

УНИВЕРЗИТЕТ
У КРАГУЈЕВЦУ

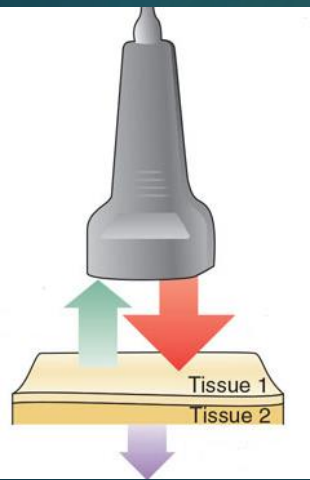


УЛТРАЗВУК, КОМПЈУТЕРИЗОВАНА ТОМОГРАФИЈА И МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

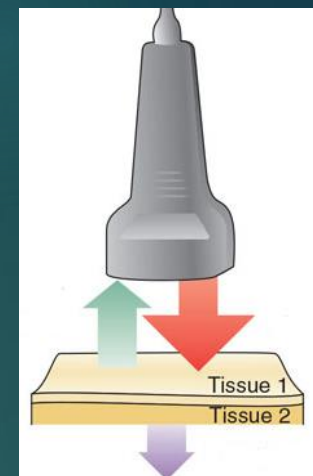
Доц,др Биљана Георгиевски-Бркић

ОСОБИНЕ ЗВУЧНИХ ТАЛАСА

- Звук представља таласно кретење енергије кроз еластичну средину које настаје брзим осциловањем честица, односно механичким вибрацијама средине кроз коју се звук шири
- То су механички лонгитудинални таласи који могу да се простиру у свим материјалним срединама сем кроз вакуум

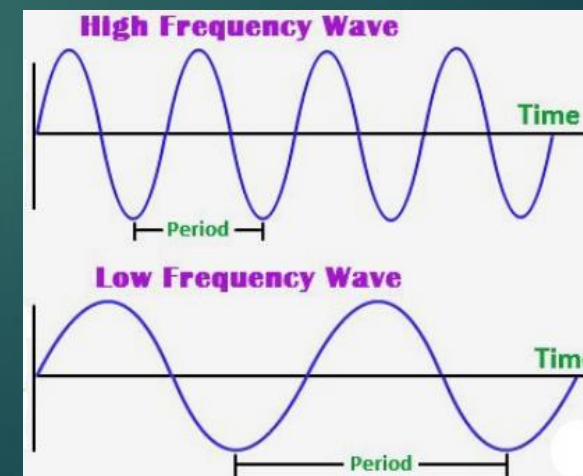
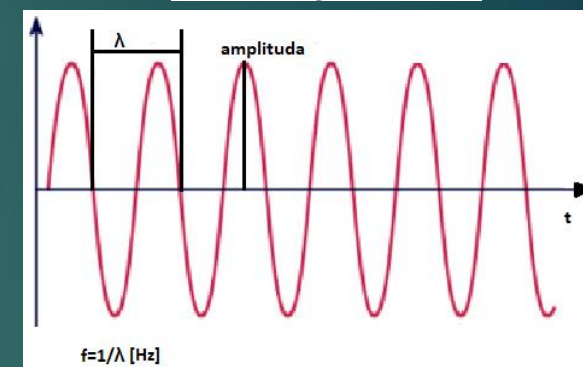


ОСОБИНЕ ЗВУЧНИХ ТАЛАСА

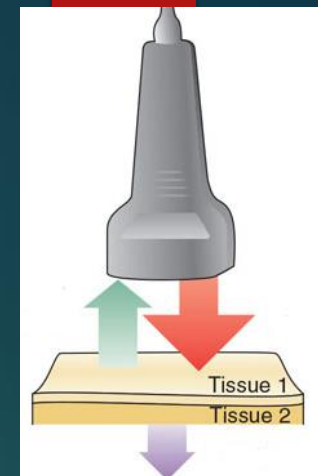


Основне карактеристике звучног таласа су:

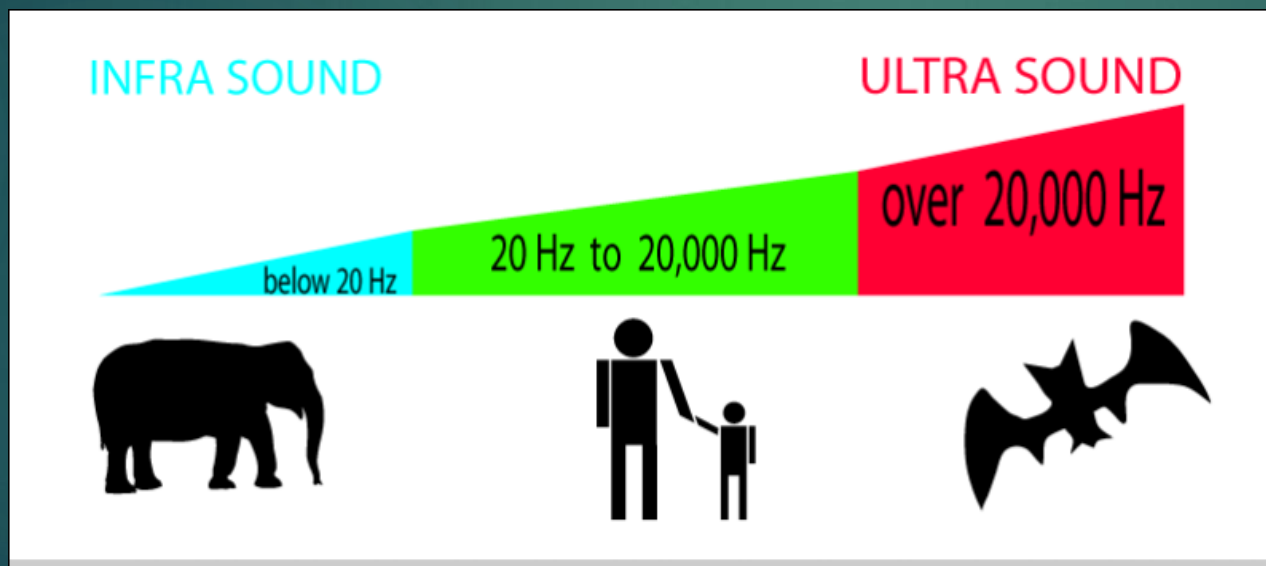
- **Фреквенција** – број осцилација у секунди. f [Hz]
- **таласна дужина** – удаљеност честица у истој фази осцилације, $=1/f \lambda$ [mm]
- **брзина простирања**– брзина којом се звук шири роз еластичну средину (зависи од средине кроз коју се звучни талас простире гасове- мин, чврсте материје - мах) v [m/s]
- **интензитет (амплитуда)** – енергија којом звучни талас делује на вертикално постављену јединицу површине у одређеном временском интервалу [W/cm³]



ПОДЕЛА ЗВУЧНИХ ТАЛАСА

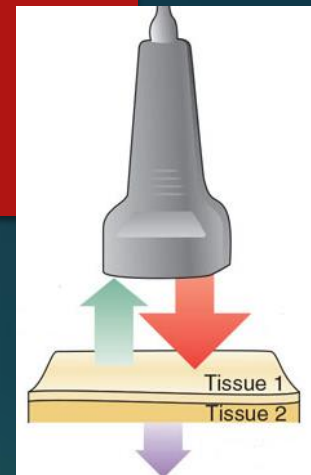


Цела скала звучних таласа дели се,према својој фреквенцији, на три целине:



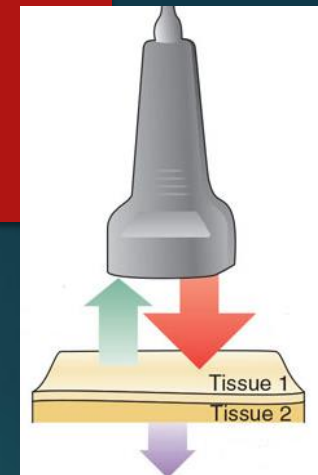
- У радиолошкој дијагностичкој примени користимо ултразвук
- Прва примена је забележена 1937. године, док је стварна примена почела од 1945. (1950.) године.

УЛТРАЗУК

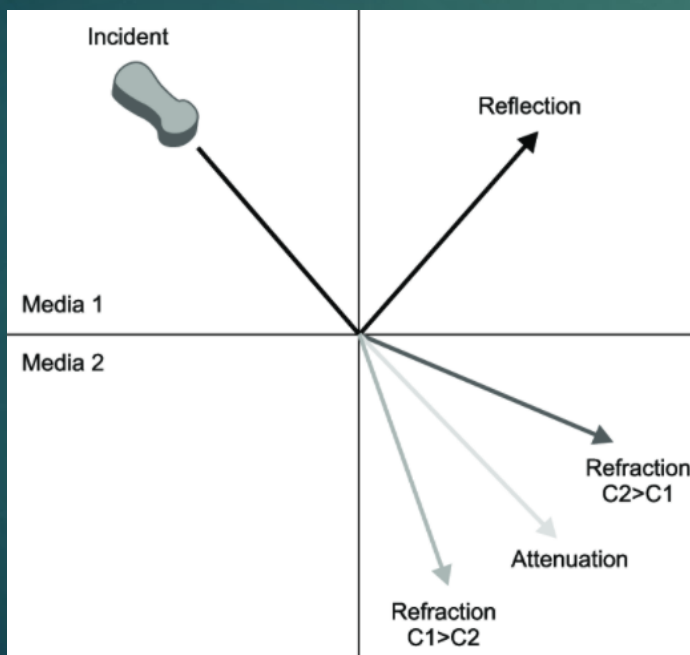


- Ултразвук се користи: у дијагностици (2 – 10 МХз), терапији (0.75 – 3 МХз) и хирургији (24 - 32kHz)
- Ултразвучни сноп има одређене карактеристике за приказ тражених ткивних структура, за које је неопходно постићи компромис
 - органи ближе површини коже - користи се ултразвук високе фреквенције и постиже се боља резолуција
 - дубље органе - користи се ултразвук ниже фреквенције, уз делимични губитак резолуције
- ❑ Резолуција - директно пропорционална са фреквенцијом и обрнуто пропорционална са таласном дужином
- ❑ Брзина ширења звука - зависи од карактеристика средине кроз коју се простире (Највећа је при проласку кроз чврсте средине (кости 3000-4000 м/с), док је кроз гасове најмања (340 м/с)) – на основу ње се одређује растојање препреке по дубини

ИНТЕРАКЦИЈА УЛТРАЗВУКА СА МАТЕРИЈОМ



- Ултразвук при пролазу кроз ткиво може бити: рефелектован (одбијен), трансмитован (антенуиран и рефрактован) и апсорбован



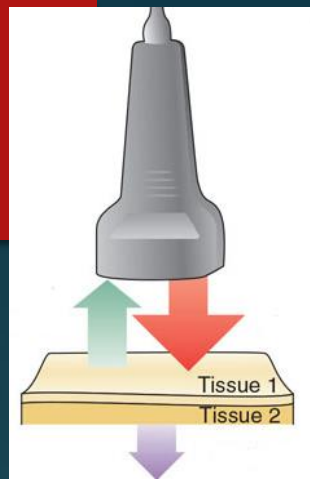
Рефлексија - враћање инцидентног таласа као еха уназад. Зависи од упадног угла и акустичног отпора средине

Рефракција – преламање УЗ таласа на граници две средине где се разликују брзине простирања

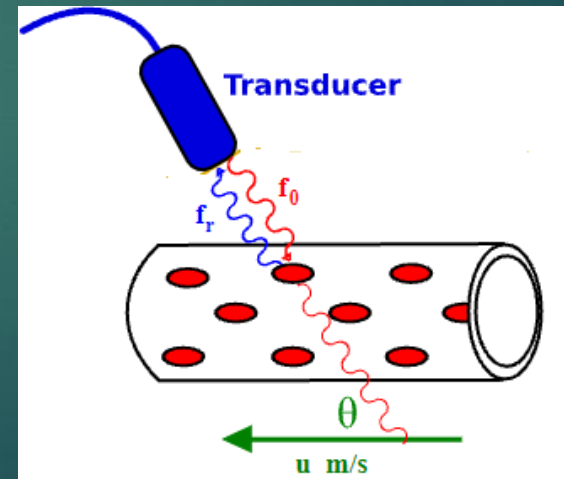
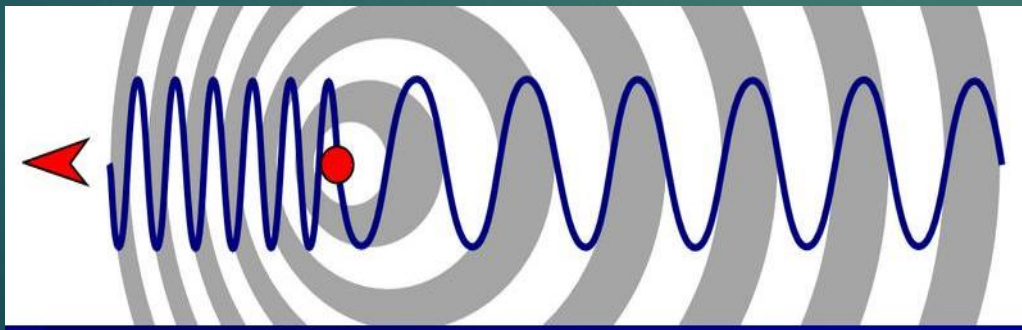
Атенуација - појава самњења интензитета УЗ таласа при његовом простирању кроз средину

Апсорпција - потпуни пренос енергије УЗ таласа на средину кроз коју пролази и његово исчезавање

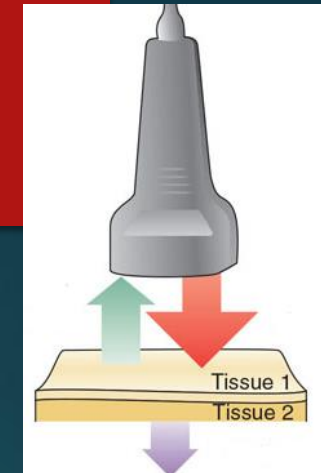
ДОПЛЕРОВ ЕФЕКАТ



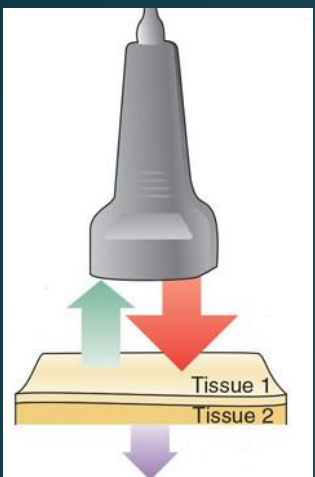
- Представља посебан вид рефлексije УЗ таласа када се рефлектујућа површина креће у односу на извор УЗ
- Тада се фреквенција рефлектованог УЗ се разликује од фреквенције емитованог УЗ
- На основу њега се заснива могућност мерења брзине кретања флуида (крви у крвним судовима)



БИОЛОШКИ ЕФЕКТИ УЛТРАЗВУКА

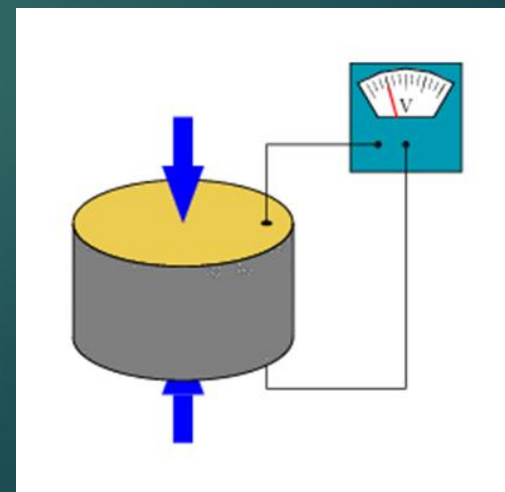


- Ултразвучна дијагностика се уопштем случају сматра биолошки сигурним модалитетом имиджинга, али треба бити свестан оштећења на организму која он ипак може да изазове
- Високоенергетски УЗ може изазвати следеће ефекте:
 1. **Кавитацију** - стварање привремених вакуумских џепова
 2. **Топлоту** - апсорбцијом УЗ енергије и долази до повећања температуре
 3. **Формирање мехура** - издвајањем растворених гасова из течности услед локалног загревања

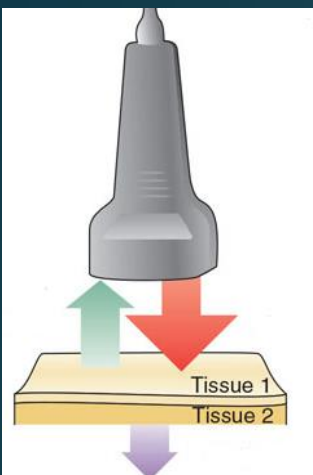


ГЕНЕРИСАЊЕ И ДЕТЕКЦИЈА УЛТРАЗВУКА

- УЗ се ствара конверзијом електричне у механичку енергију. Ова конверзија врши се уз помоћ ултразвучних генератора који могу бити:
- магнетостриктивни
- механички
- пиезоелектрични
- У медицинској пракси користи се пиезоелектрични генератори – раде на принципу пиезоелектричног ефекта који описује генерисање електричног напона на крајевима пиезоелектричног кристала услед механичког притиска.

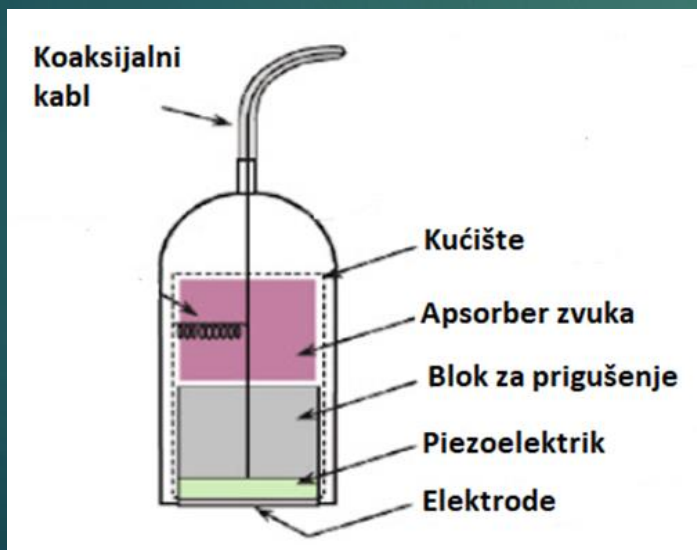


ГЕНЕРИСАЊЕ И ДЕТЕКЦИЈА УЛТРАЗВУКА

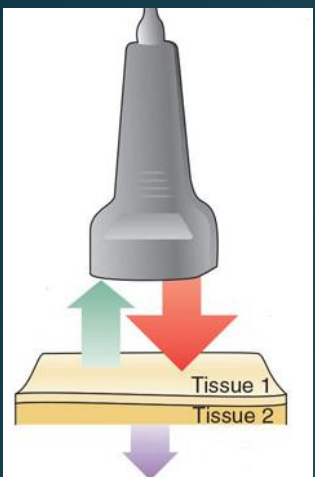


- Претварач - део ултразвучног апарата који емитује и прима УЗ сигнал - уједно је емитер и детектор

Најједноставнији модел инвертер се састоји од:



- пиезоелектричног кристала - конвертује електрични стимуланс у ултразвучну енергију и обрнуто (кварц, олово-циркониум-титанат ПЗТ)
 - блока за пригушење звука
 - апсорбера звука
- } апсорбују таласе који иду уназад, па се тиме елиминише евентуална рефлексација од кућишта претварача
- кућишта - носач, изолатор који штити пиезоелектрични и одговарајућу електронику од могућих оштећења

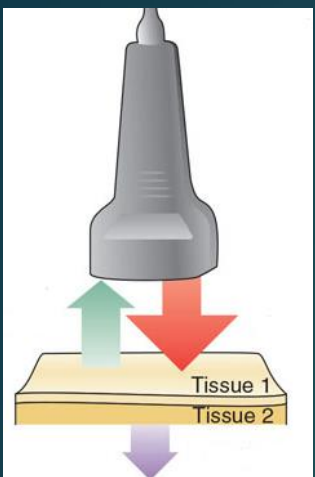


УЛТРАЗВУЧНЕ СОНДА

- Један или више ултразвучних претварача са помћним деловима чине ултразвучну сонду

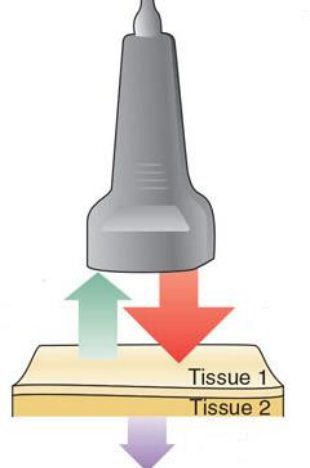


- Представља основни део УЗ апарата који служи за емитовање УЗ таласа при њеном прислањању на тело пацијента, који се користи у ехосонографији као модалитету радиолошког имиџинга
- Кад претварач у сонди врши функцију детектора он прима рефлектоване таласе (ехо) у виду електричних импуса који се обрађују и појачавају уз помоћ сложених електронских компоненти и одговорни су за настанак слике на екрану УЗ апарата



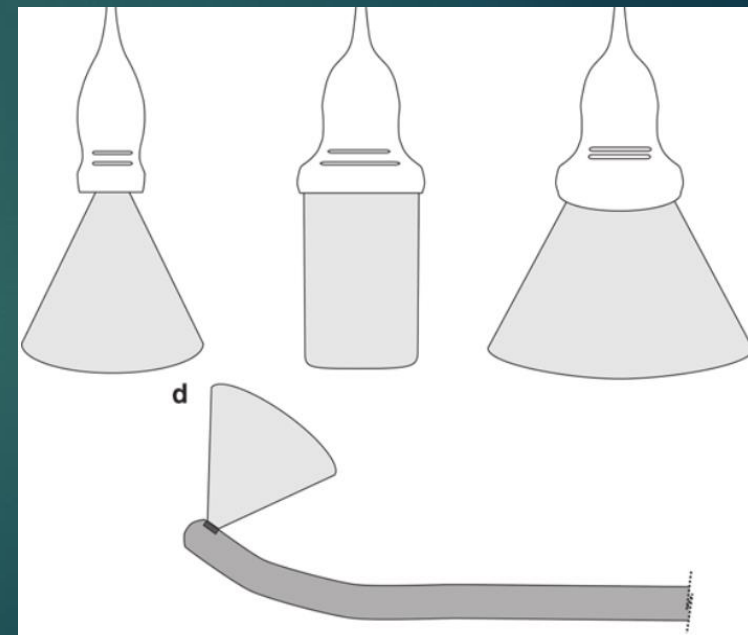
ГЕНЕРИСАЊЕ И ДЕТЕКЦИЈА УЛТРАЗВУКА

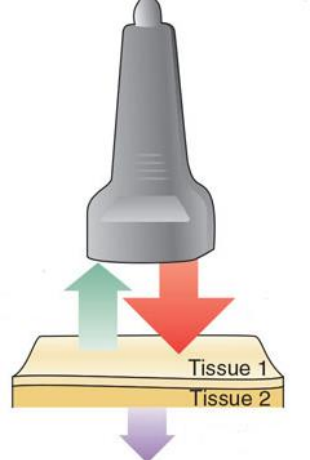
- Да би дошло до максималног преласка енергије из главе ултразвучне сонде ка ткивима потребно је да се успостави што бољи контакт између главе сонде и површине тела, јер при проласку кроз ваздух долази до рефлексације већине УЗ таласа
- Ради постављања што бољег контакта између сонде и тела пацијента, у клиничкој пракси, међупростор се испуњава танким слојем контактне супстанце (гела)



УЛТРАЗВУЧНЕ СОНДЕ

- У зависности од облика, фреквенцијског опсега које користе, врсте ткива и органа које снимају, разликујемо четири основне врсте сонди:
- линеарне - 8 – 12 МХз – „васкуларне“
- Конвексне - 3 - 5 МХз – за абдомен
- Секторске - 5 -8 МХз – „кардиолошке“
- Посебне - 7 - 20 МХз - прилагођене специјалним прегледима телесних шупљина и крвних судова, интраоперативне

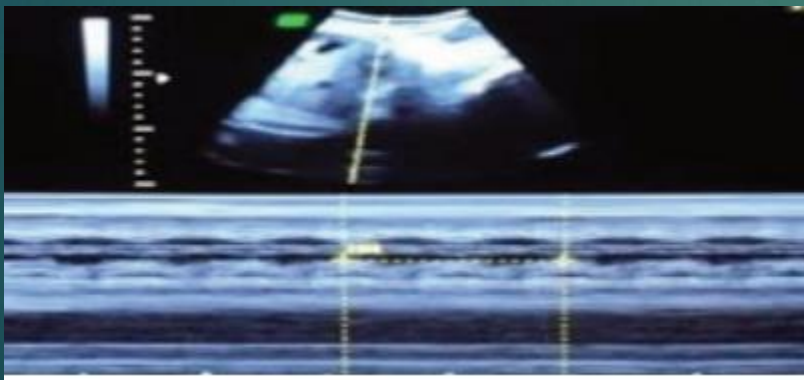
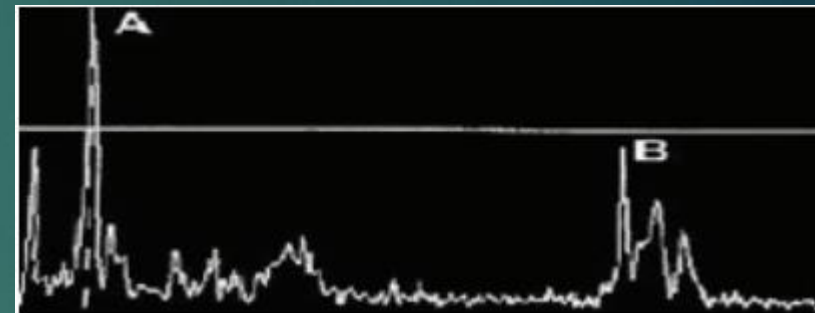




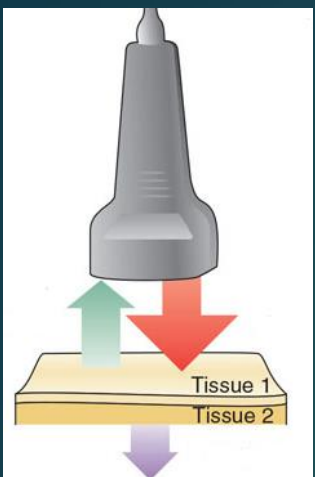
ФОРМИРАЊЕ УЗ СЛИКЕ

Генерисани ехо сигнал на УЗ апарату може да се прикаже на три начина:

- **А мод (Amplitude mode)** – приказује ехо сигнал у виду шиљака чији положај одговара дубини рефлектујућих структура. Он омогућава прецизно мерење растојања по дубини (између два шиљака)



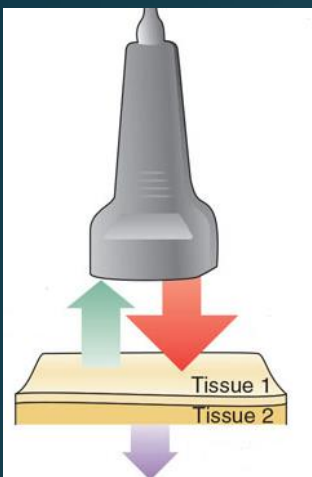
- Уколико се снимање у А моду користи за праћење структура које у току мерења мењају свој положај, као код УЗ прегледа срца, реч је о М моду (**Motion mode**)



ГЕНЕРИСАЊЕ И ДЕТЕКЦИЈА УЛТРАЗВУКА

- Када се повратни ехо прикаже у виду тачке, чија је осветљеност пропорционална интензитету примљеног сигнала (у скали сивог), добија се приказ у Б моду (**Brightnrs mode**).
- Уколико се снимање у Б моду врши из више праваца, те се приступи компјутеризованој обради тако добијених информација и регистрација датих положаја ултразвучне сонде, добија се слика (ехотомограм).



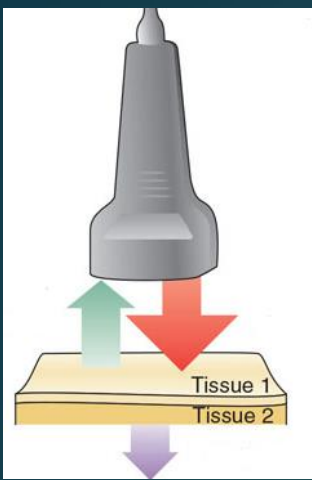


ГЕНЕРИСАЊЕ И ДЕТЕКЦИЈА УЛТРАЗВУКА

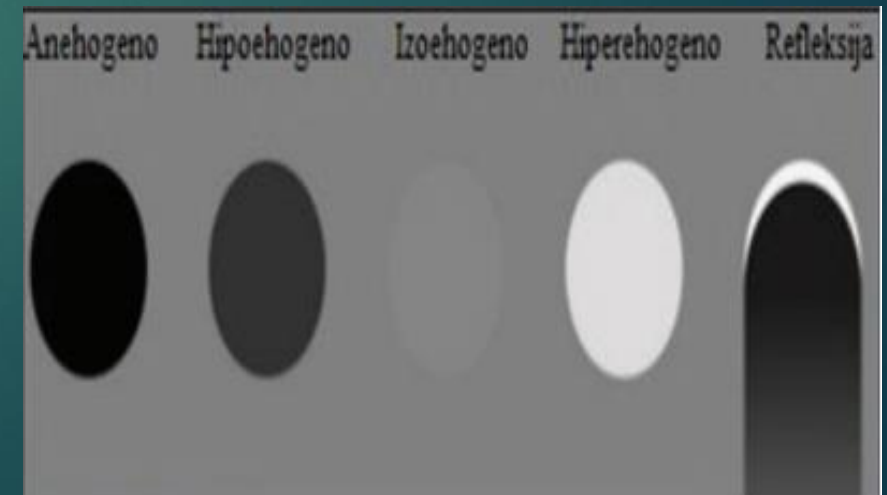
Све ултразвучне сонде, по начину на који емитују/детектују ултразвучни сигнал могу да раде у два режима:

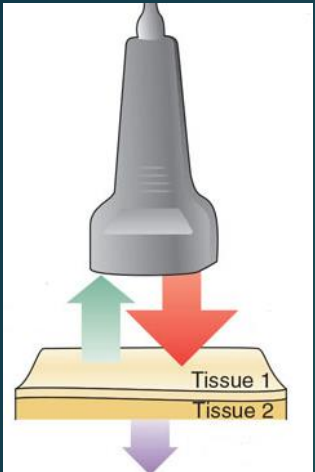
- **Пулсном** - Сонда око 1% времена емитује пулс, а 99% времена ради као пријемник рефлектованог импулса. Овај режим користи се при формирању слике у Б моду, као и код пулног доплера.
- **Континуираном** - разликујемо кристале који служе само као емитери и кристале који раде само као детектори. Режим је погодан за мерење великих брзина протока крви при континуираном прегледу доплером.

ФОРМИРАЊЕ УЗ СЛИКЕ



- Ултразвучна слика (ехотомограм) састоји се од низа ехо сигнала који долазе из ткива и органа. Она представља пресек одређеног дела органа кроз који пролази ултразвучни талас. Дебљина УЗ таласа износи 5 -10 мм и они секу испитивани орган у разним правцима у зависности од положаја сонде.
- Основа ултразвучног прегледа је у визуелизацији и анализи мноштва различитих пресека испитиваног органа.
- У тумачењу ултразвучне слике користимо термине који означавају способност неке структуре да производи УЗ таласе (ехогеност).





ПРЕДНОСТИ И НЕДОСТАЦИ УЗ

Предности ултразвука:

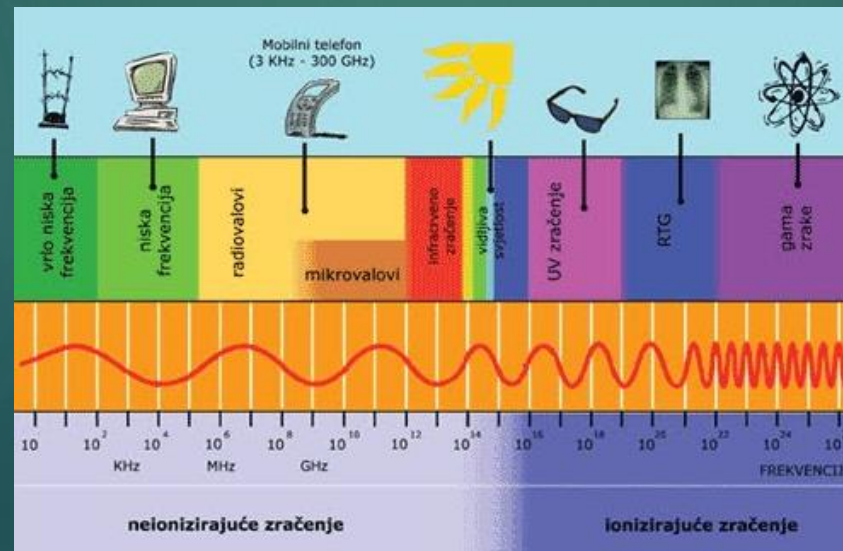
- Не користи јонизујуће зрачење
- Неинванзиван
- Добрих перформанси
- Ниска цена
- Преносив

❑ Недостаци:

- ❑ чињеница да се ради о модалитету изразито зависном од индивидуалног знања клиничара (субјективност прегледа), што имплицира да постоје велике разлике у интерпретацији налаза
- ❑ постоје разлике и у приказу и квалитету снимака између појединих УЗ уређаја

Рендгенски зраци

- ▶ Окриће рендгенског зрачења - велико научно достигнуће
- ▶ Вилхелму Конрад Рöntген- прва катодна експериментална цев (Круксова цев) 8. новембра 1895
- ▶ X -зраци представљају облик електромагнетене енергије таласне дужине 0,1 -10 нм и спадају у јонизујућа зрачења



X-зраци

- ▶ Карактеристике зрачења: флуоресценција, сензибилизација филма и продор у непрозирне предмете
- ▶ Продор у тродимензионалне објекте
- ▶ X -зраци → кроз објекте , снимање на филму или детекторима → дводимензионална слика (радиографија)
- ▶ Губљење информација: преклапања ткива- неразликовање коефицијента апсорпције , расипање рендгенских зрака - штетне последице и утицај на формирање слике

ЗНАЧЕЊЕ ИЗРАЗА КОМПЈУТЕРИЗОВАНА ТОМОГРАФИЈА

- ▶ „Компјутеризована “ - израчунати или реконструисани
- ▶ „Томографија ”-грчка сложеница:
- ▶ „томо “-резати или пресећи
- ▶ „графика“-описати
- ▶ Операције ЦТ скенера- заснованост на РТГ зрацима (X)

ЦТ ДИЈАГНОСТИКА

- Неинвазивна дијагностичка метода, која се базира на примени висококолимисаног снопа X-зрака
- Даје слику попречних пресека , при чему се приказује један танак слој ткива
- Везана за изум рачунара и напредак развоја истих

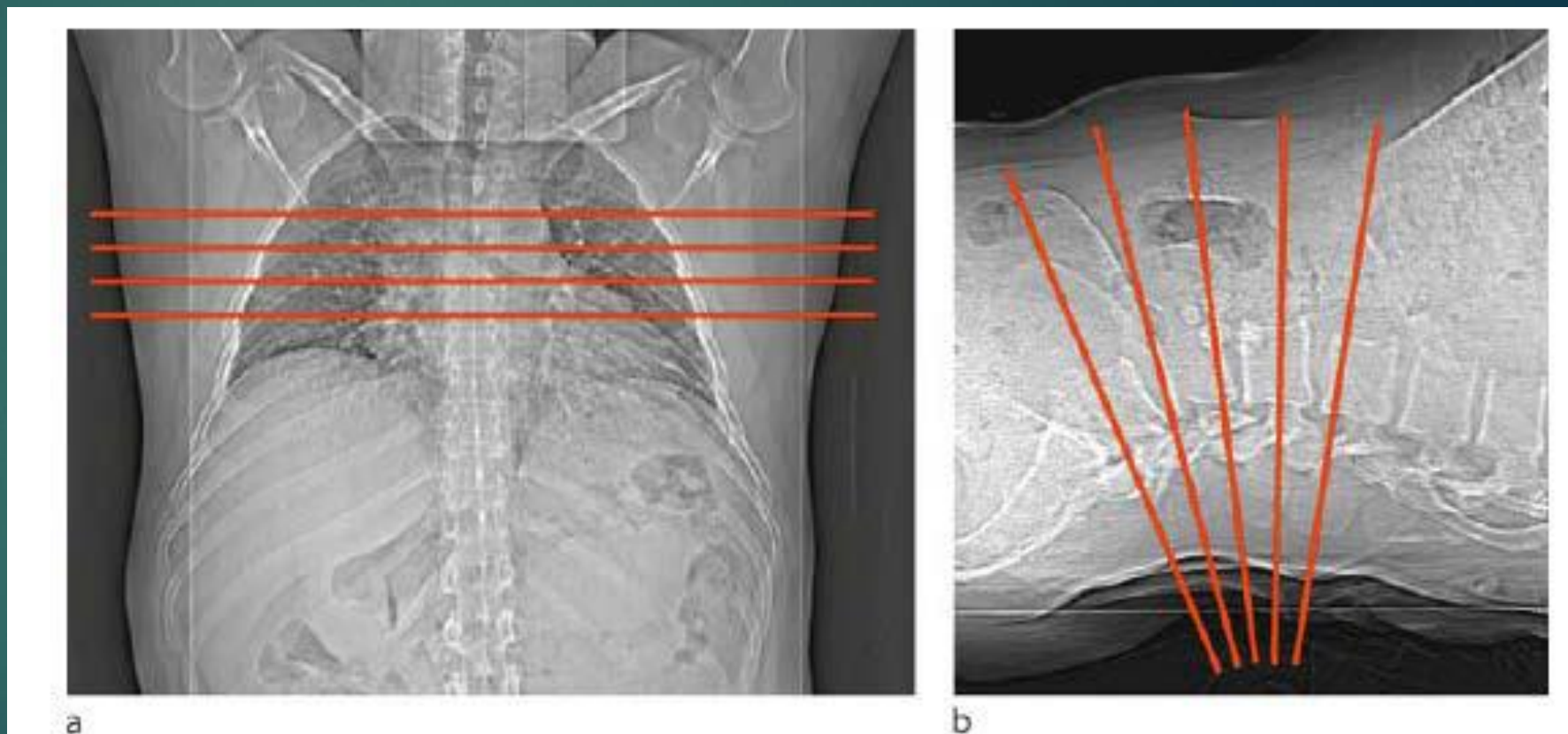
ПЛАНИРАЊЕ СКЕНИРАЊА

Извиђачки поглед:

садржина

садржина

Пилот скенирање



Раван пресека директно кроз структуре

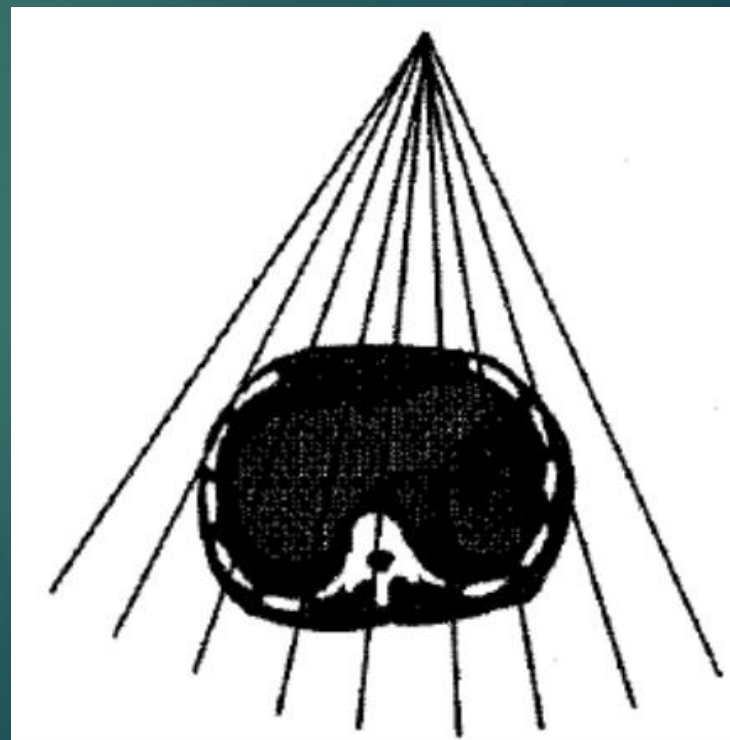
Слика великог динамичког опсега али мале просторне резолуције

СКЕНИРАЊЕ

- ▶ Други корак СКЕНИРАЊЕ
- ▶ Пацијент постављен на столу
- ▶ Извор (сноп) рендгенских зрака → кроз део тела пацијента
- ▶ Стизање до детектора са супротне стране
- ▶ Детектор региструје САМО ПРОФИЛ ДЕЛА ТЕЛА из једног правца

РОТАЦИЈА Х-ЗРАКА

- ✓ Креирање потпуне слике- РОТАЦИЈА сноп х-зрака → добије пројекција из више углова
- ✓ Неколико хиљада пројекција
- ✓ Лепезааста пројекциона геометрија



АТЕНУАЦИЈА X ЗРАКА

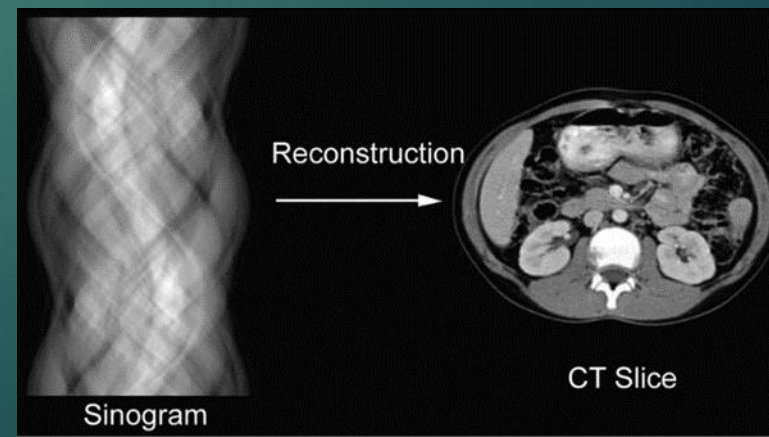
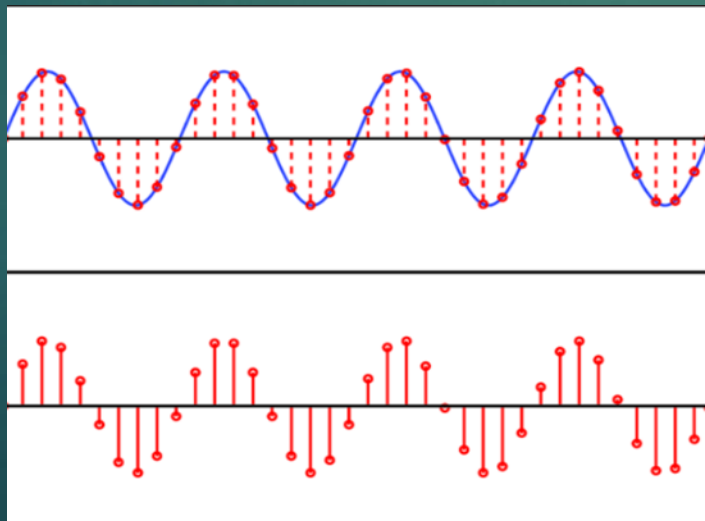
- ▶ Рендгенски зраци - простирање кроз узорак:
- ▶ Апсорпција фотона или пренос на детектор
- ▶ Општи облик слабљења рендгенских зрака
- ▶
$$I_x = I_0 \cdot \exp(-\mu x),$$
- ▶ I_0 - интензитет рендгенског снопа испред објекта
- ▶ I_x - интензитет Кс-зрака након њиховог продора
- ▶ експоненцијални коефицијент = 2.71
- ▶ μ - Рендгенски линеарни коефицијент слабљења
- ▶ k - дебљина апсорбујућег материјала (мм)

АТЕНУАЦИЈА X ЗРАКА

- ▶ Пролаз рендгенског зрака кроз више објеката укупне дебљине
- ▶ интензитет пенетрираног РТГ зрака $I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 x} \cdot e^{-\mu_2 x} \cdot e^{-\mu_3 x} \cdot e^{-\mu_4 x} = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)x}$ (Lambert-Beer zakon)
- ▶ Укупни линеарни коефицијент слабљења - збир доприноса
- ▶ $\mu_{\text{tot}} = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4$
- ▶ Интензитет рендгенских зрака мерених на позицији детектора
- ▶ пропорционалан интегралу дводимензионалне (2D) транспарентности
- ▶ објекта и једнак збиру линеарног коефицијента слабљења дуж њиховог проласка

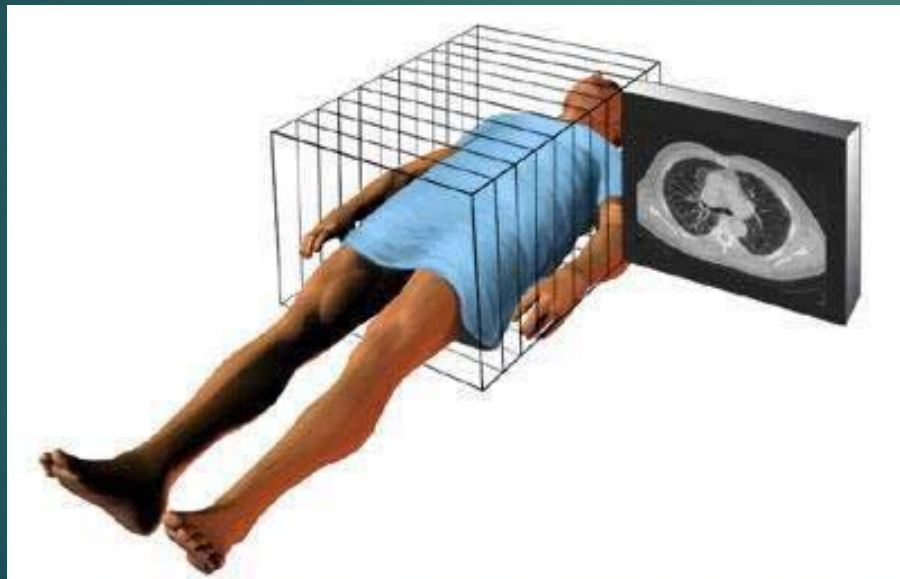
РЕКОНСТРУКЦИЈА СЛИКЕ

- ▶ Трећи корак РЕКОНСТРУКЦИЈА СЛИКЕ
- ▶ Дигитални компјутер-део КТ Система
- ▶ Математичка процедура- претвара информацију добијену скенирањем једне пројекције у НУМЕРИЧКУ ИЛИ ДИГИТАЛНУ СЛИКУ
- ▶ Слика - област пиксела - нумеричка вредност, односно КТ број



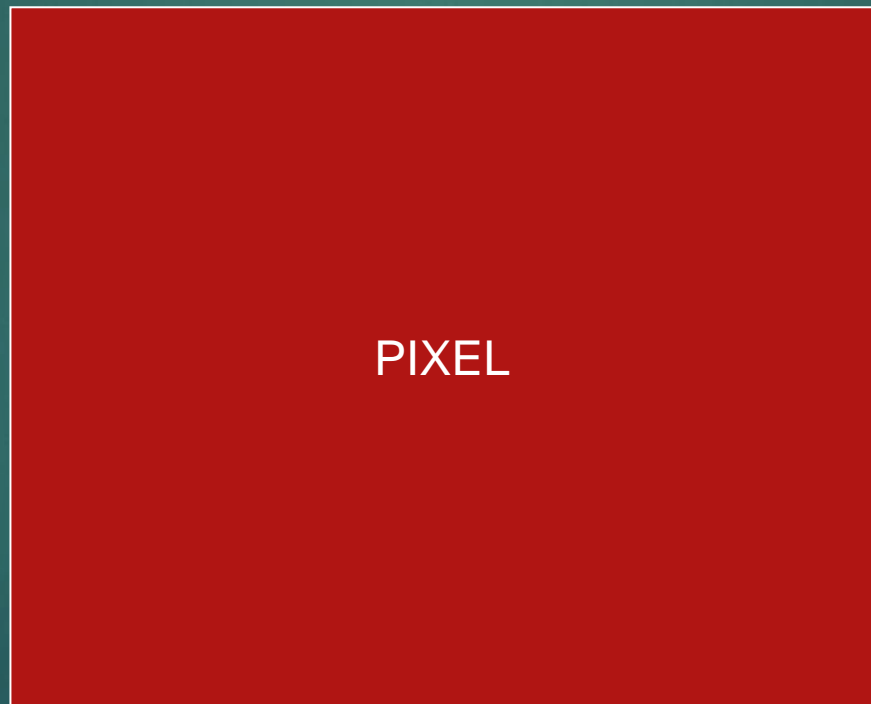
ЕЛЕМЕНТИ СЛИКЕ

- ▶ ПИХЕЛ -површинска информација
- ▶ ВОХЕЛ -волумска информација



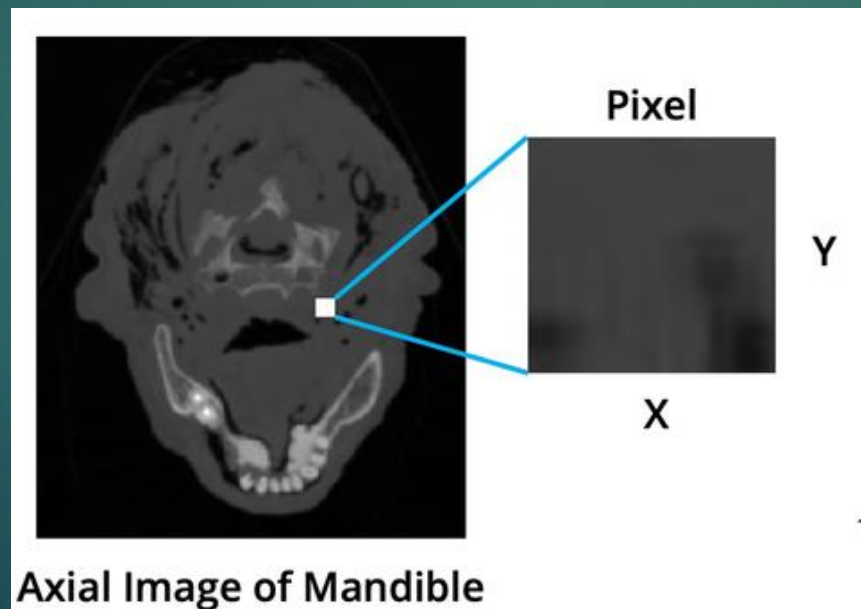
ПИКСЕЛ

- ▶ Дводимензионални елемент слике или површина ткива



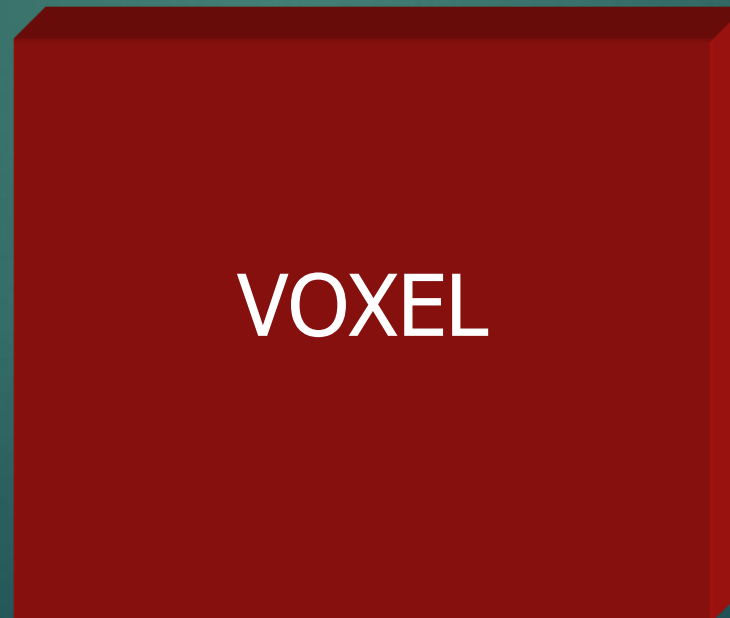
ПИКСЕЛ

- ▶ ПИХЕЛ - Различити пихели на монитору имају различите степене светлине
- ▶ У колико је већа вредност атенуације снопа, пихел је светлији и обрнуто



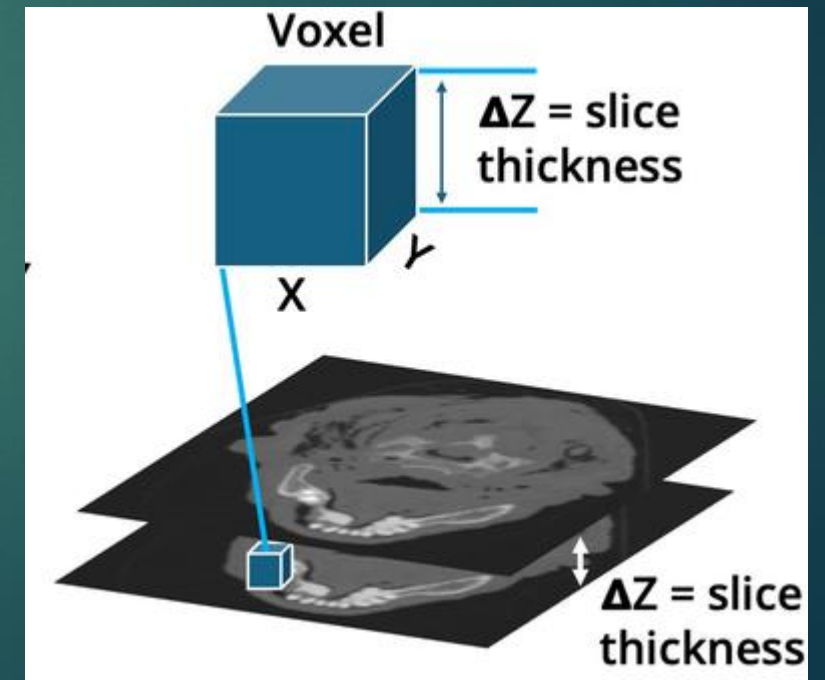
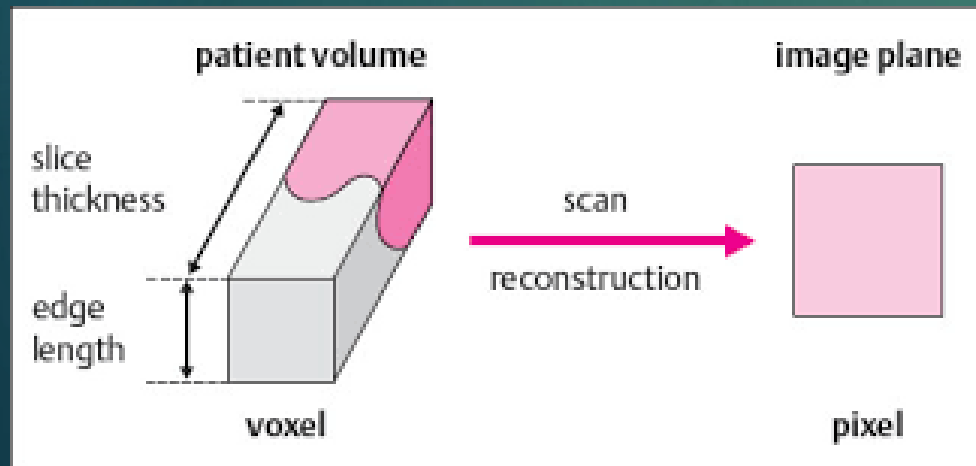
ВОКСЕЛ

- ▶ Запремина ткива или тродимензионални анатомски елемент одређен пикселом и делом слоја ткива.
- ▶ ВОКСЕЛ = ПИКСЕЛ К ДЕБЉИНА СЛОЈА ТКИВА



ВОКСЕЛ

- ▶ Сваки волумни елемент - нумеричку вредност
- ▶ Средња вредност X зрачне апсорпције ткива садржаног у њему



ДИГИТАЛНА СЛИКА

- ❖ Састоји се од:
- ❖ квадратне матрице пиксела (елемената слике)
- ❖ воксел (елемент запремине) унутрашње структуре објекта (пацијента)
- ❖ Сваки пиксел мали волумен елемент или воксел (површина пиксела \times дебљина пресека)

ДИГИТАЛНА СЛИКА

- Величина воксела зависи од:
- величине матрице,
- изабраног поља- (ФОВ) и
- дебљина пресека

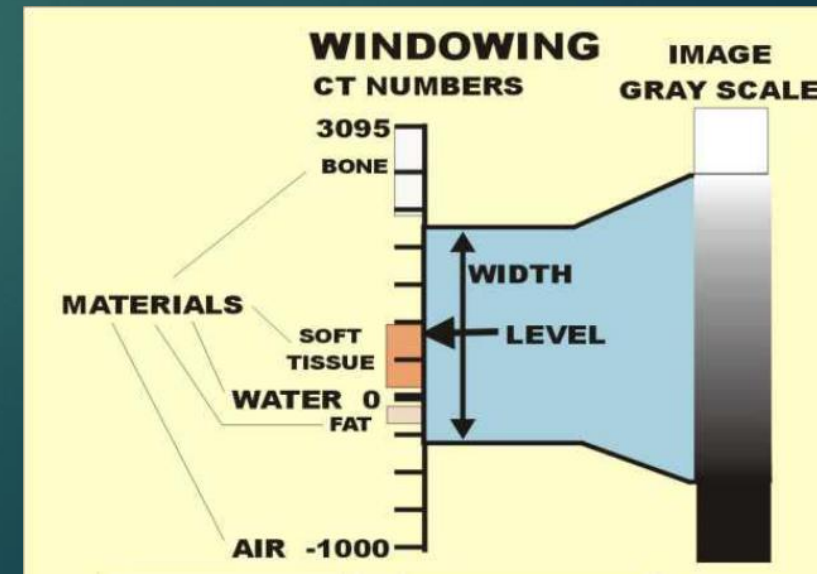
Типична КТ слика- конструисана на квадрату:

512 редова И 512 пиксела, тј. квадратна матрица

(512 X 512) = 262.144 пиксела (по један за сваки воксел)

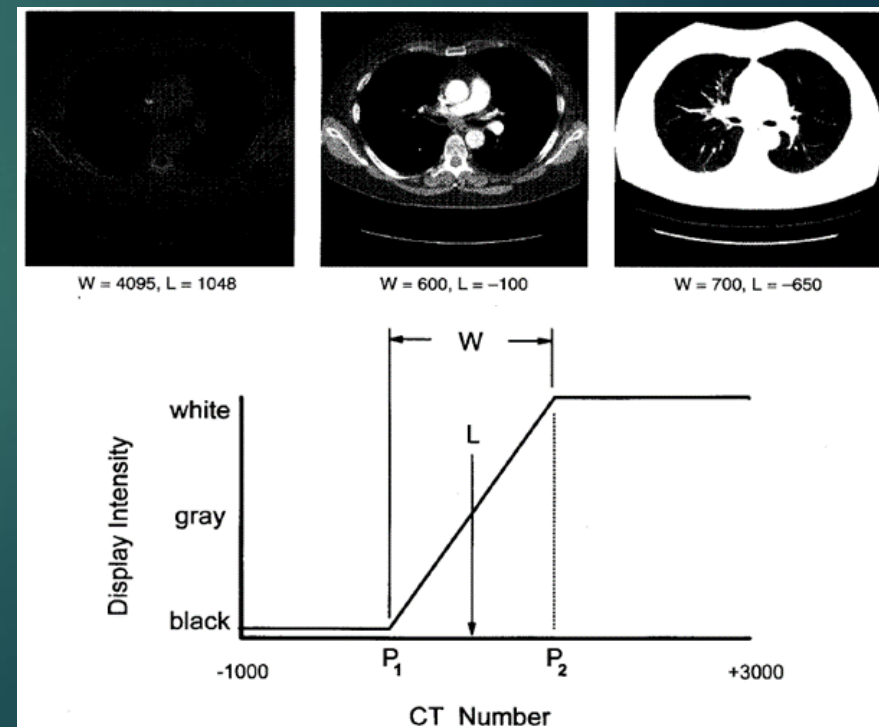
ХАУНСФИЛД ЈЕДИНИЦА

- ▶ Матрих реконструисаних линеарних коефицијента слабљења (μ материјал) трансформише у кореспондирајући матрих Хаунсфилдових јединица (ХУ материјал)
- ▶ ХУ скала релативна у односу на линеарни коефицијент слабљења воде на собној температури (μ вода):
 - ХУ вода = 0 (μ материјал = μ вода),
 - ХУ ваздуха = -1000 (μ материјал = 0)
 - ХУ = 1 – повезаност- 0.1% линеарног атенуациног коефицијента воде



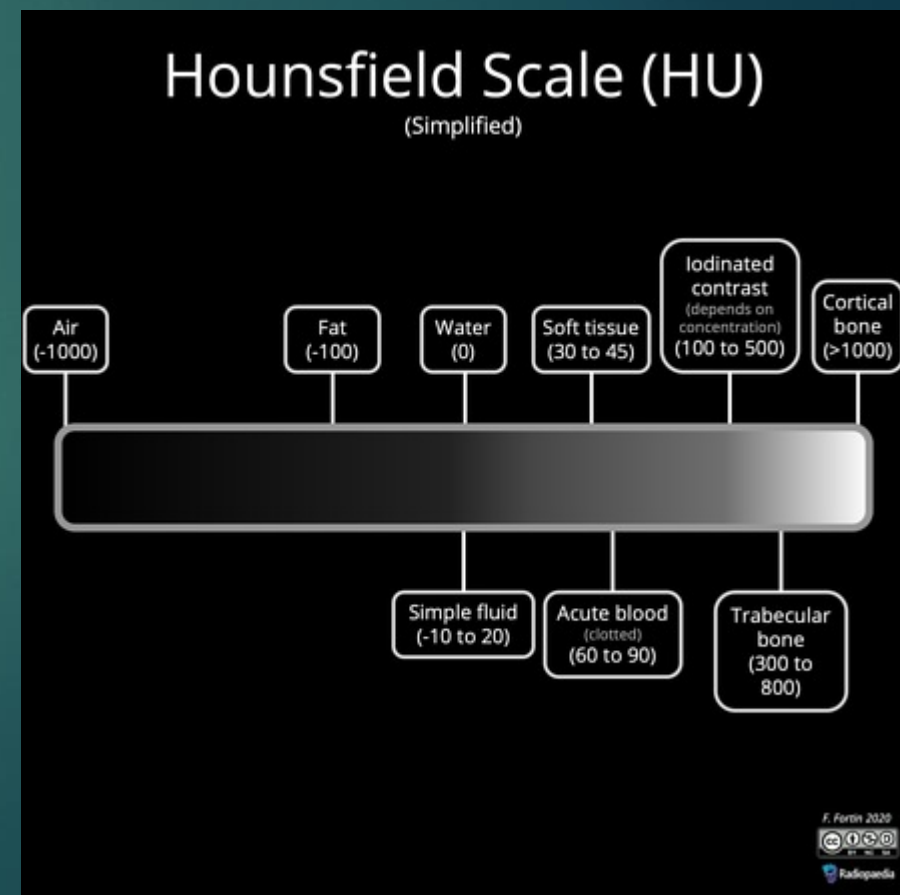
ТОМОГРАМ

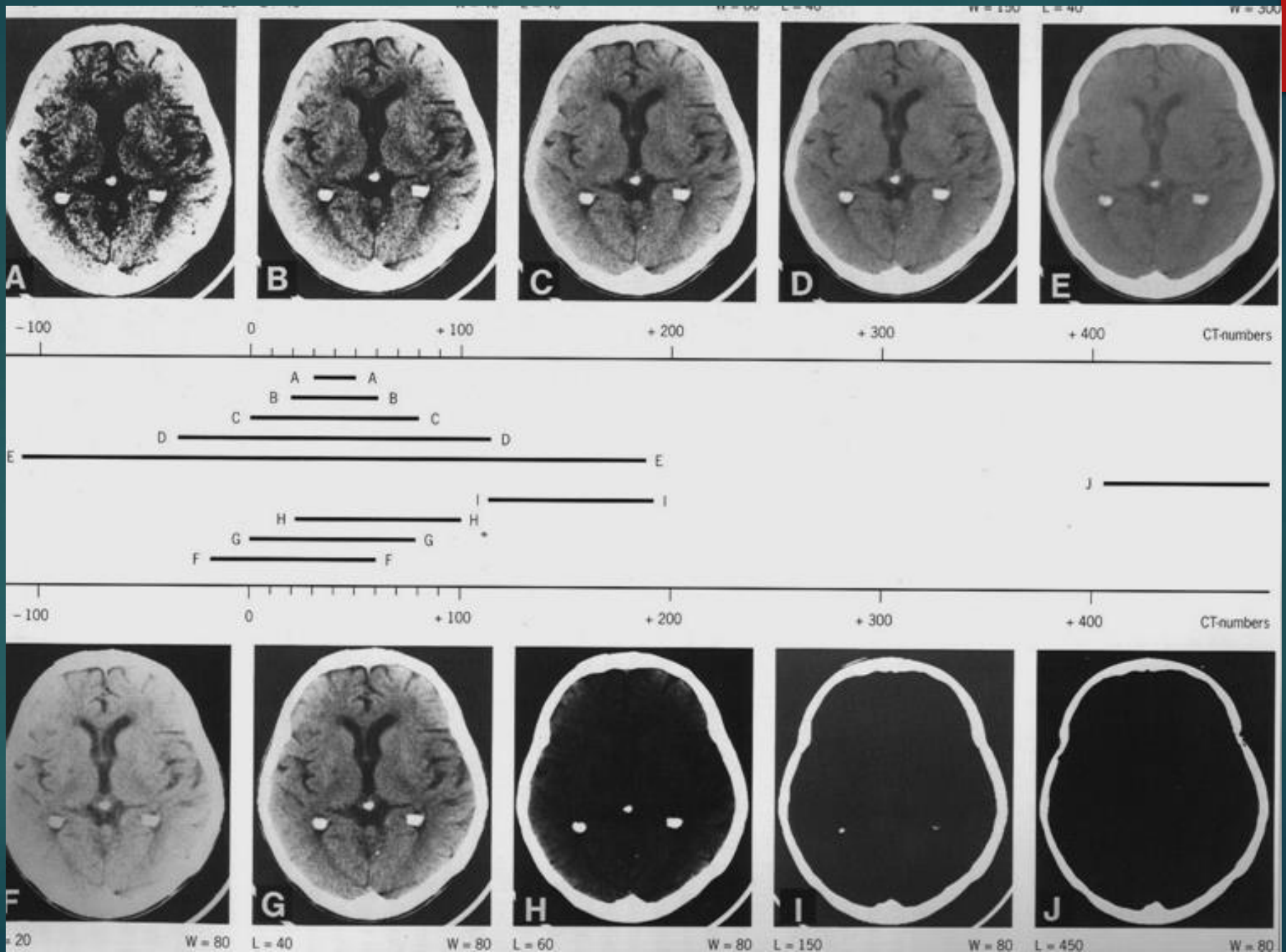
- ▶ Томограм се изражава у сивој скали-нумеричке вредности густине ткива (Хоунсфиелдове јединице) ХУ
- ▶ Сива скала: -1000 до + 3000 ХУ
- ▶ Густина воде = 0



ХАУНСФИЛД ЈЕДИНИЦА

- ❑ Типичне вредности за људска ткива зависе од:
- ❑ састава ткива или материјала
- ❑ волтаже цеви
- ❑ температуре





ПРЕТВАРАЊЕ ДИГИТАЛНЕ СЛИКЕ У ВИДЕО ПРИКАЗ

- ▶ Четрвти и последњи корак
- ▶ може се видети или забележити на филму или ЦД
- ▶ реализација преко дигитално- аналогних конвертора
- ▶ пиксел -повезан са сивилом слике (осветљености), приказа помоћу прозорских нивоа (window)
- ▶ Мењање у више и ниже прозорске нивое- подешавање осветљења и контраста слике

ИСТОРИЈАТ

Физичар СИР ГОДФРЕЈ ХОУНСФИЕЛД 1971 конструктор прве КТ
машине (ЕМИ)



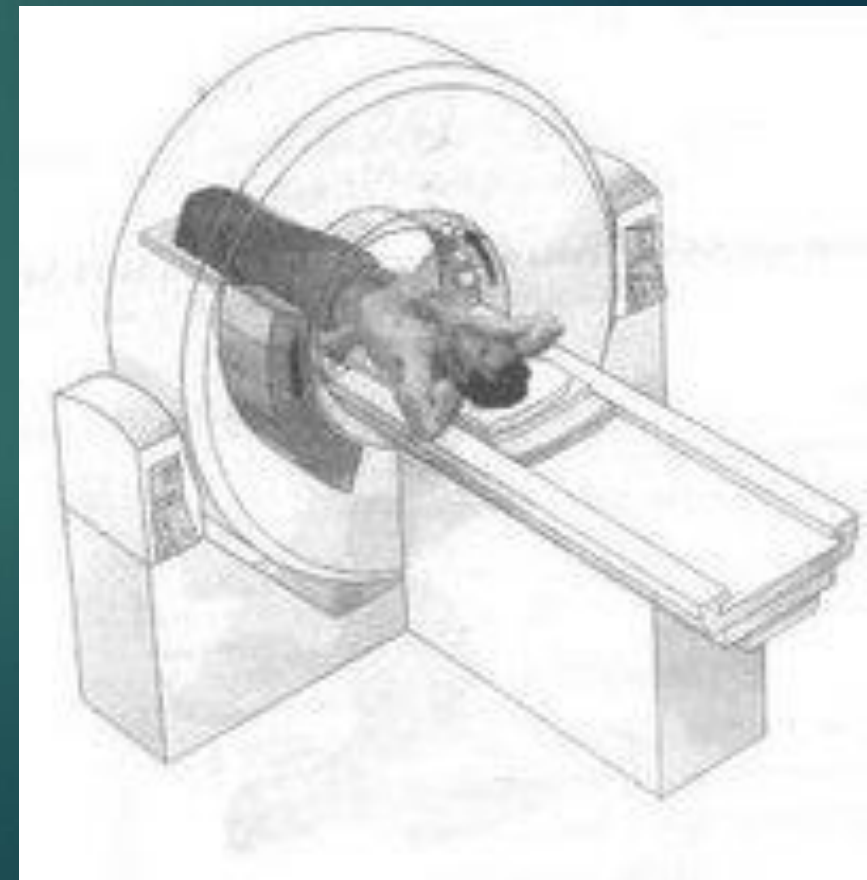
PRVI KT APARAT

1971 Аткинсон Морлеу Хоспитал, Вимбледон, Велика Британија



ИСТОРИЈАТ

- ▶ 1973 Мауо Клиника , САД
- ▶ 1974 монтирано око 20 оваквих апарата
- ▶ Бивша СФРЈ, 1975. Загреб први КТ апарат



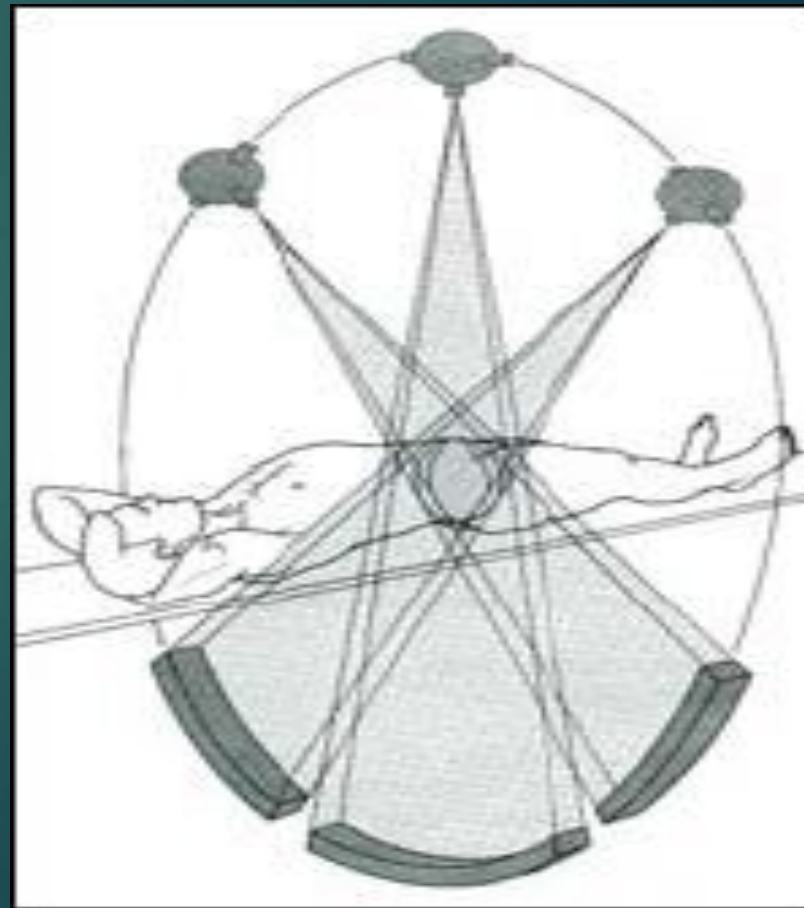
КТ СИСТЕМ (ХАРДВЕР) СЕ САСТОЈИ ОД:

- ▶ Стола
- ▶ Гентрија
- ▶ Конзоле



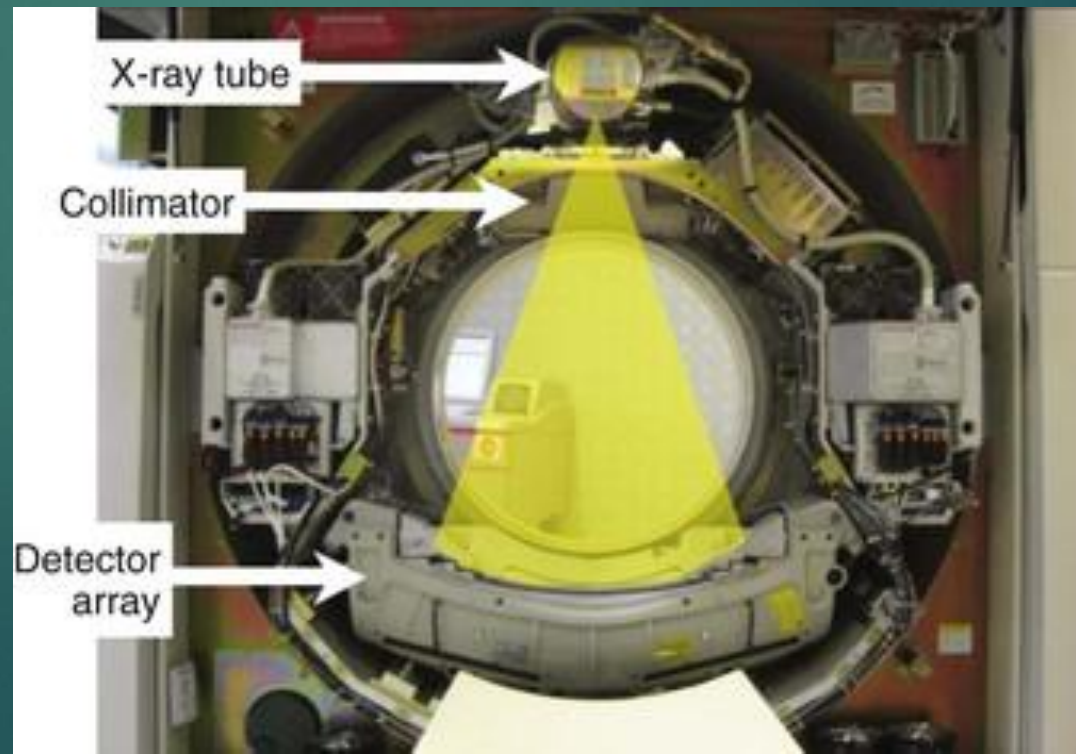
КРЕИРАЊЕ КТ СЛИКЕ

- ▶ У гентрију се налази:
- ▶ 1 . Motor за ротацију
- ▶ 2 . Рендгенска цев
- ▶ 3 . Детектори



ГЕНТРИ

- ▶ Рендгенска цев и детектори-наспрамни на дистанци од око 80-100 цм
- ▶ Ротација у току снимања
- ▶ Центар -кружни отвор



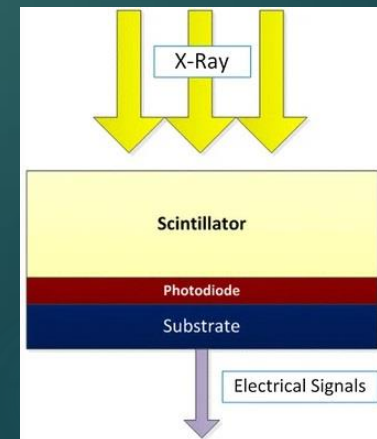
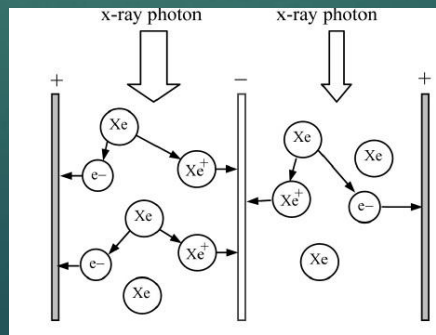
ДЕТЕКТОРСКИ СИСТЕМ

❖ Детектори :

❖ сцинтиляциони или

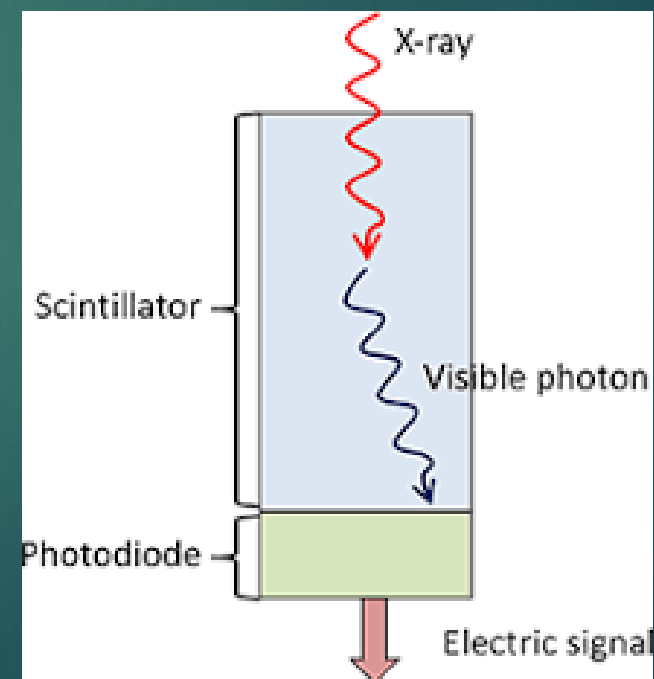
❖ ксенонски

- Детекторски системи КТ –вишеструки низови детектора → ЕФИКАСНОСТ
- Скуп неколико линеарних низова сцинтиляционих детектора-међусобно густо спаковани (мултислајсни КТ)



ЕФИКАСНОСТ ДЕТЕКТОРА

- ▶ Способност конверзије енергије рендгенског зрачења у сигнал
- ▶ Слање на даљу обраду и анализу



КСЕНОНСКИ ДЕТЕКТОРИ

- Две електроде (катода- и анода +) под напоном
- Између високоинертни гас (Ксенон)
- Интерекација X-зрак и гасом → јонизација → јонске парове
- Позитивне јоне Ксенона (поларишу на катоди)
- Негативне јоне електроде (поларишу на аноди)
- Разлика у потенцијалу између електрода - директно пропорционална интензитету X-зрака.

СЦИНТИЛАЦИОНИ ДЕТЕКТОРИ

- ▶ Чешће у употреби
- ▶ Потиснули ксенонске детекторе
- ▶ Сцинтилацијоног материјала + сет фотодиода + предпојачавачка + појачавачка кола
- ▶ Интеракција јонизујућег зрачења са сцинтилационим материјалом детектора → конверрзије зрачења у ФОТОН ВИДЉИВЕ УВ СВЕТЛОСТИ

СЦИНТИЛАЦИОНИ ДЕТЕКТОРИ

- ▶ Светлосни фотон стиже на катоду фотодиоде, емисија електрона (ФОТОЕЛЕКТРОН) конверзија у ЕЛЕКТРИЧНИ СИГНАЛ
- ▶ ЕЛЕКТРИЧНИ СИГНАЛ → појачање предпојачавачким и појачавачким колима
- ▶ Сигнал пропорционалан количини упадног зрачења

СЦИНТИЛАЦИОНИ ДЕТЕКТОРИ

- ▶ велика осетљивост,
- ▶ минимална тромост-велика брзина (брза реакција и обнова за нови импулс),
- ▶ велика резолуција,
- ▶ стабилност (када се калибришу)
- ▶ широк опсег- од најслабијег до најјачег сигнала који региструју

СИСТЕМ ЗАШТИТЕ У ГЕНТРИЈУ

- ▶ Решетке
- ▶ Колиматори
- ▶ Филтери

Позициониран испред рендгенске цеви

Улога:

- Уклањају расипно зрачење
- Абсорбују нискоенергетске делове спектра X зрачења

ДЕЛОВИ КОМПЈУТЕРСКЕ КОНЗОЛЕ

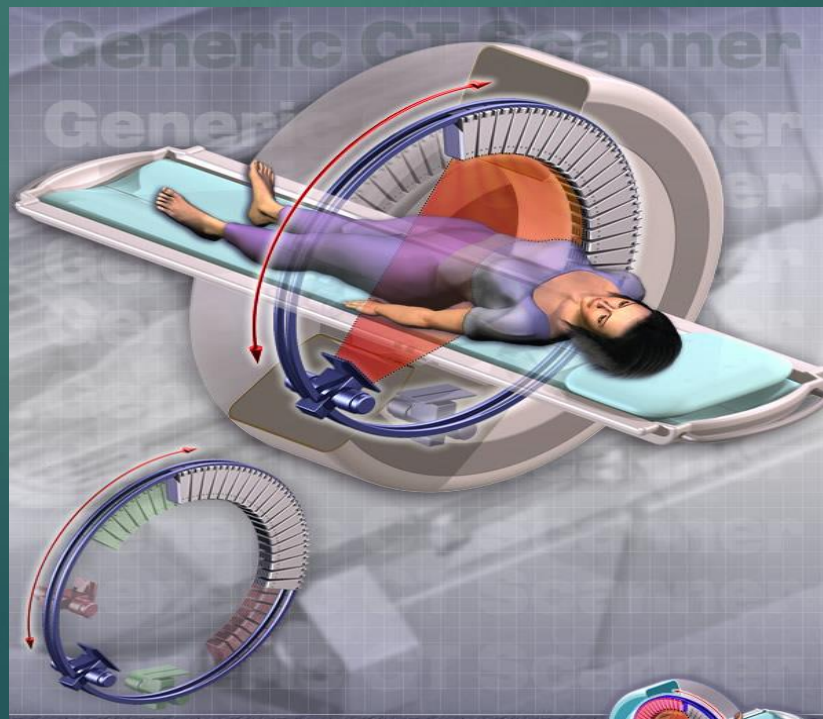
- ▶ Операторска конзола
- ▶ Кућиште за реконструкцију слике
- ▶ Монитор за приказивање слика
- ▶ Архива снимака



Operator controls and monitors

СТВАРАЊЕ КТ СЛИКЕ

- ▶ Ротирајућа рендгенска цев емитује из више углова сноп Х-зрака, који пролазе кроз танак слој главе или тела пацијента.

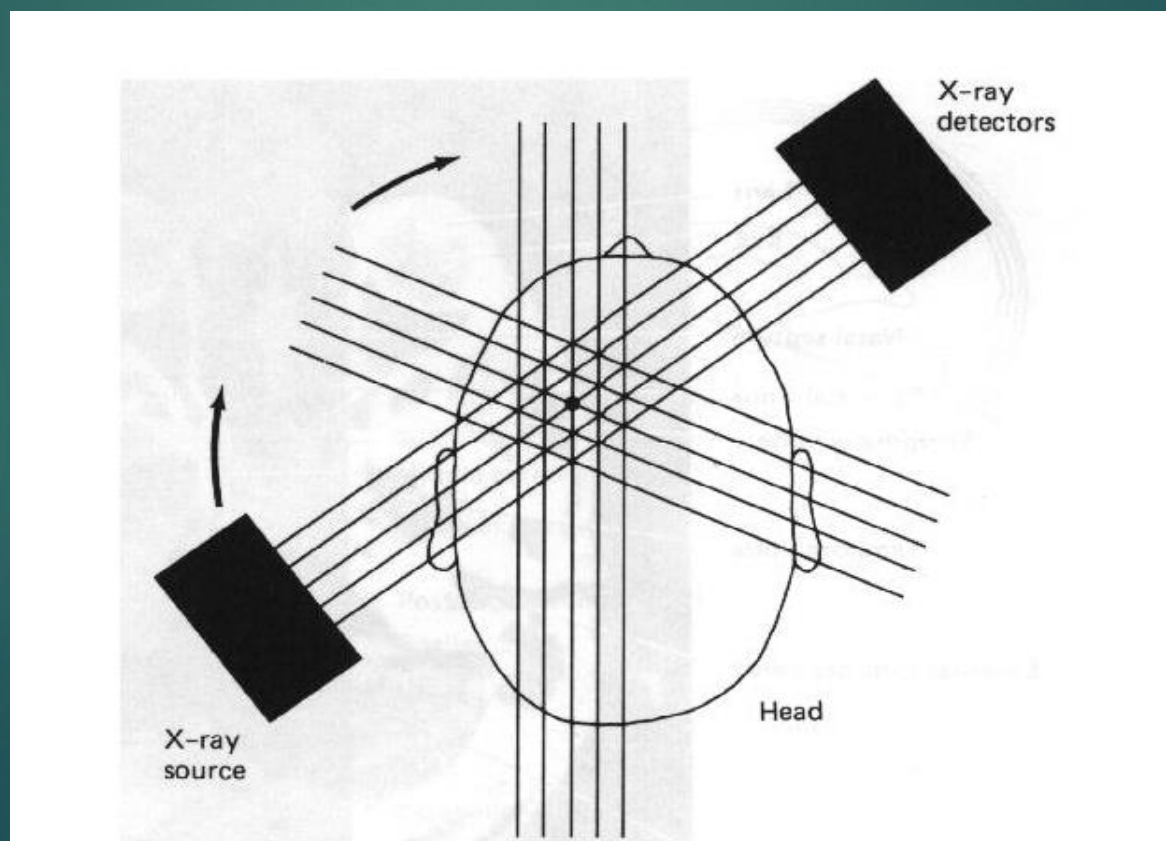


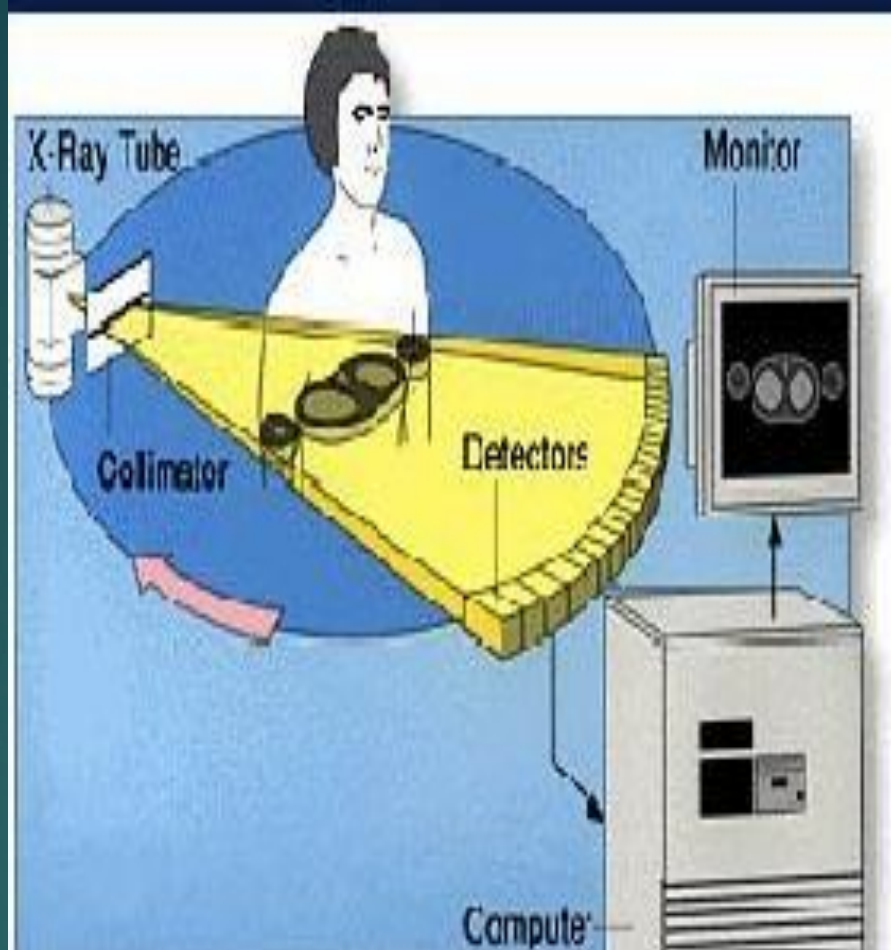
СТВАРАЊЕ КТ СЛИКЕ

- ▶ У ткиву пацијента долази до атенуације овог снопа
- ▶ Колика ће атенуација снопа бити директно зависи од густине ткива кроз који снап пролази

СТВАРАЊЕ СЛИКЕ

Фотони који су прошли и ослабили кроз ткива се скупљају и региструју у детекторима





Регистровани фотони се у детекторима конвертују у нумеричке сигнале (логаритми интензитета апсорбованих редгенских зрака), који се као такви потом преносе у компјутерску конзолу

СТВАРАЊЕ КТ СЛИКЕ

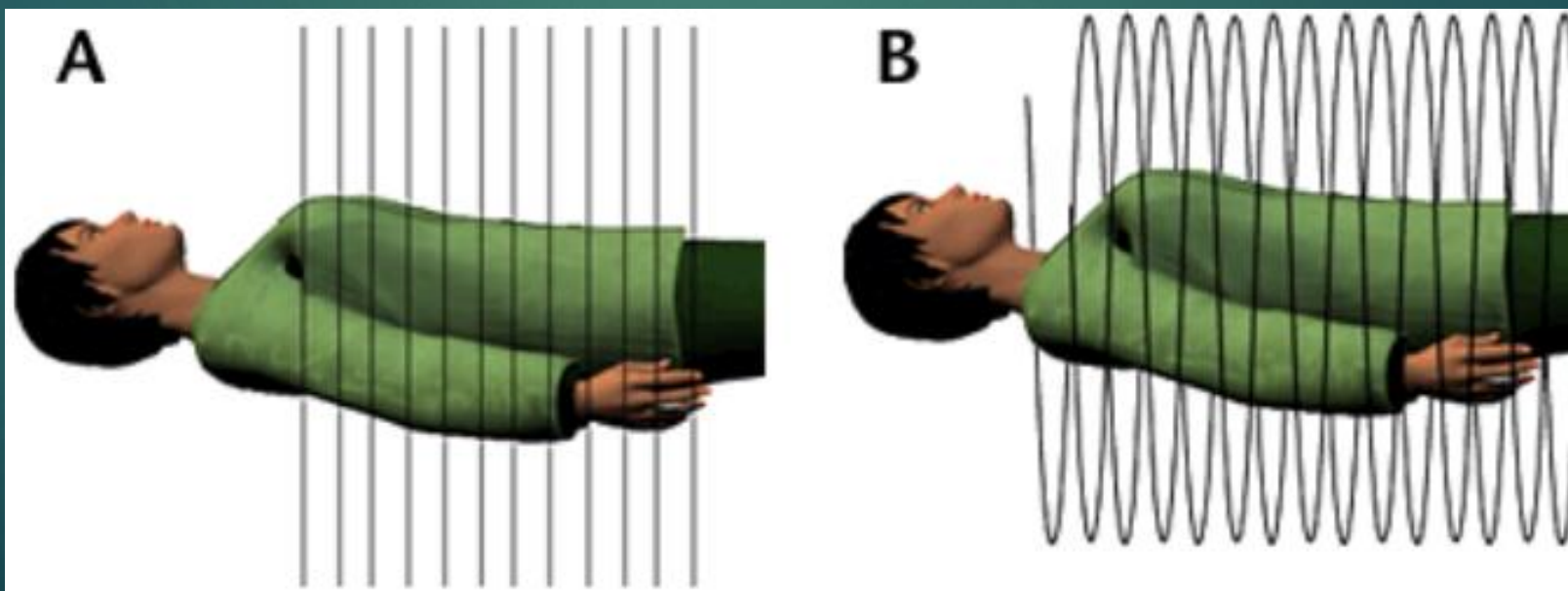
На монитору конзоле се приказују слике

Реконструкцијом слике добија се стандардни ТОМОГРАМ или матрица слике.



ДВА РЕЖИМА РАДА

- А. конвенционални тј секвенционални (при чему се снима слој по слој)
- В. континуирани тј спирални (гентри апарата нон стоп ротира око пацијента)



АКСИЈАЛНИ КТ АПАРАТИ

-Конвенционални апарати:

-
- Сто стационаран,
- Танак сноп X зрака,
- Један детектор на бази Хенона,



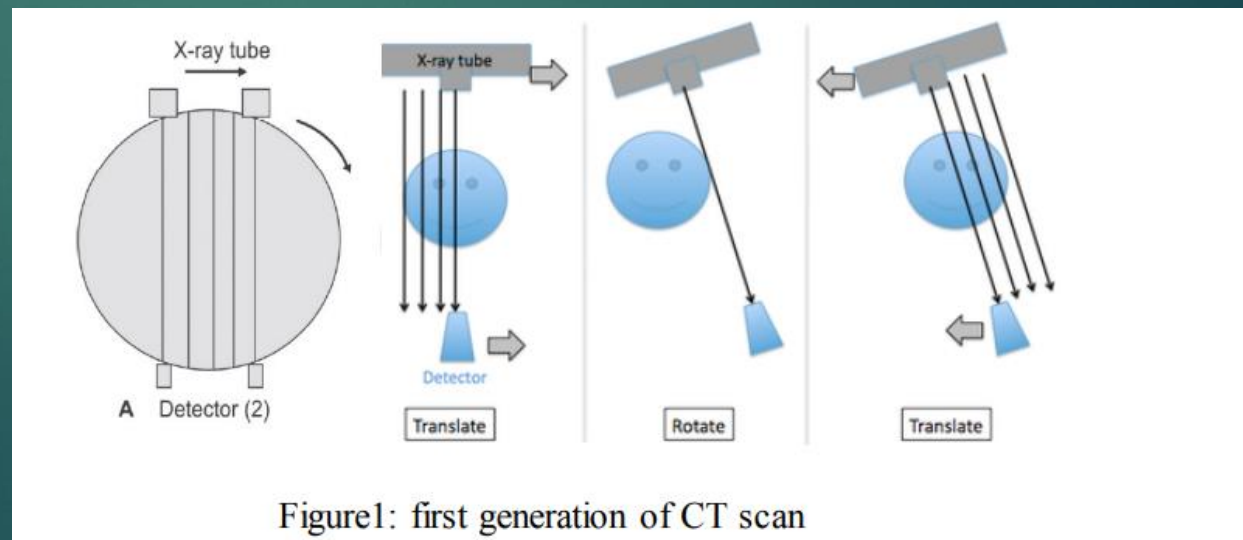
АКСИЈАЛНИ КТ АПАРАТИ

КАРАКТЕРИСТИКЕ

- ▶ Добијена слика искључиво попречних (аксијалних) пресека тела или главе
- ▶ Дебљина пресека - 10 мм
- ▶ Паузе у току скенирања

1. ГЕНЕРАЦИЈА КТ АПАРАТА

- ▶ Детектор : 1
- ▶ Изглед зрачног снопа: као мина за оловку
- ▶ Цев –детектор кретање : транслација-ротација
- ▶ Време скенирања (просечно): 25-30 мин



2. ГЕНЕРАЦИЈА КТ АПАРАТА

- ▶ Детектори : мултипли , неколико десетина (до 30)
- ▶ Изглед зрачног снопа: нешто шири
- ▶ Цев –детектор кретање : транслација-ротација
- ▶ Време скенирања (просечно): < 90 сек

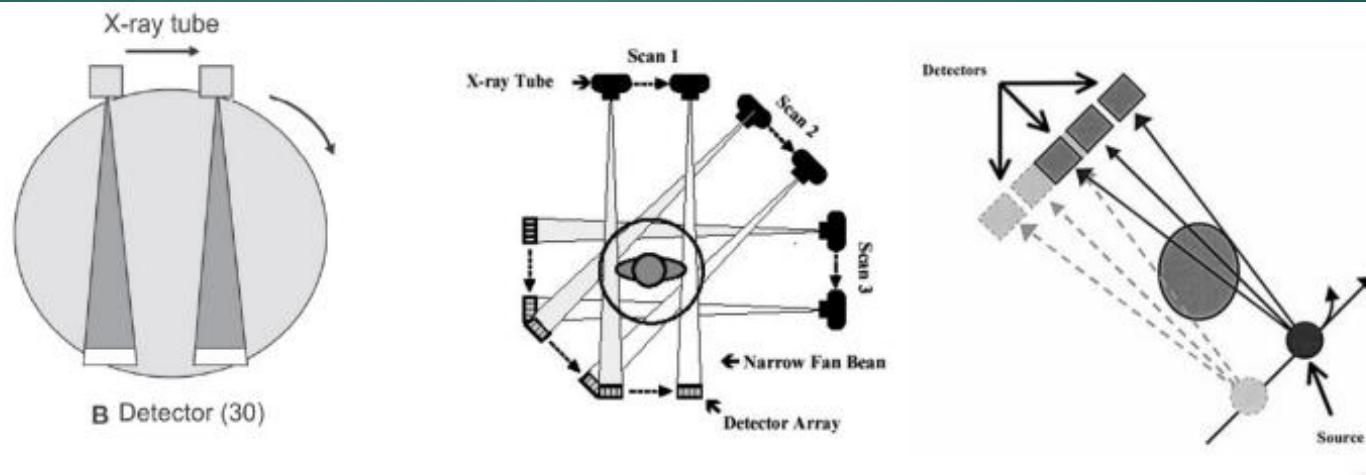
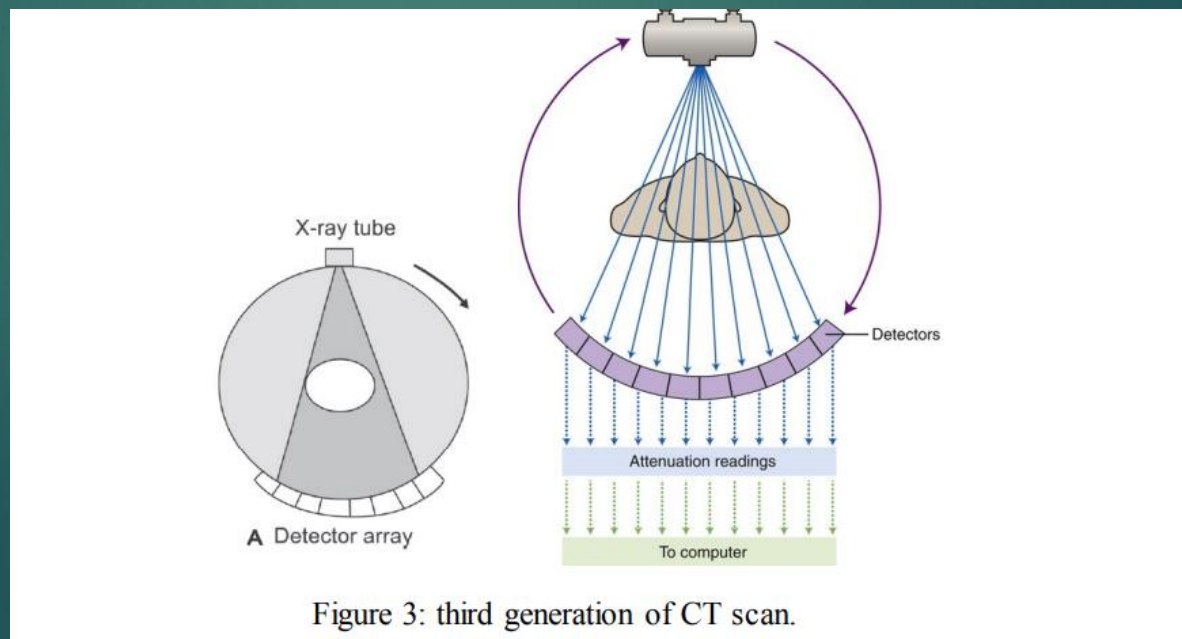


Figure2: Second generation of CT scan.

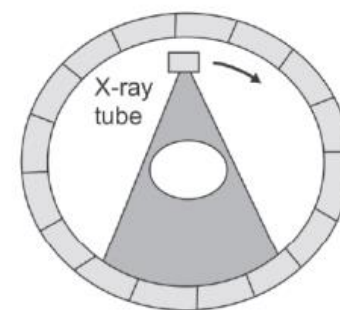
3. ГЕНЕРАЦИЈА КТ АПАРАТА

- ▶ Детектори : мултипли, неколико стотина
- ▶ Изглед зрачног снопа: лепезасти сноп
- ▶ Цев –детектор кретање : ротација-ротација
- ▶ Време скенирања (просечно): око 5 сек

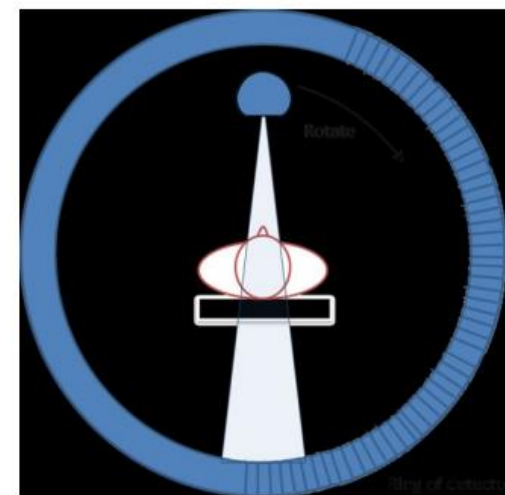


4 . ГЕНЕРАЦИЈА КТ АПАРАТА

- ▶ Детектори : мултипли (> 2000) фиксирани у спољашњем прстену
- ▶ Изглед зрачног снопа: лепезасти сноп
- ▶ Цев –детектор кретање : ротација-фиксирано
- ▶ Време скенирања (просечно): 1-2 сек



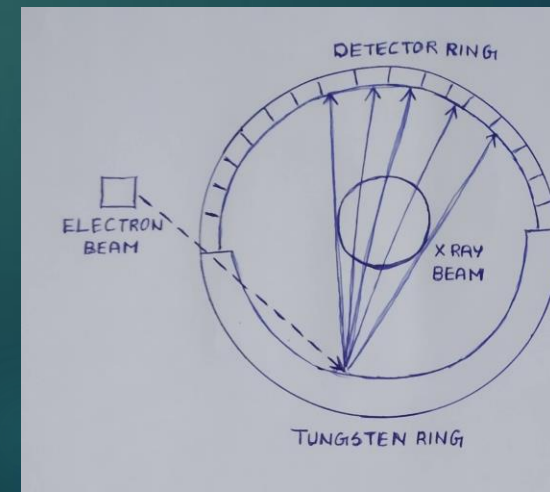
B Ring of detectors



Ring of detectors

5. ГЕНЕРАЦИЈА КТ АПАРАТА

- ▶ Извор зрачења –детектор систем: стационарно/стационарни
- ▶ Специјално за кардијални имџинг
- ▶ Не користи се конвенционална РТГ цев
- ▶ Фокуси електрона управљају се магнетно (као на старим телевизорима)
- ▶ Детектор у облику прстена- истовремена аквизицију више делова слике.

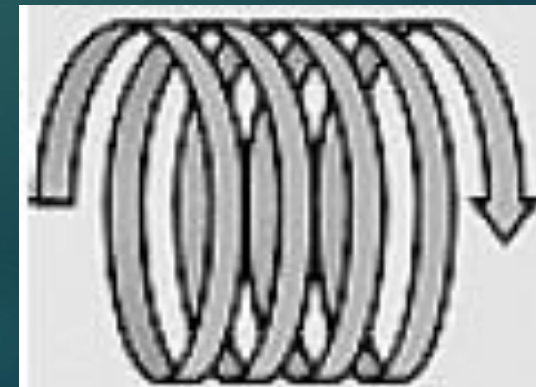


5. ГЕНЕРАЦИЈА КТ АПАРАТА

- ▶ Уместо РТГ цеви- велики лук од волфрама (210°) окружује пацијента
- ▶ Директна супротна позиција од детекторског прстена
- ▶ Електронски топ -одбија и фокусира брзо покретни сноп електрона дуж волфрамовог циљног прстена

СПИРАЛНИ (ХЕЛИКОИДНИ) КТ АПАРАТИ-

- ◆ Систем детектор-рендгенска -кретање кружно око пацијента на столу који се уводи у отвор статива -праволинијско кретање
- ◆ 6.генерација скенера
- ◆ Два кретања: сноп X-зрака по телу пацијента- спиралну путању
- ◆ Предности спиралног снимања – волуменска, субсекундна аквизиција



СПИРАЛНИ (ХЕЛИКОИДНИ) КТ АПАРАТИ

Предности:

Краће време скенирања

Мања количина контраста

Избегавање артефаката порекла померања

Са једним задржавањем даха скенирање дужег сегмента тела

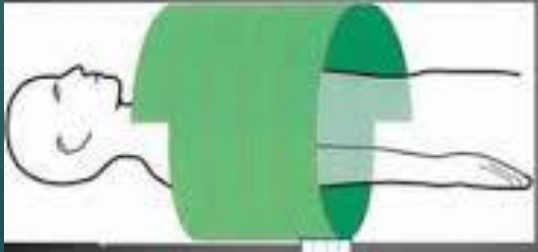


PITCH

- ▶ Колимација – Ширина x зрака на з оси
- ▶ Pitch = померање стола (у мм) по једној ротацији гентрија од 360 ° / колимација (мм)

Број који показује развученост или згуснутост спирале

Pitch in MDCT

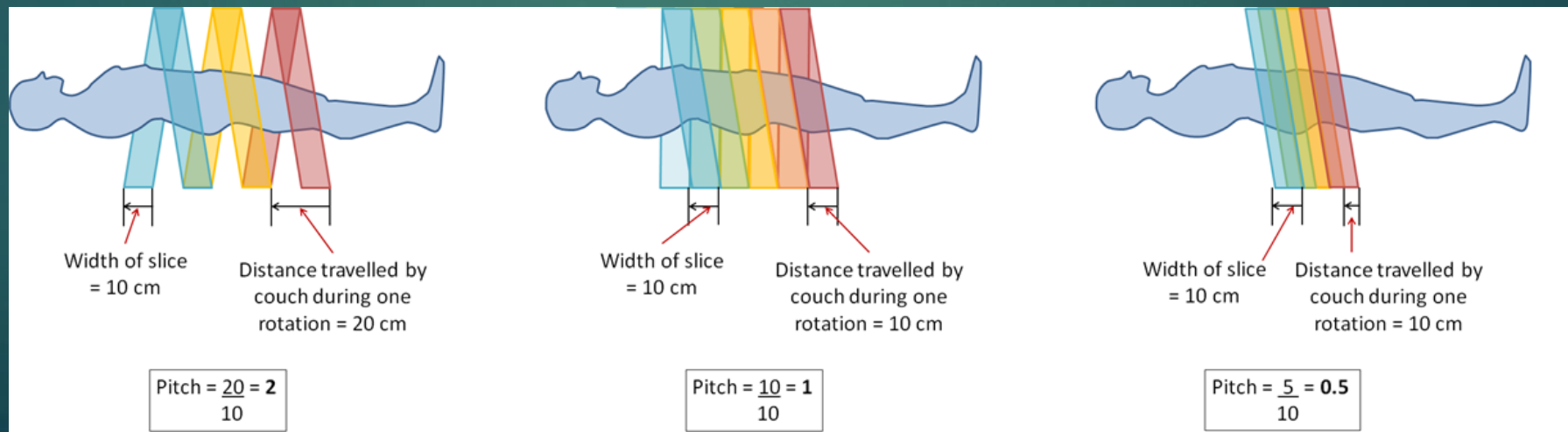
$$\text{Pitch} = \frac{\text{distance traveled per rotation}}{N \times \text{collimated slice thickness}}$$


With a 4-slice MDCT & 0.5 sec scanner if the table travels 12 mm in a second and a 1.25 mm slice thickness is used then the pitch would be 1.2 (6 mm/ 4x1.25mm).

PITCH

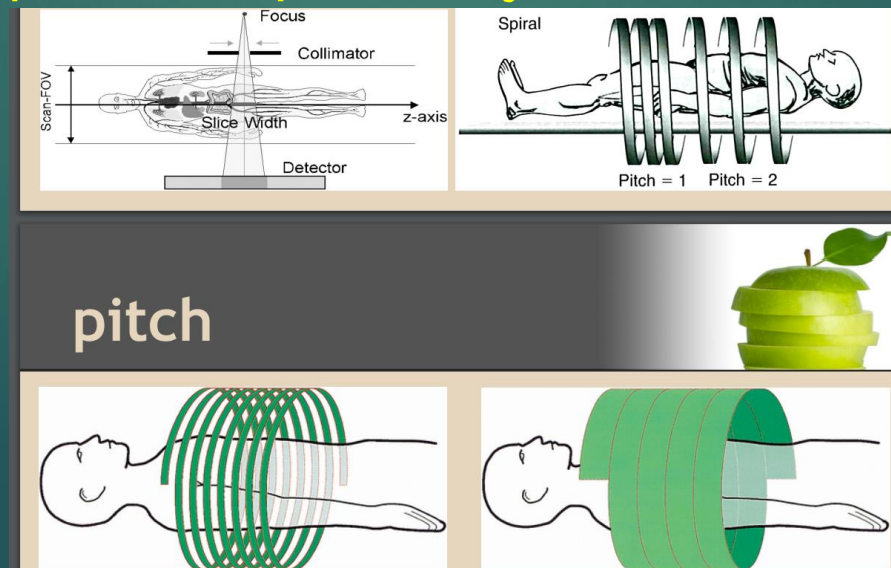
PITCH = 1 (10 mm/10 mm)

- ▶ PITCH > 1 : прескакања делова волумена, брже се обавља преглед, мања је доза, мања дебљина пресека
- ▶ PITCH < 1 : преклапања суседних пресека, већа је доза , бољи квалитет имиџинга



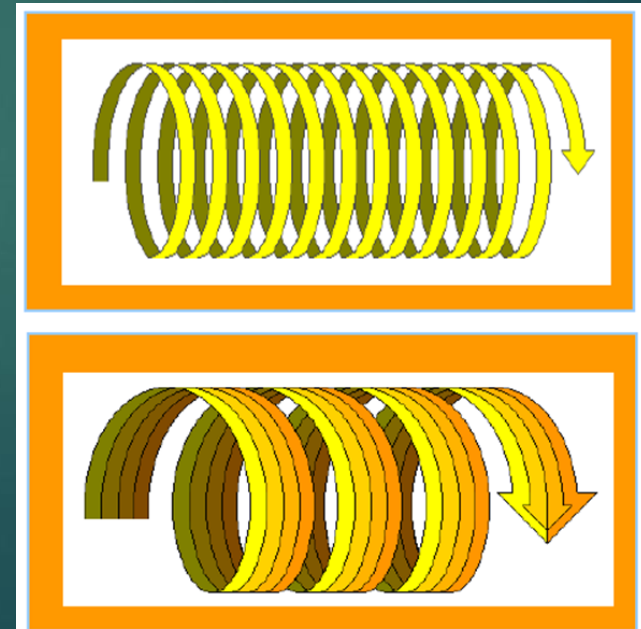
PITCH

- ▶ Pitch = 1 – спирале су у контакту
- ▶ Pitch < 1 – спирале се преклапају
- ▶ Pitch > 1 –спирале су одвојене



МУЛТИДЕТЕКТОРСКИ (МДКТ) КТ АПАРАТИ

- ▶ 1 Ртг цев + више редова детектора
- ▶ Скенирање - спирално
- ▶ Предности мултидетектора:
 - ▶ снимање већег волумена за исто време, субмилиметарским пресецима
 - ▶ већа брзина снимања

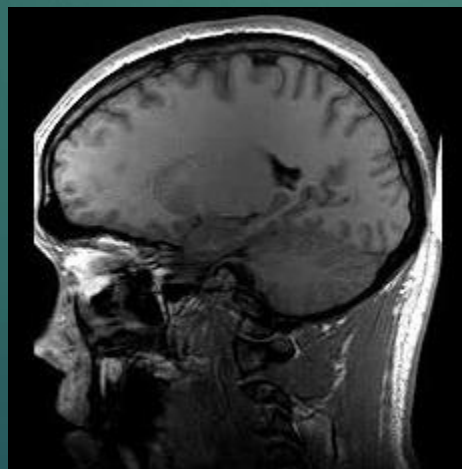
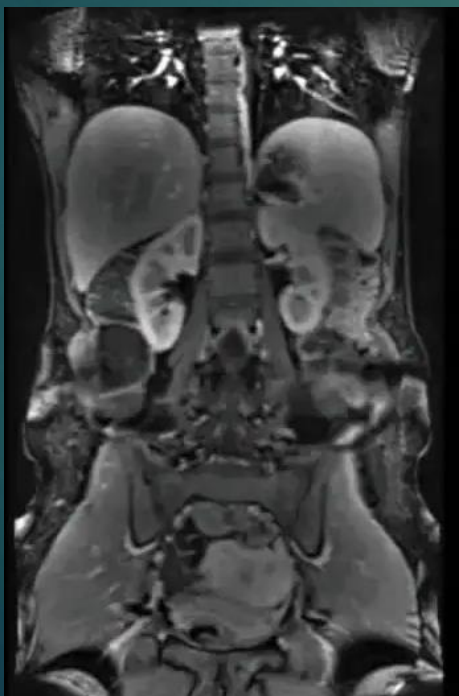


МДКТ АПАРАТИ КАРАКТЕРИСТИКЕ

- ❖ Систем детектора (неколико хиљада) – квалитетнија слика
- ❖ Значајно скраћено време прегледа
- ❖ Једном ротацијом-скенирање дужег дела тела
- ❖ Флексибилни одабир дебљине пресека
- ❖ Дебљина пресека < 1 мм (до 0,5mm)
- ❖ Смањује се оптерећење РТГ цеви

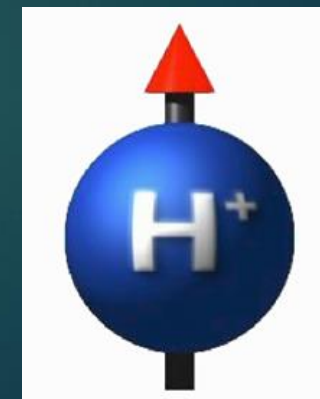
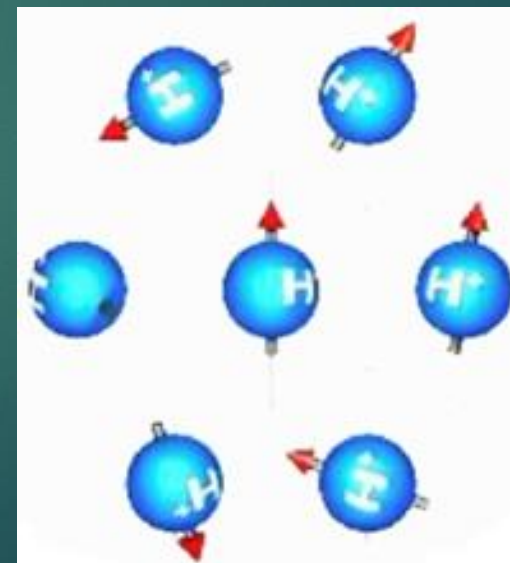
МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

- Дијагностички принцип заснован на принципу емисије енергије је магнетна резонанца
- Магнетном резонанцом слика настаје захваљујући могућности разликовања магнетних карактеристика језгара атома различитих ткива, што је знатно другачије од просте густине протона



МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

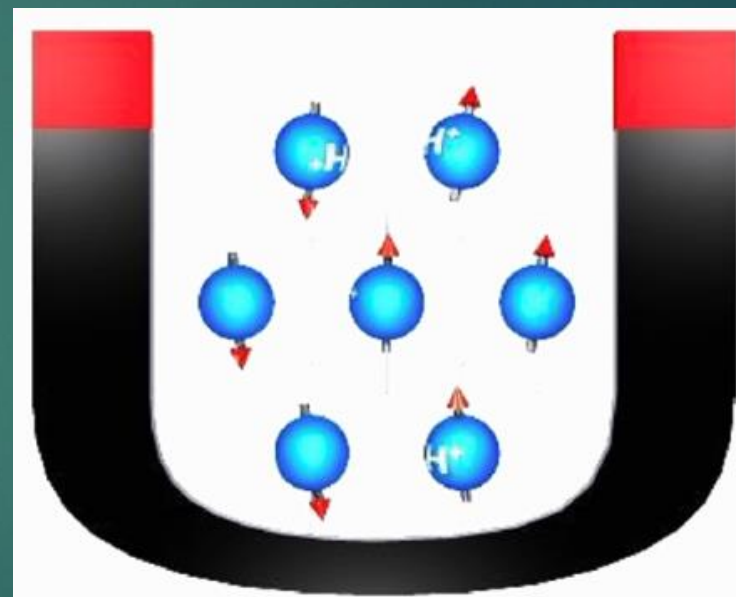
- - уочено је (Феликс Блох и Едвард Пурсел) да језгро водоника има магнетна својства названа СПИН. Они се понашају као мали магнети представљени вектором
-
- Сума свих вектора назива се нето магнетизација или макроскопска магнетизација
 - сума свих спинова језгара водоника је једнака нули



МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

СПИН ПРОТОНА

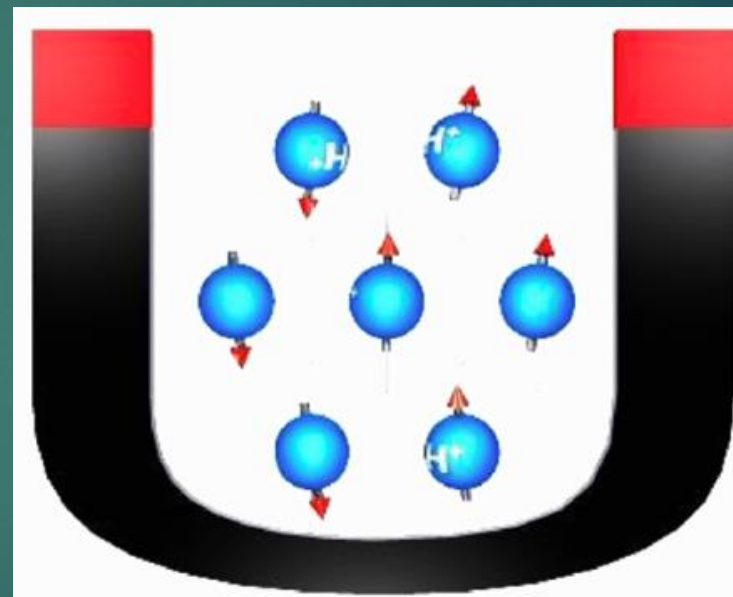
- Постављањем атома водоника у јако магнетно поље B_0 , спинови имају особину да се поларишу тј., да се поравнају са правцем смера поља B_0



МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

Протон спин

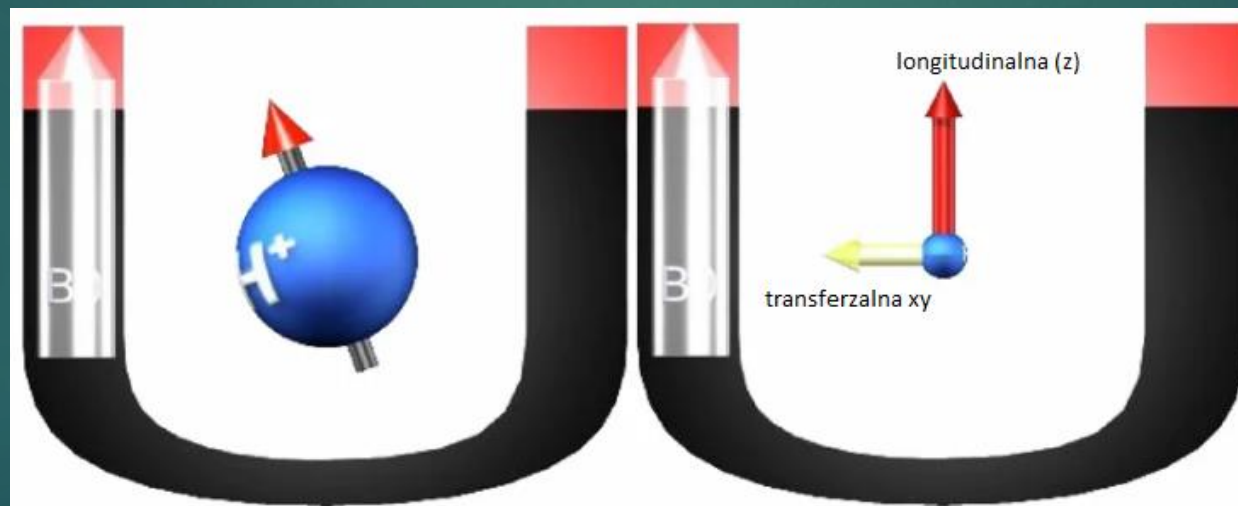
- Паралелни (стање ниске енергије) - поравнати у смеру поља
 - Антипаралелани (стање високе енергије) - исти правац али различит смер
 - паралелних је нешто више, па је вектор укупне макроскопске магнетизације у смеру вектора поља B_0
-
- ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{31}P , ^{23}Na



МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

Лармарова фреквенција

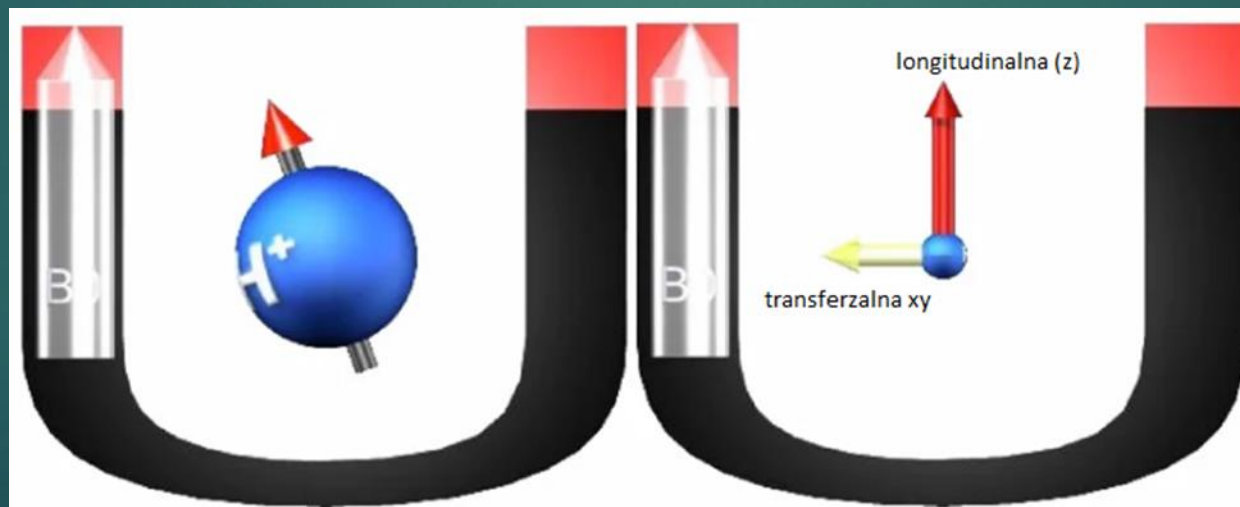
- Брзина процесирања спина водоника око своје осе названа је Лармарова фреквенција или резонантна фреквенција



МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

Лармарова фреквенција

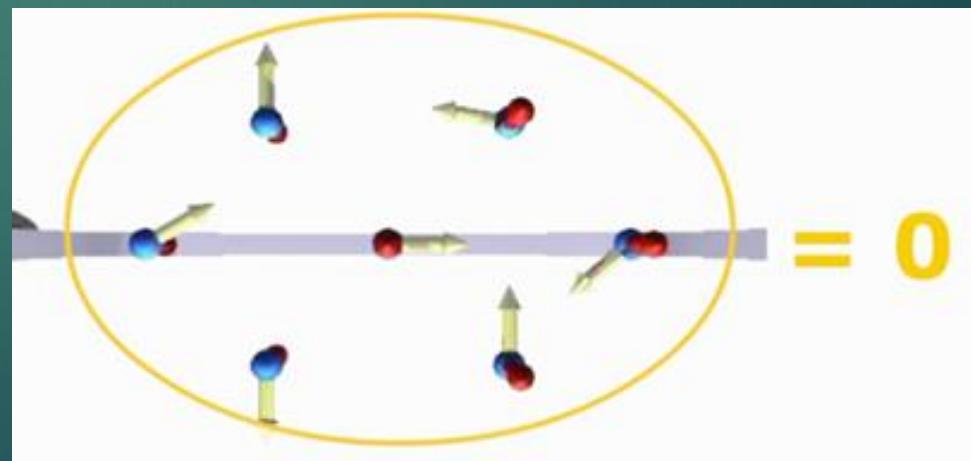
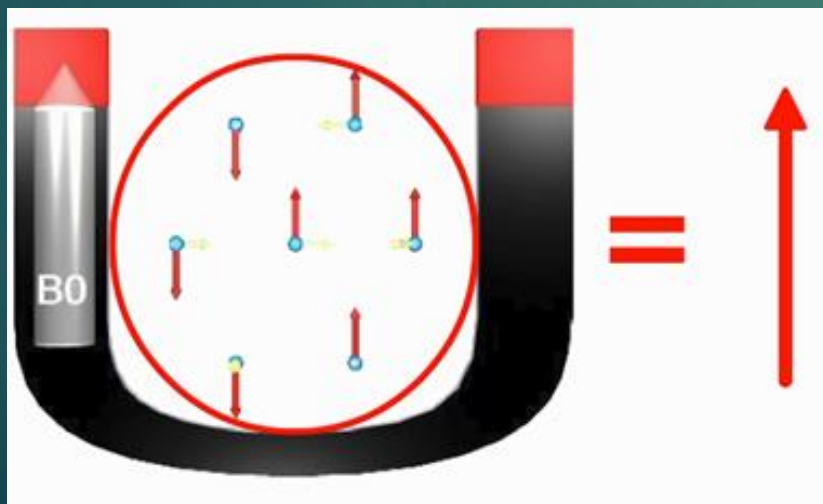
- Спин протона не ротира у потпуности пораванат са B_0 , већ под одређеним нагибом - процесирање
- Вектор нето магнетизације може се разложити на две компоненте лонгитудиналну (у смеру z -осе) и трансферзалну (у смеру xy равни)



МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

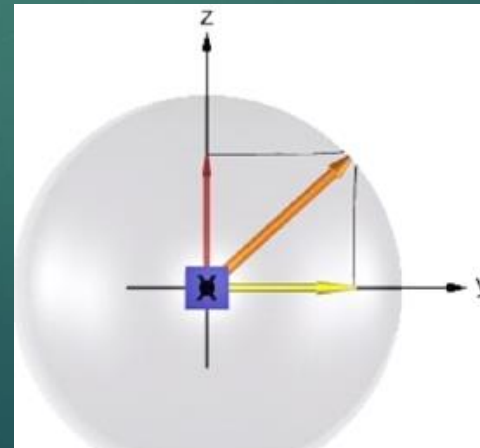
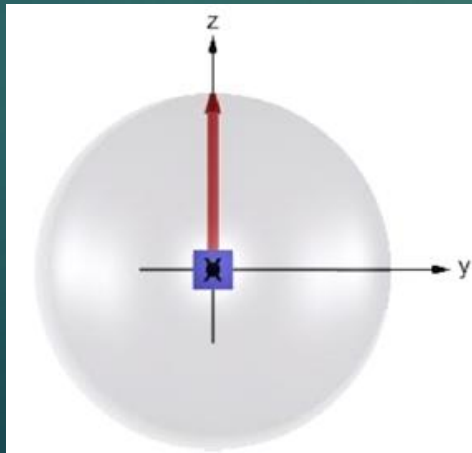
Лармарова фреквенција

- Спинови не ротирају у фази, па је укупни трансферзални вектор магнетизације једнак нули



МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

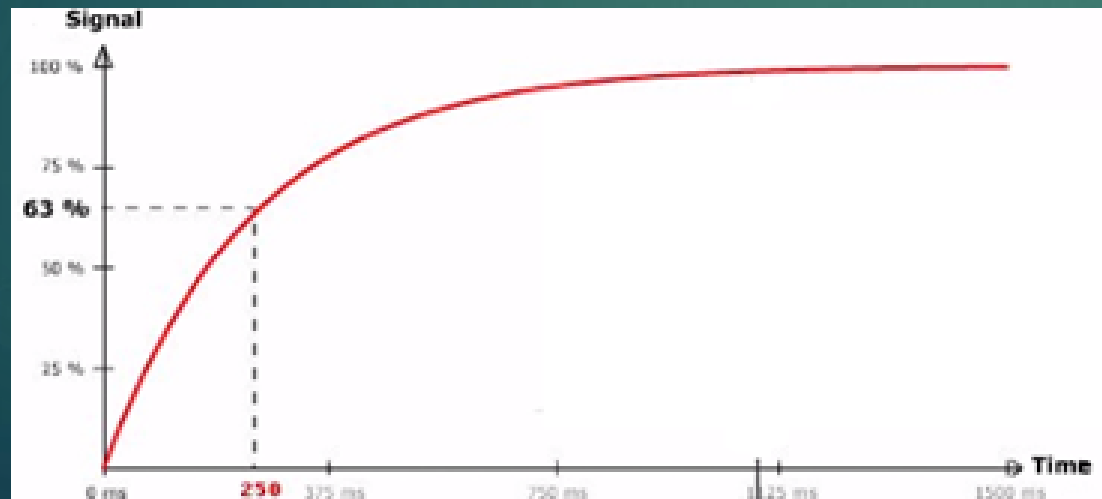
- Магнетна резонанца одговара енергетској интеракцији између спинова и побудног електромагнетног РФ таласа
- ЕКСЦИТАЦИЈА – интеракција између спинова и електромагнетног РФ таласа, лонгитудинална компонента M опада, трансферзална расте
- РЕЛАКСАЦИЈА – систем се враћа у равнотежно стање и при том емитује електромагнетну енергију



МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА

Релаксација

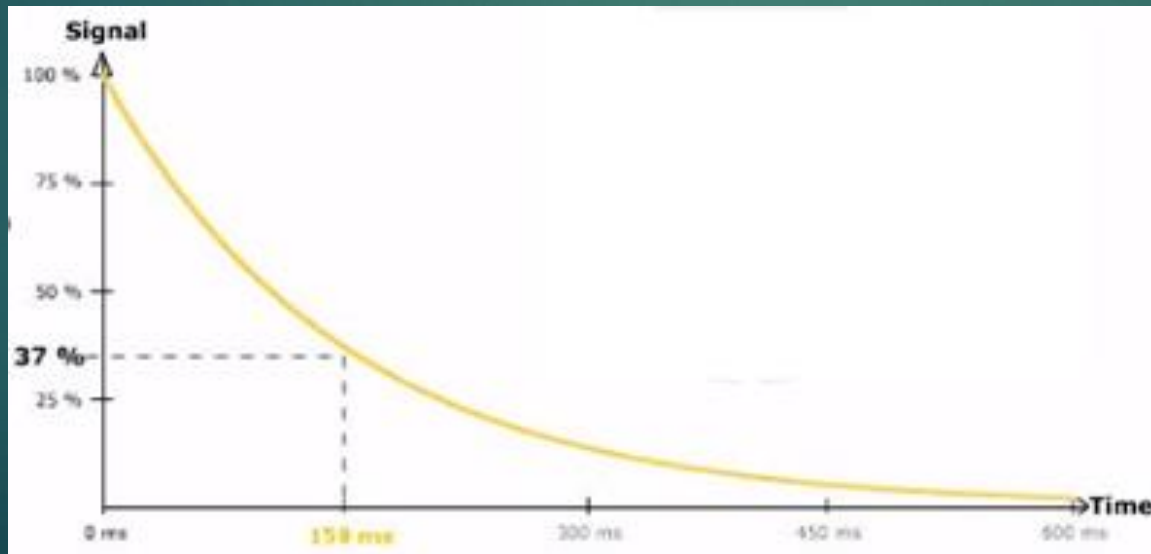
При релаксацији распознајемо два основна механизма:
Релаксација лонгитудиналне компоненте вектора M (њено враћање у првобитно стање), при чему долази емитовање РФ енергије



- описано је временом релаксације T_1 и оно има специфичне вредности за свако ткиво

МАГНЕТНА РЕЗОНАНЦА- релаксација

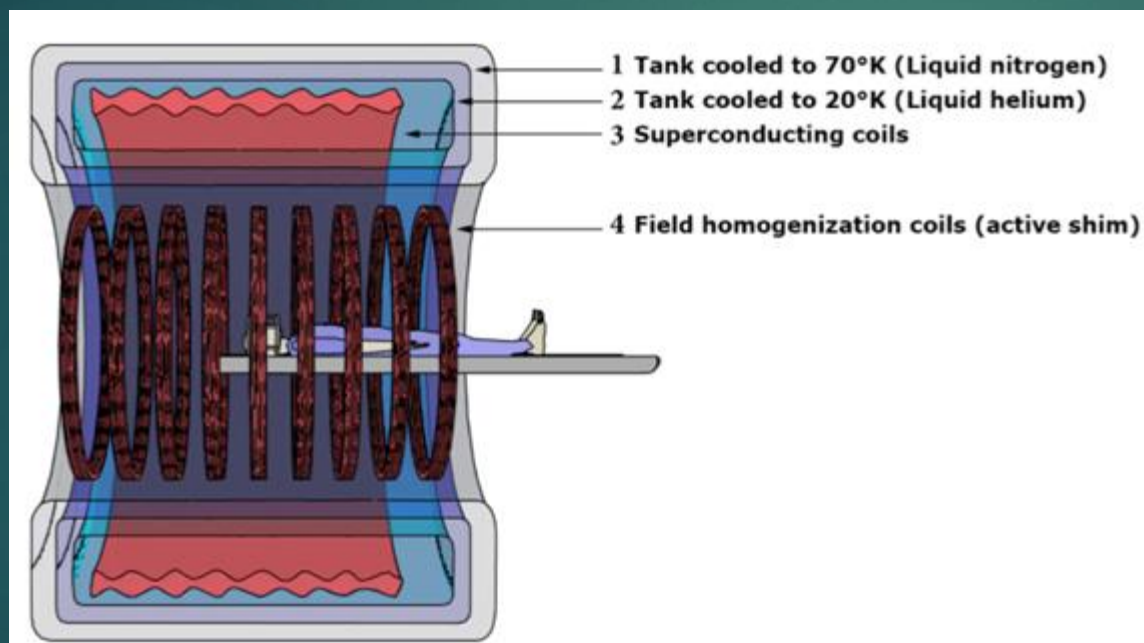
- Релаксација трансферзалне компоненте вектора магнетизације односи се на њено опадање и враћање у нулу
- временска константа T_2 која такође има специфичне вредности за свако ткиво



КОМПОНЕНТЕ МРИ СИСТЕМА

Стални магнет

- Ствара статичко магнетно поље B_0 , које чино основ за мерење укупне магнетизације.

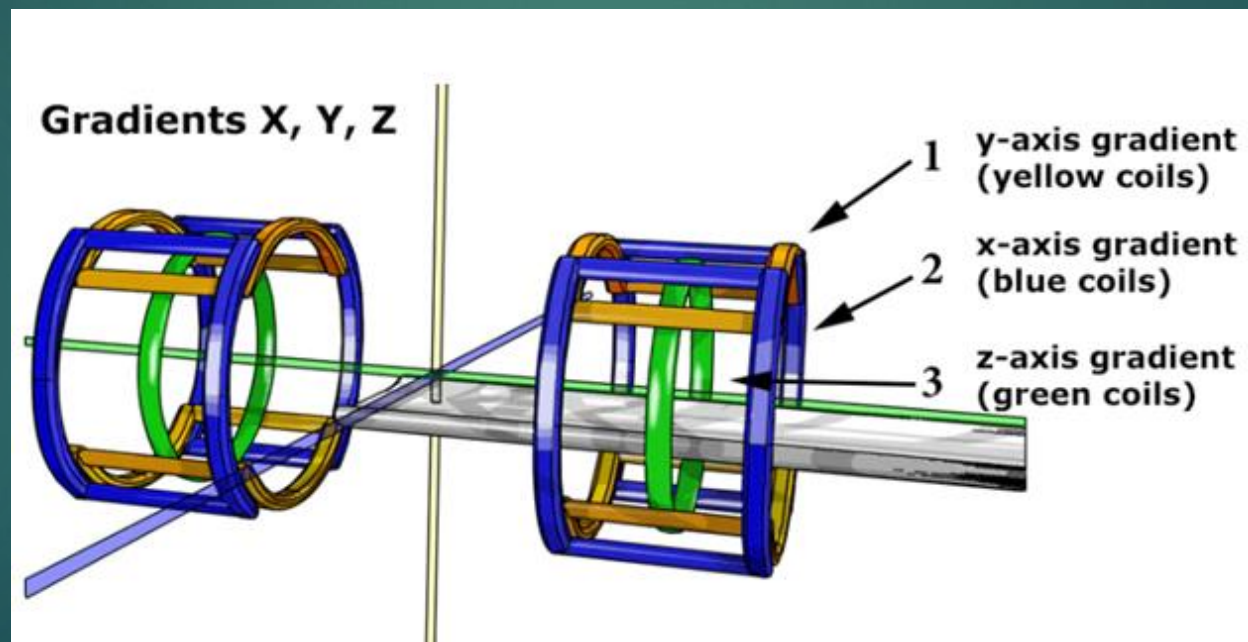


- суперпроводљиви калем који се хлади течним хелијумом и потопљеним у течни азот
- Јачина магнетног поља у МР мери се јединицом Т (Тесла). У клиничке сврхе користе се магнети јачине између 0,1 и 4,0 Т, а у експерименталне сврхе и преко 9 Т
- то магнетно поље је 30.000 пута јаче од Земљиног

КОМПОНЕНТЕ МРИ СИСТЕМА

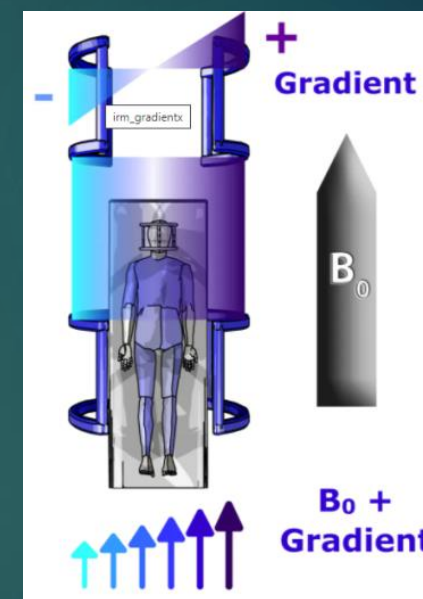
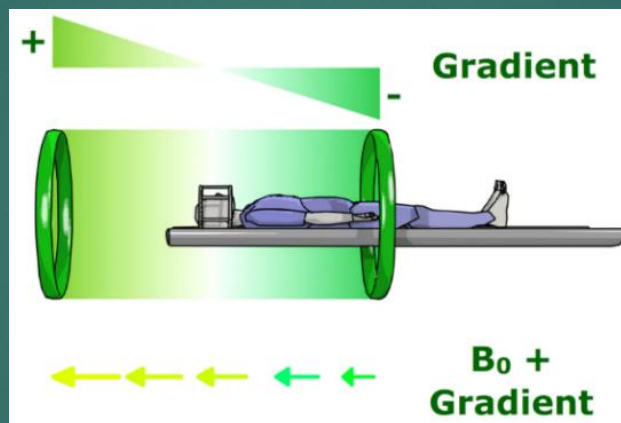
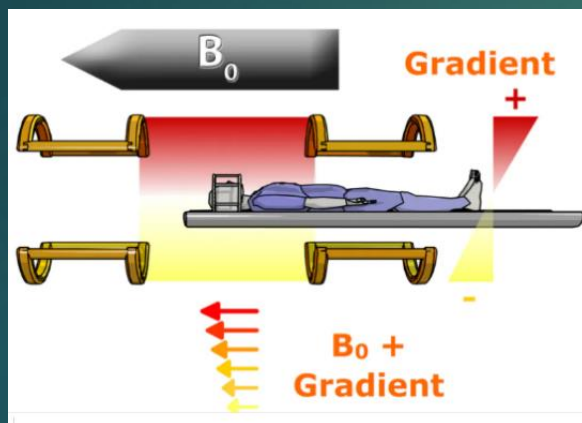
Градијенти

- Градијенти служе за просторно кодирање добијених МР сигнала



КОМПОНЕНТЕ МРИ СИСТЕМА

Градијенти

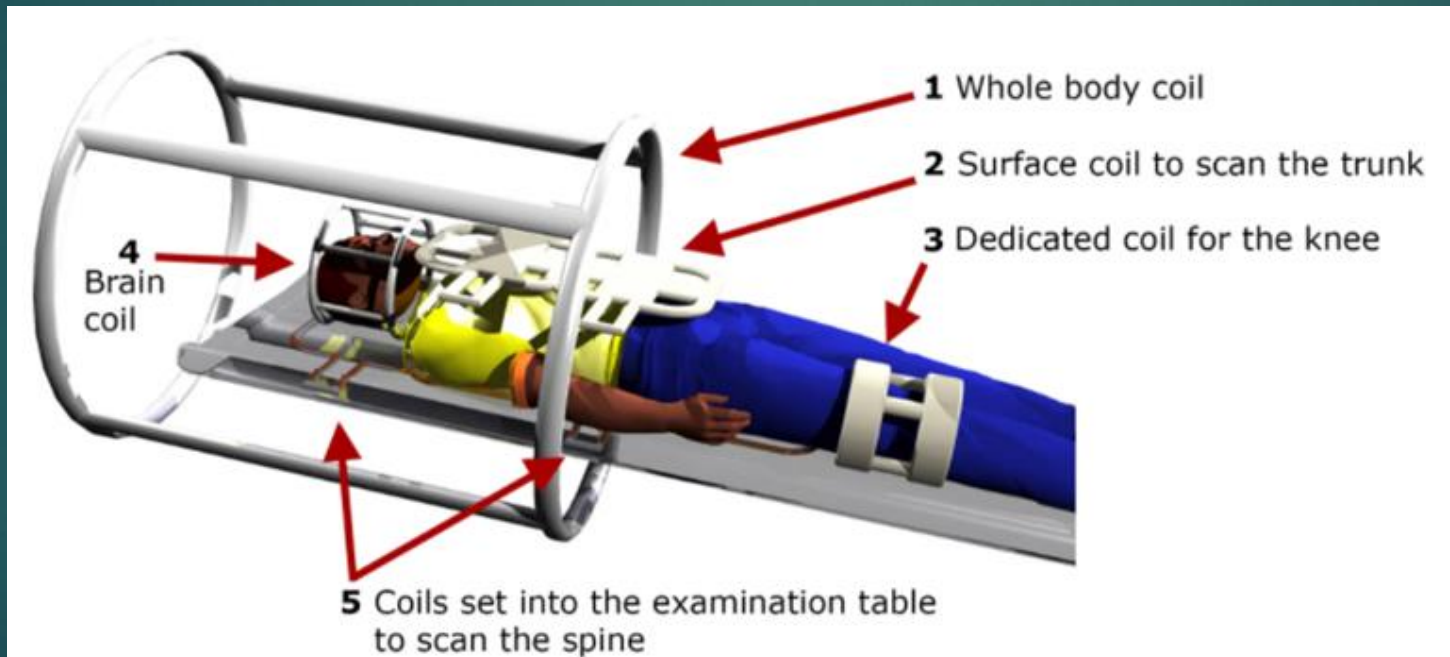


- стварају линеарне варијације магнетног поља у простору
- додају се главном пољу

КОМПОНЕНТЕ МРИ СИСТЕМА

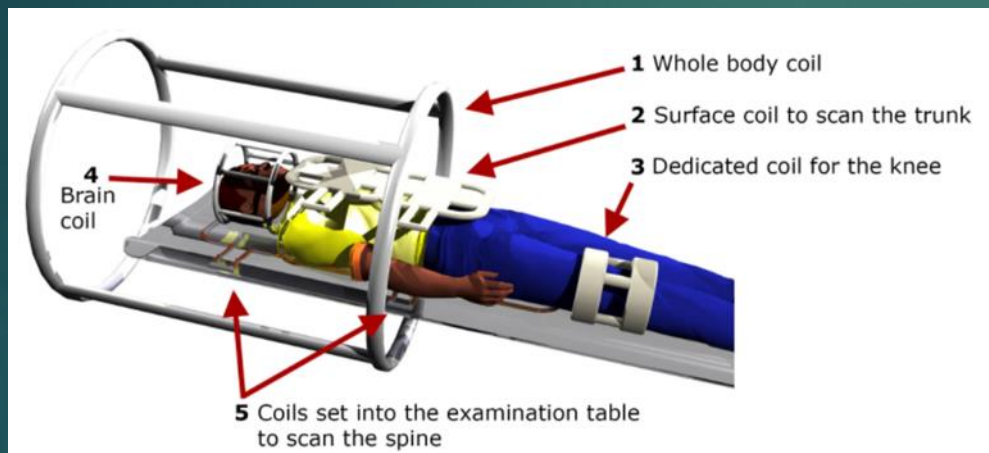
Радиофреквентни систем

- садржи скуп компоненти за пренос и пријем радиофреквентних таласа који учествују у ексцитацији језгара водоника, избору пресека, примени градијената и аквизицију сигнала



КОМПОНЕНТЕ МРИ СИСТЕМА

Радиофреквентни систем



РФ калемови могу бити :

Површински — постављени да имају директан контакт са зоном од интереса

За цело тело - смештен у самом гентрију

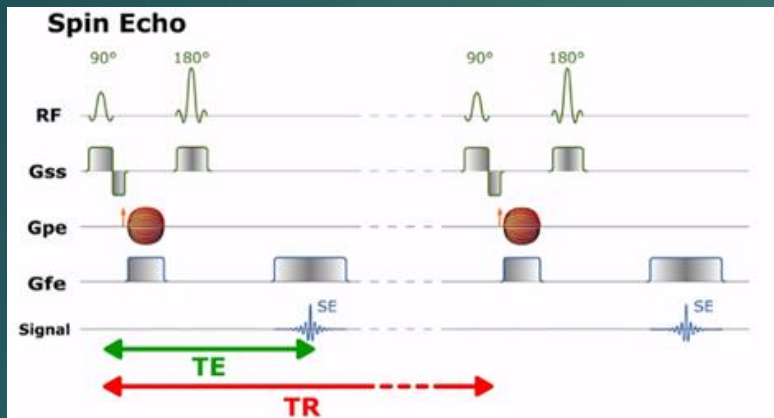
КОМПОНЕНТЕ МРИ СИСТЕМА

- Фарадејев кавез- пошто језгра резонују на фреквенцији веома блиској фреквенцији радио-таласа који се користе у радиодифузији и ФМ опсегу, неопходно је МРИ уређај поставити у Фарадејев кавез да би се изоловао од спољних РФ сигнала који могу да утичу на генерисани сигнал.

РАЧУНАРСКИ СИСТЕМ

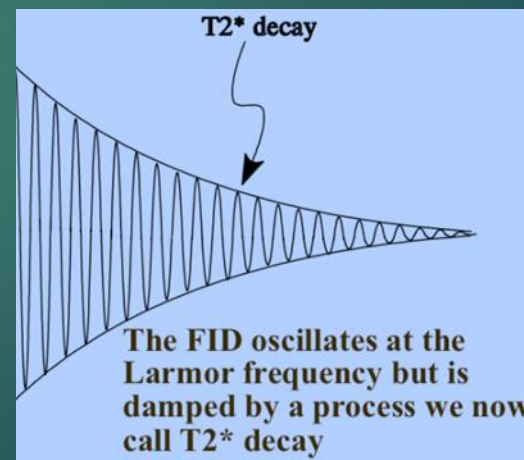
Као код свих савремених имиџинг система рачунарски систем служи као конзола за аквизицију сигнала (координација између различитих фаза испитивања, секвенци) и за обраду слике.

ФОРМИРАЊЕ МР СЛИКЕ



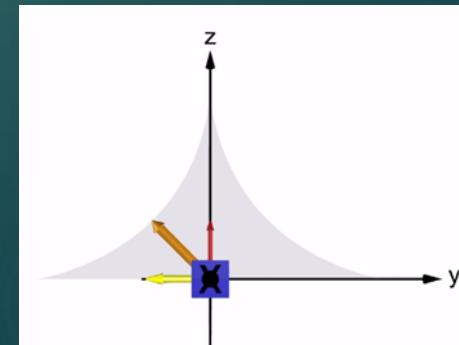
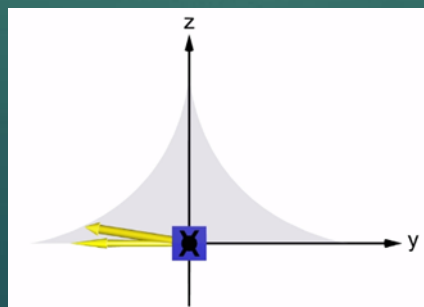
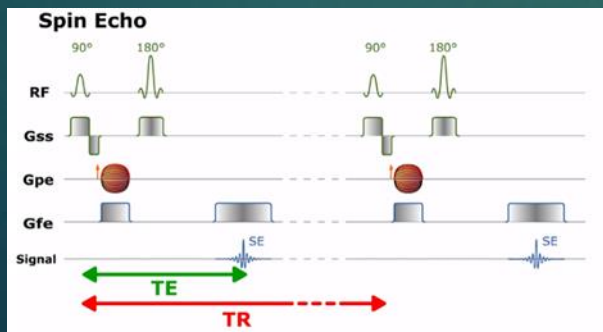
- Основни начин за добијање МР слике је секвенца

- Сигнал који се емитује услед релаксације трансверзалне компоненте вектора магнетизације назива се ФИД (FREE INDUCTION DECAY) сигнал. Он се не може директно конвертовати у МРИ сигнал јер нема довољно времена да се одреди просторно кодирање



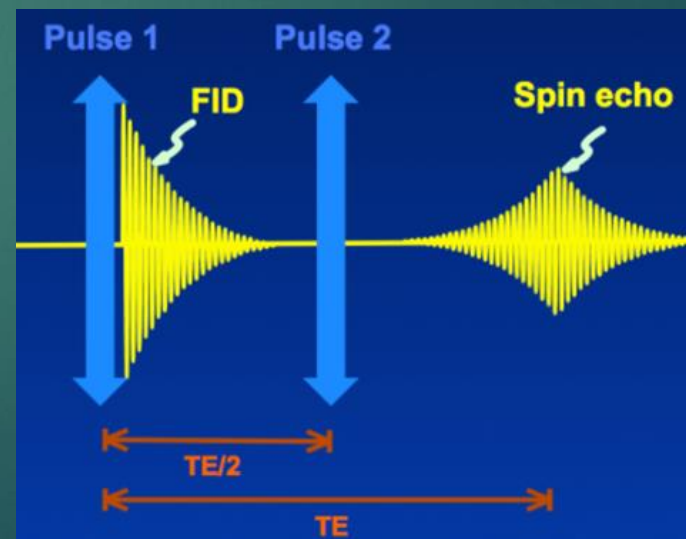
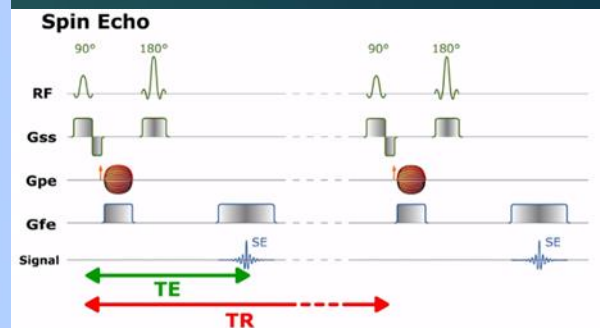
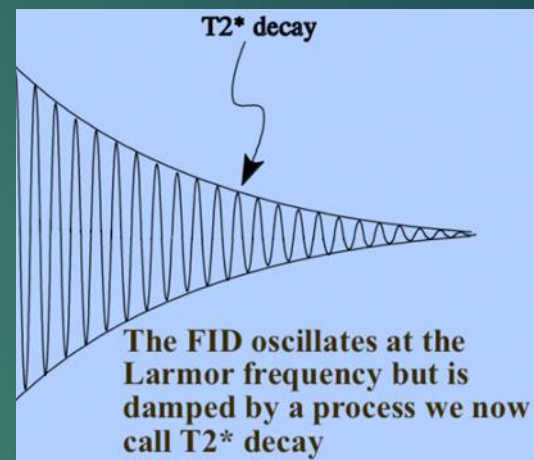
ФОРМИРАЊЕ МР СЛИКЕ

- ❑ Да бисмо добили жељену слику потребно је одрадити следеће кораке:
- ❑ Изабрати област од интереса коју снимамо – избор пресека (градијент за избор пресека)
- ❑ Извршити екситацију изабране области РФ импулсом (90 степени) –
- ❑ Генерисањем импулса, лонгитудинална компонента вектора магнетизација опада, док се трансферзална појављује. Када је предајник искључи, долази до релаксације; трансферзална магнетизација нестаје (временом T_2), док се лонгитудинална опоравља (време T_1), протони реемитују енергију



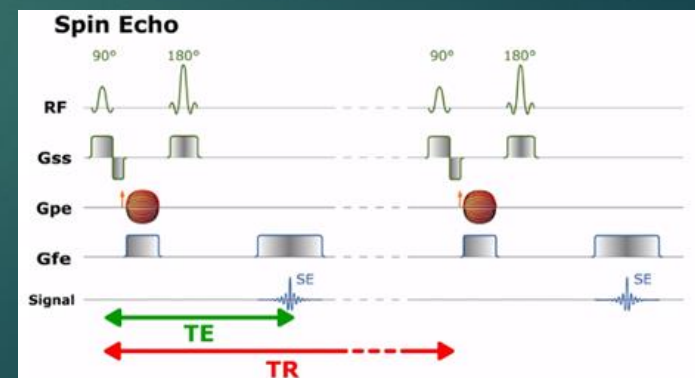
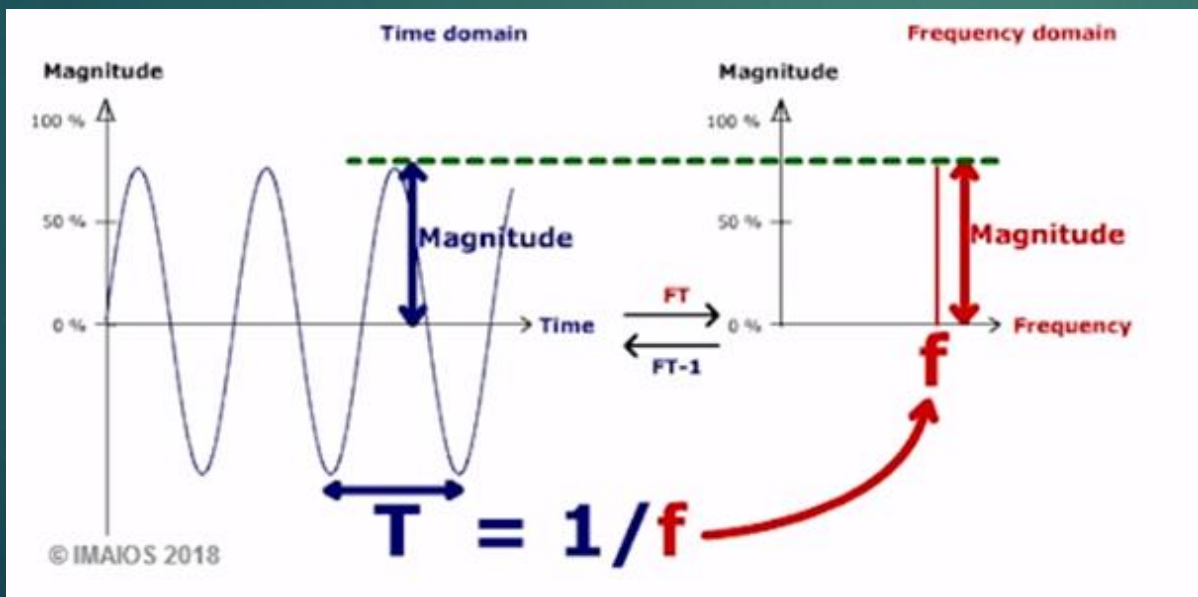
ФОРМИРАЊЕ МР СЛИКЕ

- Генерисати ФИД сигнал
- Генерисати РФ сигнал (180 степени)
- Овај сигнал може поништити нехомогености у магнетном пољу услед чега нису сви спинови у фази (немају исту брзину процесирања). Њиховим врћањем у фазу стиче се услов за генерисање се спин ехо сигнала.



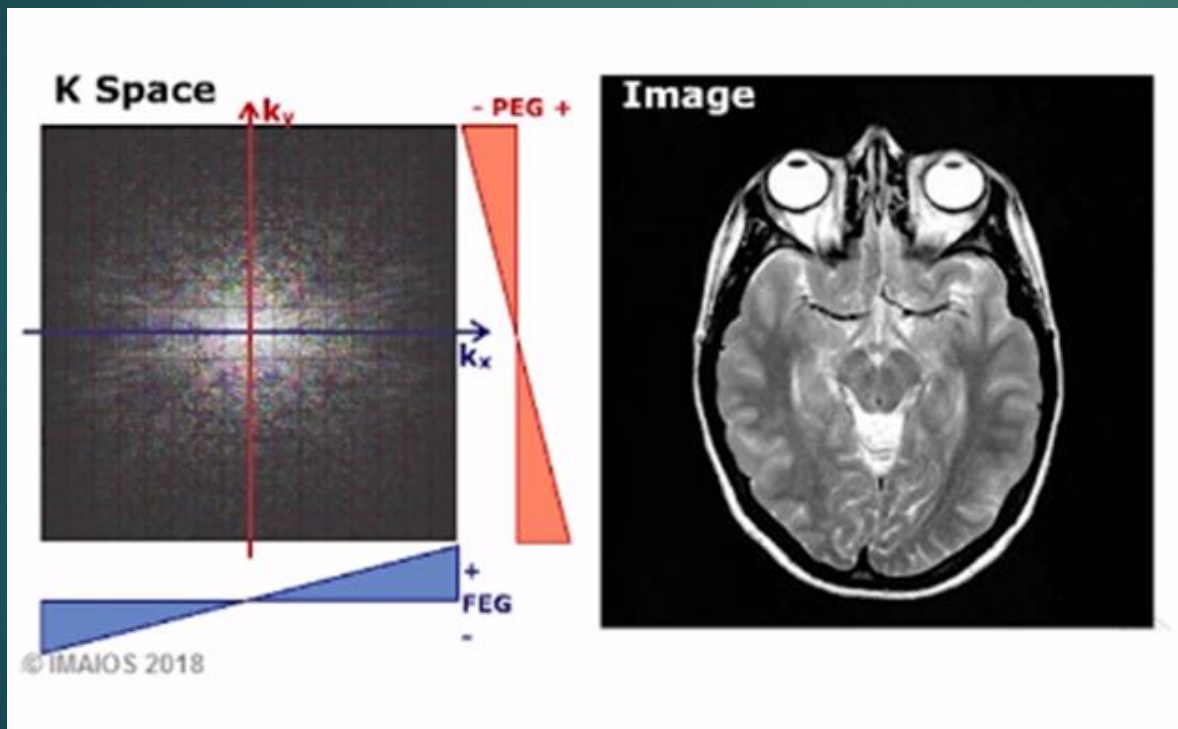
ФОРМИРАЊЕ МР СЛИКЕ

- Очитавање спин ехо сигнала помоћу гардијента очитавања и активирање АДЦ конвертора
- Очитани спин ехо сигнал се АДЦ конвертором дигитализује - спроводи се 2D Фуријеова трансформација (већ смо објаснили да из временског домена прелазимо у фреквенцијски).

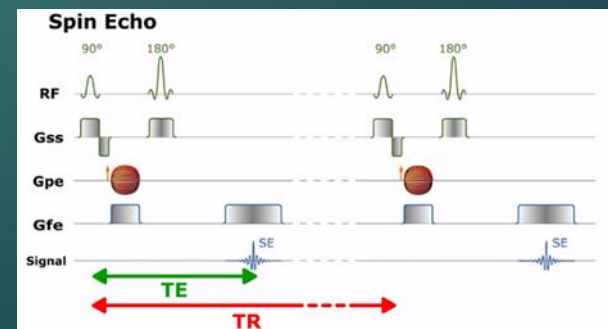


ФОРМИРАЊЕ МР СЛИКЕ

Добијеним вредностима попуњава се к-простор у ком је у-оса фазно кодирана, а х-оса фреквенцијски кодирана.



Над к - простором се изводи инверзна Фуријеова трансформација на основу које се добије МР слика.



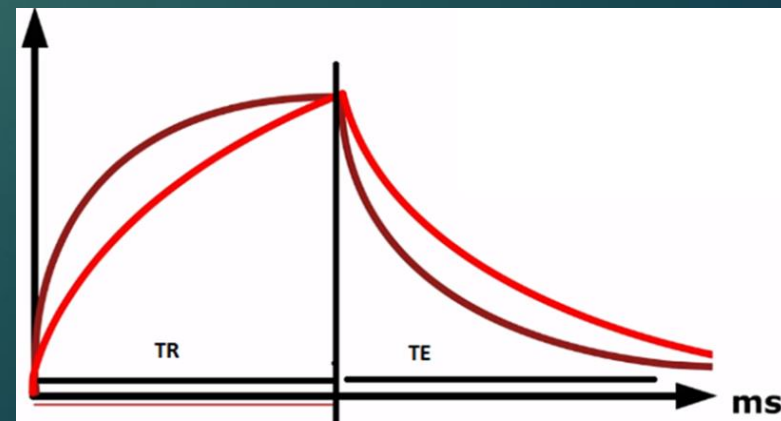
ТЕЖИНСКИ ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА КОНТРАСТ СЛИКЕ

Да бисмо могли да прикажемо МР слику морамо дефинисати тежинске факторе који утичу на коначан приказ слике. То су:

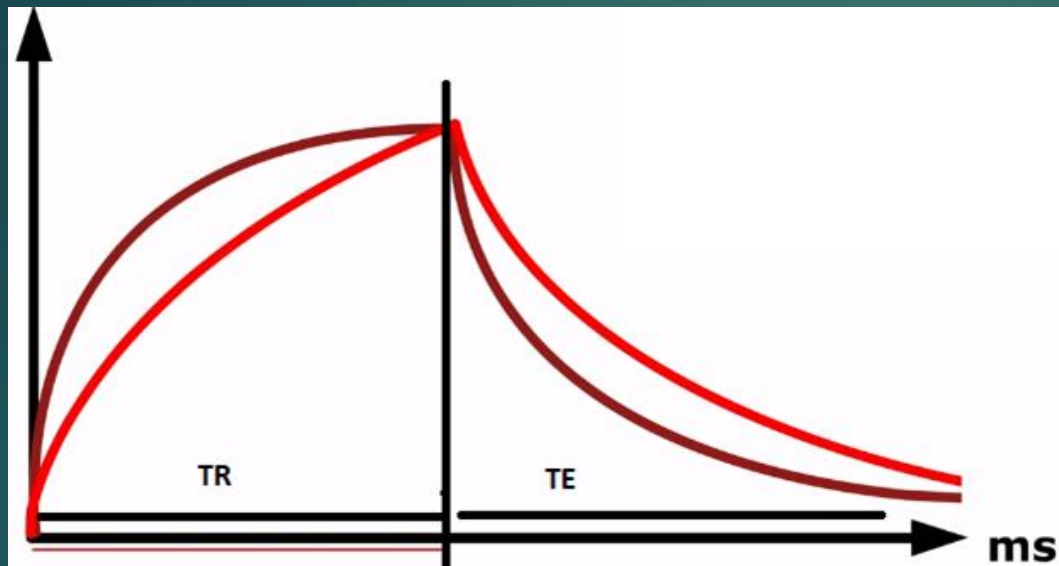
време релаксације T_1 – зависи од размене енергије између атома воде и молекуларног ткива (зависи од времена TR)

време релаксације T_2 – зависи од интеракције међу суседним спиновима (зависи од времена TE)

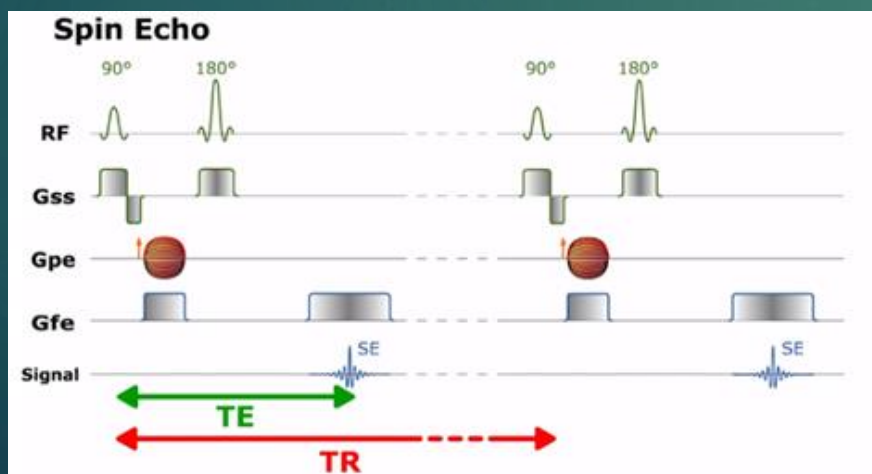
густина протона – сигнал се појачава повећањем броја протона унутар јединице запремине (вохел).



ТЕЖИНСКИ ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА КОНТРАСТ СЛИКЕ

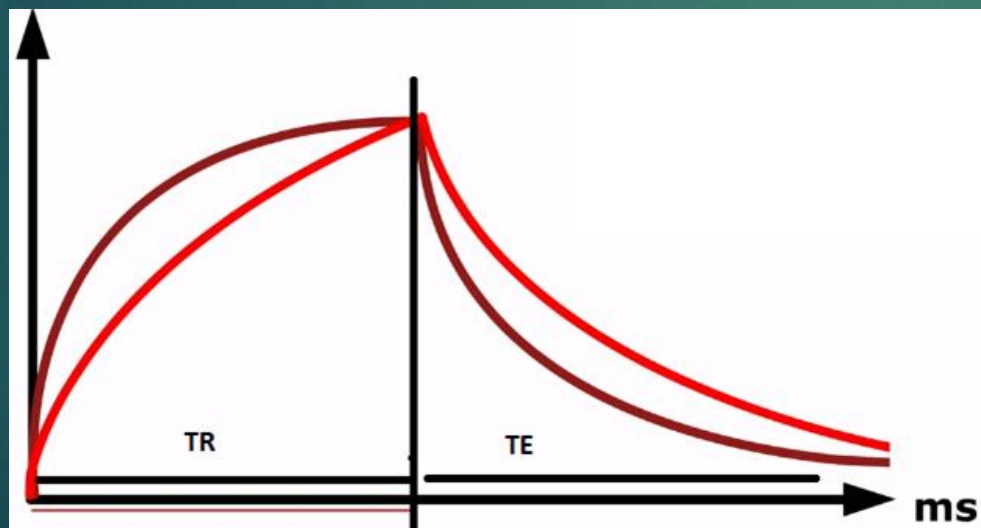


ТР – време између две
узастопне екситације РФ
импулсима под 90 степени
ТЕ - време између
Екситационог импулса под
90 степени и генерисања
спин ехо сигнала.



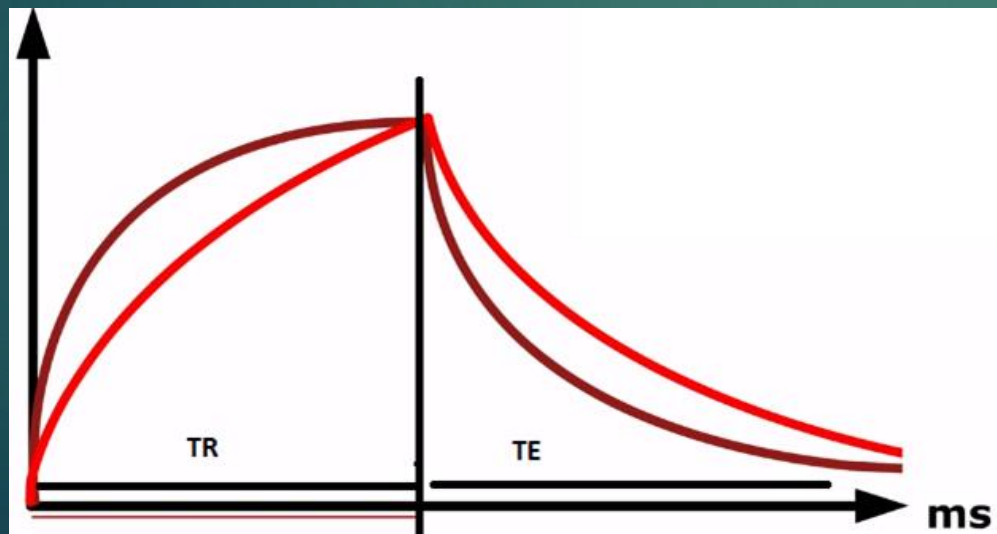
ТЕЖИНСКИ ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА КОНТРАСТ СЛИКЕ – T2

- ДУГО TR - T1 релаксација је стигла да се врати у равнотежно стање за сва ткива $TR \geq 2-3 \cdot T1$
- ДУГО TE - T2 времена различитих ткива имала су довољно времена да се створи оптимална контрастна разлика између њих $TE \sim T2$



ТЕЖИНСКИ ФАКТОРИ КОЈИ УТИЧУ НА КОНТРАСТ СЛИКЕ – T1

- КРАТКО TR - трансферзална магнетизација различитих ткива није се довољно опоравила те је контраст оптималан
- КРАТКО TE - Довољно кратко да релаксација услед времена T2 још не стигне да створи довољан контраст

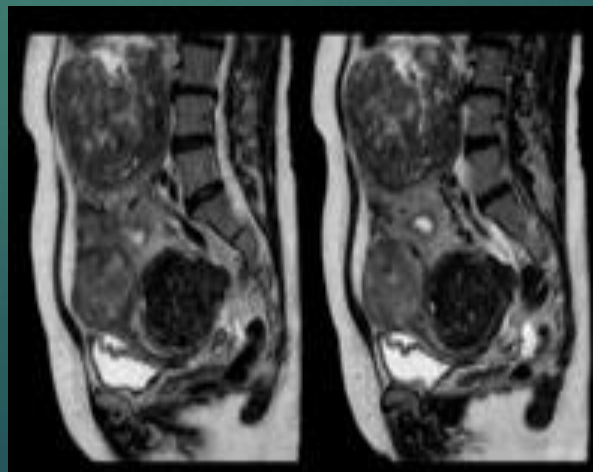
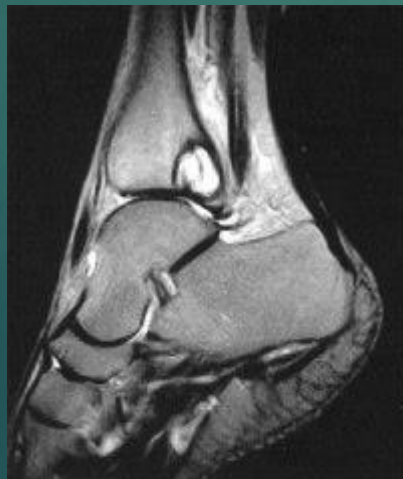
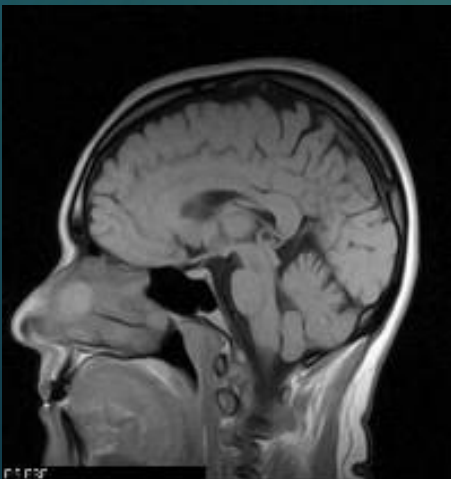


ПРЕДНОСТИ МР

- ▶ Савремена метода у дијагностиковању болести органа и органских система целог тела и ЦНС
- ▶ Висока осетљивост на промене садржаја воде унутар ткива у патолошким стањима као и висока контрастност различитих ткива
- ▶ Висока осетљивост у откривању тумора и односа према околини, што пружа боље информације у односу на друге дијагностичке модалитете
- ▶ Промене у задњој лобањској јами се боље виде у компарацији са КТ прегелдом

ПРЕДНОСТИ МР

- Савршена визуализација органа -приближно сликама из анатомског атласа (сензитивнија и резолутивнија метода од КТ)
- Приказ органа у све три главне равни
- Нема зрачења, нема штетних дејстава на организам
- Безболна, неинвазивна, комфорна и безопасна метода, како за пацијенте тако и за здравствено особље
- Коштане структуре нису препреке за визуализацију



НЕДОСТАЦИ МР

- ▶ Отежана визуализација калцификација-супериорнији од КТ
- ▶ Преглед дуго траје
- ▶ Доступност прегледа
- ▶ Висока цена прегледа
- ▶ Постојање МР некомпатибилних метала у телу пацијента
- ▶ Проблем узнемирености пацијента , клаустрофобије као и маркантне конституције пацијената

ИНДИКАЦИЈЕ ЗА МР: НЕУРОЛОШКЕ И НЕУРОХИРУРШКЕ БОЛЕСТИ ЕНДОКРАНИЈУМА

- ▶ Конгениталне малформације
- ▶ Педијатријска обољења
- ▶ Токсично-метаболичне болести мозга
- ▶ Цереброваскуларне болести
- ▶ Тумори мозга
- ▶ Обољење беле мождане масе
- ▶ Дгенеративна обољења
- ▶ Неуроинфекције
- ▶ Трауме мозга

ИНДИКАЦИЈЕ ЗА МР: БОЛЕСТИ КИЧМЕНОГ СТУБА

- ▶ Дегенеративна обољења кичменог стуба
- ▶ Повреде кичме и кичмене мождине
- ▶ Инфекције кичменог стуба
- ▶ Трауматске повреде кичменог стуба
- ▶ Васкуларна обољења
- ▶ Тумори кичменог стуба

ИНДИКАЦИЈЕ ЗА МР: ОСТАЛА ОБОЉЕЊА

- ▶ Ендокрине болести
- ▶ Кардиоваскуларних обољења
- ▶ Болести медијастинума и плућа
- ▶ Болести абдомена и карлице:
- ▶ Болести органа за варење и других органа трбуха и карлице
- ▶ Болести хепатобилијарног стабла, панкреаса и жучних путева
- ▶ Болести костију, зглобова и мишића
- ▶ Дијагностика патологије дојке

КОНТРАИНДИКАЦИЈЕ ЗА МР

- ▶ Клаустрофобија
- ▶ Постојање страног тела , хируршки уграђени материјали на бази метала који су некомпатибилни за МР, стари пејсмејкери
- ▶ Имплантирани дозер лекова
- ▶ Неуростимулатор
- ▶ Алергија на контрастно средство-релативна
- ▶ Трудноћа и дојење: Нема доказа за МРИ штети плоду, трудницама се не препоручује МРТ осим ако није витална индикација
- ▶ Тетоважа или стална шминка-артефакти

