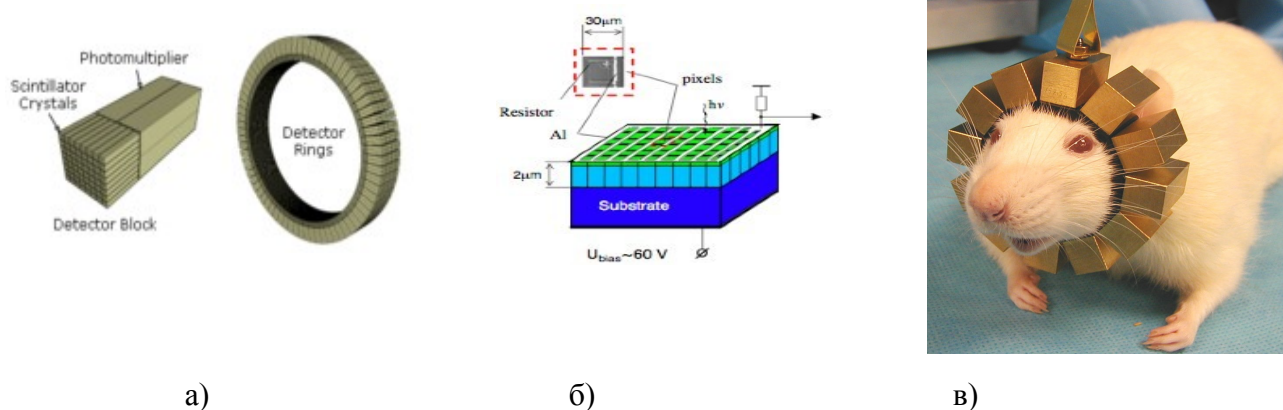
PET систем садржи *систем детектора парова гама зрака* и *селектор импулса највиших енергетских нивоа*.

Селектор енергетских нивоа издваја импULSE генерисане од позитронских гама зрака енергије 511 keV.

Систем детектора парова гама зрака насталих у процесу анихилације позитрона и електрона састављен од парова гама детектора позиционираних једне наспрам других. Истовременом, симултаном детекцијом помоћу парова детектора постављених на супротним странама и коинцидентним колом које мери време простирања одређује се место радиофармака у телесном органу. За томографско снимање, што подразумева синтезу слике попречног пресека сниманог органа, потребно је велики број детектора кружно постављених у прстену као што је приказано на слици 13а).

Паковање класичних гама детектора са фотомултипликаторском цеви са слике 6.8 у прстенасти систем непогодно је због релативно великих димензија вакумске цеви.

Током експериментисања са животињама, као на слици 6.13в), за добијање слике попречног пресека помоћу сцинтиграфске PET томографије развијени су гама детектори чврстог стања – солиде стате од полупроводника бизмут-германијум-оксида. Мартица ових детектора приказана је на слици 6.13б).



Сл. 6.13. Гама детектори за PET технику снимања: а) прстенасти систем детектора, б) матрица полупроводничких детектора, в) експеримент са полупроводничким детекторима

Детекторски системи савремених PET томографа садрже неколико хиљада малоих полупроводничких гама детектора постављених у прстен пречника око једног метра, као што илуструје слика 6.14.

Смештањем пацијента у централни део детекторског система омогућава истовремено сакупљање података из великог броја равни органа.

Филтрирањем пројекција рачунар синтетише тродимензионални пресек органа у целини, као и снимке пресека органа са различитим оријентацијама: трансферзални, лонгитудинални и коси.



Сл. 6.14. Систем са прстенастим колиматором за PET снимања пресека органа и читавог тела

6.7. Технике снимања и примене сцинтиграфије у нуклеарној медицини

Технике сцинтиграфских снимања у нуклеарној медицини класификују се на: планарна - у једној равни, томографска – попречног пресека, синхронизована с физиолошким сигналом и хибридна.

Планарна снимања у нуклеарној медицини и могу бити: статичка, динамичка и сцинтиграфија целог тела – WB (Whole Body).

Томографска снимања у нуклеарној медицини су: једнофотонска емисијска томографија – SPECT(Single Photon Emmission Computer Tomography) и позитронска емисијска томографија – PET(Positron Emmission Tomography)

Снимања синхронизована с физиолошким сигналом обухватају планарна – раванска снимања и томографска снимања попречног пресека.

Хибридна снимања обједињују АРЕСТ/СТ и PET/СТ технике снимања.

Планарна снимања обављају се из једне или више независних равни око тела болесника.

Статичке снимања упоредива су с једном фотографском снимком објекта. За статичке снимања битан је број снимљених импулса, а вријеме снимања се у начелу не ограничава. Због тога се могу користити паралелни колиматори мање осетљивости, али веће резолуције. Већа резолуција колиматора постиже се већим бројем ужих каналића. То је ниско енергетски паралелни колиматор високе резолуције.

Динамичке снимања упоредива су са снимањем филма. Сними се низ кадрова одређеног трајања који се непосредно надовезују један на други. Снимање појединог сцинтиграма динамичког снимања временски је ограничено динамиком сакупљања и елиминације радиофармака из органа. Како би се у том ограниченом времену снимања сакупило што већи број импулса користе се паралелни колиматори веће осетљивости која се постиже

мањим бројем ширих каналића, али уз нешто слабију просторну резолуцију. Овакав колиматор се назива нискоенергетски паралелни колиматор високе осјетљивости.

Једнофотонска емисијска томографија – SPECT(Single Photon Emmission Computer Tomography) и позитронска емисијска томографија – PET(Positron Emision Tompgraphy). користе се за приказ дистрибуције радиофармака у телу путем компјутерски реконструисаних слојева у трансверзални, сагиталним, короналним и косим пројекцијама. Код SPECT-а детектори гама камере крећу се по задатој орбити око тела пацијент. Сними се низ пројекција из којих се касније реконструишу попречни пресеци.

Сцинтиграмска снимања примењују се у дијагностици за:

- *кардиоваскуларни систем*: перфузиона сцинтиграфија миокарда и инфаркта,
- *респираторни систем*: перфузиона и вентилациона сцинтиграфија плућа,
- *ендокрини систем*: сцинтиграфија штитне и надбубрежне жлезде,
- *урогенитални систем*: динамичка, перфузиона и статичка сцинтиграфија бубрега,
- *скелетни систем*: сцинтиграфија кости и коштане сржи,
- *онкологија*: сцинтиграфија тумора у различитим локацијама и лимфним жлездама,
- *јетра и слезине*: сцинтиграфија крвног простора јетре и слезине и хепатобилијарна сцинтиграфија,
- *Централни нервни систем*: сцинтиграфија мозга.

6.8. Контролна питања

1. Шта представља *нуклеарна медицина* ?
2. Шта су *радиоактивни материјали* ?
3. Шта су *радиофармаци* ?
4. Шта су *бета зраци* ?
5. Шта су *гама зраци* ?
6. Шта је *време полураспада* ?
7. Шта је *дијагностичка гама камера*?
8. Шта садржи *систем гама камере* ?
9. Шта је *колиматор* гама камере ?
10. Шта је *кристални гама детектор*?
11. Шта је *фотомултипликаторска цев* гама камере ?
12. Како функционише *умножавач електрона* ?
13. На чему се заснива *синтеза и приказивање слике гама камере*?
14. Шта је *дијагностички PET систем* ?
15. Шта садржи *дијагностички PET систем* ?
16. Како се класификују *сцинтилационих снимања у нуклеарној медицини* ?
17. Где се примењују *сцинтилациона снимања* ?