

МЕДИЦИНСКА РАДИАЦИОННА ФИЗИКА

(СЪЩНОСТ И ПЕРСПЕКТИВИ)

CERN

24 – 30 July 2011

GENEVA, SWITZERLAND

- **Йонизиращи Лъчения (ЙЛ), Източници на Йонизиращи Лъчения (ИЙЛ)**
- **Дозиметрични величини**
- **Уреди за измерване на дозиметричните величини**
- **Взаимодействие на ЙЛ с веществото**
- **Генератори на ЙЛ в медицината**
 - Рентгенова тръба**
 - Компютърен томограф (СТ)**
 - Медицински ускорители**
- **Клинични снопове използвани в медицината**
 - Сноп от X лъчи**
 - Сноп от електрони**
- **Калибриране на лъчеви снопове**
- **Радиобиология**
- **Енергийни обхвати на ЙЛ използвани в медицината**
- **Радиотерапия**
- **Клиничен пример**
- **Съвременни форми на радиотерапията**
 - IMRT радиотерапия**
 - Протонна радиотерапия**
- **Нуклеарна медицина – Позитронно - Емисионен Томограф (PET)**
- **Радиационна защита и осигуряване на качество в рентгеновата диагностика**
- **Онкологична заболеваемост и оборудване в радиотерапията в България**

□ Радиационната физика има за предмет изучаването на физичните основи на многообразното използване на йонизиращите лъчения.

□ Медицината е първата и най-широка област на приложение на йонизиращите лъчения.

□ Съвременната медицина е немислима без рентгеновата диагностика (radiology diagnostic), без радионуклидната диагностика (nuclear medicine) и лъчетерапията (radiotherapy).

Медицинската радиационна физика

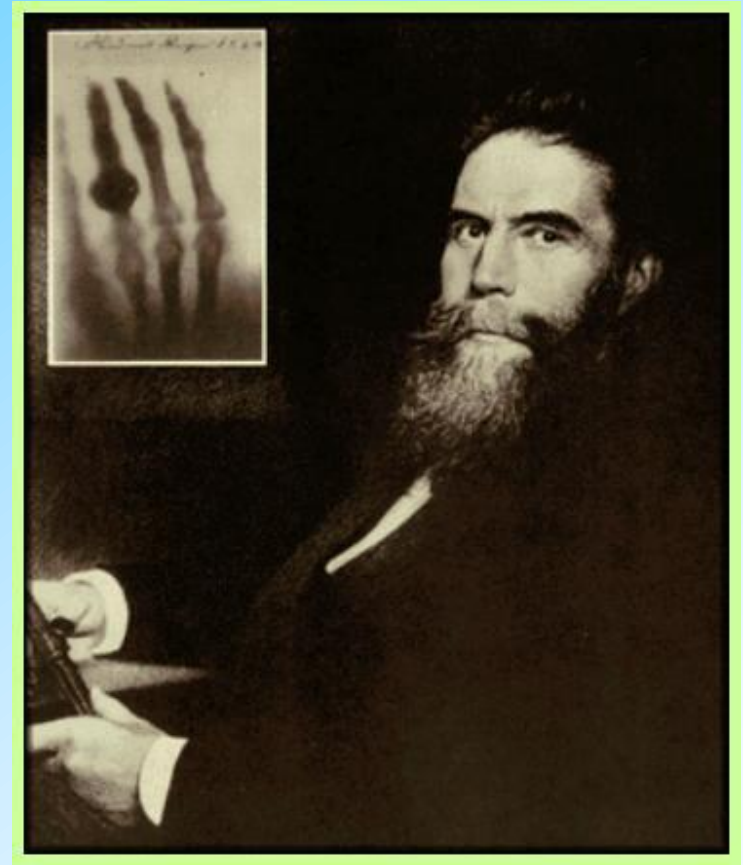
(Медицинска физика) е един от най-големите раздели на Приложната физика. Тя изучава съвкупността от явления, които се наблюдават изобщо в населението и в частност в тялото на пациента, използвайки колосалните успехи на физиката от края на XIX и началото на XX, а именно:

- ❑ Откриването на X лъчите
- ❑ Откриването на явлението радиоактивност
- ❑ Откриването на явлението изкуствена радиоактивност

Conrand Wilhem Roentgen

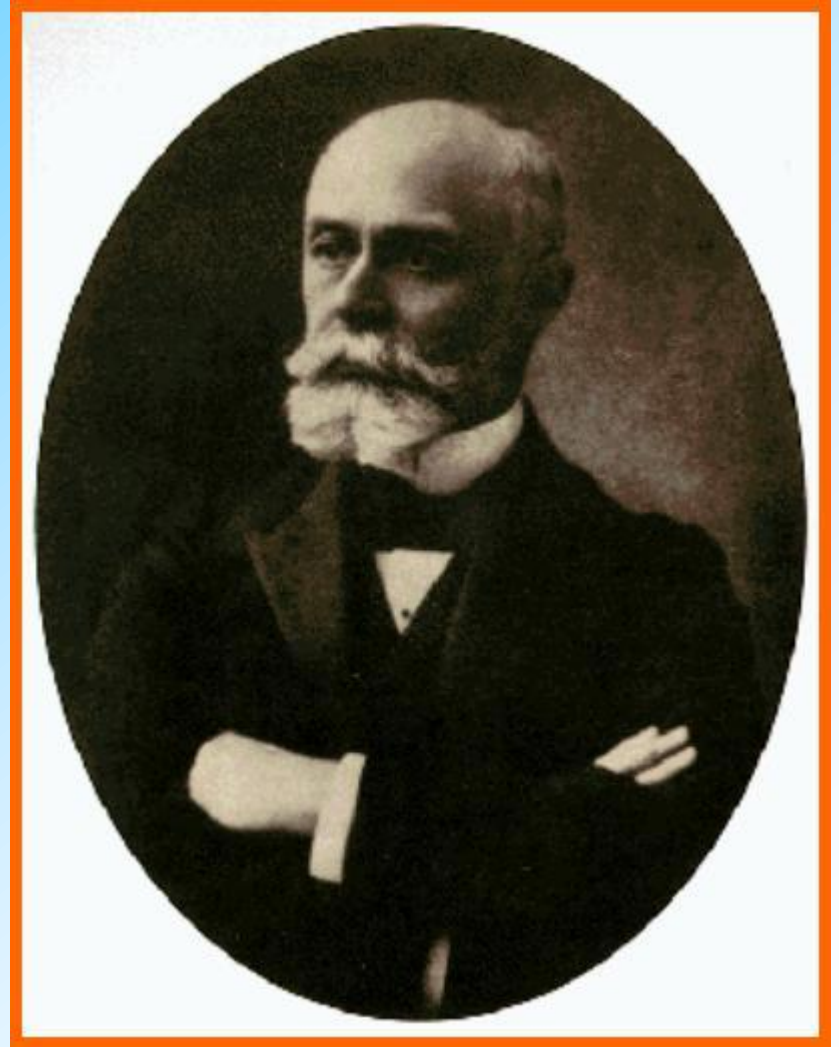
Откривател на X-
лъчите през 1896г.

Нобелова награда по физика – 1901г.



Henri Becquerel

Открива явлението
естествена
радиоактивност
през 1896.



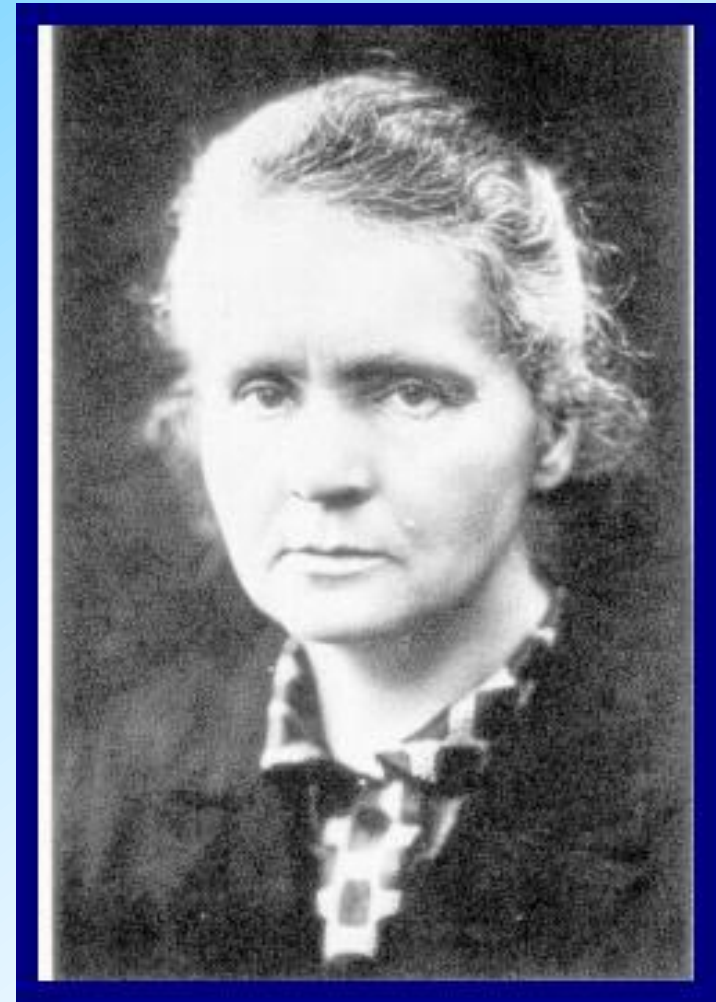
Нобелова награда по физика за 1903г.

Maria Curie

Изследвания на
радиационните явления

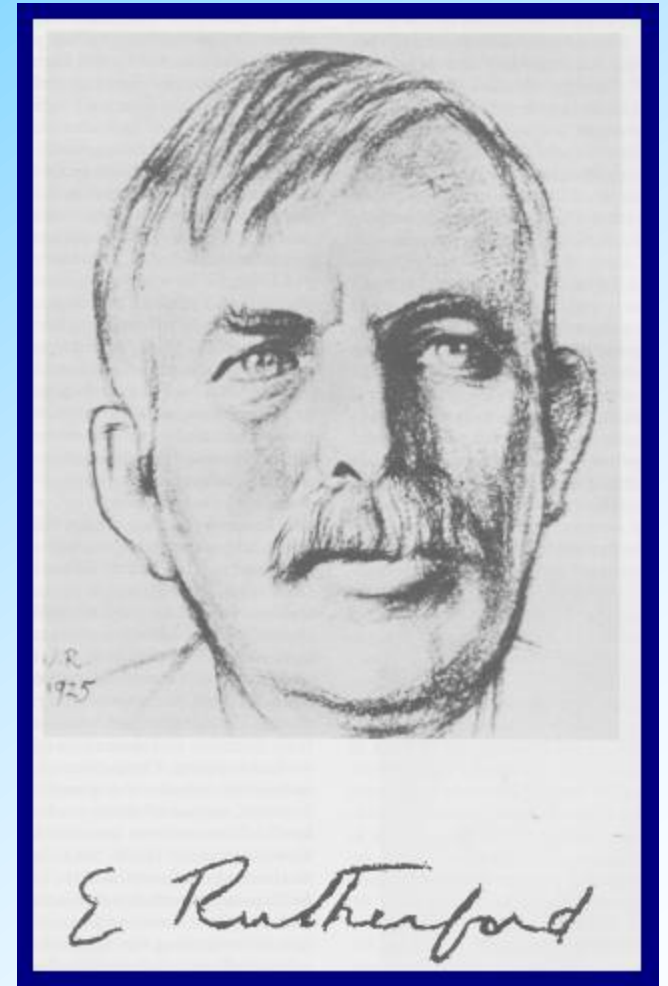
Откриване на химичните
елементи Ra и Po

Нобелова награда по физика - 1903г.
Нобелова награда по химия - 1911г.



Ernest Rutherford

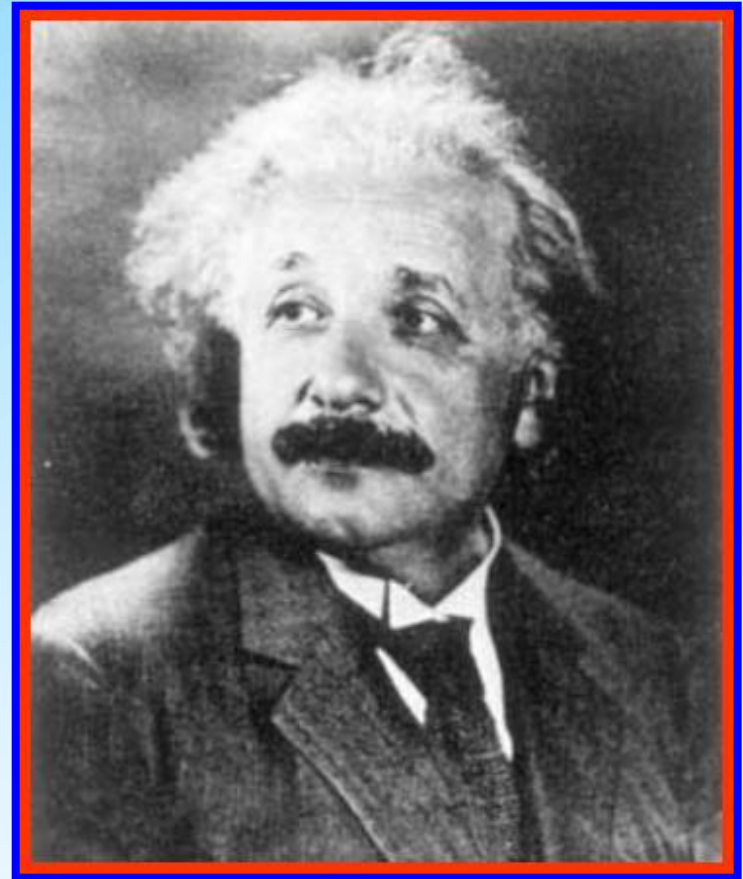
Автор на планетарния модел
за строежа на атома
през 1911г.



Нобелова награда по химия – 1908 г.

Albert Einstein

За приноса към
теоретичната физика и
откриването на закона
за фотоелектричния
ефект



Нобелова награда по физика – 1921г.

Irene Curie & Frederic Joliot



**Откриватели на явлението
изкуствена радиоактивност през 1934г.**

Нобелова награда по химия – 1935г.

Медицинската физика е в основата на клиничните специалности използващи йонизиращи лъчения при решаването на основната задача на медицината - грижата за здравето на пациентите:

□ **рентгеновата диагностика**
(radiology diagnostic)

□ **радионуклидната диагностика**
(nuclear medicine)

□ **радиотерапия**
(radiotherapy)

ОСНОВНИ НАПРАВЛЕНИЯ В МЕДИЦИНСКАТА ФИЗИКА

Радиотерапия

- повърхностна с X лъчи
- дълбока с X лъчи
- Co – 60
- X лъчи (високо енергетични снопове)
- електрони
- протони

Радиологична диагностика (Конвенционална рентгенова, Компютър – Томографска /СТ/)

Нуклеарна медицина

Радиационна защита

Задачи на медицинския физик

(Директива 97/43 EURATOM и Наредба №30 на МЗ)

- ❑ консултира ръководителя на лечебното заведение и персонала по въпроси на радиационната защита
- ❑ оценява дозата на пациента при диагностични изследвания
- ❑ участва в оптимизацията на медицинските радиологични процедури съвместно с лекаря, който провежда облъчването
- ❑ участва в разработването и прилагането на програми за контрол на качеството на радиологичната апаратура
- ❑ отговаря за калибрирането и метрологичния контрол на средствата за измерване
- ❑ участва като консултант при избора на нова апаратура
- ❑ участва в оценката на аварийни ситуации
- ❑ непланирани събития, свързани с медицинското облъчване

ЙОНИЗИРАЩИ ЛЪЧЕНИЯ (ЙЛ)

ИЗПОЛЗВАНИ

В

РАДИАЦИОННАТА МЕДИЦИНА

ЙОНИЗИРАЩИ ЛЪЧЕНИЯ

- ❑ **Йонизиращо лъчение** – лъчение състоящо се от директно и/или индиректно йонизиращи частици.
- ❑ **Директно йонизираща частица** – електрично заредена частица (α лъчи, e^- , p , и други), която притежава достатъчно енергия за йонизация, чрез удар.
- ❑ **Индиректно йонизираща частица** – незаредена частица (фотон, γ лъчи, n и други), която при взаимодействие с атомите на веществото предизвиква получаване на д.й.ч. или причинява ядрено превръщане при взаимодействие с веществото.

ЙОНИЗИРАЩИ ЛЪЧЕНИЯ

- **γ лъчение** – ЕМЛ с прекъснат енергиен спектър, възникващо от атомните ядра или при аниhilация на частица с античастица
- **X лъчение** – смес от **спирачно** и **характеристично лъчение**
- **Спирачно лъчение** – ЕМЛ с непрекъснат енергиен спектър, възникващо при забавяне на ел. заредени частици
- **Характеристично лъчение** - ЕМЛ с прекъснат енергиен спектър, възникващо при преходи на електрони към вътрешните слоеве на електронната обвивка на атома.
- **Фотонно йонизиращо лъчение** - общо понятие за **X лъчение** и/или **γ лъчение**.

ИЗТОЧНИЦИ НА ЙЛ в радиационната медицина

I. Радиоактивни източници (радиоактивност):

- ❑ телегаматерапевтични уредби (ТГТУ)
- ❑ вътретъканна и вътрекухинна брахитерапия
- ❑ радиофармацевтици за метаболитна брахитерапия

II. Генераторни:

- ❑ рентгенови уредби
- ❑ медицински ускорители
- ❑ циклотрони

Радиоактивност

□ Физично явление, свойство на ядрата наречени радионуклиди.

Радионуклиди - атомните ядра, които притежават свойството радиоактивност.

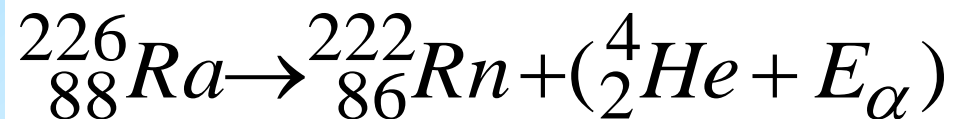
Радиоактивност е спонтанното изменение на масата, заряда **ИЛИ** енергията на атомните ядра, придружавано от излъчване на алфа- и бета-частици и на гама-лъчи.

Алфа-радиоактивно превръщане

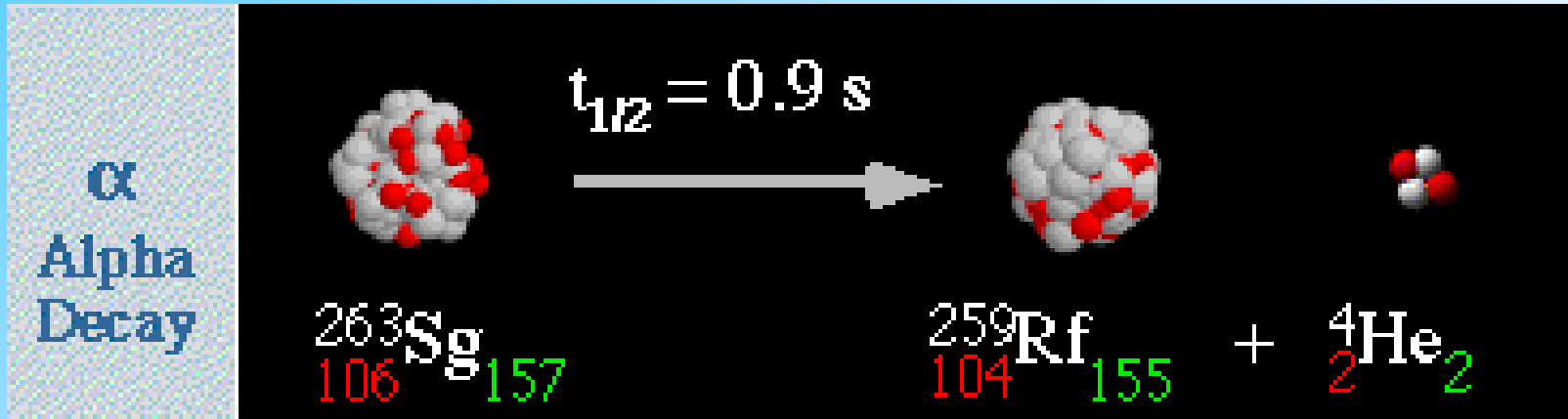
Алфа радиоактивни са предимно ядрата на тежките химични елементи (^{226}Ra , ^{232}Th , ^{235}U).

Алфа-лъчите (алфа-частиците) са хелиеви ядра - ^4He .

Ядрена реакция на алфа-радиоактивното превръщане:

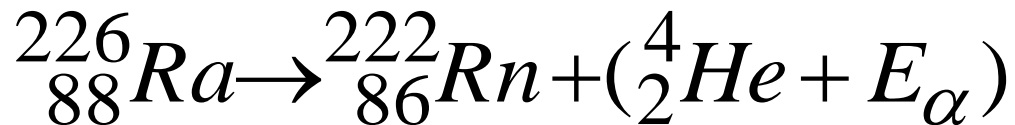
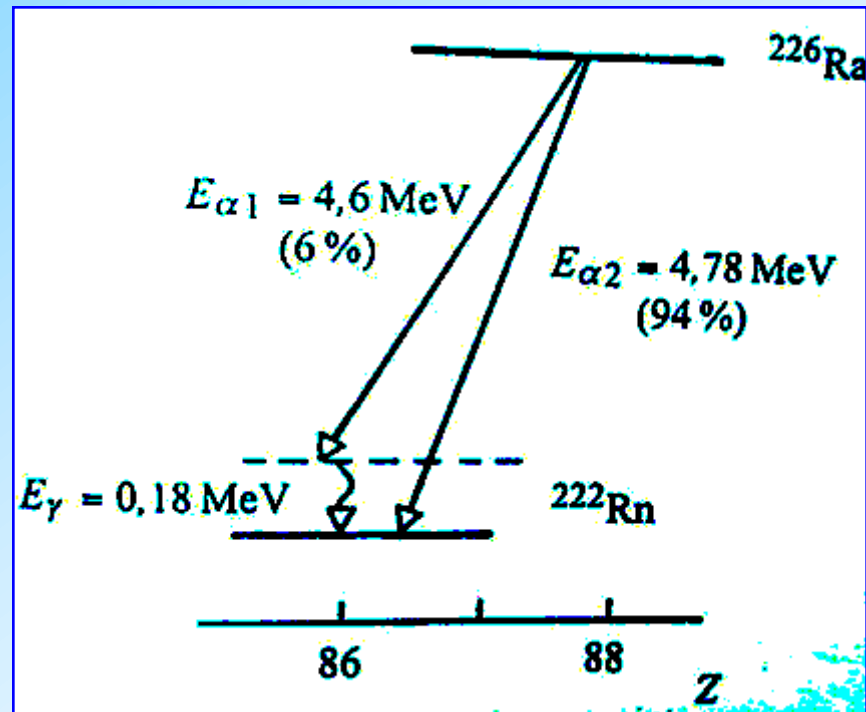


Alpha Разпад



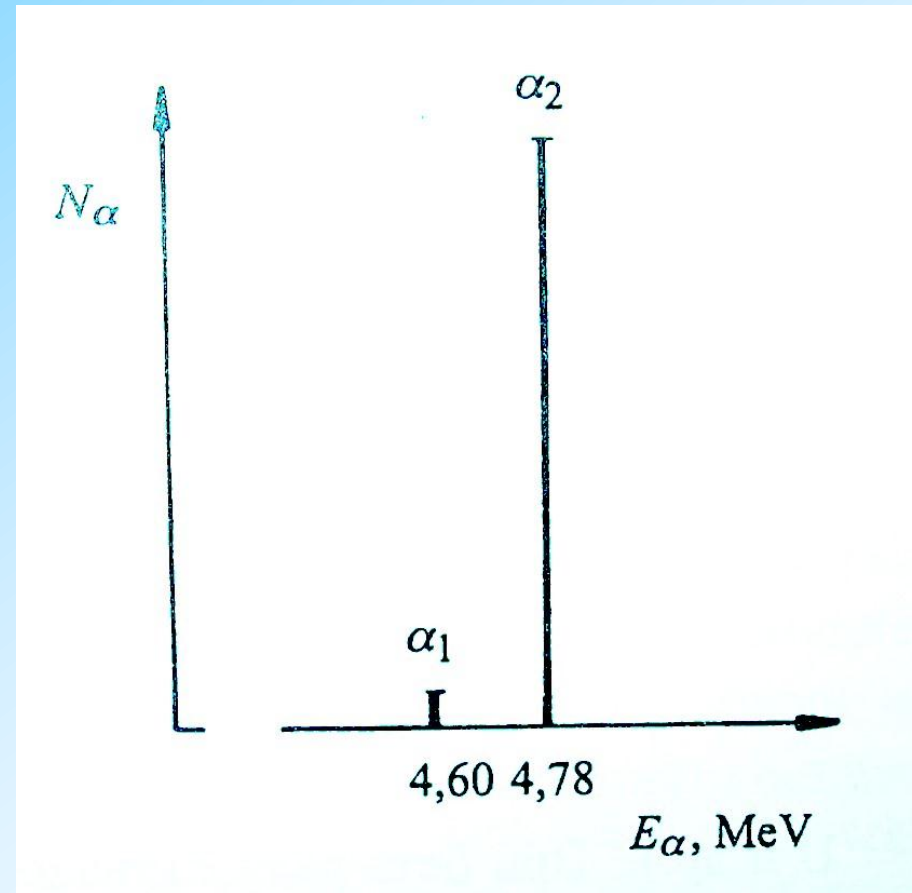
Алфа-радиоактивно превръщане

Най-популярният пример е алфа-радиоактивното превръщане на радий-226 в радон-222:



Алфа-радиоактивно превръщане

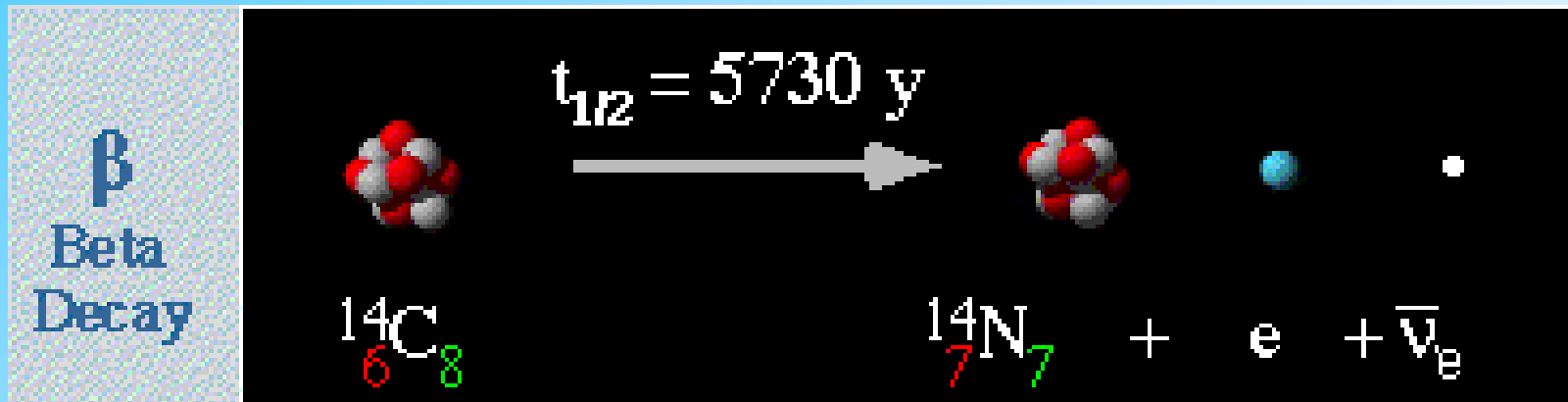
Алфа-лъчите
нямат
практическо
значение за
медицина.



Бета радиоактивно превръщане

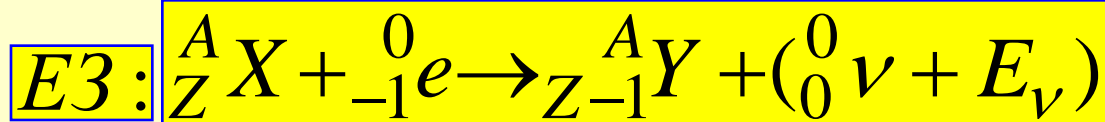
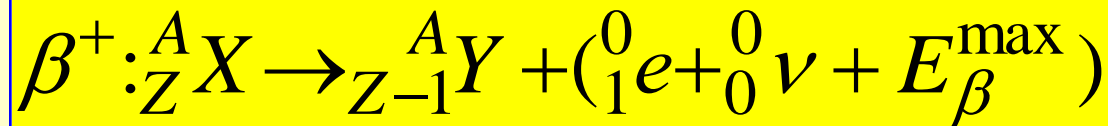
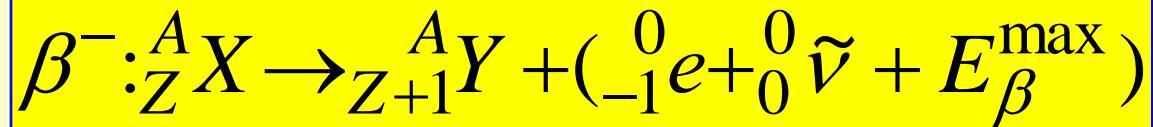
- Бета-радиоактивни са ядра от всички части на Периодичната система на химичните елементи - от леките (^3H , ^{14}C), средните (^{87}Rb , ^{90}Sr , ^{99}Mo , ^{113}Sn) до тежките (^{182}Ta , ^{192}Ir , ^{201}Tl).
- По-голяма част от бета-радиоактивните ядра са фактически бета-гама-радионуклиди.
“Чисти” бета-радионуклиди са около 20. (^3H , ^{14}C , ^{32}P , ^{90}Sr) (техните дъщерни ядра не излъчват гама-лъчи).

Beta разпад



Бета-радиоактивно превръщане

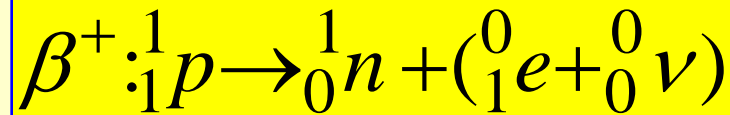
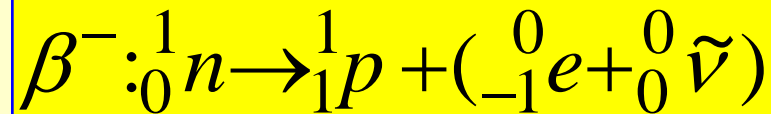
Бета-частиците са електрони и позитрони.
Те се получават при три ядрени реакции:



Бета-радиоактивно превръщане

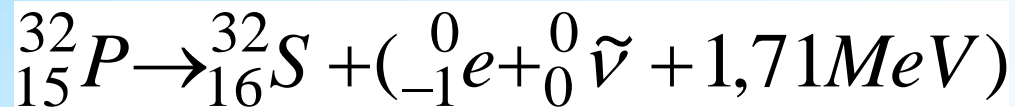
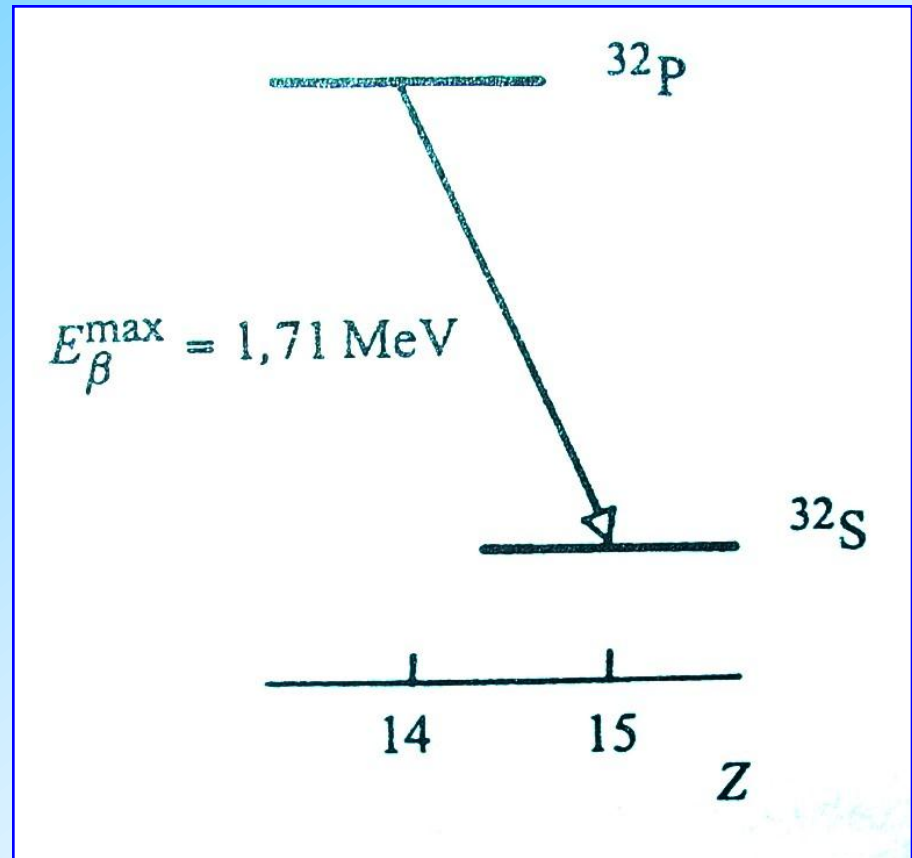
Какъв е произходът на електроните и позитроните, излъчвани от бета-радиоактивните ядра?

Те се получават в тези ядра при спонтанни трансформации между неутроните и протоните в тях:



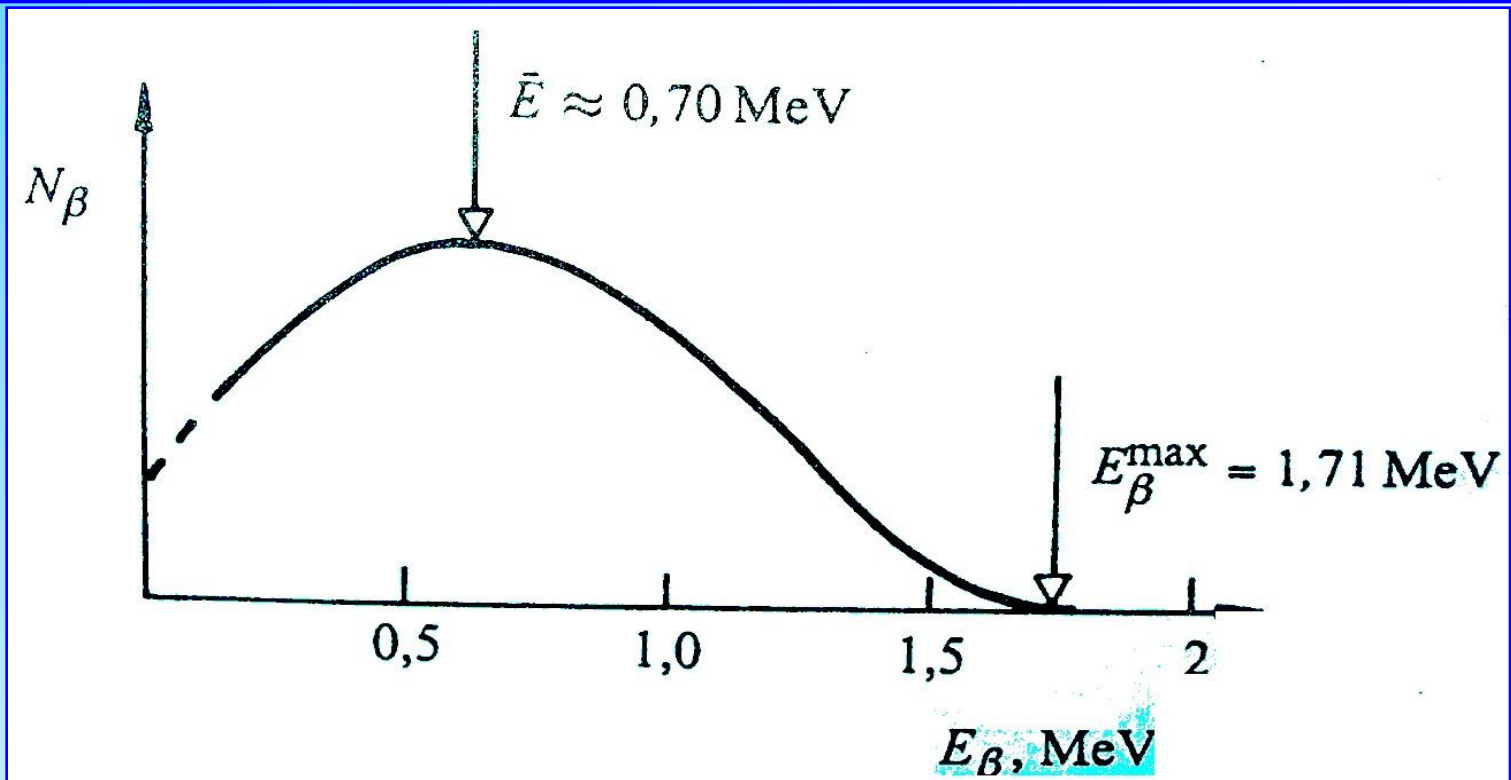
Бета-радиоактивно превръщане

Най-проста е
схемата на
радиоактивното
превръщане на
“чистия” бета-
радионуклид
фосфор-32:

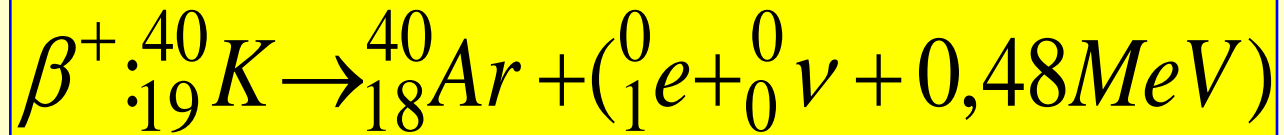
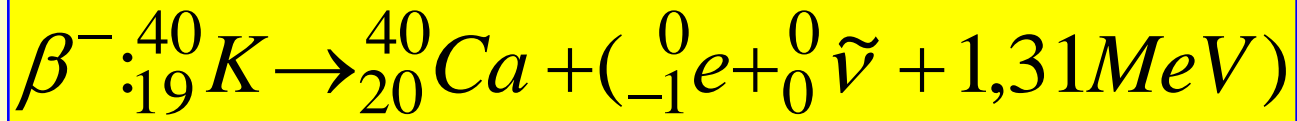


Бета-радиоактивно превръщане

Спектърът на бета-лъчението е непрекъснат, съставен от частици с енергия от 0 до E_{β}^{\max}

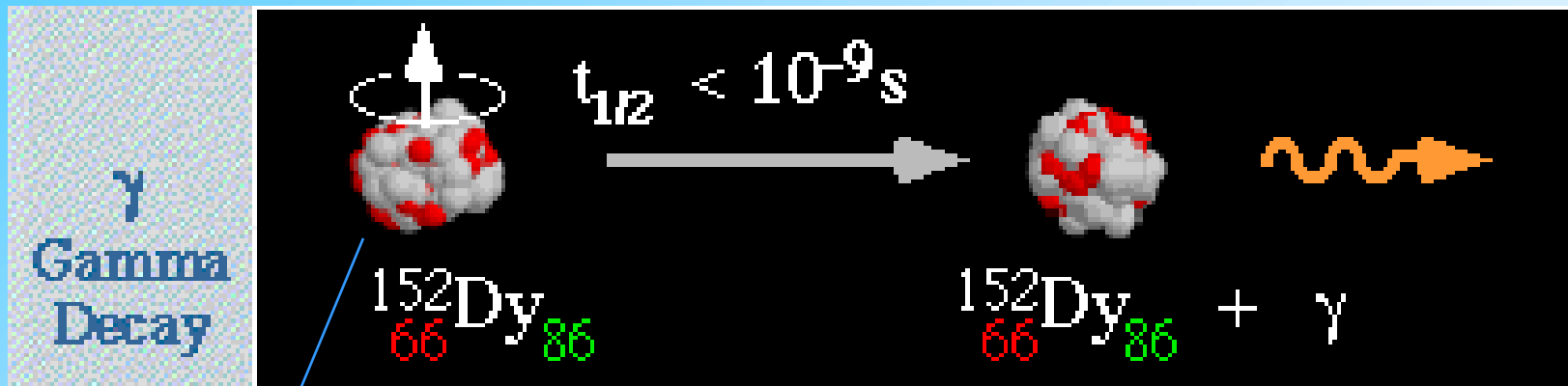


Уникален пример е радионуклидът ^{40}K , който притежава **трите вида бета-радиоактивност**:



На този изотоп на калия се дължи най-голяма част от активността на човешкото тяло ($\sim 3 \text{ kBq}$)

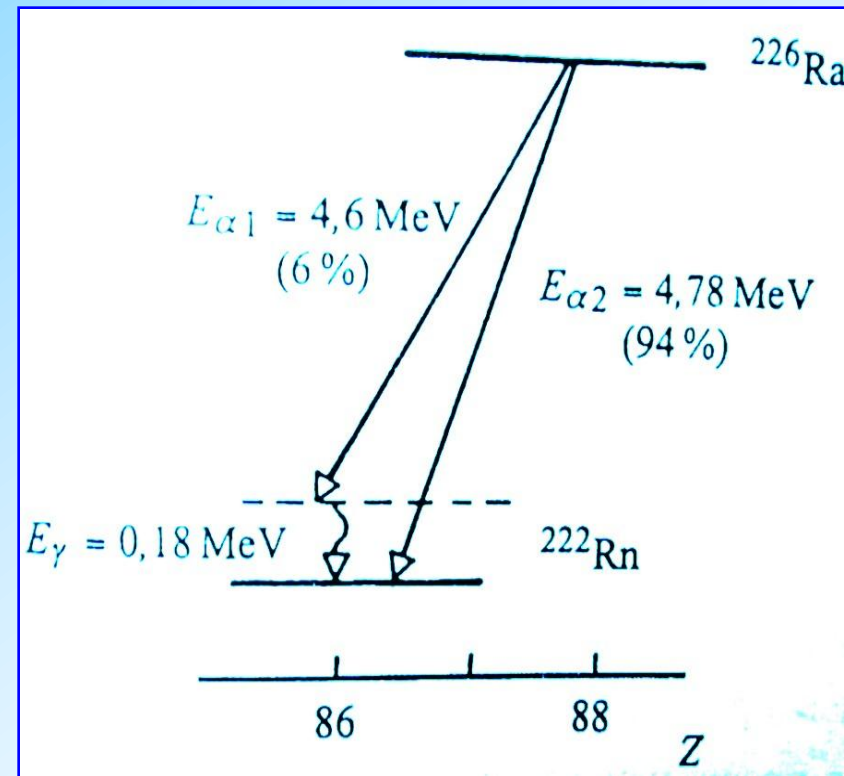
Gamma transition



Възбудено състояние - Excited state

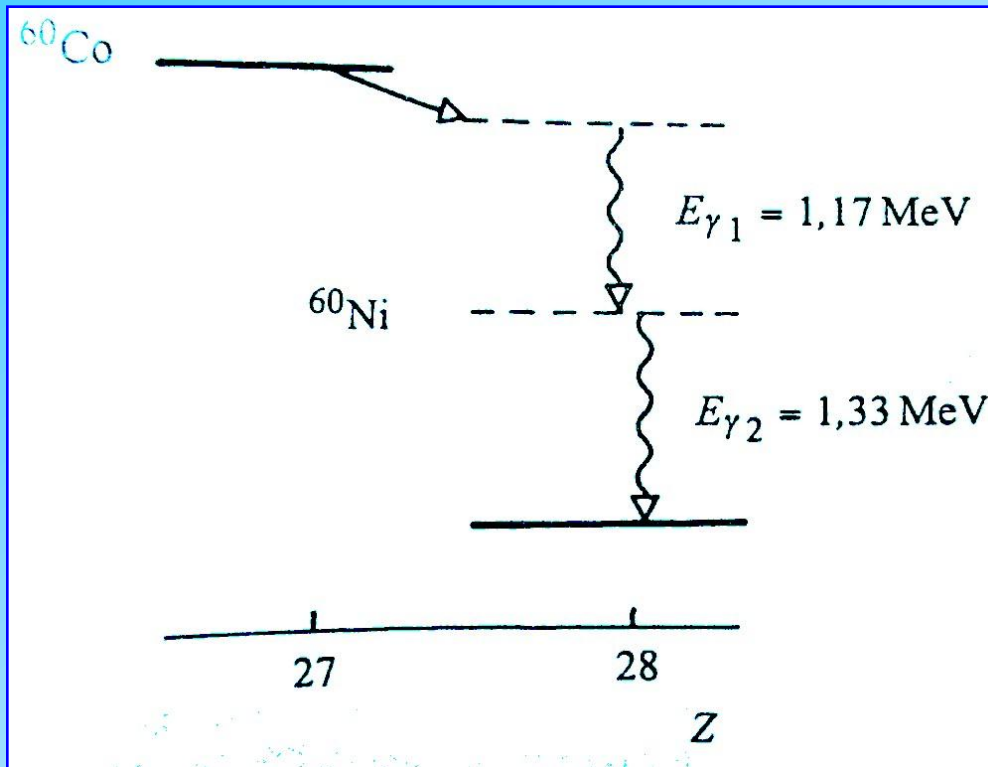
Гама-радиоактивно превръщане

Възбуденото дъщерно ядро на радона (^{222}Rn) при алфа-радиоактивното превръщане на радия (^{226}Ra) се **освобожава от излишъка на енергия като излъчва един гама-фотон с енергия**



$$h\nu = E_{\alpha 2} - E_{\alpha 1}$$

Гама-радиоактивно превръщане



$$E_{\gamma 1} = 1,17 \text{ MeV}$$

$$E_{\gamma 2} = 1,33 \text{ MeV}$$

При бета-радиоактивното превръщане на ^{60}Co възбуденото дъщерно ядро на никела също се освобождава от излишъка на енергия чрез последователно излъчване на два гама-фотона.

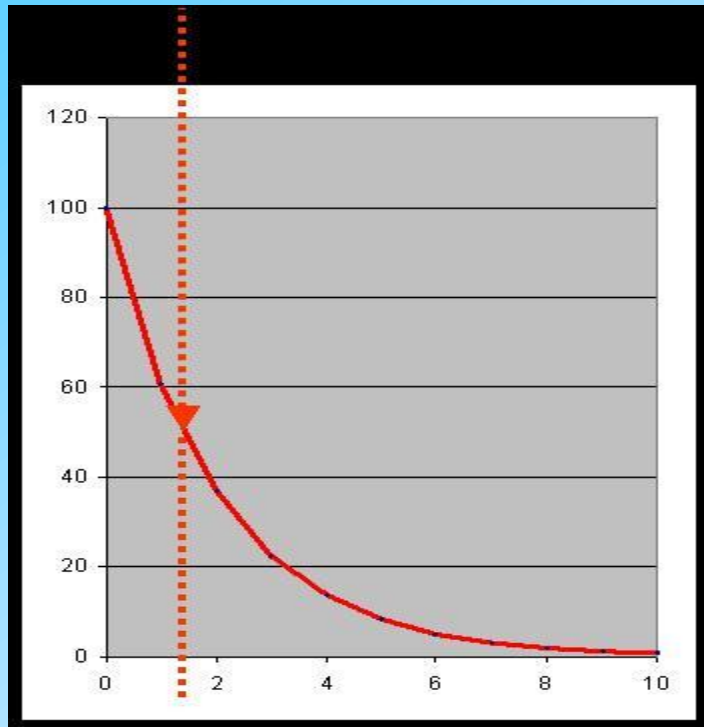
Гама-радиоактивно превръщане

- **Алфа- и бета-частиците са продукт на материнското ядро.**
- **Гама-лъчите са продукт на дъщерното ядро в случаите, когато то е във **възбудено състояние.****

Освобождаването от енергията на възбуждане става след много кратко време (до 10^{-6} s) след алфа- или бета-радиоактивното превръщане на материнското ядро. Затова се казва, че ^{60}Co е бета-гама радионуклид.

**Основна
характеристика на
явлението
радиоактивност.**

Half life $t_{1/2}$



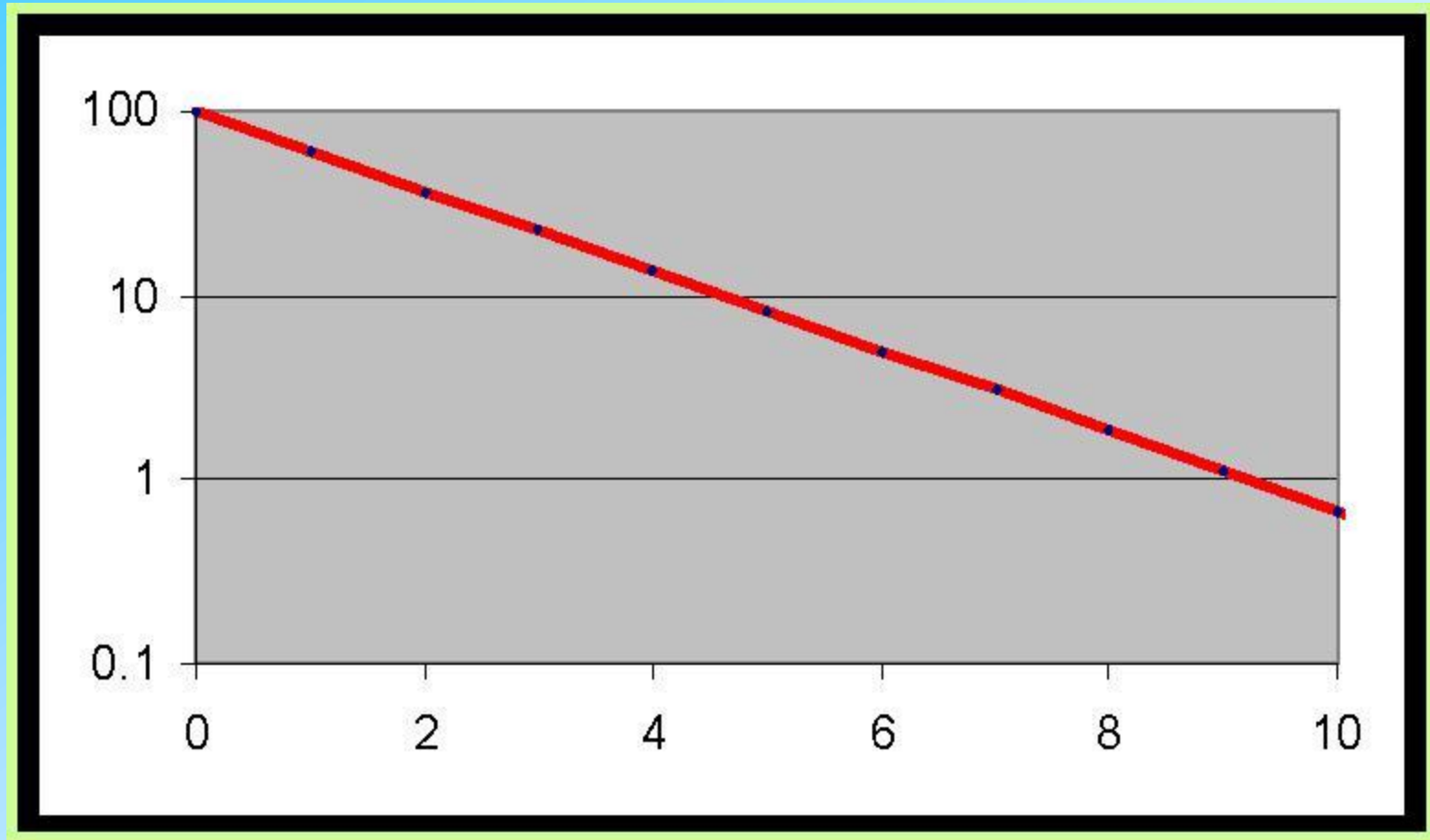
- **Период на полуразпад** – разкрива скоростта, с която се променя броя на радиоактивните ядра.
- Интервалът от време, за който броят на радиоактивните ядра намалява наполовина $T_{1/2}$ или $t_{1/2}$.

Закон за радиоактивното разпадане

$$A(t) = A(0) \exp(-t \ln 2 / t_{1/2})$$

- $A(t)$ - activity at time t /активност във време t /
- $A(0)$ - original activity at time 0 /начална активност/
- \exp – експоненциална функция
- t – time /период от време/
- $t_{1/2}$ - half life /период на полуразпад/

Half life - logarithmic plot



Activity /Активност/ - Мерна единица

□ **B SI - [A]=Bq (Becquerel)**

one nuclear transformation per second

/едно разпадане за една секунда/

□ **Извънсистемна мерна единица – Ci (Curie)**

$$1 \text{ Ci} = 37 \times 10^9 \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$$

1 Вq е малка мерна единица

- ❑ 40-Калий във всеки човек е $> 1000\text{Вq}$
- ❑ Много радиоактивни източници са с активност $> 100,000\text{Вq}$
- ❑ Радиоактивните източници в радиотерапията са с активност $> 100,000,000\text{Вq}$

Производни мерни единици на величината Активност

<u>Multiple</u>	<u>Prefix</u>	<u>Abbreviation</u>
1	-	Bq
1,000,000	Mega (M)	MBq
1,000,000,000	Giga (G)	GBq
1,000,000,000,000	Tera (T)	TBq

Видове Радиация

Фотонно Лъчение – X лъчи и γ лъчи, електроните и протоните са най – използваните и най – важни лъчения за медицината за момента!

Закрити и открити радиоактивни източници

- ❑ **Закрит радиоактивен източник** – радиоактивен източник, в който радиоактивното вещество е опаковано по такъв начин, че при нормално използване на източника то не може да се разпространява в околната среда.
- ❑ **Открит радиоактивен източник** – радиоактивно вещество, което при инкорпориране се включва в метаболизма на човека.
- ❑ Открити радиоактивни източници са **радиофармацевтиците**, използвани в нуклеарната медицина и в метаболитната брахитерапия.



КОРПУСКУЛЯРНО – ВЪЛНОВ ДУАЛИЗЪМ

1924г. – Луи дьо Бройл разширява представата за КОРПУСКУЛЯРНО – ВЪЛНОВИЯ ДУАЛИЗЪМ.

На всяка частица с маса **m** движеща се със скорост **v** може да се съпостави “**вълна на веществото**”, наречена вълна на дьо Бройл.

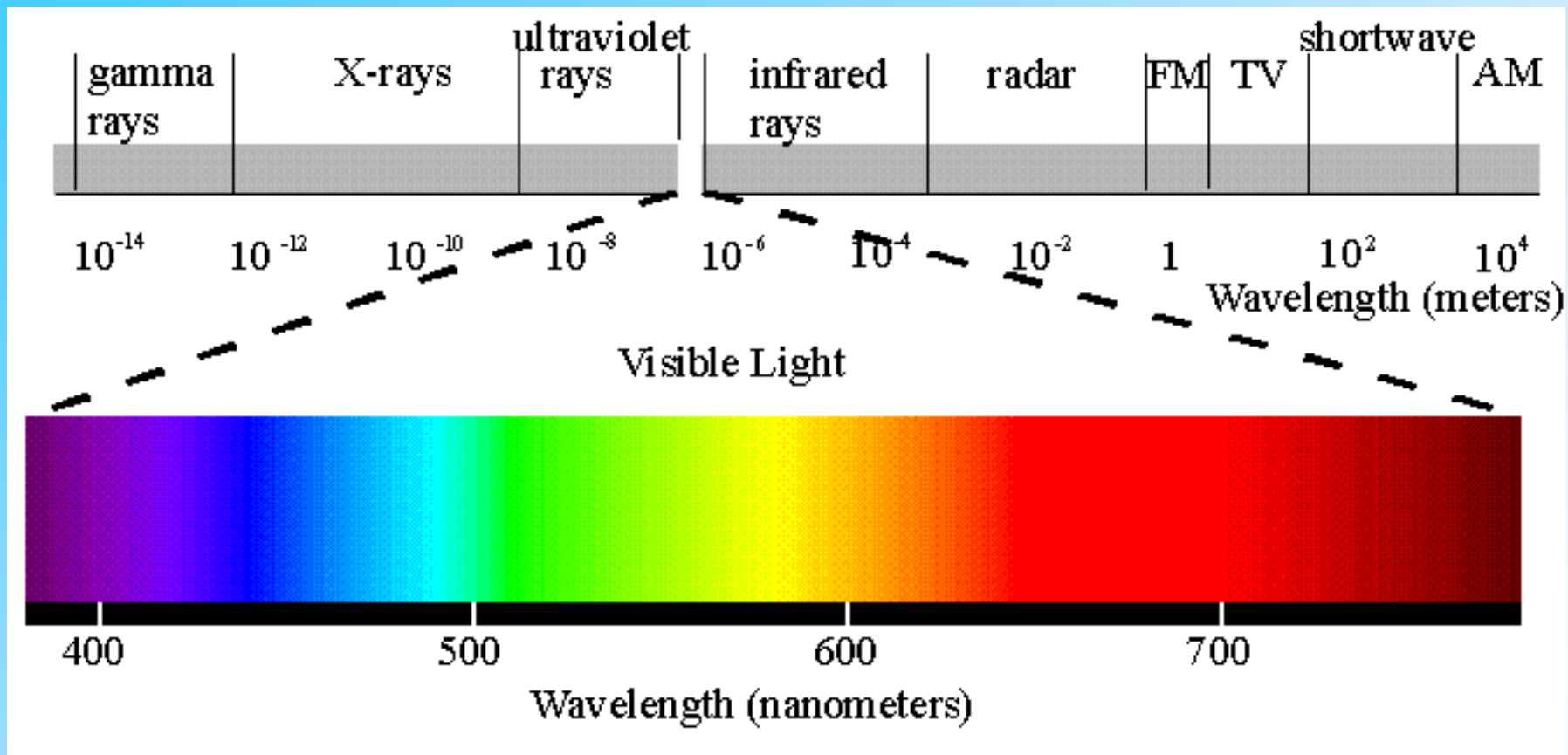
$$\lambda = h/mv$$

❑ Експериментите показват недвусмислено вълновия характер на свойствата на електрона, протона, неутрона и т.н..

КОРПУСКУЛЯРНО – ВЪЛНОВ ДУАЛИЗЪМ
СЪЩНОСТ

т.е. в едни процеси частиците на
веществото се проявяват като вълни, а в
други като корпускули, но никога
едновременно.

Електромагнитен спектър



Йонизиращото лъчение е лъчение с малка дължина на вълната, обхващащо късо вълновата част на Електромагнитния спектър.

ОСНОВНИ ПОНЯТИЯ И ВЕЛИЧНИ

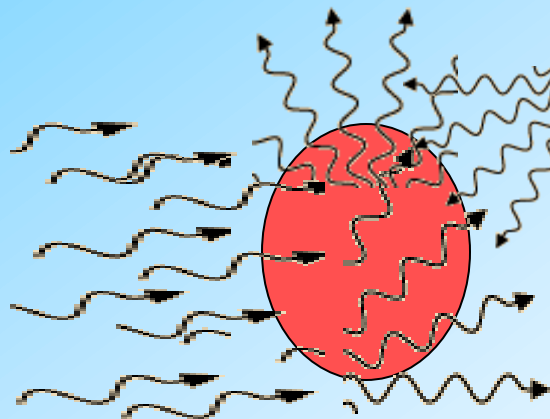
Взаимодействие на ЙЛ с вещество

лъчение



промяна в

- посоката
- енергията



вещество



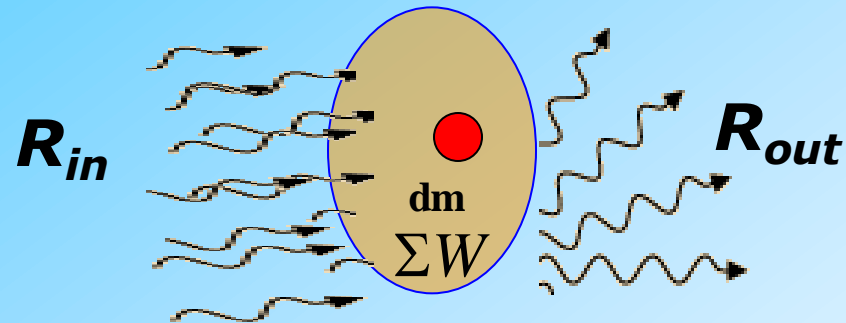
радиационни

ефекти

- физични
- химични
- биологични

Радиационният ефект зависи от енергията, която лъчението предава на веществото.

ПРЕДАДЕНА ЕНЕРГИЯ



Предадена енергия ε - стохастична величина

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma W$$

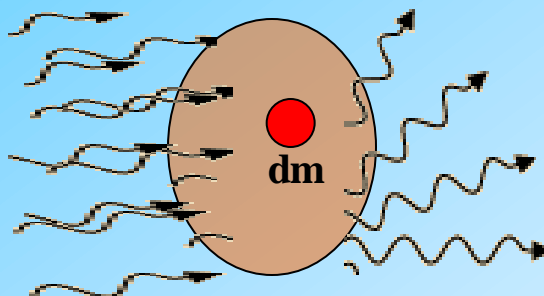
$$[\varepsilon] = \text{J}$$

Средна предадена енергия

нестохастична величина (интегрална доза).

$|\varepsilon|$

ПОГЪЛНАТА ДОЗА



Погълнатата доза (доза) - D

отношение на средната предадена енергия

$d\bar{\varepsilon}$ в елементарен обем и масата на веществото
 dm в този обем:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

$\text{J.kg}^{-1} = \text{Gy}$ (грей)

rad (рад); $1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy}$

ПОГЪЛНАТА ДОЗА



Harold Gray
1905-1965

Стара единица: rad (рад)

$1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy}$

$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$

Gy е относително голяма мерна единица.

Кожна доза от фотони 6 - 8 Gy – кожна еритема

При лъчелечение – за един сеанс 1 – 8 Gy

Кожната доза при зъбна снимка – 2,5 - 5 mGy

$1 \text{ mGy} = 1/1000 \text{ Gy}$

МОЩНОСТ НА ДОЗАТА

Радиобиологичният ефект зависи от:

- ❑ погълнатата доза
- ❑ времето, за което се получава дозата

Мощност на погълнатата доза-

$$P_D = \frac{dD}{dt}$$

отношение на погълнатата доза и времето за натрупването ѝ.

Мерна единица – Gy/s, Gy/h, mGy/h

ЕКВИВАЛЕНТНА ДОЗА

Радиобиологичният ефект зависи и от вида, и енергията на йонизиращите лъчения

Еквивалентна доза = (Погълната доза)
x (Радиационен тегловен фактор)

$$H = D \cdot w_R$$

Радиационен тегловен фактор w_R (безразмерна величина)

= **1** за рентгенови и X-лъчи, гама-лъчи, бета-лъчи, ускорени електрони

= **5 - 20** за неутрони с различна енергия

= **5** за протони

= **20** за алфа-лъчи

ЕКВИВАЛЕНТНА ДОЗА

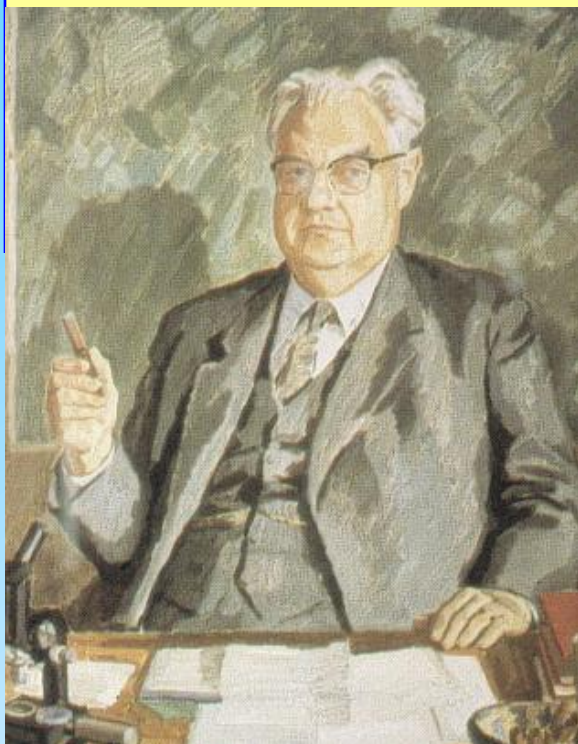
**Еквивалентна доза = (Погълнатата доза)
x (Радиационен тегловен фактор)**

$$H = D \cdot w_R$$

w_R – безразмерна величина

Единица за D J/kg = Gy (грей)

Единица за H J/kg = Sv (сиверт)



**Rolf Sievert
1896-1966**

ЕКВИВАЛЕНТНА ДОЗА

Еквивалентната доза отчита различния биологичен ефект при облъчване с лъчения от различен вид и с различна енергия

Пример:

1. Облъчване с гама-лъчение

погълната доза $10 \text{ mGy} \Rightarrow$ еквивалентна доза 10 mSv

2. Облъчване с алфа-лъчение

погълната доза $10 \text{ mGy} \Rightarrow$ еквивалентна доза 200 mSv

Биологичният ефект във втория случай е 20 пъти по-голям

ЕФЕКТИВНА ДОЗА

Радиационният риск зависи и от облъчения орган или тъкан

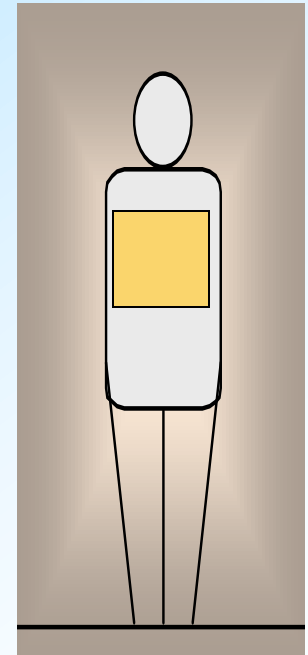
Ефективна доза Sv (Сиверт)

$$E = w_1 \cdot H_1 + w_2 \cdot H_2 + w_3 \cdot H_3 + \dots$$

w - тъканен тегловен фактор (безразмерна величина)

$w_T = 0,20$	$w_T = 0,12$	$w_T = 0,05$	$w_T = 0,01$
ГОНАДИ	Ч. К. МОЗЪК	ЩИТОВ. ЖЛЕЗА	КОЖА
	дебело черво	хранопровод	повърхнина
	бял дроб	млечна жлеза	на кости
	стомах	черен дроб	
		пикочен мехур	
		останали	

[ICRP, 1990]



ОСНОВНИ ПОНЯТИЯ И ВЕЛИЧНИ

Фотонни ЙЛ (рентгенови и гама-лъчи)

Експозиция X

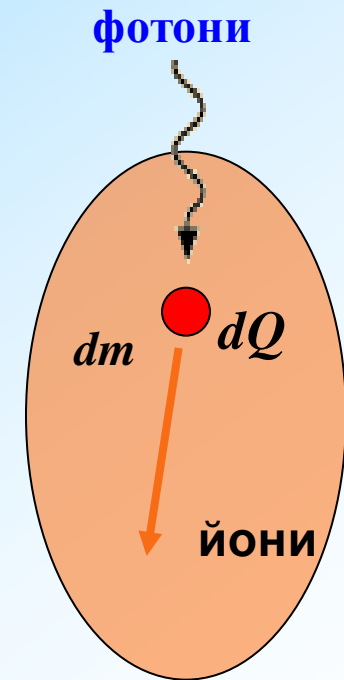
$$X = \frac{dQ}{dm}$$

C.kg⁻¹

R (рентген)

$$1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1}$$

Експозицията - мярка за йонизиращата способност на фотоните във въздуха



ОСНОВНИ ПОНЯТИЯ И ВЕЛИЧНИ

Погълнатата доза D

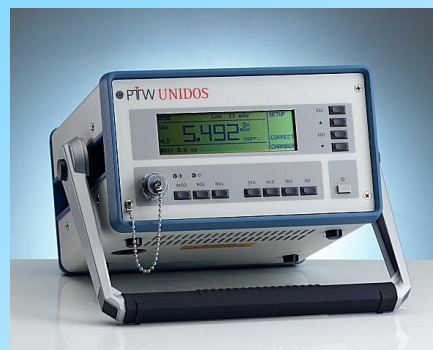
за всички йонизиращи лъчения
за **всички** вещества

Експозиция X

за рентгенови и гама-лъчи
за **въздух**

ОСНОВНИ ПОНЯТИЯ И ВЕЛИЧНИ

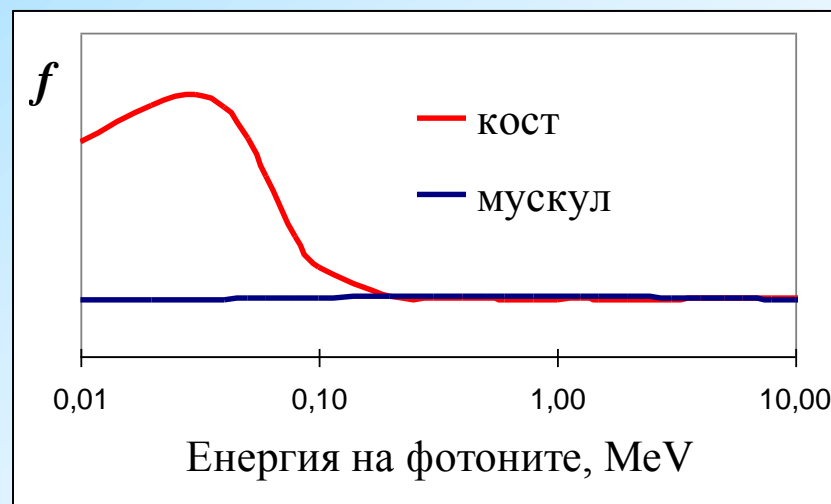
Експозиция X



$$D_t = f \cdot X$$

f зависи от:

- енергията на фотоните
- вида на веществото



Погълнатата доза D_t
в тъкан от вида t

ОСНОВНИ ПОНЯТИЯ И ВЕЛИЧИНИ

Радиобиологичният ефект зависи и от продължителността на облъчването.

Мощност на погълнатата доза

$$P_D = \frac{dD}{dt}$$

Gy.s⁻¹

Мощност на експозицията

$$P_X = \frac{dX}{dt}$$

A.kg⁻¹

(R.s⁻¹)

ОСНОВНИ ПОНЯТИЯ И ВЕЛИЧНИ

Фотонни лъчения (рентгенови и гама-лъчи)



**Мощност на енергийния пренос
(интензитет) ψ $[\psi] = \text{W.m}^{-2}$**

енергията dE , пренасяна през елементарна
площ dS за малък интервал от време dt ,
разделена на dS и dt .

$$\psi \sim P_X$$

УРЕДИ ЗА ИЗМЕРВАНЕ НА ДОЗИМЕТРИЧНИ ВЕЛИЧИНИ

ОПРЕДЕЛЕНИЕ:

Уредите за измерване на дозиметрични величини се наричат дозиметри.

Дозиметри са уредите, които служат за измерване на величините:

- **погълнатата доза - D**
 - **експозиция – X**
- и на техните мощности.**

Радиометри са уредите, с които се измерва **активността – A на радиоактивни източници и радиофармацевтици.**

УСТРОЙСТВО:

Дозиметрите и радиометрите са съставени от две основни части:

1. ДОЗИМЕТРИЧЕН ДЕТЕКТОР

2. ИЗМЕРИТЕЛНО УСТРОЙСТВО

ДОЗИМЕТРИЧЕН ДЕТЕКТОР –

ПРЕДСТАВЛЯВА ЛЪЧЕЧУВСТВИТЕЛНАТА ЧАСТ, В КОЯТО ИЗМЕРВАНЕТО ЙОНЗИРАЩО ЛЪЧЕНИЕ ПРЕДИЗВИКВА НЯКАКЪВ ЕФЕКТ, КОЙТО ЕФЕКТ Е ПРОПОРЦИОНАЛЕН НА ЕДНА ИЛИ НЯКОЛКО ДОЗИМЕТРИЧНИ ВЕЛИЧИНИ.

ДЕТЕКТОРЪТ Е ПРЕОБРАЗОВАТЕЛ НА ДОЗИМЕТРИЧНАТА ВЕЛИЧИНА В ЕЛЕКТРИЧНА.

**ИЗМЕРВАТЕЛНО УСТРОЙСТВО -
ПРЕДСТАВЛЯВА **ЕЛЕКТРИЧЕН БЛОК**, ЧИЙТО
ГЛАВНИ ЗАДАЧИ СА:**

- **усилване на слабите електрични сигнали от детектора**
- **дискриминиране на импулсите според тяхната амплитуда**
- **регистрация на импулсите**
- **отчитане на импулсите чрез стрелкови или дигитални измервателни уреди**

ХАРАКТЕРИСТИКИ НА УРЕДИТЕ

- **Чувствителност**
- **Разделително време**
- **Мъртво време**
- **Ефективност**

ЧУВСТВИТЕЛНОСТ – отношението на неговото показание към големината на измерваната величина.

РАЗДЕЛИТЕЛНО ВРЕМЕ – това е най-малкият интервал от време между две събития, които се регистрират по отделно.

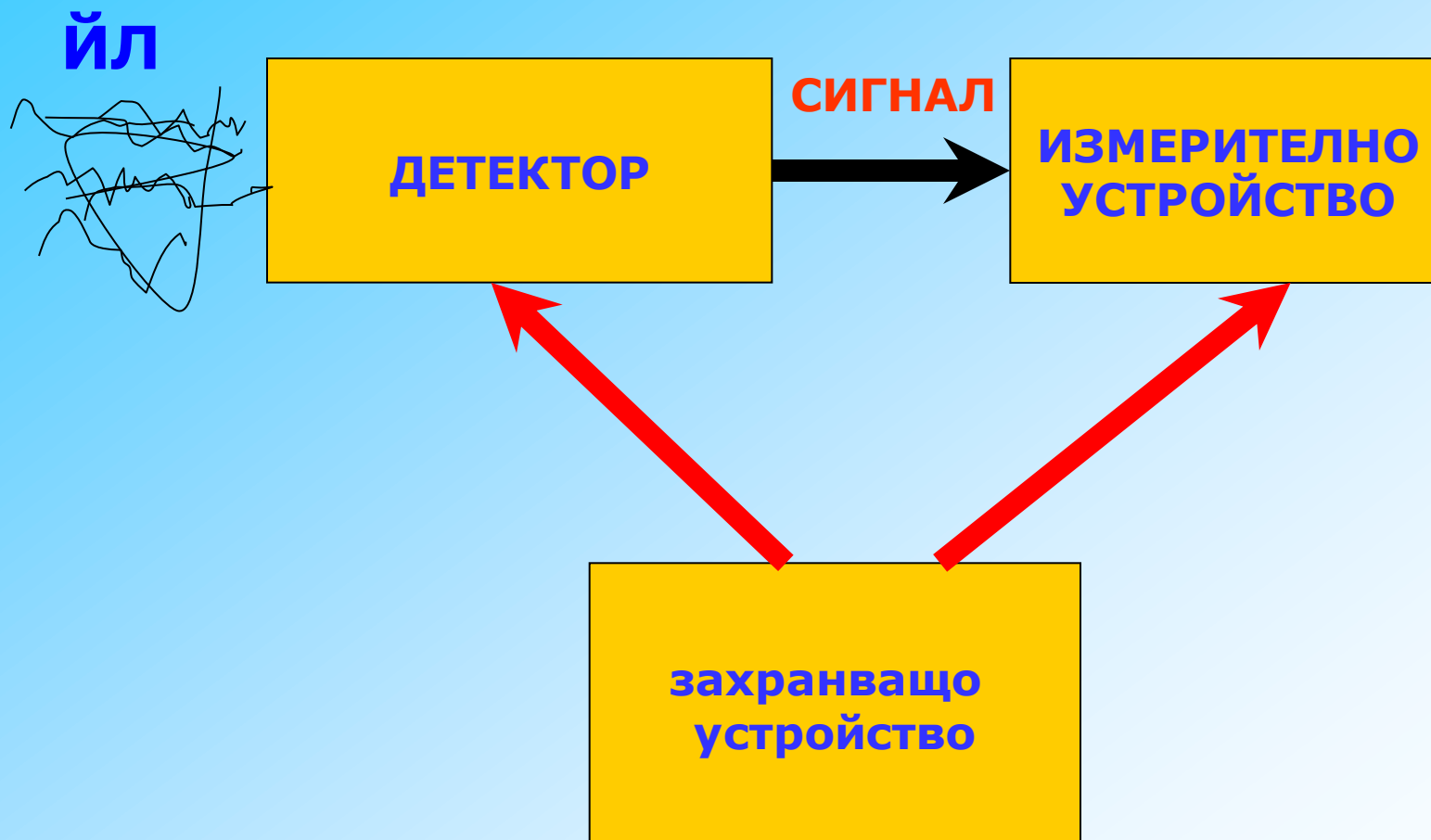
МЪРТВО ВРЕМЕ – това е интервалът от време след регистриране на дадено събитие, в който детекторът е неспособен да регистрира дадено събитие.

ЕФЕКТИВНОСТ – отношение на броя на регистрираните сигнали към броя на попадналите в детектора йонизиращи частици.

НЕОБХОДИМО УСЛОВИЕ за измерване на една величина е **еднозначна зависимост** между измерваната величина и величината, която е свързана с предизвикания от **ЙОНИЗАРОЩОТО ЛЪЧЕНИЕ ЕФЕКТ**.

ОСНОВНО ИЗИСКВАНЕ – независимост на показанията на детектора от енергията в областта, за която са предназначени.

БЛОК – СХЕМА НА ДОЗИМЕТРИЧНА СИСТЕМА



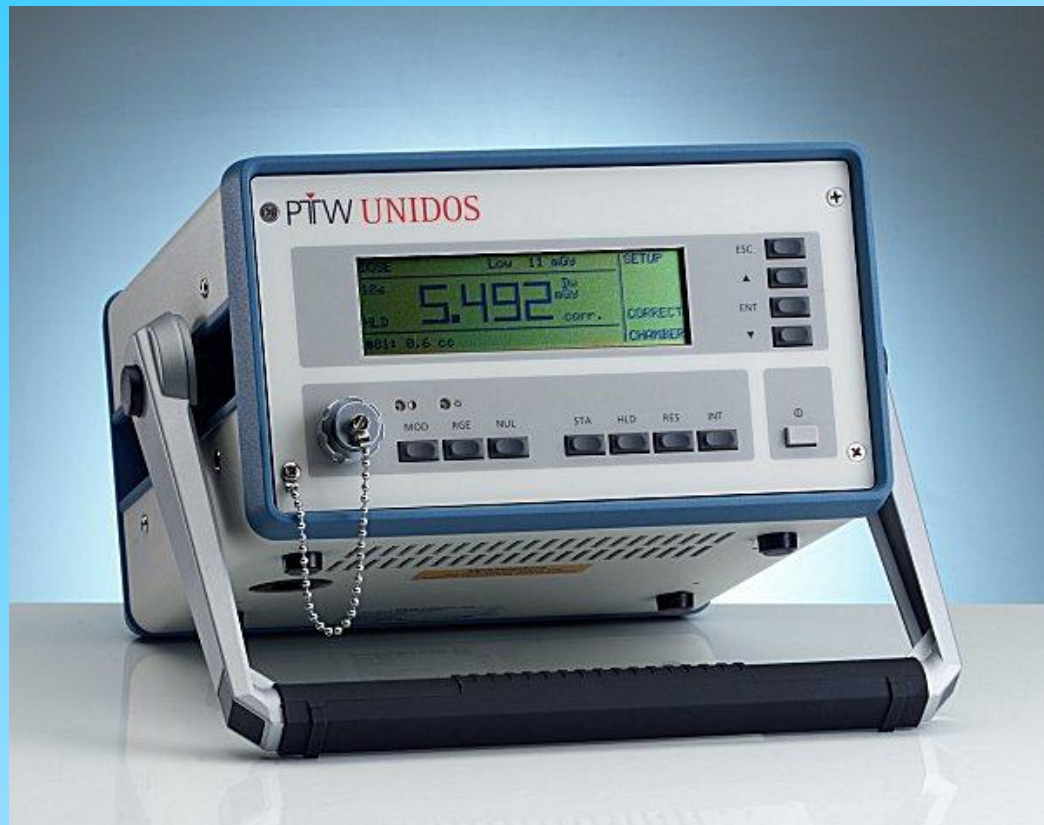
ПО - ВАЖНИ ЕФЕКТИ ИЗПОЛЗВАНИ ПРИ МЕТОДИТЕ ЗА РЕГИСТРИРАНЕ НА ЙЛ

вещество	ефект	Измервна величина
газ	йонизация	Ел. ток, Ел. заряд
течност	Химични Превръщания Нагряване	Промяна на концентрацията Промяна на температурата
твърдо тяло	Почерняване на филм ТЕРМОЛМИНЕСЦЕНЦИЯ ЕЛЕКТРОПРОВОДИМОСТ НА ПОЛУПРОВОДНИЦИ	Степен на почерняване СВЕТЛИНЕН ПОТОК Ел. ток, Ел. заряд

ВИДОВЕ ДОЗИМЕТРИЧНИ УРЕДИ

- ❑ **ЙОНИЗАЦИОННИ КАМЕРИ**
- ❑ **ФИЛМОВИ ДОЗИМЕТРИ**
- ❑ **ТЕРМОЛУМИНЕЦЕНТНИ ДОЗИМЕТРИ**
- ❑ **ПОЛУПРОВОДНИКОВИ ДОЗИМЕТРИ**

ДОЗИМЕТРИЧНА СИСТЕМА



ДОЗИМЕТРИЧНА СИСТЕМА



DOSE 1



ПОЛУПРОВОДНИКОВИ ДОЗИМЕТРИ

in vivo Дозиметрия



ПОЛУПРОВОДНИКОВИ ДОЗИМЕТРИ

VIVODOS®E In-Vivo Dosemeter



ЙОНИЗАЦИОННА КАМЕРА

- ❑ Устройство, в което протича явлението **йонизация**.
- ❑ По този начин на електродите на йонизационната камера се събират непосредствено йоните, възникнали под действието на заредените частици.
- ❑ Събраният заряд се усилва с помощта на електрометрично устройство и се отчита на дисплеа /скалата/ на измервателното устройство.

Принцип на действие на Йонизационна Камера /ЙК/

Проникналото в камерата ЙЛ създава за 1 време определен брой йонни двойки.

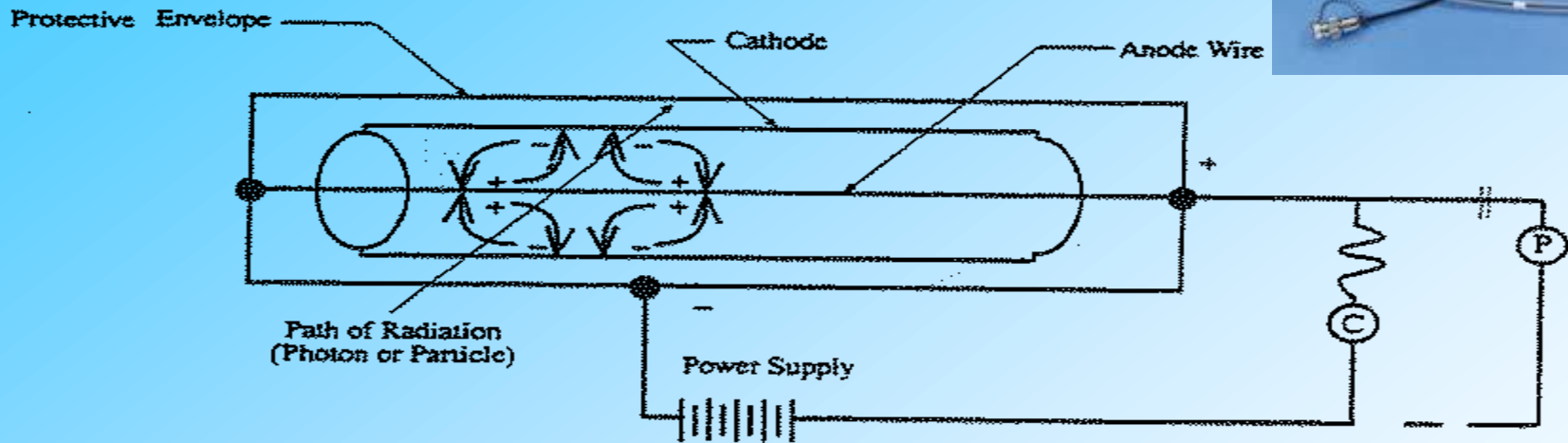
Тъй като ЙК работи в областта на насищане всички създадени йони достигат до електродите, неутрализират се и във веригата протича йонен ток i .

За фотонно лъчение

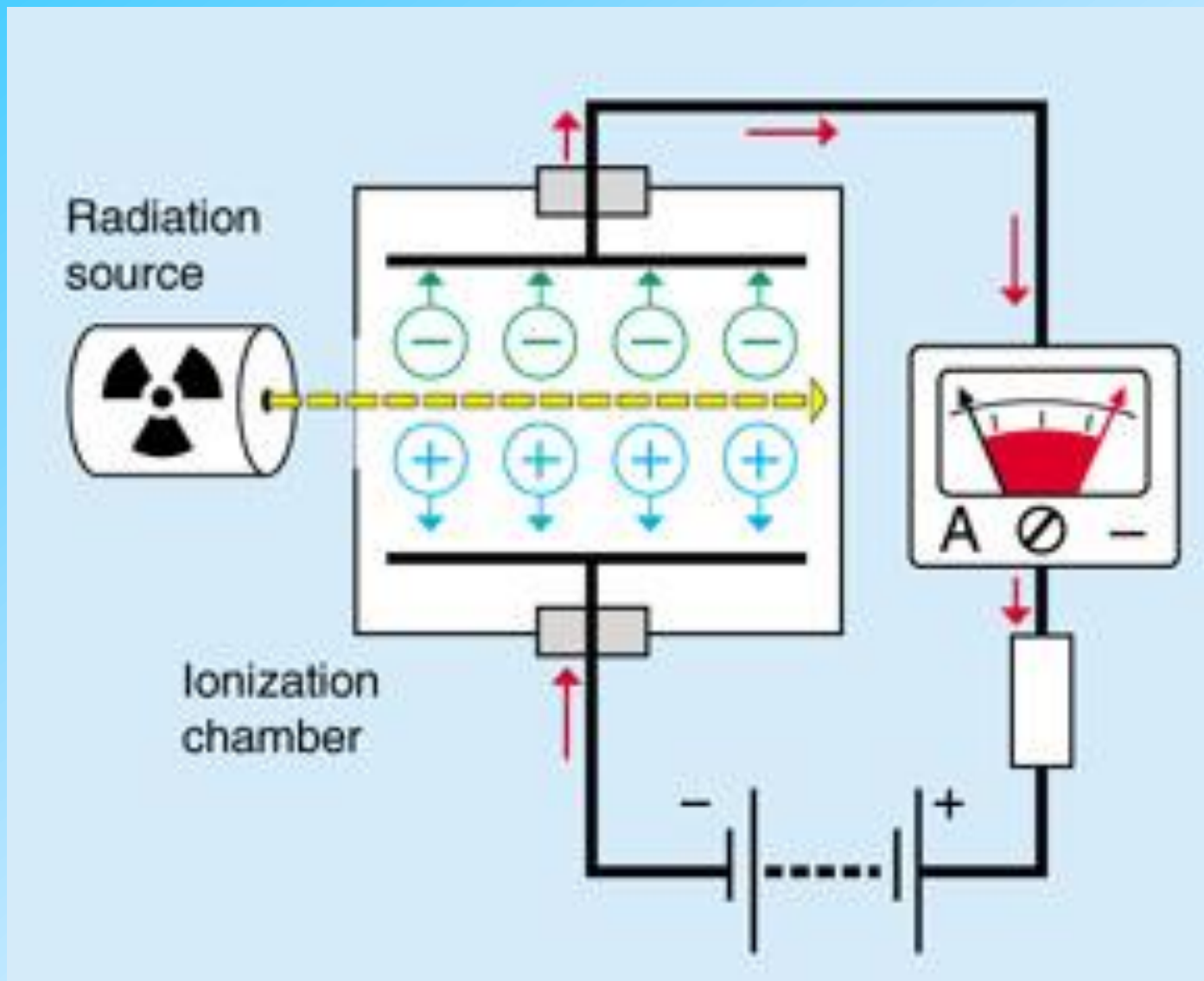
йонния ток е пропорционален на експозицията X .

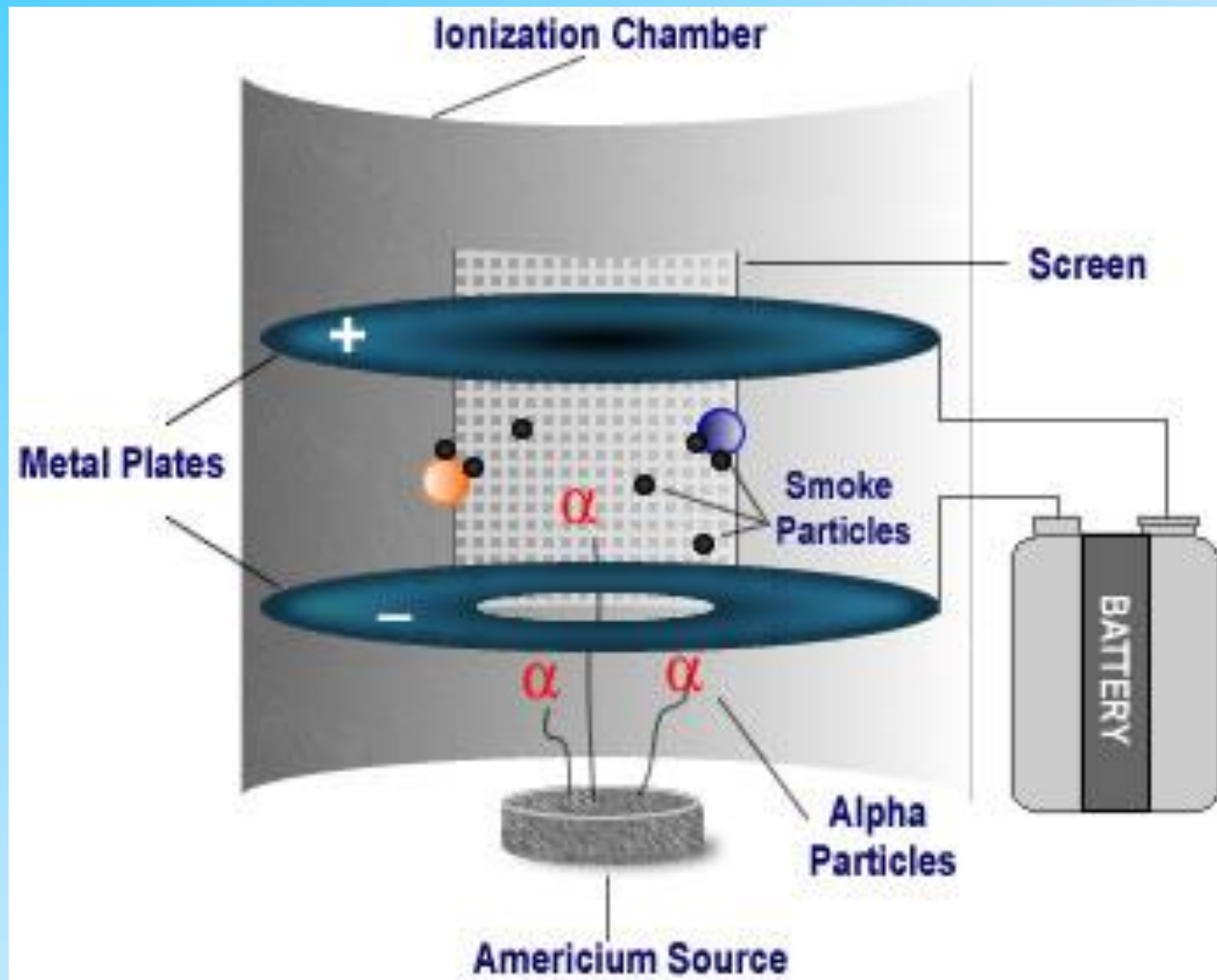
Следователно определянето на дозиметричната величина – експозицията X се извършва чрез измерване на йонния ток, протичащ в ЙК.

Принципно Устройство



1. Стените на камерата са въздухоеквивалентни. Изработени са от пластмаса, бакелит, полистирол.
2. **Катодът** на камерата е нанесен във вид на тънък проводящ слой от вътрешната страна на камерата. Обикновено е изработен от графит.
3. **Анодът** е метален проводник разположен по оста на цилиндъра.
4. Обемът на ЙК е запълнен с въздух, намиращ се при нормално налягане.
5. Захранващото напрежение се прилага на електродите, след което йонния ток се отвежда към измерителното устройство.

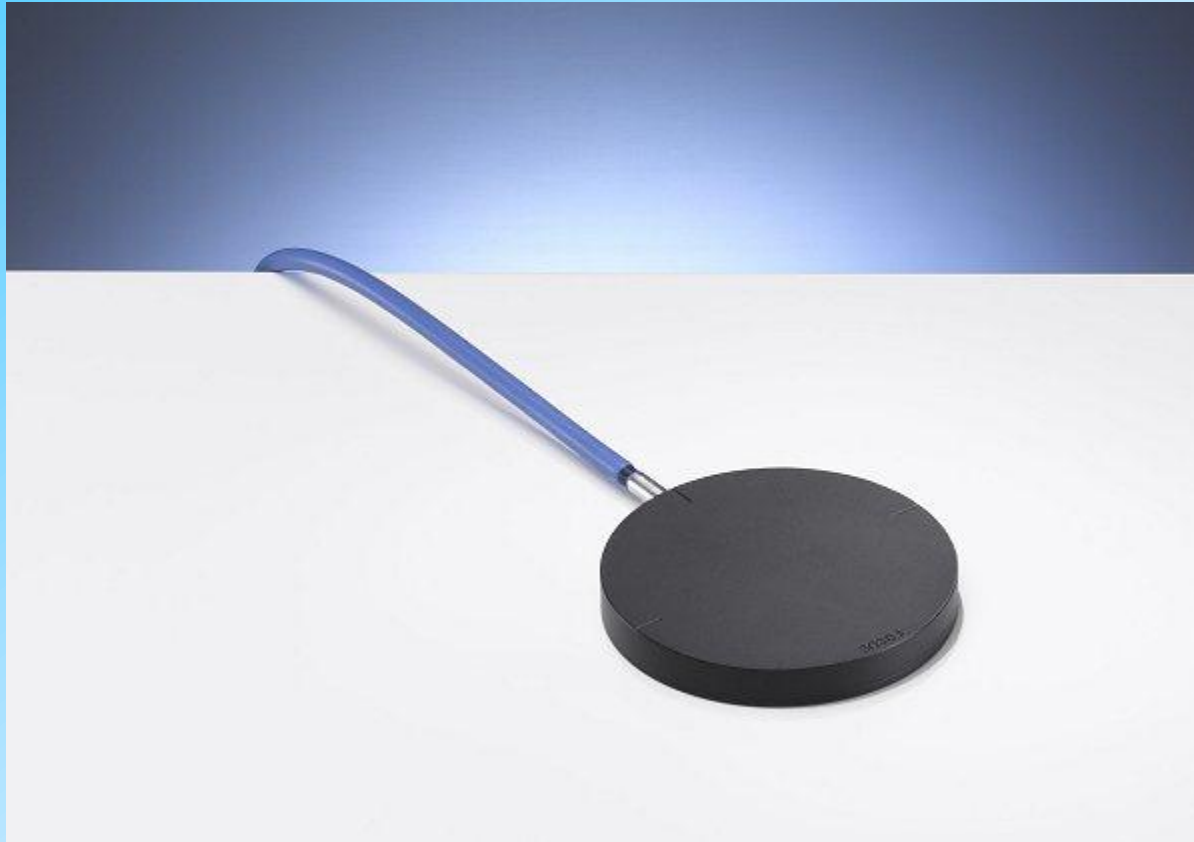




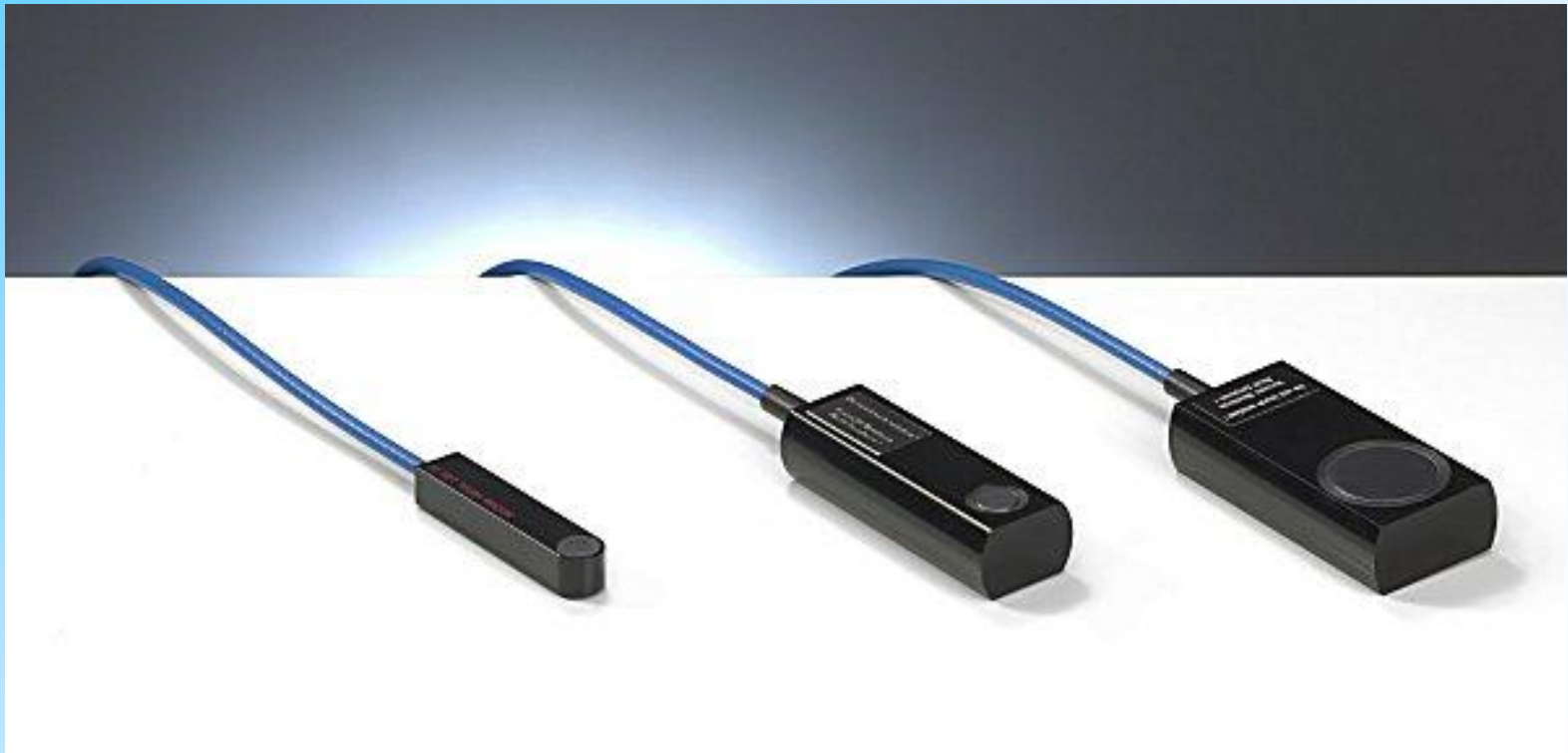
PTW Farmer® Ionization Chambers



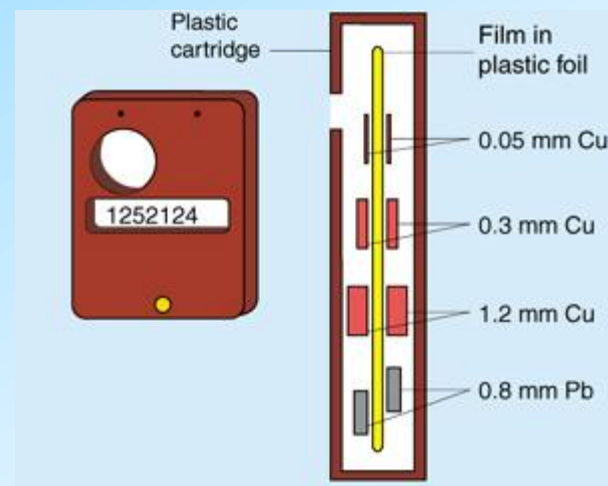
Roos® Electron Chamber

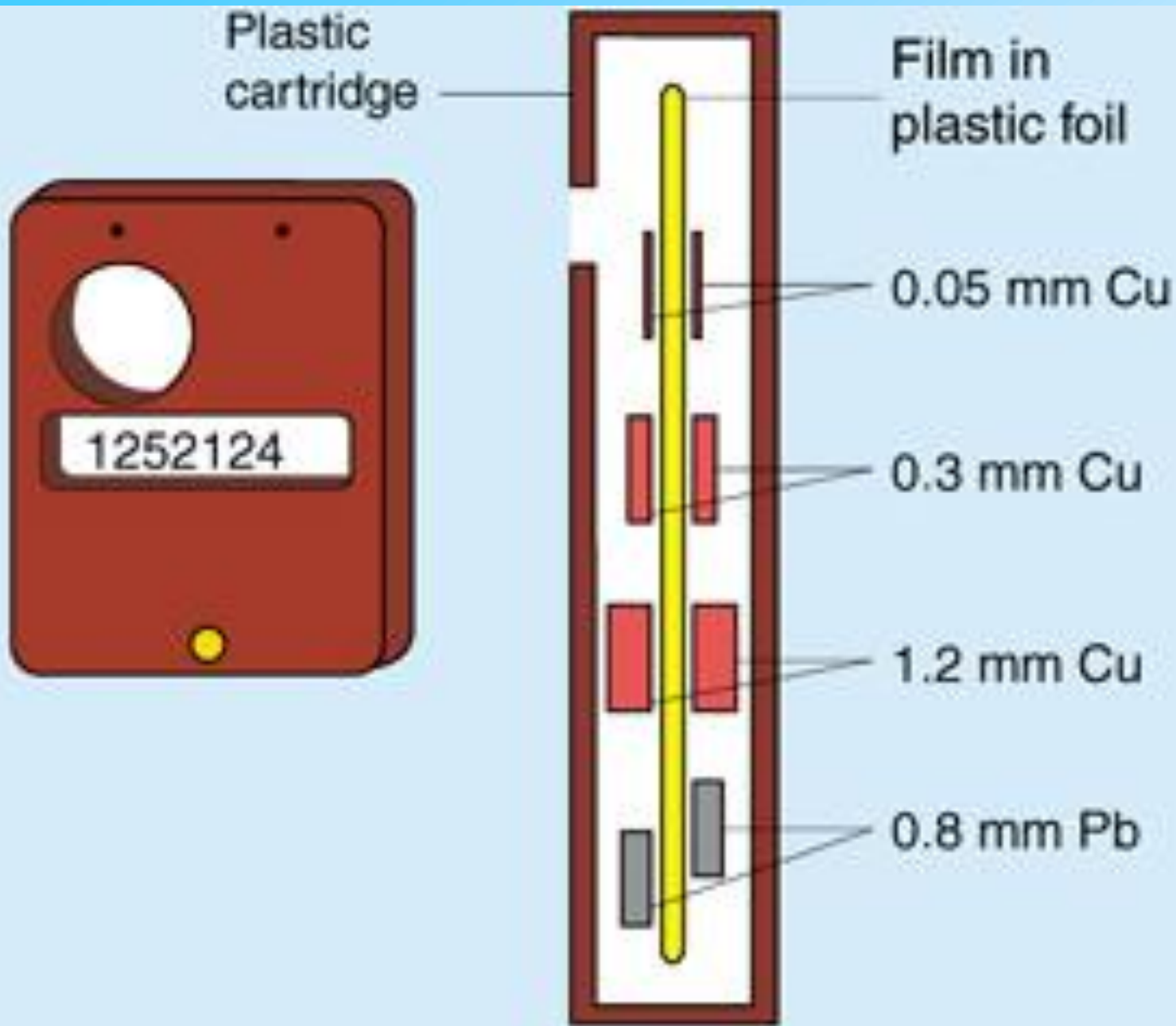


Soft X-Ray Ionization Chambers



•ФИЛМОВИ ДОЗИМЕТРИ







ТЕРМОЛУМИНЕЦЕНТНИ ДОЗИМЕТРИ

several types of Lithium Fluoride LiF thermoluminescent dosimeters

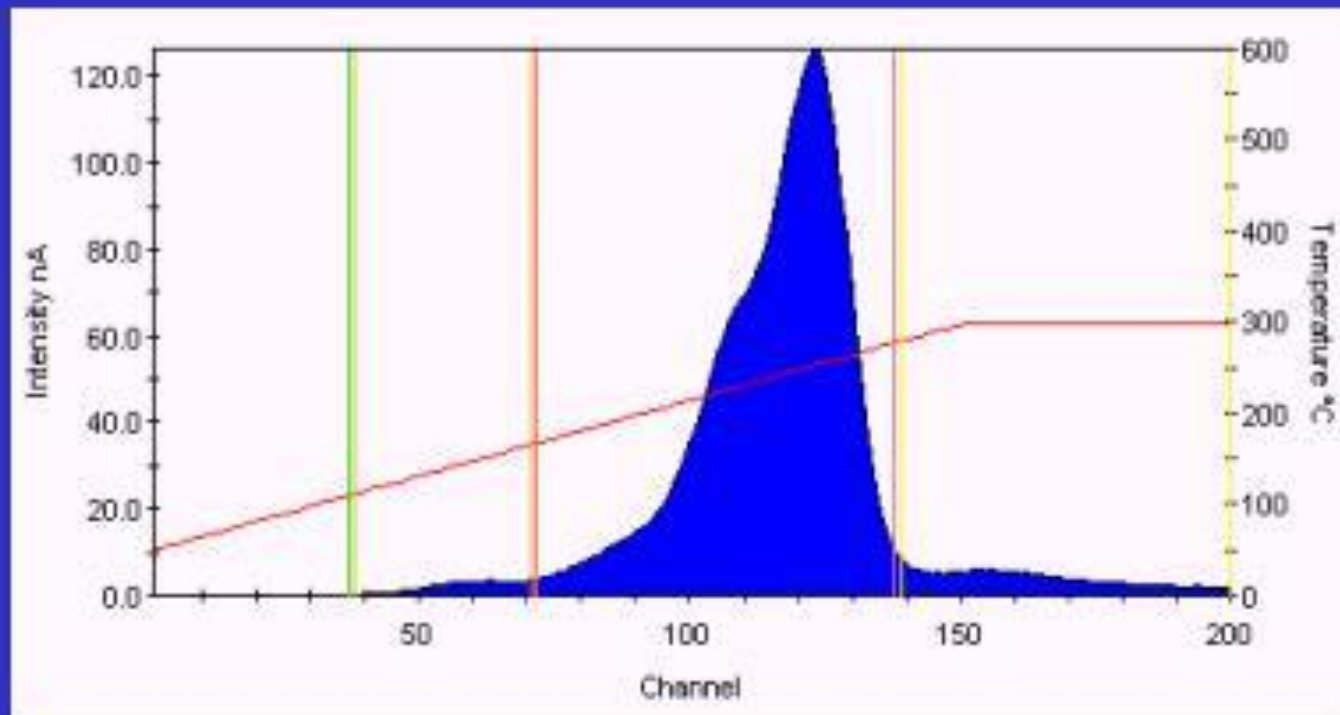


ИЗМЕРИТЕЛНО УСТРОЙСТВО ЗА TLD



КРИВА НА ИЗСВЕТВАНЕ НА ТЛД /TLD/

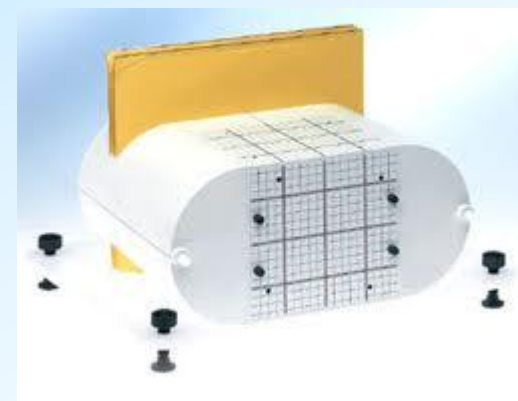
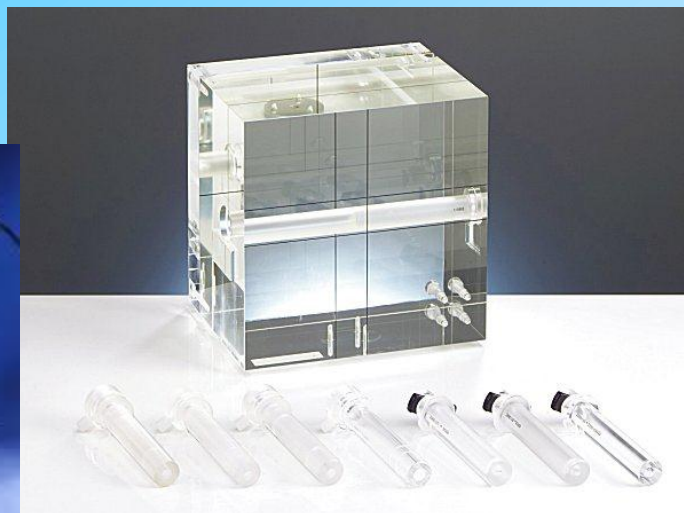
- Dosimeters read using Harshaw TLD Model 3500 Thermoluminescence Dosimetry Reader



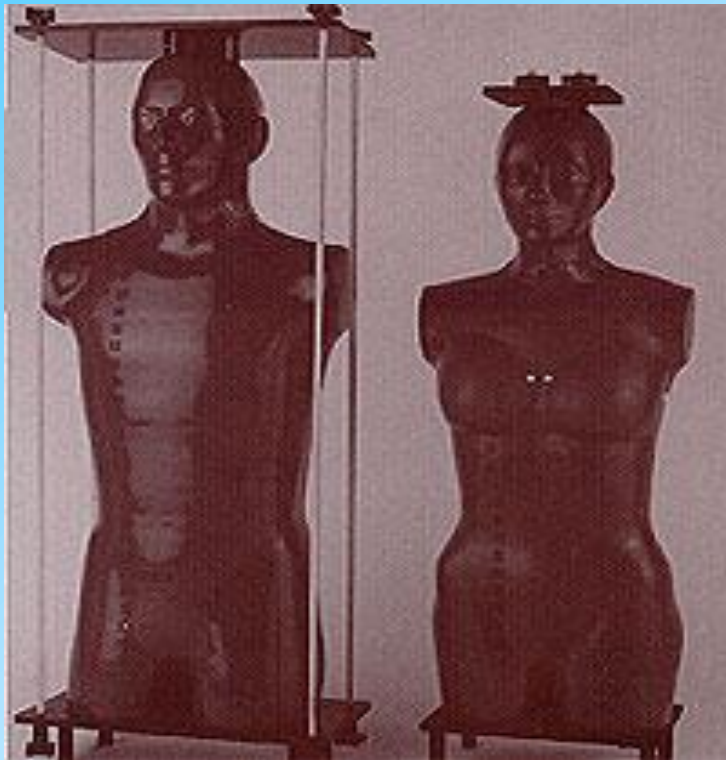
Sample glow curve produced by WinRems software, interfacing with TLD reader

ФАНТОМИ – ВЕЩЕСТВА, КОИТО ПОГЛЪЦАТ И РАЗСЕЙВАТ ЙЛ КАКТО ЧОВЕШКОТО ТЯЛО

ВОДЕН ФАНТОМ



ЧОВЕКОПОДОБЕН ФАНТОМ - RANDO



Генератори на ЙЛ в медицината

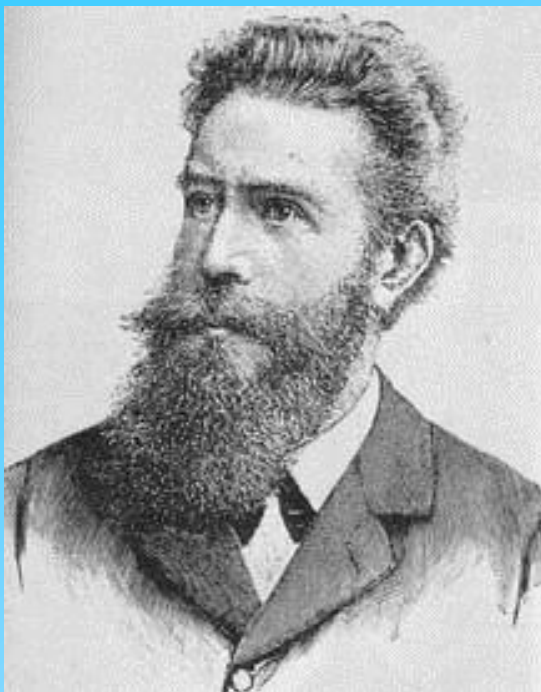
Рентгенова тръба

(Компютърен томограф) – СТ

Телегаматерапевтични уредби -
Cobalt - 60

Медицински ускорители

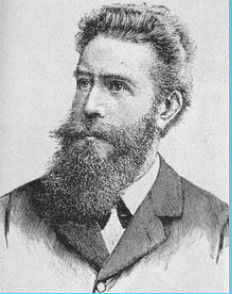
X – Лъчи (Рентгенови Лъчи)



През 1895г.
немският физик
Вилхем Конранд Рьонтген,
експериментирайки с
високоволтови разредни
круксови тръби открива нова
област в спектъра на ЕМВ.



- ❑ Тази нова област от спектъра обхваща широк диапазон от дължини на ЕМВ:
- ❑ Простира се от **800 Å** (където се застъпва с далечната UV област) и достига до **10^{-4} Å** (където навлиза в областта на най-късите ЕМВ, които се излъчват при някои ядрени реакции).
- ❑ Това ново **невидимо** за човешкото око, **но – силно проникващо** ЕМлъчение е наречено ***Хлъчи***.



Новото лъчение изиграва огромна роля в атомната физика и почти веднага намира приложение в медицината за диагностика и терапия, а по-късно и в промишлеността.



**Първата рентгенова фотография,
показана на лекцията на Рентген
пред Дружество по медицинска
физика във Wurzburg, 1895
22 .12.1895**

Известната рентгенограма, направена от Рьонтген на **22 декември 1895 г.** и известна като **“първата рентгенова снимка”** и рентгенограма на ръката на г-жа Рьонтген.

Ueber eine neue Art von Strahlen.
 von W. C. Röntgen.
 (Vorläufige Mitteilung.)

1. Lässt man durch eine Hülfs- oder Vacuumröhre, oder einen genügend evacuirten Leucht- oder Crookes'schen oder ähnlichen Apparat die Entladungen eines grösseren Ruhmkorff's gehen und bedeckt die Röhre mit einem ziemlich eng anliegenden Mantel aus dünnem, schwarzem Carton, so sieht man in dem vollständig verdunkelten Zimmer, einen in die Nähe des Apparates gebrauchten, mit Bariumplatinocyanür angestrichenen Pappschirm bei jeder Entladung hell aufleuchten, fluoresciren. Es ergibt sich die angestrichene oder die andere Seite des Schirms dem Entladungsapparat zugewendet ist. Die Fluorescenz ist noch in 2 m Entfernung vom Apparat bemerkbar.

Man überzeugt sich leicht, dass die Erscheinung der Fluorescenz vom Entladungsapparat und von keiner anderen Stelle der Leitung ausgeht.

2. Das an dieser Erscheinung zunächst Auffallende ist, dass durch die schwarze Cartonschäfte, welche keine sichtbaren oder ultravioletten Strahlen des Sonnen- oder des elektrischen Bogens Lichtes durchlässt, ein Agens hindurchgeht, das im Stande ist, leuchtende Fluorescenz zu erzeugen, und man wird deshalb wohl zuerst untersuchen, ob auch andere Körper diese Eigenschaft besitzen.

Man findet bald, dass alle Körper für dasselbe durchlässig sind, aber in sehr verschiedenem Grade. Einige Beispiele führe ich an. Papier ist sehr durchlässig, hinter einem singeln-

Man überzeugt sich leicht, dass die Ursache der Fluorescenz von Seiten des Entladungsapparates, in dem keine andere Stelle der Röhre ausstrahlt.

132 *Verzeichnisse der physikalischen Gesellschaft, Jahrg. 1895*

technische Mitglieder der Gesellschaft lediglich deshalb nicht mehr im Programmverzeichnisse geführt werden, weil sie bei ihrem Weggange aus Nürnberg zurückgekehrt hatten, den entsprechenden Antrag zu stellen.

Herr von Kunkler stellt deshalb einen Antrag auf beschränkung der Mitgliederzahl der Gesellschaft, und es wird beschlossen, dass die Zahl der Mitglieder auf 100 beschränkt werden soll.

Am 28. Dezember wurde als Beitrag eingereicht:
W. C. Röntgen: Ueber eine neue Art von Strahlen.
 (Vorläufige Mitteilung.)

1. Lässt man durch eine Hülfs- oder Vacuumröhre, oder einen genügend evacuirten Leucht- oder Crookes'schen oder ähnlichen Apparat die Entladungen eines grösseren Ruhmkorff's gehen und bedeckt die Röhre mit einem ziemlich eng anliegenden Mantel aus dünnem, schwarzem Carton, so sieht man in dem vollständig verdunkelten Zimmer, einen in die Nähe des Apparates gebrauchten, mit Bariumplatinocyanür angestrichenen Pappschirm bei jeder Entladung hell aufleuchten, fluoresciren. Es ergibt sich die angestrichene oder die andere Seite des Schirms dem Entladungsapparat zugewendet ist. Die Fluorescenz ist noch in 2 m Entfernung vom Apparat bemerkbar.

Man überzeugt sich leicht, dass die Erscheinung der Fluorescenz vom Entladungsapparat und von keiner anderen Stelle der Leitung ausgeht.

2. Das an dieser Erscheinung zunächst Auffallende ist, dass durch die schwarze Cartonschäfte, welche keine sichtbaren oder ultravioletten Strahlen des Sonnen- oder des elektrischen Bogens Lichtes durchlässt, ein Agens hindurchgeht, das im Stande ist, leuchtende Fluorescenz zu erzeugen, und man wird deshalb wohl zuerst untersuchen, ob auch andere Körper diese Eigenschaft besitzen.

Man findet bald, dass alle Körper für dasselbe durchlässig sind, aber in sehr verschiedenem Grade. Einige Beispiele führe ich an. Papier ist sehr durchlässig, hinter einem singeln-

(1) Die Durchlässigkeit eines Körpers bezüglich ist das Verhältniss der Helligkeit eines durch denselben Körper gehaltenen Fluorescenzstrahles zu derjenigen Helligkeit des Strahles, welcher denselben unter denselben Verhältnissen aber ohne Durchdringung des Körpers zugeht.

EINE NEUE ART
 VON
 STRAHLEN.

VON
 DR. W. RÖNTGEN,
 U. S. V. VERLEGER IN DER K. UNIVERSITÄT WÜRZBURG.

WÜRZBURG.
 VERLAG DER BUCH- UND DRUCKERIE F. A. B. SCHUBERT & CO. 1895.

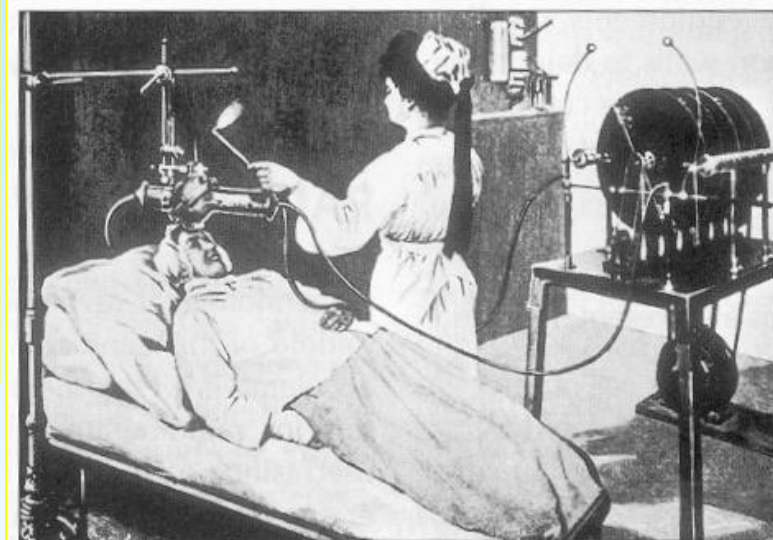
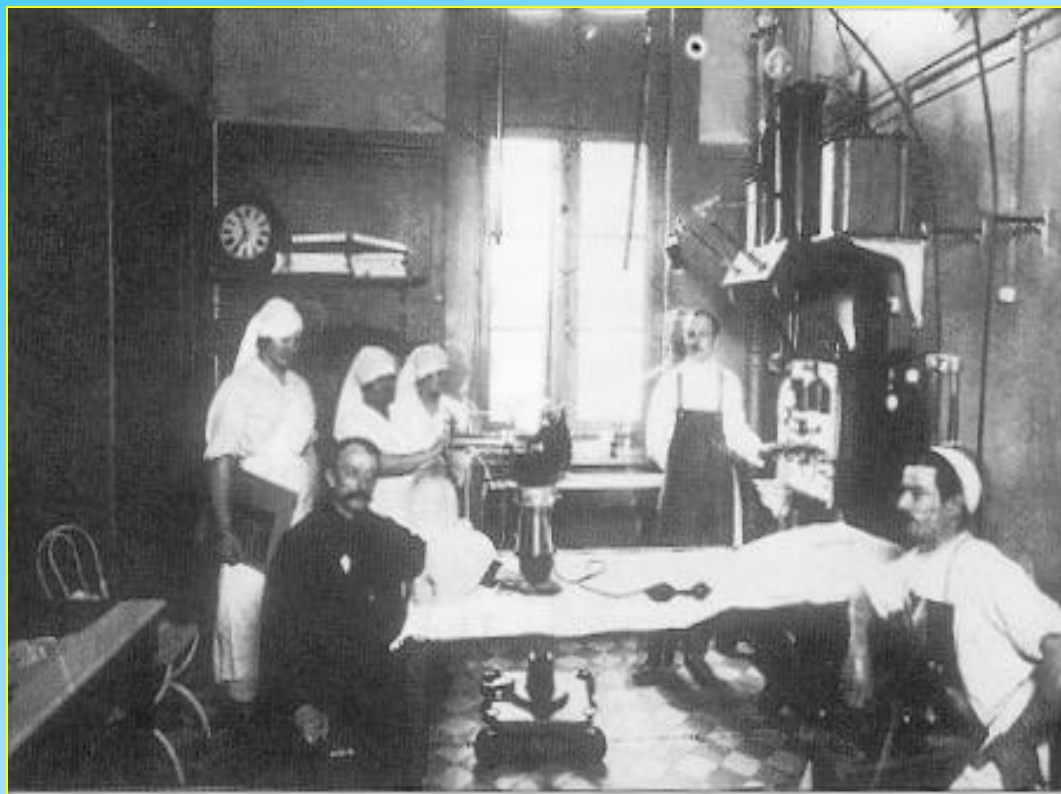
80 A.

Факсимиле на публикацията от 28.12.1895
 “Върху новия тип лъчи – предварително съобщение”

29.1.1896 г.

Dr. Emil Groube, Chicago,

I облъчване при РМЖ, 18 дни - едночасово облъчване

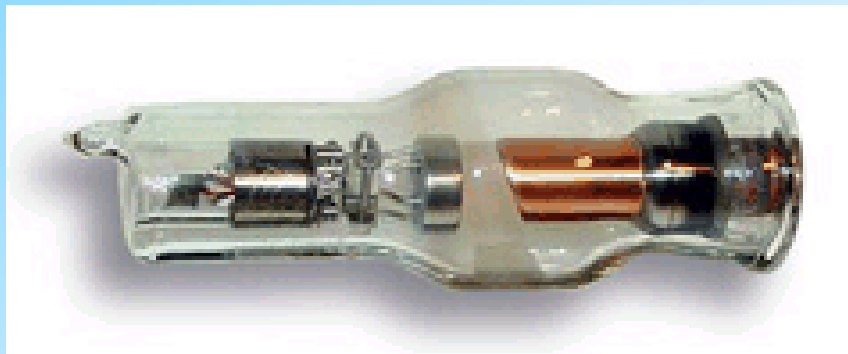
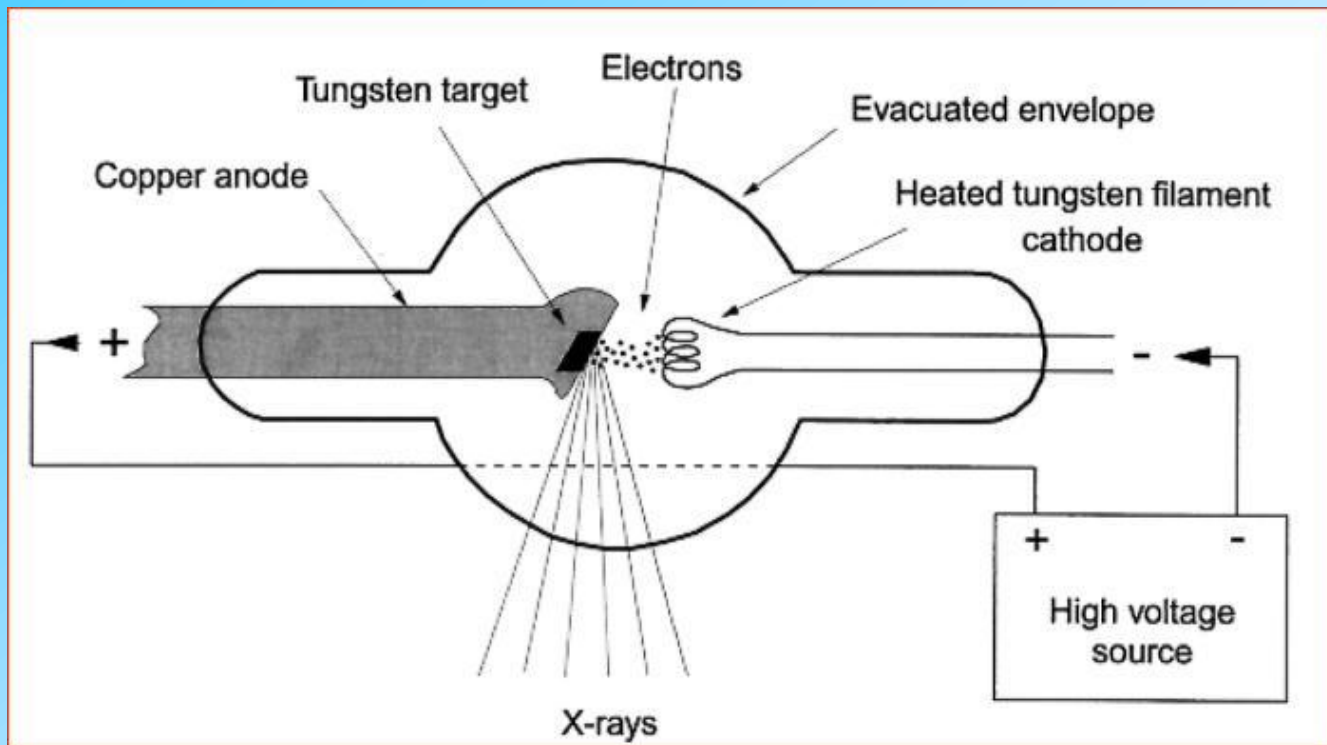


1901 - Нобелова награда за изключителни заслуги в чест на откриването и изследването на **необикновените лъчи**, по-късно наречени на негово име.

Съвременната диагностика (Конвенционална рентгенова и СТ – Компютърна томография) демонстрират най-ярко огромното значение на **необикновените лъчи – X лъчи** за медицината.

Широкият обхват на приложение и високата информативност на рентгеновите диагностични изследвания ги правят първи по значение между методите на образната диагностика.

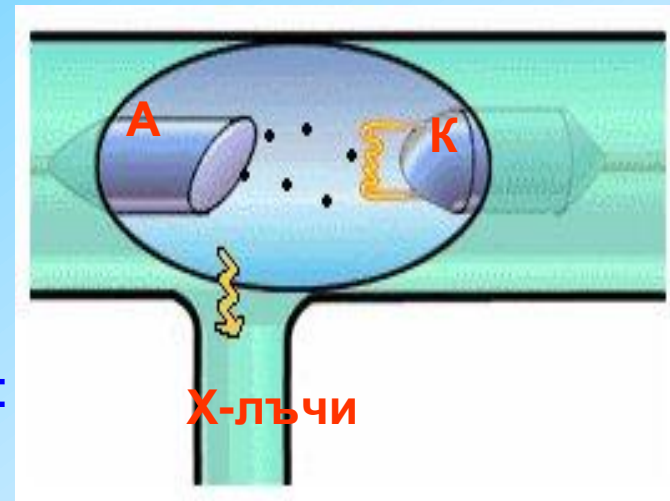
Генератор на X лъчите е Рентгеновата тръба



Принципно устройство на Рентгенова тръба

В стъклен балон с дебели стени в силно разрежен въздух (1 – 10 mPa) са разположени двата електрода на тръбата:

- Катод
- Анод



Катодът е източник на електрони, отделени от металната му повърхност при висока температура (т.е. наблюдава се явлението термоелектронна емисия). Представлява Wf спирала, захранвана от т.нар. отоплително напрежение.

Анодът е масивен метален електрод - мишена (фокус).

Между **Катода** и **Анода** се прилга постоянно високо напрежение **U**, което създава постоянно електрично поле между тях. Това поле ускорява отделените от **Катода** електрони и затова се нарича **ускоряващо напрежение U**.

В Рентгеновата тръба ускоряващото напрежение U създава само ел. поле и лоренцовата сила се редуцира до нейната първа компонента.

Големината на интензитета на ел. поле е:

$$E = U/x,$$

където **U** - ускоряващо напрежение

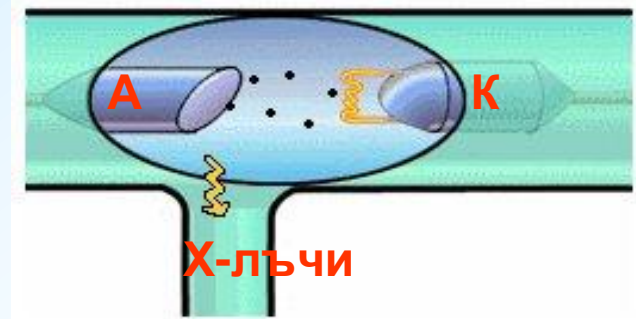
x – разстоянието между катода и анода

Прозорец на Рентгеновата тръба – изходът на рентгеновите лъчи.

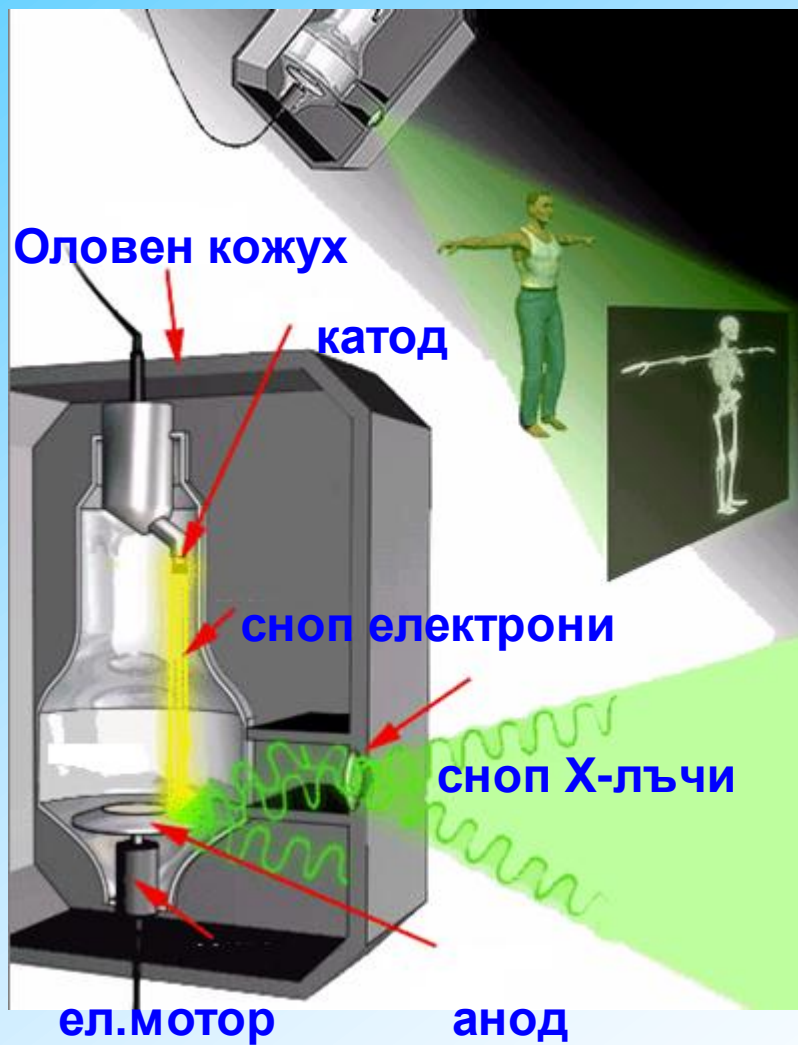
Представява по-тънката част от стъкления балон или тънка **Ве**

пластинка. Прозорецът е разположен в посока перпендикулярна на посоката на ускоряване на електроните.

Интезитетът на *рентгеновите лъчи* е най-голям в посока приблизително перпендикулярна на посоката на движение на електроните в пространството между катода и анода. По тази причина челната повърхност на **Анода** е наклонена/скосена, за да се намали поглъщането на *рентгеновите лъчи* в анода.

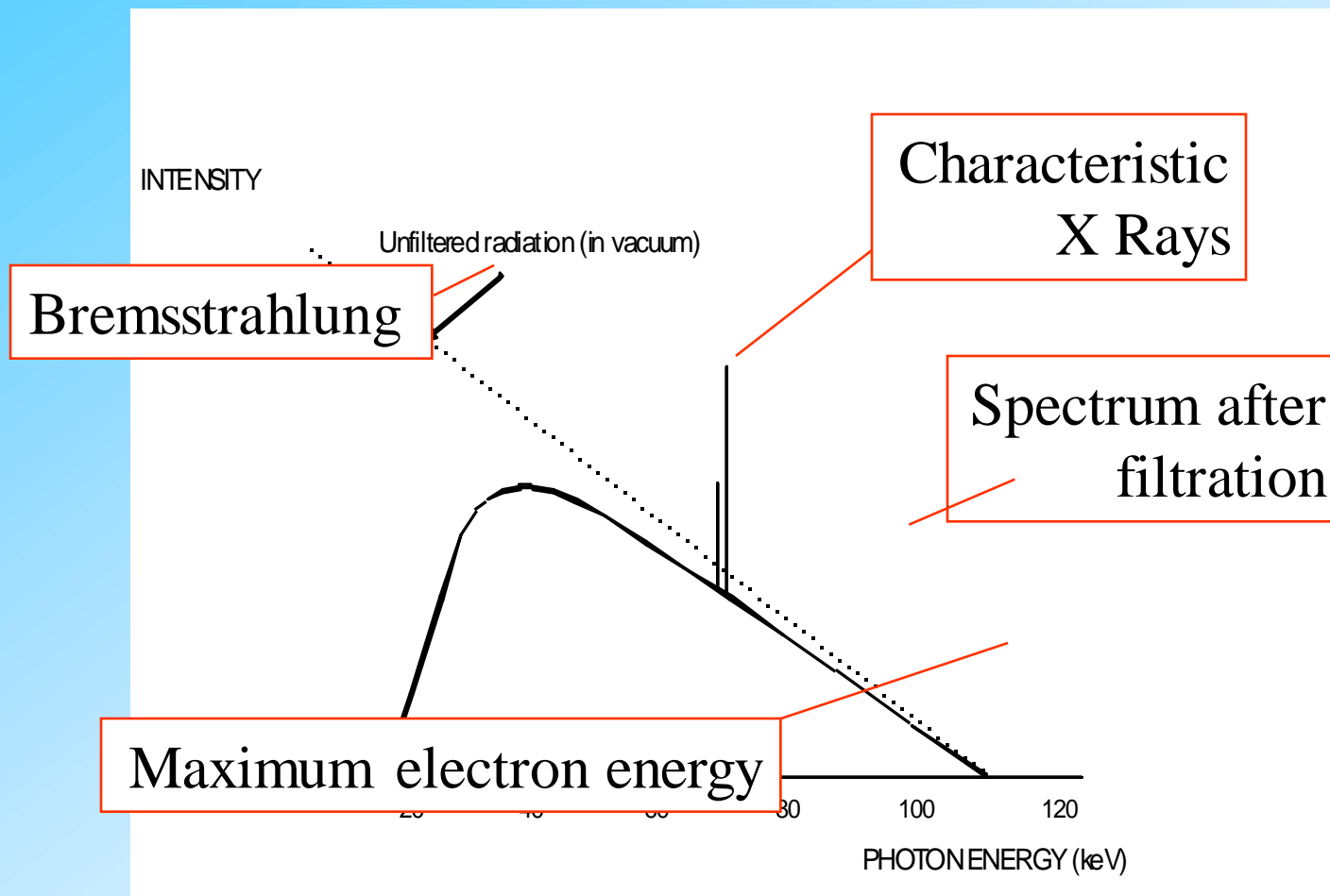


Стъкленият балон на Рентгеновата тръба е обвит в метален (оловен) кожух, който го предпазва от метални удари и осигурява необходимото за лъчезащитата отслабване.

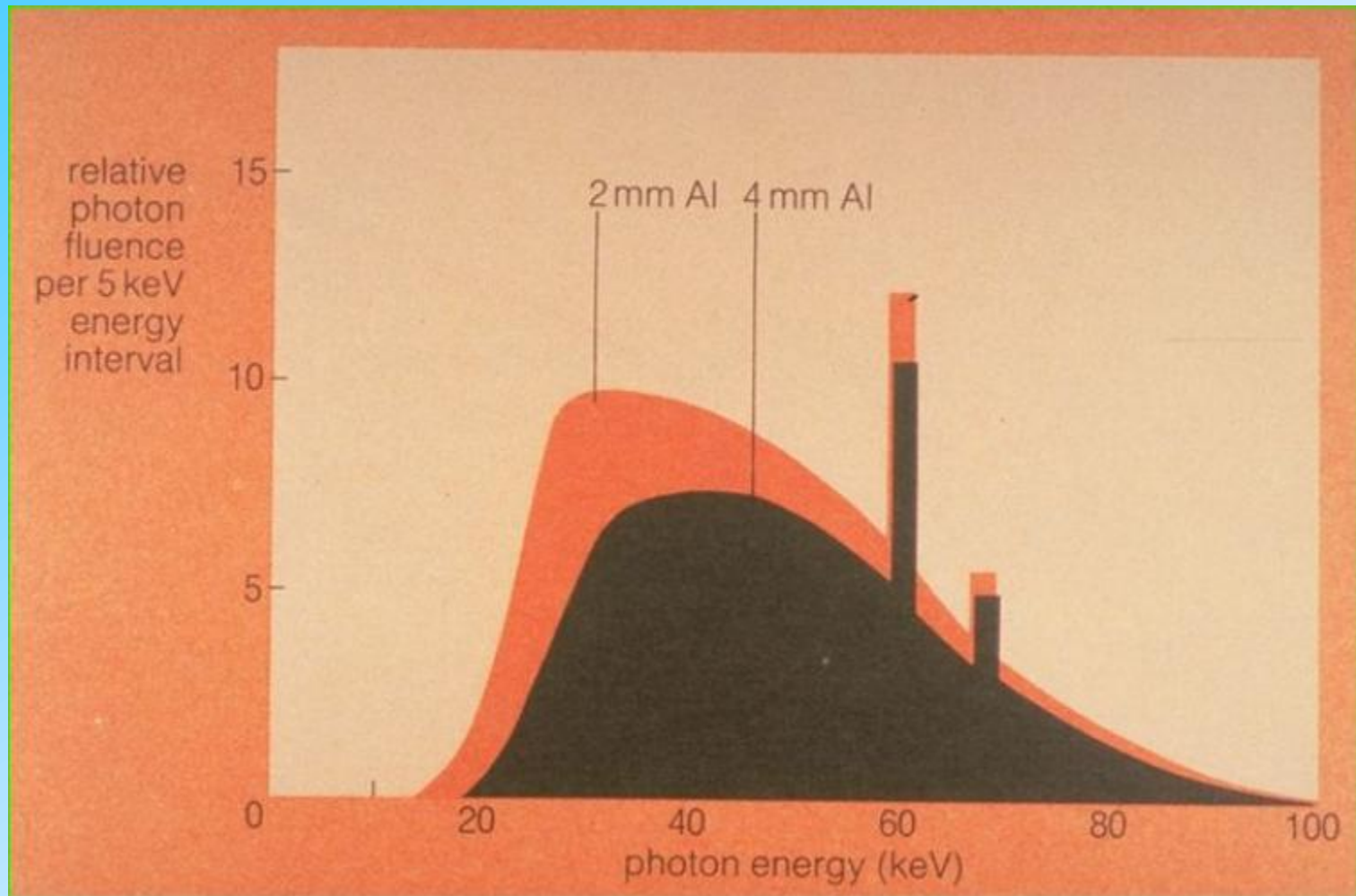


Спирачното (Bremsstrahlung) и **Характеристичното** Лъчение са две лъчения, които се генерират и излъчват едновременно при функциониране на Рентгеновата тръба.

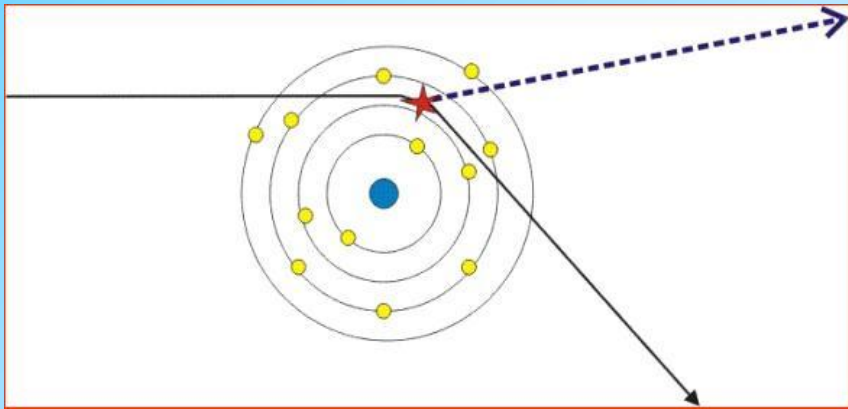
Различават се по механизма на получаването си и по своя спектър. Те са високоенергетични фотони, разпространяващи се със скоростта на светлината.



Ефект на допълнителната филтрация

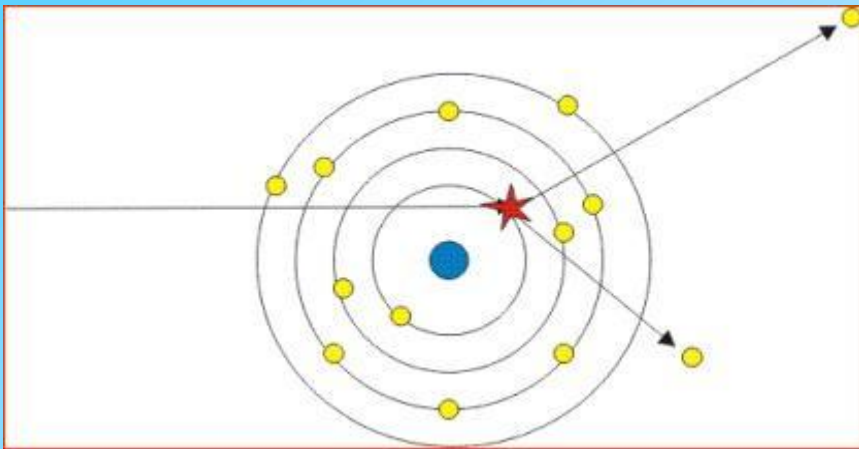


Спирачното X лъчение – ЕМЛ с непрекъснат спектър, което възниква при забавяне на ел. заредени частици. С увеличаване на **U** - **ускоряващо напрежение**, дължината на вълната λ_{\min} се премества към по-късите дължини на вълните т.е. генерира се високоенергийно лъчение, респективно лъчение с голяма прониквателна способност.

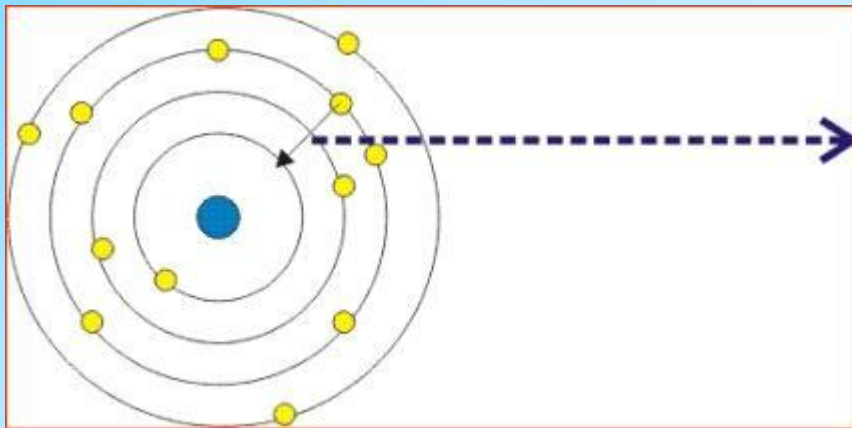


Bremsstrahlung: При всяко закъснително движение на електрични заряди се излъчва електромагнитно лъчение.

Характеристично Лъчение - ЕМЛ с прекъснат енергиен спектър, което възниква при преходи на електрони към вътрешните слоеве на електронната обвивка на атома. Спектърът е линеен и се наслагва върху непрекъснатия спектър на спиращото лъчение под формата на остри пикове, които за различните химични елементи се появяват съответно на точно определени дължини на вълната λ .



При йонизиране на вътрешните електронни слоеве на сложните атоми.



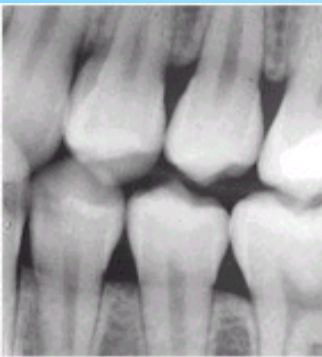
Освободените места се запълват с електрони от външните слоеве, при което възниква характеристичното рентгеново лъчение.

Интензитета – I на X лъчите се определя от електричните параметри на рентгеновата тръба

$$I = k \cdot i \cdot U^2 \cdot Z$$

Качеството - Q на X лъчите се определя от **U** - ускоряващо напрежение и от слоя на полуотсლობване **HVL**.

$$Q = f(U, \text{HVL})$$





**Разпространение и
отслабване на успореден
монохроматичен сноп
фотонно лъчение.**

Взаимодействието на фотонните йонизиращи лъчения с веществото предизвиква:

- промени в облъчваното вещество - приемане на лъчева енергия, главно за йонизация
- промени на параметрите на фотонното йонизиращо лъчение - намаляване на мощността на енергийния пренос (интензитета)

Намаляване на интензитета

При разпространението на фотонните йонизиращи лъчения техният интензитет Ψ намалява:

- в резултат на взаимодействията, които се наблюдават с облъчваното вещество (биологична тъкан).
- с разстоянието от източника на фотонно ЙЛ.

Начина на взаимодействие зависи от параметрите на двете страни участващи във взаимодействието:

- I. Фотонното Йонизиращо Лъчение - $E = h \cdot \nu$, I (Ψ)
- II. Облъчваното вещество - Z (атомен номер), ρ (плътността на веществото) и електронната плътност на веществото.

Взаимодействията, които се наблюдават са:

- **Фотоелектрично поглъщане** – T
- **Комтънов ефект** – ϵ
- **Раждане на двойка електрон – позитрон** – α

Фотоелектрично поглъщане

Вероятността за този вид взаимодействие зависи силно от енергията на фотона и от атомния номер на веществото, и по-слабо - от плътността на веществото.

Количествено тя се изразява с линейния коефициент за фотоелектрично поглъщане

$$\tau \approx k\rho \frac{Z^4}{(h\nu)^3}$$

Комптънов ефект

Вероятността за този вид взаимодействие зависи от енергията на фотоните и от плътността и масовата концентрация на електрони на веществото.

Тя се изразява с линейния коефициент за Компт

$$\sigma = k\rho \frac{n_0}{h\nu}$$

Образуване на двойка електрон - позитрон $h\nu$

Енергията на падащият фотон

се изразходва за създаване на електрон и позитрон (те имат маса в покой, различна от E_k^-) и за предаване на кинетична енергия на двете частици E_k^+

$$h\nu = 1,022\text{MeV} + E_k^- + E_k^+$$

Вероятността за този вид взаимодействие зависи от енергията на фотона и атомен номер на веществото

$$\chi = k\rho(h\nu - 1,022)Z^2$$

Взаимодействие на фотонни йонизиращи лъчения с веществото

Вероятността - μ

един фотон да претърпи взаимодействие е
сума от вероятностите за всеки от трите
вида взаимодействие, т.е.

$$\mu = \tau + \sigma + \chi$$

Закон за намаляване на интензитета

$$\frac{d\psi}{\psi} = -\mu \cdot dx$$

Диференциална форма
на закона

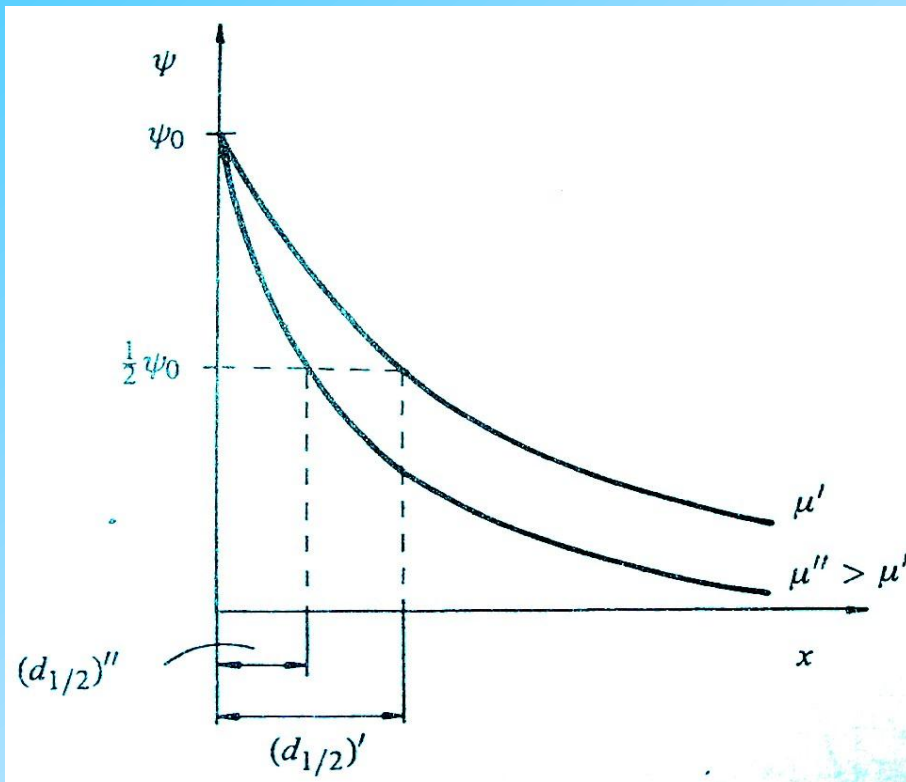
Чрез интегриране в границите - за интензитета от ψ_0 до ψ и за дебелината от 0 до x - се получава познатата интегралната форма на закона:

$$\psi = \psi_0 e^{-\mu x}$$

Слой на полуотслабване - HVL

Слой на полуотслабване

$$d_{1/2}$$



е дебелината на слоя от определено вещество, при преминаването през който **ИНТЕНЗИТЕТЪТ** на фотонно йонизиращо лъчение намалява **наполовина**.

Слой на полуотслабване

Слоят на полуотслабване $d_{1/2}$ и ускоряващото напрежение U определят качеството на рентгеновите лъчи.

От дефиницията на $d_{1/2}$ и от закона $\psi = \psi_0 e^{-\mu x}$

следва $\frac{1}{2} \psi_0 = \psi_0 e^{-\mu d_{1/2}}$ откъдето

$$\ln 2 = \mu d_{1/2} \quad \text{и}$$

$$d_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0,693}{\mu}$$

т.е. $d_{1/2}$ е толкова по-малък, колкото е по-голям μ .

Закон за намаление на интензитета с разстоянието

Експериментално е установено, че с увеличаване на разстоянието r от фотонния източник 2, 3, 4 и т.н. пъти, интензитетът ψ намалява съответно

$$2^2 = 4, 3^2 = 9, 4^2 = 16 \text{ пъти.}$$

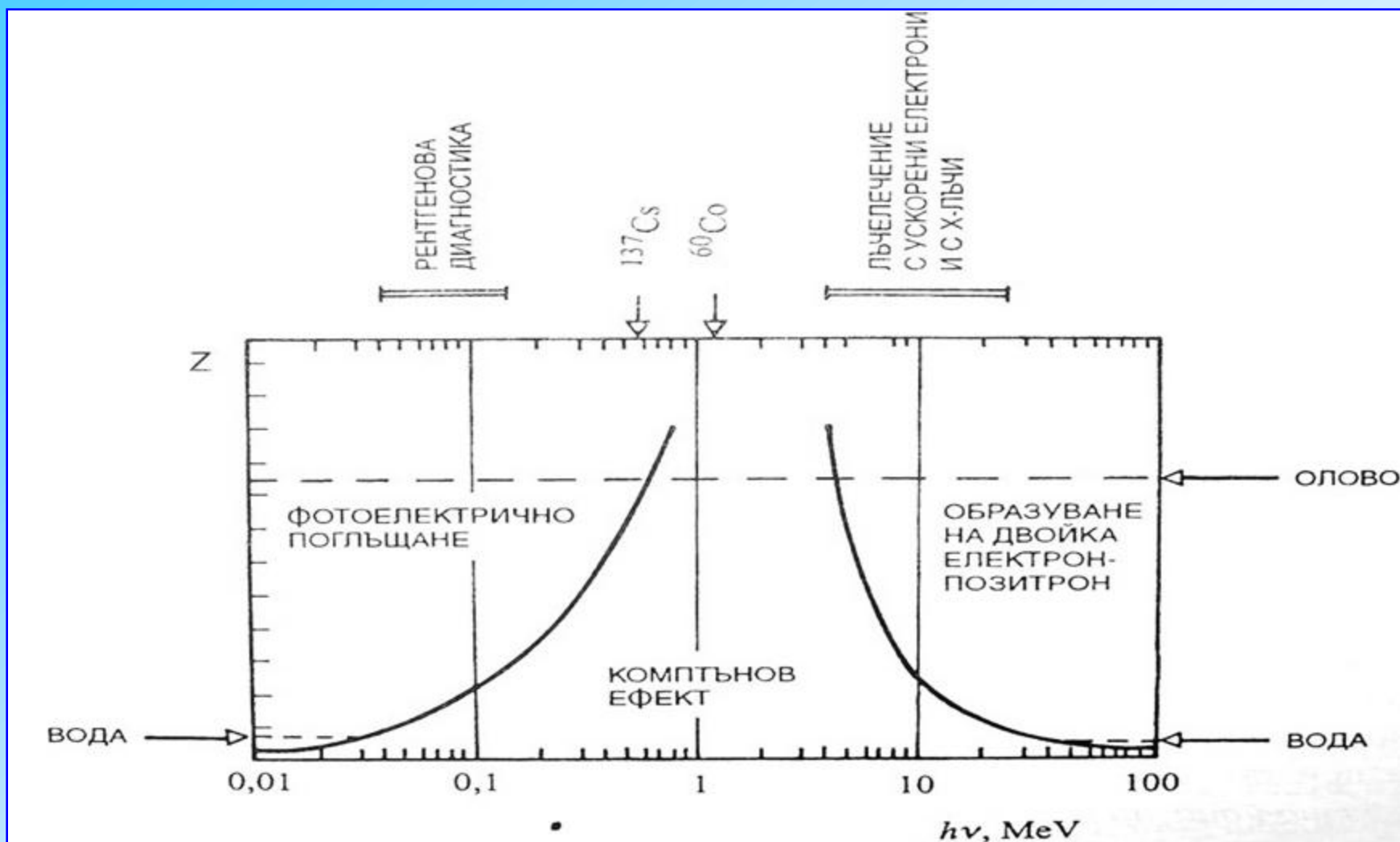
Общ закон за отслабване на фотонните йонизиращи лъчения

Двата закона за отслабване на лъчението действат едновременно и независимо един от друг.

Затова при разпространението на фотонните йонизиращи лъчения техният интензитет намалява по следния закон:

$$\psi = \frac{\psi_0 e^{-\mu x}}{r^2}$$

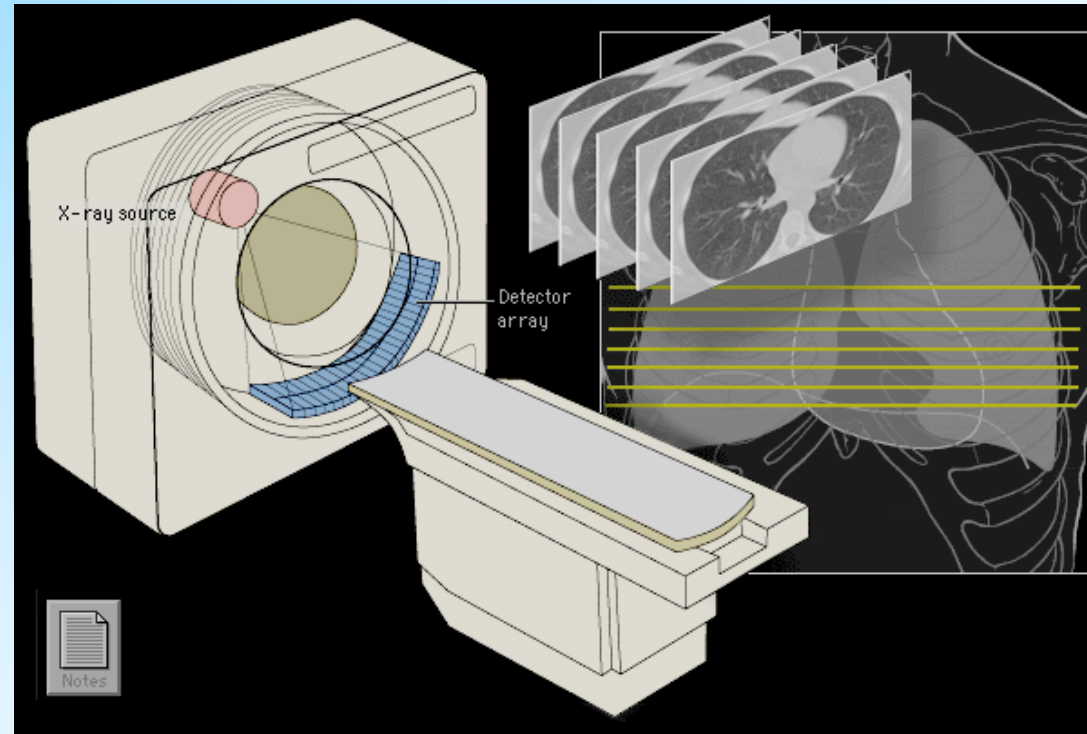
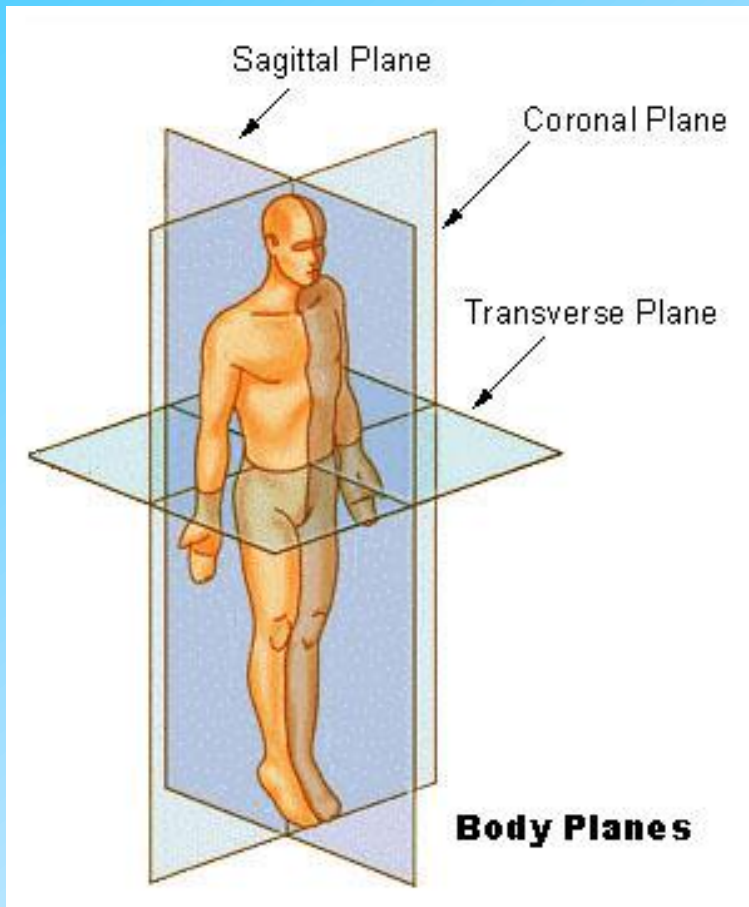
Енергийните области, в които при различни вещества (атомен номер Z) преобладава един от трите вида взаимодействие.



ФИЗИЧНИ ОСНОВИ НА КОМПЮТЪРНАТА ТОМОГРАФИЯ

Томографията

е метод за получаване на двумерен образ на тънък слой от тъкани, лежащи между два напречни/аксиални (трансверзални среза) на определена дълбочина в тялото.



Компютърната томография

е метод, при който томографски образ се получава чрез математична обработка с компютър на масив от едномерни сигнали, получени в резултат от някакво въздействие.

Според вида на въздействието, компютър-
томографските методи биват:

- рентгенова компютърна томография (СТ)
- магнитно-резонансна томография (MRI)
- емисионна компютърна томография (SPECT)
- позитрон-емисионна томография (PET)

Формирането на образа на изследваната част от тялото на пациента при рентгенова компютърна томография (СТ) се осъществява в три фази:

скениране

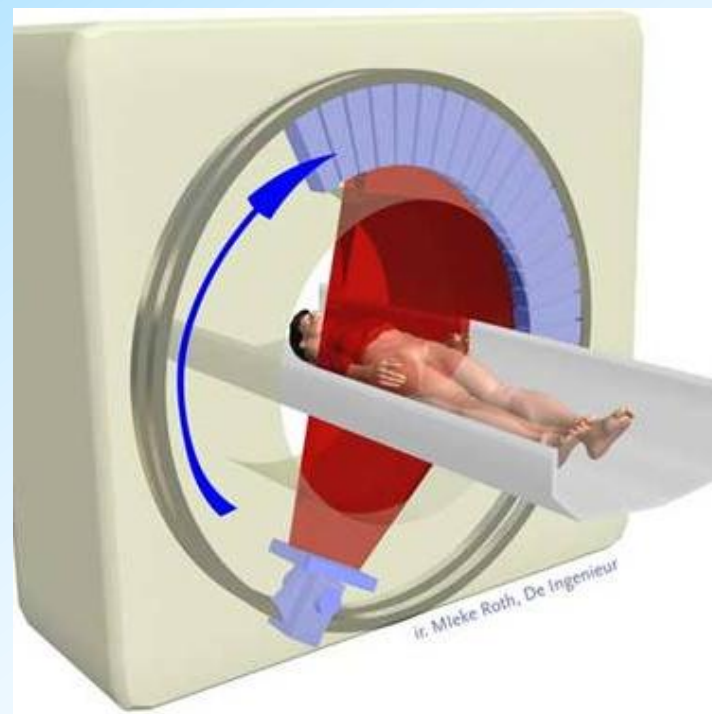
компютърно реконструиране

визуализиране

1. Скениране

1. Скениране

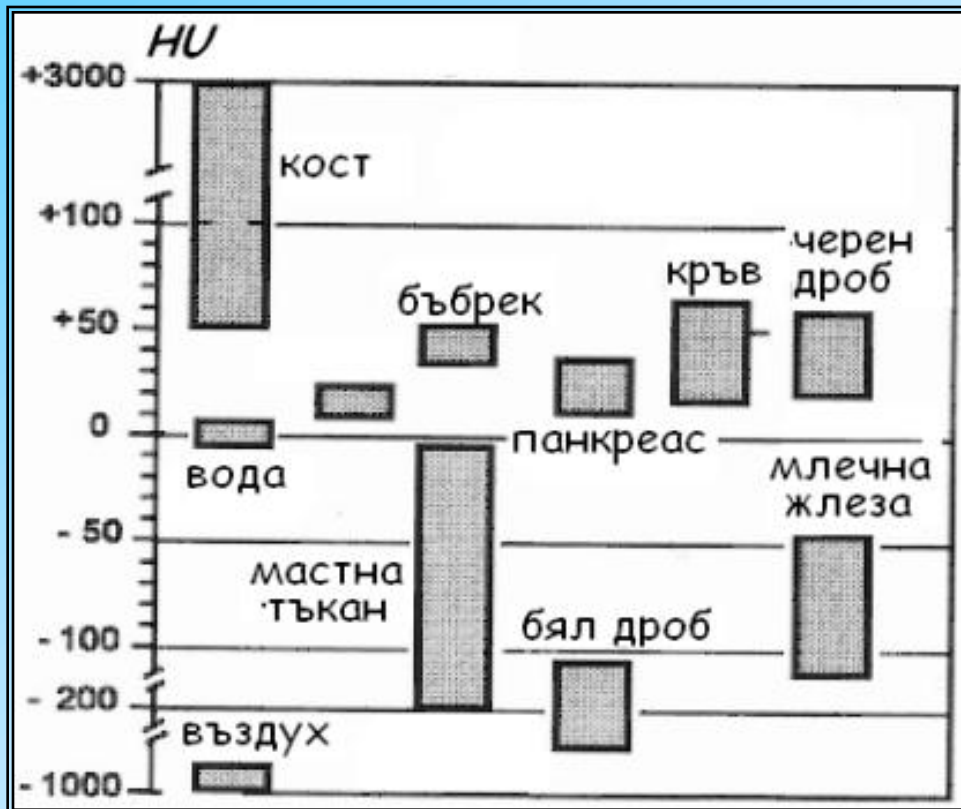
- ❑ Система от тесен ветрилообразен сноп рентгенови лъчи покриващ изследваната част от тялото на пациента и голям брой срещулежащи на снопа детектори (300 – 700)
- ❑ Ротация около тялото на пациента



2. Компютърно реконструиране

$$\hat{\mu}(x, y) = \sum_{j=1}^m \rho(r_j, \varphi_j) \Delta\varphi$$

СТ – числа в Хаунсфийлдови единици



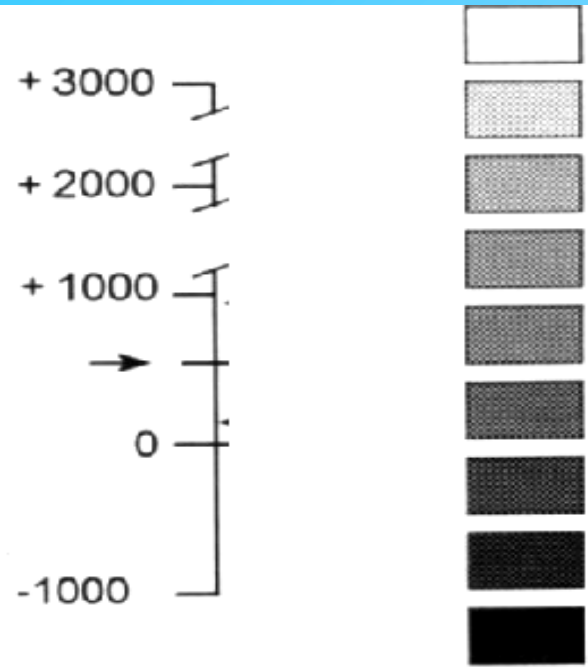
$$HU = 1000 \frac{\mu_x - \mu_{\text{вода}}}{\mu_{\text{вода}}}$$

При рентгеновата компютърна томография (СТ)

компютърът обработва голям масив от данни (числени стойности) за интензитета на преминалото през тъканите рентгеново лъчение.

При скенирането сноп рентгенови лъчи преминава през тънък напречен слой от тялото (**трансверзален срез**) под различни ъгли, а сигналът от преминалото лъчение се измерва с определен брой **срещулежащи детектори**, механично свързани с тръбата в т.нар. гентри.

3. Визуализиране

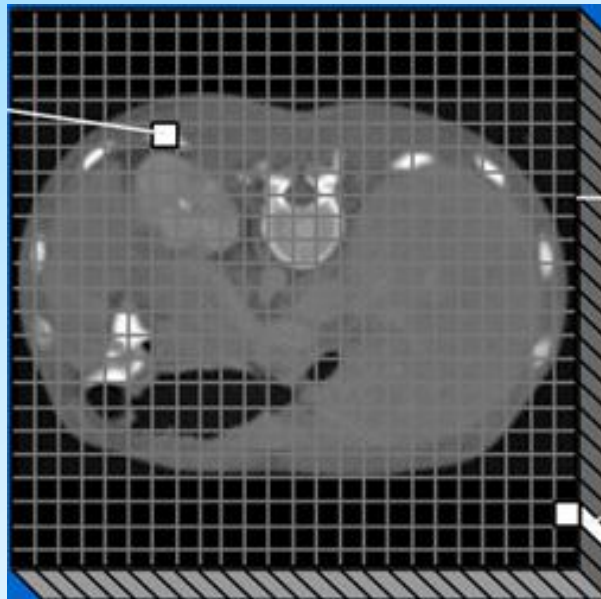


$$HU = 1000 \frac{\mu_x - \mu_{\text{вода}}}{\mu_{\text{вода}}}$$

Вода: 0 HU

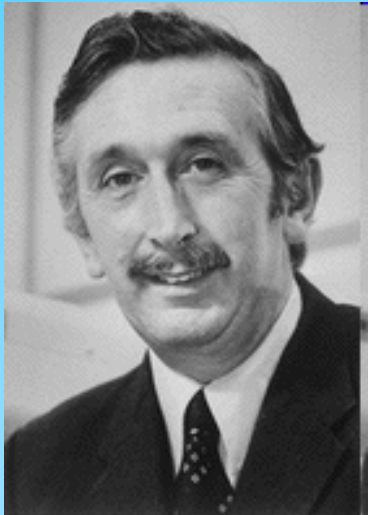
Въздух: -1000 HU

Кост: +1000 HU



1956 г. Мак Кормак разработва математичната теория за реконструиране на образа.

1972 г. Годфри Хаунсфийлд разработва първия СТ-скенер за изследване на главния мозък (EMI Mark I).



1979 г. - Нобелова награда по физиология и медицина.

Поколения рентгенови компютър- томографи (СТ)

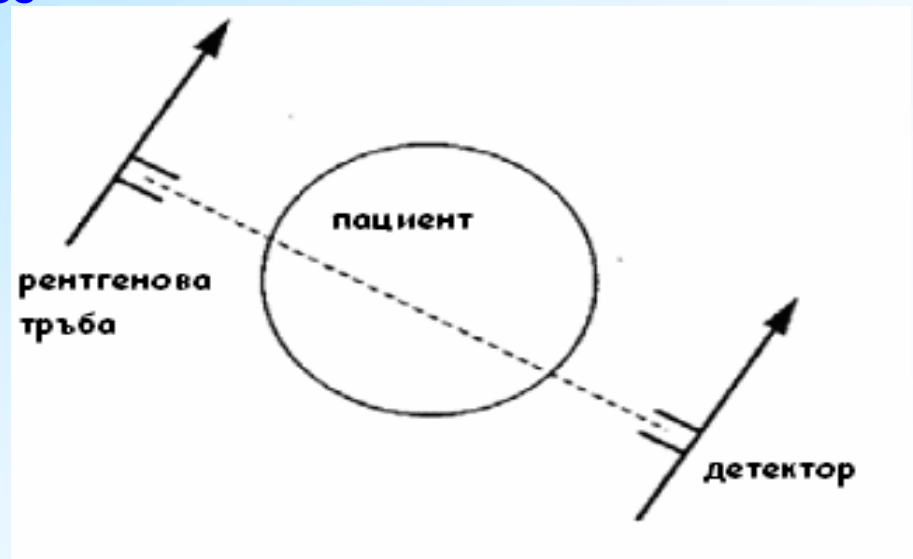
Различават се по:

- геометрията на скениране
- по формата на рентгеновия сноп
- по геометрията на детекторната система
- по времето за скениране.

Първото поколение СТ, 1972г.

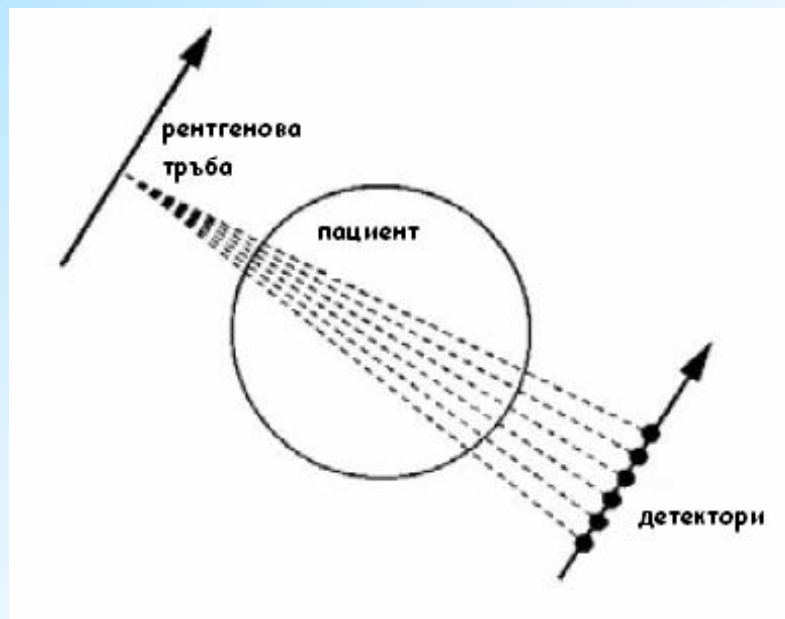
Това е компютър-томографът, разработен от Г. Хаунсфийлд

- ❑ Тесен колимиран сноп рентгенови лъчи и само един срещулежащ детектор
- ❑ Системата рентгенова тръба-детектор извършва транслационно-ротационно движение
- ❑ Осъществяват се 160 успоредни линейни скенирания (транслации) в множество направления в трансверзалната равнина, осигурявани чрез ротация на тръбата и детектора. Необходимо време за получаване на образа на един срез – **5 минути.**



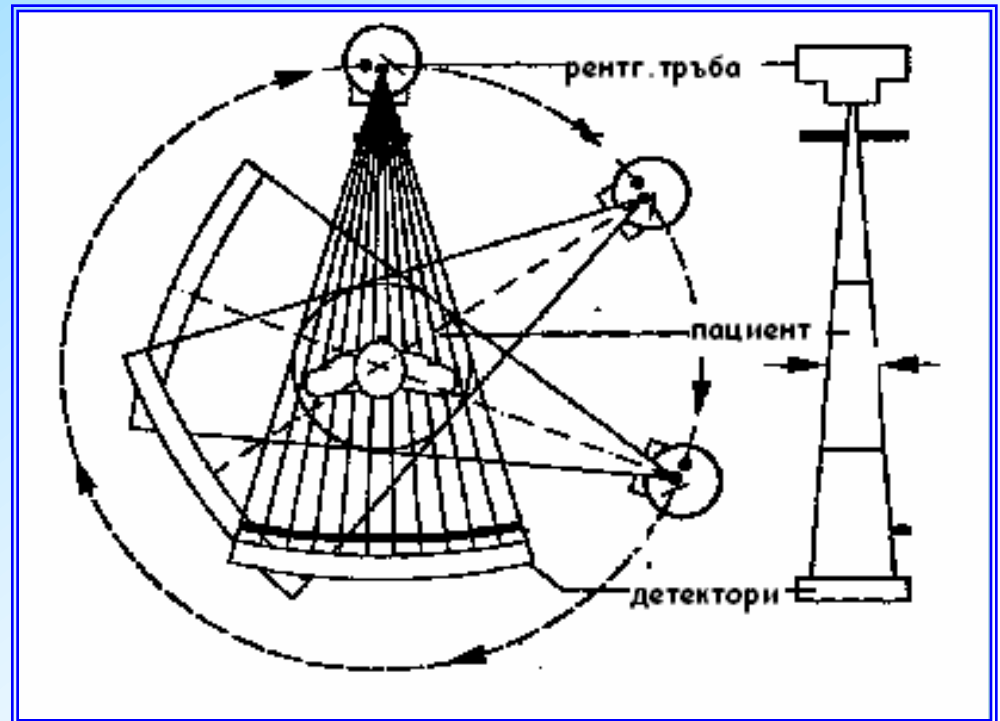
Второто поколение СТ

- ❑ Разходящ ветрилообразен сноп рентгенови лъчи с ъгъл при върха на ветрилото, който не обхваща целия обект
- ❑ Системата тръба-детектори извършва транслационно-ротационно движение
- ❑ Необходимо време за получаване на образа на един срез - **20 секунди**



Трето поколение СТ, 1975г.

- ❑ Широк ветрилообразен сноп рентгенови лъчи, изцяло покриващ обекта и голям брой срещулежащи детектори.
- ❑ Системата тръба-детектори извършва само ротационно движение, осигуряващо скенирането на целия обект.
- ❑ Необходимото време за получаване на образа на един срез е няколко секунди.
- ❑ Много от съвременните скенери са базирани на тази геометрия на системата рентгенова тръба-детектори.

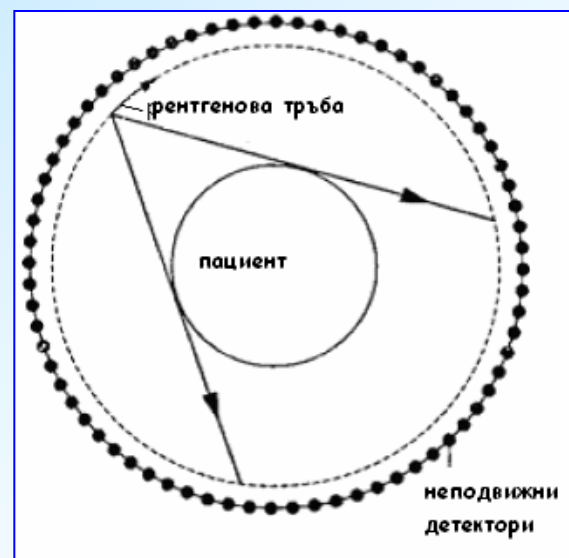


СЪВРЕМЕНЕН СТ- Компютърен томограф



Четвъртото поколение

- ❑ Широк ветрилообразен сноп рентгенови лъчи, изцяло покриващ обекта и голям брой срещулежащи детектори
- ❑ Голям брой неподвижни детектора, изцяло запълващи пръстена около пациента
- ❑ Ротационно движение извършва само рентгеновата тръба.

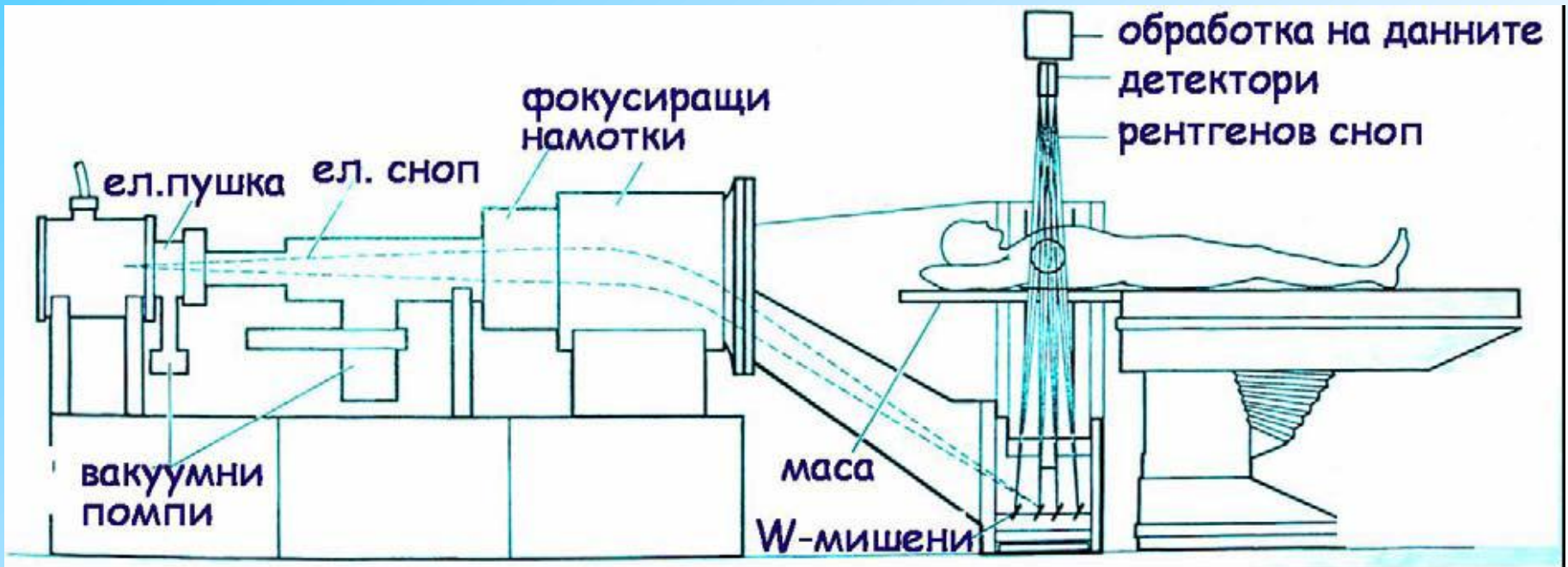


Като **пето поколение** някои автори класифицират един малко разпространен тип компютър-томографи, предназначени за кардиологията – т.н. **кино СТ скенер (Imatron, USA)**.

При него **не се използва** рентгенова тръба; електроните се генерират в електронна пушка и бомбардират волфрамови мишени, разположени в 4 успоредни пръстени във **вид на арка** около пациента. Всички елементи са неподвижни. Електронният лъч се направлява по мишената чрез магнитно поле. Срещу мишените е разположена арка от кристални фотодиодни детектори.

Образът на един срез се получава за 50 ms.

Пето поколение СТ



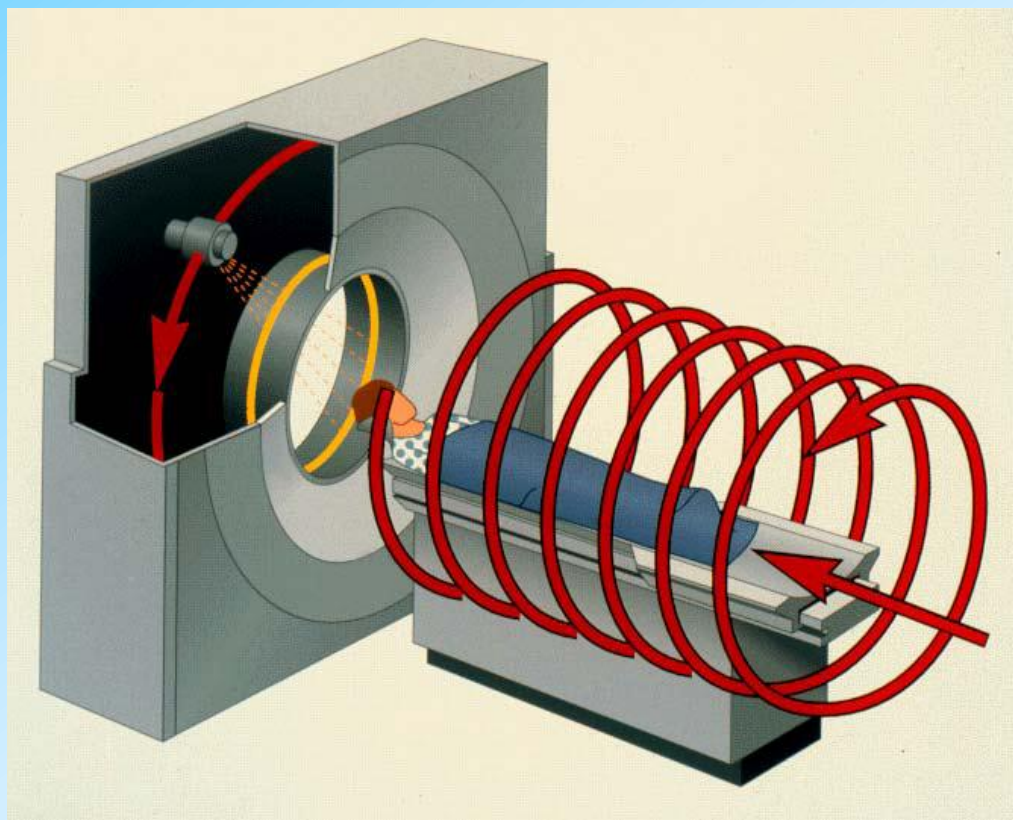
Спирална компютърна томография “хлъзгащ се пръстен” (slip ring)

Непрекъснатото въртене на рентгеновата тръба

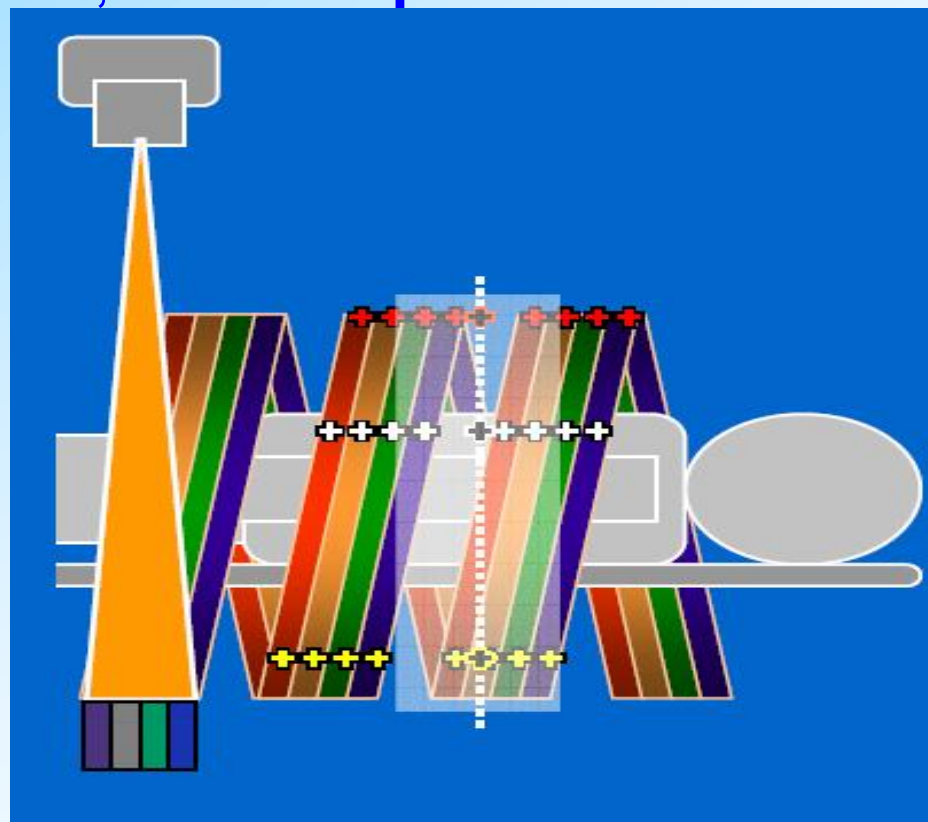
- ❑ При компютъртомографите от трето и четвърто поколение след всяка ротация въртенето трябва да спре.
- ❑ В началото на 90-те години на XX век се въведе технологията “хлъзгащ се пръстен” (slip ring) – контактен пръстен, чрез който се осъществява подаването на високо напрежение и отвеждането на сигналите.
- ❑ Това позволява непрекъснатото въртене рентгеновата тръба.

По време на скенирането масата с пациента се движи постъпателно, докато рентгеновата тръба се върти непрекъснато, като по този начин скенирането на обекта е по спирална траектория.

Това съкращава времето за изследване.



Следваща стъпка в развитието на компютърната томография е въвеждането на рентгенови компютър-томографи с множество успоредни детекторни ринга, чрез които се получава едновременно образът на няколко среза – “многосрезови” СТ. През 1992 г. са въведени двусрезови СТ; 4-срезови през 1998 г.; 8-срезови през 2001 г.; 16- срезови през 2002 г.; 6- и 10-срезови 2003 г. и 64-срезови през 2004 г.



Основни конструктивни елементи на СТ

Гентри

Отвор: > 70 cm диаметър

Рентгенова тръба

Два фокуса: 0,8 и 1,4 mm

3600 – 10000 об/секунда

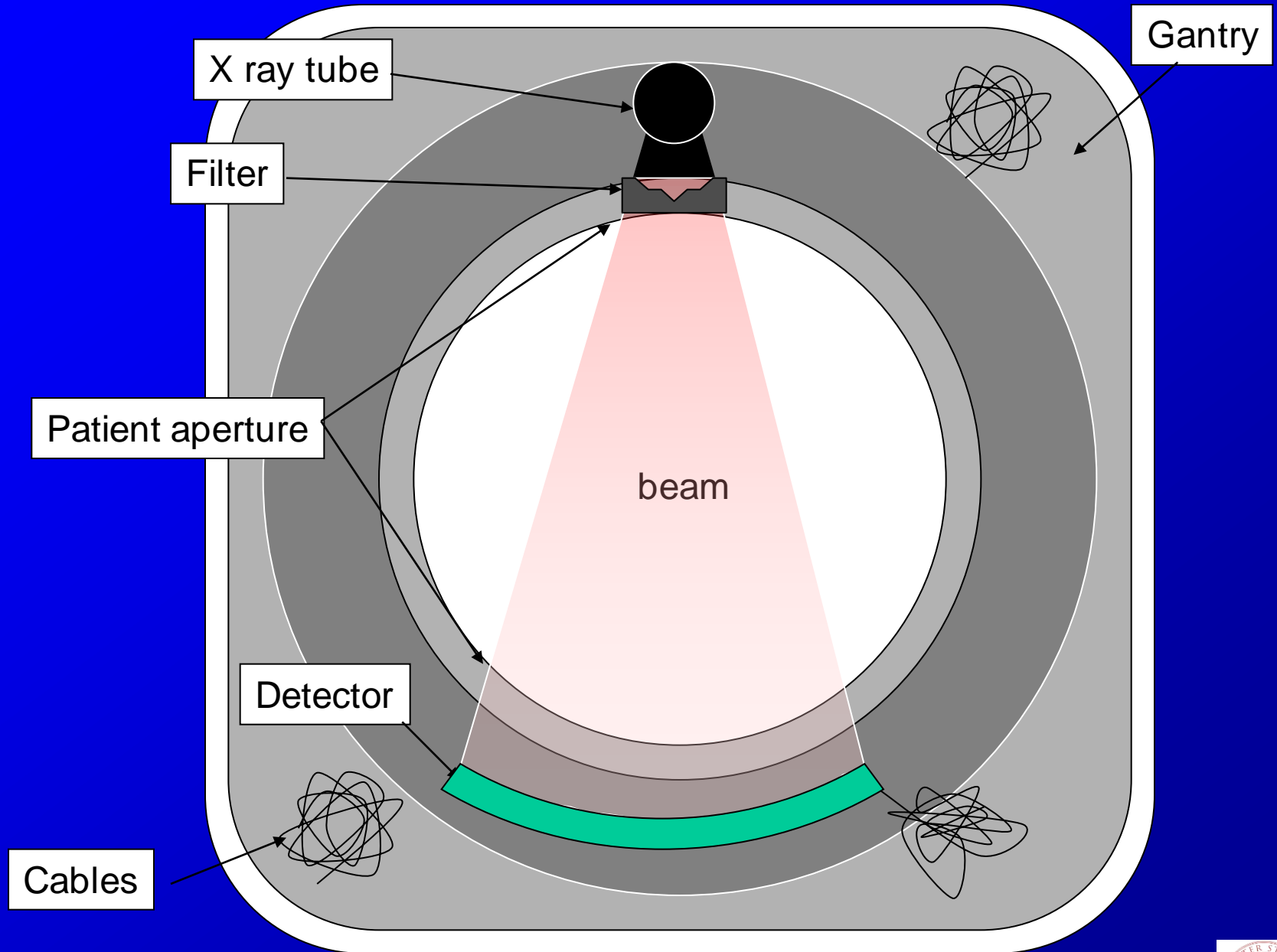
Детектори – органични /Сцинтилационни/

Високоволтов генератор

Колиматори - определят размера на лъчевия сноп 1-10 mm

Филтри – променят качеството на рентгеновия сноп

Components of a CT scanners

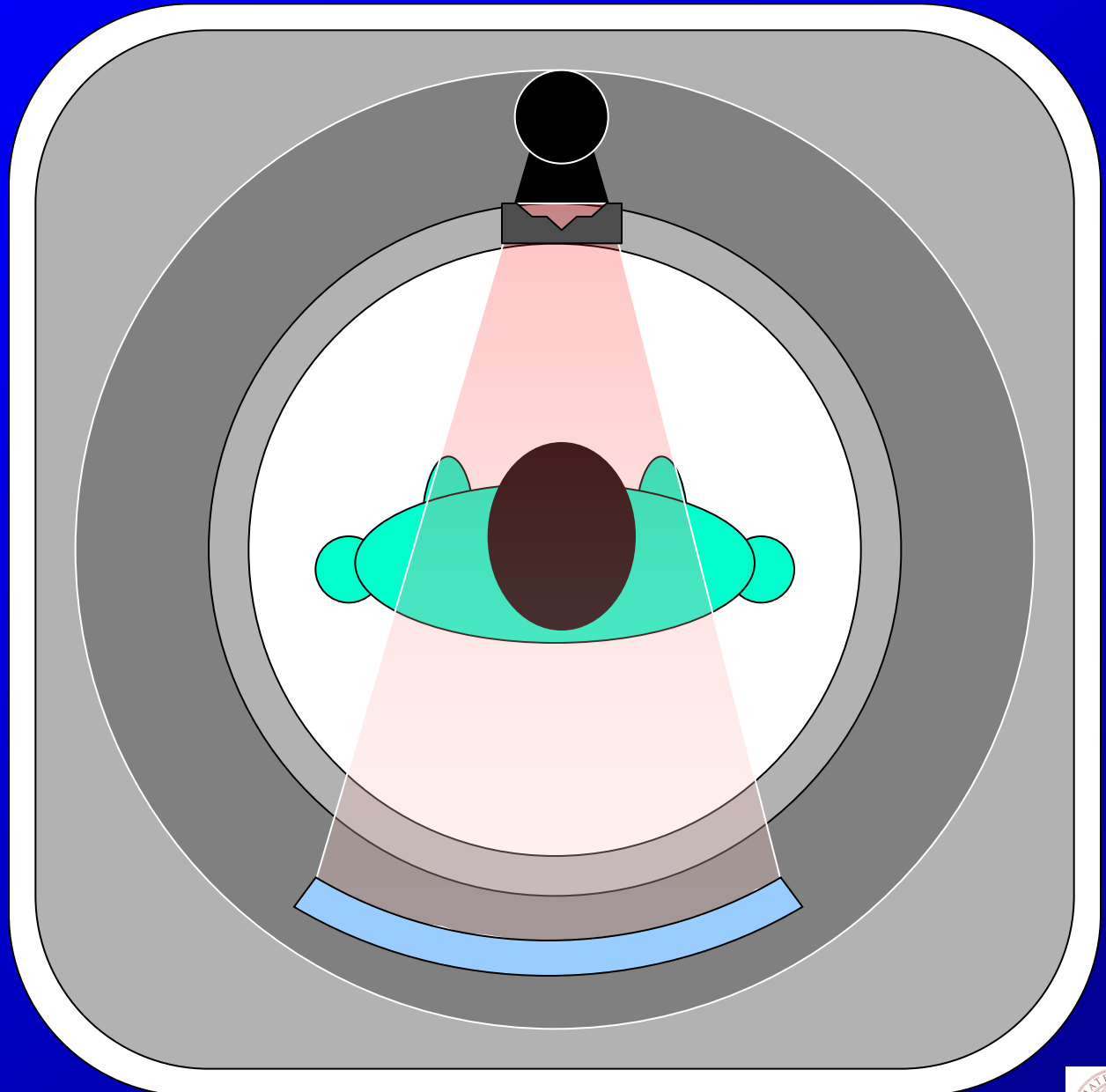


Principle of operation of a CT scanner

X ray tube and detector rotate around the patient, collecting transmission data that are used to reconstruct images of the internal anatomy

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$\ln \left(\frac{I}{I_0} \right) = -\mu x$$



Основни дозиметрични величини

За един срез:

Компютър-томографски дозов индекс - *CTDI*

Изм.единица - Gy

За цялото изследване:

Произведение доза-дължина - *DLP*

Изм. единица - Gy.m

ТЕЛЕГАМАТЕРАПЕВТИЧНИ УРЕДБИ

За първи път

Harold E. Johns от Канада в началото

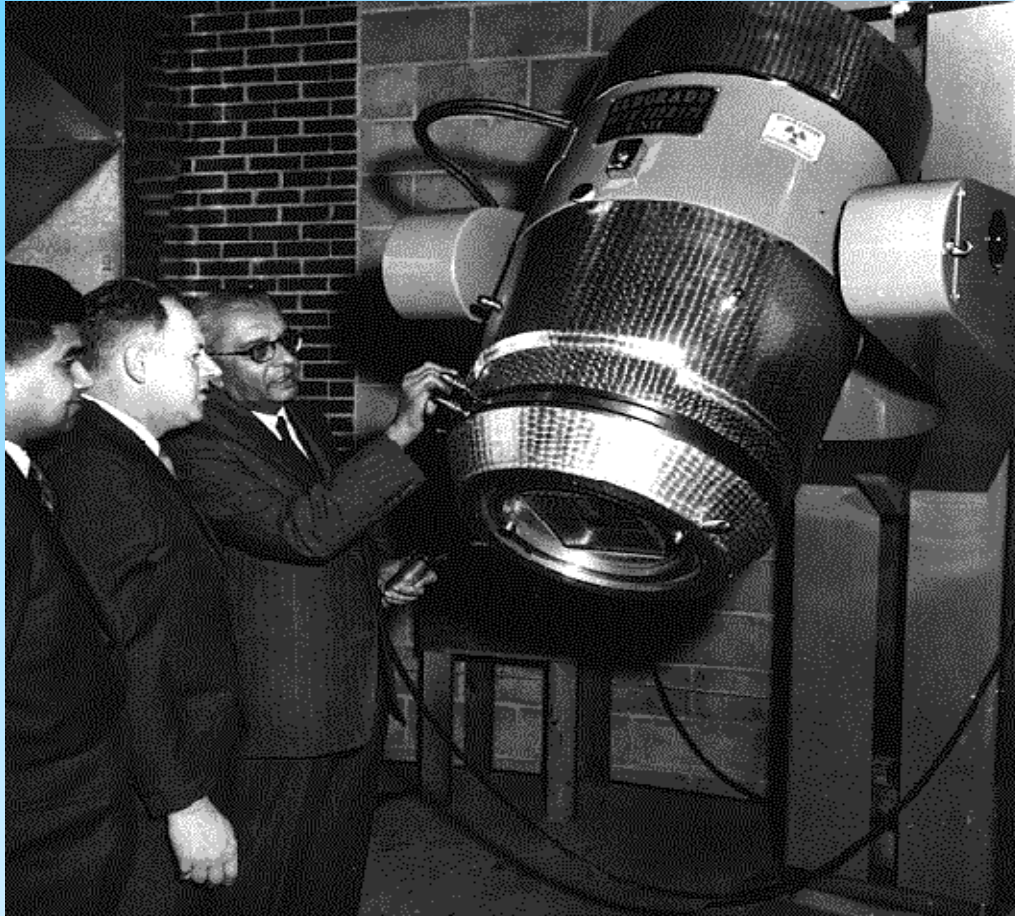
на 50 – те години изобретява

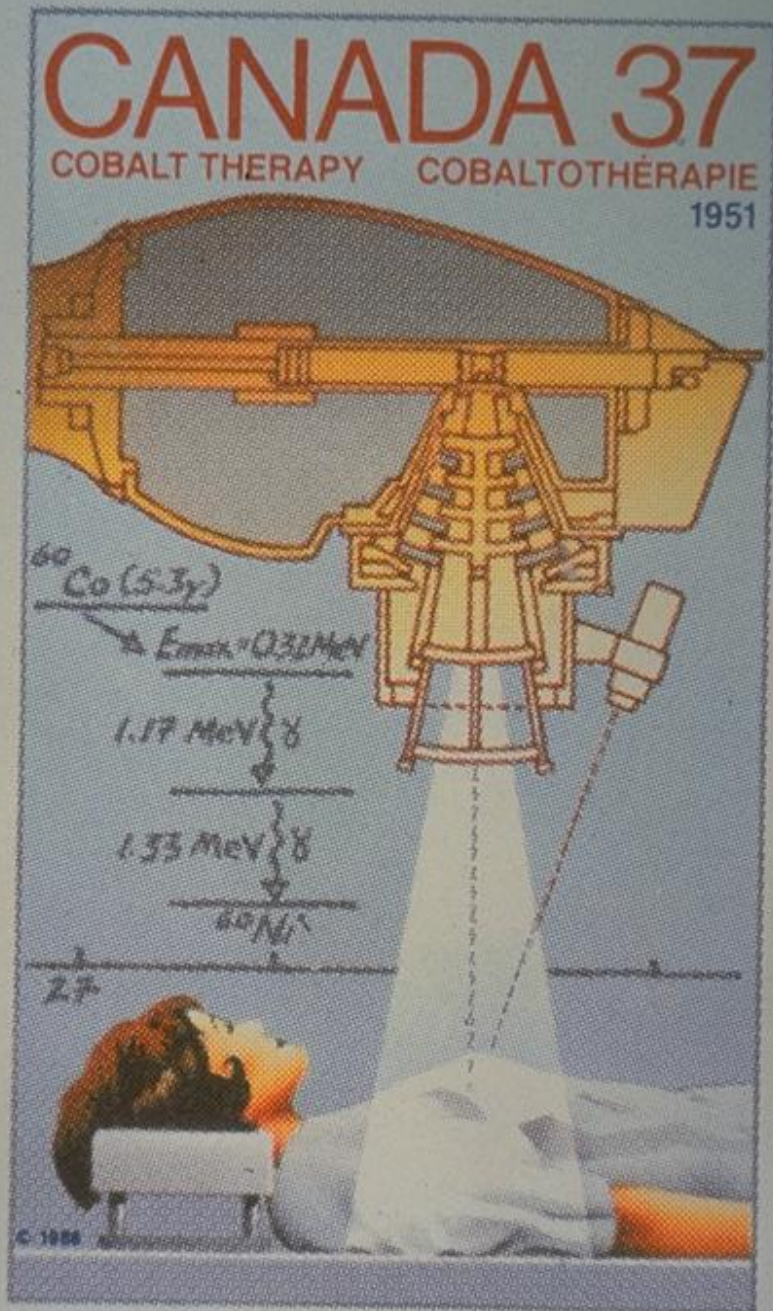
cobalt-60 терапевтична машина

**(teletherapy
machine).**



През 1951 г. първият в света комерсиален апарат за лъчева терапия "Eldorado A" е инсталиран в болницата "Виктория"- Лондон, Онтарио.





През 1996 год.,
“Theratronics”
празнува 50 години
борба с рака.

(Канадска марка
отбелязваща
събитието- първият
комерсиален апарат
за лъчелечение
“THERATRON”)

**Machine was built
in the 1970s and
1980s by Atomic
Energy of Canada,
Ltd., Ottawa**



**THERATRON
(old)**



**EQUINOX
(new)**

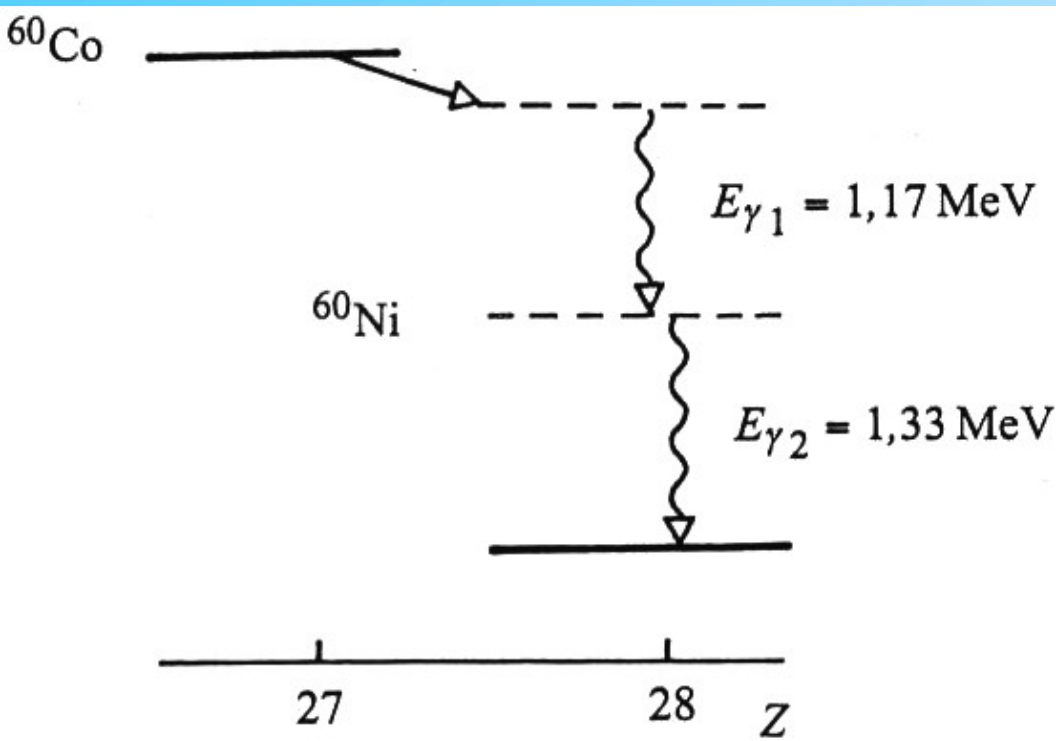
Предимства на ТГТ пред дълбоката рентгенова терапия

- ❑ Благоприятно разпределение на дозата за дълбоко разположени болестни огнища – дозният максимум е на дълбочина няколко милиметра (щадящ кожата ефект) и процентната дълбока доза е значително по-голяма.
- ❑ Голяма мощност на дозата, което позволява облъчване от голямо разстояние (75-80 cm). Това допълнително подобрява разпределението на дозата в дълбочина.
- ❑ По-тясна геометрична полусаянка.

Защо ^{60}Co ?

- ❑ Източник на монохроматично гама-лъчение с относително висока енергия ($E = 1,25 \text{ MeV}$).
- ❑ Ниска максимална енергия на бета-лъчите ($E = 0,31 \text{ MeV}$), които се поглъщат напълно в източника и колиматора.
- ❑ Голям радиационен добив (200 %) и следователно голяма йонизационна константа.
- ❑ Задоволително голям период на полуразпадане ($T_{1/2} = 5,27 \text{ a}$).

Радиоактивно превръщане на ^{60}Co



При бета-радиоактивното превръщане на ^{60}Co възбуденото дъщерно ядро на ^{60}Ni се освобождава от излишъка на енергия чрез последователно излъчване на два гама-фотона с енергия 1,17 MeV и 1,33 MeV, средноаритметично 1,25 MeV

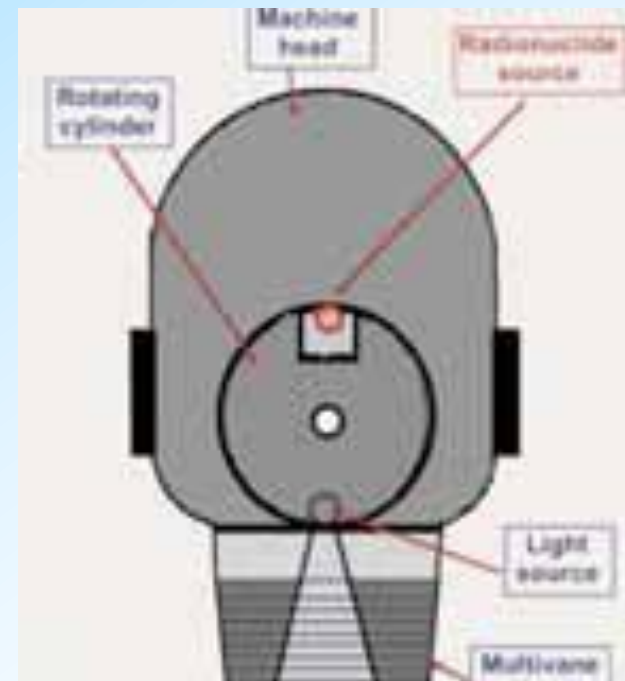
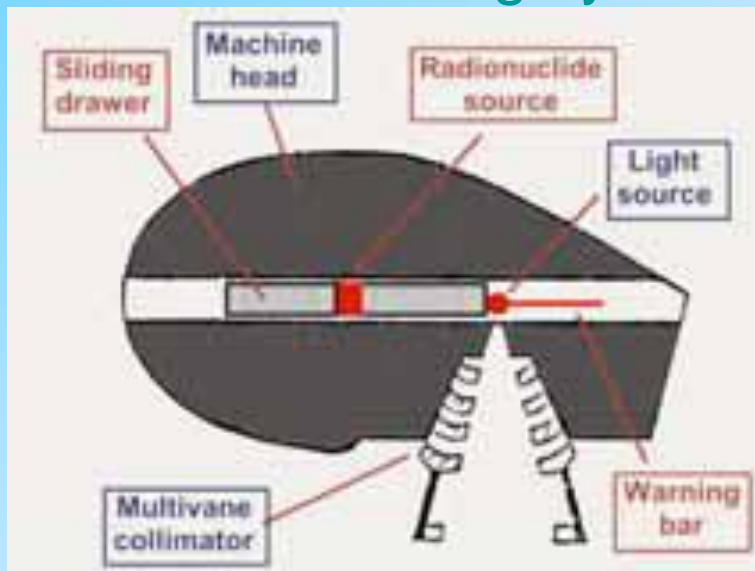
Методи за придвижване на кобалтовия източник в:

- работно положение
- неработно положение

Съществуват два метода:

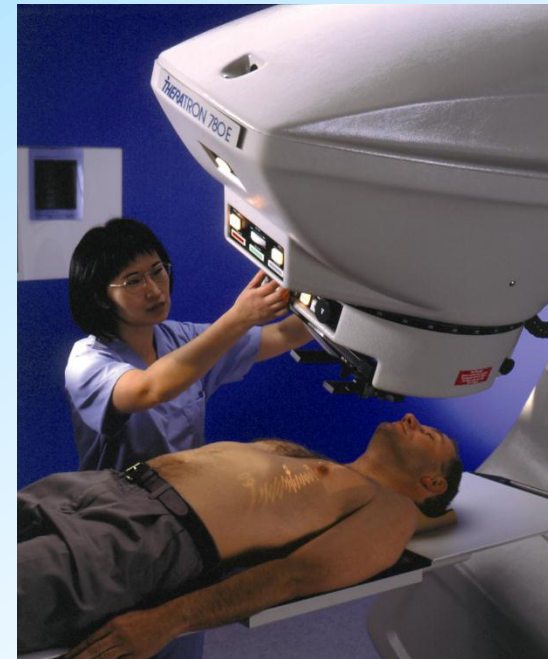
Source on a sliding drawer

Source on a rotating cylinder

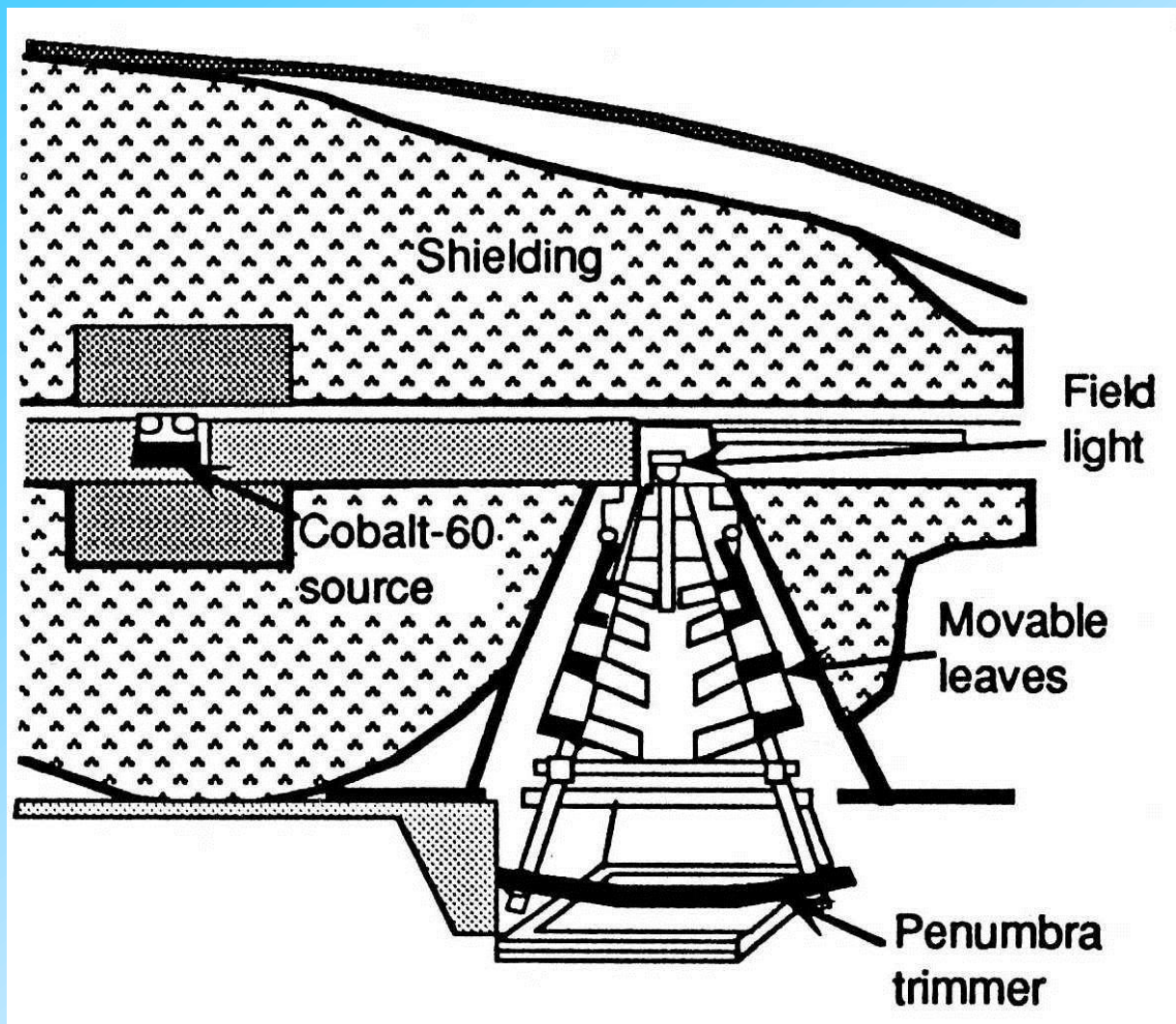


Колиматорите

на телегаматерапевтичните машини осигуряват квадратни и правоъгълни полета в границата от **4x4cm** до **40x40cm** при различни -
Разстояния Източник Повърхност /РИП/ - 80cm и 100cm.



Колимираща система



Задача

Челюсти,
ограничаващи
лъчевото поле

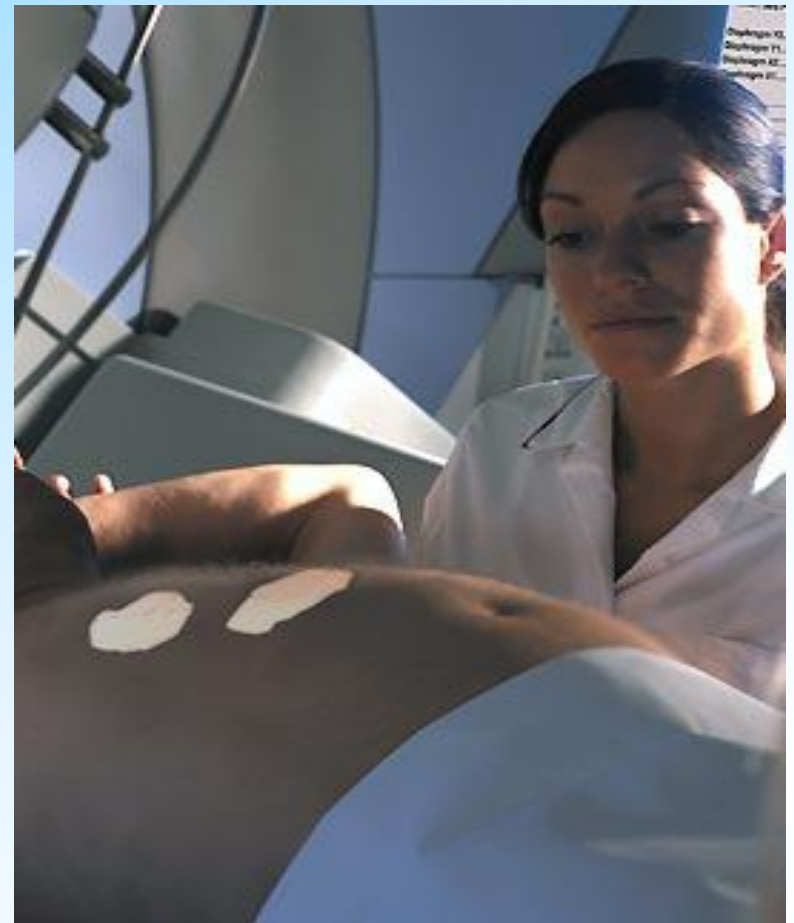
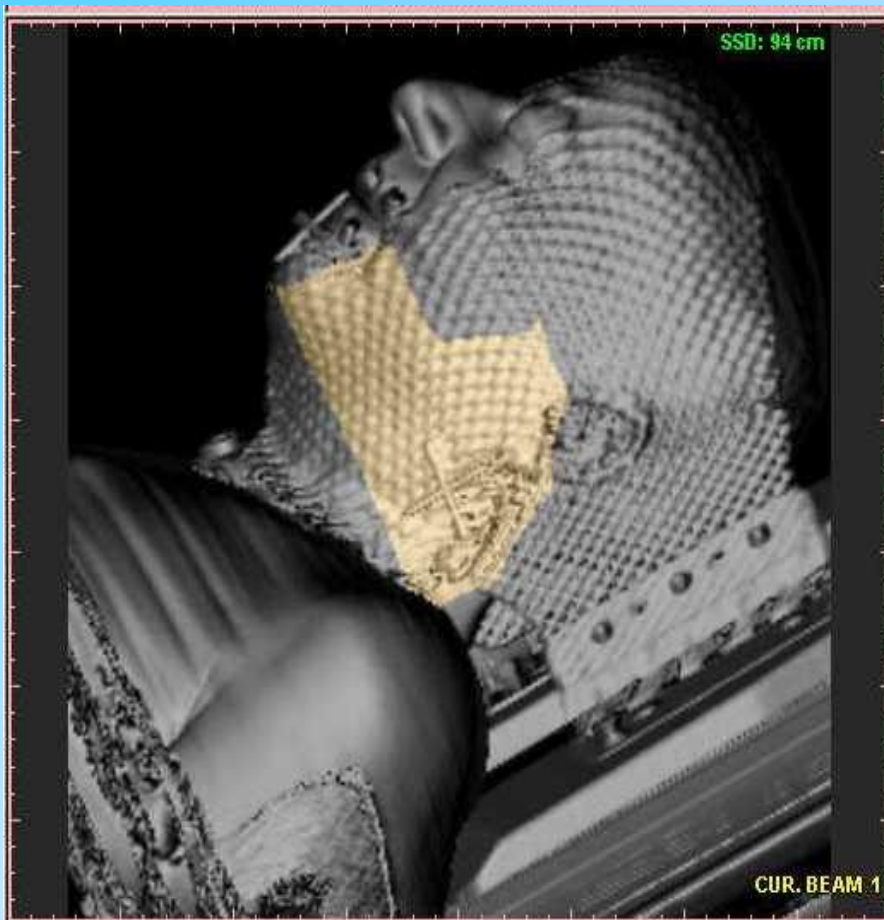
Бленда,
формираща
ръбовете на
лъчевото поле

Оптични системи

- ❑ Оптичен симулатор на входното лъчево поле и на прободната точка на централния лъч. Оптичен метър за фокусното разстояние.
- ❑ Система за маркиране на хоризонтална права през оста на въртене на защитната глава (и на оста на въртене на главата), подобряваща възпроизвеждането на условията на облъчване на пациентите.

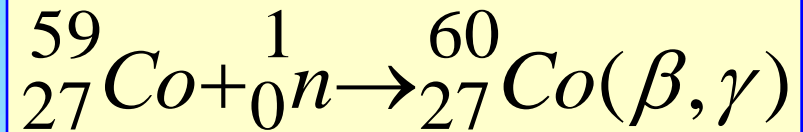
Лъчево поле

ВИЗУАЛИЗИРА СЕ СЪС СВЕТЛИННОТО ПОЛЕ
НА ТЕРАПЕВТИЧНИТЕ МАШИНИ



Произвеждане на Радиоактивен Източник ^{60}Co за ТГТ

□ Чрез активиране на ядрата на природния ^{59}Co при продължително облъчване (1-2 години) с неутрони в мощни ядрени реактори.



□ Това са РИ с най-голяма активност от всички области на приложение на радиоактивни източници!

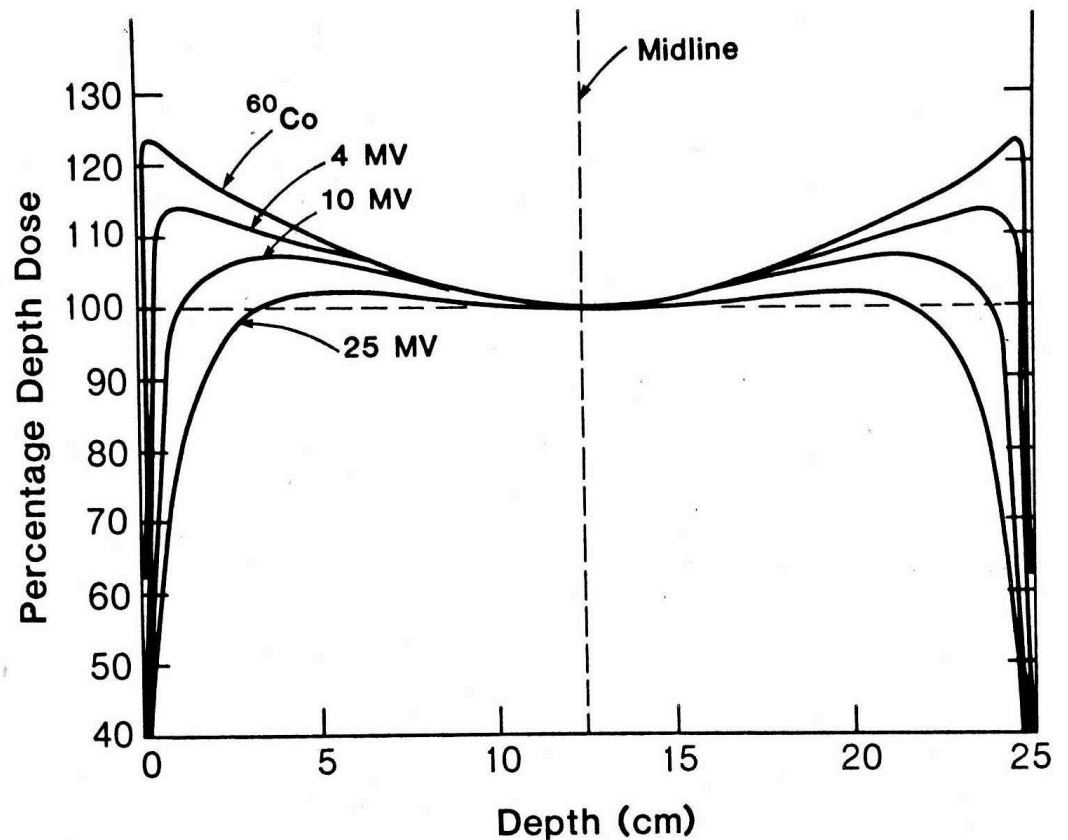
□ Те са цилиндри с диаметър 1,5-2 cm и височина 2-3 cm.

Недостатъци на ТГТУ

- ❑ Повишен радиационен фон в процедурното помещение.
- ❑ Периодична смяна на радиоактивния източник (на 5-6 години).
- ❑ Стени на лъчевите помещения с голяма дебелина (80-100 cm бетон) и голяма маса.

Сравнение между ^{60}Co гама- и X -лъчи

“Тунел”
25 cm
с ^{60}Co
И
4, 10 и 25 MV
X-лъчи



Зареждане и презареждане

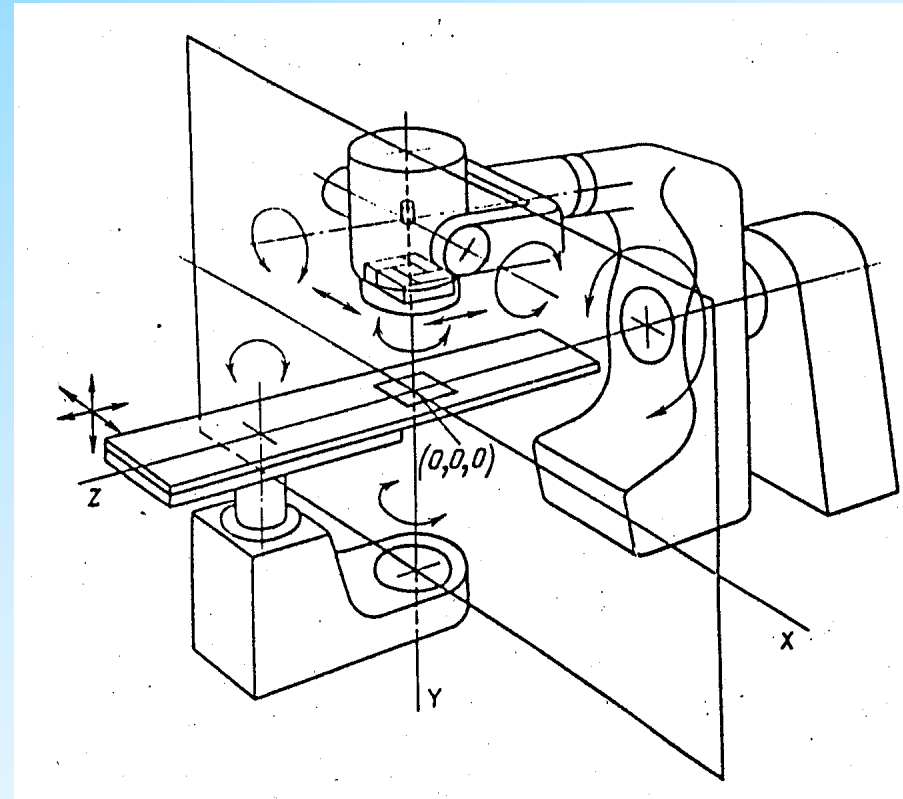
Дистанционно!

Два носача (шибъра) за РИ – за стария и за новия.

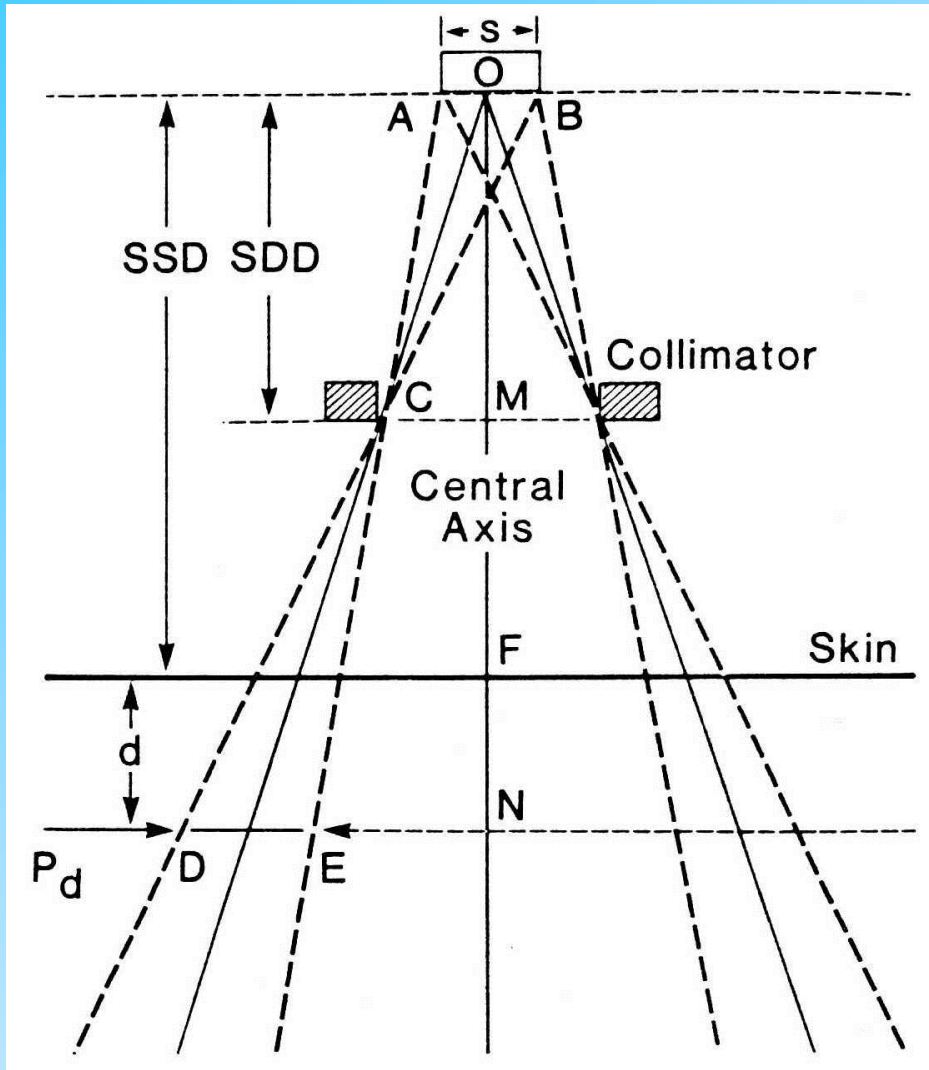
Два отвора в транспортния контейнер.

Последователно куплиране на главата на ТГТУ и двата отвора в контейнера.

Бързо и елегантно.



Геометрична полусянка



$$DE = s \frac{SSD - SDD + d}{SDD} =$$

$$= s \left(\frac{SSD + d}{SDD} - 1 \right).$$

Лъчева контаминация на снопа

- ❑ Вторични (производни) електрони и разсеяни гама-лъчи, получавани във всички принадлежности на пътя на първичния сноп гама-лъчи, главно в колимиращата система.
- ❑ Нежелано присъствие – те са с относително ниска енергия и затова намаляват щадящия кожата ефект.
- ❑ Ограничаване на ролята им – отдалечаване на допълнителните масивни принадлежности на най-малко 20 cm от кожата на пациента.

МЕДИЦИНСКИ ЛИНЕЙНИ УСКОРИТЕЛИ **Linear Accelerators** (**LINACS**)



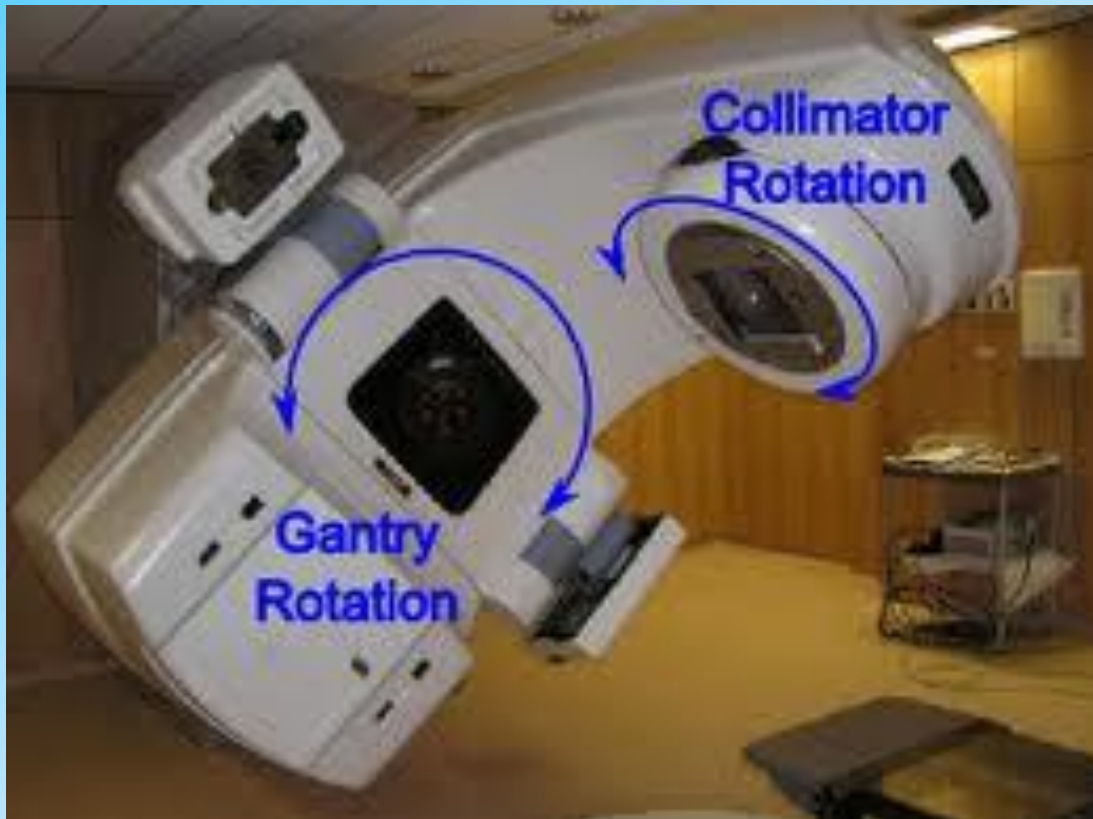
❑ Съвременните ускорители са сложни, големи и скъпи машини.

❑ Ускорителите са най-мощните съоръжения на съвременната физика.



❑ Тяхното приложение е от основно значение както за развитието на научните идеи и познания, така и за практическата им реализация както в промишлеността, така и в медицината.

Медицинският линеен ускорител е генератор на високоенергийни фотонни лъчения – X лъчи и електронни снопове използвани в лъчетерапията за лечение на доказани по хистологичен начин онкологични заболявания.



През последните 50 години медицинските ускорители преминаха през 5 поколения, като всяко следващо ставаше все по-сложно и по-сложно.

(1) Low energy x rays (4-8 MV)

Ниско енергийни ускорители на x лъчи

(2) Medium energy x rays (10-15 MV) and electrons

Средно енергийни ускорители на x лъчи и електрони

(3) High energy x rays (18-25 MV) and electrons

Високо енергийни ускорители на x лъчи и електрони

(4) Computer controlled dual energy linac with electrons

Компютърно управляеми ускорители с две енергии за x лъчи и електрони

(5) Computer controlled dual energy linac with electrons combined with intensity modulation

Компютърно управляеми ускорители с две енергии за x лъчи и електрони и възможност за модулиране на интензитета на x лъчите

Безопасността при работа на медицинските ускорители е от съществено значение както за пациента, така и за персонала.

Съгласно препоръките на **International Technical Commission (IEC)** предвид сложността на този вид технически съоръжения трябва да бъдат безопасни от:

- Механична
- Електрична
- Радиационна



Медицинските линейни ускорители са ускорители, които ускоряват електроните до кинетична енергия от **4 MeV до 25 MeV**, използвайки честота от **10^3 MHz до 10^4 MHz**, като най-често използваната честота е **2856 MHz**.

- 10^3 MHz – L band**
- 2856 MHz – S band**
- 10^4 MHz – X band**

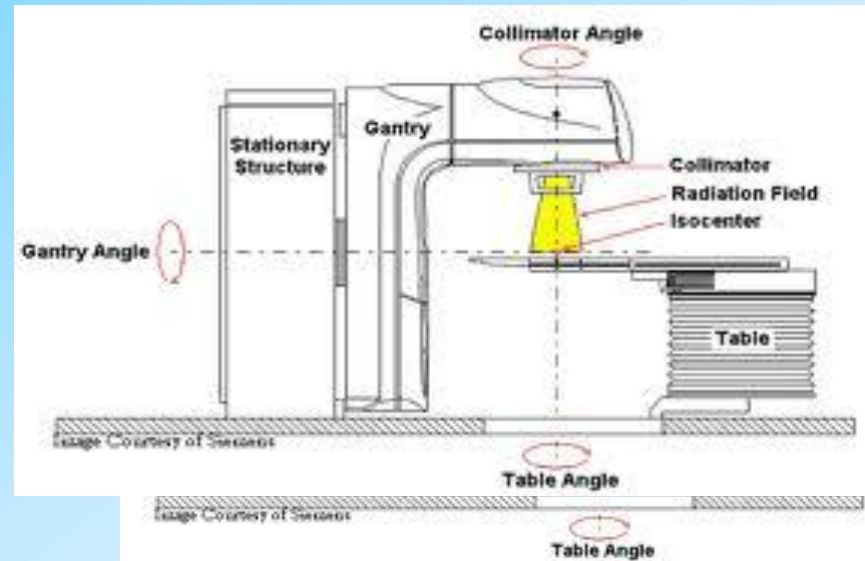
В ускорителя електроните се ускоряват по строго определени траектории в специален конструктивен вакуумен елемент наречен – **ускоряващ вълновод**.

Високочестотните полета използвани за ускоряване на електроните във вълновода се получават в специални устройства наречени:

- Магнетрон**
- Клистрон**

Компоненти на съвременния LINAC

Медицинските ускорители са изоцентрични съоръжения, състоящи се от 5 /пет/отделни, основни съставни части:



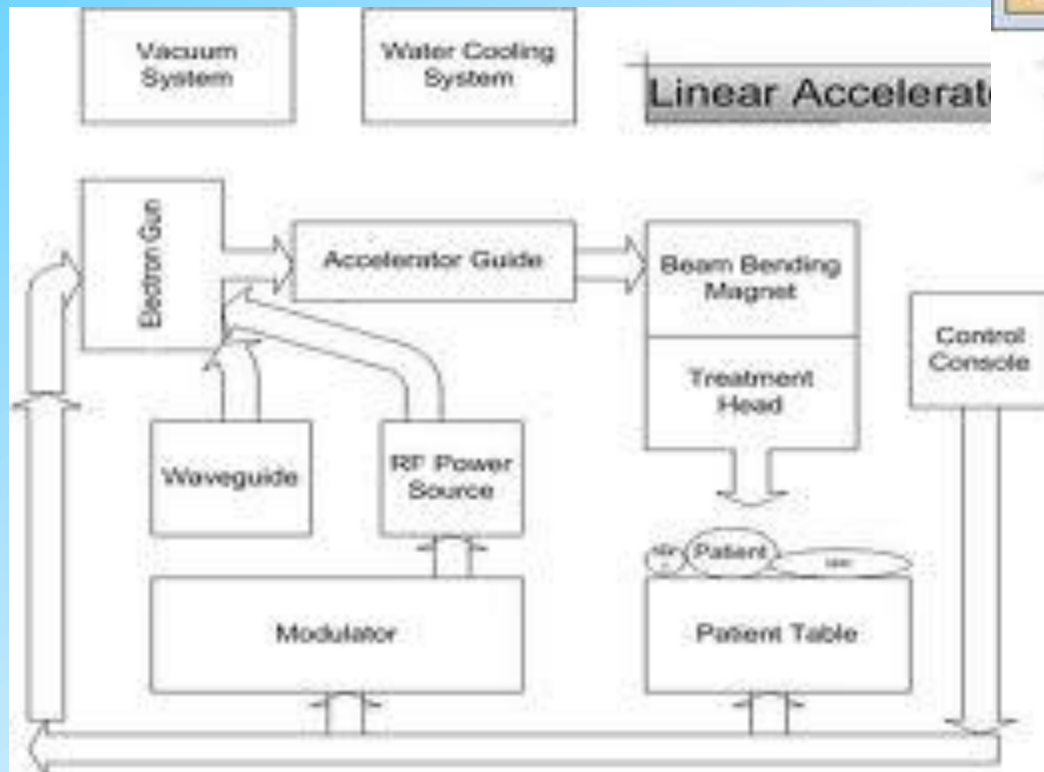
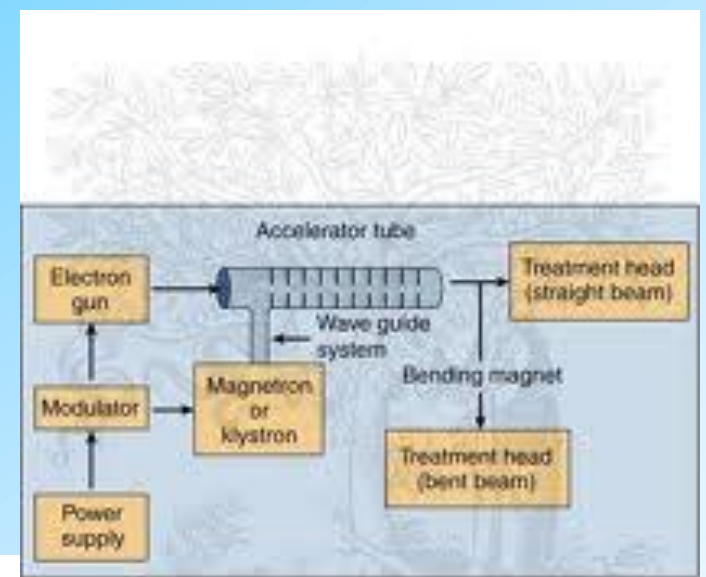
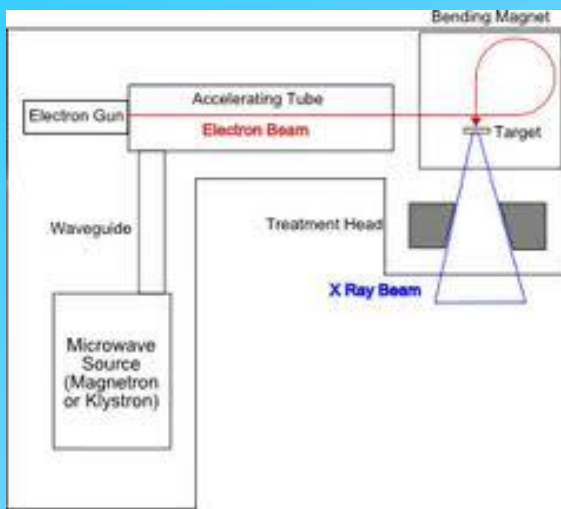
Gantry – Глава на апарата

Gantry stand and support – Станд

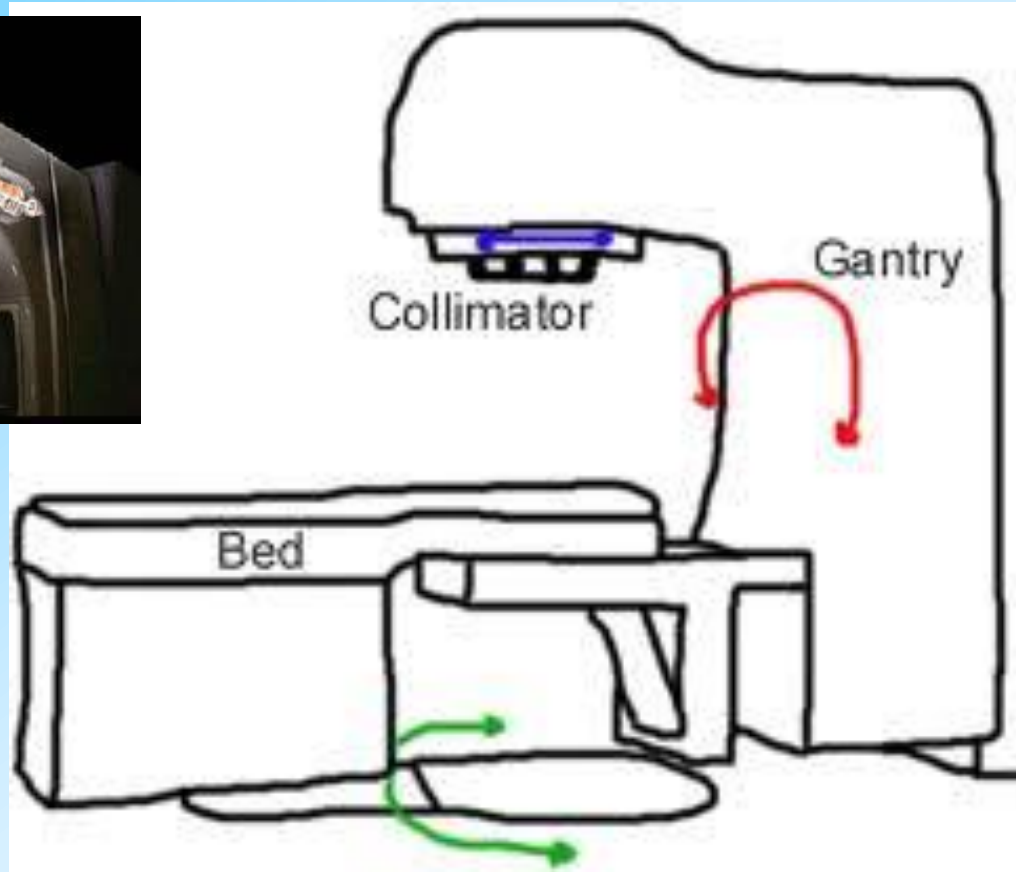
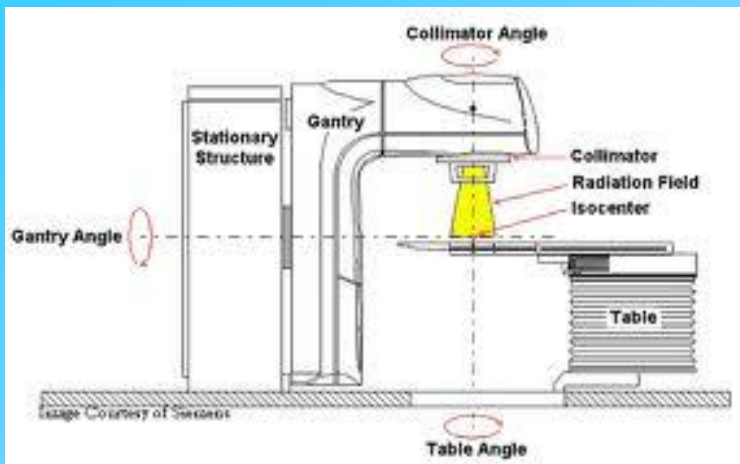
Modulator cabinet – Модулаторна кабина

Patient support assembly – Пациентна маса

Control console – Контролна конзола



ELSEVIER
 ELSEVIER, INC. - ELSEVIERIMAGES.COM



Основните компоненти формиращи лъчевия сноп са:

(1) Injection system

Инжектор

(2) Radiofrequency power generation system

Генератор на височестотно поле

(3) Accelerating waveguide

Вълновод

(4) Auxiliary system

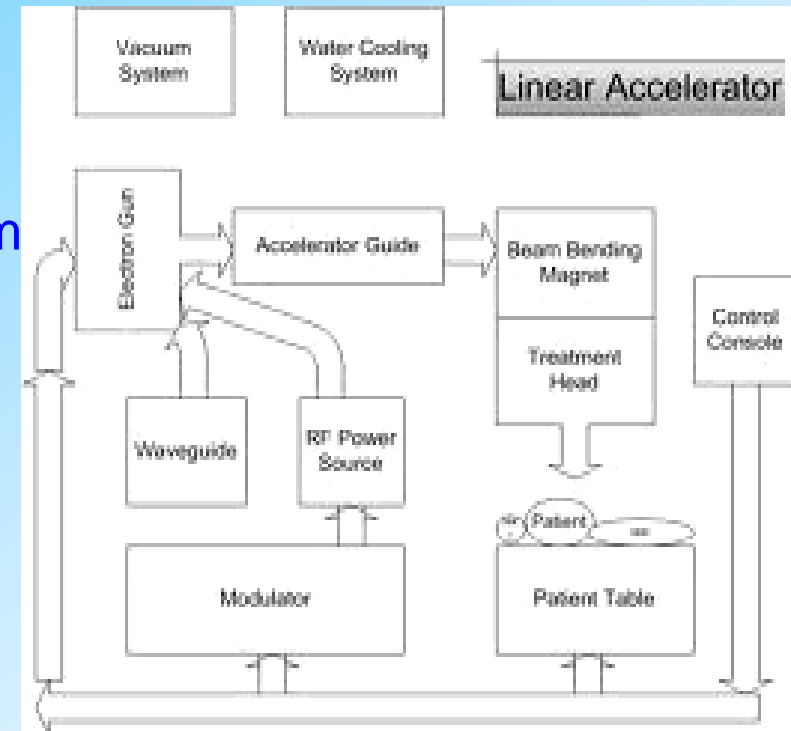
Спомагателни системи

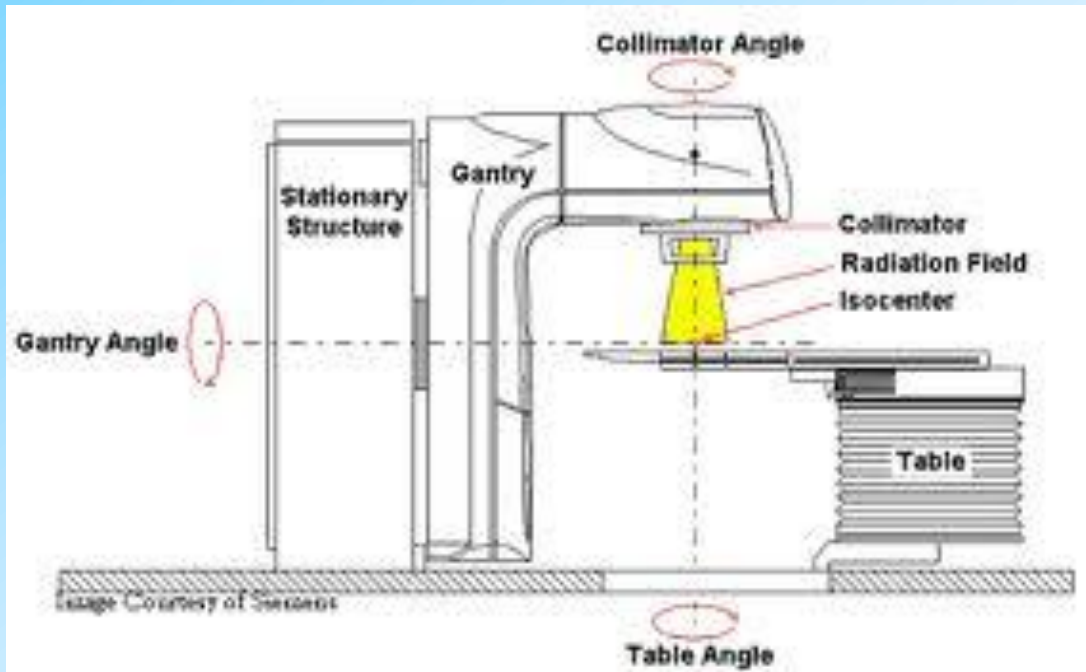
(5) Beam transport system

Система осигуряваща разпространението на лъчевия сноп

(6) Beam collimation and monitoring system

Колимираща система и система за мониториране на лъчевия сноп

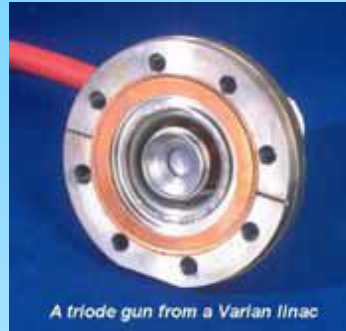




1. Инжекционна система

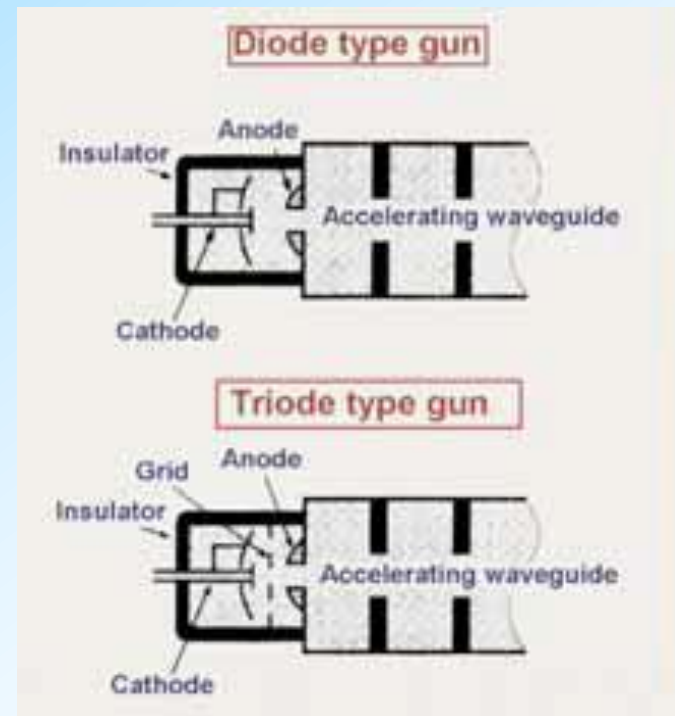
Инжекционната система е източника на електрони, който представлява електростатичен ускорител – електронна пушка. Два типа електронни пушки се използват в LINACS:

- Диод
- Триод



Двата типа съдържат:

- Нагриващ се влакнест катод
- Перфориран заземен анод
- При триода допълнително е вградена и решетка



1. Инжекционна система

❑ Електроните се получават в резултат на явлението термоелектронна емисия от нагриващия се катод, фокусират се във формата на т.нар. *pencil beam* от фокусиращия се електрод, ускоряват се към перфорирания анод и се насочват към вълновода (**инжектират във вълновода**).

❑ Електронната пушка – диод

Електростатичното поле, което се използва за ускоряване на електроните и се прилага директно от модулятора във формата на негативни импулси, създаващи се от катода на пушката.

❑ Електронната пушка – триод

Катодът има постоянно (- 20kV) напрежение. Решетката в триода обикновено е с (-) напрежение. Инжектирането на електроните във вълновода се контролира от импулси, които се синхронизират с импулсите генерирани от микровълнов генератор.



2. Генератор на височестотно поле

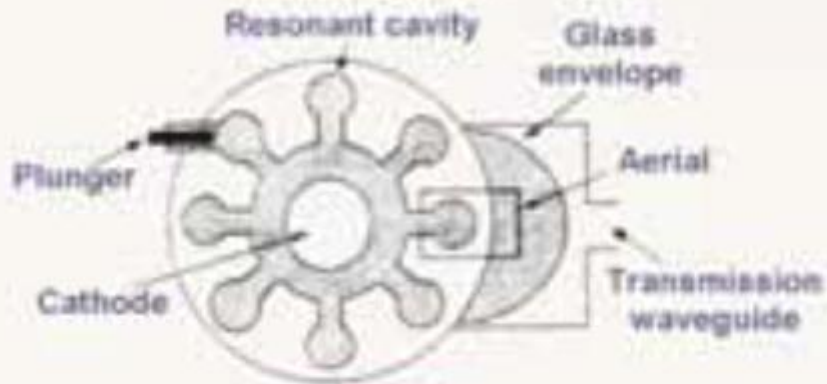
Генерира лъчения от микровълновата част на спектъра (микровълни), които се използват във вълновода за ускоряване на електроните до необходимата кинетична енергия. Състои се от два компонента:

- ❑ ВЧИ – RF power source
(Магнетрон или Клистрон)

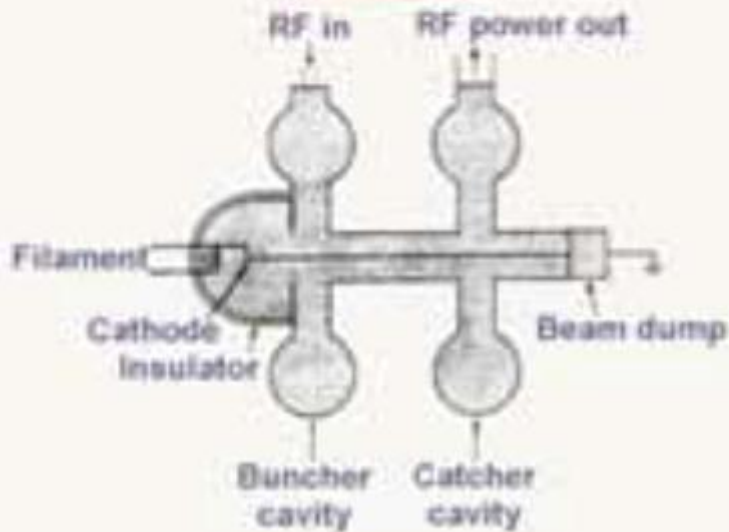
- ❑ Модулятор

Пулсовия модулатор осигурява **високото напрежение** (~ 100 kV), **силен електричен ток** (~ 100 A), **малка продължителност на пулсациите** (~ 1 μ s), изискващи се от инжекционната система.

Magnetron



Klystron



Магнетронът е източник на ВЧ напрежение, изискващо се за ускоряване на електроните.

Клистронът е ВЧ усилвател, който усилва нискочестотните импулси от ВЧИ.

3. Вълновод

Вакуумирана или пълна с някаква газ метална структура с напречно или кръгло сечение използвано за трансмисия на микровълните.

Два типа вълноводи се използват в ускорителите:

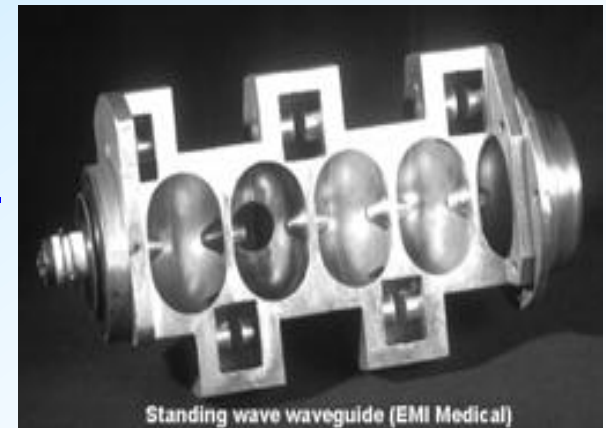
- ВЧ трансмисионни вълноводи
- Ускоряващи вълноводи

Ускоряващ вълновод – цилиндрична по своята геометрия конструкция с коаксиално разположени на еднакви разстояния един от друг дискове в нея. Дисковете разделят вълновода на серия от цилиндрични кухини, които са базовата структура на вълновода.

Средата в кухините е вакуум, така че да осигури свободно придвижване на електроните.

Целта на кухините е:

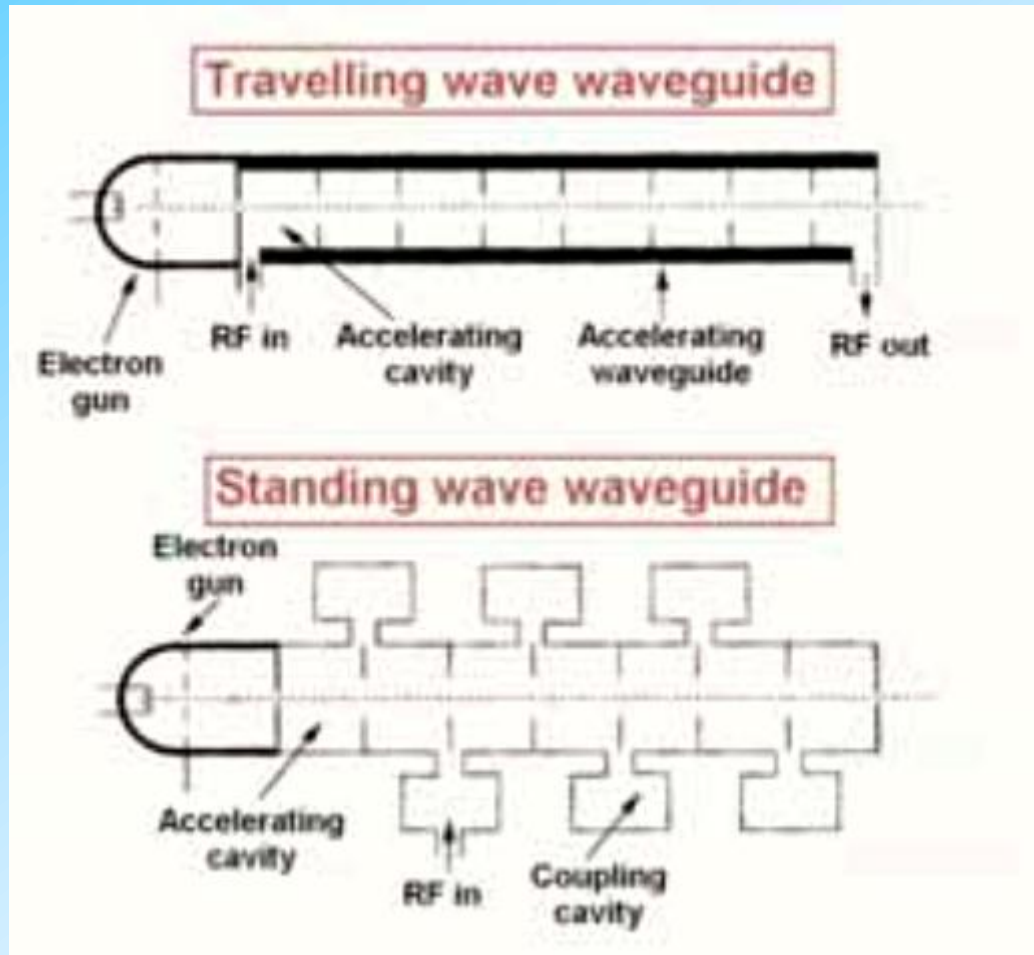
- да разпределя микровълните между кухините.
- да осигури достатъчно по интензитет ел. поле за ускоряване на електроните.



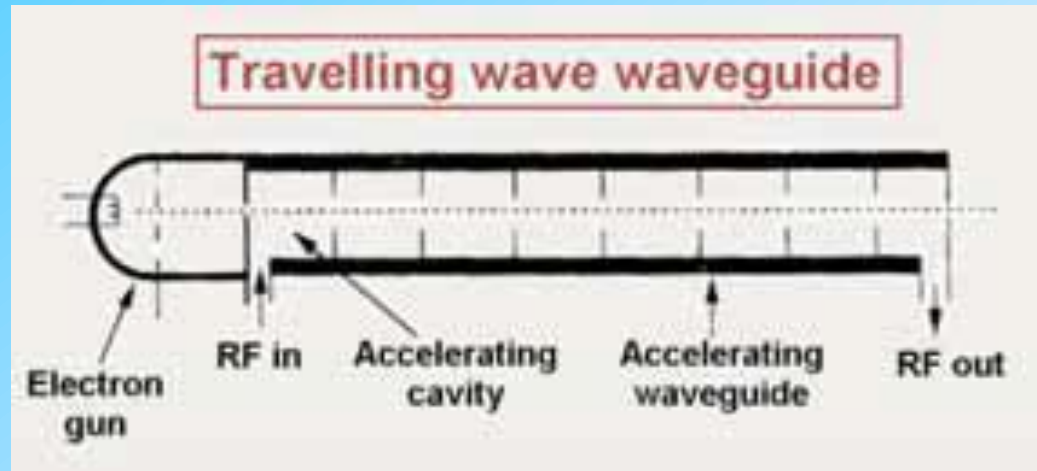
Ускоряващ вълновод

Използват се два вида ускоряващи вълноводи:

- С бягащи вълни
- Със стоящи вълни



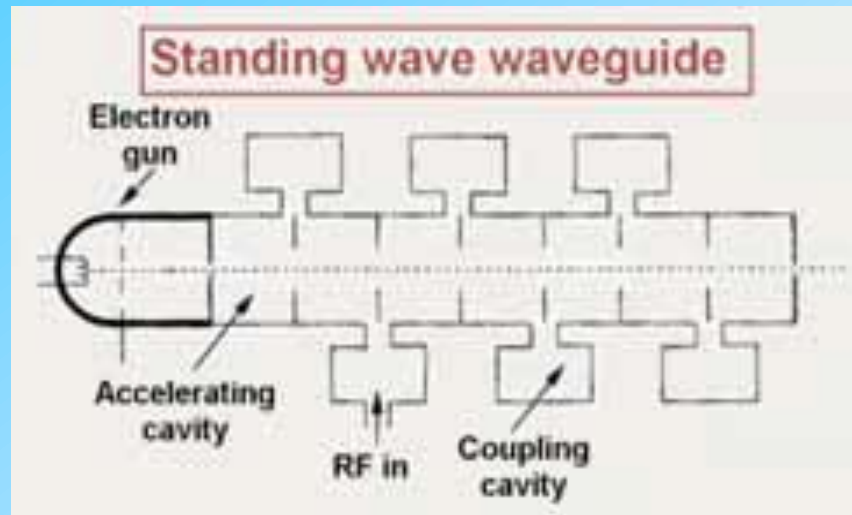
Ускоряващ вълновод с бягаща вълна



Микровълните навлизат от страна на електронната пушка и се разпространяват по посока към края на вълновода, увеличавайки енергията си.

Във всеки един момент време ускоряването е възможно само в една единствена кухня, в която интензитета на ускоряващото ел. поле е по посоката на разпространение.

Ускоряващ вълновод със стояща вълна



Двата края на вълновода са прекъснати с проводници във вид на диск, така че микровълните да се отразяват и да се генерира т.нар. стояща вълна.

Във всеки момент време в кухините не се създава електрично поле, което да ускорява електроните.

Тези кухни служат само за умножаване на кухините - странично изнесени кухни, в които могат да преминават електроните.

По този начин периодът от време за ускоряване на електроните се съкращава с 50 %. (SIEMENS and VARIAN)

4. СПОМАГАТЕЛНИ СИСТЕМИ ПОМОЩНИ ДОПЪЛНИТЕЛНИ

- ❑ Спомагателната система се състои от 4 (четири) системи, които не са директно включени към процеса на ускоряването на електроните:
- ❑ **Вакуумна помпена система** – произвежда висок вакуум в ускоряващия вълновод.
- ❑ **Водна охлаждателна система** – осигуряваща охлаждането на вълновода, мишената и РЧ генератор.
- ❑ **Въздушна система** – пневматично движение на мишената и другите компоненти, формиращи лъчевия сноп.
- ❑ **Лъчезащитна обвивка** – радиационна утечка (*leakage radiation*), която може да се получи от мишената, при разпространението на лъчевия сноп.

5. Система осигуряваща разпространението на лъчевия сноп

В средно и високо енергийните ускорители потокът от ускорени електрони се транспортира до:

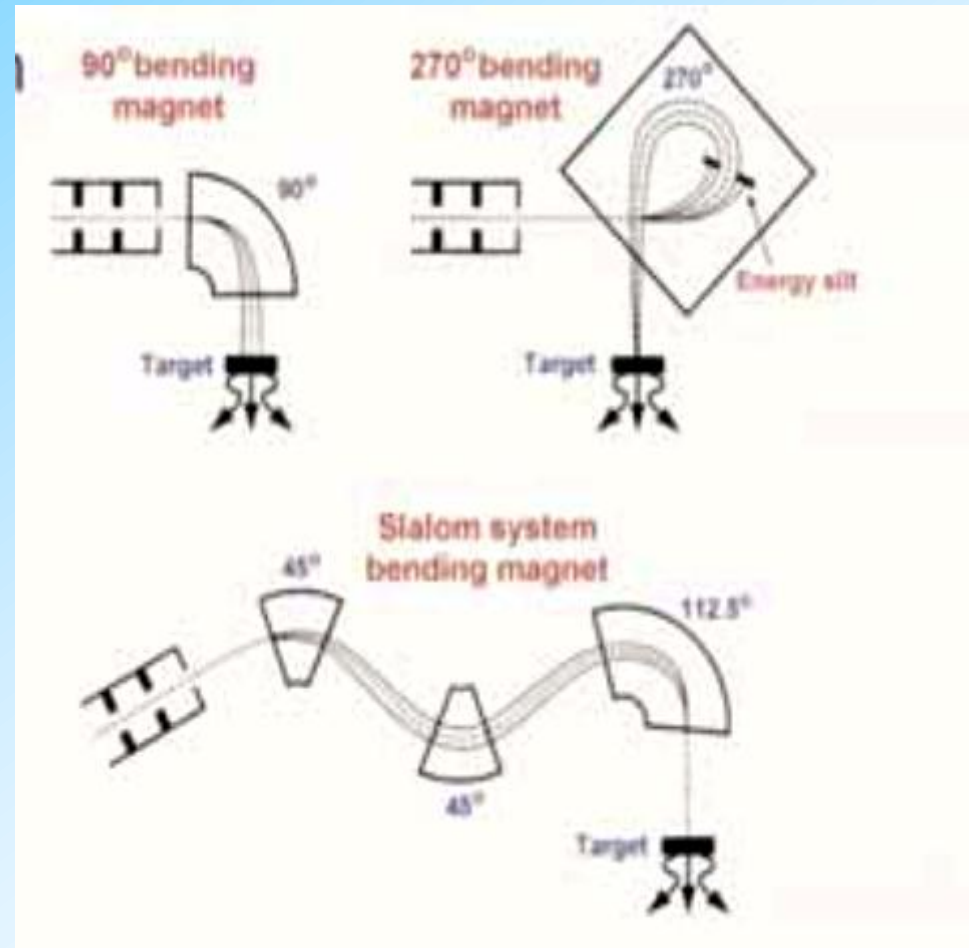
- До мишената на X лъчи *при терапия с X лъчи*
- До изходящия прозорец *при терапия с електронни снопове*

Транспортната система се състои от:

- Drift tubes - **Тръба за отклонение**
- Bending magnets – **Отклоняващи магнити**
- Steering coils – **Насочващи електрически бобини**
- Focusing coils – **Фокусиращи намотки**
- Energy slits – **Енергийни отвори**

Съществуват 3 /три типа/ магнитни системи за отклоняване на електроните:

- 90° bending
- 270° bending
- 112.5° (slalom) bending



6. Колимираща система на лъчевия сноп

Глава на апарата – Linac treatment head

Електроните формират т.нар. **electron pencil beam**

- ◆ Генерирани от електронната пушка
- ◆ Електроните са ускорени до желаната кинетична енергия в ускоряващия вълновод
- ◆ Достигнали са главата на апарата чрез транспортиращата лъчевите снопове система

Клиничните снопове от X лъчи и електрони се създават в главата на апарата.

Глава на апарата – Linac treatment head

Основните компоненти на главата на Linacs са:

- ◆ Няколко **retractable x-ray targets** - подвижни мишени за X лъчите (по една за всеки тип енергия)
- ◆ **Flattening filters** – Изравнителни филтри
- ◆ **Scattering foils** – Разсейващи фолия за създаването на клинични електронни снопове
- ◆ **Primary collimator** – Първичен колиматор
- ◆ **Adjustable secondary collimator** – Подвижен вторичен колиматор
- ◆ **Dual transmission ionization chamber** – Двойна трансмисионна йонизационна камера
- ◆ **Field defining light and range finder** – Оптична система за визуализиране на полето.
- ◆ **Retractable wedges** – Подвижни клиновидни филтри
- ◆ **Multileaf collimator (MLC)** – Многолистов колиматор

Глава на апарата – Linac treatment head

Клиничните снопове от X лъчи се генерират:

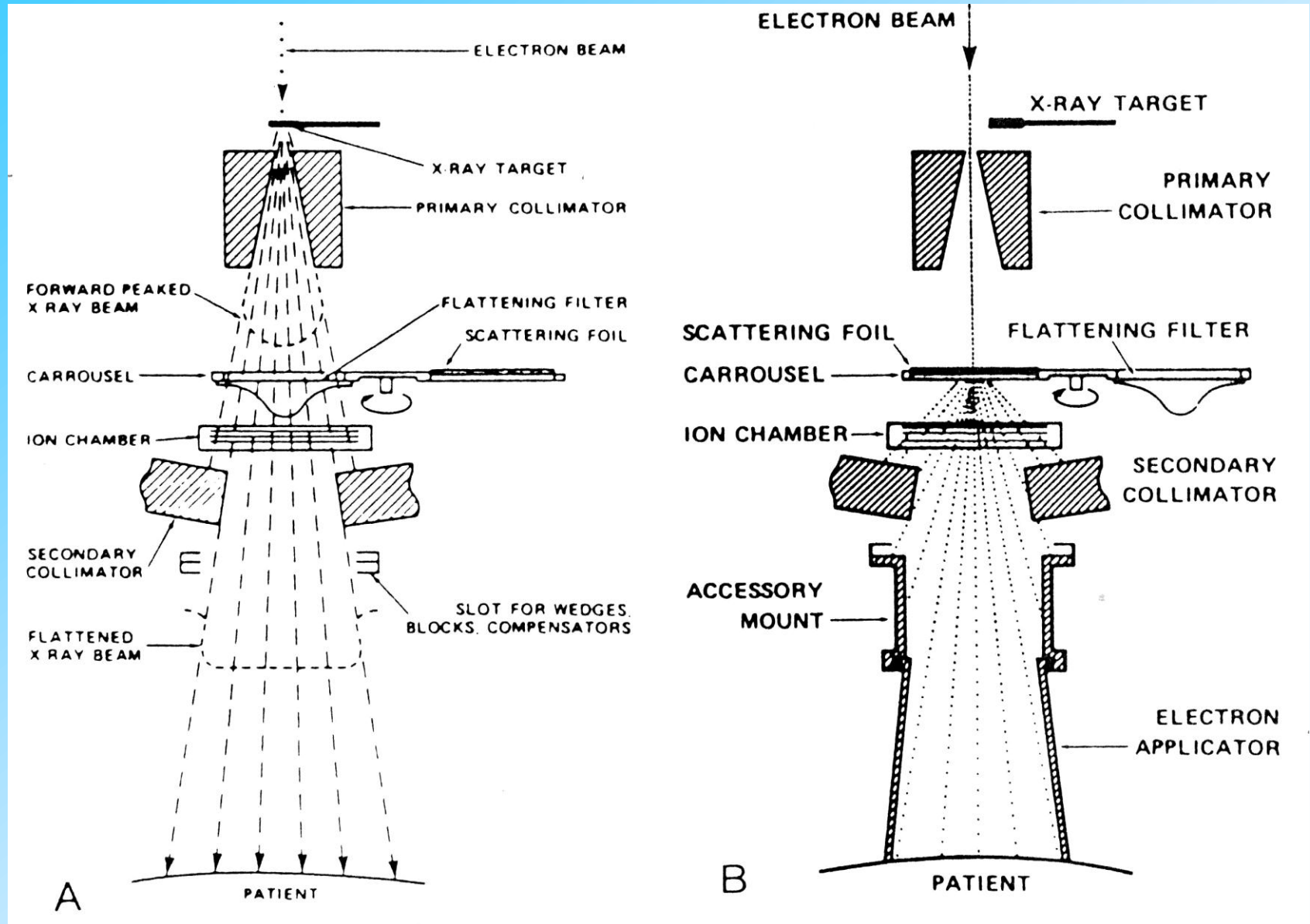
- В подходяща мишена за X лъчи
- В подходящ изравняващ филтър

Клиничните снопове от електрони се генерират:

- Чрез разсейване на тесния електронен сноп (pencil electron beam) в подходящо разсейващо фолио
- Чрез магнитно отклоняване и скениране на (pencil electron beam) до необходимото за лечение поле

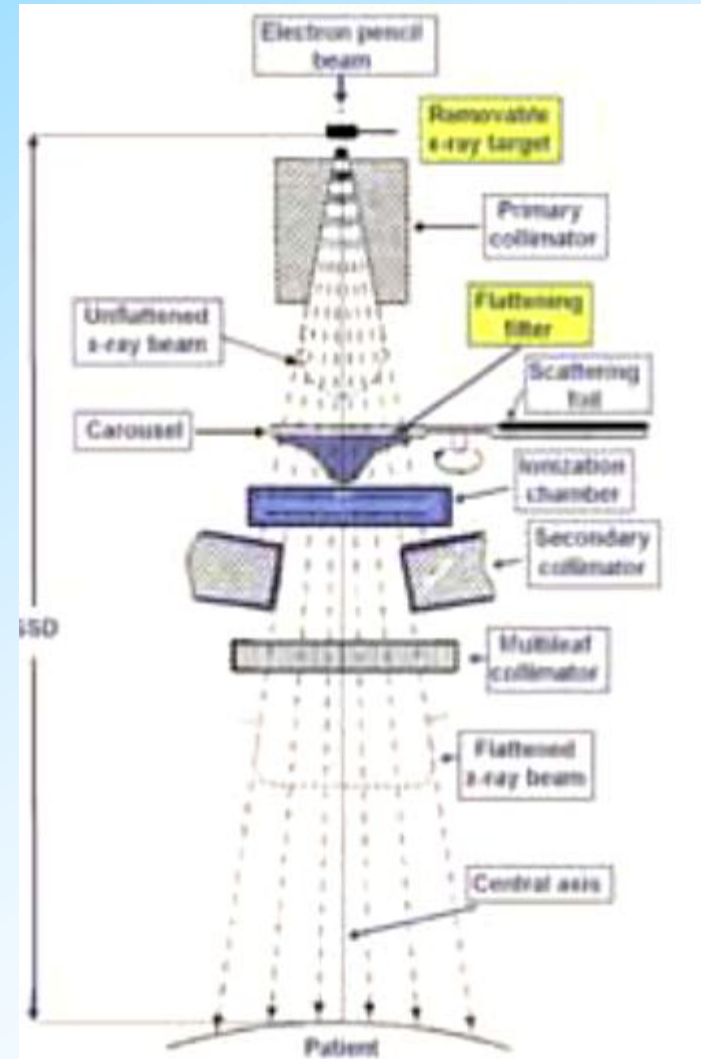
Изравняващите филтри и разсейващите фолия са монтирани на въртящ елемент (carousel).

Клинични снопове от X лъчи и електрони



Високоенергийни клинични снопове от Х лъчи:

Генерират се в мишената на Linac
Интензитета на снопа се изравнява
чрез т.нар
изравнителен филтър



Клинични снопове от електрони

За да се активира излъчването на електронен сноп е необходимо да се отстрани от пътя на разпространение на (*pencil electron beam*) X мишената и изравнителния филтър.

Две основни техники се използват:

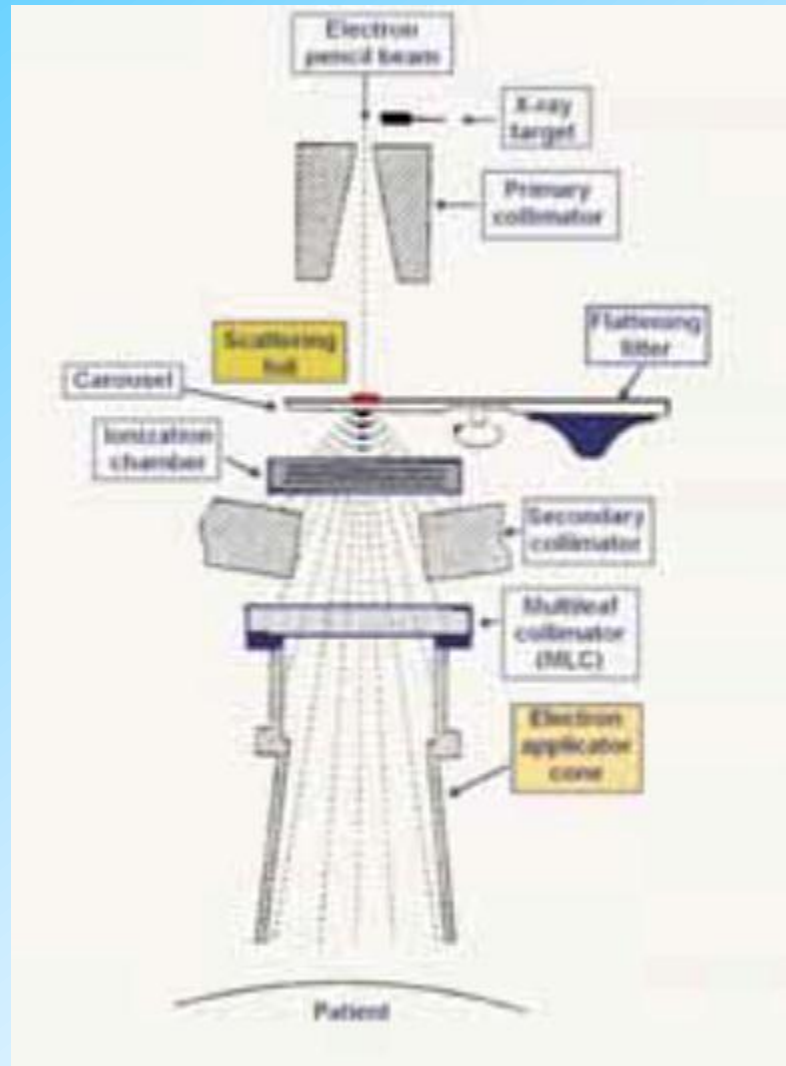
- **Pencil beam scattering with a scattering foil (thin foil of lead)**

Разсейване на електроните от тънко оловно фолио

- **Pencil beam scanning with two computer controlled magnets**

Сканиране на електронния лъч чрез компютърно управлявани магнити

Клинични снопове от електрони



Колимиране на лъчевия сноп

- ❑ Клиничния сноп от X лъчи се колимира чрез:
 - ❑ Първичен колиматор
 - ❑ Вторичен колиматор (две движещи се независимо една от друга челюсти) – асиметрични полета
 - ❑ Multileaf collimator (MLC) – Многолистов коллиматор



- ❑ Клиничния сноп от електрони се колимира чрез:

- ❑ Първичен колиматор
- ❑ Вторичен колиматор
- ❑ Електронен апликатор



Система за мониториране на дозата

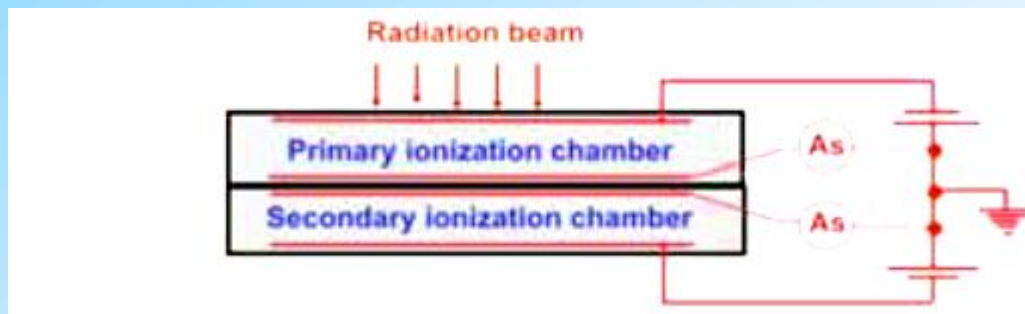
Стандартите за мониториране на дозата са изключително строги, предвид безопасността на пациента.

Стандартите се отнасят за:

- ❑ типа на дозиметричния детектор
- ❑ дисплея, показващ мониторните единици (MU)
- ❑ методите за прекъсването на лъчевите снопове
- ❑ мониторирането на мощността на дозата
- ❑ мониториране на плоскостта (flatness) на лъчевия сноп
- ❑ мониториране на енергията на лъчевия сноп

Система за мониториране на дозата

- Най-често използваните детектори са т.нар. трансмисионни йонизационни камери, които постоянно са монтирани в Linac по централната ос на разпространение на лъчевите снопове.
- трансмисионни йонизационни камери се състоят от две напълно отделени херметизирани йонизационни камери с независимо една от друга електрическо захранване и електрометри с цел повишаване безопасността на пациентите.



- Намират се между изравняващия филтър за X лъчите, съответно разсейващото фолио за електронния сноп и вторичния колиматор.

Система за мониториране на дозата

Първата трансмисионна ЙК измерва **величината погълната доза – D** в мониторни единици (MU).

Чувствителността на ЙК е нагласена така, че да измерва величината D – доза с големина:

$$\text{-1 MU} = 1 \text{ cGy}$$

- Получена във воден фантом на дълбочина, съответстваща на дозния максимум за съответната енергия
- По Централния Лъч (ЦЛ)
- S = 10x10 cm
- Разстояние Източник Детектор (РИД) = 100 cm

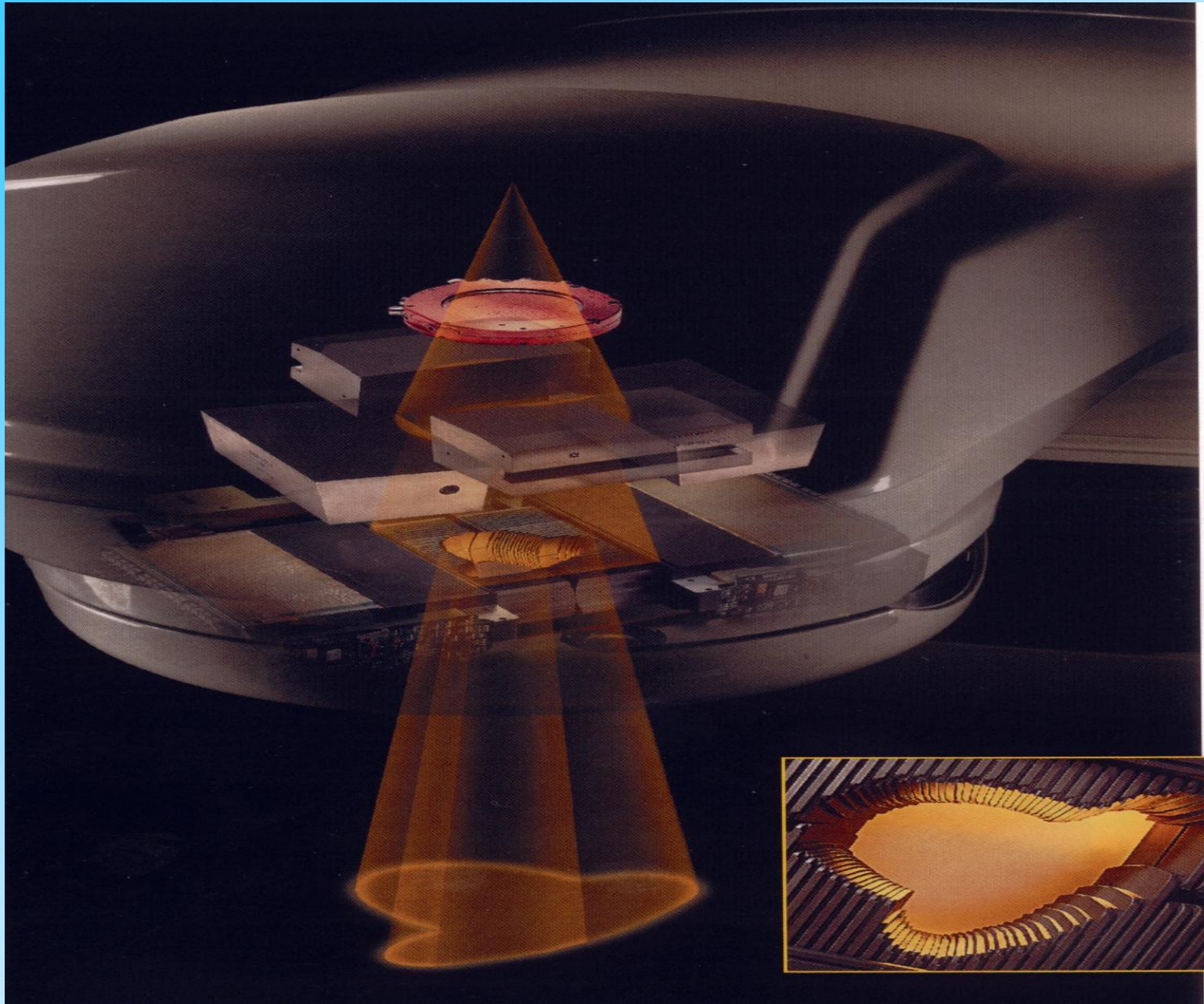
Система за мониториране на дозата

- ❑ Преди започване на облъчването, оператора на машината избира необходимия брой мониторните единици (MU).
- ❑ Първичната ЙК започва да отчита получаваната D – доза и в момента, когато е постигната автоматично се прекратява облъчването и на дисплея се показват нулеви стойности за MU.
- ❑ Вторичната ЙК “следи” първичната ЙК.

Командна Конзола на Linux

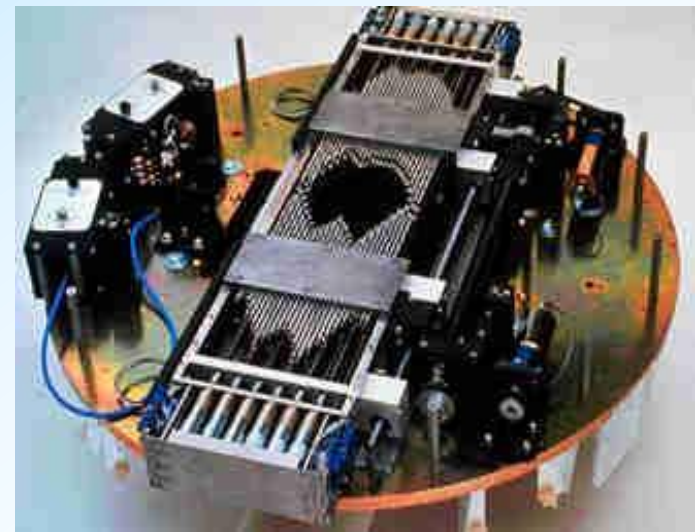


**ОПИСАНИЕ НА ЛЪЧЕВ
СНОП
ОПИСАНИЕ НА ЛЪЧЕВО
ПОЛЕ**

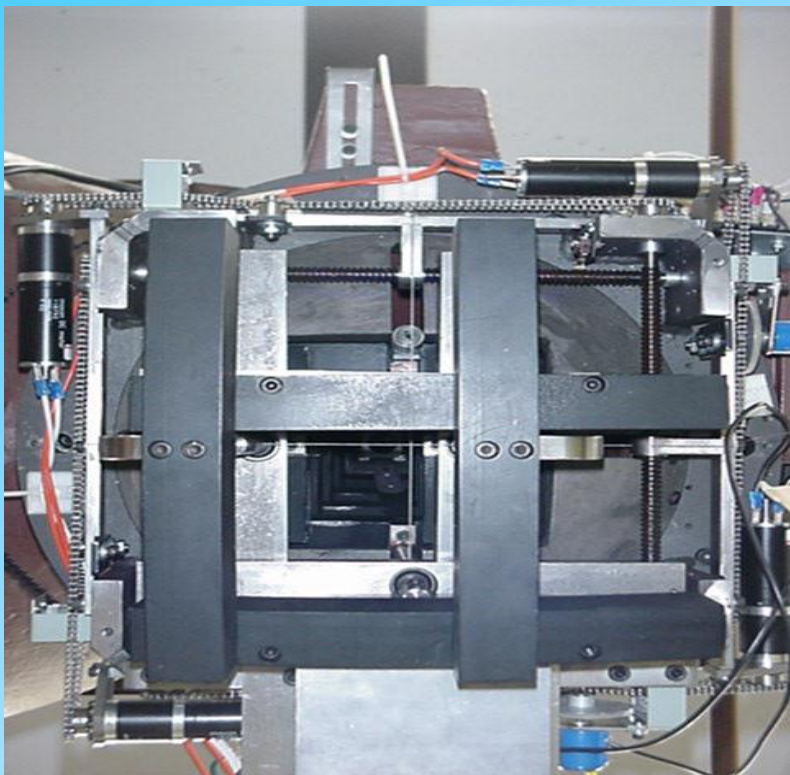


Лъчев сноп

Областта от пространството облъчена от фотоните или частиците , с които работим изхождащи от източника и ограничени от дисталния край на блендата.



Колиimator



Към колиматора се монтира:

- ❑ Устройство за оптично центриране или механичен указател за оста на лъчевия сноп.
- ❑ Устройство за определяне на разстоянието f от източника до кожата на пациента.

Геометрични характеристики на Лъчевия сноп

**ЦЕНТРАЛЕН ЛЪЧ – основна геометрична
характеристика на лъчевия сноп**

**Централен Лъч – оста на симетрия на
геометрична граница на снопа**

**Посока на Централния Лъч – от източника
към пациента**

Геометрична дефиниция

Правата минаваща през центъра на предната повърхност на източника и през центъра на ограниченията на блендата /**точката на симетрия на блендата**/

Механична дефиниция

Оста на ротация на блендата

Дозиметрична дефиниция

Оста на симетрия на дозното разпределение

Геометрични характеристики на Лъчевия сноп

Главна равнина

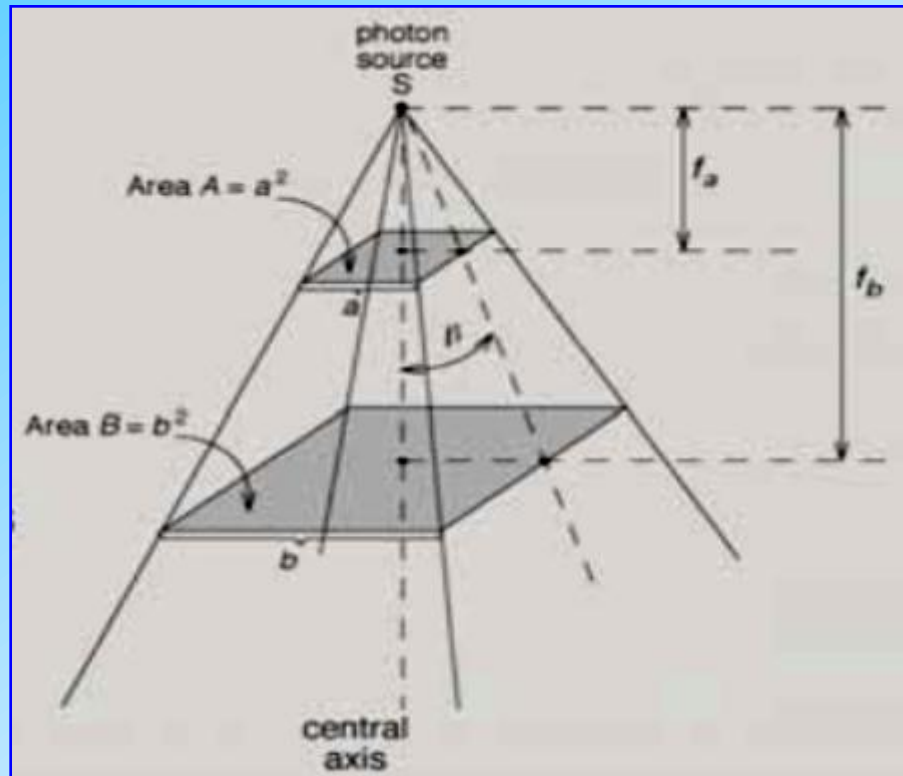
Главна равнина на колимиран сноп с правоъгълно сечение е равнината, съдържаща централния лъч и успоредна на една от страните на напречното сечение на снопа /ICRU 1963/.

При лъчеви снопове с кръгово напречно сечение, всяка равнина съдържаща Централния Лъч /ЦЛ/ е главна равнина.

Геометрична граница на снопа

Това е повърхнината образувана от геометричните лъчи с начало в центъра на повърхността на лъчевия източник, която е обърната към пациента и допирателни към най отдалечените, видими от центъра на източника ръбове на блендата /колиматора/. /БДС 1985г./

ДИВЕРГЕНЦИЯ НА ЛЪЧЕВИЯ СНОП – разходимост на лъчевия сноп в пространството

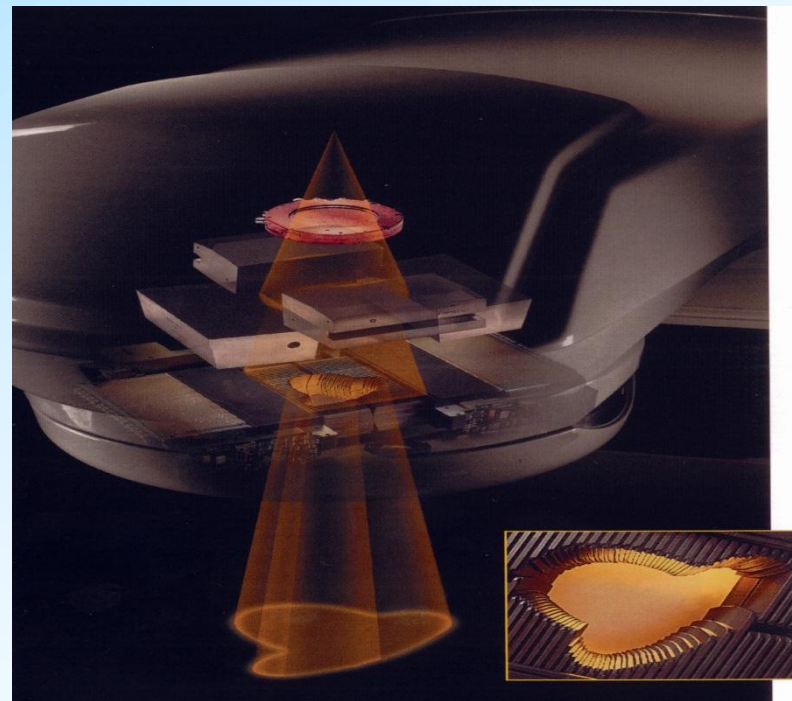
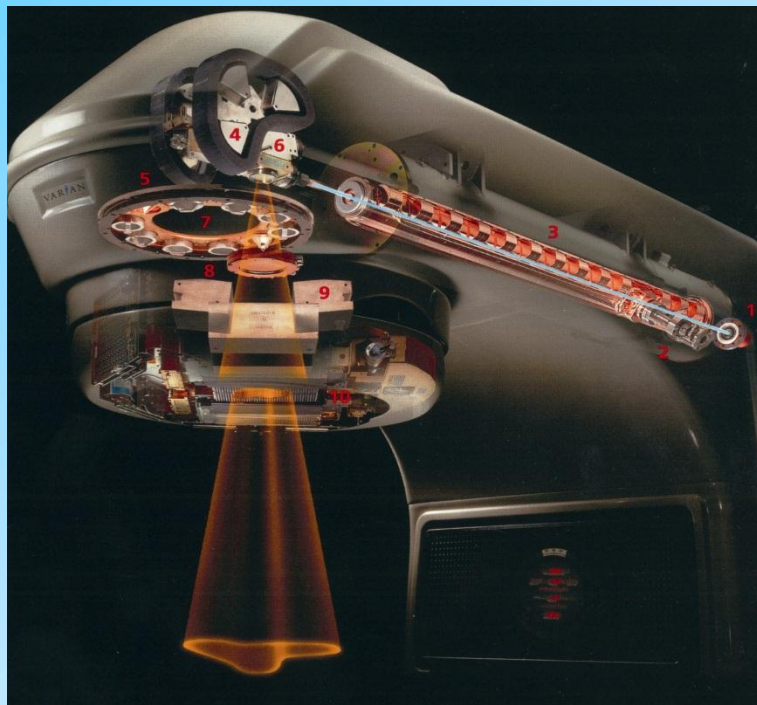


$$\tan \beta = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b}$$

Лъчево поле

Геометрично поле

Това е частта, която геометричната граница на снопа отсича от равнина перпендикулярна на централния лъч и отстояща на зададено разстояние от източника на лъчението.



Лъчево поле

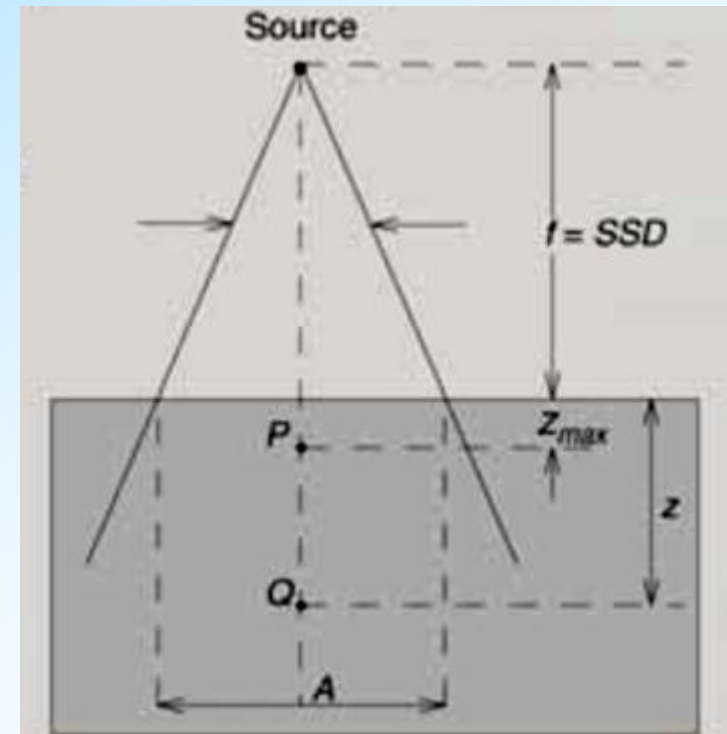
Област от пространството, във всяка точка на която да отговаря определена стойност на дозата, реализирана в точката след облъчване на даден обект /фантом, човешко тяло/.

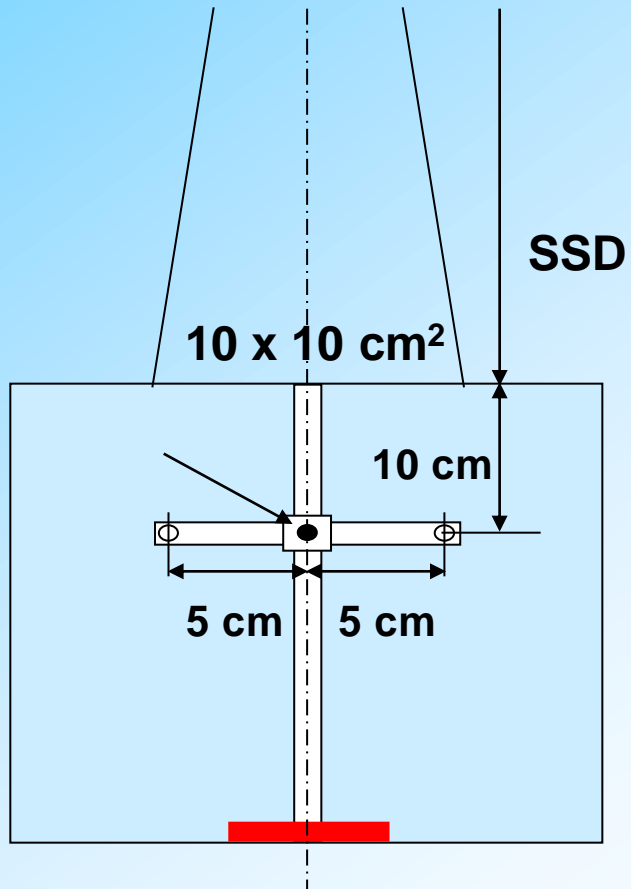
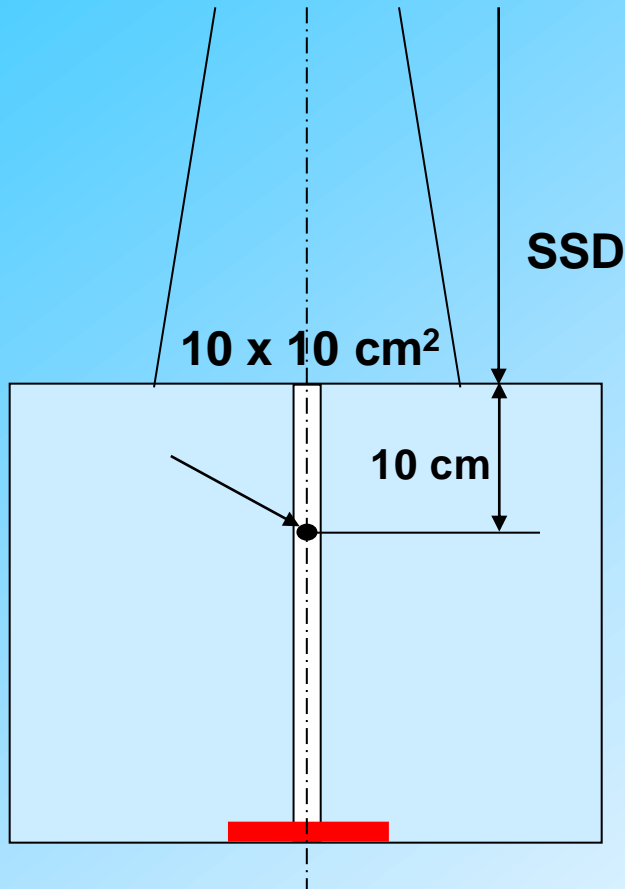
ФИЗИЧНИ АСПЕКТИ НА ЛЪЧЕВОТО ПОЛЕ

- Процентна дълбока доза по оста на ЦЛ

Относителна (процентна) дълбока доза – това е отношението изразено в проценти /%/ между стойността на дозата на определена дълбочина - **Dd** и max стойност на дозата - **Dmax** т.е.:

$$D_o = (D_d / D_{max}) \cdot 100 (\%)$$





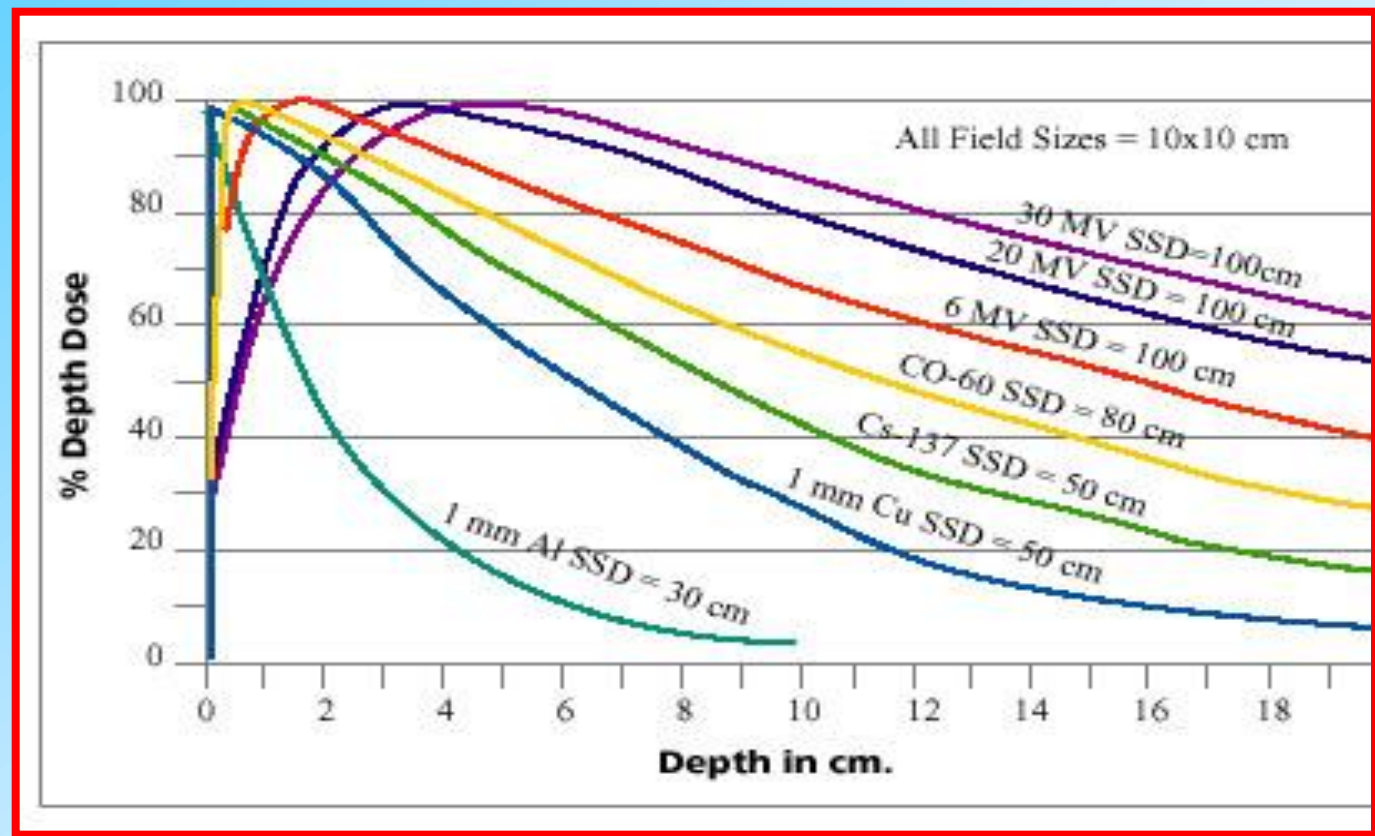
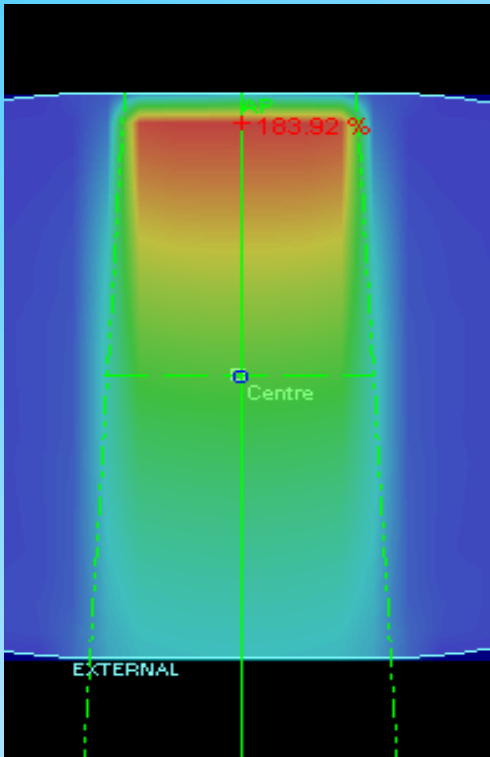
Процентната дълбока доза зависи от:

- **Енергията на лъчението**
- **Площта /големината/ на лъчевото поле**
- **РИП**
- **Дълбочината**

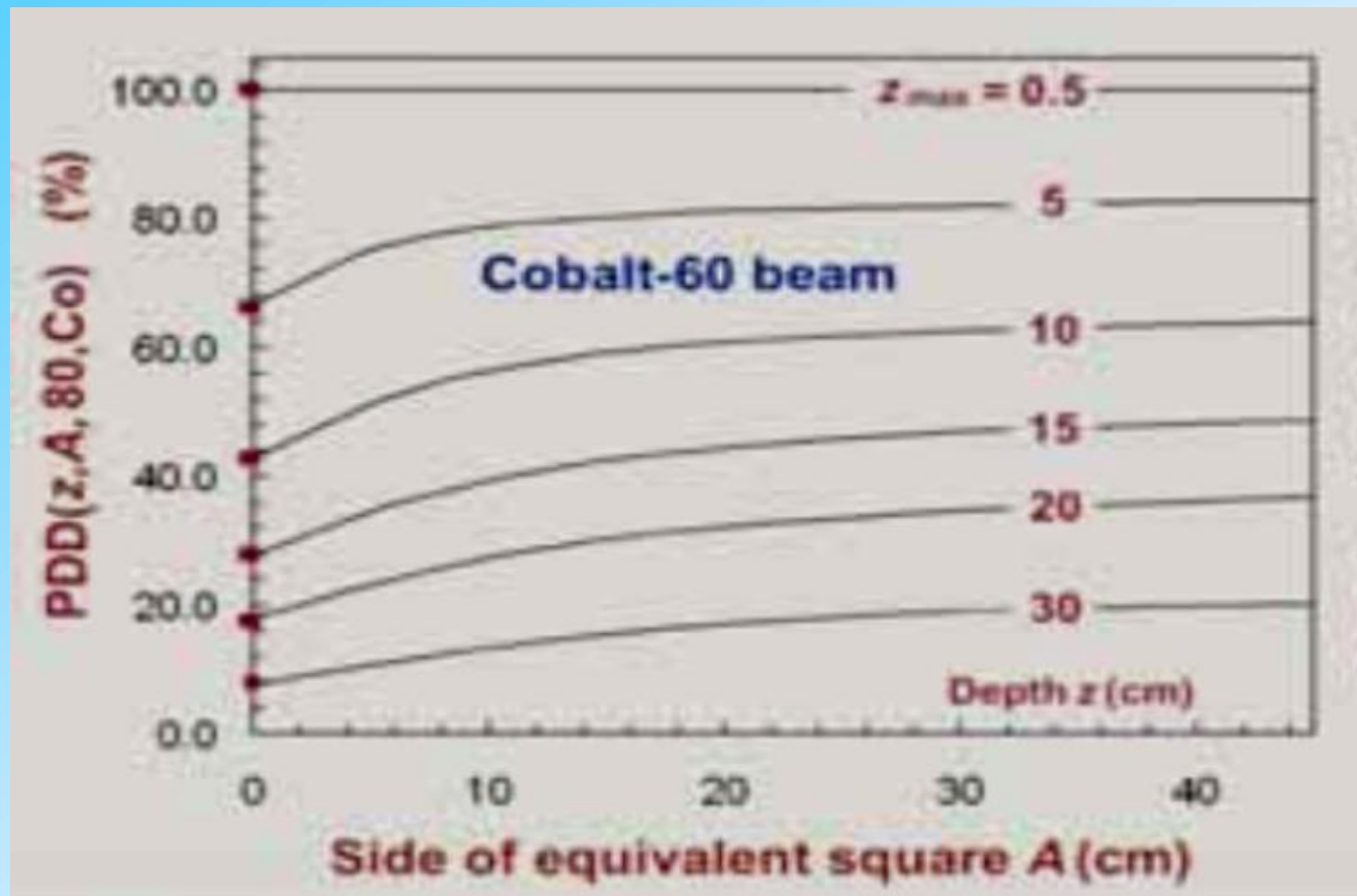
Зависимост от Енергията

- При ниски енергии - До има **тах стойност на повърхността**, а с увеличаване на дълбочината d намалява e_{xp}
- При средни енергии - До **бързо нараства**, достига **тах стойност на определена дълбочина** и след това намалява e_{xp}
- При високи енергии - **тах стойност на Do се получава на по-голяма дълбочина**, а след това намалява e_{xp}

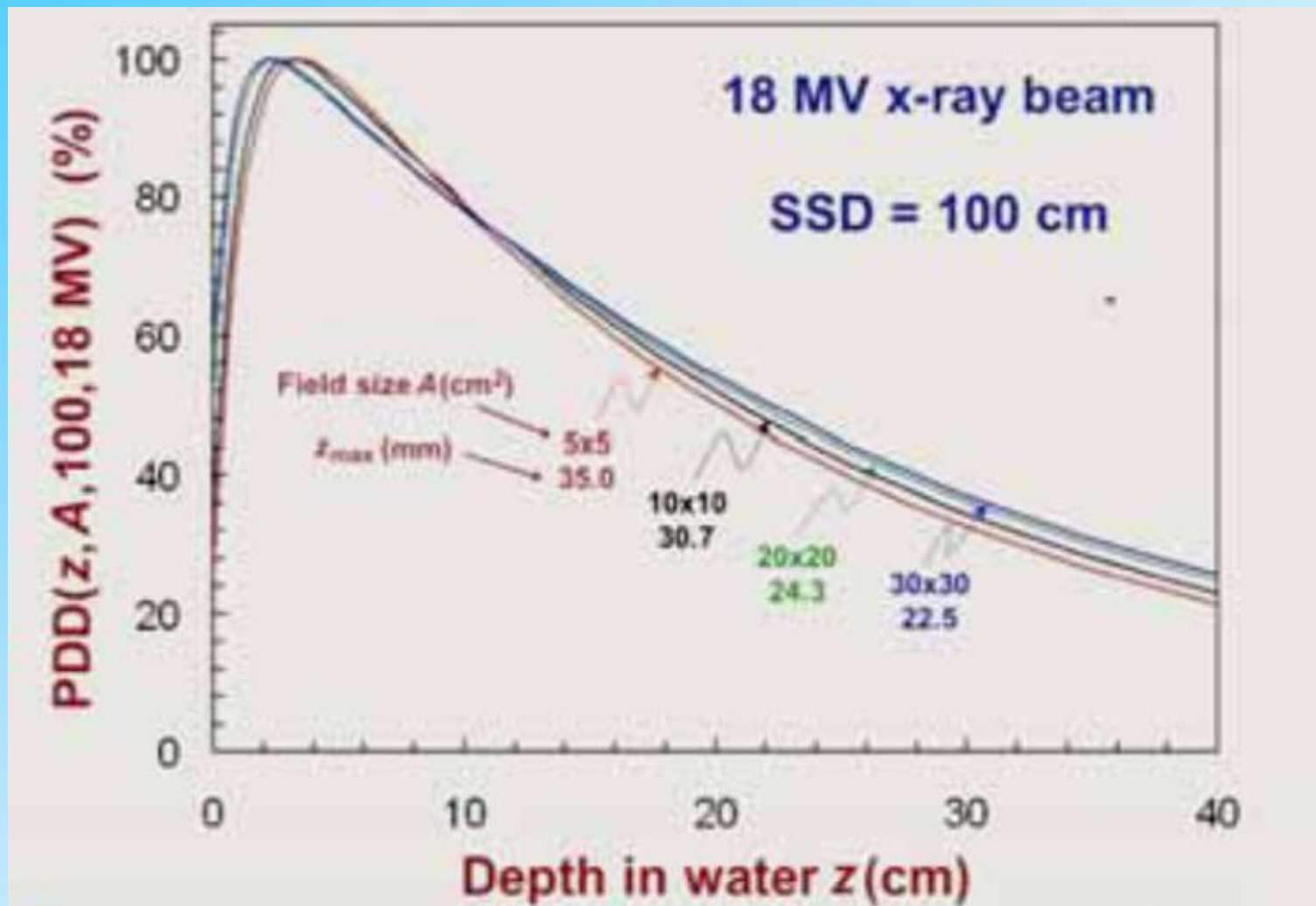
Зависимост от Енергията



Зависимост от площта /големината/ на лъчевото поле



Зависимост от площта /големината/ на лъчевото поле



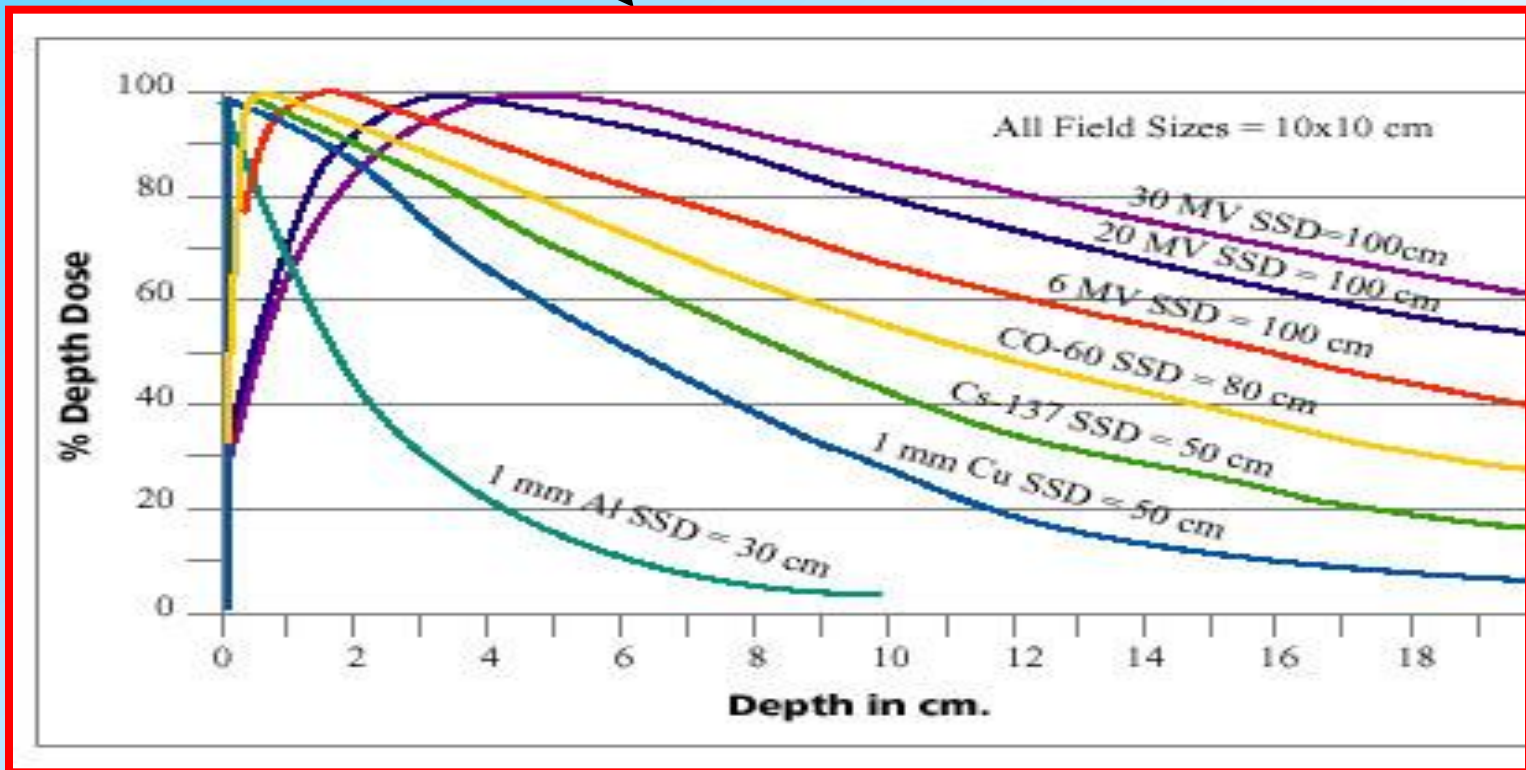
Зависимост от площта /големината/ на лъчевото поле

При ниски и средни енергии D_0 зависи от S , като с увеличаването на S , D_0 също се увеличава.

При високи енергии D_0 не зависи* от S , тъй като разсеяното лъчение е незначително.

Зависимост от Дълбочината

До се увеличава с увеличаването на дълбочината до достигането на D_{max} , след което намалява ехр с увеличаването на дълбочината.



- ❑ **Дозното разпределение в пациента е комбинация от точно определени дозиметрични данни по оста и извън оста на ЦЛ.**
- ❑ **Параметрите, които влияят върху дозното разпределение са:**

- 1. Качеството на лъчението**
- 2. Големината на източника**
- 3. Колимирането на снопа**
- 4. РИП**
- 5. РИД /Разстояние – Източник – Диафрагма/**
- 6. Големината на лъчевото поле**

ОСНОВНИ ТЕРМИНИ

Изодозна повърхнина

Повърхнина, във всяка точка, на която погълнатата или относителната доза D_0 има **еднакви стойности.**

ОСНОВНИ ТЕРМИНИ

Изодозна крива

Пресечната линия на изодозна повърхнина с определена равнина.

Изодозна карта

Съвкупността от издозни линии в една равнина, представляваща разпределението на дозата в тази равнина.

КОМЕНТАР

ЗА ПРЕДСТАВЯНЕТО НА РАЗПРЕДЕЛЕНИЕТО НА ДОЗАТА ОТ ЕДИНИЧЕН ЛЪЧЕВ СНОП СЕ ИЗГОТВЯТ ИЗОДОЗНИ КАРТИ В ГЛАВНАТА РАВНИНА НА СНОПА ЗА СТОЙНОСТИ НА ОТНОСИТЕЛНАТА ДОЗА **КРАТНИ НА 10%.**

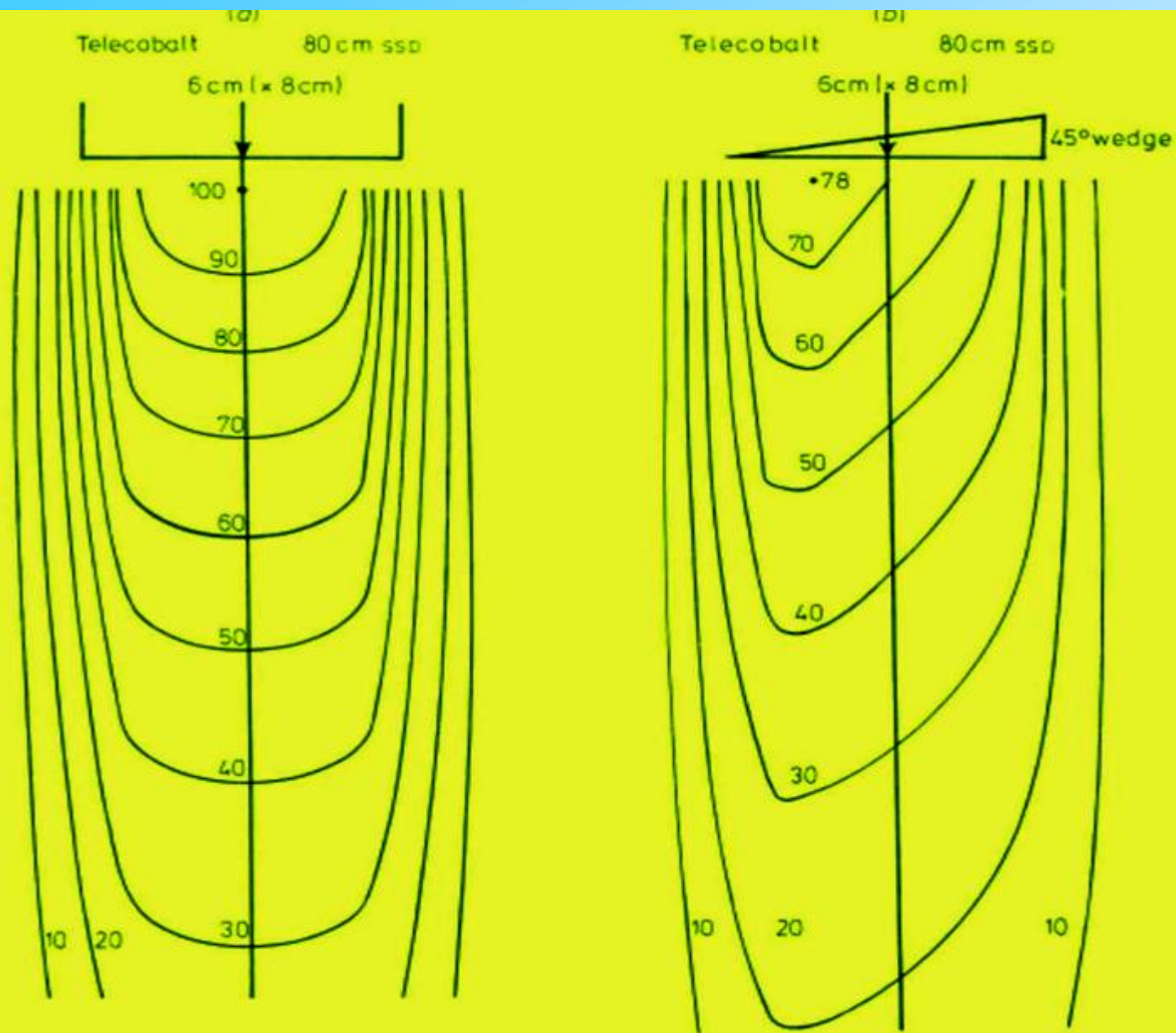
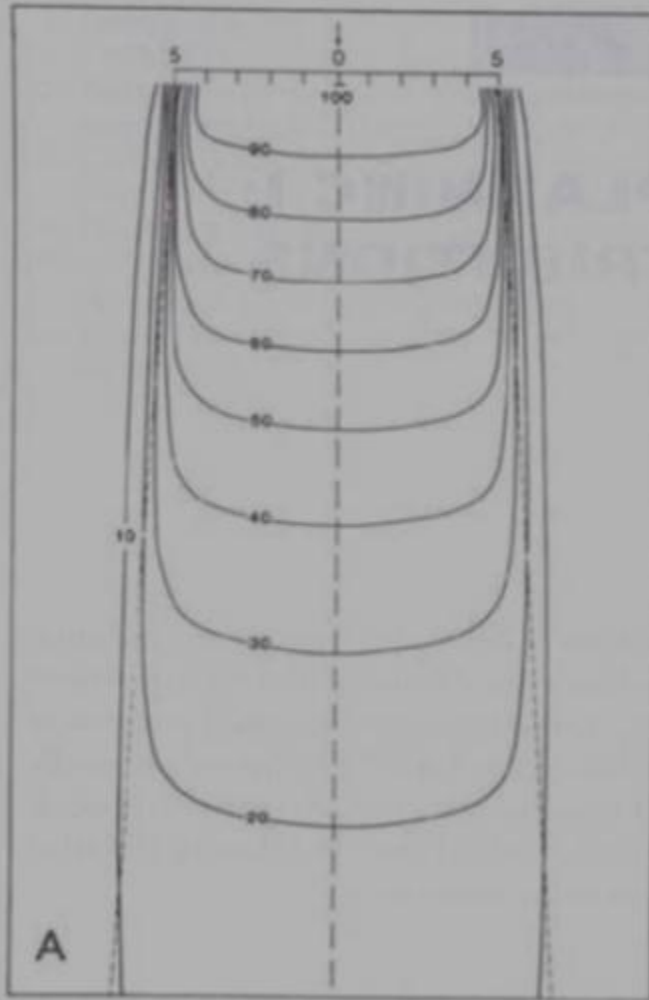
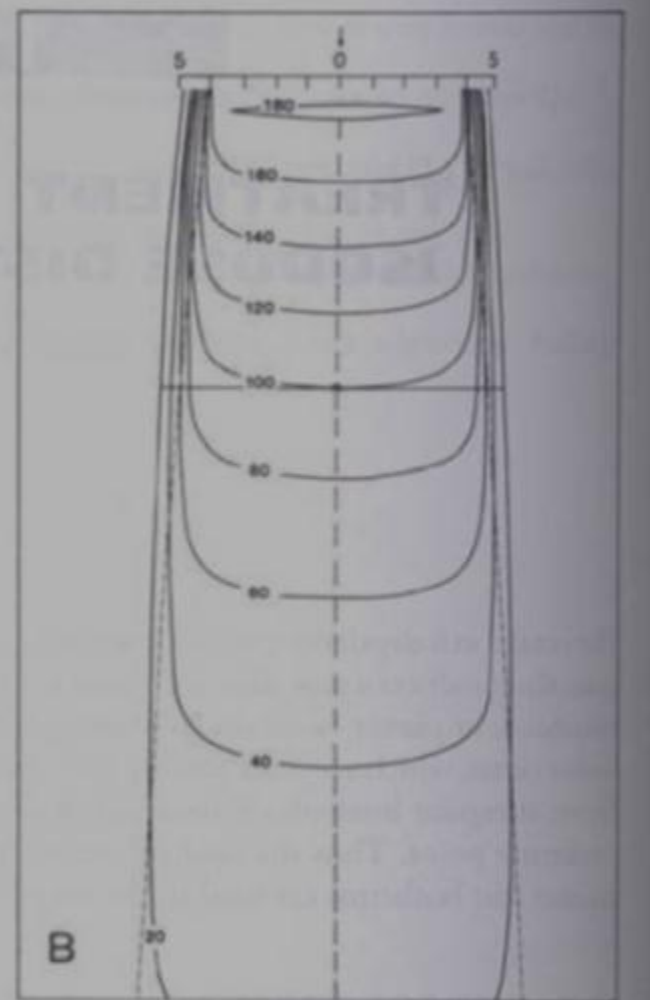


Figure 24 (a) Open radiation field isodose curve; (b) wedge radiation field isodose curve.

Isodose Chart



SSD



SAD

ФИЗИЧНИ АСПЕКТИ НА ЛЪЧЕВОТО ПОЛЕ

- Buildup област
- Еквивалентни полета
- Фактори, характеризиращи колиматора
- Процентна дълбока доза по оста на ЦЛ
 - ❖ TAR
 - ❖ SAR
 - ❖ TPR
 - ❖ TMR
 - ❖ SMR

- Профил на лъчевия сноп
 - ❖ Симетрия на снопа
 - ❖ Гладкост на снопа

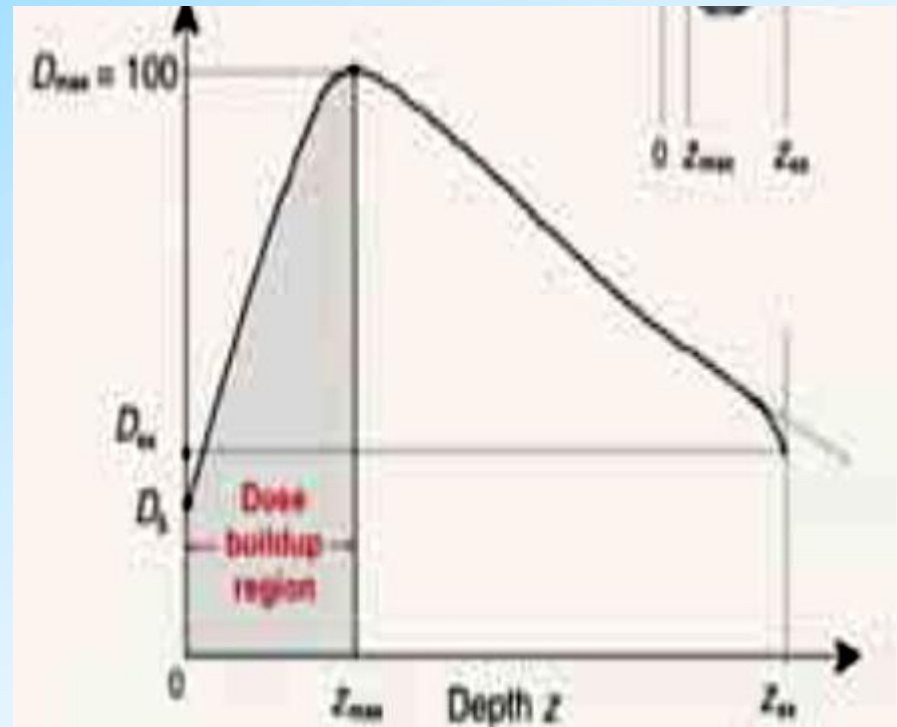
ФИЗИЧНИ АСПЕКТИ НА ДОЗНОТО ПОЛЕ

■ Buildup област

Областта между $z=0$ и Z_{max} .

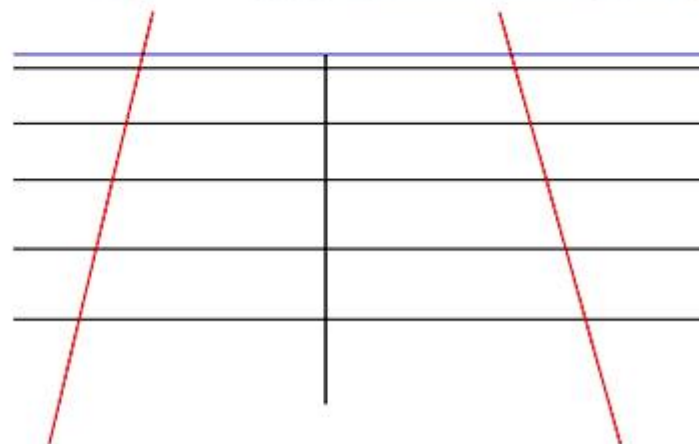
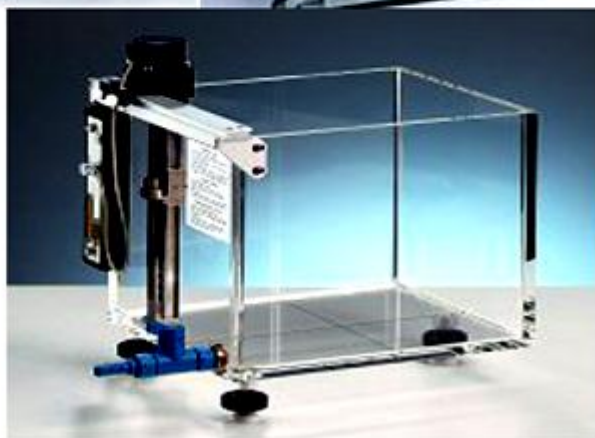
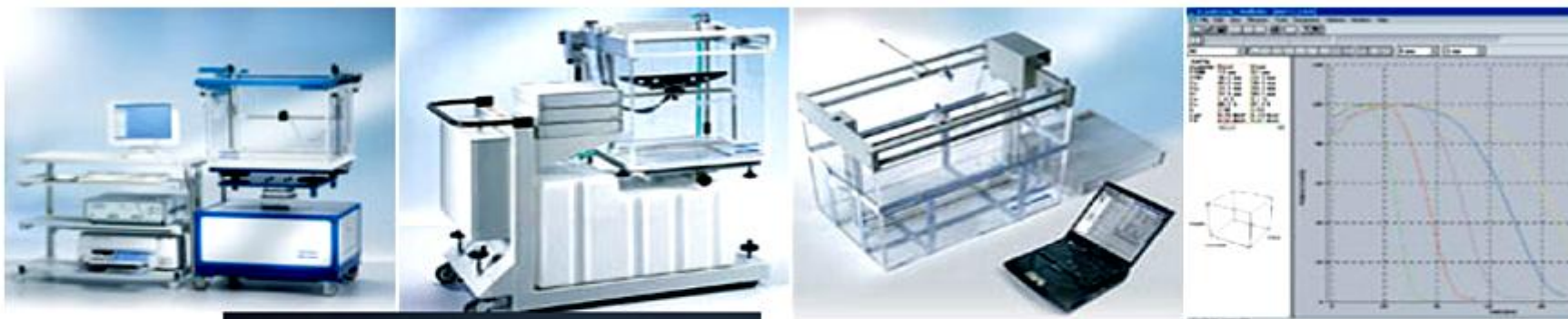
Областта между повърхността и дълбочината, на която дозата достига своята максимална стойност.

Skin sparring effect



ИЗМЕРВАНЕ НА ДОЗИМЕТРИЧНИТЕ ВЕЛИЧИНИ

- 3D water phantoms



КЛИНИЧНИ РАЗГЛЕЖДАНЯ НА ФОТОННИЯ СНОП

- ❑ Основните дозиметрични измервания са направени в хомогенен воден фантом, когато лъчевия сноп е перпендикулярен на плоската водна повърхност.
- ❑ За да отговарят тези измервания на действителното дозно разпределение в тялото на пациента са необходими корекции за кривините на контура и тъканните нехомогенности.

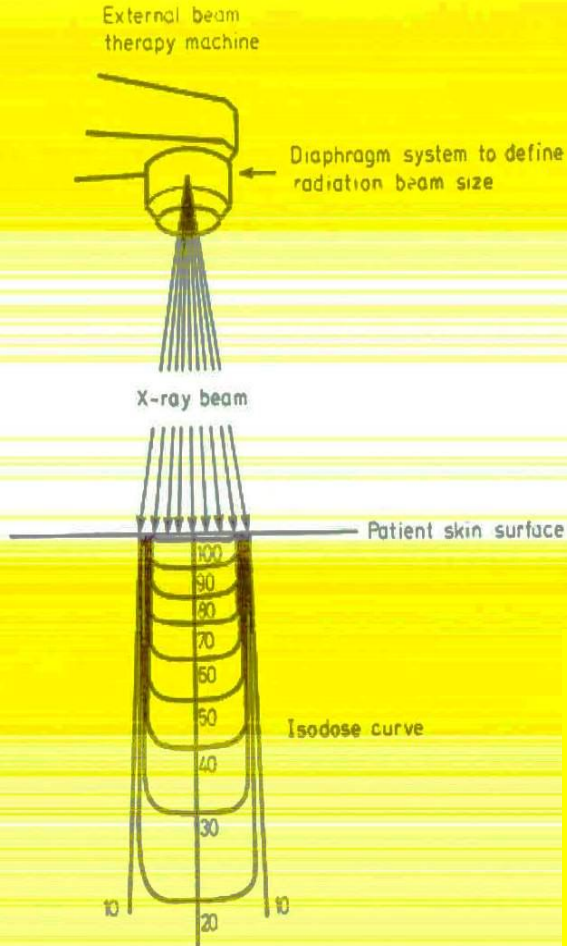


Figure 1 The isodose curve. A patient is irradiated by an external beam therapy machine, and the dose distribution within the patient is described by a series of curves (the diagram is not drawn to scale).

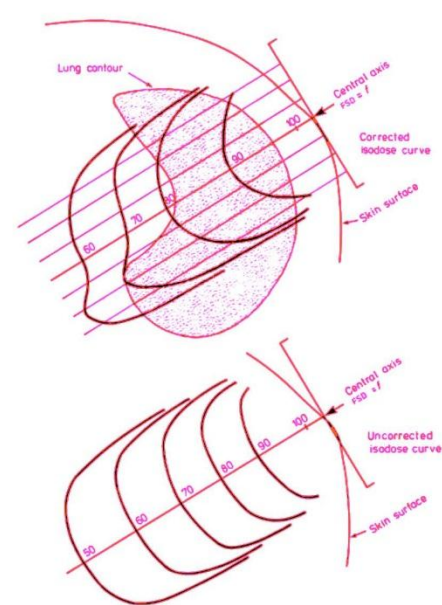
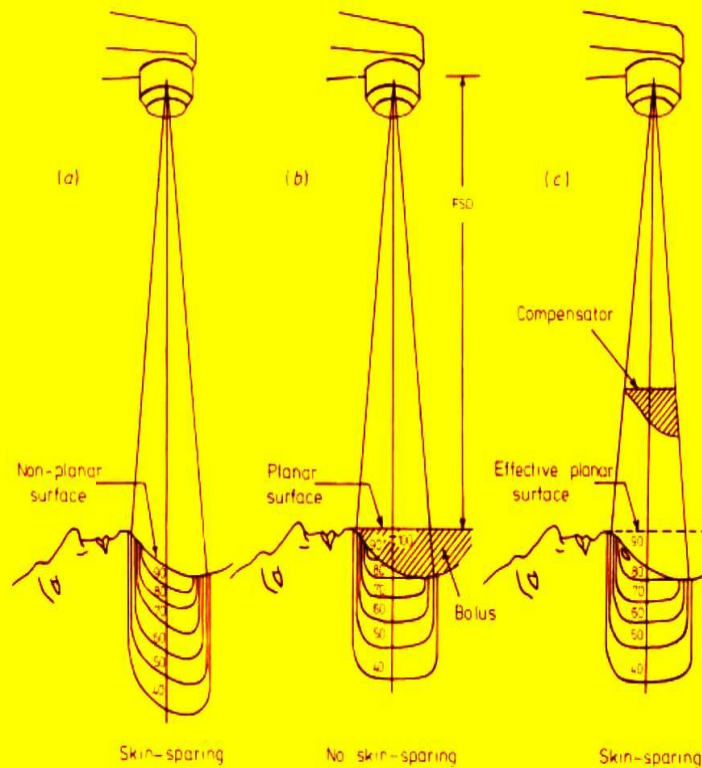


Figure 21 Isodose curves from a 4 MV x-ray linear accelerator, $F = 100$ cm, which show the effect of a 3% per cm lung correction. The field width is 8 cm. No obliquity correction has been included.



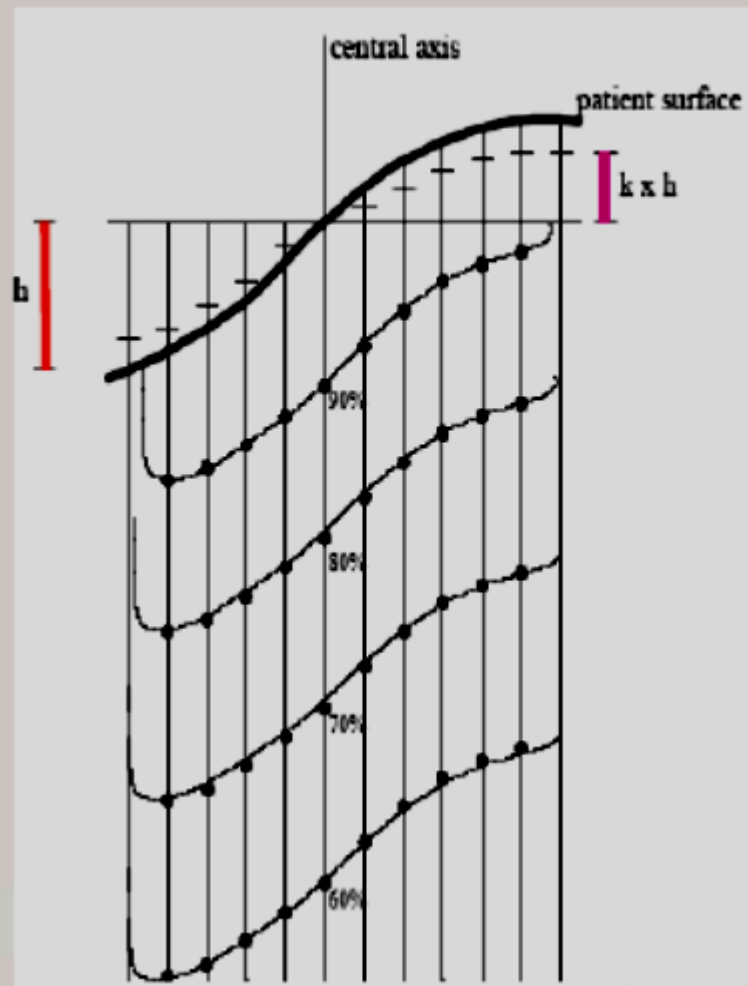
КЛИНИЧНИ РАЗГЛЕЖДЕНИЯ НА ФОТОННИЯ СНОП

■ КОРЕКЦИИ ЗА **КРИВИНИТЕ НА** **КОНТУРА НА ПАЦИЕНТА**

Три метода за корекции на контура се използват:

- (1) Manual isodose shift method.
- (2) Effective attenuation coefficient method.
- (3) TAR/TMR method.

Manual isodose shift method



Parameter k used in the isodose shift method

Photon energy (MV)	k (approximate value)
< 1	0.8
$^{60}\text{Co} - 5$	0.7
5 - 15	0.6
15 - 30	0.5
> 30	0.4

КЛИНИЧНИ РАЗГЛЕЖДАНЯ НА ФОТОННИЯ СНОП

□ КОРЕКЦИИ ЗА ТЪКАННИТЕ НЕХОМОГЕННОСТИ НА ПАЦИЕНТА

Четири метода за корекции на тъканните
нехомогенности се използват:

- TAR method
- Batho power law method
- Equivalent TAR method
- Isodose shift method

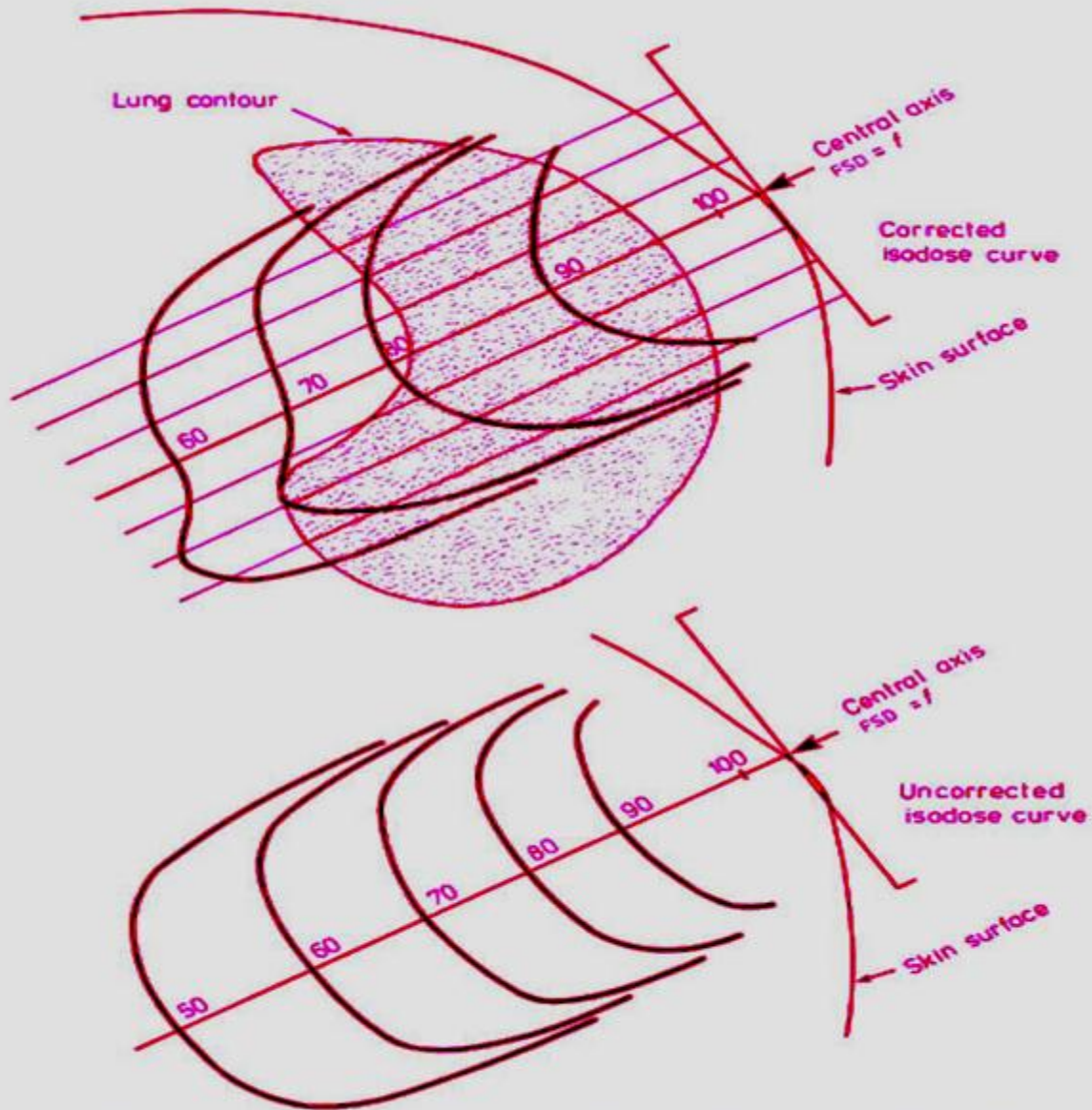
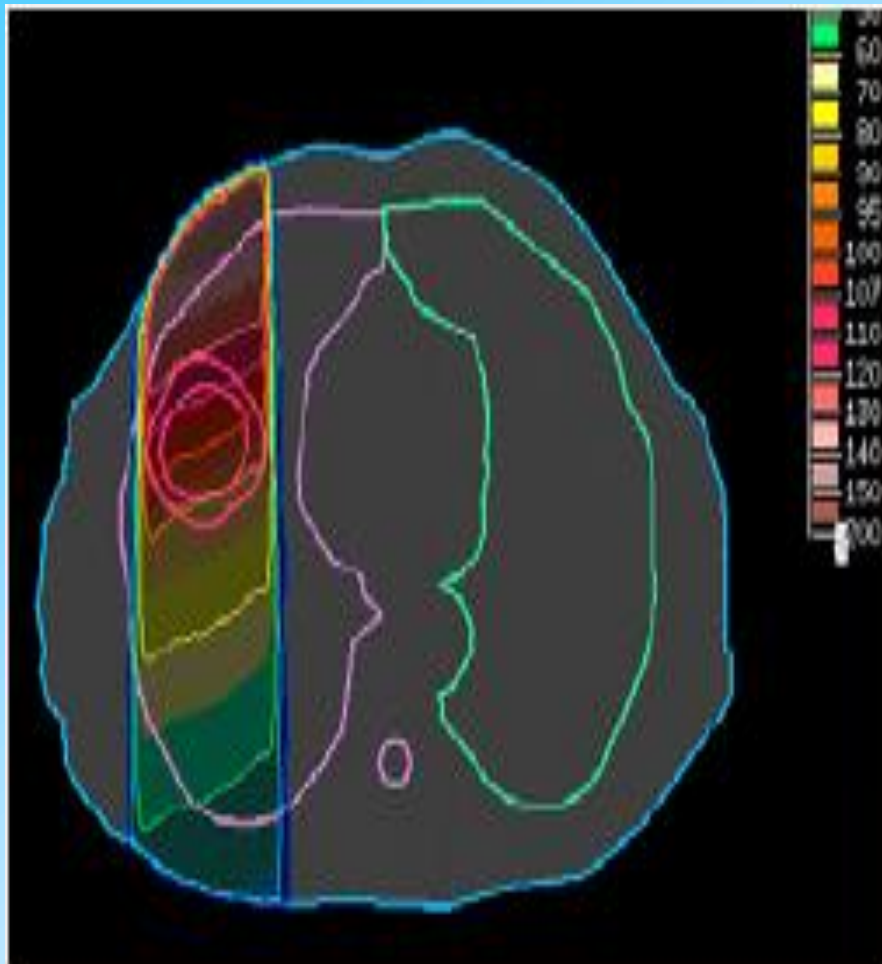


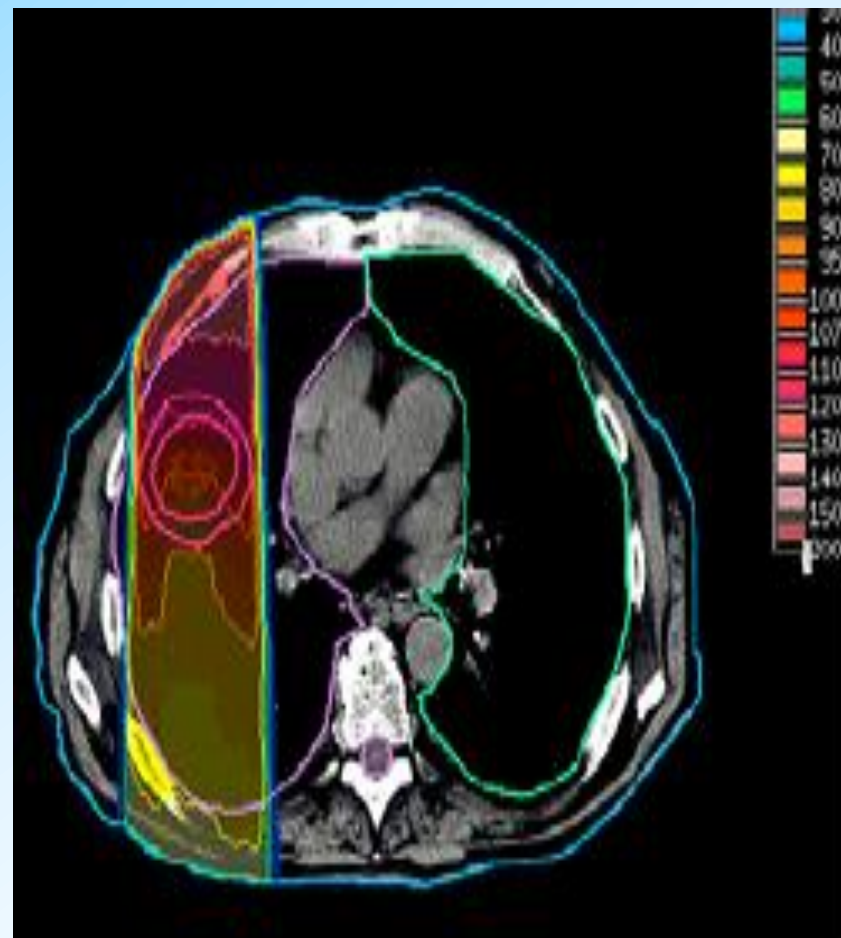
Figure 21 Isodose curves from a 4 MV x-ray linear accelerator, $f = 100$ cm, which show the effect of a 3% per cm lung correction. The field width is 8 cm. No obliquity correction has been included.

ДИРЕКТНО ЛЪЧЕВО ПОЛЕ S= 7x7 cm

БЕЗ КОРЕКЦИЯ



С КОРЕКЦИЯ



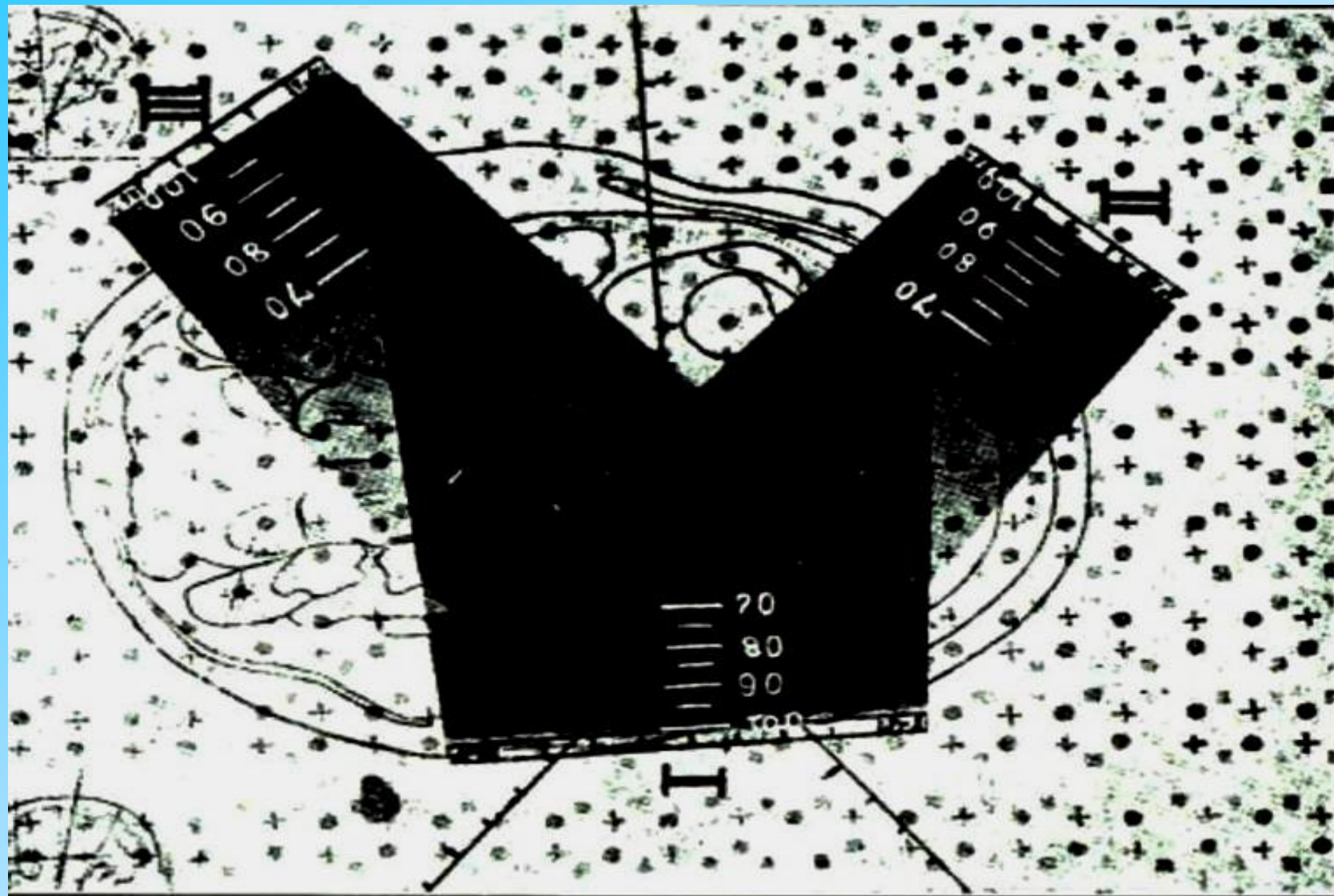
Клинико – Дозиметрично Планиране

Етап, в който специализиран физик в тази област /медицински физик/ определя условията на облъчване – вид и енергия на ЙЛ, евентуално вид и форма на филтри /клиновидни, екраниращи, изравнителни и др./, брой, посока, размери, входни точки на централните лъчи, Разстояние Източник – Повърхност /РИП/ и аплицираната доза за съвкупност от лъчеви снопове, евентуално подвижен лъчев сноп в определен ъглов сектор – така че резултантното дозно поле да удовлетворява условията:

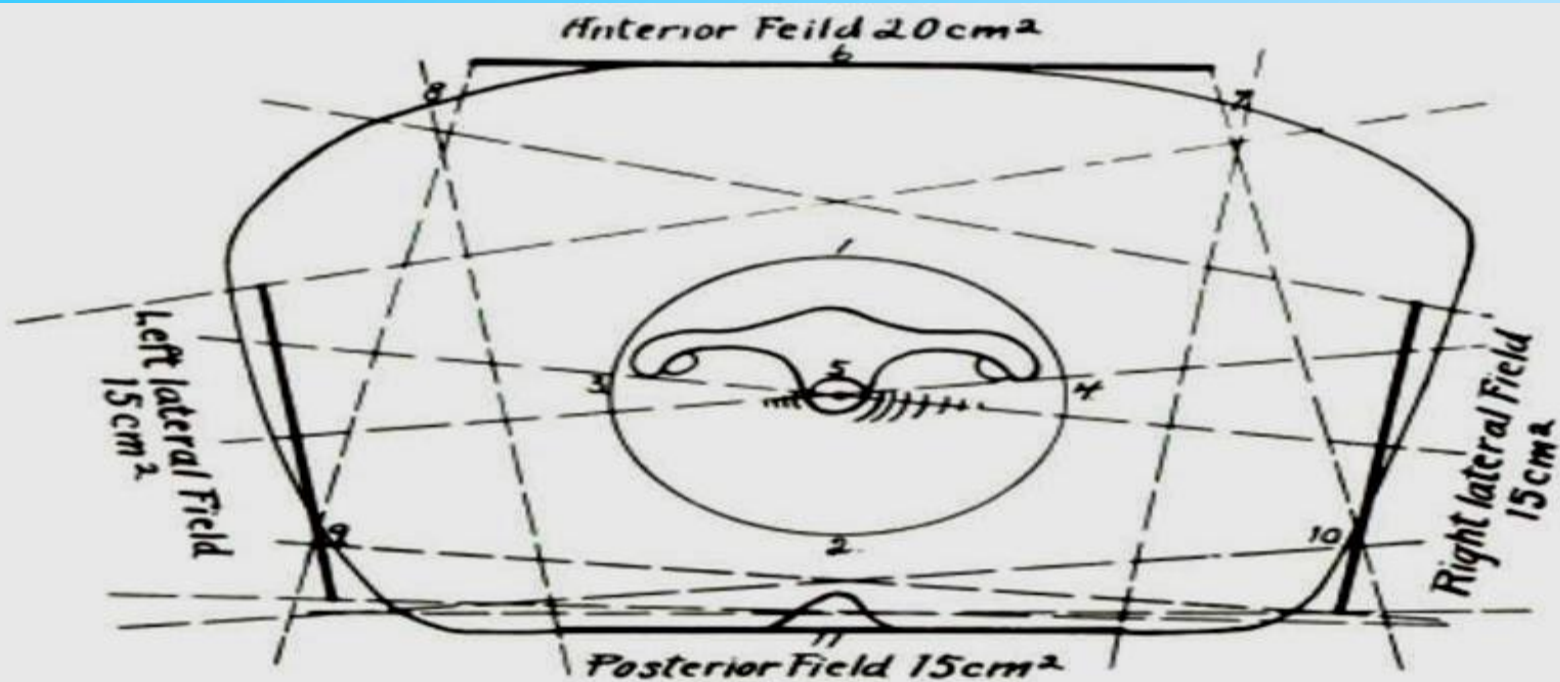
Клинико – Дозиметрично Планиране

- ❑ Дозата във всички точки от ОПЛЛ да не бъде по-малка от лечебната.
- ❑ Разпределението на дозата в ОПЛЛ да бъде хомогенно в зададени граници (– 5%, 7%).
- ❑ Дозата в органите, зададени като критични, да не превишава допустимите за всеки от тях стойности.
- ❑ Предадената в тялото на болния енергия /т.нар. Интегрална доза/ да бъде минимална.
- ❑ Доколкото тези четири условия са взаимно противоречиви, дозиметричното планиране представлява решаването на една оптимизационна задача.

доц. М. Ганчев, 1988г.



Multiple x-ray field treatment plan from a radiotherapy textbook published in 1925.



Intensities obtained at points marked

Field	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Ant.	40	135	25	25	225	100	80	80	12	12	105
L. lat.	65	20	58	9	195				100		
R. lat.	65	20	9	58	195					100	
Post	25	48	195	195	40	13	13	13			100
Total	98	101	111	111	105	113	93	93	112	112	1105

Figure 23 Radiotherapy treatment planning using four 140 kV x-ray fields in Chicago, 1919. The radiation dose unit is the epilation skin dose, and not the roentgen unit. Factors: 65 cm FSD, 0.5 mm Cu + 6 mm leather + 1 mm Al filter; 130 kV max, 5 mA, Coolidge tube 18 cm. Time duration of application to each field, i.e. full epilation skin dose, 1050 mA min. Courtesy of *American Journal of Roentgenology* (1922).

Основни техники на планиране

Облъчване през едно директно поле

Прилага се при лъчелечение на:

- повърхностно разположени патологични процеси
- патологични процеси, които изискват относително
- малки общи дози
- палиативно облъчване

Облъчване през едно директно поле

Fig. 3.1. Examples of ICRU Reference Points (●) for dose specification, and the dose variation in the PTV from maximum (*) to minimum in typical simple beam arrangements. The Planning Target Volume is represented by the striated areas.

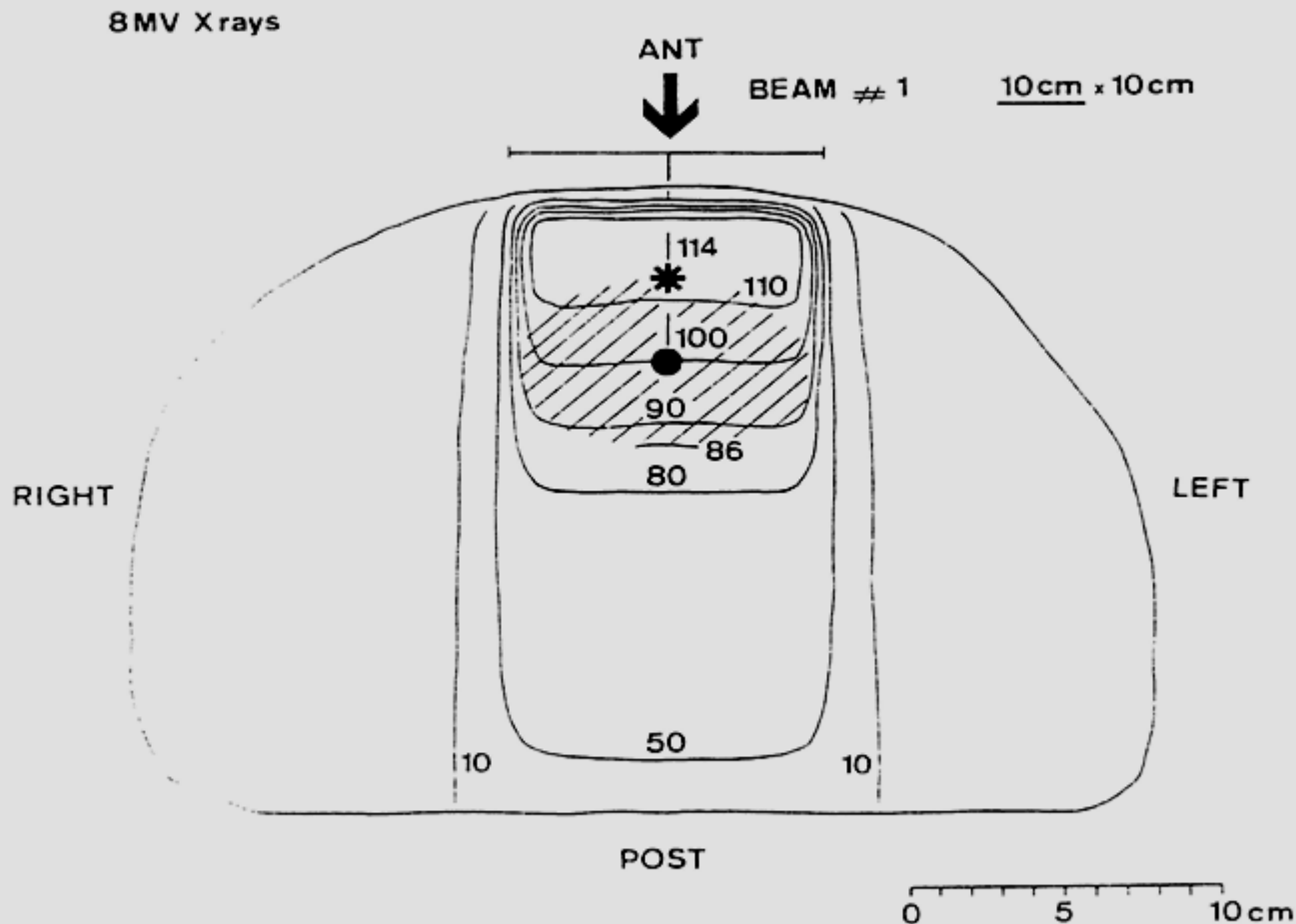


Fig. 3.1.a. One 8 MV photon beam. The ICRU Reference Point (100%) is in the center of the PTV and on the beam axis. The dose variation in the PTV is from 114% to 86%.

Облъчване през едно директно поле

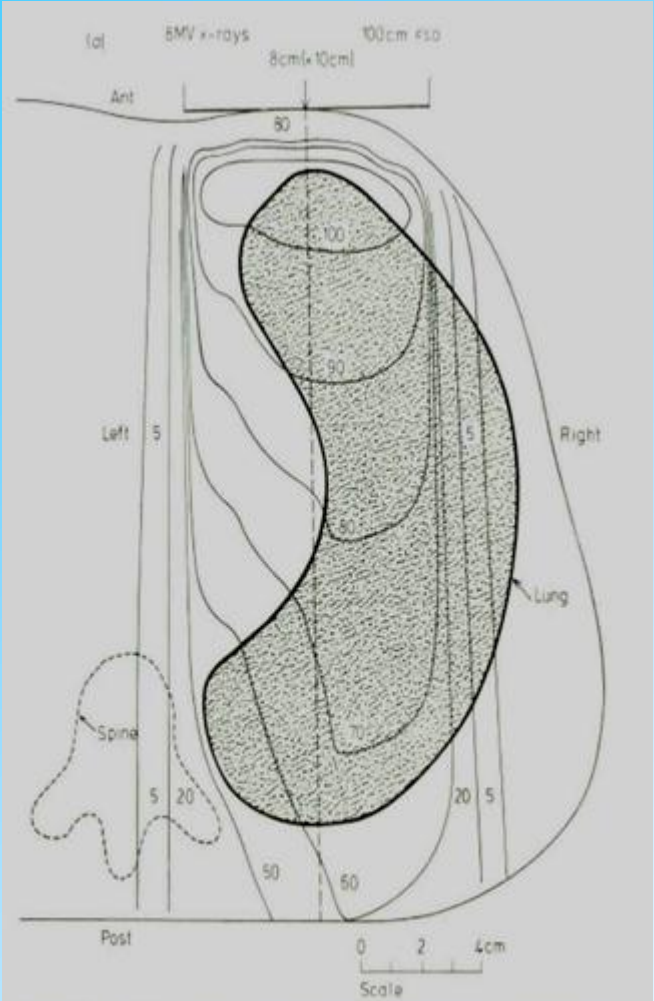
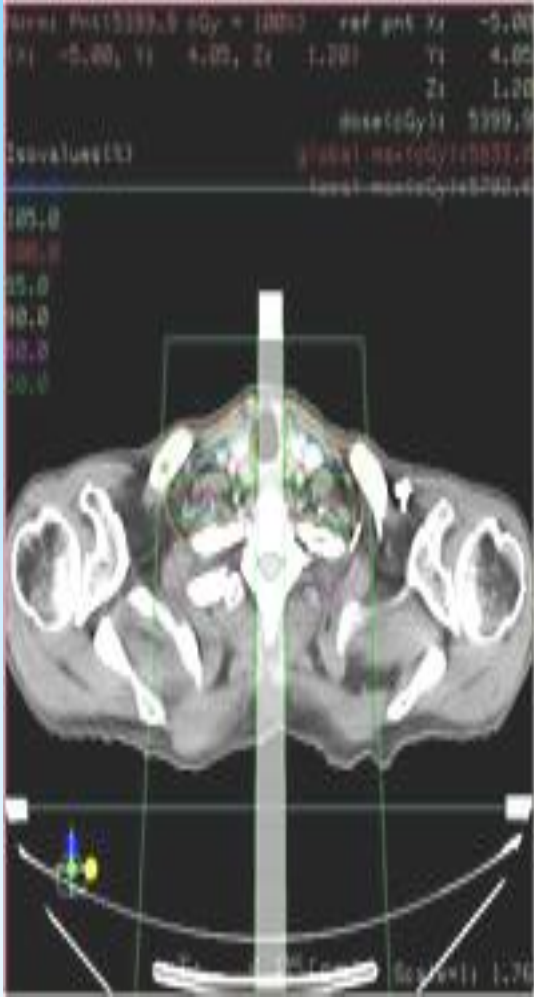


Figure 36 (a) Direct anterior chest field showing the effect of the presence of lung tissue on the isodose curve.

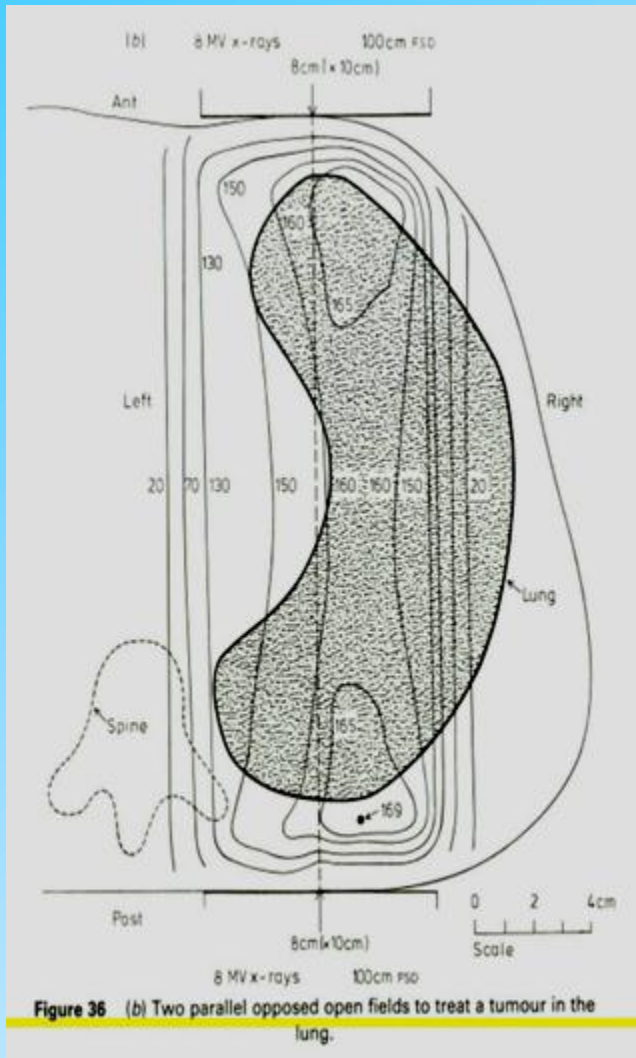


Основни техники на планиране

Облъчване през две насрещни полета

Прилага се в случаи, при които е необходимо равномерно (хомогенно) разпределение на дозата в облъчвания обем (заболявания локализирани в областта на главата и шията, бял дроб, млечна жлеза)

Облъчване през две насрещни полета

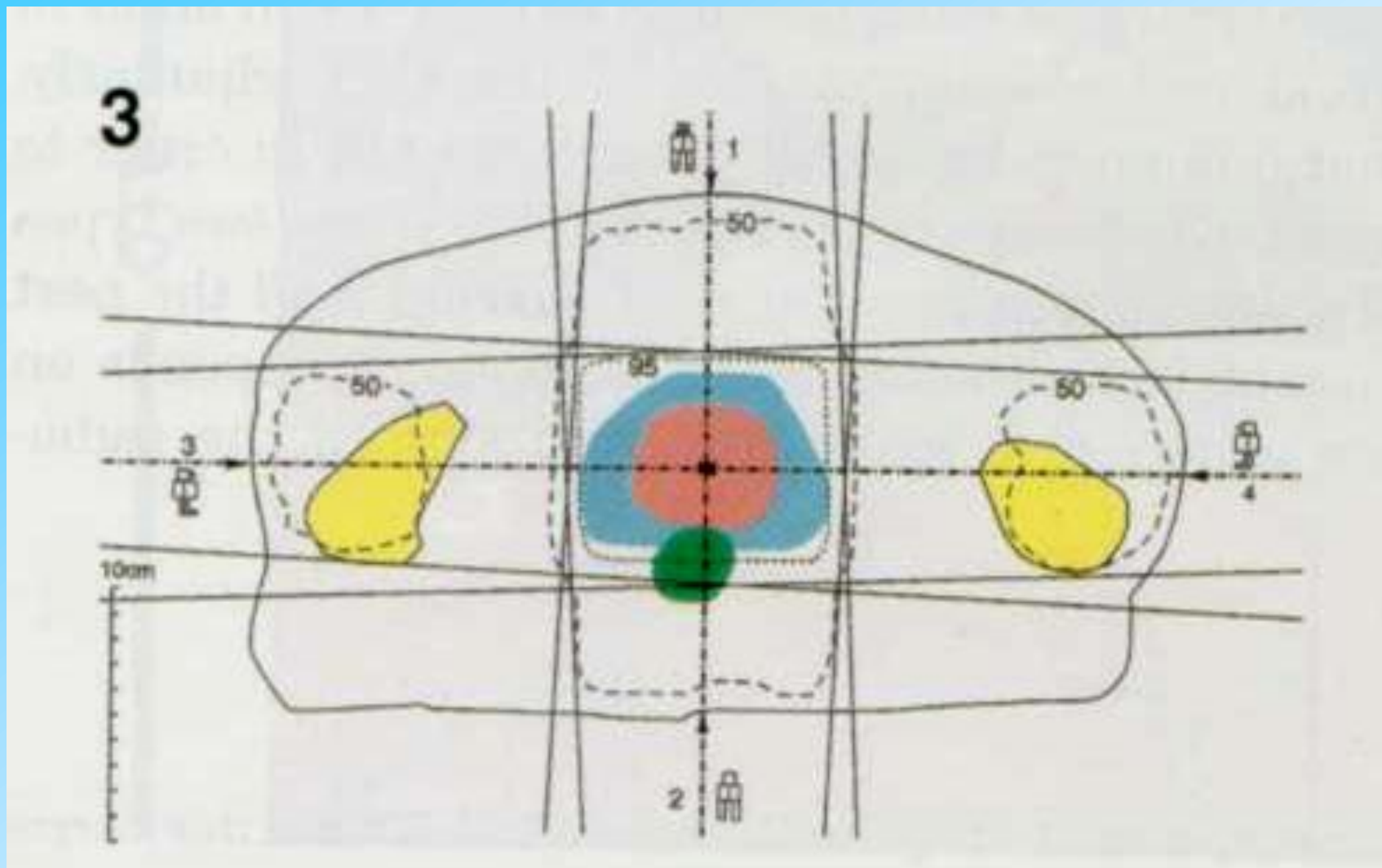


Основни техники на планиране

Облъчване през четири полета

Прилага се при дълбоко разположени туморни огнища. Използват се две двойки противоположни полета с еднакви или различни размери, сключващи по между си прав или остър ъгъл.

Облъчване през четири полета



РАЗЛИЧНИ ВЪЗМОЖНИ КОМБИНАЦИИ

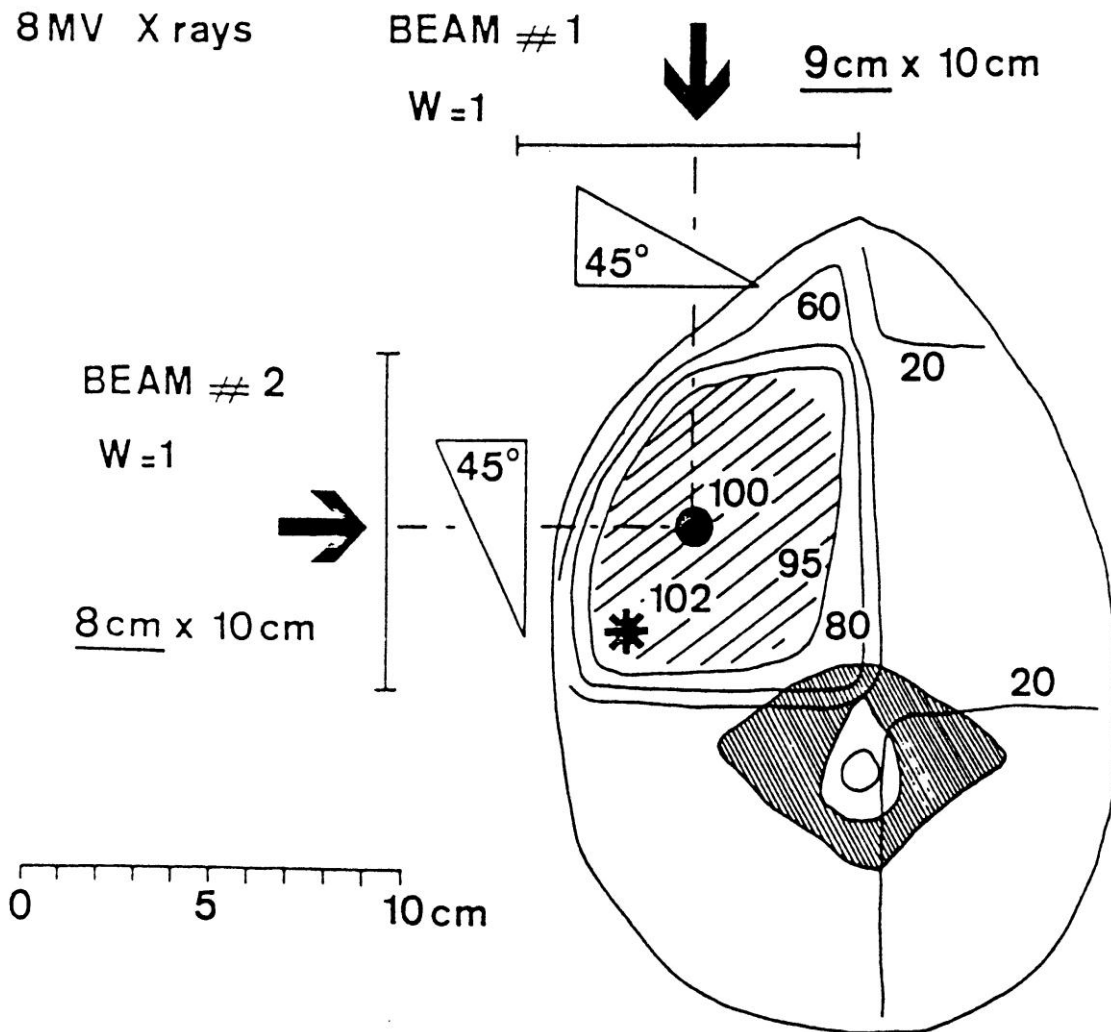


Fig. 3.1.d. Two orthogonal 8 MV photon beams. The ICRU Reference Point (100%) is in the center of the PTV and on the beam axes. The dose variation in the PTV is from 102% to 95%.

РАЗЛИЧНИ ВЪЗМОЖНИ КОМБИНАЦИИ

Fig. 3.2.b. Transverse section at the level of the regional lymph nodes.

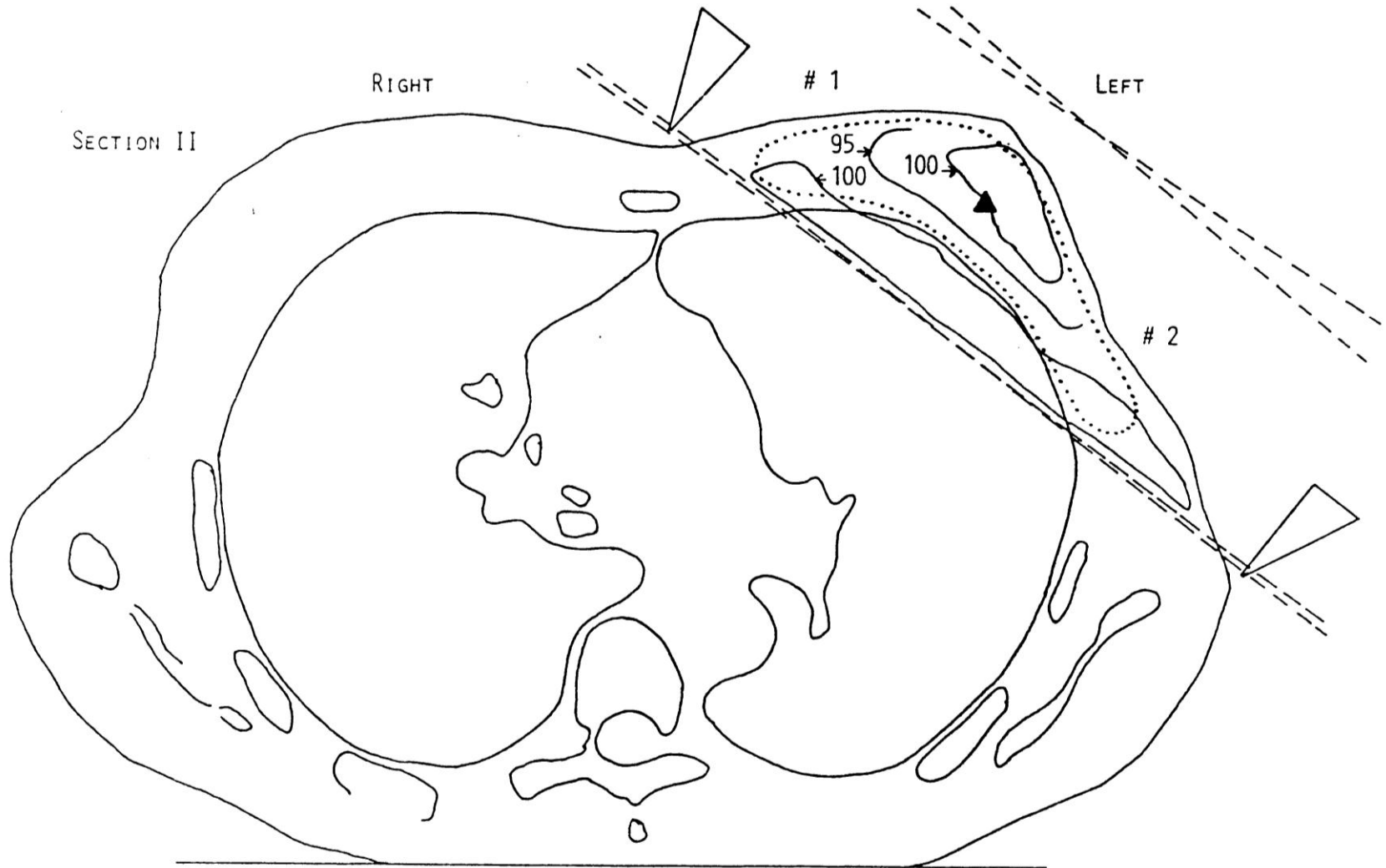
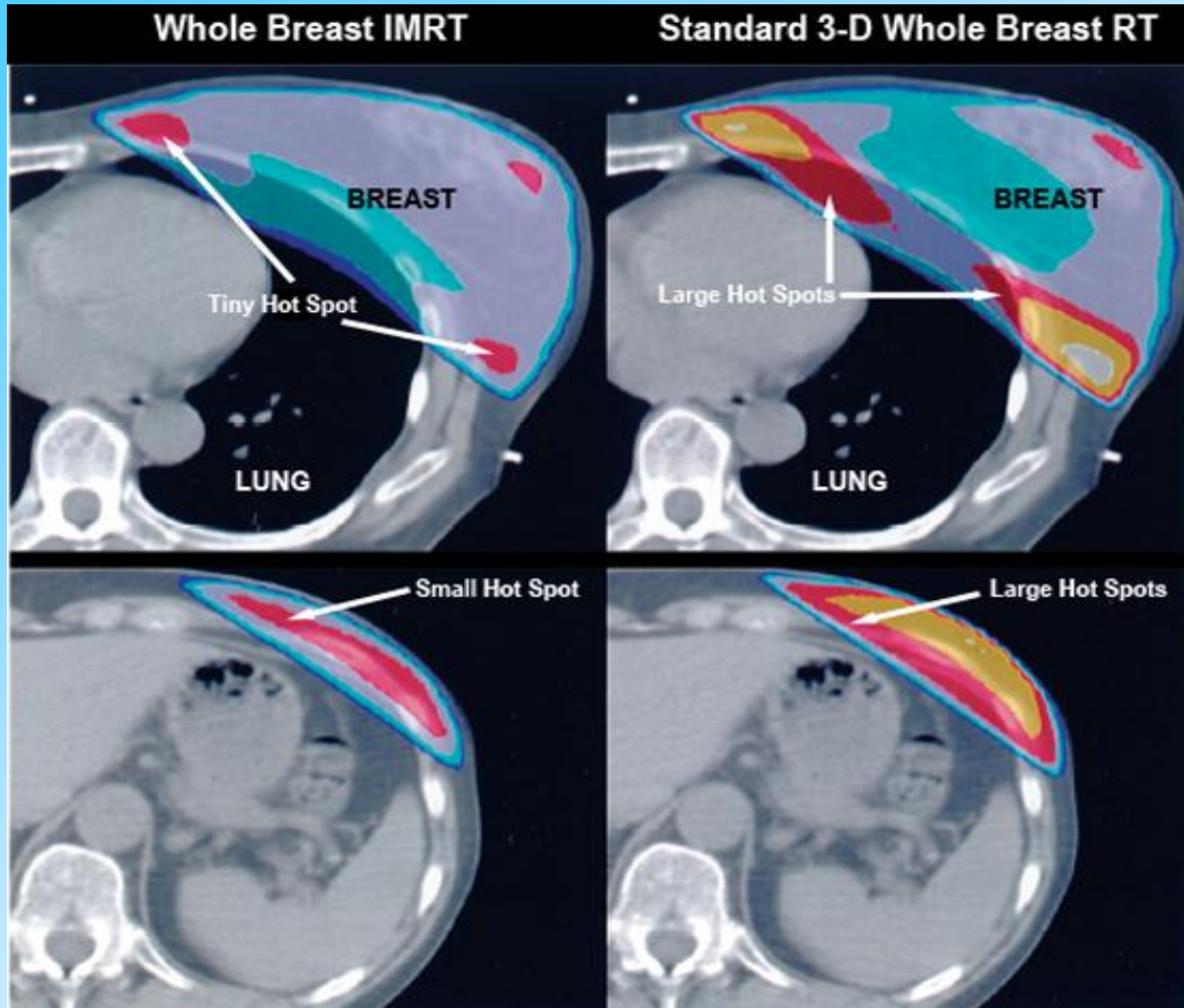


Fig. 3.2.c. Transverse section at the level of the breast.

Съвременна Лъчетерапия



Електронни снопове в Радиотерапията

- ❑ Прилагат се в клиничната радионкология от 50 – те на XX век.
- ❑ Генерират се от LINACS
- ❑ Енергийния диапазон, в който се използват е: 4 – 25 MeV
- ❑ Един от видовете радиотерапия, която се използва за облъчване на туморни процеси разположени на дълбочина до 6 cm.

- ❑ Взаимодействие на електроните с веществото
- ❑ Величини характеризиращи електронния сноп
- ❑ Апликатори (тубуси)
- ❑ Клинично приложение на електронни снопове

Взаимодействие на електроните с веществото

Електроните взаимодействат с веществото основно чрез Кулонови (електростатични) взаимодействия:

1. **Нееластични удари** с електроните от атомната обвивка – йонизационни загуби.
2. **Нееластични удари** с атомните ядра при което се генерира спирачно лъчение - радиационни загуби.
3. **Еластични удари** с ядрата и електроните от атомната обвивка на веществото водещи до еластично разсейване.

Нееластични удари с електроните от атомната обвивка

Загубата на енергия при удари на елементарен участък dx от пътя на електрона се наричат *линейна ударна спираща способност*:

$$S_{col} = \frac{dE_{col}}{dx}$$

а отношението на тази величина и плътността на веществото ρ

$$\left(\frac{S}{\rho} \right)_{col}$$

е масова ударна спираща способност.

Масовата радиационна спирачна способност са загубите на енергия за *генериране на фотонно спирачно лъчение* на елементарен участък dx от пътя на електрона и ПЛЪТНОСТТА на веществото ρ :

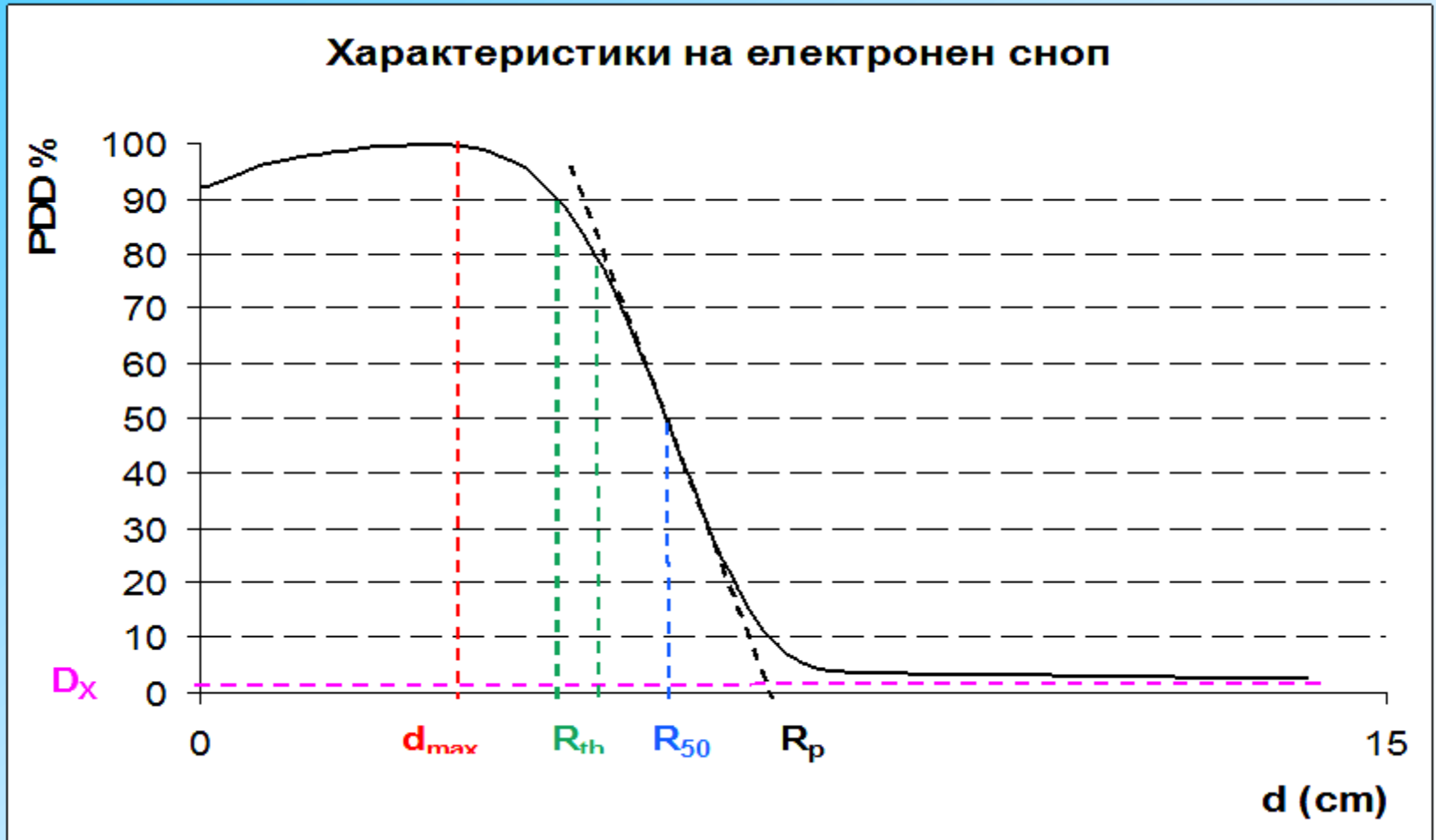
$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad} = \frac{dS_{rad}}{dx \cdot d\rho}$$

Общата масова спирачна способност е:

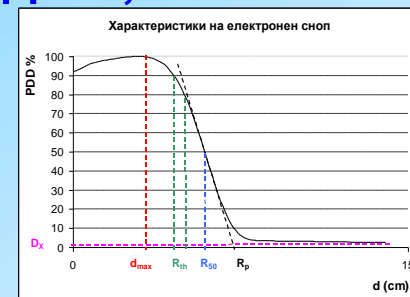
$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}$$

Continuous Slowing Down Approximation (CSDA)

Електроните непрекъснато предават кинетичната си енергия на веществото, през което преминават докато не загубят свойството са да йонизират средата.



Концепции за пробег на електроните в средата, през която преминават.



R_{max} - дълбочината във веществото, в която се пресичат екстраполацията на опашката на кривата представляваща % Дозно разпределение по ЦЛ с т. нар. фон от характеристично лъчение.

R_{50} - дълбочината, на която дозата е половината от дозата в максимума (50%).

R_{90} - дълбочината, на която дозата е 90% от дозата в максимума.

(Терапевтичен пробег)

R_p – дълбочината, на която тангентата към най-стръмния участък на кривата -

PDD пресича абсцисната ос. **(Практически пробег)**

D_x – дълбочината, на която кривата на PDD е успоредна на абсцисната ос.

(X – опашка)

СПЕЦИФИКАЦИЯ НА ЕНЕРГИЯТА НА ЕЛЕКТРОНЕН СНОП

Най-вероятната енергия на повърхността на фантома, се дефинира с израза:

$$\left(E_p\right)_0 = 0.22 + 1.98 \times R_p + 0.0025 \times R_p^2$$

Средна енергия на повърхността на фантома:

$$\overline{E}_0 = 2.33 \times R_{50}$$

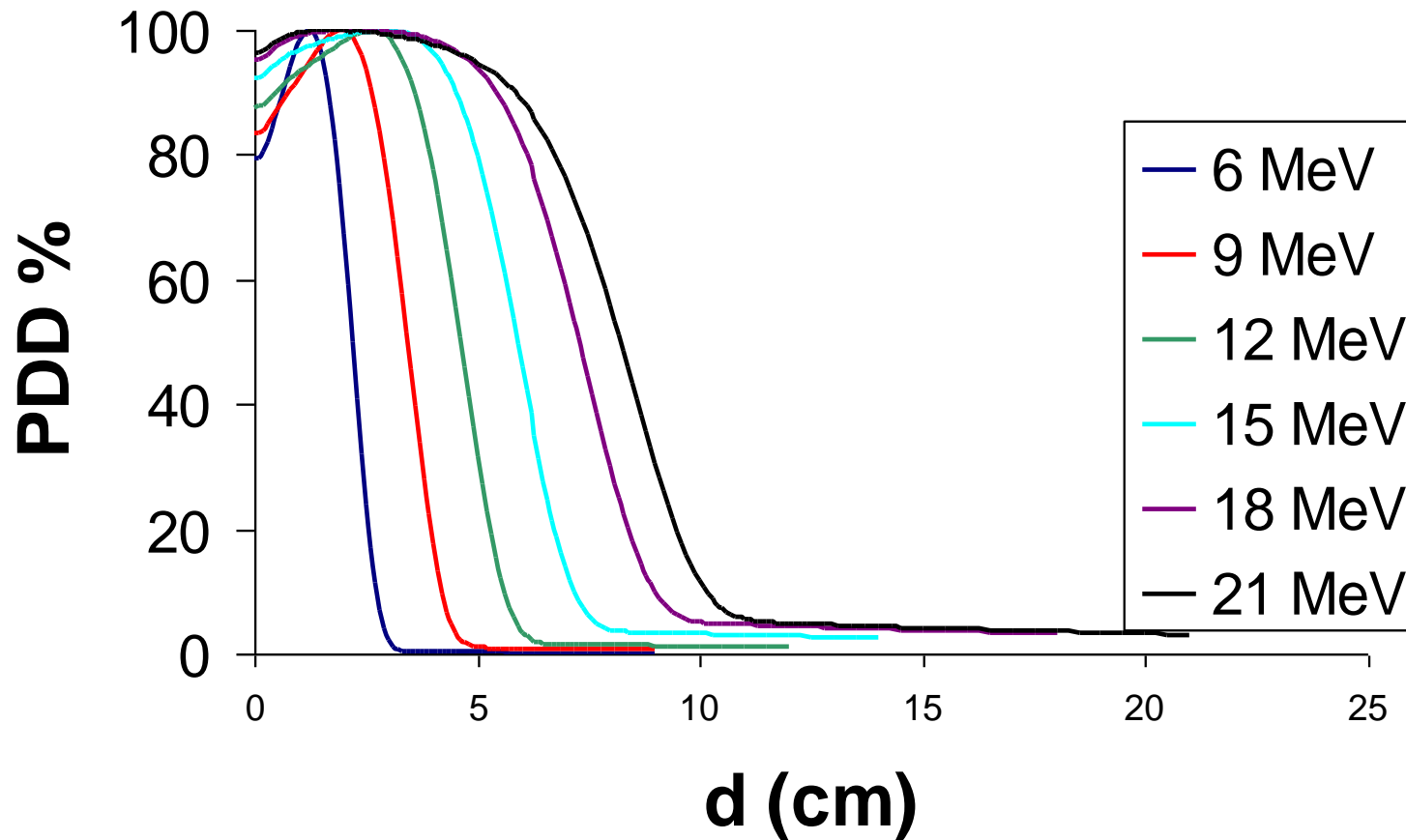
Средната енергия на дълбочина d :

$$\overline{E}_d = \left(\overline{E}_0\right) \times \left(1 - \frac{d}{R_p}\right)$$

Като правило за практиката се използва:

$$R_{th} \approx \frac{1}{3} \overline{E}_0$$

Процентни дълбоки дози за ускорени електрони

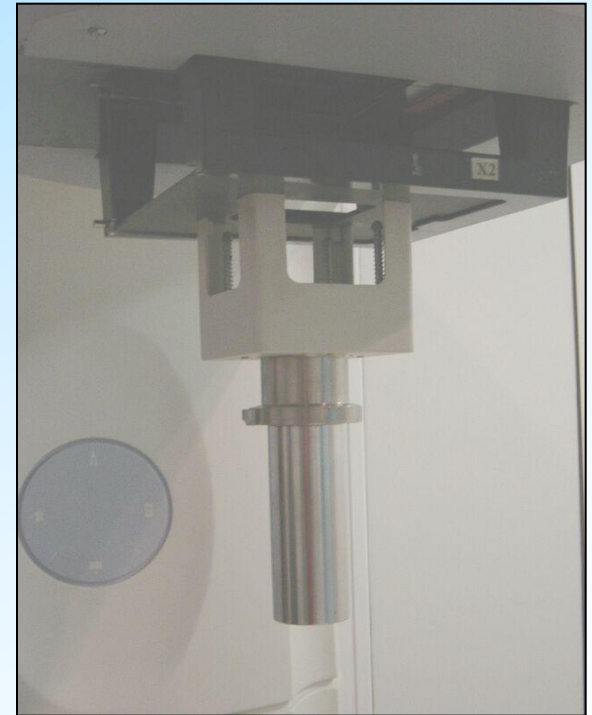


Дозиметрични параметри на електронните снопове

Energy, MeV	R₉₀ cm	R₈₀ cm	R₅₀ cm	R_p cm	E₀ cm	Surface dose, %
6	1,7	1,8	2,2	2,9	5,6	81
8	2,4	2,6	3,0	4,0	7,2	83
10	3,1	3,3	3,9	4,8	9,2	86
12	3,7	4,1	4,8	6,0	11,3	90
15	4,7	5,2	6,1	7,5	14,0	92
18	5,5	5,9	7,3	9,1	17,4	96

Апликатори (тубуси) на електронни снопове.

Възможности за модифициране на лъчевия сноп.



Размера на лъчевото поле за електрони се дефинира според спецификацията на производителя на LINAC, но най-често ***на повърхността на водния фантом*** т.е. съвпада с геометричния размер на полето .

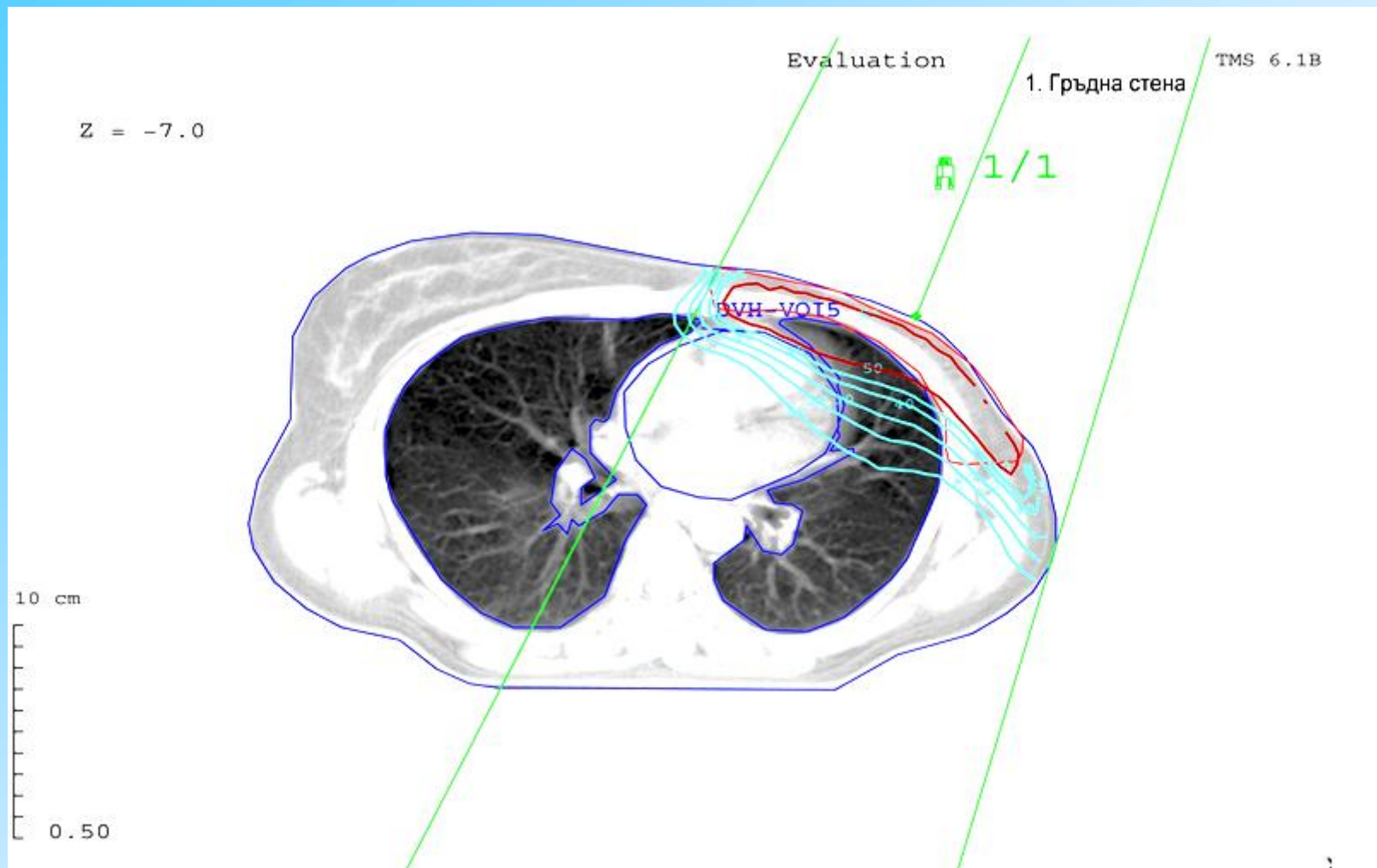
S=6x6cm, 10x10cm, 15x15cm, 20x20cm и 25x25cm



Основни клинични приложения на електронни снопове

- ❑ гръдна стена при карцином на млечната жлеза
- ❑ лимфни възли
- ❑ свръхдозирание (boost)
- ❑ тумори на глава и шия
- ❑ дълбоко разположени кожни карциноми

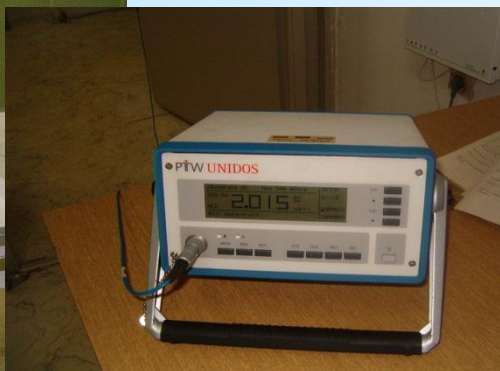
ОБЛЪЧВАНЕ НА ГРЪДНА СТЕНА (след радикална мастектомия)



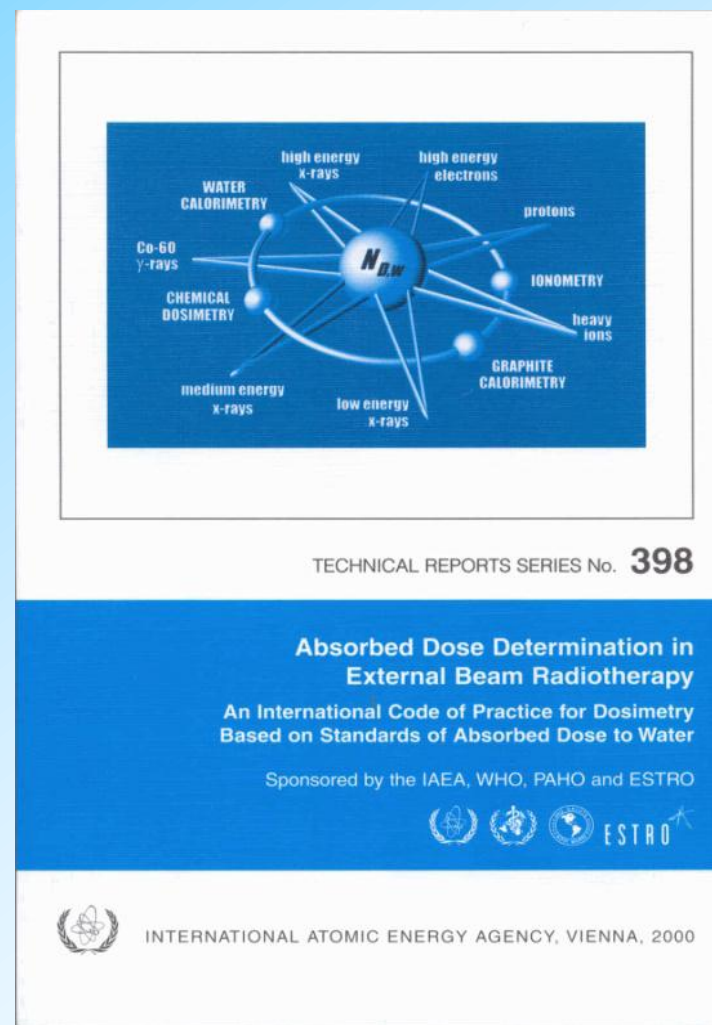
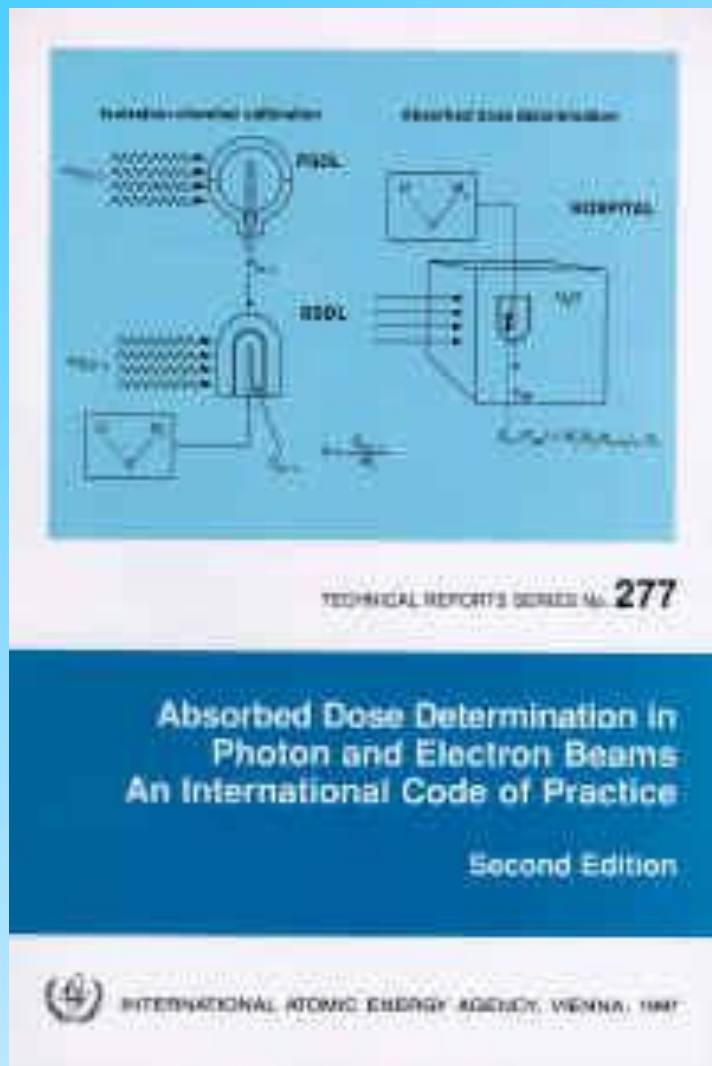
КАЛИБРИРАНЕ НА ЛЪЧЕВИТЕ СНОПОВЕ

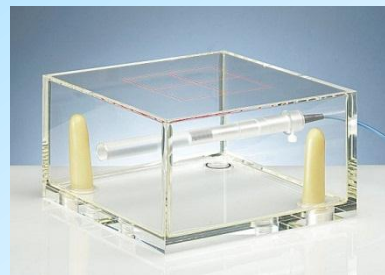
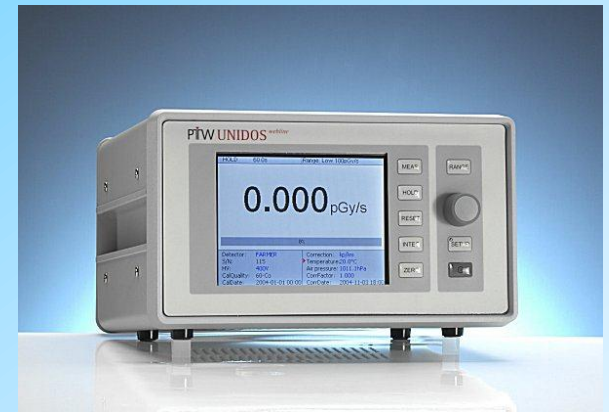
1. Установяване на референтни условия за определяне качеството на лъчевите снопове
2. Измерване на електричния заряд
3. Прилагане на корекционни фактори: T – температура, P – налягане, рекомбинация, поляризация и др.
4. Прилагане на калибровъчен фактор
5. Използване на правилния корекционен фактор за качество на лъчението
6. Определяне на величината погълната доза – D [Gy]

КАЛИБРИРАНЕ НА ЛЪЧЕВИТЕ СНОПОВЕ



IAEA ПРОТОКОЛИ ЗА КАЛИБРИРАНЕ НА ЛЪЧЕТЕРАПЕВТИЧНИ СНОПОВЕ





ND,w - based formalism - IAEA TRS-398

$D_w(z_{ref})$ at any user quality Q
(photons, electrons, protons, heavier ions)

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

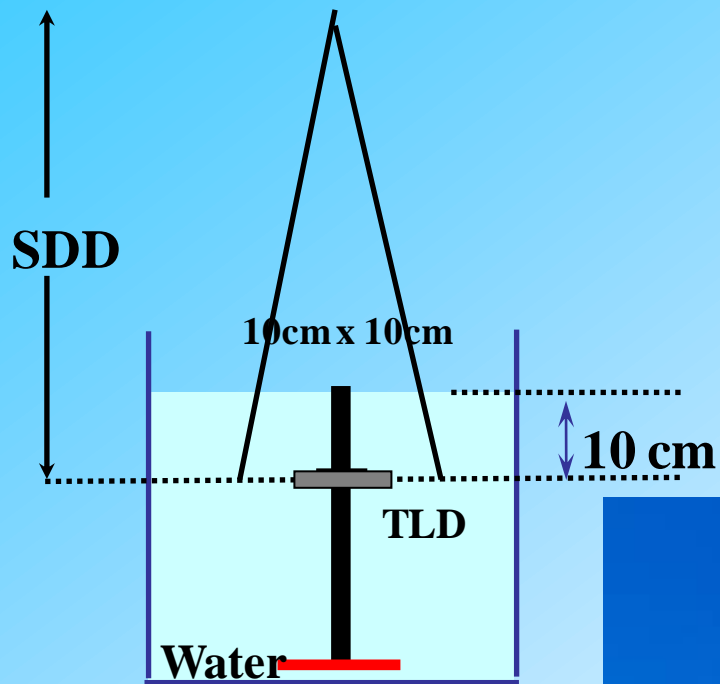
Коригирани
показания
на Дозиметъра
за лъчение с
качество Q

Калибровъчен
коэффициент за
качество на
лъчението Q_0

Качество
на лъчевия сноп

Проверка на калибровката на терапевтичните снопове

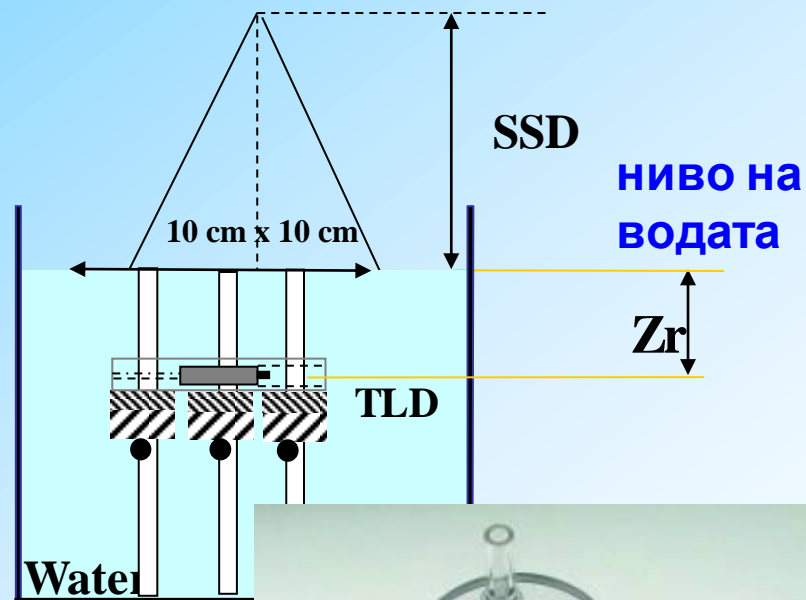
а) фотонен сноп



ТЛД държател

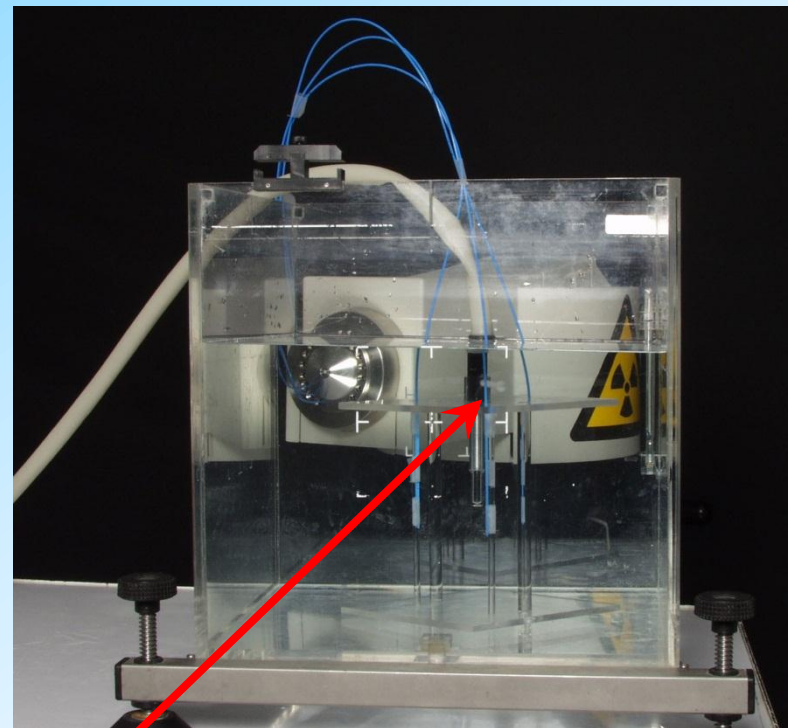
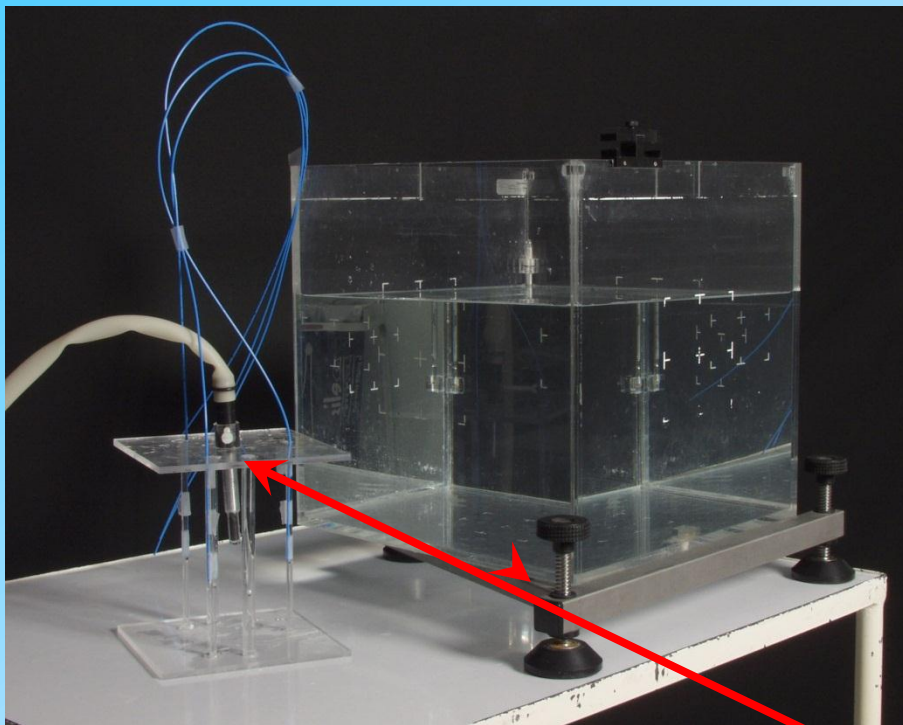


б) електронен сноп



ТЛД държател



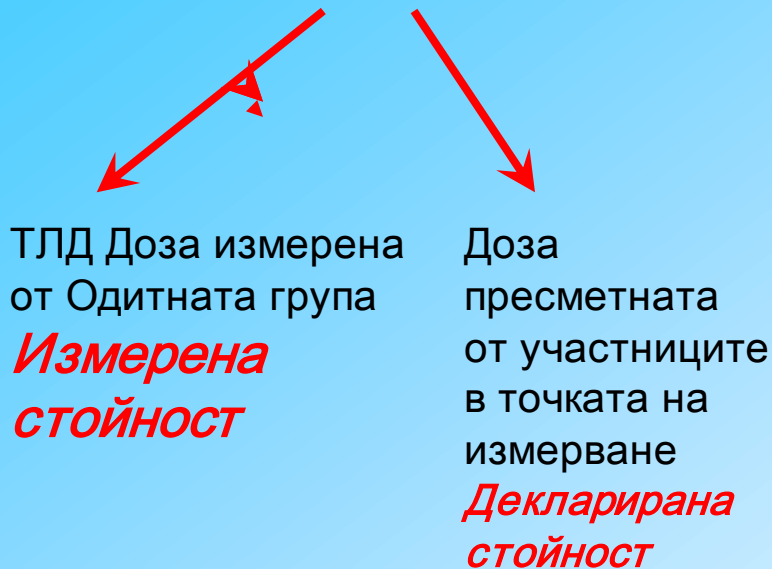


ФАНТОМИ С ЙОНИЗАЦИОННИ КАМЕРИ

Цел на ТЛД одита

ОБЛЪЧВАНЕ НА ТЛД ВЪВ ВОДЕН ФАНТОМ ОТ УЧАСТВАЩИЯ ЦЕНТЪР

Толерантни нива



$$\delta \leq 3\%$$

within OPTIMAL LEVEL

$$3\% < \delta \leq 5\%$$

outside OPTIMAL LEVEL
and within TOLERANCE LEVEL

$$3\% < \delta \leq 5\%$$

outside TOLERANCE LEVEL

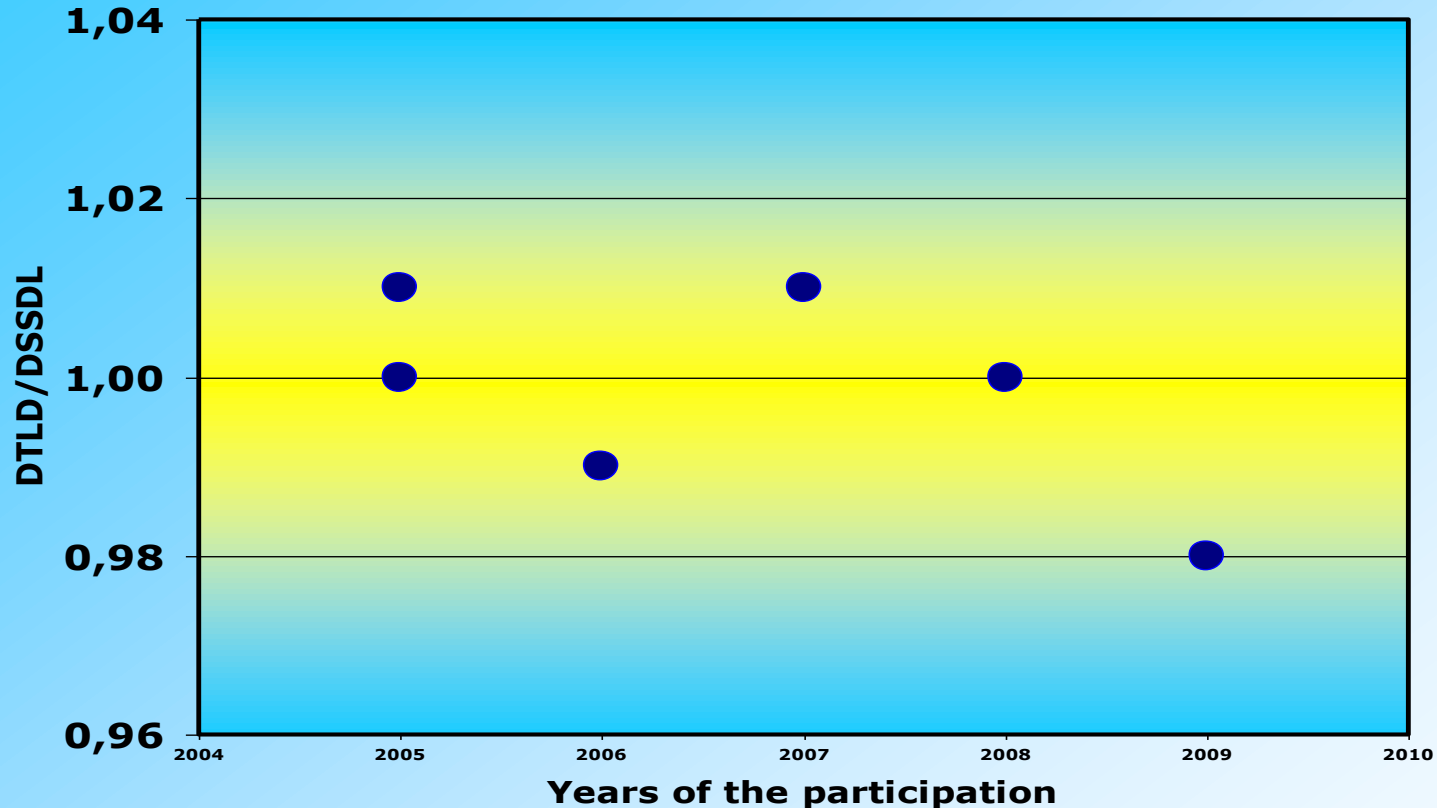
$$\delta > 10\%$$

EMERGENCY LEVEL

Сравнение:

Измерена стойност/Декларирана стойност

IAEA/WHO TLD Postal Dose Quality Audit's Results for SSDL (2005 - 2009)



Results from the **IAEA/WHO TLD Audit for SSDL-Sofia for the delivery of dose to water under reference conditions**. Data in the graph correspond to the ratio of the dose determined by the IAEA from the TL-response (D_{TLD}) to that stated by the SSDL (D_{SSDL}). Each data point corresponds to the average of three dosimeters. The deviations between the doses stated by us and the doses measured at the IAEA are as follow as: - 0.2% and - 0.7% (2005), - 0.7% (2006), - 1.3 % (2007), 0.0% (2008) and -1.7% (2009). The all results are in the acceptance limits of ± 3.5 %.

ЙЕРАРХИЯ В РАЗВИТИЕТО НА РАДИОТЕРАПИЯТА

- ❑ Повърхностна рентгенова радиотерапия
(Superficial therapy)
- ❑ Дълбока рентгенова радиотерапия
(Orthovoltage therapy)
- ❑ Cobalt – 60 гама радиотерапия
Cobalt – 60 gamma therapy
- ❑ Радиотерапия с Линейни ускорители
LINACS Radiotherapy
- ❑ IMRT Intensive modulated radiotherapy
- ❑ IGRT Image guided radiotherapy
- ❑ Proton therapy

Енергийна област на използваните лъчения в лъчетерапията

Повърхностна

(30 kV to 80 kV)

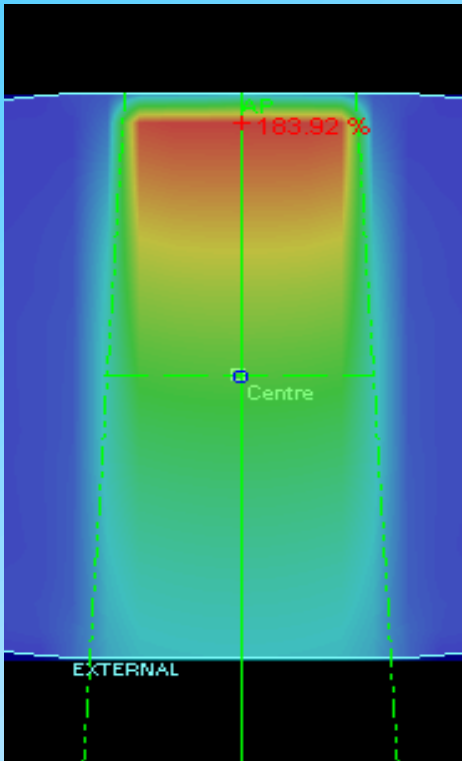
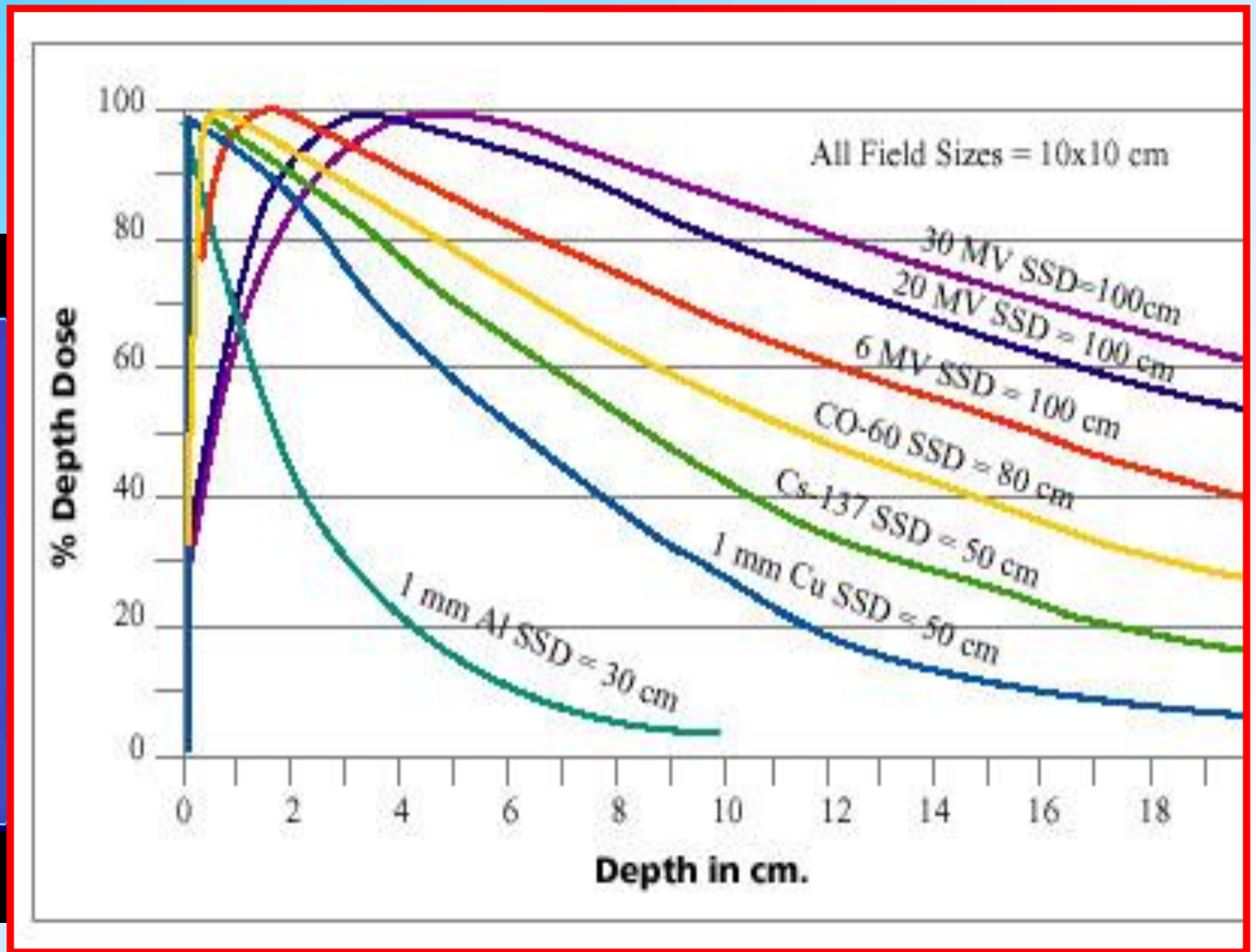
Дълбока

(100 kV to 300 kV)

**Лъчетерапия с високо енергийни
лъчения**

(Co-60 to 25 MV)

Зависимост от Енергията

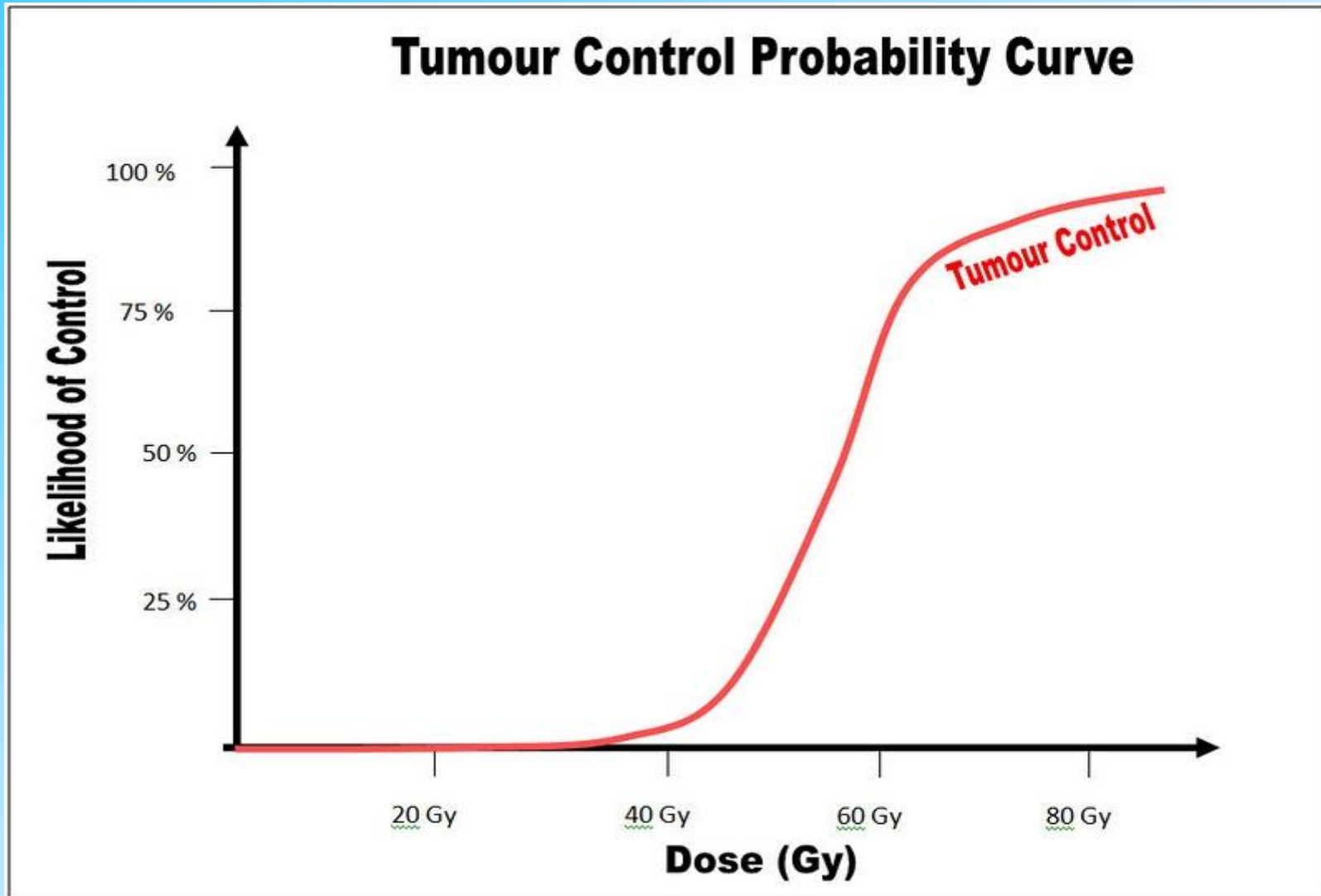


Етапи в планирането на радиотерапията и ролята на всеки етап

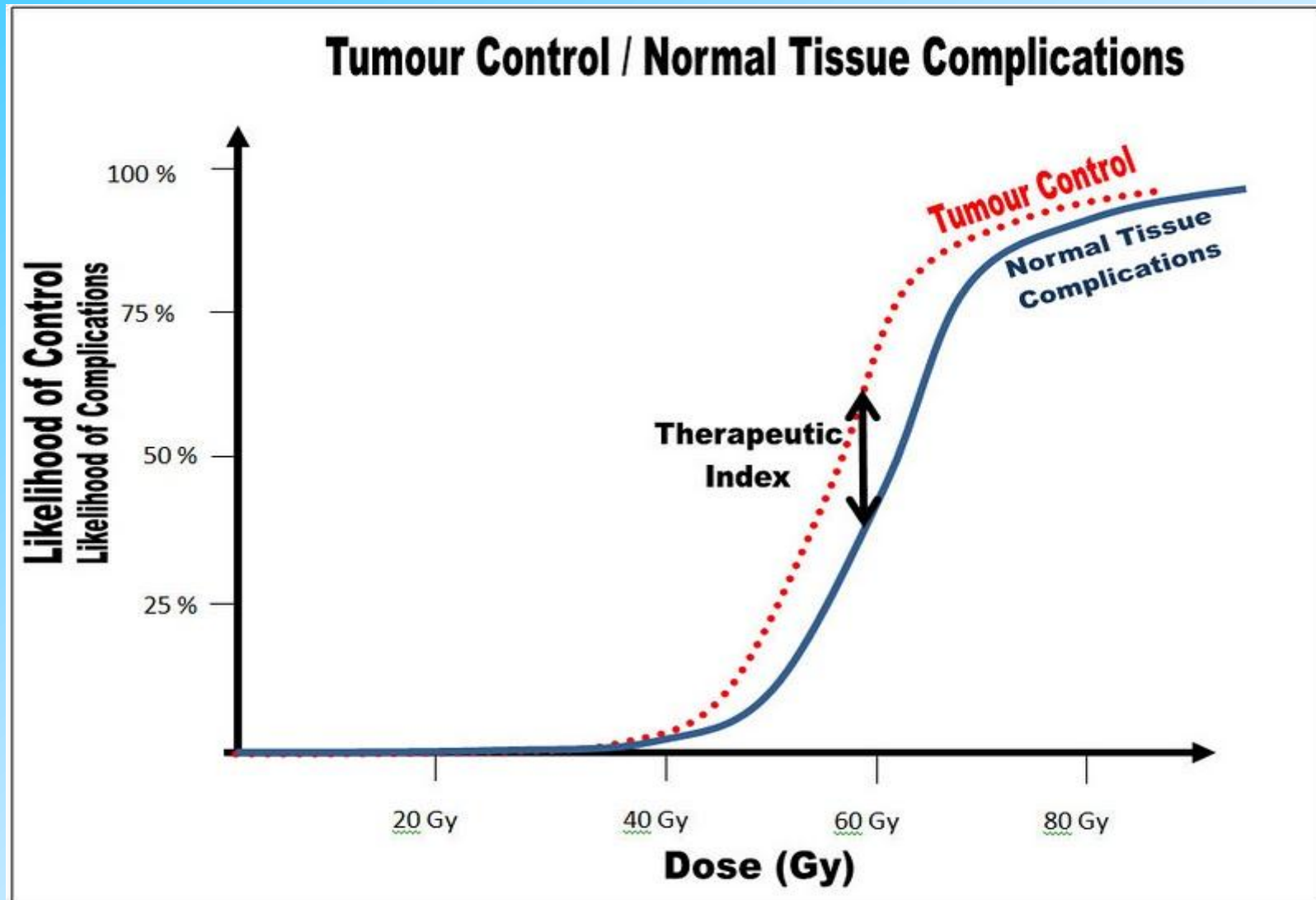
Основна цел на Лъчетерапията

- ❑ Ликвидиране на жизнеспособността на туморните клетки в даден орган или система на човешкото тяло чрез аплициране на необходимата канцерицидна доза при минимално облъчване на заобикалящите Областта подлежаща на Лъчелечение /ОПЛЛ/ здрави органи и тъкани.
- ❑ Постигане унищожаването на туморния процес без да се причиняват увреждания на организма несъвместими с целите на лъчетерапията.

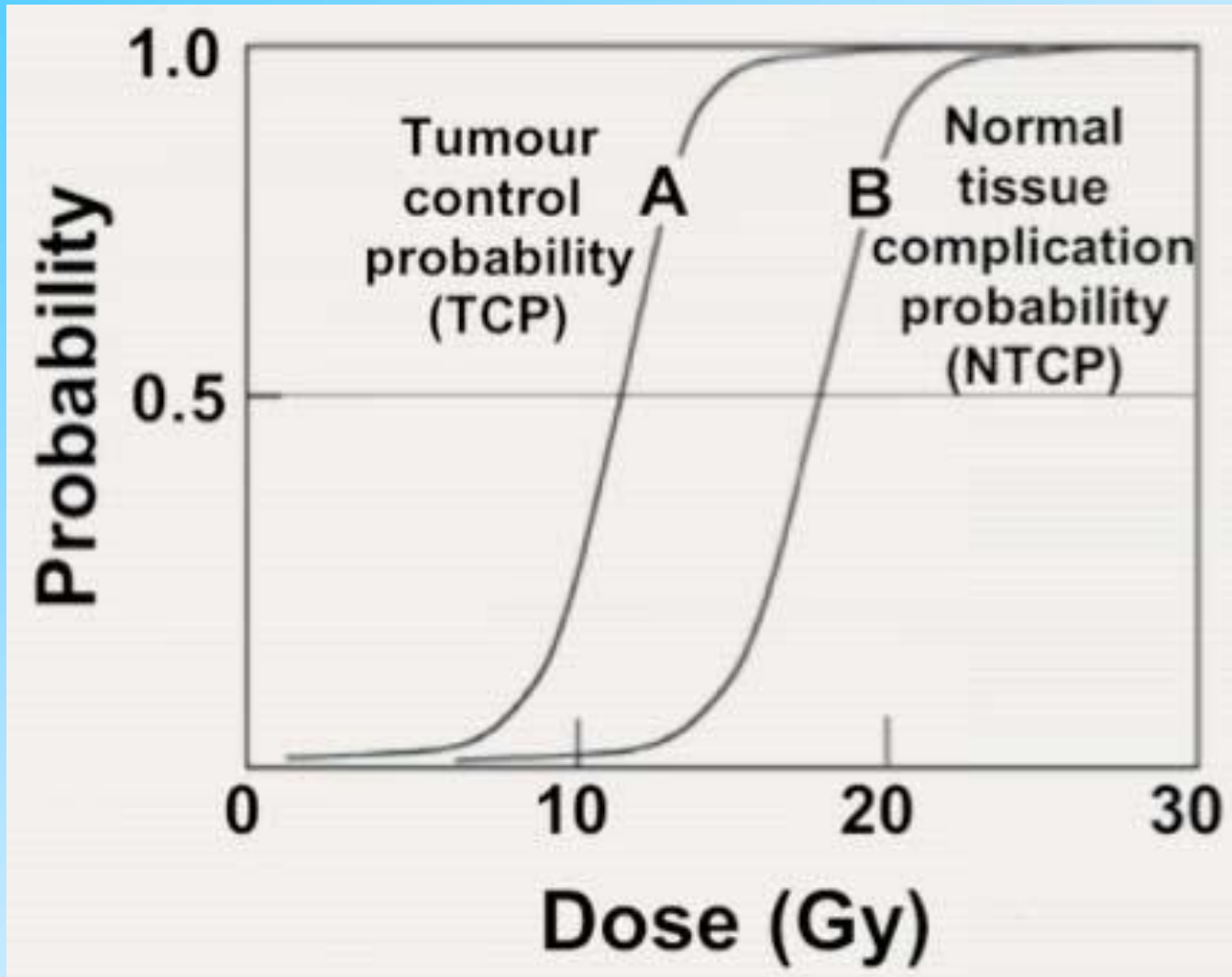
Вероятност за туморен контрол (TPC)



Вероятност за туморен контрол (TPC) и усложнения на здравите тъкани (NTPC)



Терапевтичен интервал в радиотерапията



1896г. – Първото терапевтично облъчване

**е извършено от Dr. Leopold Freund във Виена,
Австрия**

**1903г. - Първият учебник по радиотерапия
е написан от Dr. Leopold Freund**

Основни етапи в радиотерапията

- I. Клинико – биологично планиране
- II. Анатомотопографско планиране
- III. Клинико – дозиметрично планиране
- IV. Изпълнение на лъчелечебния план
- V. Наблюдение и регистрация на пациентите

I. Клинико – биологично планиране

□ Това е първия етап на Лъчелечебния процес, в който въз основа на цялостно снет локален статус на пациента с подробни данни за локализацията, големината, локалното разпространение, макроскопския вид и хистологичната характеристика на първичния тумор и на данните на изследването на регионалния лимфен басейн се определя **Областта подлежаща на Лъчелечение /ОПЛЛ/**.

□ Предвид хистологичния вид на първичния тумор се определя и **Общата Огнищна Доза /ООД/**, която ще се аплицира в **ОПЛЛ** и нейното разпределение във времето т.е. фракционирането на дозата.

□ В този етап се определят и онези здрави органи, които попадат в облъчваната част от тялото на пациента и са в близост до него т.е. това са т.нар. **критични органи /силно лъчечувствителни, жизненоважни/**.

II. Анатомотопографско планиране

- ❑ Това е етап, в който се определят точните топометрични данни за пространственото разпределение на ОПЛЛ и на всички критични органи. За целта се използват всички метрични възможности на Rö ГРАФИЯТА, Компютърната томография /КТ/, Ядрено-магнитния резонанс /ЯМР/, Ултразвуковата диагностика /УЗ/.
- ❑ Определя се изборът на положението на тялото на пациента и осигуряване възпроизвеждането му спрямо координатната система на облъчвателната уредба.
- ❑ Резултатът от анатомотопографското планиране се представя във вид на **един или няколко анатомотопографски среза**.
- ❑ Срезът представлява съвкупност от контури, получени при пресичането на повърхността на тялото и органите в него с една равнина.

III. Клинико – Дозиметрично планиране

В този етап медицинският физик определя условията на облъчване - вид и енергия на Йонизиращото Лъчение /ЙЛ/, евентуално вид и форма на филтри, брой, посока, размери, входящи точки, на централните лъчи, РИП, мощност на дозата, така, че дозното поле да удовлетворява условията поставени от лекуващия лекар:

- Дозата във всички точки на ОПЛЛ да не бъде по- малка от лечебната доза.
- Разпределението на дозата в ОПЛЛ да бъде хомогенно в зададени граници.
- Дозата в органите, зададени като критични, да не превишава допустимите за всяка от тях стойности.
- Предадената в тялото на пациента енергия /т.е. т. нар. Интегрална доза да бъде min./

IV. Изпълнение на лъчелечебния план

- ❑ Разполагане на пациента в координатната система на облъчвателната уредба в положение идентично с това на снемането на среза.
- ❑ Точно поставяне на геометричните условия на облъчване по скалите на облъчвателната уредба.
- ❑ Точна изпълнение на физическите условия на облъчването съгласно дозиметричния план.

V. Наблюдение и регистрация на пациентите

- Наблюдението на ефектите от облъчването, а това са:
 - Реакциите на здравите тъкани
 - Динамиката на тумора

- Целта на наблюдението в хода на лъчелечението е **своевременно предотвратяване на лъчеви увреждания, несъвместими с целите на лечението.**

- Дългосрочните наблюдения /5 и 10 години/ са в основата на все по-точното определяне на **съотношението „доза – ефект”** както за нормалните така и за патологичните тъкани.

БИОЛОГИЧНИ ДЕЙСТВИЯ НА ЙОНИЗИРАЩТЕ ЛЪЧЕНИЯ

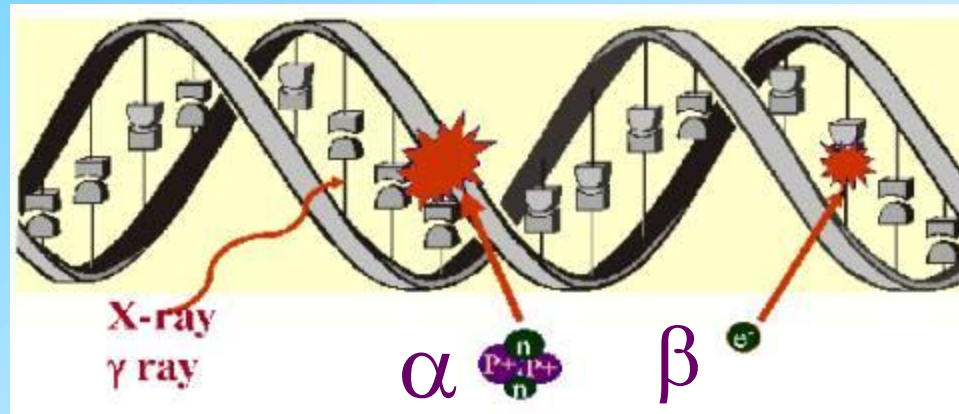
Фактори, влияещи върху радиационно - индуцирания ефект

- Доза
- Мощност на дозата
- Фракционирание на дозата
- Вид на йонизиращото лъчение
- Част от тялото, която е облъчена
- Специфични тъкани, които са защитени или облъчени

- ❑ Под действие на йонизиращото лъчение се предава енергия на атомите и молекулите в тялото на пациента под формата на възбуждане или йонизация на атомите.
- ❑ Абсорбцията на енергия от йонизиращото лъчение причинява повреди в молекулите по **директен и индиректен** път.
- ❑ При **директното действие** на ЙЛ вредата е резултат от йонизацията на атомите на ключови молекули в биологичните системи, което води до инактивацията или функционални промени на молекулите.
- ❑ **Индиректното** действие включва продуциране на реактивни свободни радикали, които имат токсично действие върху ключови молекули.

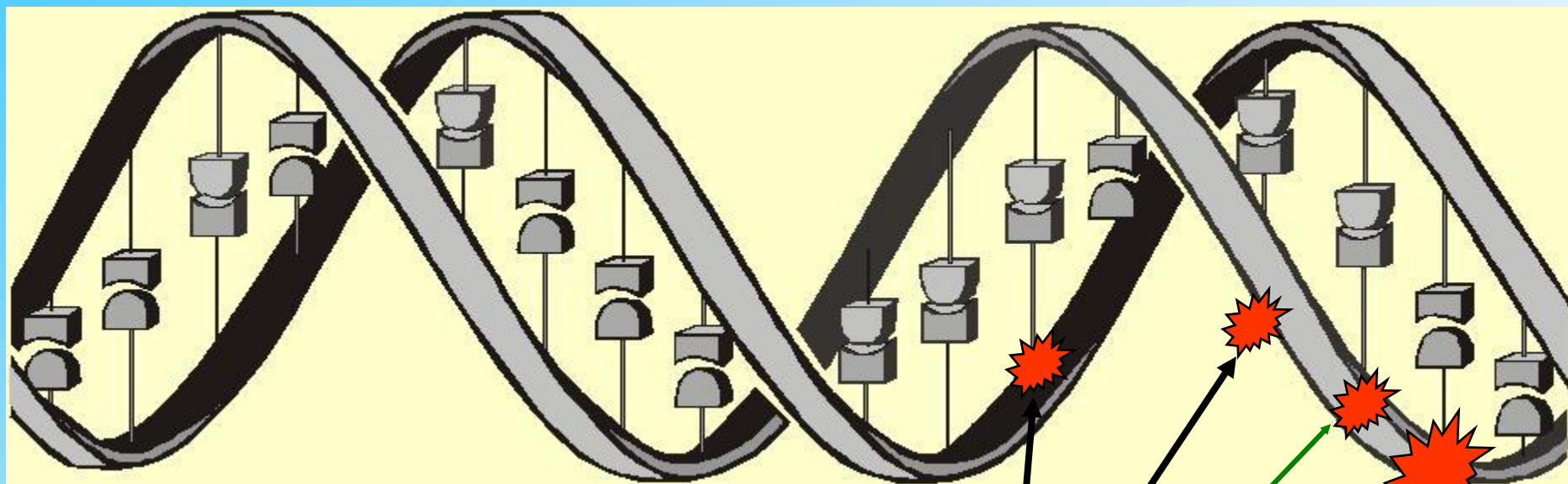
Директно действие

Ионизиращо лъчение + RH → R⁻ + H⁺

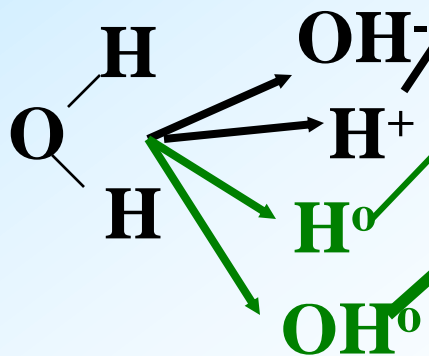
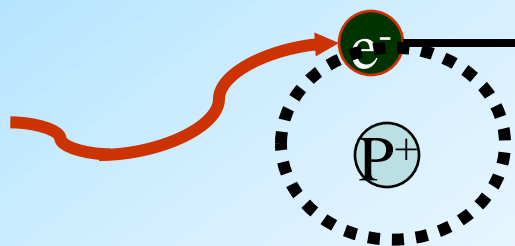


Прекъсване на връзки

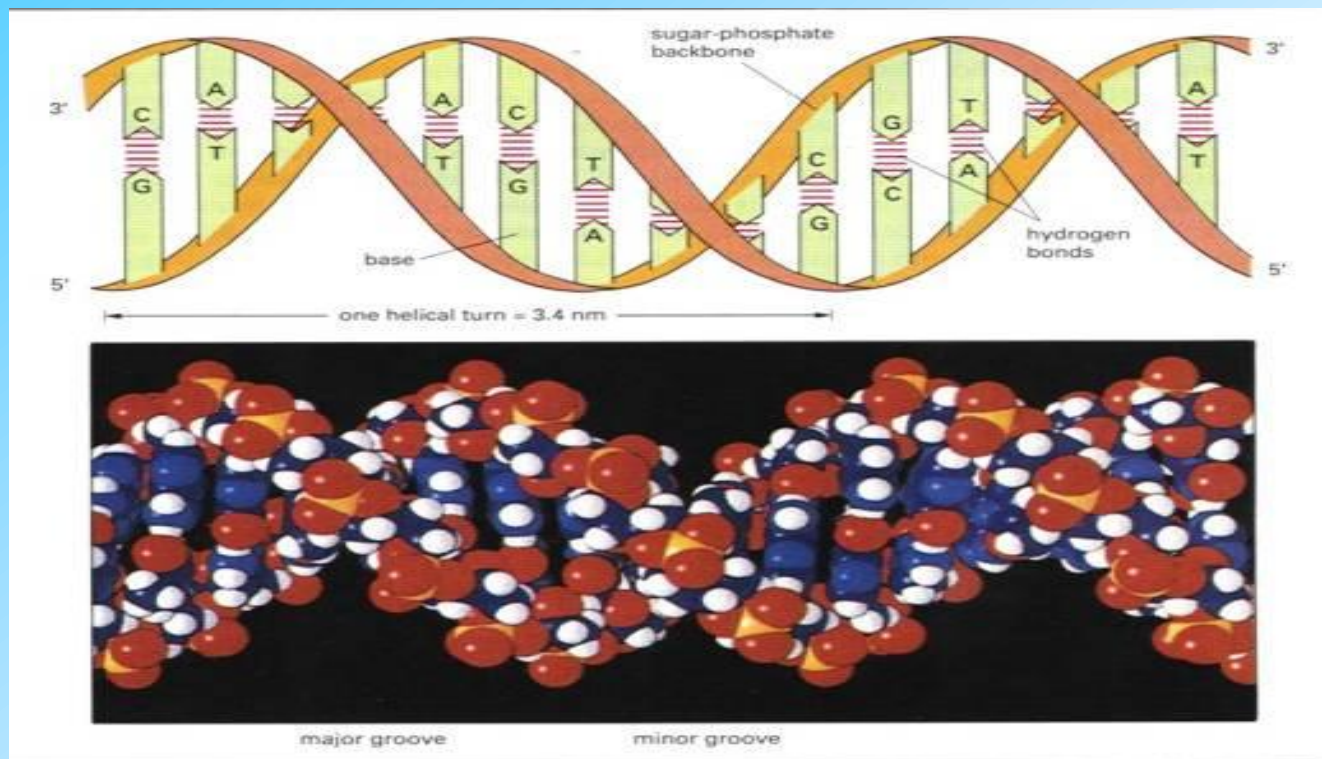
Индиректно действие



X ray
 γ ray



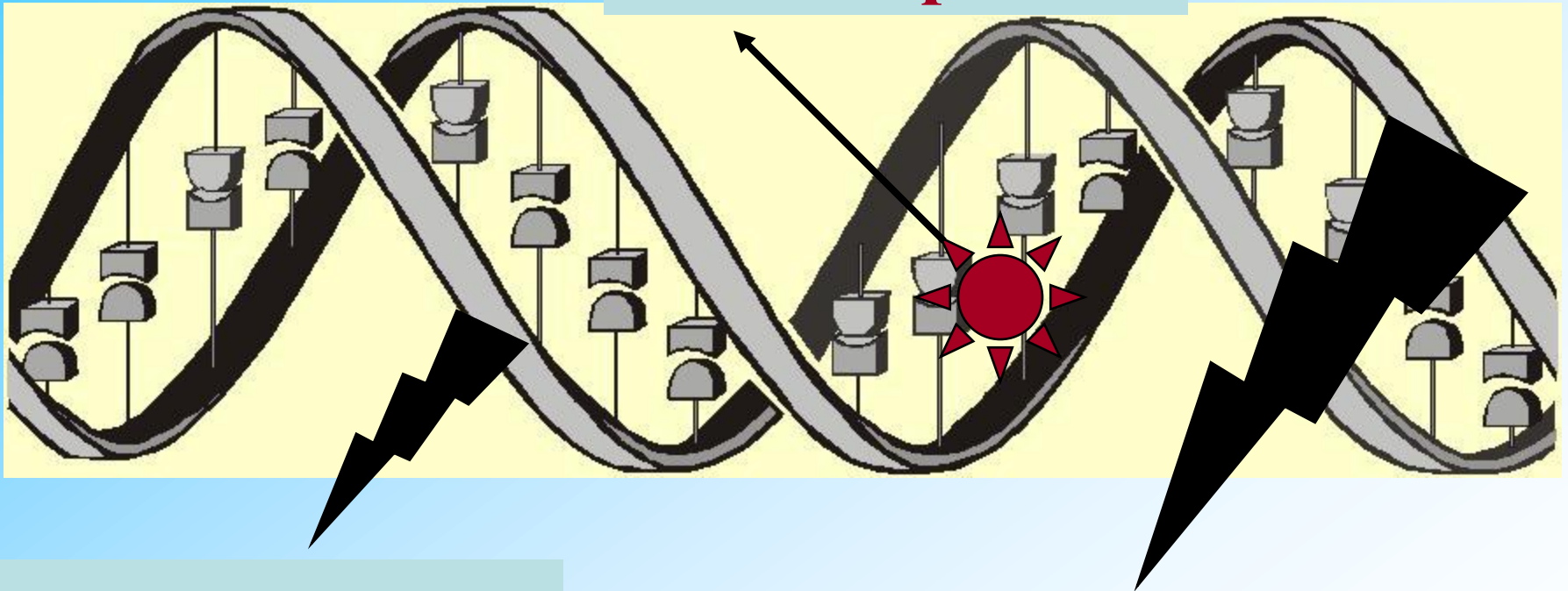
Биохимични реакции на йонизиращите лъчения



Йонизиращата радиация действа върху ДНК на клетката, която е “гигантска” молекула, образуваща хромозомите.

Видове радиационно -индуцирани лезии в ДНК

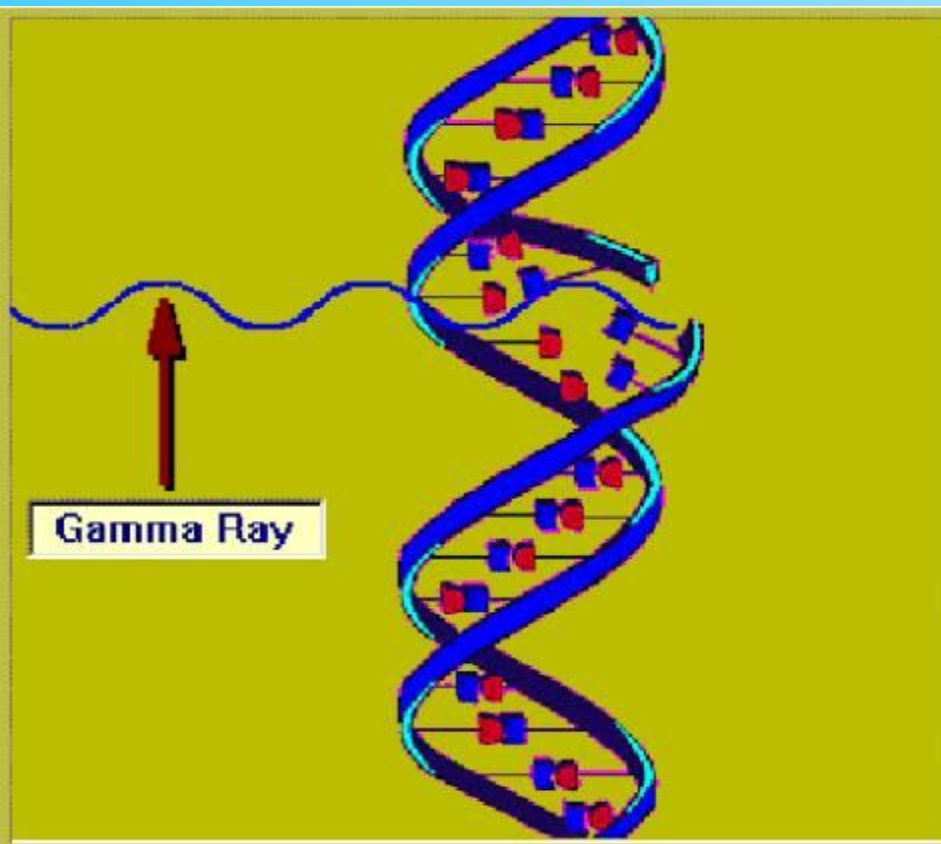
Базови промени



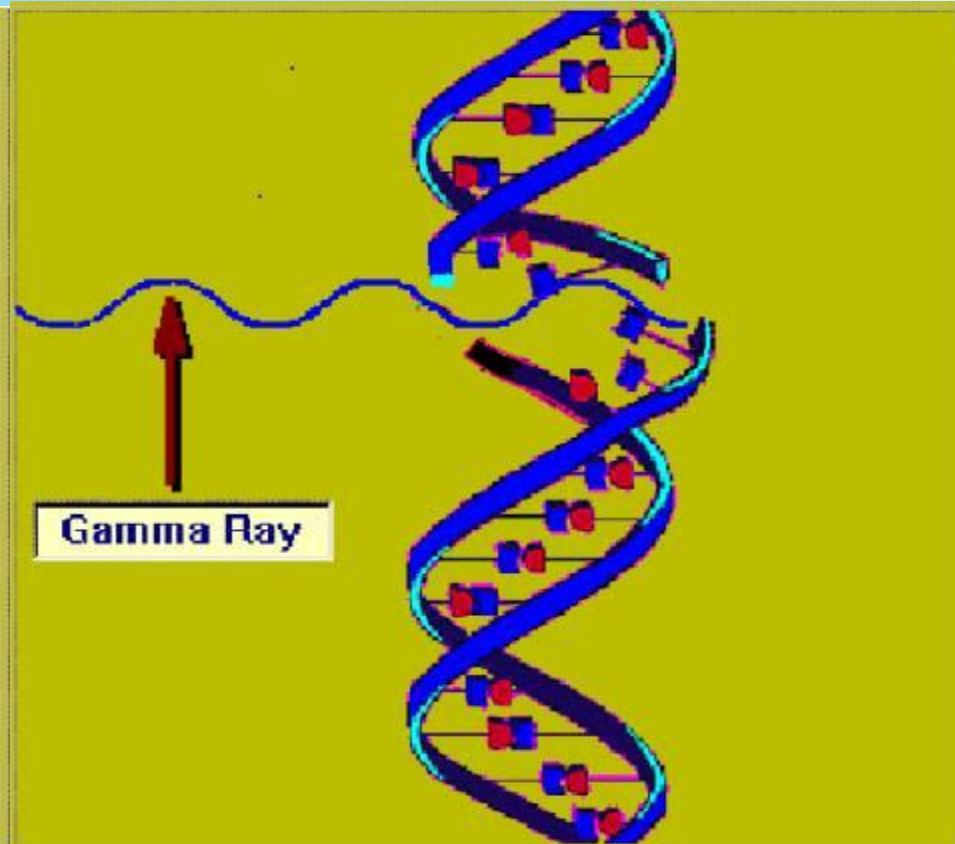
**Едноверижни
разкъсвания**

**Двуверижни
разкъсвания**

ДНК лезии и формиране на хромозомни аберации



ДНК единични разкъсвания



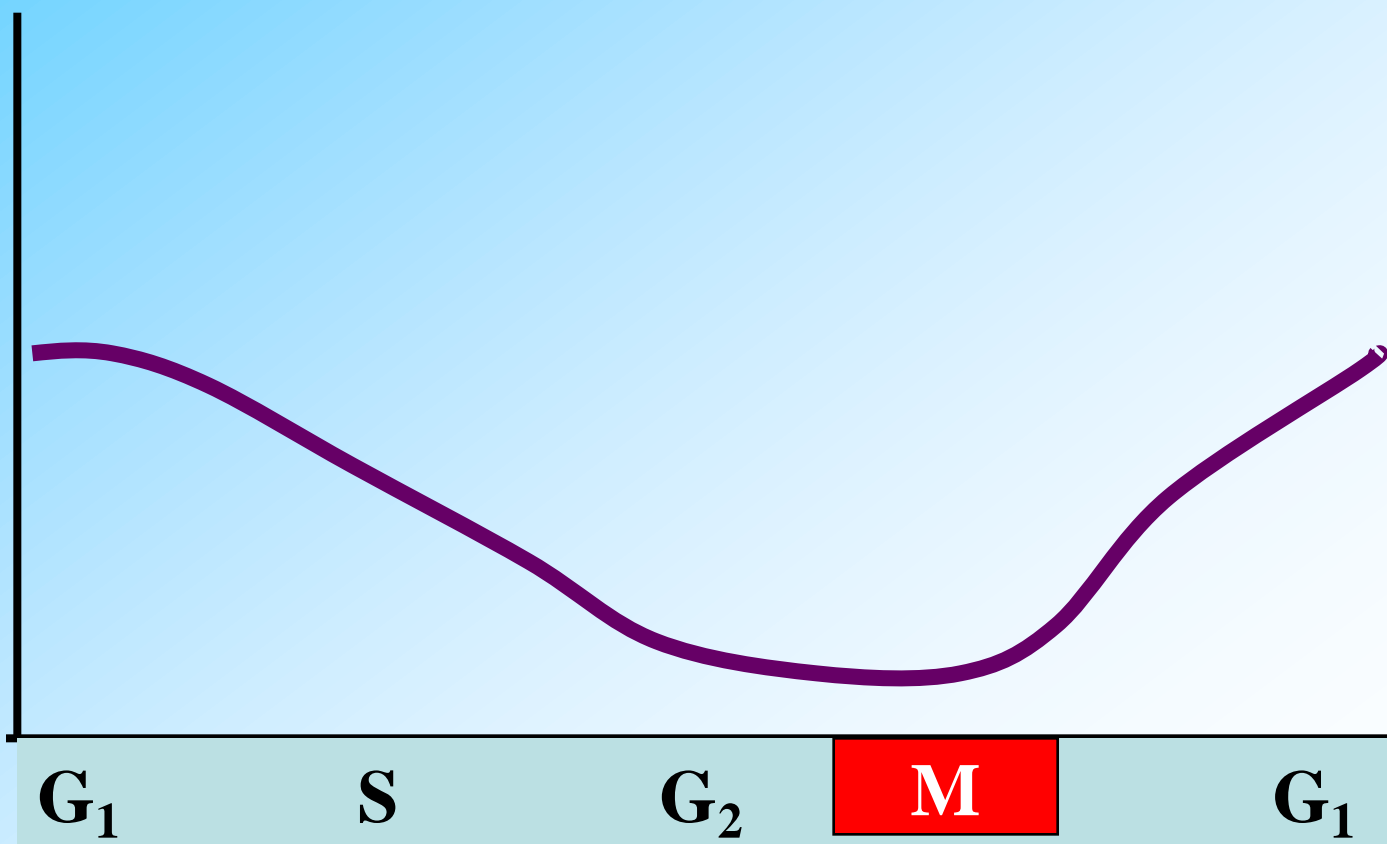
ДНК двойноверижни
разкъсвания

Възможни ефекти на йонизиращата радиация върху клетката

- Клетката може да не бъде увредена от дозата йонизиращо лъчение.
- Клетката може да бъде увредена, репарирана успешно и да **функционира нормално**.
- Клетката може да бъде увредена, репарирана погрешно и да **функционира аномално**.
- Клетката може **да загине**, в резултат на увредата причинена от йонизиращата радиация.

Радиочувствителност на клетката през различните стадии на клетъчния цикъл

Сравнителна
преживяемост



Закон на Бергоние и Трибондо (1906)

Най-радиочувствителни са:

- ❑ активно пролифериращите се клетки по време на облъчването
- ❑ недиференцираните клетки по структура и функции

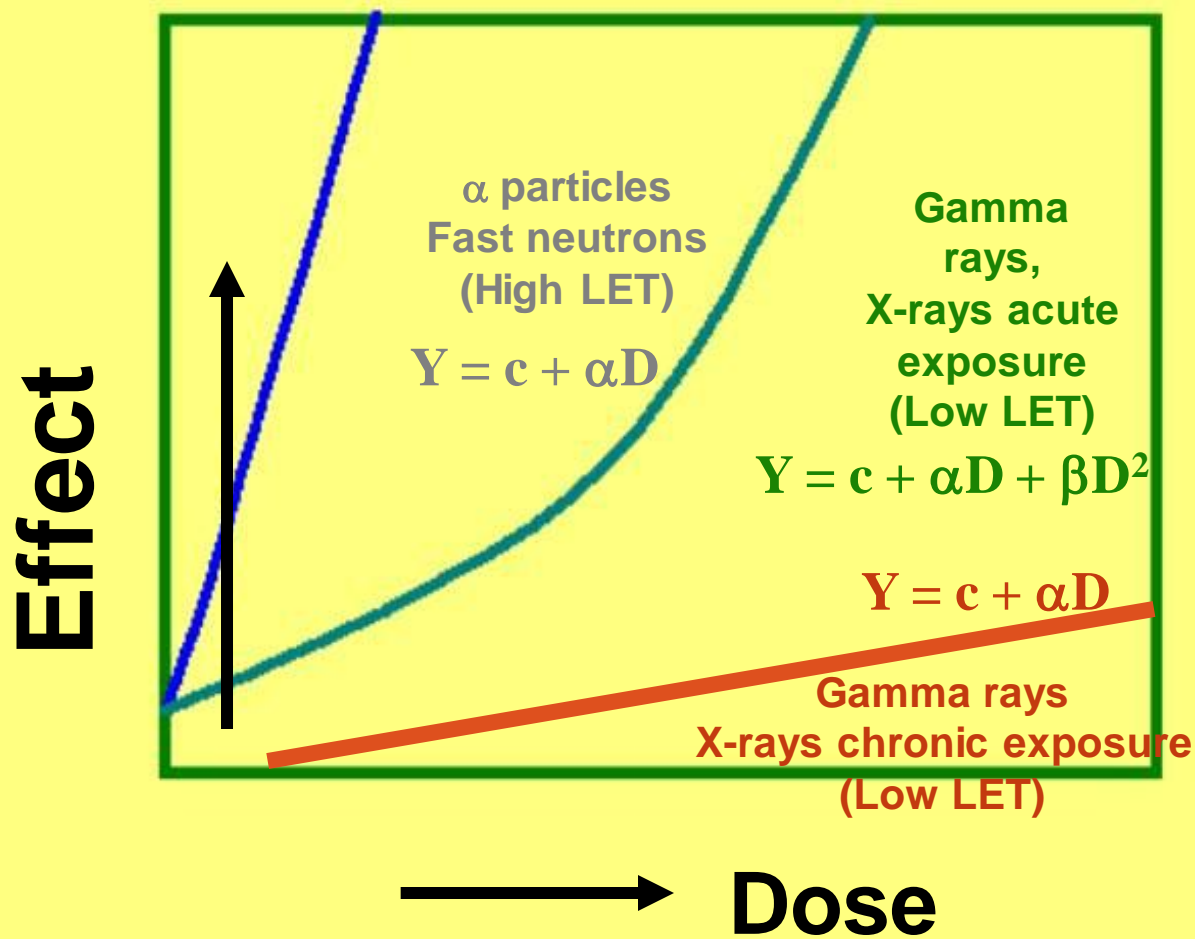
Тъканна и органна радиочувствителност

Тъканите също се различават по своята радиочувствителност.

- фетус
- Лимфоидни и хемопоетични тъкани
- Епидермис, езофагиален и орофагиален епител
- Интерстициален епител
- Ренален, чернодробни и панкреатични тъкани
- Мускулни и нервни тъкани

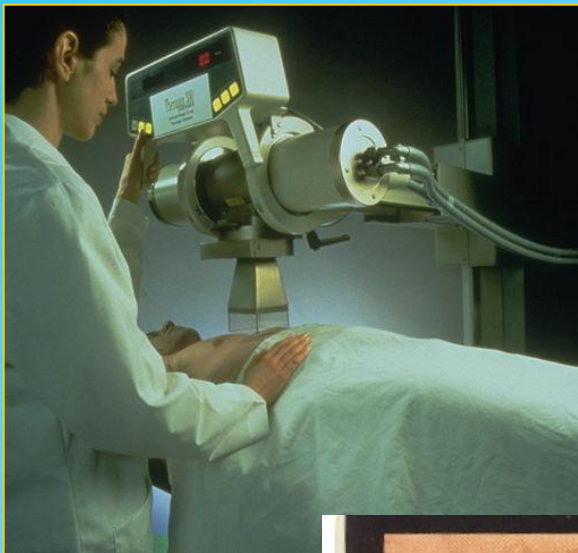


Оценка на дозата - модели



Повърхностна рентгенова радиотерапия (Superficial therapy)

- ❑ Повърхностно разположени туморни заболявания (кожни карциноми) и нетуморни заболявания (дерматози, конюктивити).
- ❑ Необходимо е терапевтичната доза да се осъществи на повърхността на тялото на пациента.
- ❑ Дневните дози (ДОД) са от 4 – 5 Gy до обща огнищна доза (ООД) 60 – 70 Gy.



Дълбока рентгенова радиотерапия (Orthovoltage therapy)

- ❑ Тумори разположени по-дълбоко под кожата, първични или метастатични малигноми, някои доброкачествени процеси като абсцеси на потни жлези, туберкулоза на лимфни възли.
- ❑ Терапевтичната доза се осъществява на дълбочина 3 – 4 cm от повърхността на тялото на пациента.
- ❑ Дневните дози (ДОД) са от 2,5 – 3 Gy до обща огнищна доза (ООД) 40 – 60 Gy.



Клиничен Пример

Неоплазми на назофаринкса



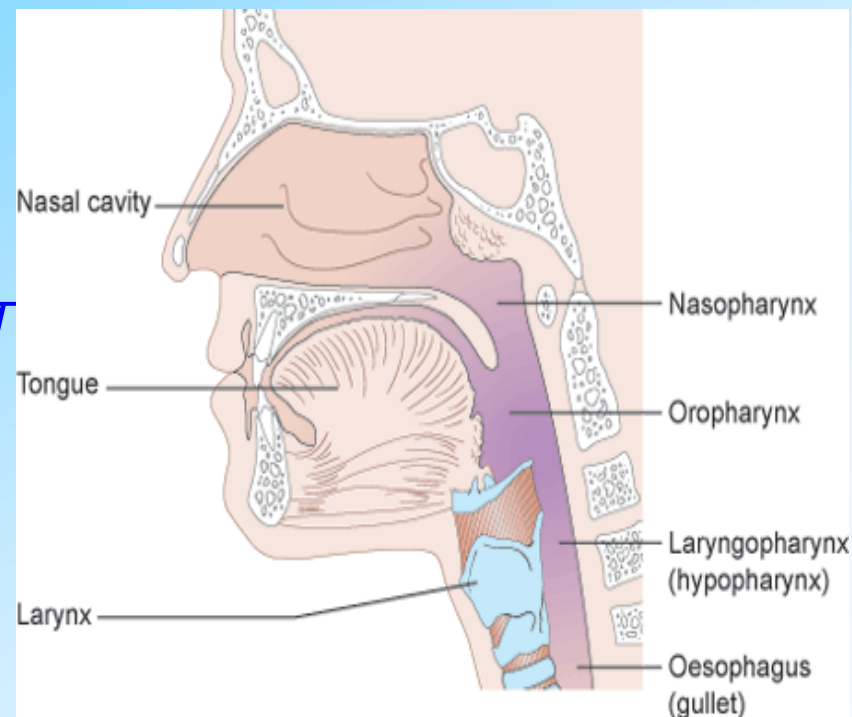
- ❑ Малигнените заболявания в тази област у нас достигат 0,5 на 100 000 жители.
- ❑ Най-често засягат възрастта м/у 4-то и 6-то десетилетие./в последните 10г. чувствително "подмладяване" /
- ❑ Съотношение мъже:жени – 2:1
- ❑ Заболеваемост в някои страни:Южен Китай- 38/100000, Хонг Конг-28,8/100000, Сингапур - 16,8/100000, САЩ- 0,6/1000000, Европа- 0,6/100000

Етиология

- ❑ **Вирусна-EBV**
- ❑ Високи EBV - антителни титри
- ❑ EBV – съдържа се в до 96% от пациентите с назофаринкс
- ❑ Високи нива на EBV - лоша прогноза!!!
- ❑ **Генетична**
- ❑ Човешки левкоцитен антиген- HLA-A2 / HLA-B-SIN2
- ❑ **Фактори на околната среда**
- ❑ Диметилнитрозамин –съдържа се в осолената риба

Анатомия

- ❑ **Описва се като куб с:**
- ❑ *Горна стена-черепната основа*
- ❑ *Долна стена-горната повърхност на мекото небце*
- ❑ *Странични стени- медиалната пластина на криловидния израстък на свеноидалната кост, мускулите на мекото небце и влакна от горния флексор на фаринкса*
- ❑ *Задна стена-вентралната повърхност на първите два шийни прешлени*



Клиника

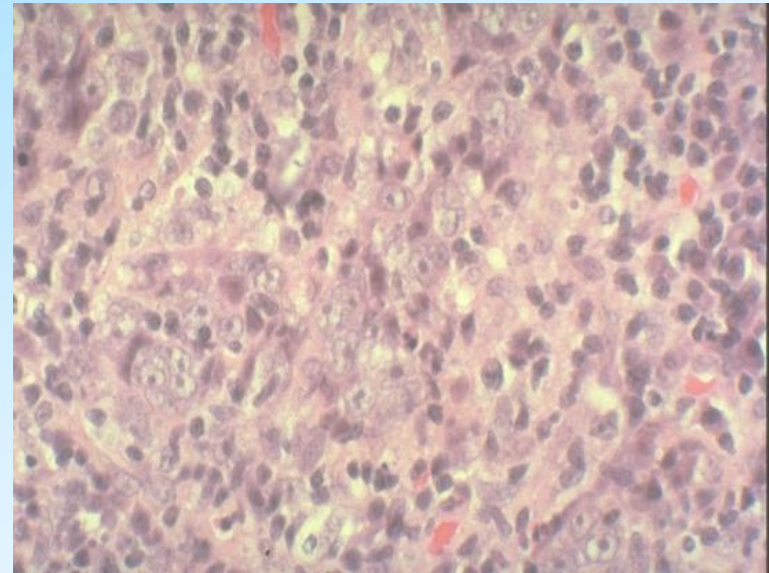
- ❑ Поява на шийна аденопатия в областта на горната дълбока лимфна верига.
- ❑ Едностранно или двустранно затруднено носно дишане, неповлияващо се от симптоматично лечение.
- ❑ Отологична симптоматика-фоса Розенмюлери-латерална страна – намаляване на слуха ,болка, отити.
- ❑ Неврологична симптоматика – ендокраниално прорастване с ангажиране на черепно-мозъчните нерви: главоболие, двойно виждане, болки в областта на максиларните синуси и горните зъби.

Диагноза и стадиране

- ❑ Анамнеза
- ❑ Предна и задна риноскопия
- ❑ Рентгенографии в различни проекции
- ❑ СТ
- ❑ ЯМР
- ❑ Гъвкава оптика
- ❑ Биопсия
- ❑ Ехография на коремни органи
- ❑ Сцинтиграфия на кости
- ❑ Костно-мозъчна пункция
- ❑ Лабораторен минимум: ПКК, СУЕ, Тромбоцити, АЛАТ, АСАТ, АФ, креатинин, общ билирубин, кръвна захар, ЛДХ, фибриноген, урина

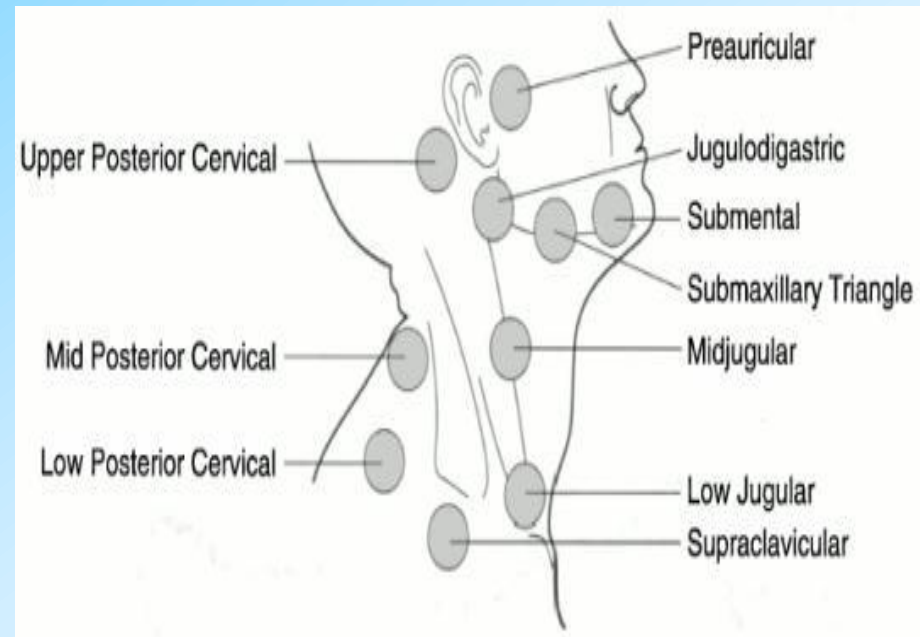
Хистология

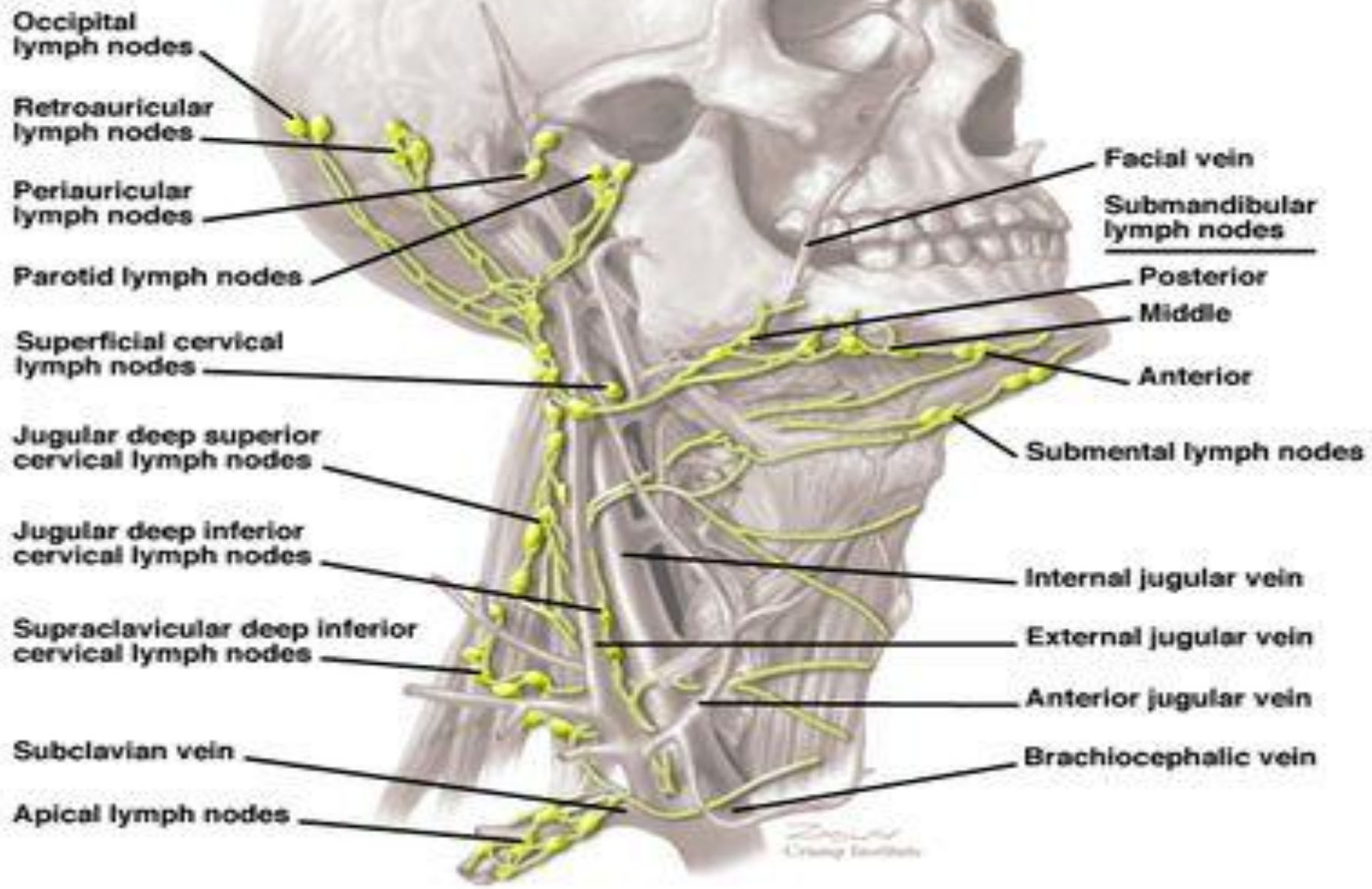
- От 80% до 98% от малигнените заболявания на назофаринкса са с епителен произход!!!
- Според СЗО се класифицират в три основни групи:
 - 1/Спиноцелуларен карцином
 - 2/Некератинизиращ карцином
 - 3/Недиференциран карцином – Лимфоепителиом Regaud-Schmincke /30-50%/
- Други-лимфоми 5%-10%, аденокарциноми, саркоми и меланоми



Регионален лимфен басейн

- ❑ Регионален лимфен басейн включва шийните лимфни вериги и ретрофарингеалните .
- ❑ Назофарингеалният карцином метастазира по три възможни пътища:
 - ❑ - Югуларната верига
 - ❑ - Спинална акцесорна верига
 - ❑ - Ретрофарингеална верига
- ❑ 80%-90% лимфни метастази при диагностициране на тумора
- ❑ 50% наличие на билатерални метастази



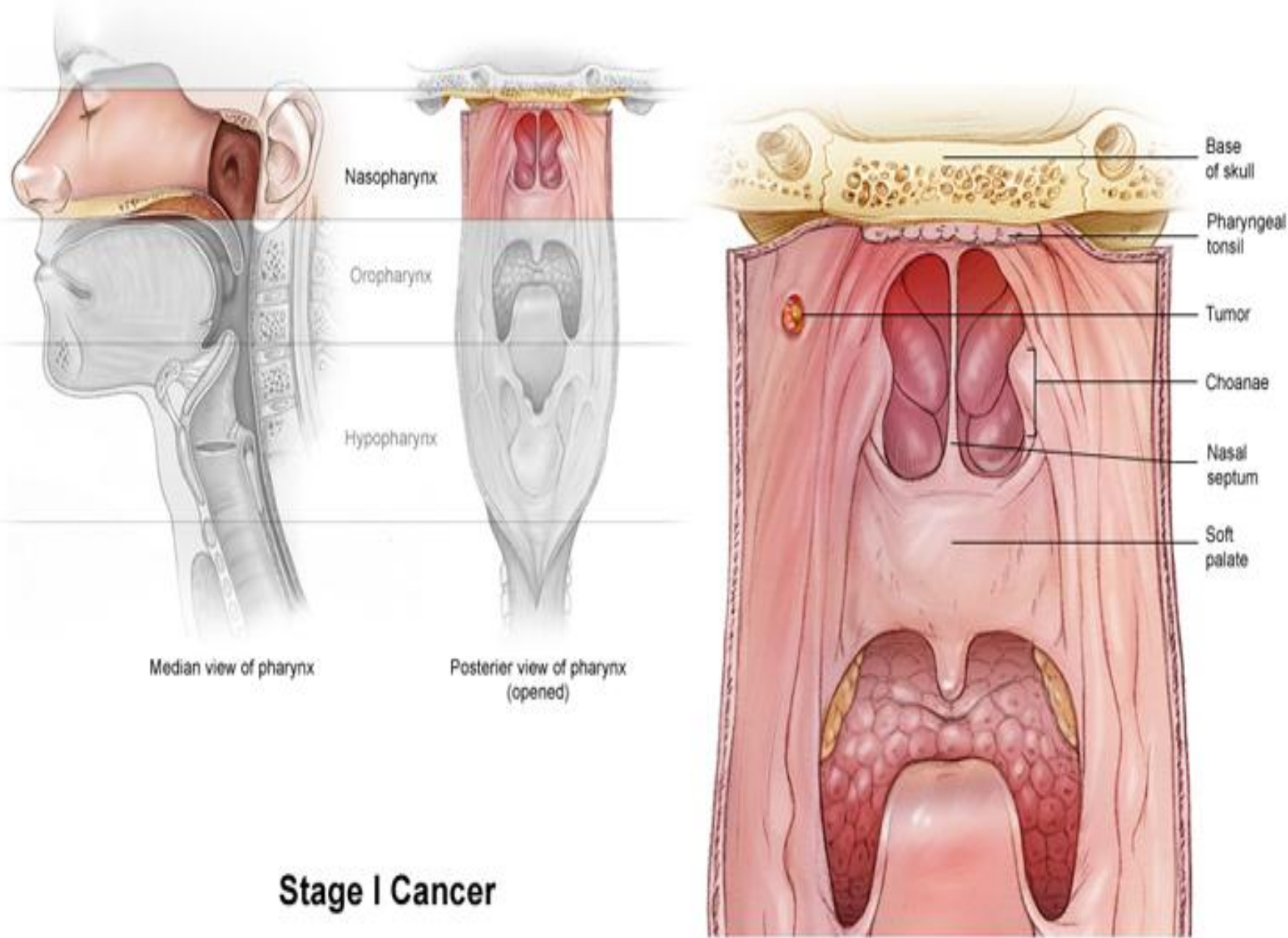


Хематогенно метастазиране

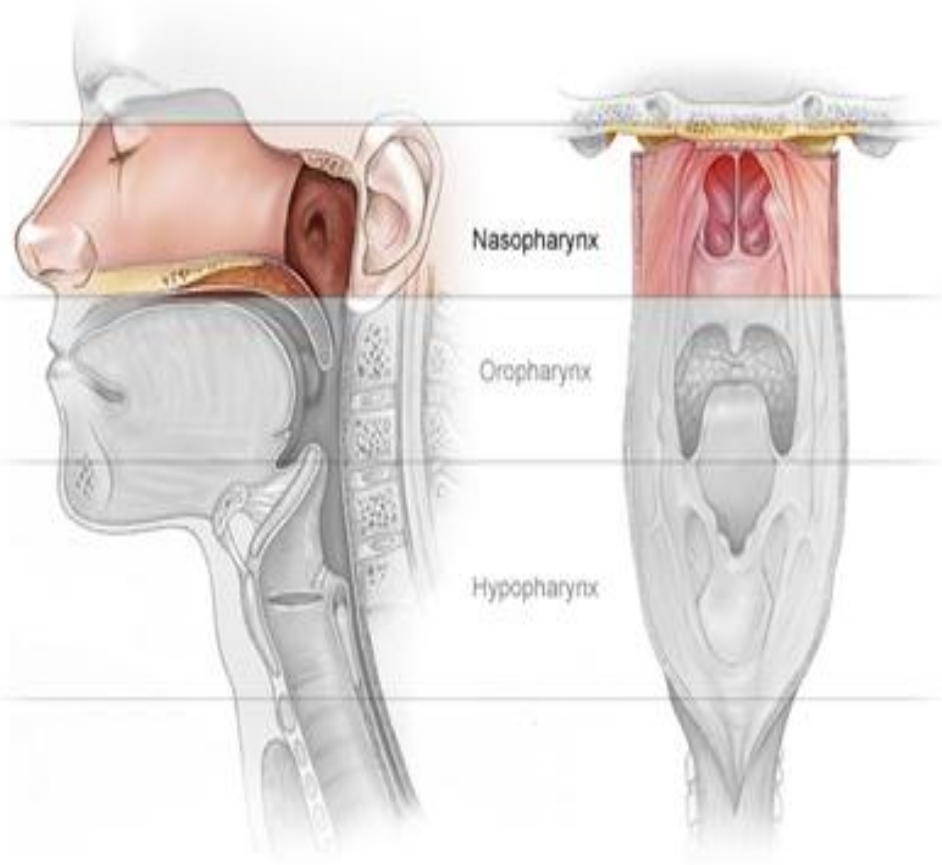
- При 3% от диагностицираните пациенти
- 18% -50% развиват далечни метастази в хода на лечението
- Наличието на далечни метастази корелира с авансирания N стадий и наличието на лимфни метастази в долния шийен басейн/надключице/.
- Най- често се засягат:
 - Кости
 - Бял дроб
 - Черен дроб

T N M

- **T1** – тумор, ограничен в назофаринкса
- **T2** – тумор ангажиращ меките тъкани на орофаринкса и/или носната кухина
 - 2a/без парафарингеална инвазия
 - 2b/със парафарингеална инвазия
- **T3** – тумор ангажиращ костни структури и/или параназалните синуси
- **T4b** – тумор с интракраниална инвазия и/или инвазия в ,черепно-мозъчните нерви,инфратемпоралната фоса,хипофаринкса или орбитата.

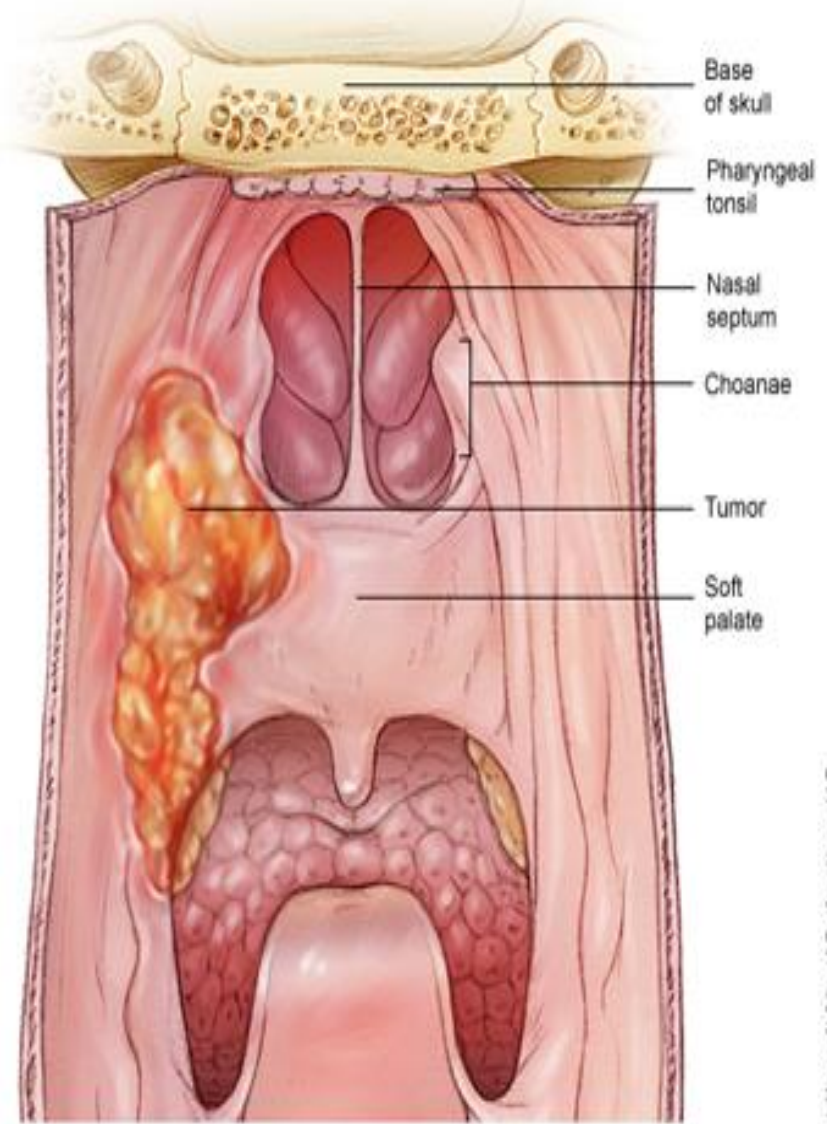


Stage I Cancer

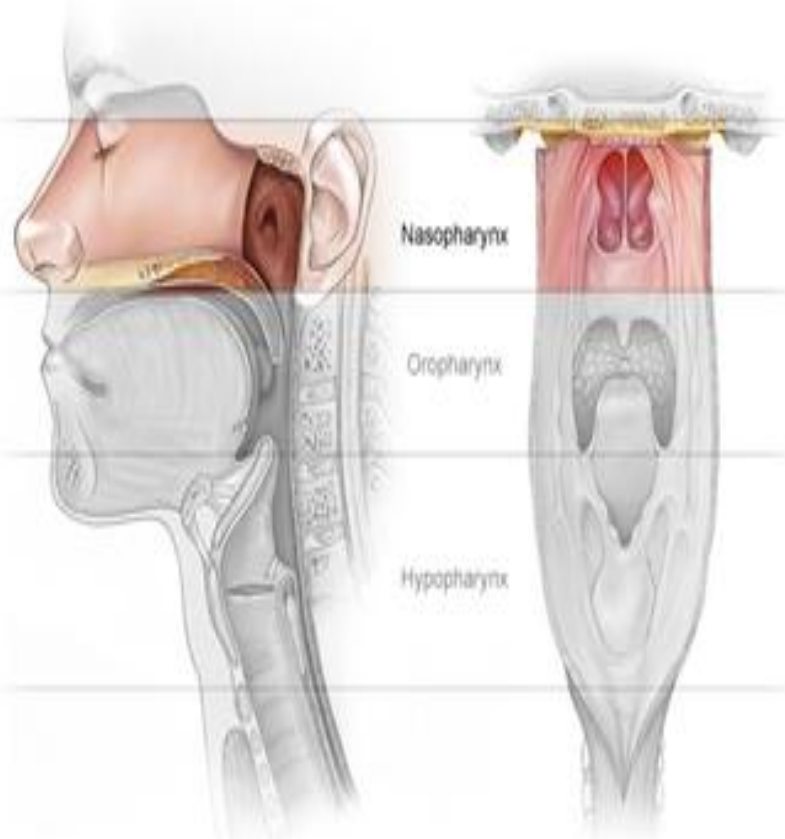


Median view of pharynx

Posterior view of pharynx (opened)



Stage IIA Cancer



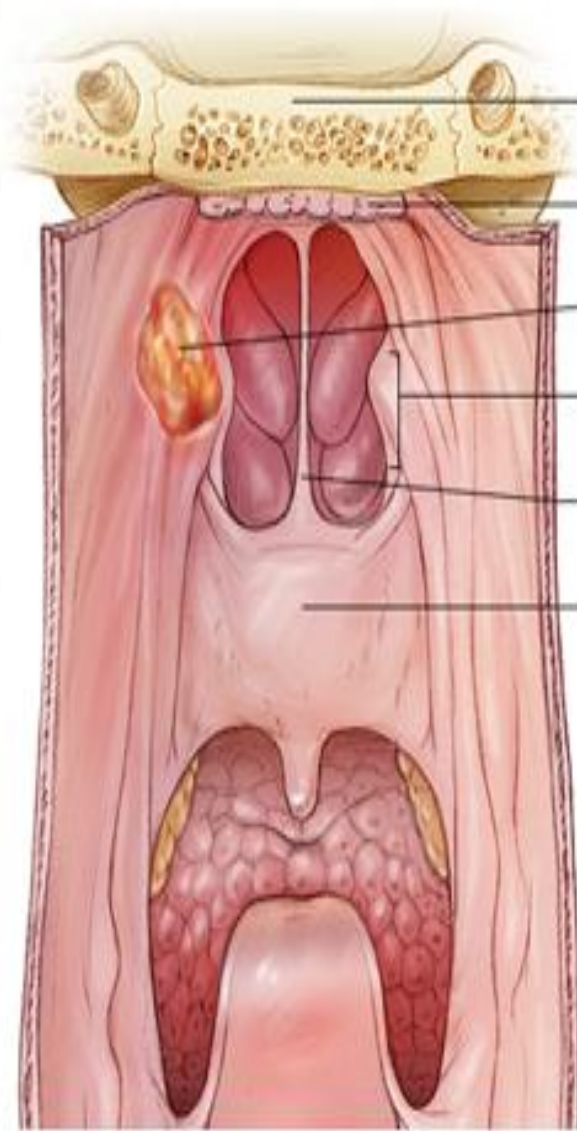
Nasopharynx

Oropharynx

Hypopharynx

Median view of pharynx

Posterior view of pharynx (opened)



Base of skull

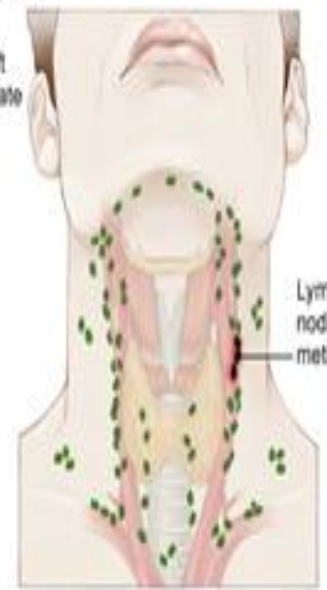
Pharyngeal tonsil

Tumor

Choanae

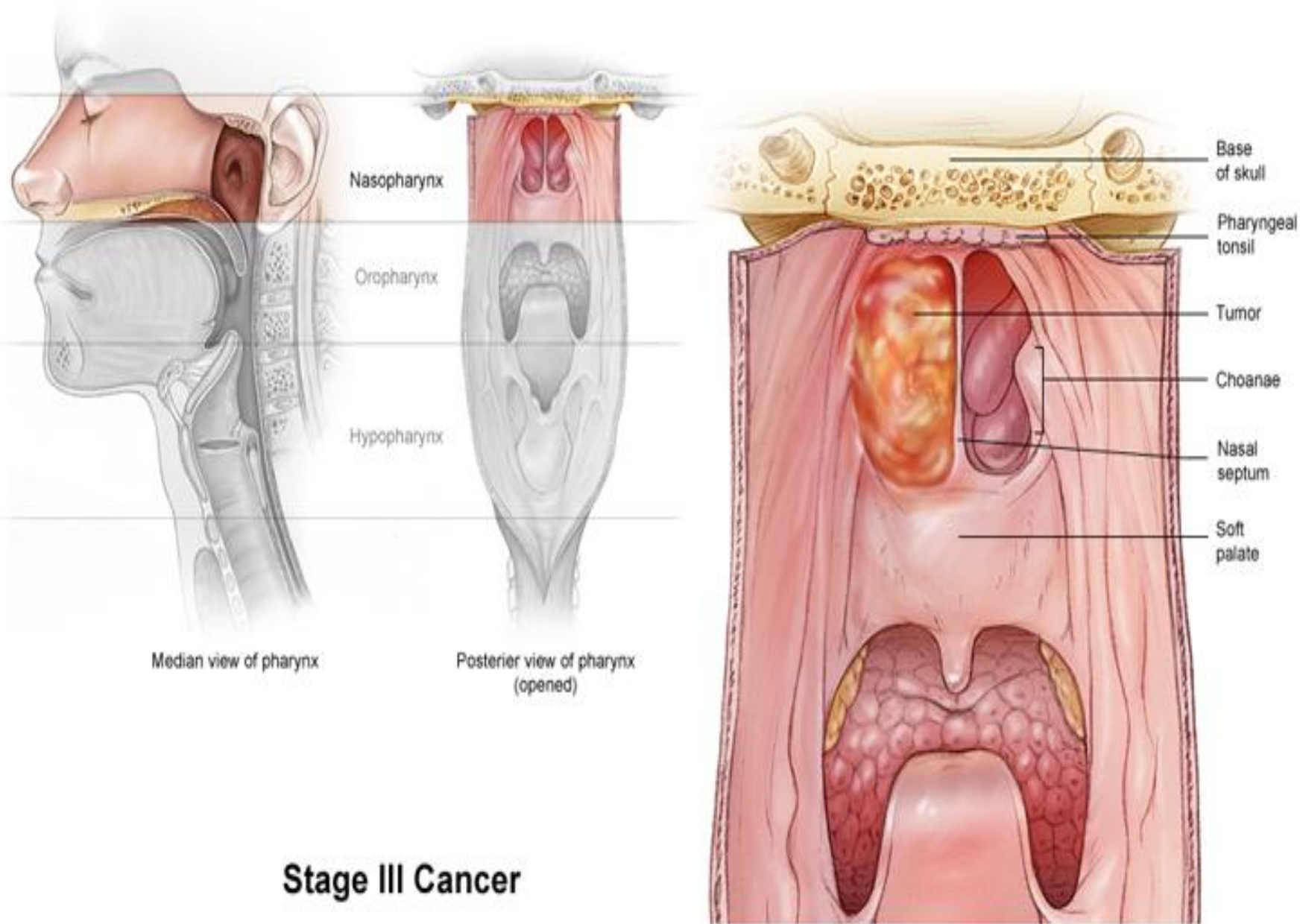
Nasal septum

Soft palate

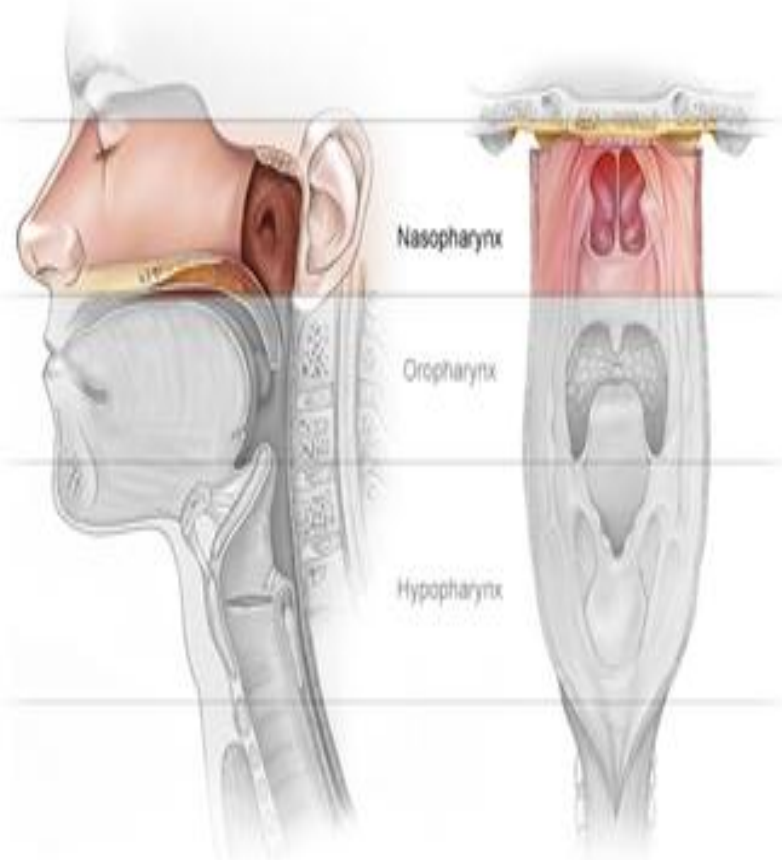


Lymph nodal metastasis

Stage IIB Cancer

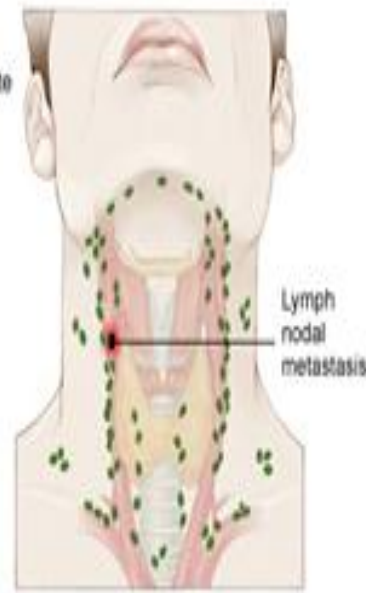
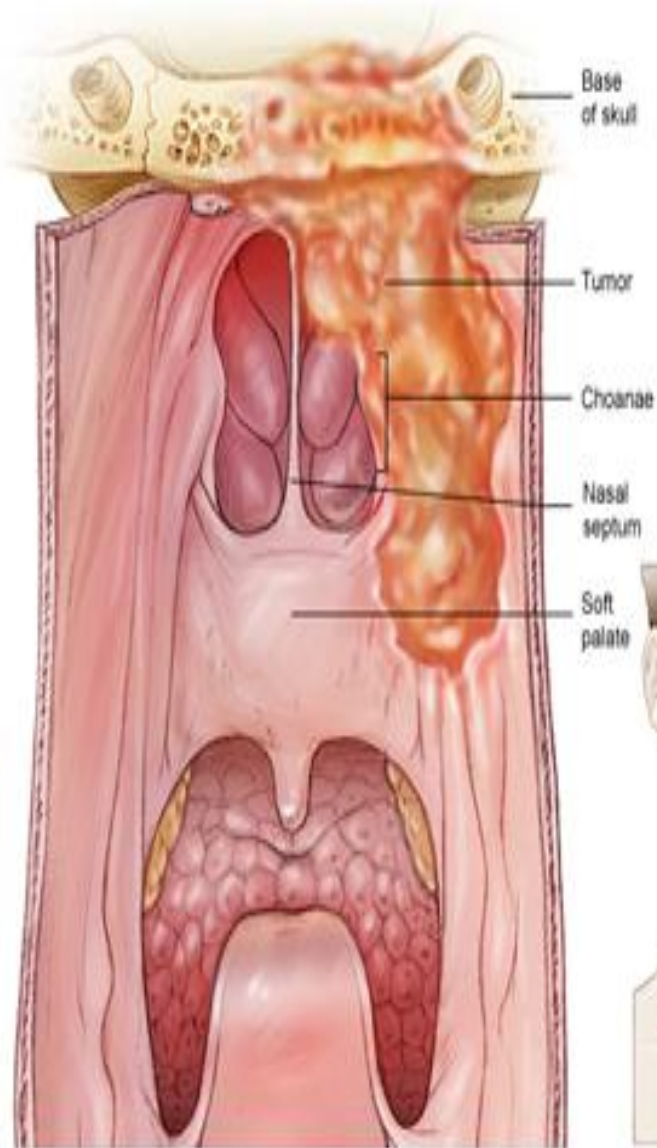


Stage III Cancer

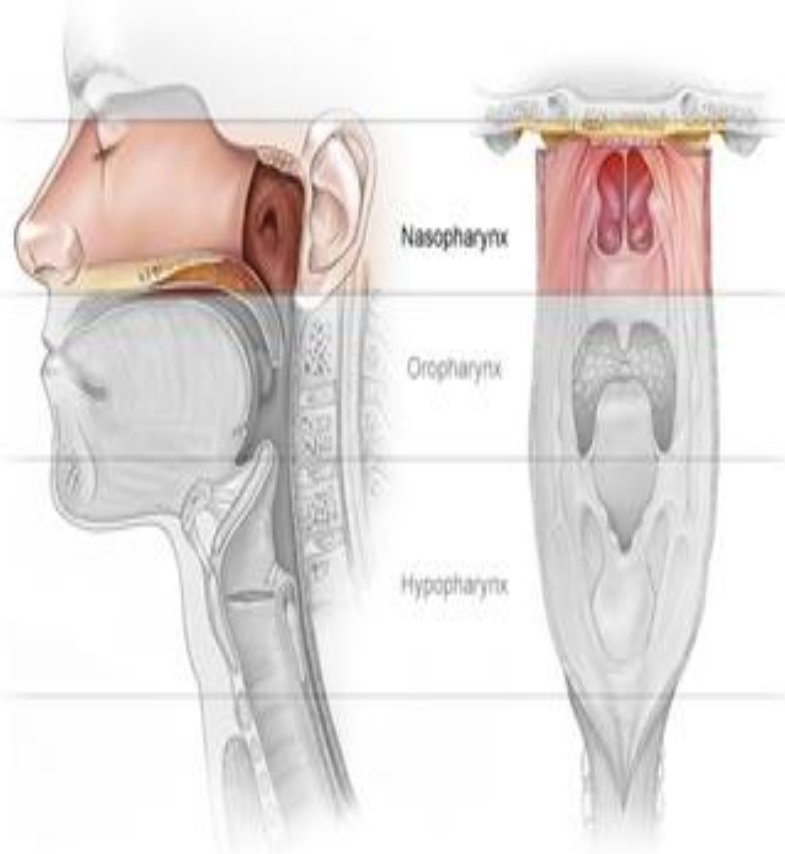


Median view of pharynx

Posterior view of pharynx (opened)

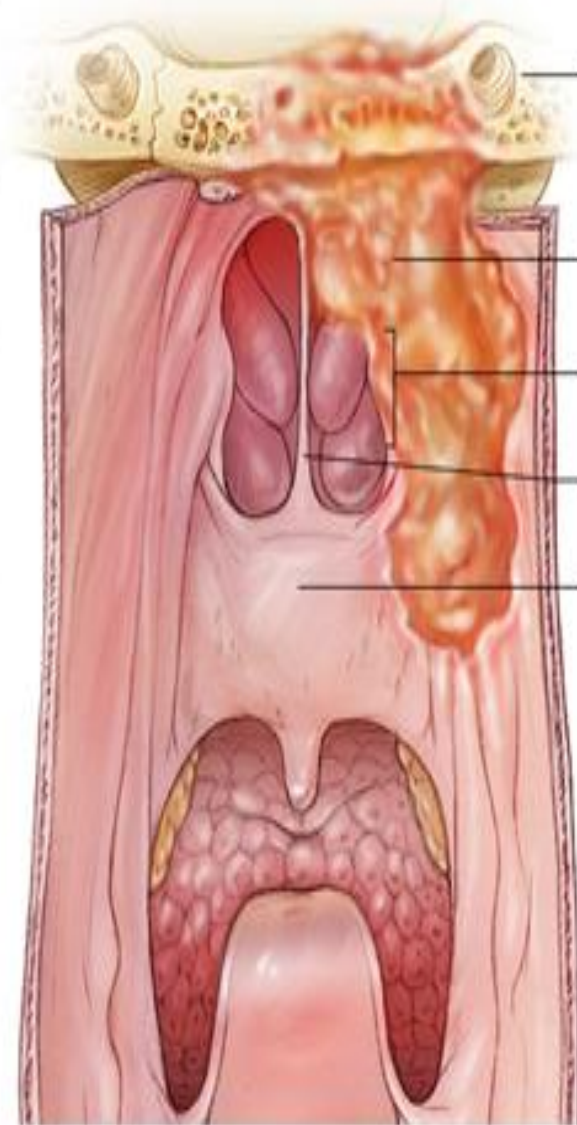


Stage IVA Cancer



Median view of pharynx

Posterior view of pharynx (opened)



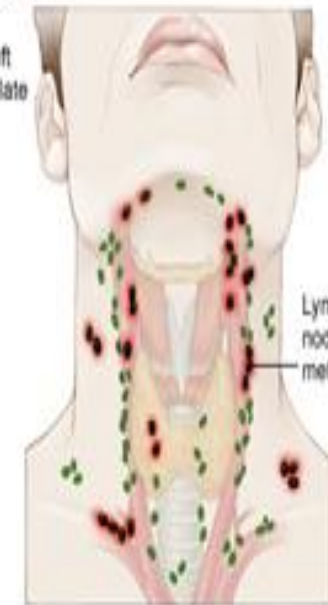
Base of skull

Tumor

Choanae

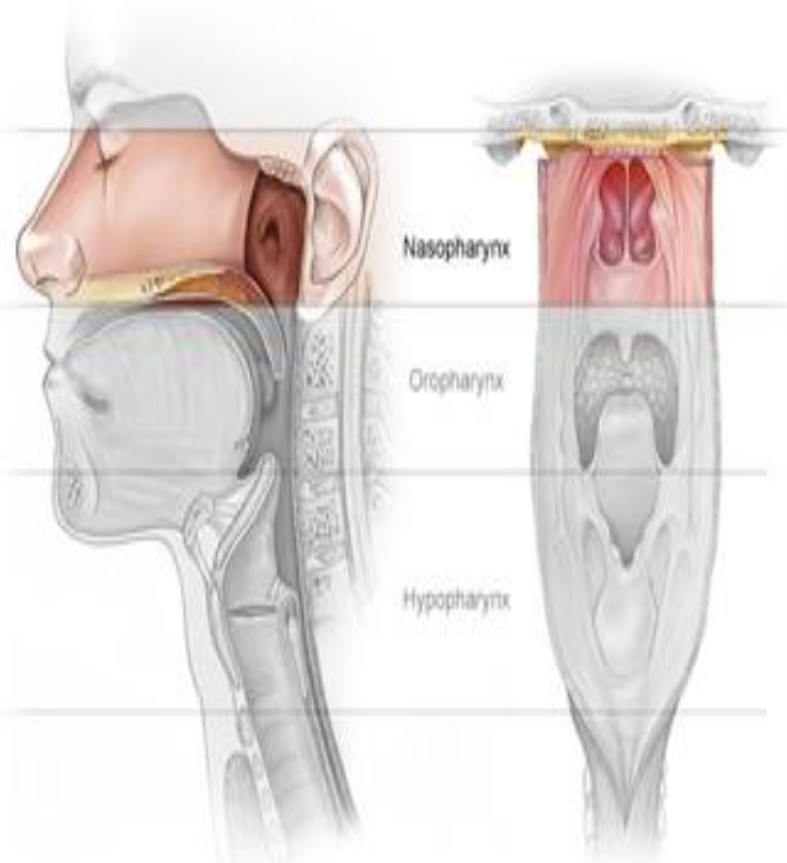
Nasal septum

Soft palate



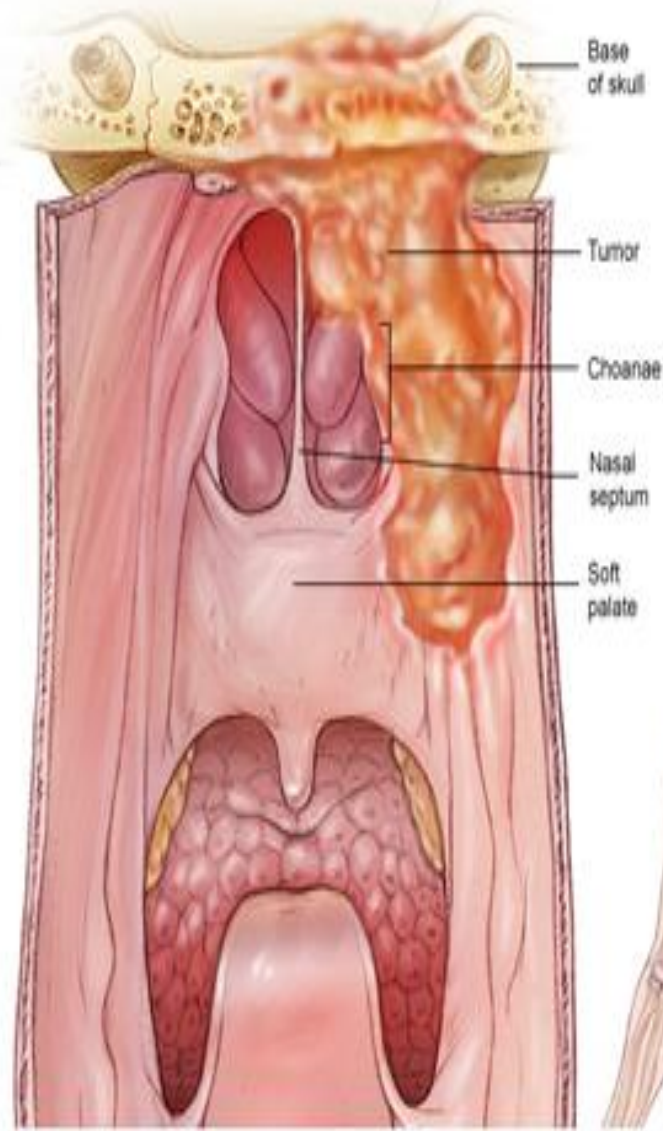
Lymph nodal metastasis

Stage IVB Cancer



Median view of pharynx

Posterior view of pharynx (opened)



Stage IVC Cancer

РАДИОТЕРАПИЯ

□ Лъчелечението е основен и без алтернативен метод ,както по отношение на първичния тумор така и по отношение на метастазите в ШЛБ.

□ Аргументира се с:

□ Подчертана лъчечувствителност и лъчелечимост

□ Неепреодолими затруднения за радикално хирургично лечение

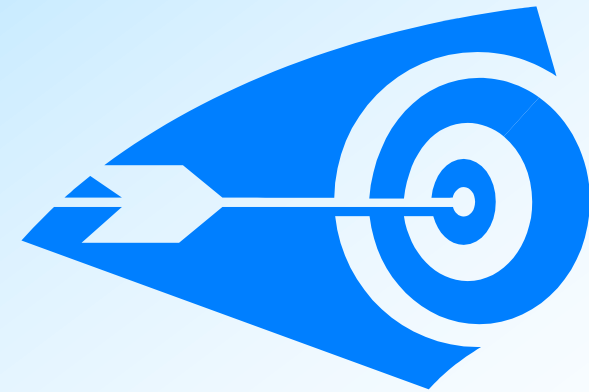
□ Анатомични особености в устройството на лимфния дренаж

□ Изисква изключителна прецизност в планирането и провеждането поради непосредствената **близост на жизненоважни органи – главен и гръбначен мозък, очни ябълки, хиазма оптикум.**



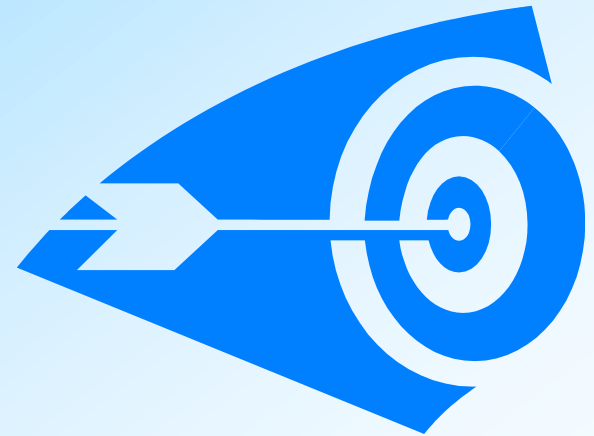
КМО

- ❑ **CTV се дефинира като GTV + зоните на потенциално субклинично ангажиране и включва:**
- ❑ целият епифаринкс
- ❑ ретрофарингеалните лимни възли
- ❑ кливуса
- ❑ базата на черепа
- ❑ фоса птеригоидеа
- ❑ парафарингеалното пространство
- ❑ синус сфеноидалис инфериор
- ❑ задната трета на носната кухина
- ❑ задната трета на максиларните синуси



❑ **CTV2** включва следните лифни вериги в които има висок риск за метастазиране:

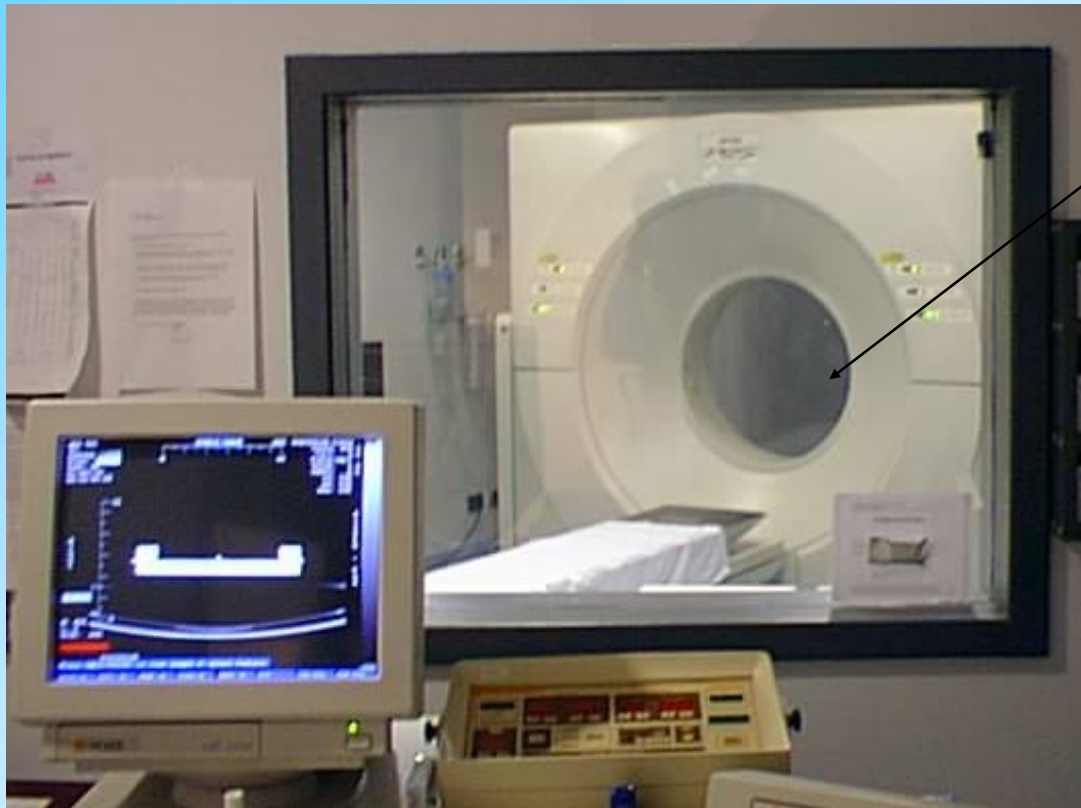
- ❑ горни дълбоки югуларни
- ❑ субмандибуларни
- ❑ субдигастрични
- ❑ средни югуларни
- ❑ задни цервикални
- ❑ ретрофарингеални
- долни шийни
- супраклавикуларни



Основни етапи - Преглед

Оборудване: CT scanner

- Spiral CT

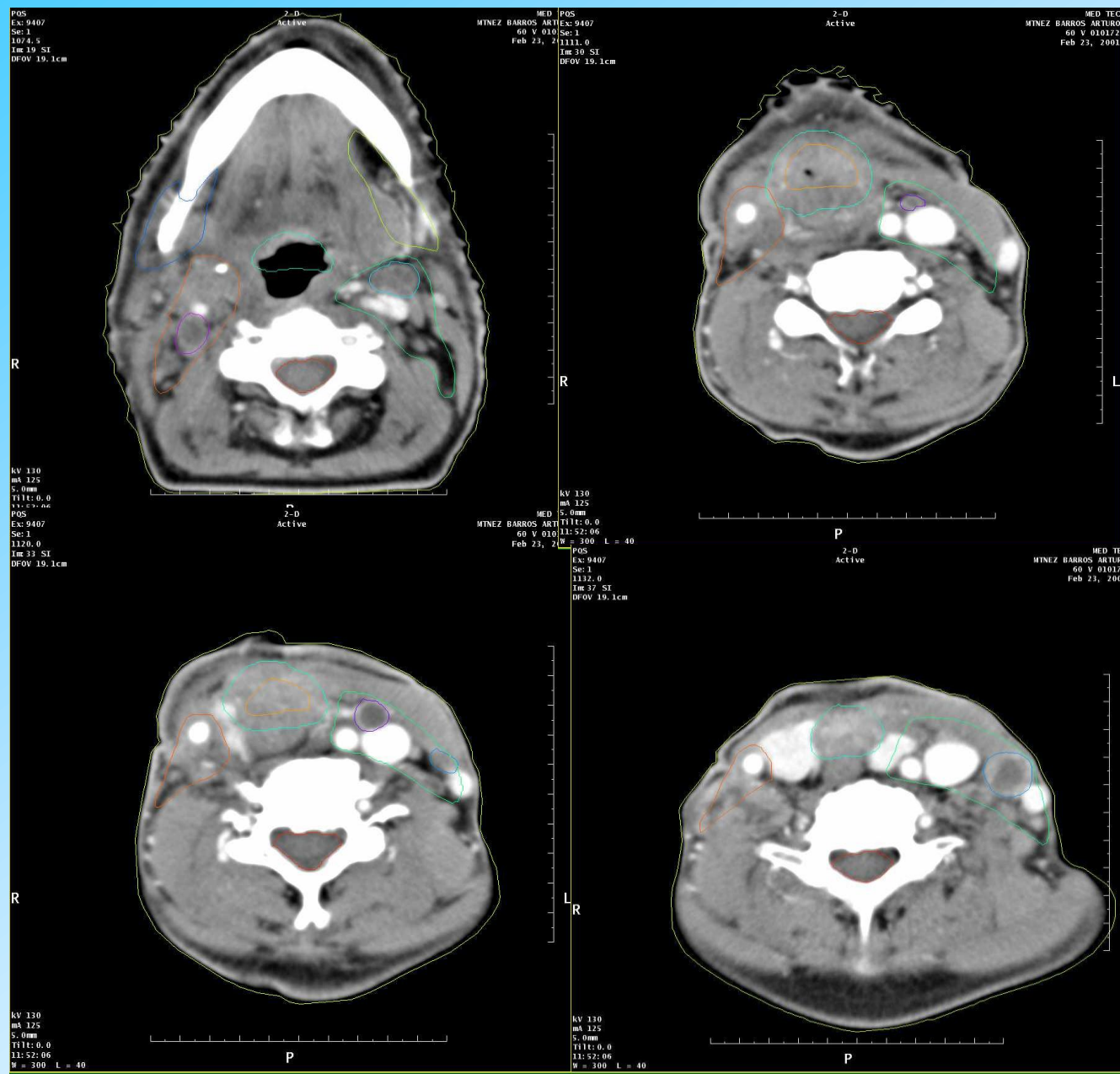


**Gantry -
отвор**

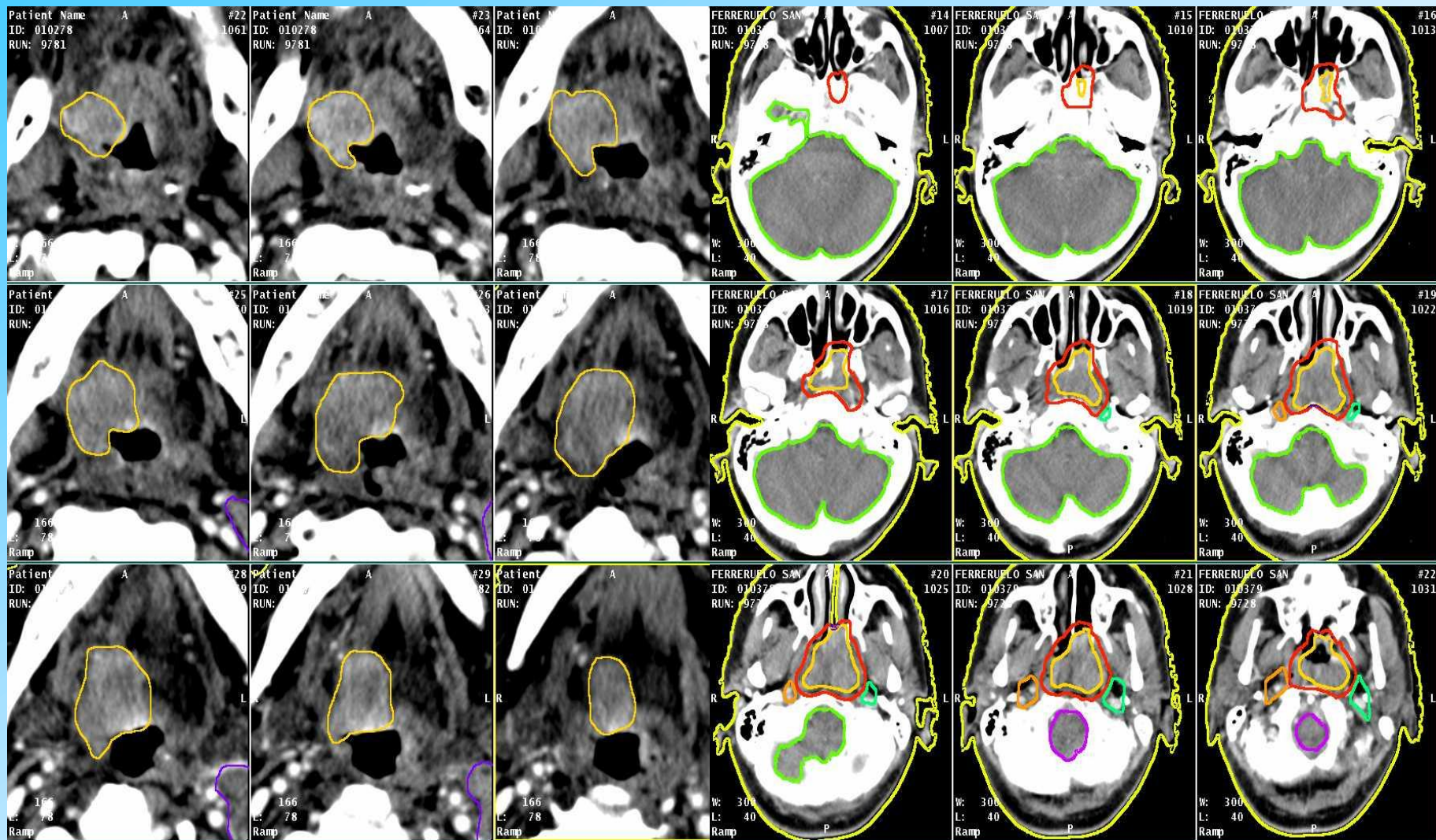
Имобилизация на пациента



Получаване на СТ образи



Локализиране на КМО



Fusion - Наслагване

CT



MRI

Fusion - Наслагване

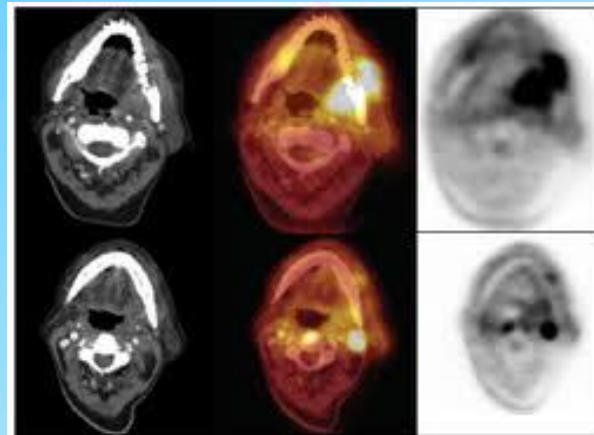
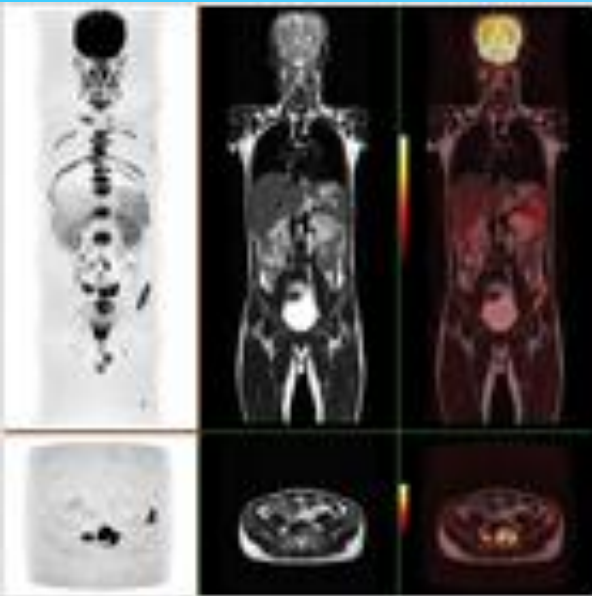
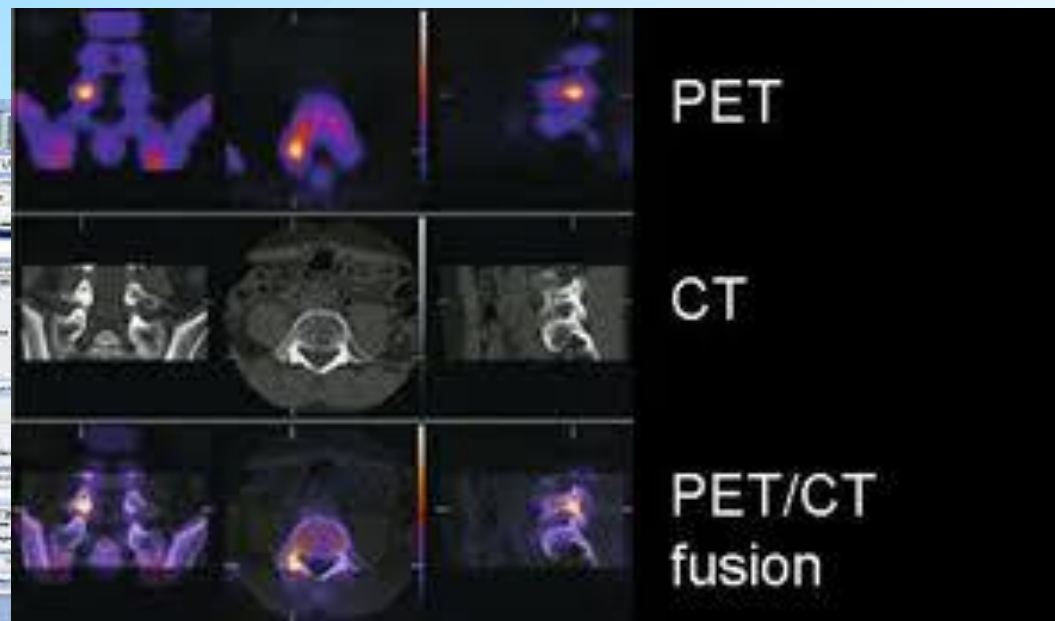
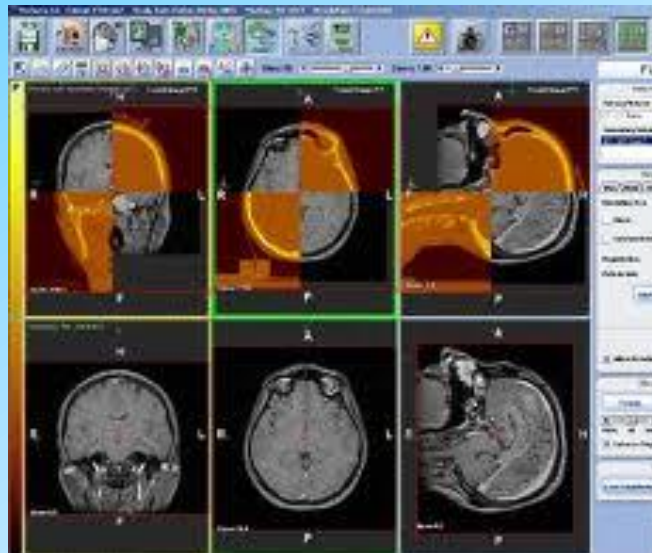
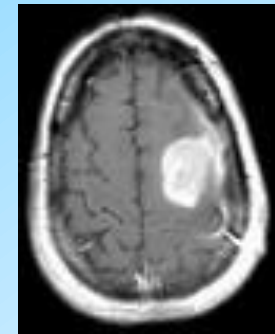


FIGURE 2. Postoperative follow-up restaging after six months shows local recurrence and no distant metastases.



CT scan: d:\data\950650mr\950650ct.xdr

MRI: d:\data\950650mr\950650p~.xdr

Allow stretching

CT input Prone



- Show eraser
- Big eraser

AP LR

Undo No clip

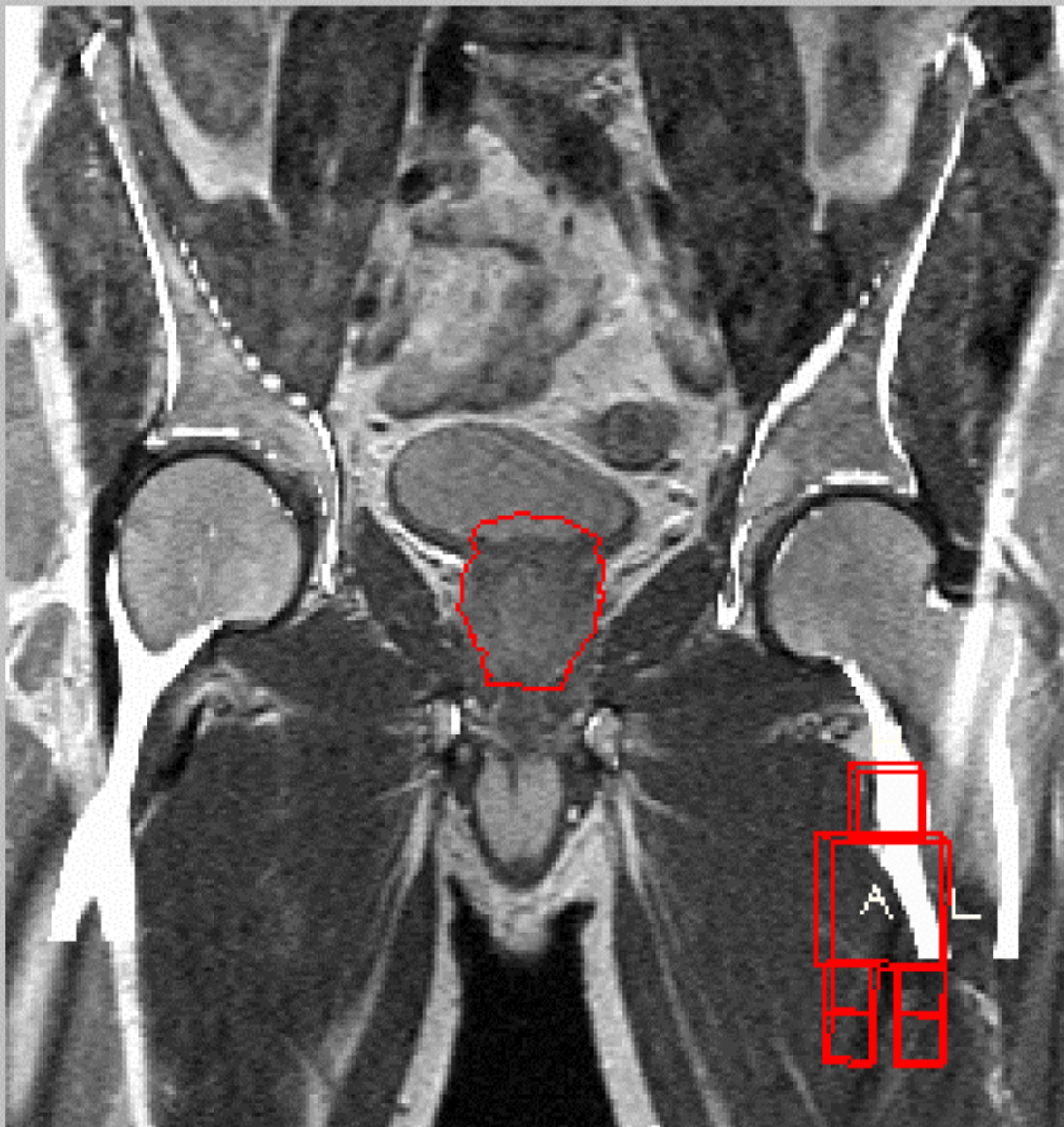
MRI input Prone



- Axial
- Sagittal
- Coronal
- Matched

Enable MRI clip

First slice Last slice



Segmentation: 1000, 120

Start match

Save match

Display 1: max

Display 2: disable

Display view: MRI view

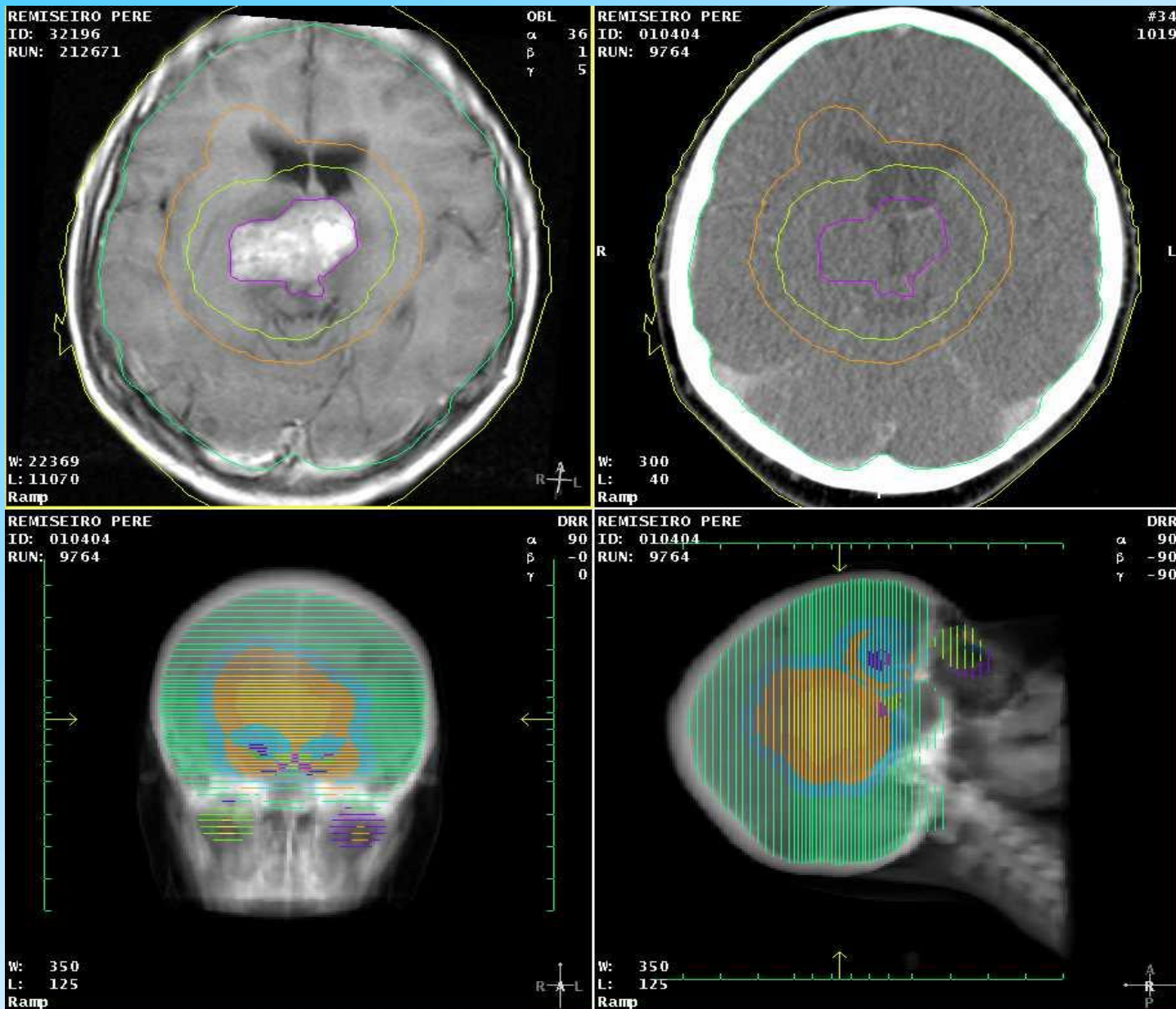
Switch

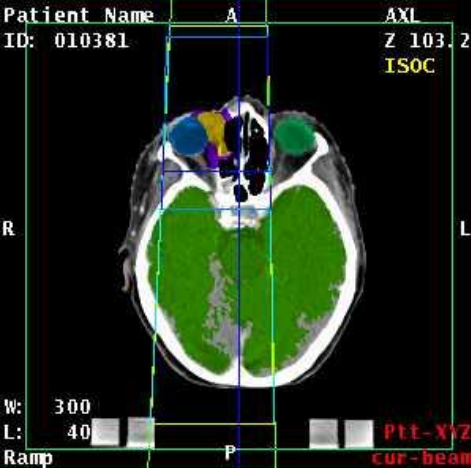
Close

Show planning CTV contours

Slide 0

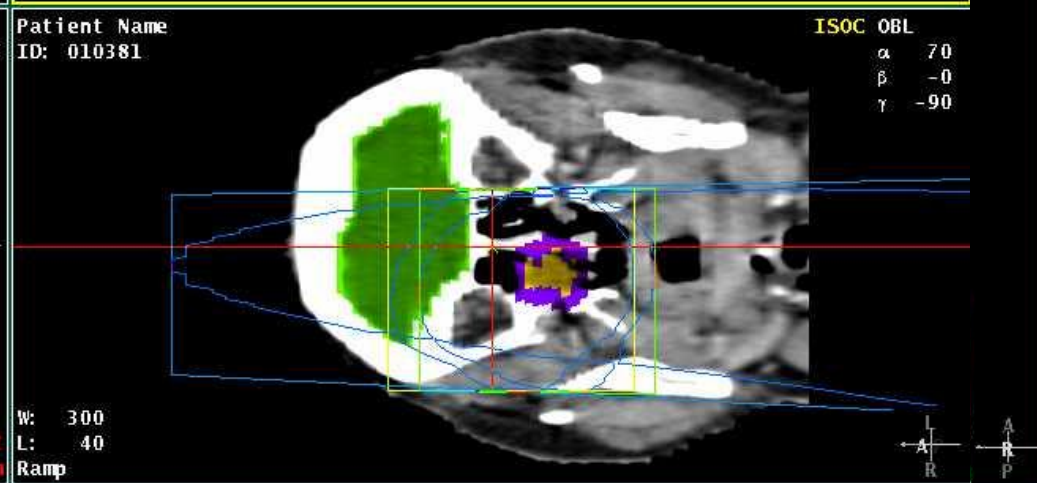
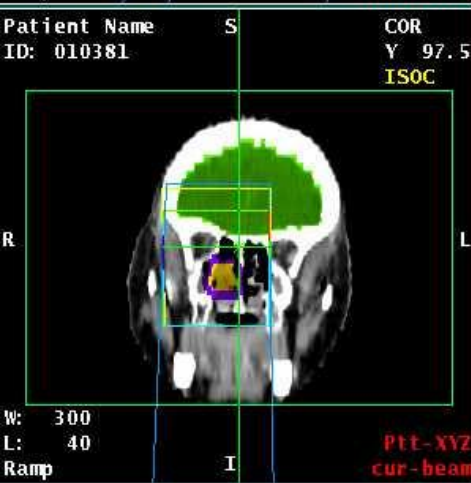
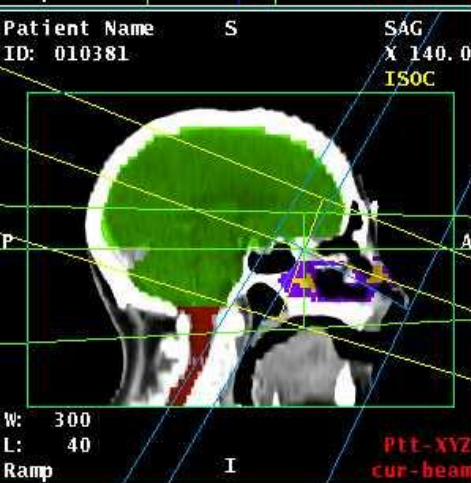
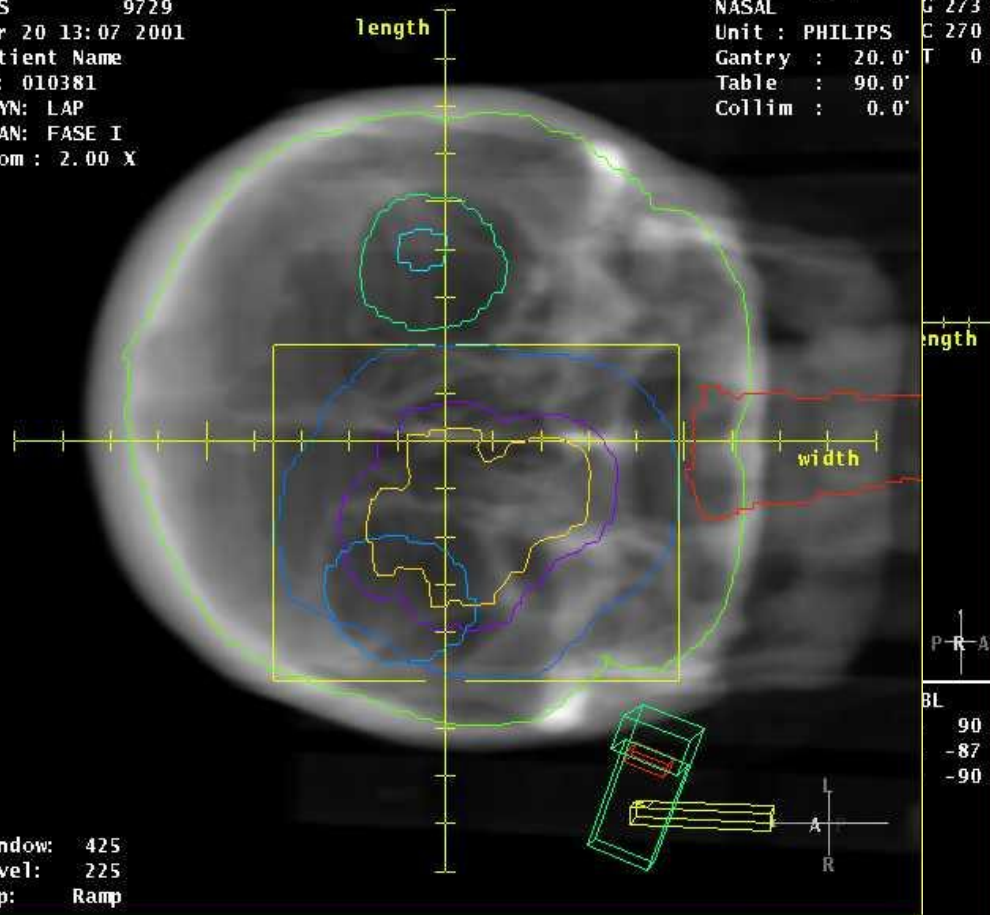
Очертаване на обемите – GTV, PTV





MED TEC POS 9729
 Apr 20 13:07 2001
 Patient Name ID: 010381
 PHYN: LAP
 PLAN: FASE I
 Zoom : 2.00 X

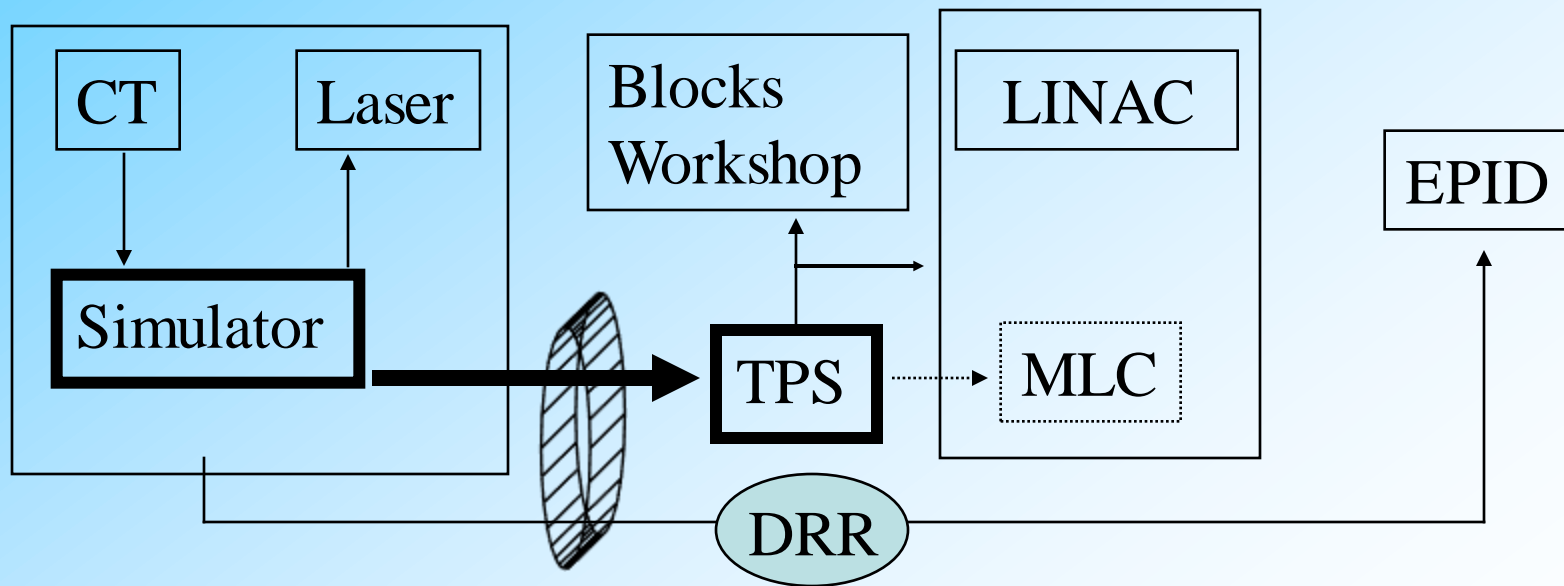
DR Radiograph DRR G 273
 NASAL C 270 T 0
 Unit : PHILIPS
 Gantry : 20.0°
 Table : 90.0°
 Collim : 0.0°



Виртуална симулация

Data Transfer

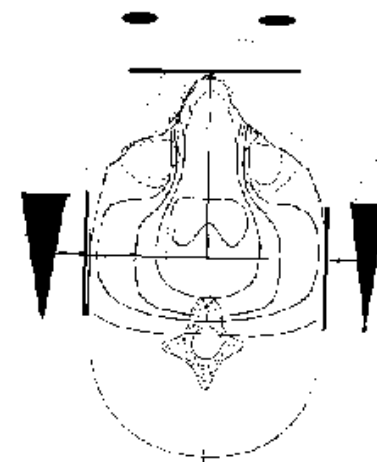
Трансфер на Данните



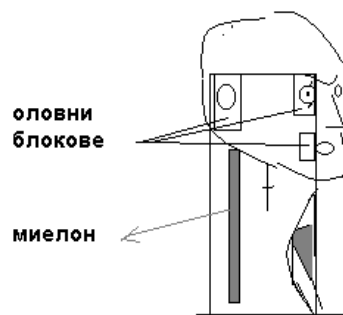
Лъчеви техники

□ За първичния тумор

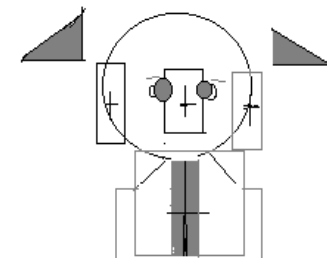
□ За шиен лимфен басейн



Трансверзален срез



а/ две странични фигурни полета



б/ за епифаринкса- три полета/ едно предно назално с оловна защита на очите и две предушни - с клинове; За ШЛБ- две насрещни полета с оловен блок за миелона

Лъчеви техники при туморите на епифаринкса

Коронарна равнина

Atlachowicz, Krzysztof (230905-IWMH), (70070902456) - External Beam Planning - Eclipse - [1 etapspr - Frontal]

File Edit View Insert Task Workspace Planning Tools Window Help

2.0 cm 2.0 cm 0.5 deg

230905-IWMH

- C1
 - 1 etap
 - 1 etap #
 - 2etap
 - 2etap #
 - 1 etapspr
 - Plan Sum

104.9%
102.8
95.0%
89.7
80.0%
75.0%
70.0%
65.0%
60.0%
55.0%
50.0%
45.0%
40.0%
35.0%
30.0%
25.0%
20.0%
15.0%
10.0%
5.0%

0.0%

3D Dose MAX: 104.5 %
3D MAX for CTV: 102.7 %
3D MIN for CTV: 74.2 %
3D MEAN for CTV: 97.0 %

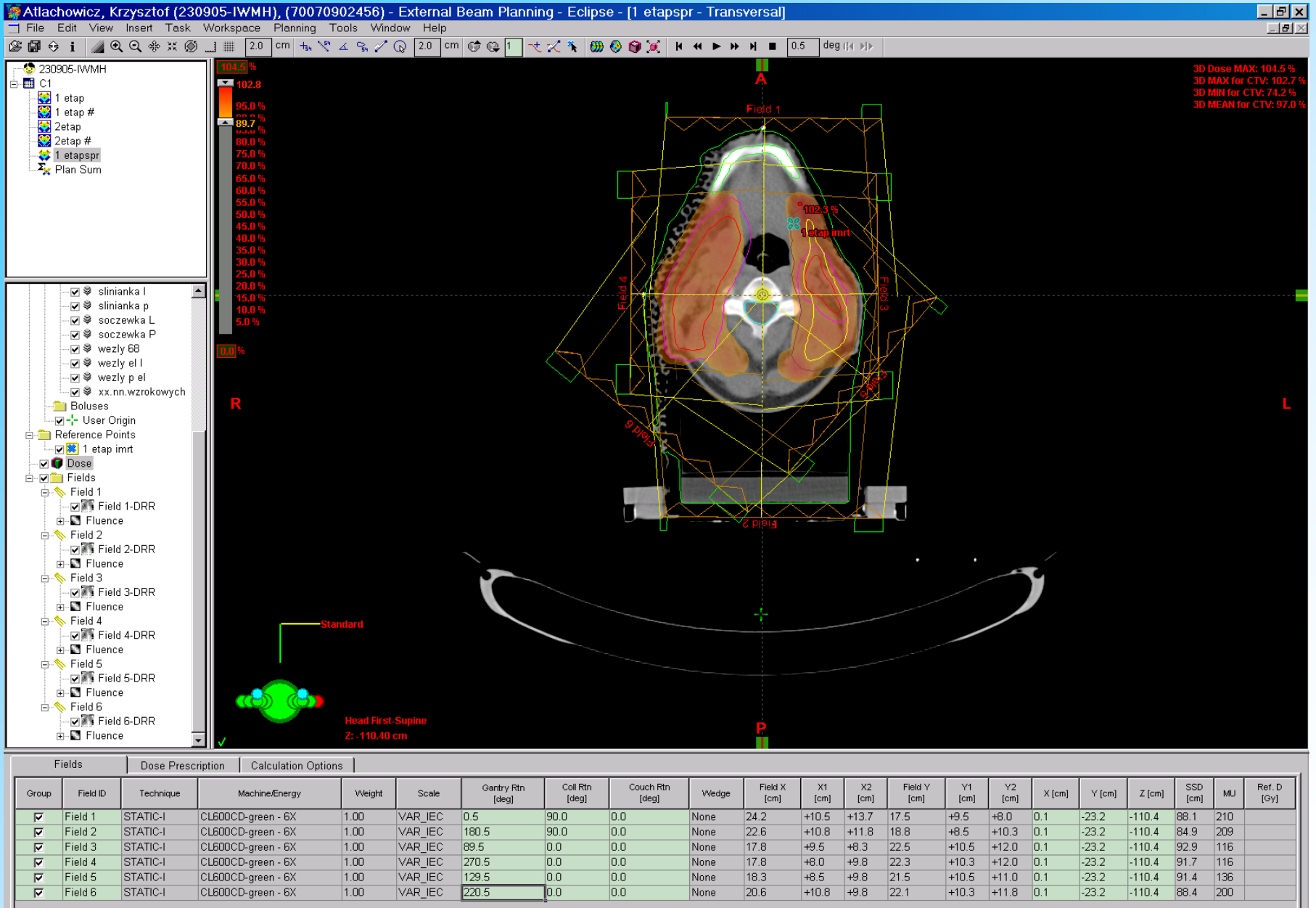
Field 4
Field 3
Field 1
1 etap limit
Field 2
Field 5
Field 6

Standard

Head First-Supine
Y: -23.17 cm

Group	Field ID	Technique	Machine/Energy	Weight	Scale	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Wedge	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	SSD [cm]	MU	Ref. D [Gy]
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 1	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	0.5	90.0	0.0	None	24.2	+10.5	+13.7	17.5	+9.5	+8.0	0.1	-23.2	-110.4	88.1	210	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 2	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	180.5	90.0	0.0	None	22.6	+10.8	+11.8	18.8	+8.5	+10.3	0.1	-23.2	-110.4	84.9	209	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 3	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	89.5	0.0	0.0	None	17.8	+9.5	+8.3	22.5	+10.5	+12.0	0.1	-23.2	-110.4	92.9	116	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 4	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	270.5	0.0	0.0	None	17.8	+8.0	+9.8	22.3	+10.3	+12.0	0.1	-23.2	-110.4	91.7	116	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 5	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	129.5	0.0	0.0	None	18.3	+8.5	+9.8	21.5	+10.5	+11.0	0.1	-23.2	-110.4	91.4	136	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 6	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	220.5	0.0	0.0	None	20.6	+10.8	+9.8	22.1	+10.3	+11.8	0.1	-23.2	-110.4	88.4	200	

Трансверзална (аксиална) равнина



Ready

slosarek AllRights NUM

Сагитална равнина

Atlachowicz, Krzysztof (230905-IWMH), (70070902456) - External Beam Planning - Eclipse - [1 etap spr - Sagittal]

File Edit View Insert Task Workspace Planning Tools Window Help

104.5%
102.8
95.0%
89.7%
80.0%
75.0%
70.0%
65.0%
60.0%
55.0%
50.0%
45.0%
40.0%
35.0%
30.0%
25.0%
20.0%
15.0%
10.0%
5.0%
0.0%

3D Dose MAX: 104.5%
3D MAX for CTV: 102.7%
3D MIN for CTV: 74.2%
3D MEAN for CTV: 97.0%

Field 1, Field 2, Field 3, Field 4, Field 5, Field 6

1 etap limit

Standard

Head First-Supine
X: 0.11 cm

Fields | Dose Prescription | Calculation Options

Group	Field ID	Technique	Machine/Energy	Weight	Scale	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Wedge	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	SSD [cm]	MU	Ref. D [Gy]
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 1	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	0.5	90.0	0.0	None	24.2	+10.5	+13.7	17.5	+9.5	+8.0	0.1	-23.2	-110.4	88.1	210	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 2	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	180.5	90.0	0.0	None	22.6	+10.8	+11.8	18.8	+8.5	+10.3	0.1	-23.2	-110.4	84.9	209	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 3	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	89.5	0.0	0.0	None	17.8	+9.5	+8.3	22.5	+10.5	+12.0	0.1	-23.2	-110.4	92.9	116	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 4	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	270.5	0.0	0.0	None	17.8	+8.0	+9.8	22.3	+10.3	+12.0	0.1	-23.2	-110.4	91.7	116	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 5	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	129.5	0.0	0.0	None	18.3	+8.5	+9.8	21.5	+10.5	+11.0	0.1	-23.2	-110.4	91.4	136	
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 6	STATIC-I	CL600CD-green - 6X	1.00	VAR_IEC	220.5	0.0	0.0	None	20.6	+10.8	+9.8	22.1	+10.3	+11.8	0.1	-23.2	-110.4	88.4	200	

Ready | slosarek | AllRights | NUM

Лечебни дози

Дефинитивна лъчетерапия:

- $\geq 66\text{Gy}$ в първичния тумор и ангажираните лимфните възли
- Шиен лимфен басейн-нисък риск
- $\geq 50\text{Gy}$

Брахитерапия:

- при персистенция на T_y (5-30Gy)
- рецидиви
- сюрдозаж

Лъчеви реакции

- Ксеростомия –до 75%
- Отит –загуба на слуха
- Ретинопатия
- Катаракта
- Тежко главоболие и миниероподобни симптоми
- Хипопитуитаризъм –при деца
- Тризмус

Проследяване

- ❑ 1 година - 1-3 месеца
- ❑ 2 година - 2-4 месеца
- ❑ 3-5 година – 4-6 месеца
- ❑ След 5 година – 6-12 месеца
- ❑ Ro – графия
пулмо, ЯМР/СТ, предна и задна
риноскопия, фиброоптика



Прогноза

- ❑ **Обща 5- годишна преживяемост - 60%**
- ❑ **При T1 и T2,N1- достига 78%**
- ❑ **При T3 и T4, всяко N - спада на 28%-35%**
- ❑ **При всяко T, всяко N, M1 - около 12%**

Физични основи на IMRT

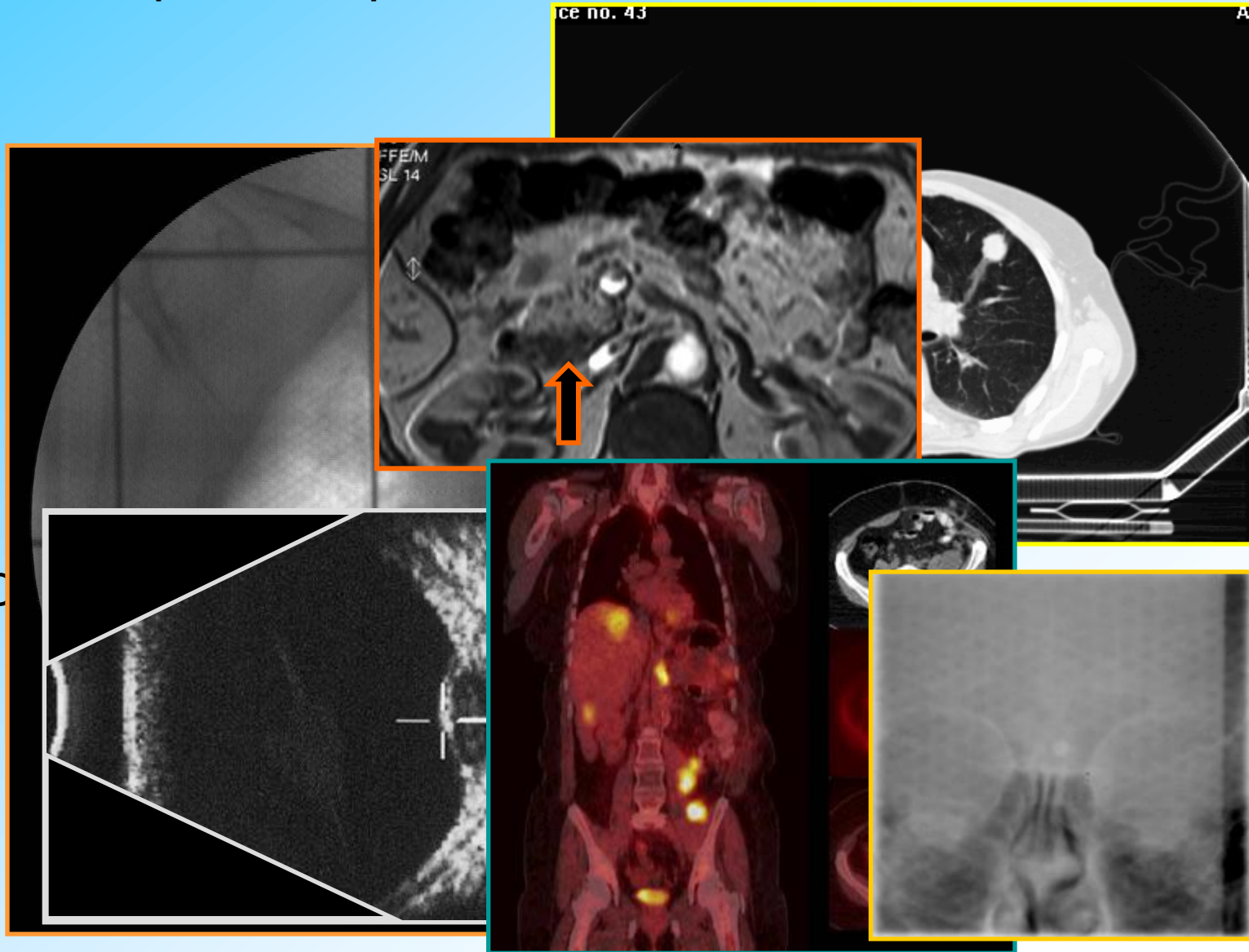
IMRT (Intensity Modulated Radiation
Therapy)

**Модулирана по интензитет
радиотерапия**

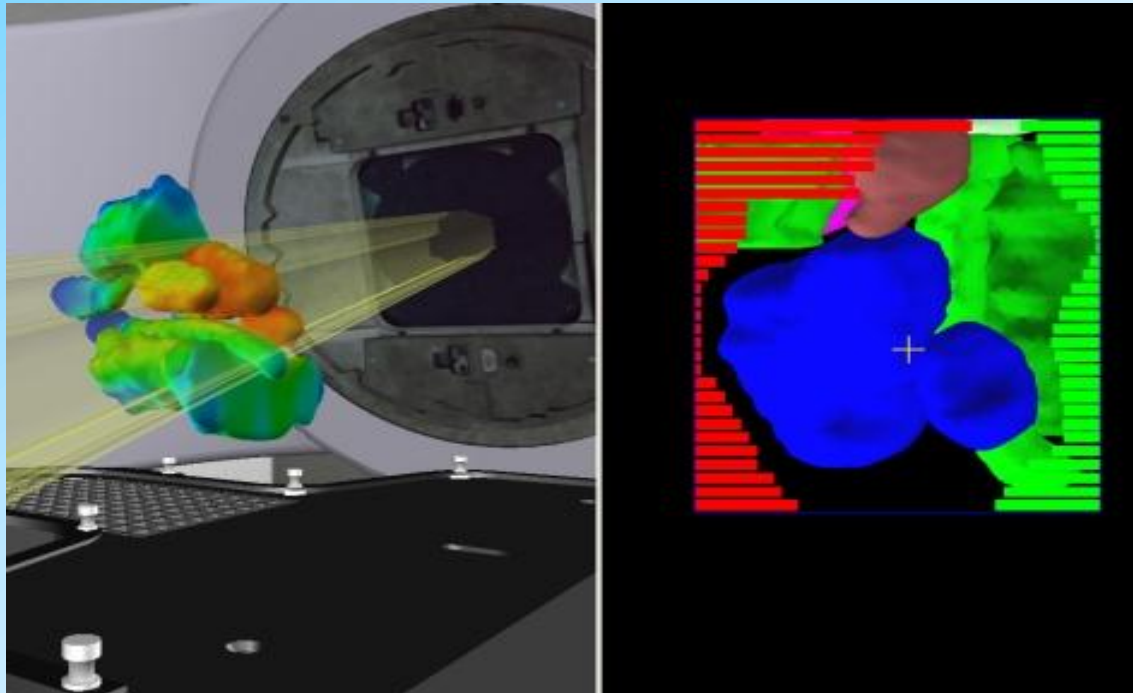
3D конформална форма на Радиотерапия

При планирането се използва 3D анатомична информация за пациента чрез различни образни техники.

- X-ray
- CT
- MRI
- US
- PET/SPECT
- EPID
- MRS
- ...

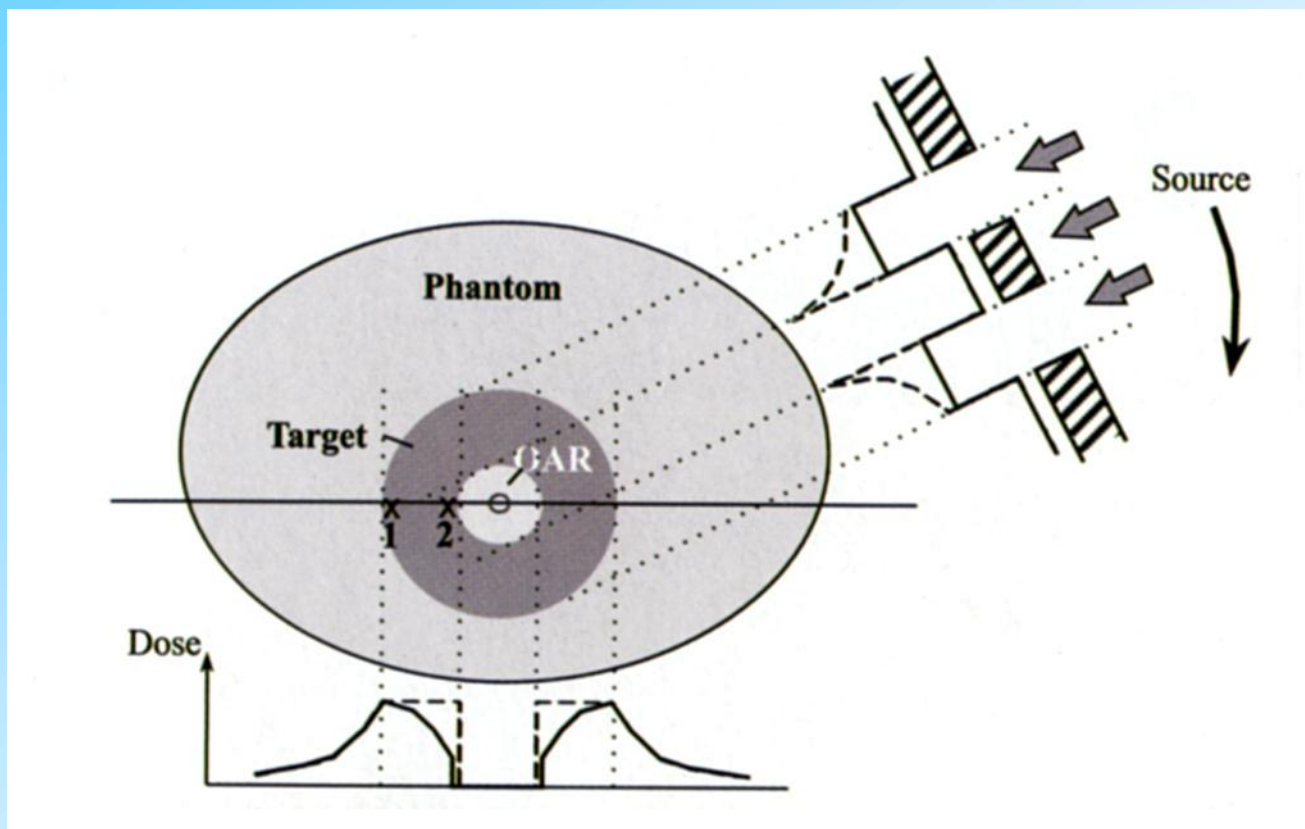


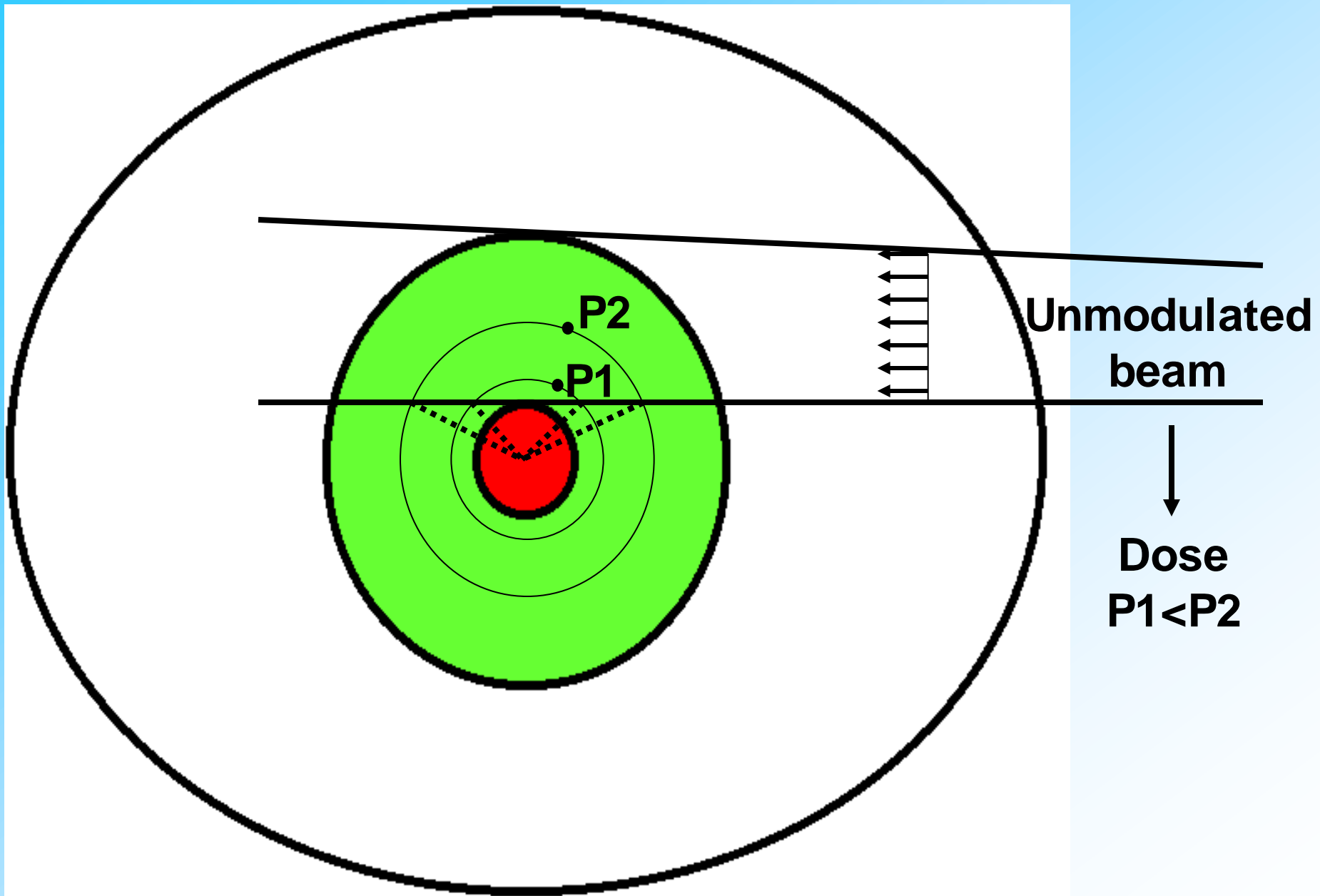
- Използват се лъчеви снопове **формирани с MLC** или **защитни блокове** в съответствие с проекцията на мишенния обем спрямо източника на Лъчевия сноп, съобразявайки толерантните дози на критичните органи.
- **Функцията Beam Eye View** – представлява проекцията на централните лъчи на сноповете използвани в терапевтичния план на пациента, на проекцията на размера на лъчевите полета и очертаните структури за облъчване във виртуален филм съвпадащ с източника на лъчение.

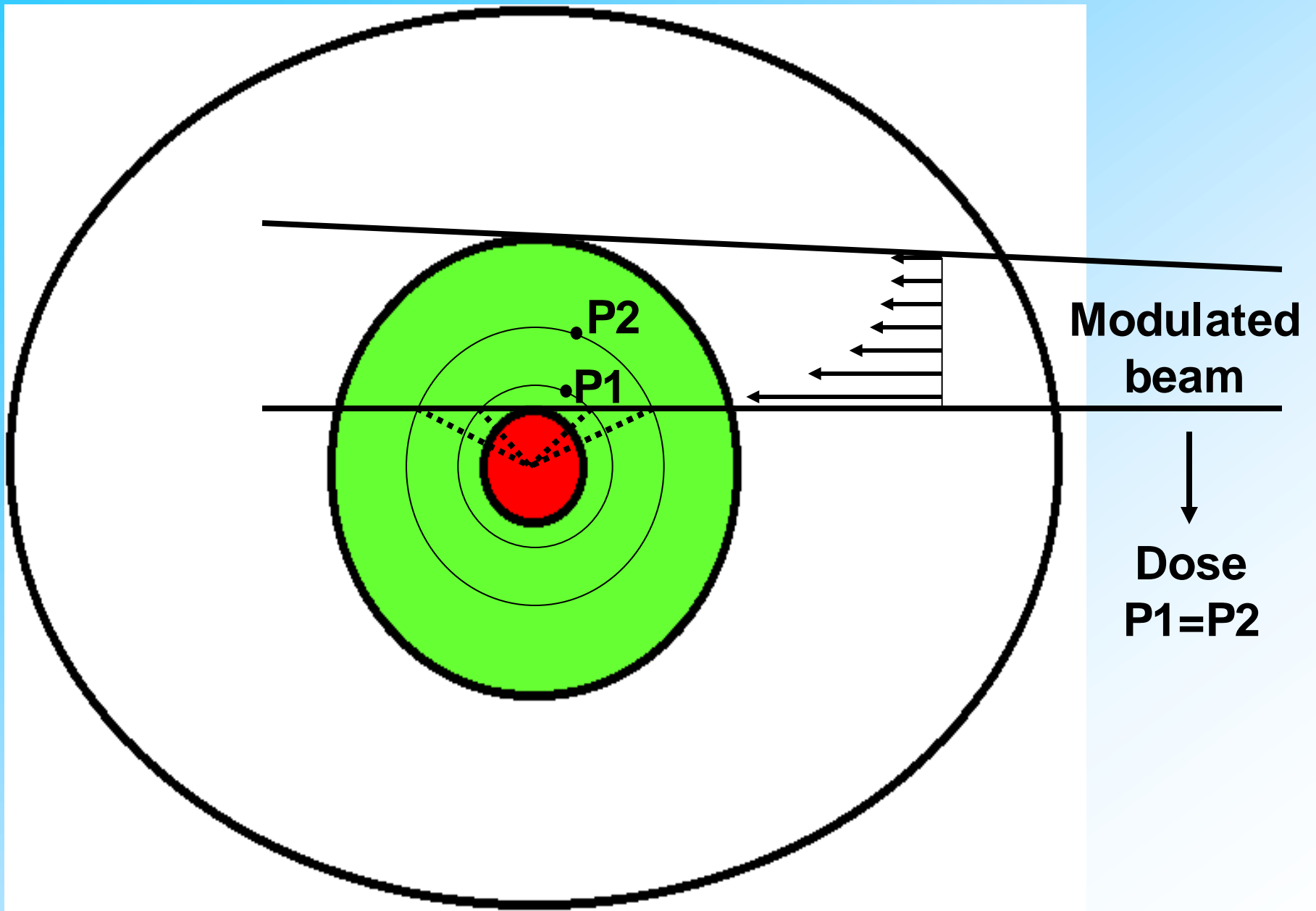


Концепция за IMRT

- ❑ Нуждата от нехомогенни по интензивност снопове - описана за първи път от Brahme et al. през 1982.



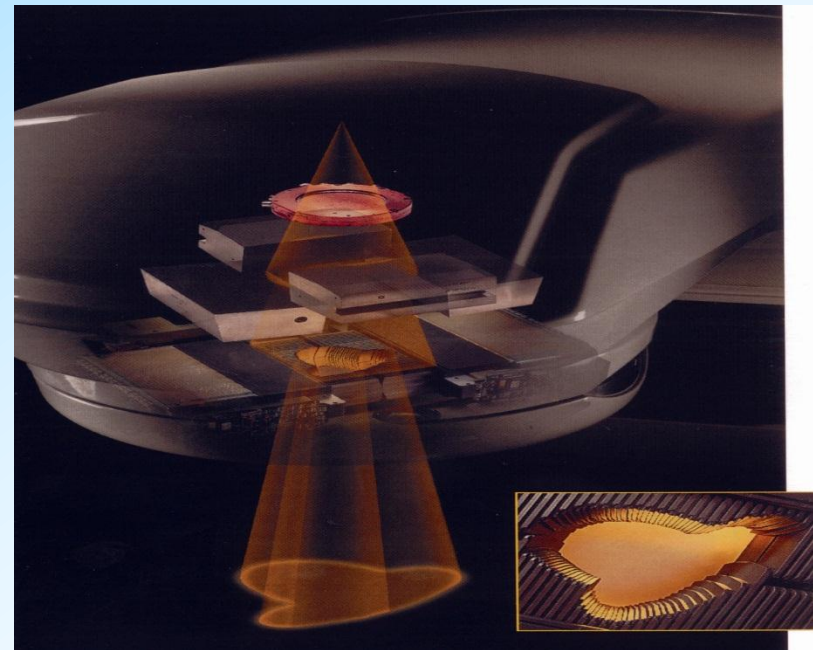
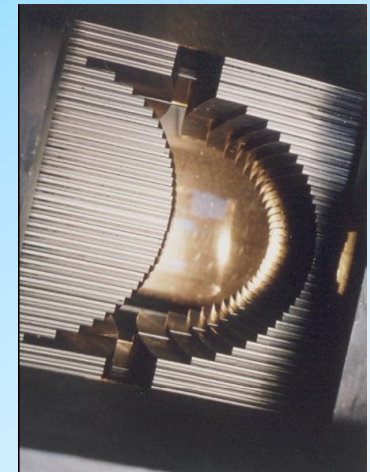




ТЕХНИКИ НА РЕАЛИЗИРАНЕ НА IMRT използва MLC

Факти за MLC

- ❑ MLC е патентован през 1959г..
- ❑ Разработен комерсиално за първи път от Wellhofer Scanditronix в средата на 80-те години.
- ❑ Клинично използване - от средата на 90-те години.
- ❑ Създаден за да замени защитните блокове и в последствие успешно използван за IMRT.

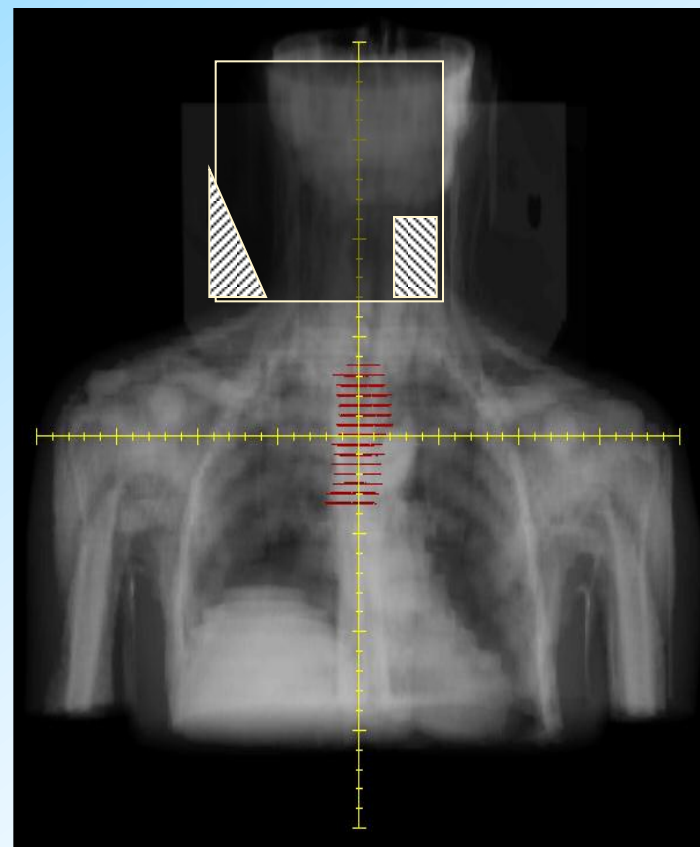
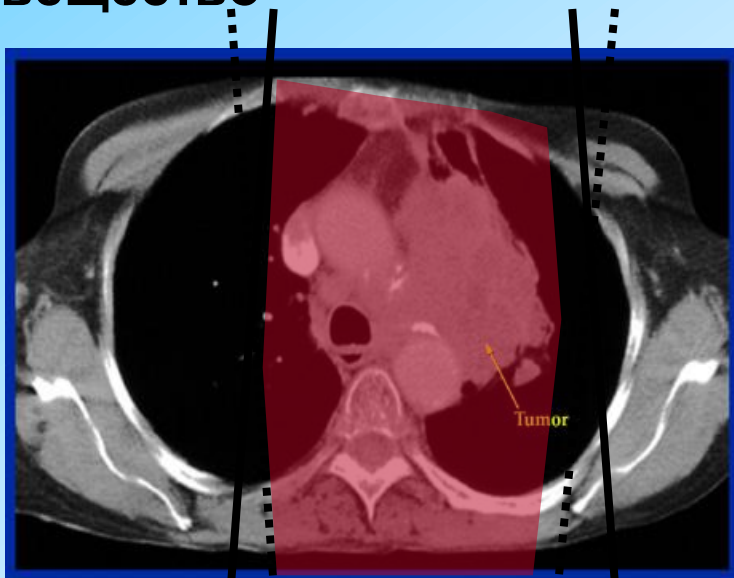


2 D – Конвенционална радиотерапия

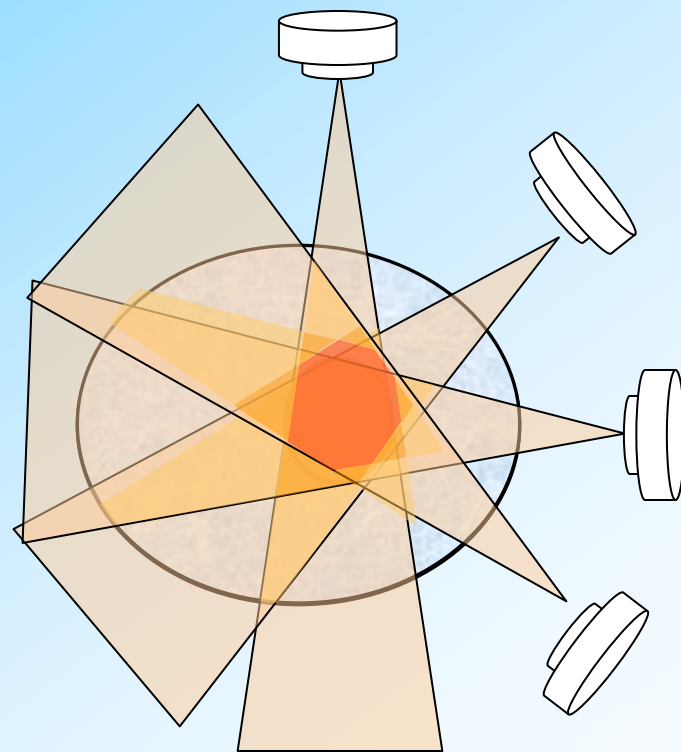
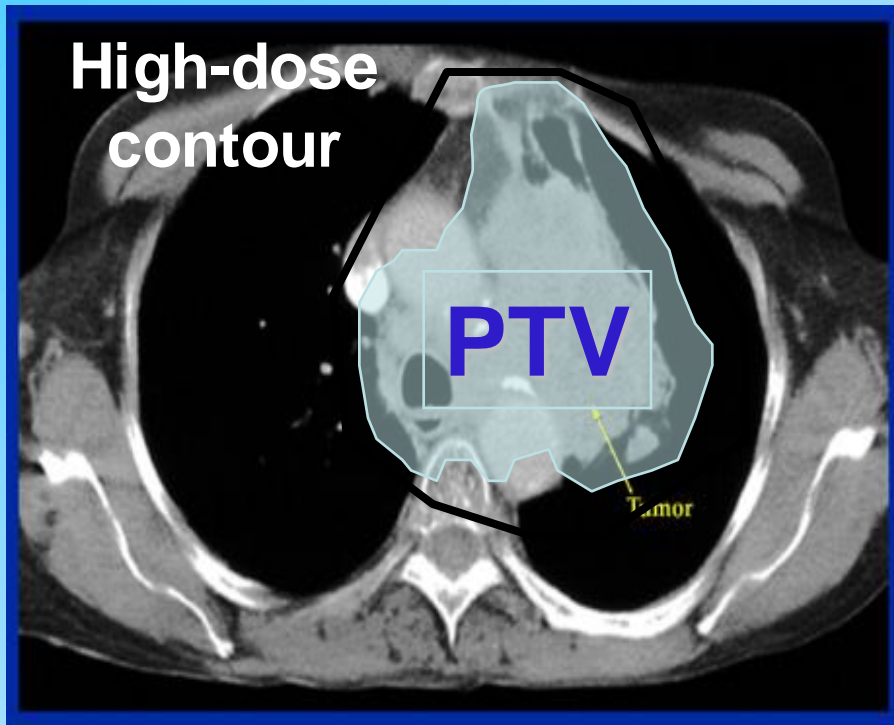
Аранжирането на лъчевите снопове се основава на опита.

Грубо формирани полета, базирайки се:

- Костни репери
- Рентгенографска проекция на облъчвания обем с контрастно вещество



3D - Конформална радиотерапия



Участъци в облъчвания обем със средни и ниски дози.

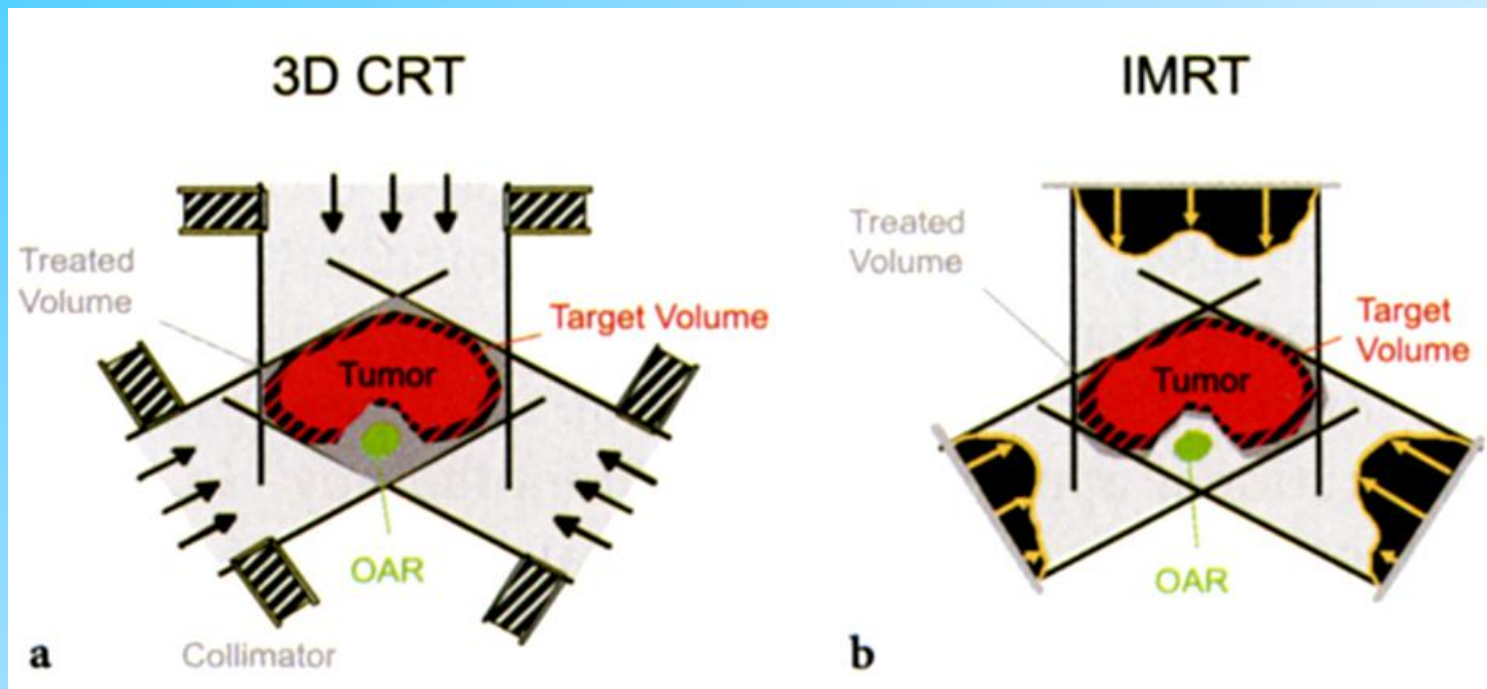
Формата на изодозното разпределение повтаря геометричната форма на облъчвания обем.

IMRT- дефиниция

- ❑ *Съвременна обобщена форма на 3D CRT, която използва лъчеви снопове с пространствено нееднакъв интензитет, падащи върху пациента.*
- ❑ *Модулирането на интензитета се извършва чрез използването на различни оптимизационни техники интегрирани в съвременните TPS.*

Report of the IMRT Collaborative Working Group: Int J Radiat Oncol
Biol Phys 51: 880 914, 2001

Сравнение между принципите на 3D CRT и IMRT

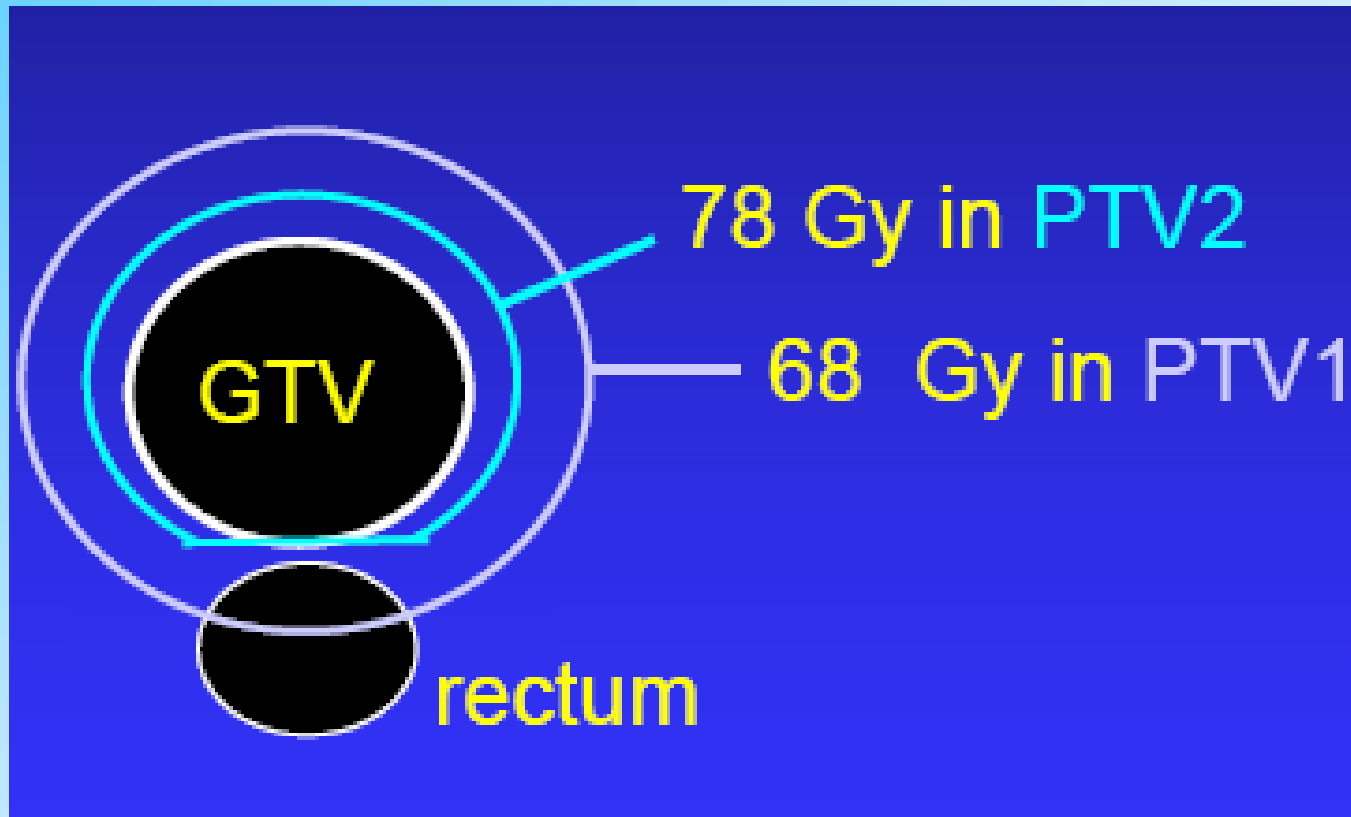


- използване на лъчеви снопове с *оптимизирано нехомогенно (нееднакво) пространствено разпределение на интензитета ИМ.*
- прилагат се от различни посоки (или ъгли) на падане, така че да се получи желаното изодозно разпределение в мишенния обем и адекватно щадене на близко разположените критични органи

Етапи на планирането и реализирането на IMRT

- Иммобилизация и позициониране на пациента
- Получаване на образи-3D информация за пациента
- Сегментиране (очертаване) на критичните и мишенните структури
- IMRT планиране
- Трансфер на файловете и валидиране на плана
- Верификация на позиционирането
- Реализиране на облъчването

IMRT планиране-обратно планиране-пример

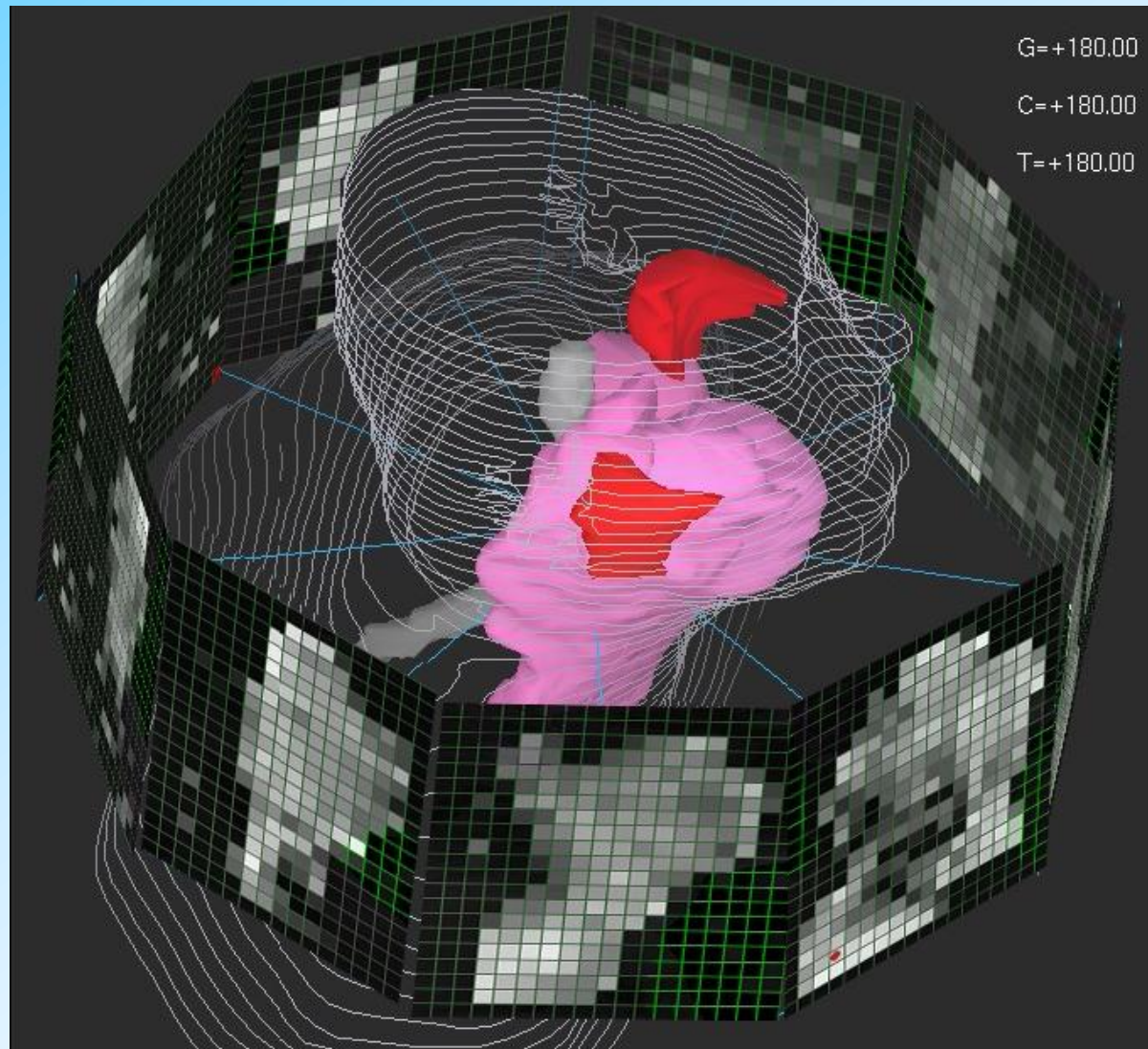


IMRT планиране-обратно планиране-пример

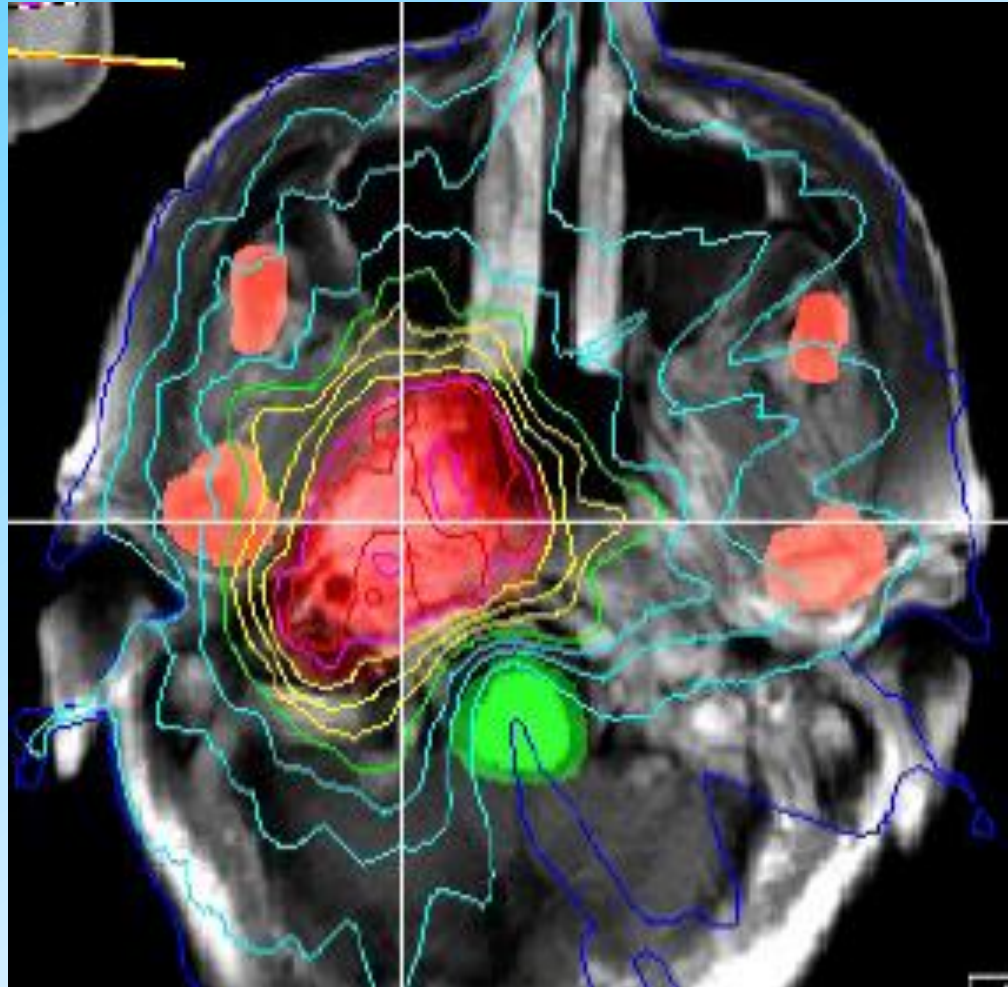
- PTV 2 **99%vol**
min доза 74.1 Gy
max доза 83.5 Gy
средна доза 78 Gy
- PTV 1 **99%vol**
min доза 64.6 Gy
- Ректум стена **< 40% vol** може да получи 47 Gy
<45 % vol може да получи 65 Gy
<30 % vol може да получи 70 Gy
<5 % vol може да получи 75 Gy
- Femur head max доза 52 Gy в **10% vol**

“Карта на Интензитета”

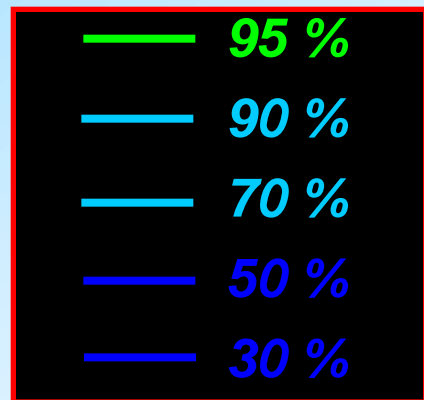
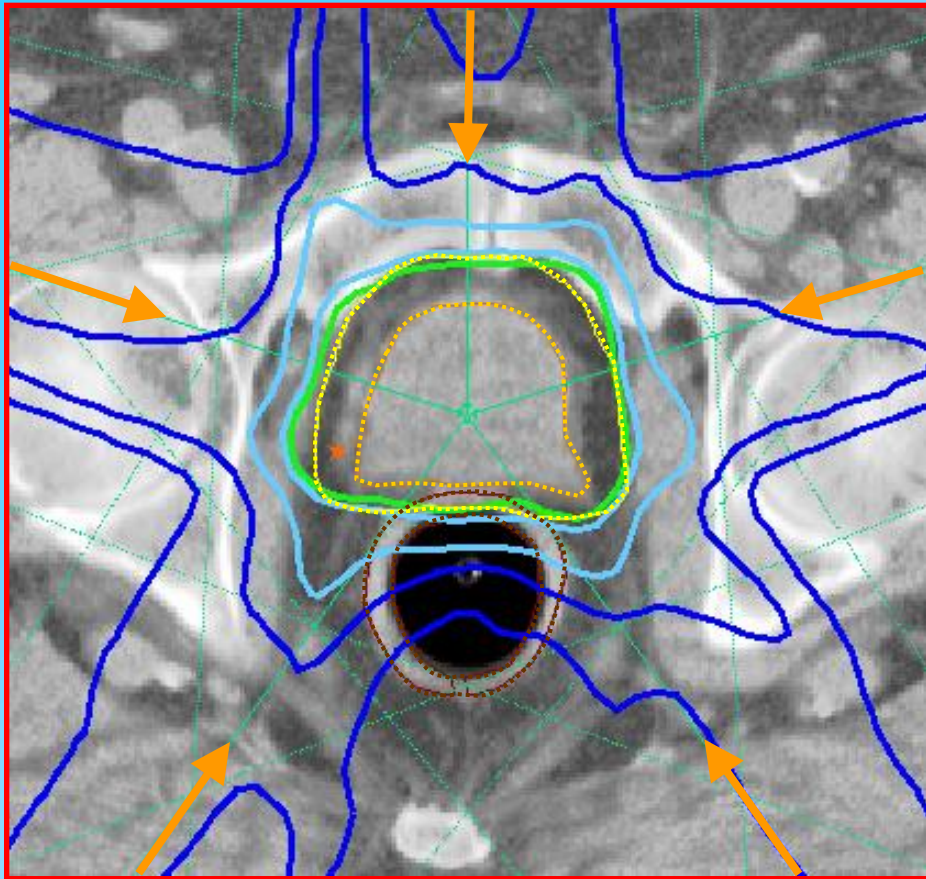
Компютърно контролирано модулиране на интензитета на лъчевия сноп-за получаването на усъвършенствувано изодозно разпределение.



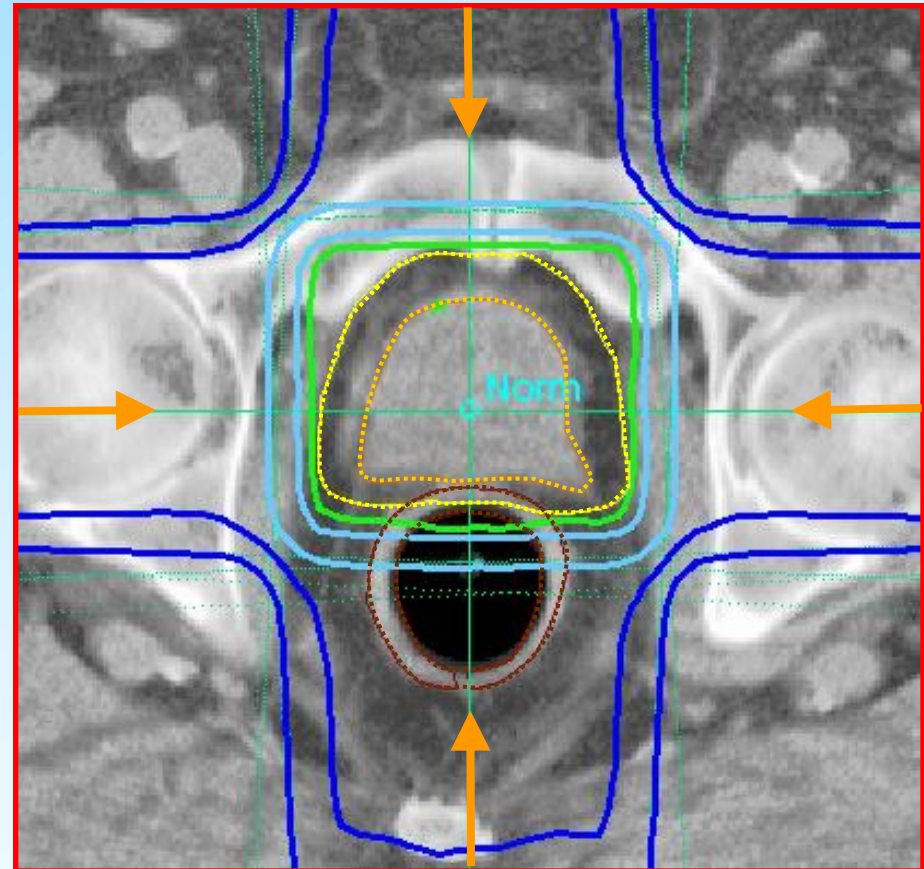
IMRT изодозно распределение



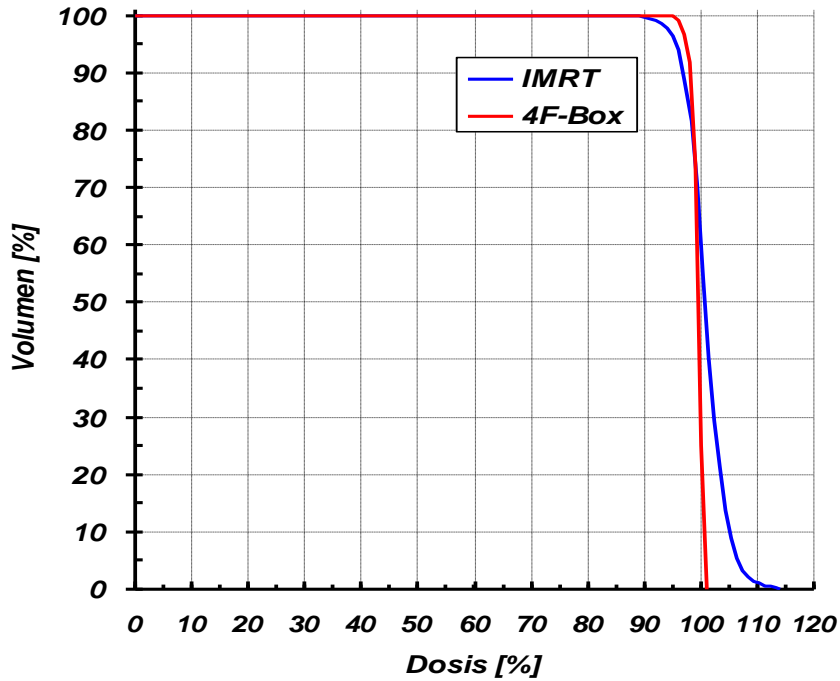
5-Felds-IMRT



4-Felds-Box - CRT



PTV

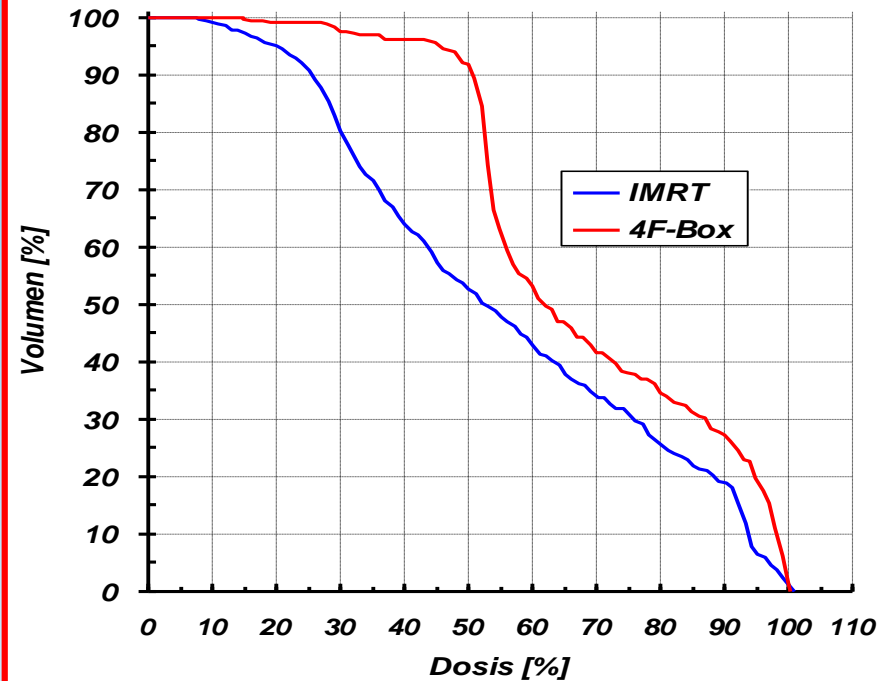


4F-Box: 95 % < Dosis < 101 %

IMRT: 90 % < Dosis < 113 %

$V_{95} = 97 \%$

Rektumwand



4F-Box: Mean Dose = 69.3 %

IMRT: Mean Dose = 56.4 %

СЪВРЕМЕННИ МЕТОДИ ЗА С РАДИОТЕРАПИЯ

- ❑ Протонна терапия
- ❑ VMAT радиотерапия – ELESTA, STOKHOLM, SWEDEN
- ❑ Rapid Arc радиотерапия – VARIAN, PALTO ALTO, USA
- ❑ TomoTherapy – Visconsin, Madisson, USA

TomoTherapy – Wisconsin, Madison, USA

Концепцията за т.нар. Томотерапия е възникнала в първото десетилетие на 90 – те години на XX век в University Wisconsin, USA.

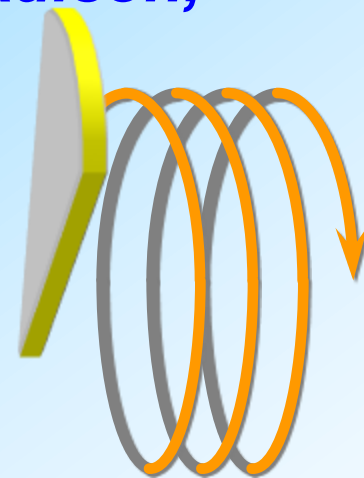
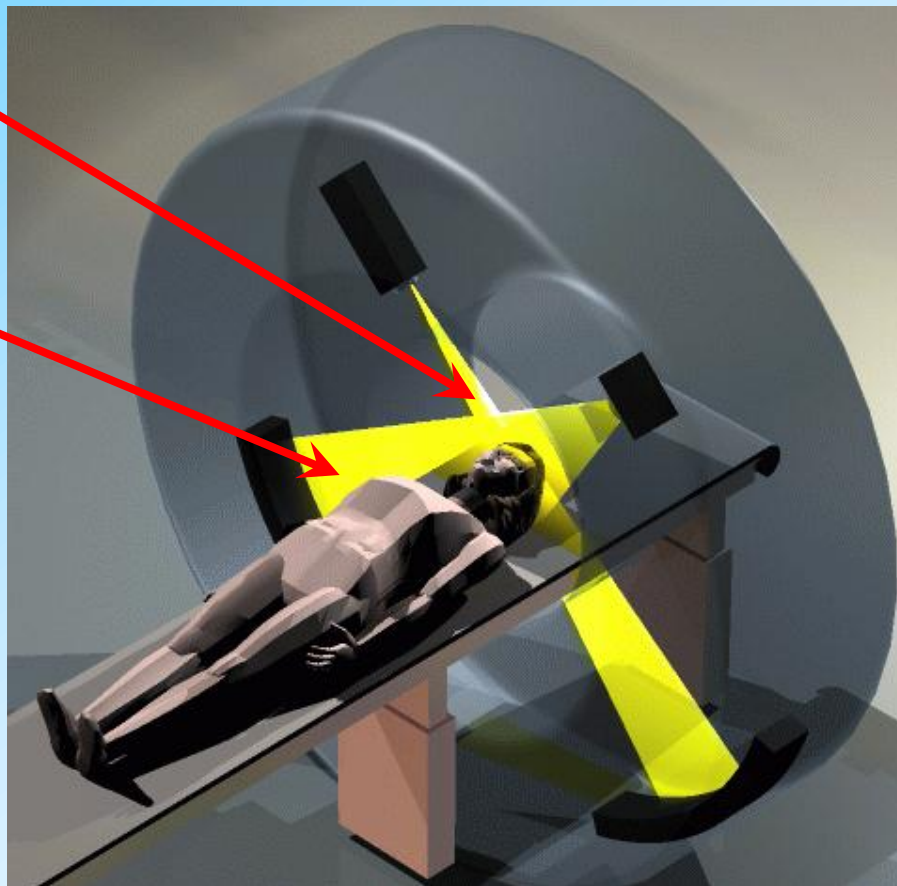
Първата създадена система за планиране и терапия е т.нар. Corvus system, произведена от Nomos Corporation (brain tumors).

Днес, Томотерапията или т.нар. **Helical Tomotherapy** е **IMRT** терапия, кореглируема от **Компютърен томограф (СТ)**, което я прави **НОВ ВИД ТЕРАПИЯ**.

Автори на системата за Томотерапия са **prof. Thomas Rockwell Mackie** и **prof. Paul Reckwerdt** от **University Wisconsin – Madison, USA.**

CT gantry + X band linac (6 MV)

**CT features
kV unit + detector**



Същност:

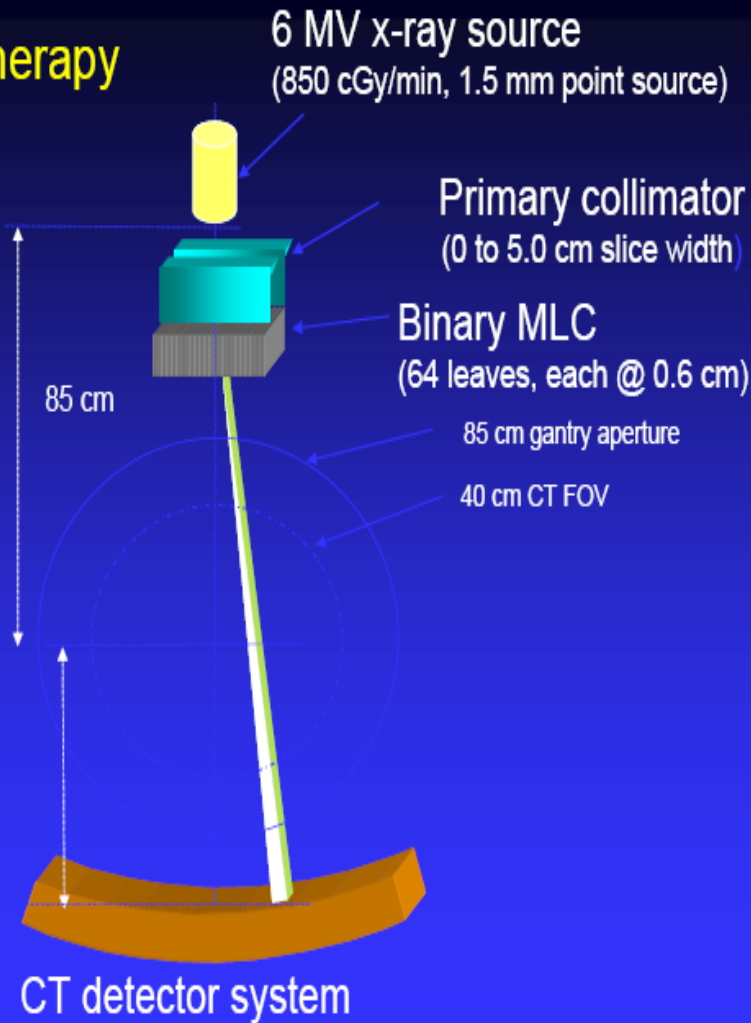
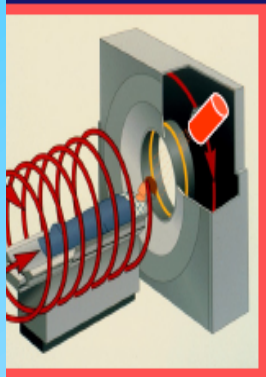
Малък източник на **X лъчи – 6 MV** е монтиран по подобен начин до източника на **X лъчи на СТ.**

Геометрията на движение и на двата източника е т.нар. Helical Geometry около тялото на пациента, което едновременно с облъчването позволява да се правят и СТ образи.

Днес този вид апарати се прилагат в радиотерапия под името **HiArt system** произведени от **TomoTherapy Inc.**

Възможността за ежедневни **СТ образи на всеки пациент, всеки ден преди всяко облъчване с цел прецизиране точността на облъчвания** 368
обем я прави **водеща терапия.**

Helical Tomotherapy HT



Helical Tomotherapy

Едновременна ротация на gantry и придвижване на масата-подобно на спирален СТ скенер.

Първият пациент е лекуван в *University Wisconsin – Madison – USA* през 2003г. от Dr. Minesh Mehta.

Днес в света са изградени и функционират повече от 200 центъра за Томотерапия.



ПРОТОННА ТЕРАПИЯ





Протонната терапия се базира на фундаменталните открития в ядрената физика

- ❑ 1946г. - д-р Robert R. Wilson за първи път прави предложение за клиничното използване на протонните снопове в Harvard, USA.
- ❑ Това е 30 години след демонстрацията на съществуването на елементарната частица протон от Ernst Rutherford (Нобелов лауреат по химия – 1908г.)
- ❑ 1954г. – първото клинично приложение на протонната терапия от д-р Ray Kjellberg в Berkeley, USA.
- ❑ 1990г. – първият клиничен протонен център в Loma Linda Medical Center.





Cyclotron



Beam Transport System



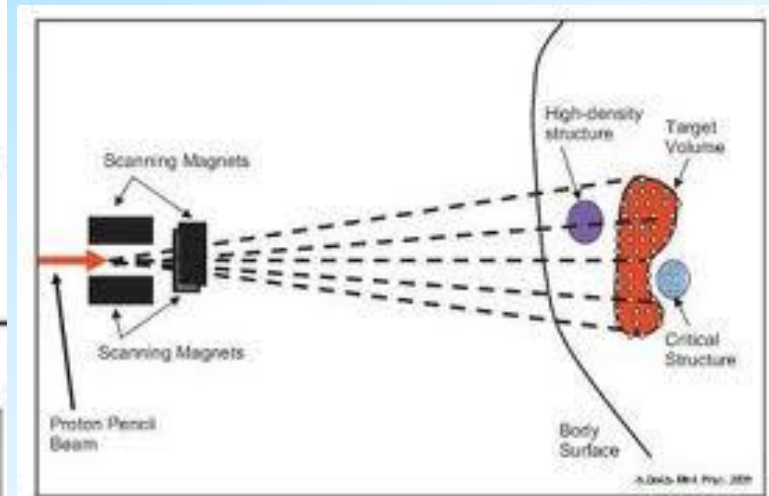
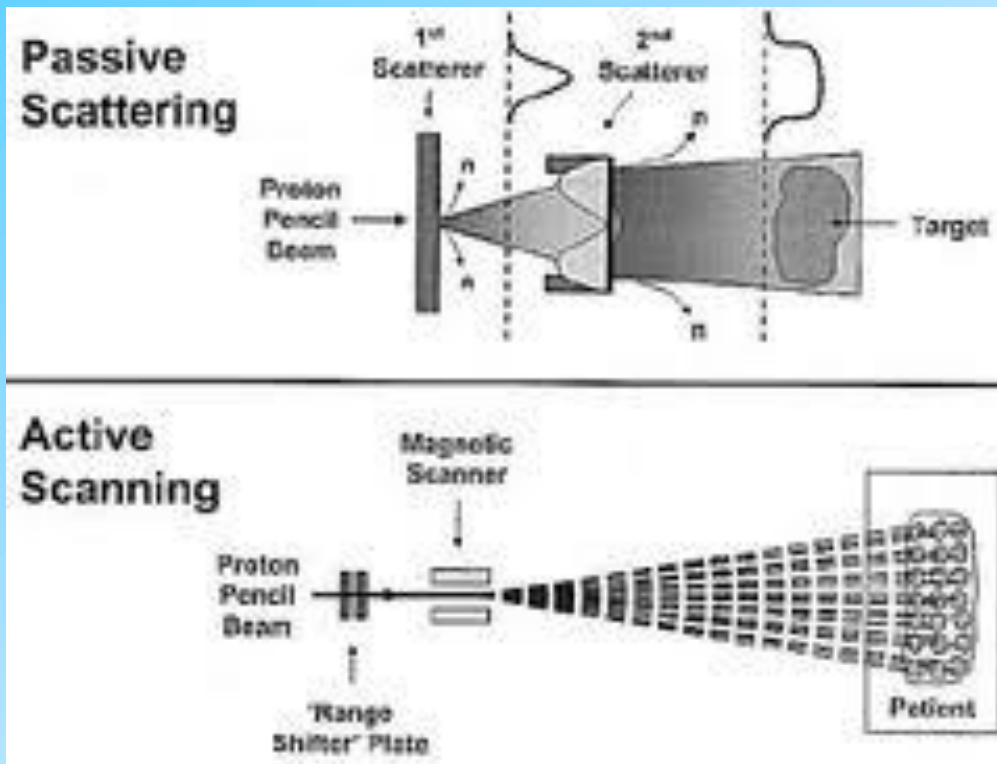
Universal Nozzle



Patient Positioning System

НАЧИНИ ЗА ПОЛУЧАВАНЕ НА ПРОТОННИ СНОПОВЕ

- ❑ Пасивно разсейване
- ❑ Активно сканиране

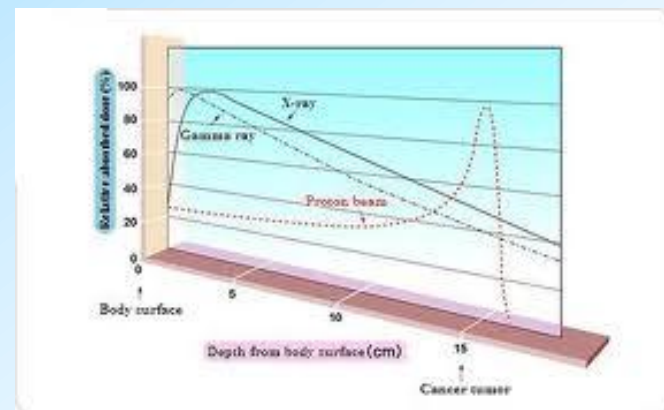


50 годишният опит на протонната терапия напълно демонстрира основния принцип на медицината: *Primum non nocere.*

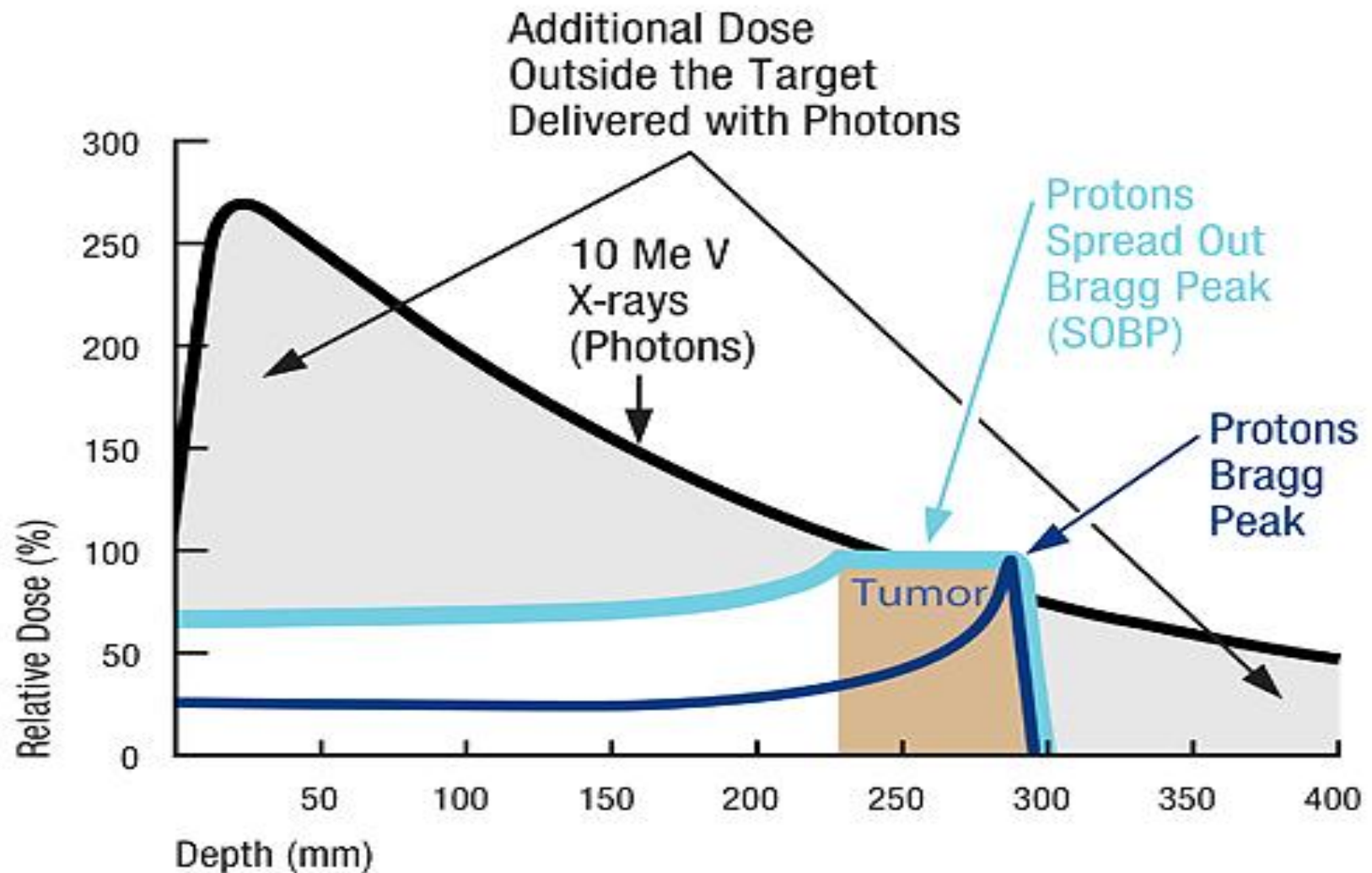


От физична гледна точка основните аргументи за използването на протонните снопове в радиотерапията са:

- обратен профил на дозното разпределение в дълбочина т.е. увеличава се предадената енергия с проникването в дълбочина (явлението Bragg peak).
- ниска йонизационна способност
- енергетично модулиране на Bragg peak – получаване на (Spread-out Bragg Peak)
- значително запазване на кожния ефект
- тясна полусаянка
- здравите тъкани получават значително по-ниска доза от облъчвания туморен обем



A Comparison of the Dose Distribution for Proton and X-ray Beams



Клиничните предимства на протонната терапия са:

- висока точност на аплицираната доза
- подобрява туморния контрол
- малки увреждания на здравите тъкани
- незначителни странични ефекти
- нисък риск от вторичен карцином
- неинвазивна терапия



**Клинично доказани са
постигнати успехи при лечението на:**

- карцином на простата
- ЦНС тумори, хордома и хондросаркома
- детски тумори
- тумори в областта на глава и шия
- дребно клетъчен белодробен карцином - (NSCL)
- Arteriovenous malformation (AVM)
- Ocular (uveal) melanoma

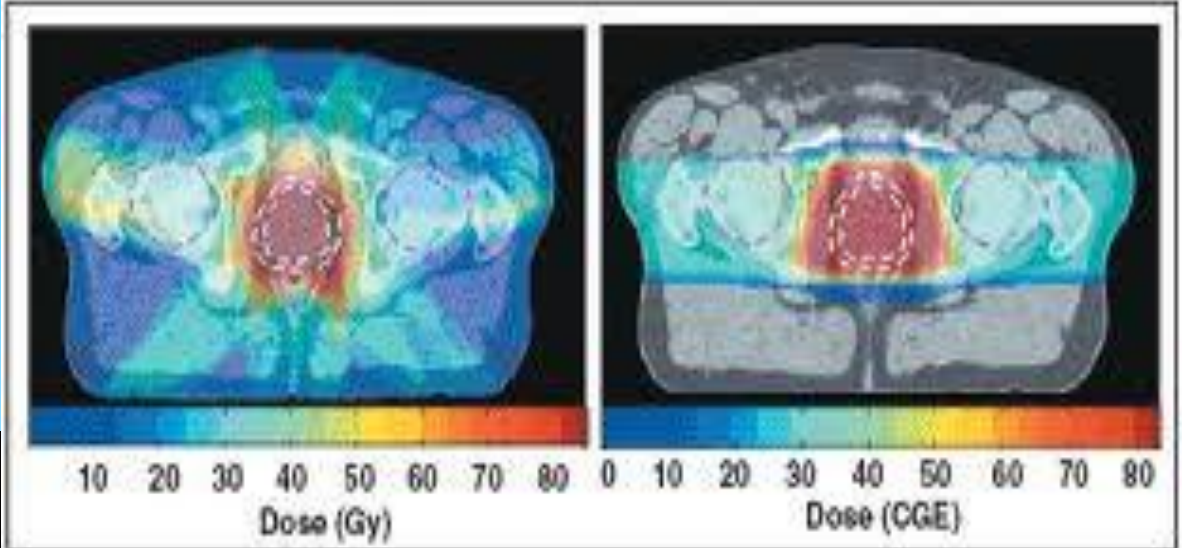
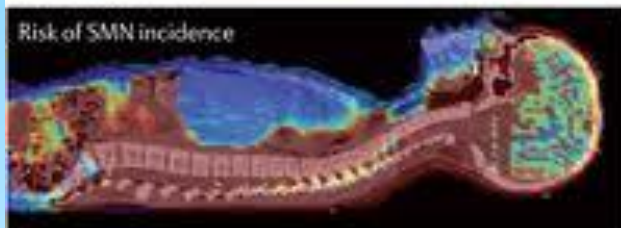
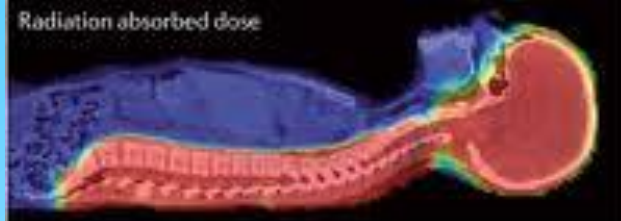
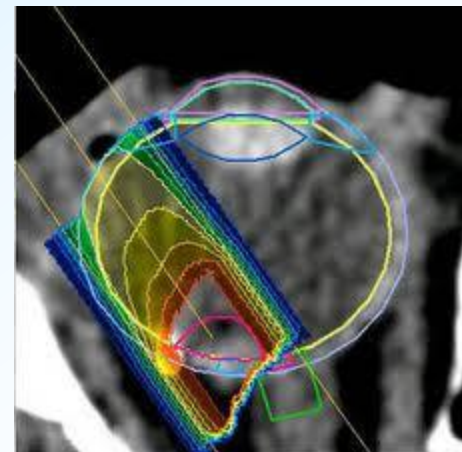
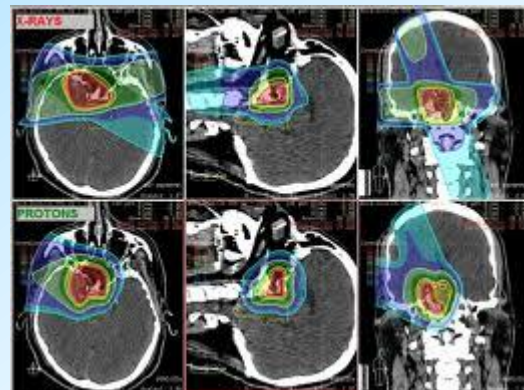


Figure 1: Protons vs Photons—Photon IMRT plan (left) and proton plan (right) to 79.2 GyE. CGE = cobalt gray equivalent; IMRT = intensity-modulated radiation therapy. Adapted, with permission, from Trofimov et al.[11]



Доказаните клинични предимства на протонната терапия в сравнение с останалите форми на радиотерапия са:

- висока точност и сигурност
- по-добро дозно разпределение в клиничния мишенен обем
- по-висок туморен контрол
- значително по-добро запазване на здравите тъкани

През последните 20 години общият брой на лекуваните пациенти и клиничните протонни центрове са както следва:

- ❑ 1990 - 16 proton centers, 11 682 patients
- ❑ 1995 - 25 proton centers, 19 373 patients
- ❑ 2000 - 30 proton centers, 31 838 patients
- ❑ 2005 - 39 proton centers, 48 386 patients
- ❑ 2009 - 30 proton centers, 78 275 patients
- ❑ 2010 - 32 proton centers, 84 492 patients

В близките 5 години се планират да бъдат открити нови 20 клинични протонни центрове.

- ❑ Протонната терапия е следващата логична стъпка в развитието на радиотерапията, подобрявайки дозното разпределение.
- ❑ Протонната терапия е сериозно предизвикателство за професионалистите, работещи съвременни форми на радиотерапията.
- ❑ Днес протонната терапия е атрактивна, прецизна и модерна форма на радиотерапията.

НУКЛЕАРНА МЕДИЦИНА

Видове изследвания

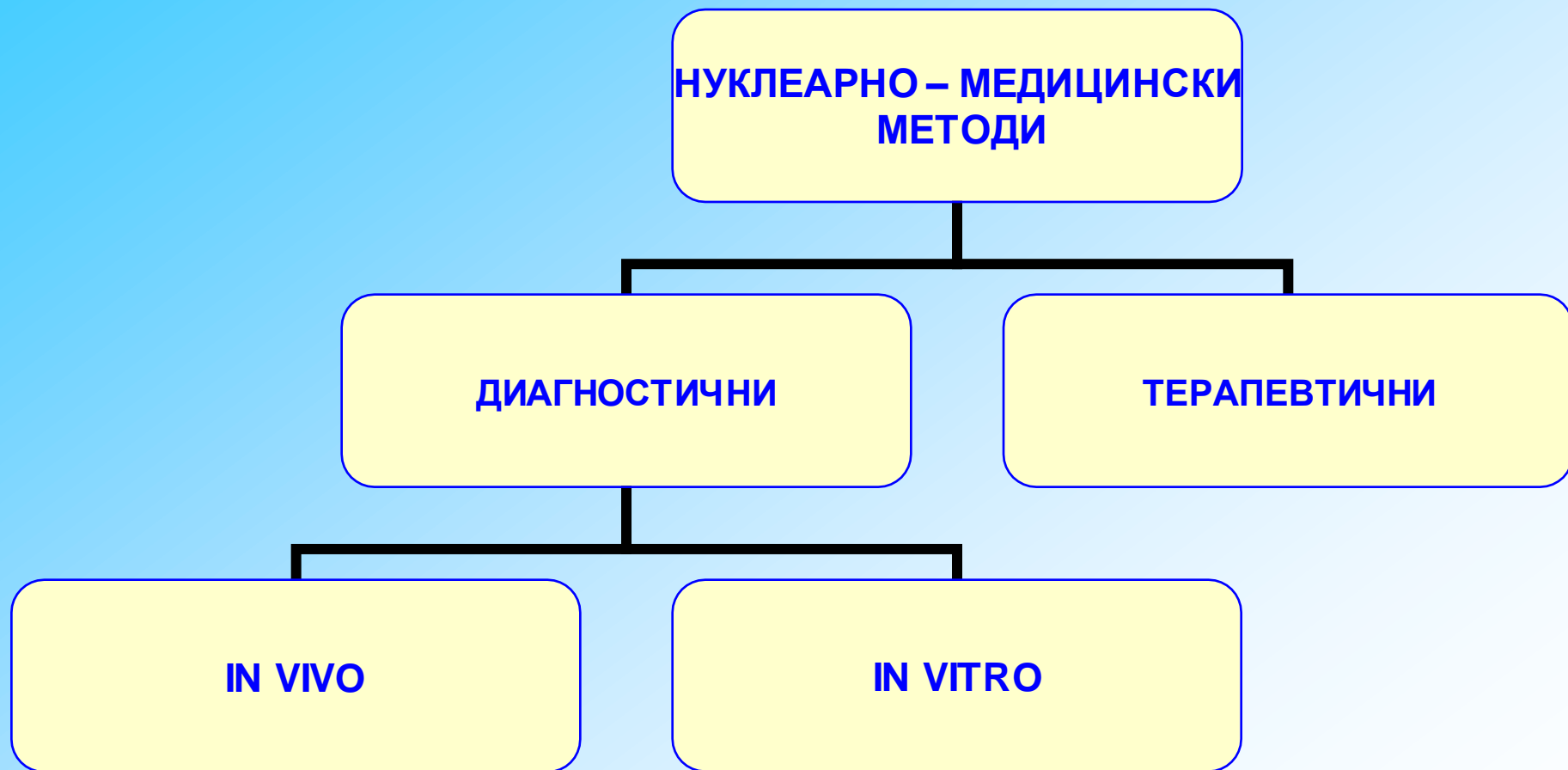
Апаратура

I. Определение

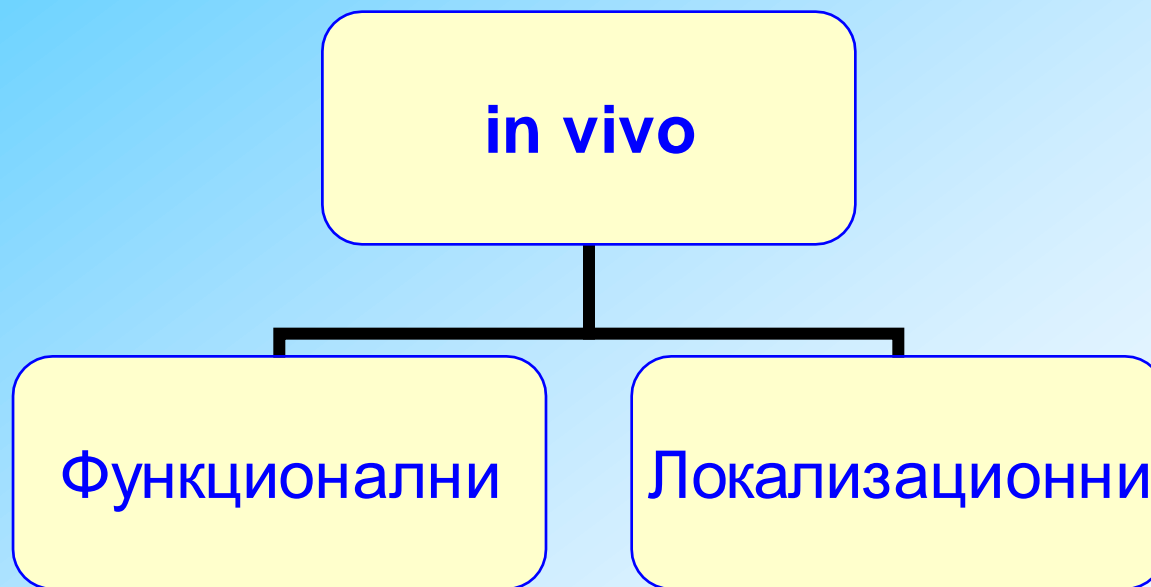
Нуклеарната медицина е основна медицинска специалност и научна дисциплина, която използва за диагностична и лечебна дейност открити радиоактивни източници.

- ❑ По натрупването на радионуклидите в различните органи на човешкото тяло може да се определят формата, размерът, местоположението им и наличието на пространствозаемащи процеси в тях.
- ❑ По скоростта на постъпване или напускане на радионуклида се определя функционалното им състояние.

НУКЛУАРНО – МЕДИЦИНСКИ МЕТОДИ



ВИДОВЕ ДИАГНОСТИЧНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ



Радиофармацевтик – неорганично или органично съединение, включващо радиоактивен елемент, който може да бъде използван сам или свързан с определена субстанция, така че да е способен за селективна фиксация в даден орган или система.

Радиофармацевтиците са активни съединения, поради тяхната способност да се депонират избирателно.

За да се осъществи дадено изследване в нуклеарната медицина трябва да са налице две условия:

❑ **Наличие на Радиоактивни изотопи**

- биологично и физиологично поведение на изотопа
- физични и химични характеристики на

Радиофармацевтика

- евентуален радиобиологичен елемент

❑ **Наличие на апаратура**

- регистриране на β и γ лъчи
- **представяне на информация във вид удобанализ и избягване на субективния елемент**

Идеалният Радиофармацевтик трябва да отговаря на следните условия:

1. Да бъде източник само на γ лъчи.
2. Да има оптимален период на полуразпад $T_{1/2}$.
3. Да има условия за инкорпориране в интересувания ни орган.
4. Евтино производство.

ФАРМАКОКИНЕТИКА – РФ попаднал веднъж в организма подлежи на някаква динамика свързана с неговото залавяне /абсорбция/, с неговото разпределение /дистрибуция/, неговата обмяна /метаболизъм/ и отделянето му от тялото на изследвания пациент /екскреция/.

АФИНИТЕТ – СКЛОНОСТТА НА НЯКОИ РФ да се натрупват избирателно в определени органи или системи приоритетно.

Примери:

щитовидна жлеза - ^{131}J

костна система – ^{89}Sr , ^{32}P , ^{153}Sm , ^{90}Y

Y

лимфосцинтиграфия – $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – наноколоид

бял дроб - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ – MIBI

Качествен Контрол

Физичен Контрол

- ❑ оценка на радионуклидната чистота на веществото
- ❑ определяне на периода на полуразпад $T_{1/2}$
- ❑ измерване на общата и специфичната активност

Химичен Контрол

- ❑ установяване на химичната чистота на веществото
- ❑ установяване на радиохимичната чистота на изотопа
- ❑ определяне на РН

Биологичен Контрол

Включва изпитания по отношение на:

- стерилност**
- ИЗОТОНИЧНОСТ**
- апирогенност**
- атоксичност**

ПОЛУЧАВАНЕ НА РАДИОФАРМАЦЕВТИК

Радионуклиден генератор - отделянето на метастабилните дъщерни нуклиди, които се използват в практиката поради сравнително краткия им период на полуразпадане и удобната за детектиране енергия на γ лъчението се извършва в специални устройства.

Хроматографски генератор



Основната част е генерторна колона, в която се поставя матерния адсорбант ^{99}Mo под формата на молибдат върху носител Al окис.

Дъщерният радионуклид $^{99\text{m}}\text{Tc}$ се получава под формата на технецев пертехнетат - $^{99\text{m}}\text{Tc O}_4$

След вкарване в колоната на елюент /стерилен разтвор на NaCl се получава веществото - $\text{Na}^{99\text{m}}\text{Tc O}_4$ /натрий технециев пертехнетат/ - елюат.

^{99m}Tc е източник на чисто гама лъчение с енергия $E=141\text{ keV}$.

^{99m}Tc е кратко живеещ радионуклид с широко приложение, дължащо се на съчетанието на неговите ядрено физични и химични свойства.

^{99m}Tc има период на полуразпад $T_{1/2} = 6\text{ h}$.

Функционални изследвания

Нарушенията във функциите на един орган могат да бъдат установени по степента и скоростта на натрупване и/или на отделяне на даден радиофармацевтик /РФ/ чрез измерване на активността A и на изменението ѝ във времето.

Величини, които характеризират изменението на активността във времето.

$T_p = T_{1/2}$ – физичен период на полуразпад

Интервалът от време, за който РФ в човешкото тяло намалява наполовина в резултат на естественото си радиоактивно разпадане.

T_b – биолгичен период на полуотделяне

Интервалът от време, за който РФ в човешкото тяло намалява наполовина в резултат на биологичното отделяне /урина, пот, фекалии/.

T_{eff} – ефективен период на полуотделяне

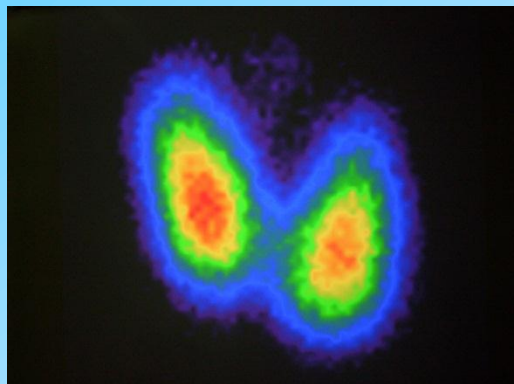
Интервалът от време, за който РФ в човешкото тяло намалява наполовина в резултат на радиоактивно разпадане и биологичното му отделяне.

$$1/ T_{eff} = 1/ T_p + 1/ T_b$$

$$T_{eff} = T_p \cdot T_b / T_p + T_b$$

ПРИМЕР

Сцинтиграфия на щитовидна жлеза



Тироидната сцинтиграфия е диагностична процедура, която предоставя образ на функцията на щитовидната жлеза.

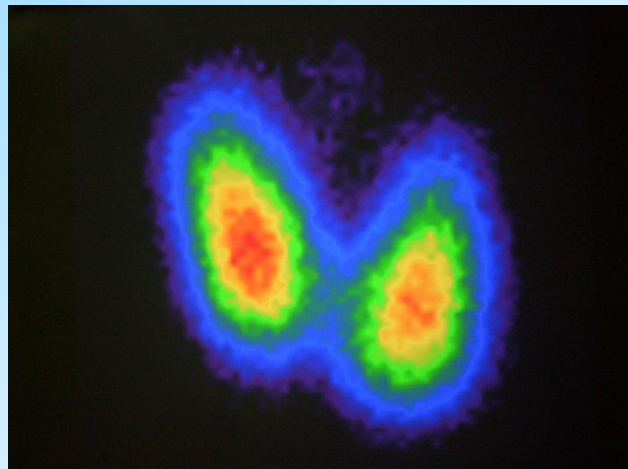
Тя се провежда с радиофармацевтици ^{99m}Tc -pertechnetate (технеций пертехнетат) или ^{131}I (радиоiod).

Техният метаболизъм в организма е такъв, че те се натрупват в щитовидната жлеза.

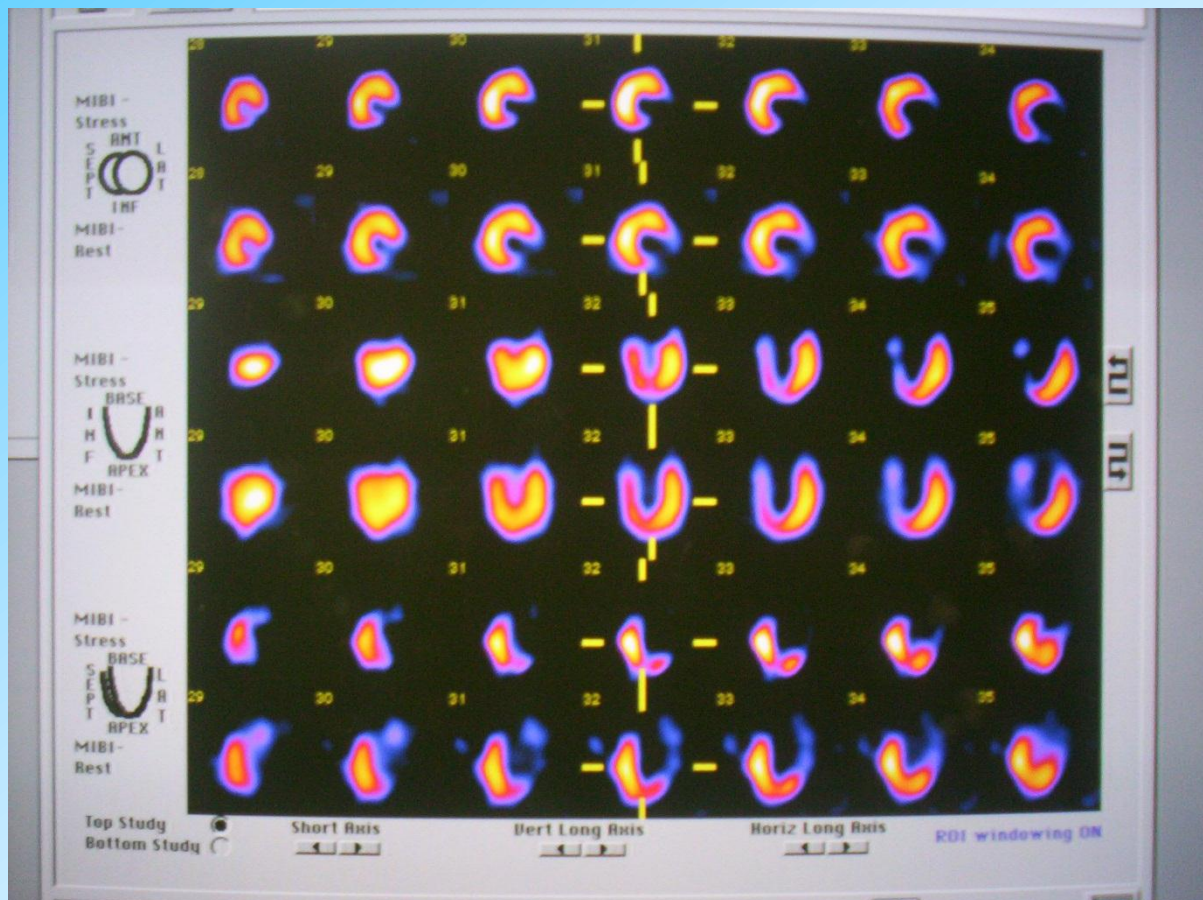
Сцинтиграфия на щитовидната жлеза

Тироидната сцинтиграфия дава възможност за оценка на:

- Обемни процеси в областта на шията
- Хипофункция на жлезата (Хипотироидизъм)
- Хиперфункция на жлезата (Хипертироидизъм)
- Щитовидна жлеза, разположена на нетипично място (Ектопична ЩЖ)
- Злокачествени заболявания на щитовидната жлеза
- Базедова болест
- Киста на дуктус тироглосус.
- Доброкачествена дифузна гуша
- Тироидити



Миокардна перфузионна сцинтиграфија



Локализационни изследвания

При локализационните изследвания анализираната величина е активност A във функция на пространствените координати т.е. $A = f(x, y, z) = ?$.

Скенирането е метод за получаване на информация относно пространственото /в частност/ равномерното разпределение на една физична величина или нейната функция.

Радиоизотопно скениране е определянето и визуализирането на активността A в даден орган или област на човешкото тяло след предварително въвеждане на подходящ РФ.

С помощта на радиоизотопното скениране се получава диагностична информация за:

- Големината, формата и структурата на изследваните органи и за положението им спрямо определени анатомични репери.
- Наличието на болестни изменения в изследвания обем, тяхната големина, форма, структура и местоположение.

Процедурата се провежда за откриване на следните костни и ставни промени:

Стрес фрактури и shin splints

Инфекции (остеомиелит)

Артрит

Костни тумори

Костни метастази

Травма

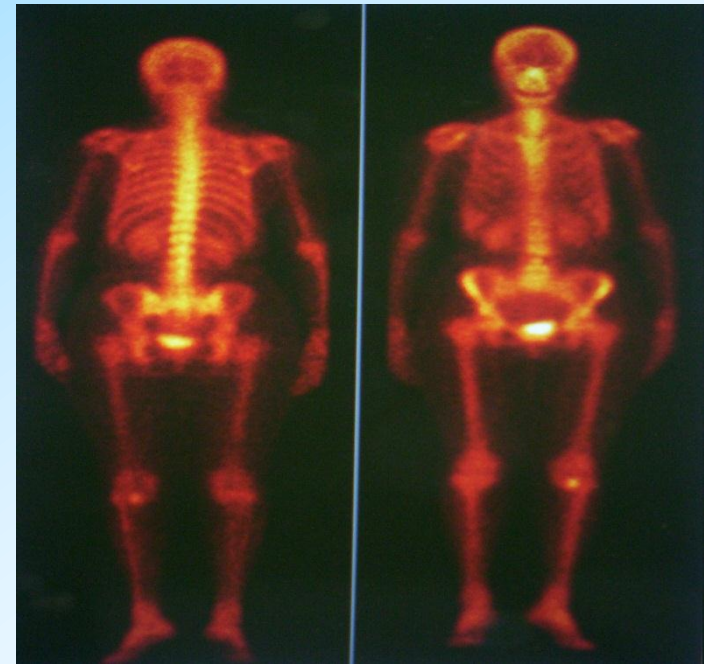
Метаболитни нарушения: Болест на Пейджет

Обменни нарушения, които засягат и костите

Област на мъртва костна тъкан в костите,

в следствие на нарушение в

кръвоснабдяването (аваскуларна некроза)



**Тези методи
представяват **ИН ВИВО** –
in vivo
нуклеарно-медицинска
диагностика.**

ОБРАЗЪТ НА РАЗПРЕДЕЛЕНИЕ НА АКТИВНОСТТА В ЧОВЕШКОТО ТЯЛО СЕ ПОЛУЧАВА ЧРЕЗ ИЗПОЛЗВАНЕТО НА СПЕЦИАЛНА АПАРАТУРА ЗА СКЕНИРАНЕ НА ЧОВЕШКОТО ТЯЛО.

СИСТЕМА ЗА РАДИОИЗОТОПНО СКЕНИРАНЕ

**Система за представяне
на данните за местоположението**

**Обект
разпределение
на активността**

**Детекторна
система**

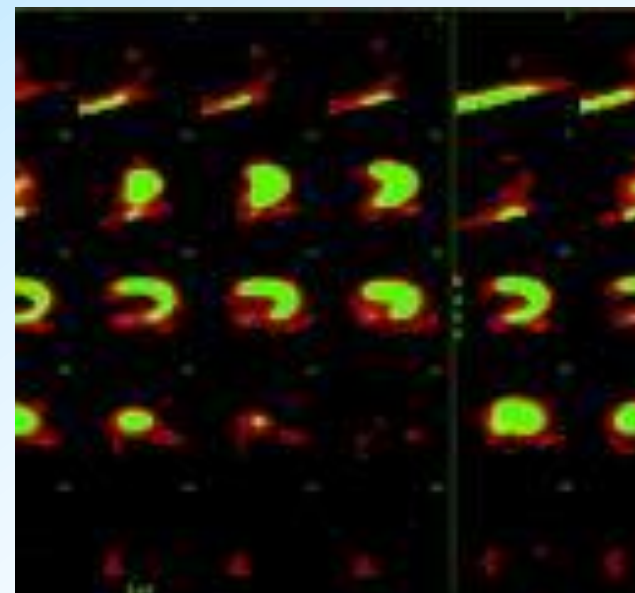
**Система
за визуализиране
на данните**

**Разглеждане
и
интерпретиране
на образа**

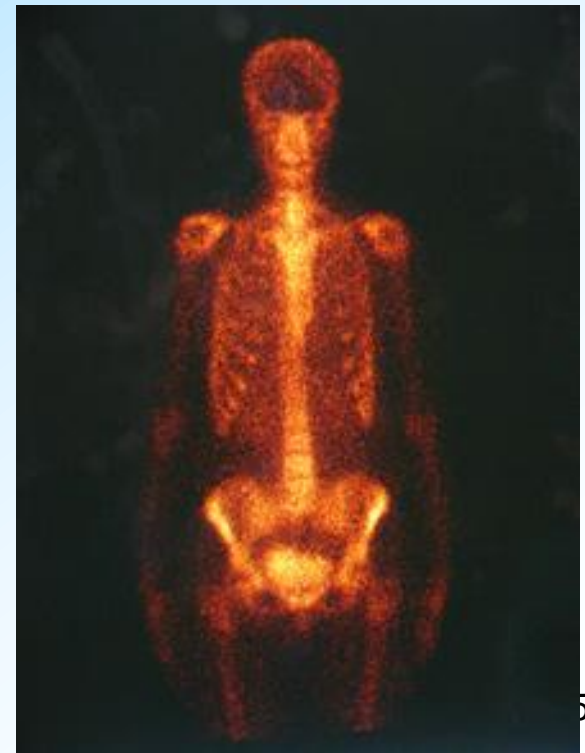
СПЕЦИАЛНА АПАРАТУРА ЗА СКЕНИРАНЕ НА ЧОВЕШКОТО ТЯЛО

- ❑ **SPECT – Single Photon Emission Computer Tomography**
- ❑ **PET – Positron Emission Tomography**

SPECT – Single Photon Emission Computer Tomography



SPECT гама - камера



SPECT – Single Photon Emission Computer Tomography

Принцип на действие:

- Детекторът извършва кръгово движение около тялото на пациента като регистрира данните за активността на радиофармацевтика в тялото на пациента.
- Данните за активността на радиофармацевтика се записват в компютър /PC/, където томографският образ на изследвания обект се изчислява /реконструира/ след сложна математическа обработка от компютъра.

PET – Positron Emission Tomography

ПЕТ - Позитронно – емисионен томограф



PET – Positron Emission Tomography

Принцип на действие:

Използва се позитронното лъчение от β^+ превръщането на ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F .

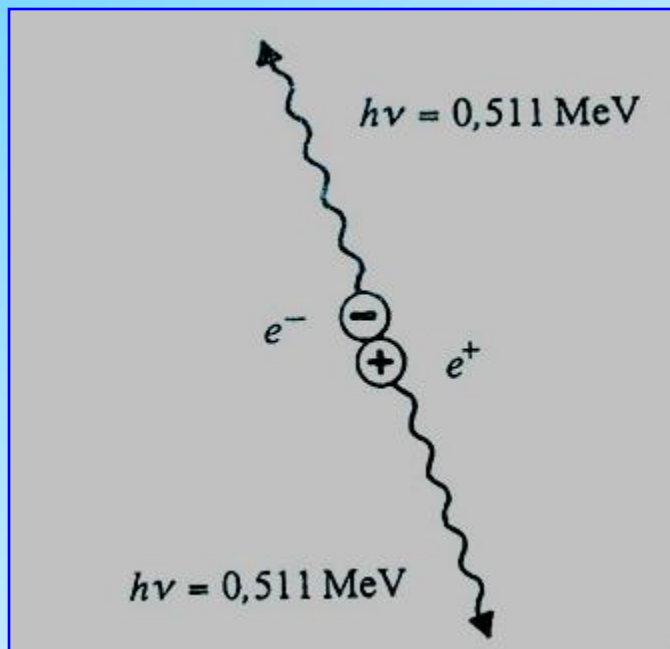
Тези радионуклиди се получават като продукти на ядрени реакции протичащи в ядрени съоръжения - циклотрони.

Аниhilационното γ лъчение, получено при взаимодействието на позитроните от радиофармацевтика с електрони от изследваните тъкани се регистрира със сцинтилационни детектори, намиращи се около тялото на пациента.

Аниhilационно γ лъчение, получено при взаимодействието на **позитроните** от радиофармацентика с **електрони** от изследваните тъкани.

Аниhilационно лъчение

След темпериране в облъчваното вещество (енергия под 0,1 eV) **позитронът** взаимодейства със също “топлинен” **електрон**, при което двете частици изчезват (**анихилират**), като превръщат своята маса в покой в енергия на два фотона **аниhilационно лъчение**.



$$h\nu = mc^2 = 0,511 \text{ MeV}$$

❑ **Позитронно емисионната томография (PET) е утвърден метод в нуклеарната медицина с широко приложение в съвременната онкология, позволяващ изследването на функцията и метаболизма на тъканите.**

❑ Това позволява ранна оценка и диагностика на състоянието на организма, много преди появата на анатомични изменения в даден орган. Като всяко нуклеарно-медицинско изследване методът е свързан с венозно инжектиране на малки активности радиоактивен материал – радиофармацевтик.

❑ При комбинация на PET с компютърна томография (скенер) се получава един изцяло нов и съвремен метод за диагностика, наречен позитронно емисионна компютърна томография (PET/CT).

❑ PET/CT е комбиниран образен метод съчетаващ нуклеарно-медицинско изследване – позитронно-емисионна томография и рентгеново изследване - компютърна томография. Като краен резултат се визуализират три образа – функционален (PET), морфологичен (CT) и софтуерно генериран трети образ, наречен слят, съчетаващ функционалните и морфологични образи.

❑ Получените образи са триизмерни и могат до бъдат на отделни сегменти или на цялото тяло. Върхов момент в технологията на PET/CT е въвеждането на технологията “Time of Flight” – Време на полет, която дава възможност за генериране на изключително качествени PET образи и значително подобрява чувствителността на метода.

❑ Съвременните хибридни апарати PET/CT по литературни данни значително превъзхождат по отношение на чувствителност и специфичност както PET, така и компютърната томография и ядрено-магнитния резонанс.

Къде се използва PET?

- ❑ Използването на PET/CT е основно в онкологията и в по-малка степен в кардиологията и неврологията. Превъзходството на метода пред всички останали при редица онкологични заболявания е толкова голямо, че той заляга в препоръките за диагностика и проследяване скоро след въвеждането му в клиничната практика.
- ❑ Основни приложения за PET/CT в онкологията са първична диагноза на някои онкологични заболявания, при известни лезии за преценка на тяхната злокачественост, стадиране и рестадиране - преценка степента на разпространение на известен онкологичен проблем преди и след терапия.
- ❑ Най-чести индикации са карцинома на белия дроб, главата и шията, хранопровода, дебелото черво и ректума, лимфомите, малигнения меланом. С по-прецизирано приложение по отношение подбора на пациенти методиката се използва и при карцином на млечната жлеза, яйчници, карцином на шийката на матката, щитовидната жлеза, панкреаса, тестисите и др.

Кои са материалите, които се използват за PET диагностика?

- ❑ За да се получи образ от позитронно-емисионния томограф на пациента трябва да се инжектира радиофармацевтик. Най-масово се използва радиофармацевтика е $^{18}\text{F-FDG}$ - дезоксиглюкоза, белязана с радиоактивен флуор. Той е аналог на глюкозата и се натрупва на места с повишен глюкозен метаболизъм.
- ❑ Като правило повечето тумори са със силно повишен глюкозен метаболизъм, което позволява тяхното разграничаване от здравата тъкан.
- ❑ Радиофармацевтика се инжектира венозно един час преди самото изследване. Предвид краткия период на полуразпад /110мин./ инжектираният радиофармацевтик постоянно намалява активността си в тялото на пациента, отчасти поради физичен разпад и отчасти поради екскреция на радиофармацевтика с урината.

РЕТ - ИЗСЛЕДВАНЕ



PET / CT ATLAS

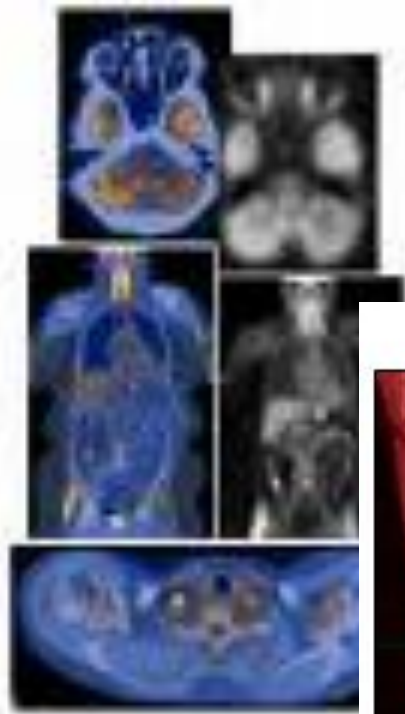
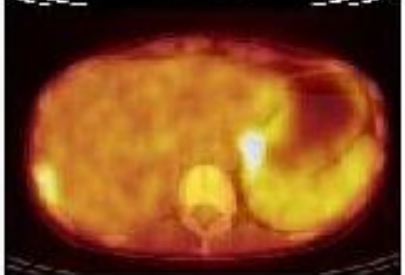
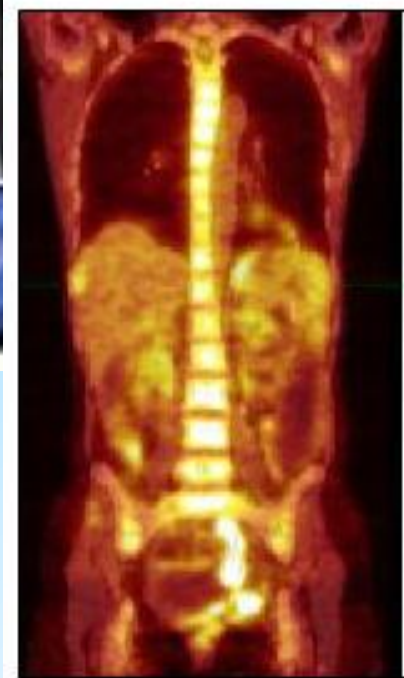
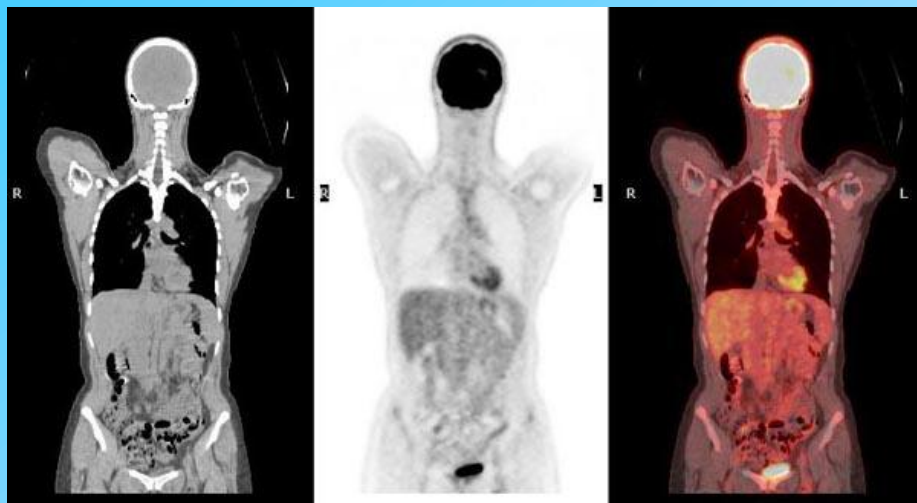


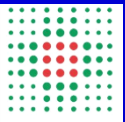
Image Courtesy of Philips



Получените образи са триизмерни и могат да бъдат на отделни сегменти или на цялото тяло



PET radionuclides production

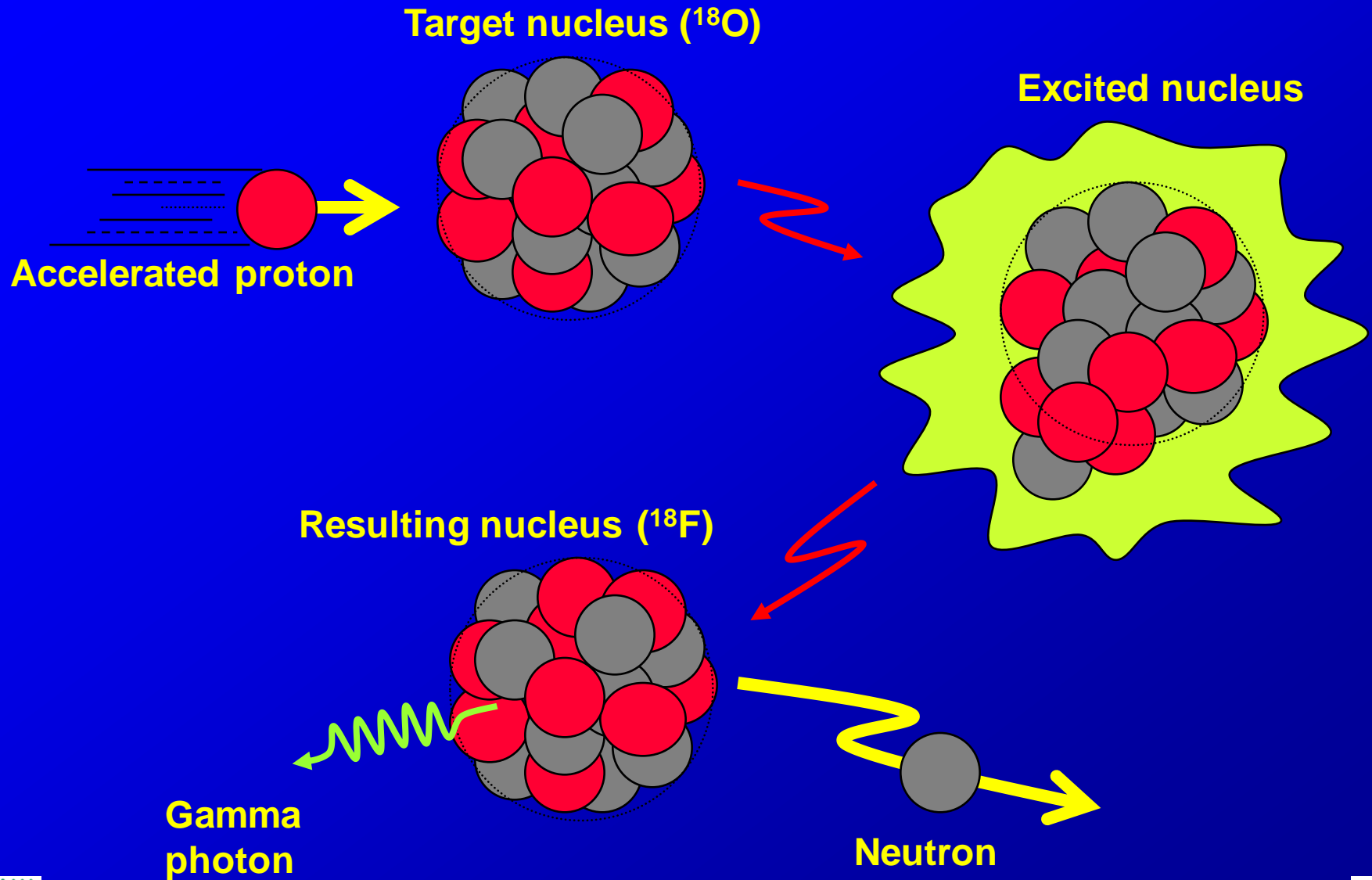


Principal PET radionuclides

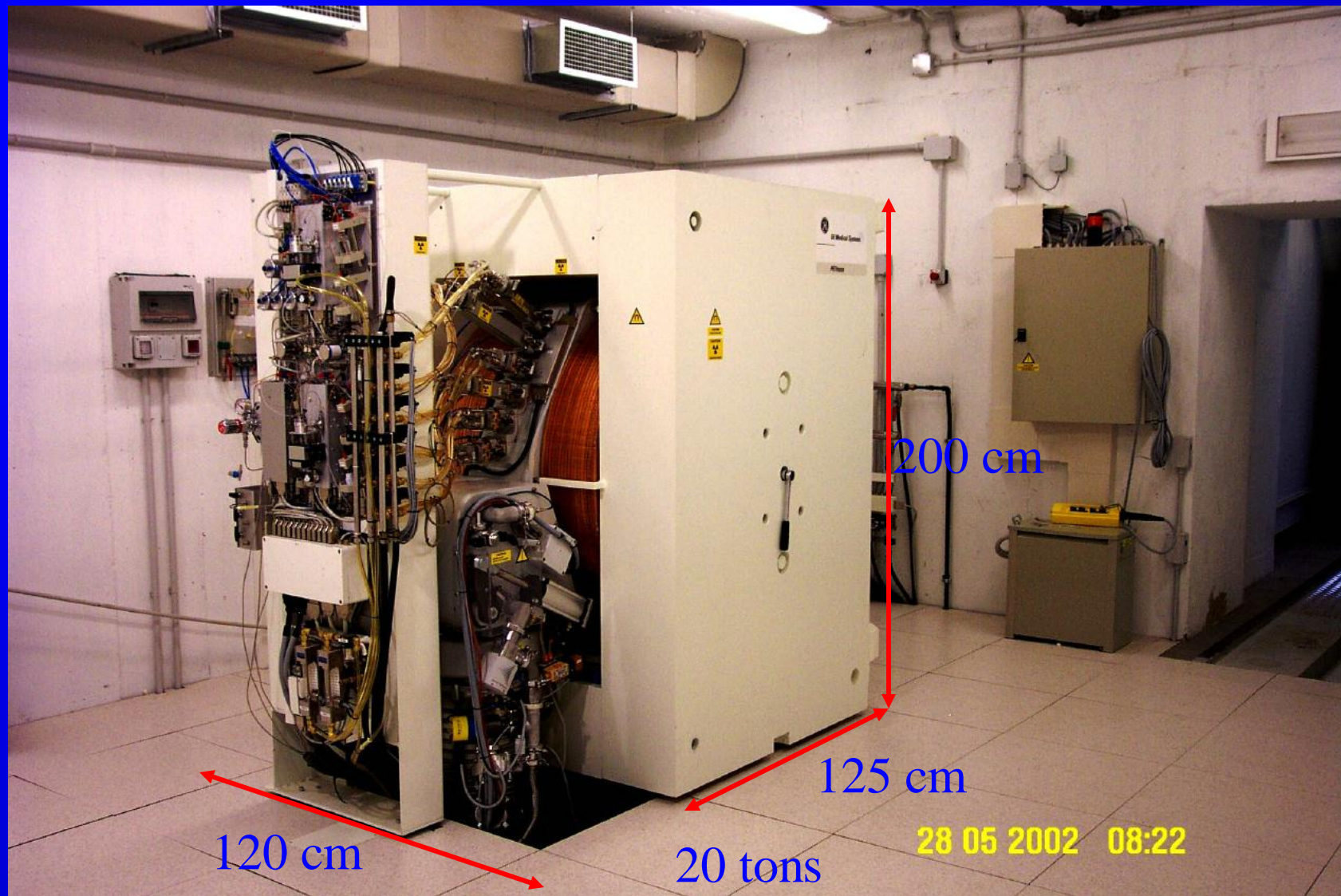
Radionuclide	$T_{1/2}$	Nuclear reaction
Carbon-11	20 min	$^{14}\text{N}(p,\alpha)^{11}\text{C}$
Nitrogen-13	10 min	$^{16}\text{O}(p,\alpha)^{13}\text{N}$
Oxygen-15	2 min	$^{14}\text{N}(d,n)^{15}\text{O}$
Fluorine-18 ($^{18}\text{F}^-$)	110 min	$^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$
Fluorine-18 ($^{18}\text{F}_2$)	110 min	$^{20}\text{Ne}(d,\alpha)^{18}\text{F}$

- *Light nuclides*
- *Fundamental elements for organic Chemistry*
- *Potentially, every biochemical process could be traced*

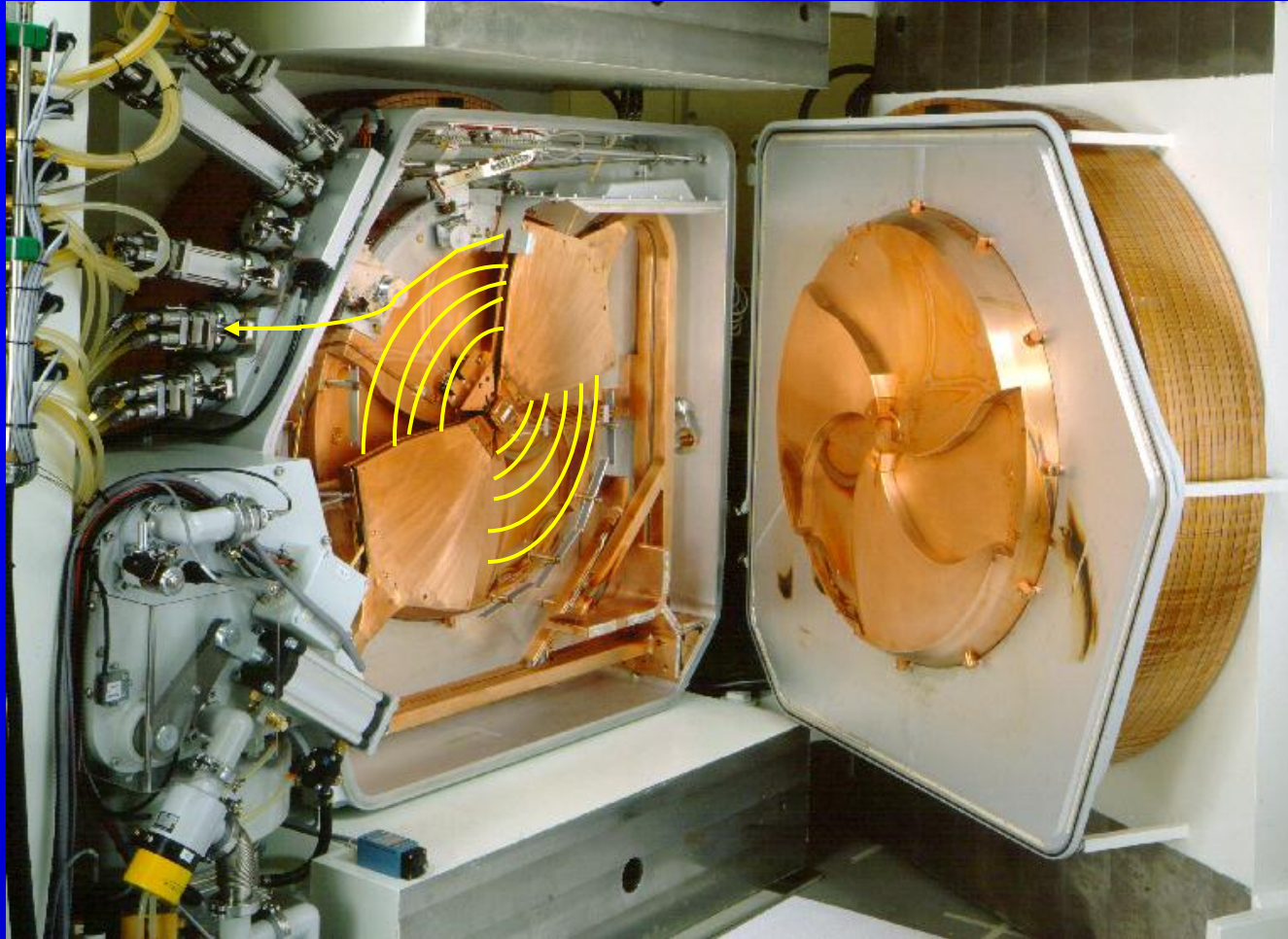
The principles of activation



The PETtrace cyclotron

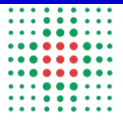


Beam acceleration



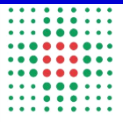
Principal models of cyclotron for biomedical uses

Cyclotron	E_{\max} (MeV)	Particles	I_{\max} (microA)	N. Max Targets	Dual beam	Ion Source	Self Shield
Advanced TR19	19	H- (D- opt)	150	8	Y	Ext, filament	opt
Siemens Eclipse	11	H-	80	8	Y	Int, filament	Y
GE MiniTrace	10	H-	60	6	Y (2° target fixed)	Int, PIG	Y
GE PetTrace	16.5	H- (D- opt)	80	6	Y	Int. PIG	opt
IBA Cyclone 18/9	18	H- (D- opt)	80	8	Y	Int. PIG	opt



Routine work cycle at the PET centre in Bologna

- 5.30: start; environmental and operational tests (temp, gases, voltage ...)
- 5.45: pre irradiation of ^{18}F target with H_2O^{16}
- 6.00: activity bolus delivered to a research hot cell; test of production; rinse & drying
- 6.00: start testing and loading ^{18}F -FDG module
- 6.10: start of first ^{18}F -production
- 6.15: preparing the vials dispensing unit
- 6.30 – 7.00: checking of cyclotron parameters
- 7.00: preparation of the insulator for unit dose dispensing
- 7.00: start preparation of the QC equipment
- 7.30: first irradiation is almost ready; final check of all systems
- 7.30: start preparation of the ^{11}C module for Choline / Methionine
- 7.45: end of first bombardment and delivery of activity to the ^{18}F -FDG module
- 7.50: rinse the ^{18}F -target; start ^{18}F -FDG synthesis
- 7.50: preparation of the ^{11}C target
- 8.00: start ^{11}C bombardment
- 8.15: end of ^{18}F -FDG synthesis; start of sterilization and vials dispensing
- 8.30: delivery of ^{11}C to synthesis module; start of Choline / Methionine synthesis
- 8.40: first vial of ^{18}F -FDG ready; taken sample for QC
- 8.55: ^{18}F -FDG QC completed; first patient dose dispensed
- 8.55: end of ^{11}C Choline / Methionine synthesis; sterilization
- 9.00: ^{11}C Choline / Methionine sample for QC
- 9.15: ^{11}C Choline / Methionine QC completed; first patient dose dispensed

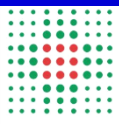


Activity needed for routine use

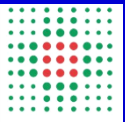
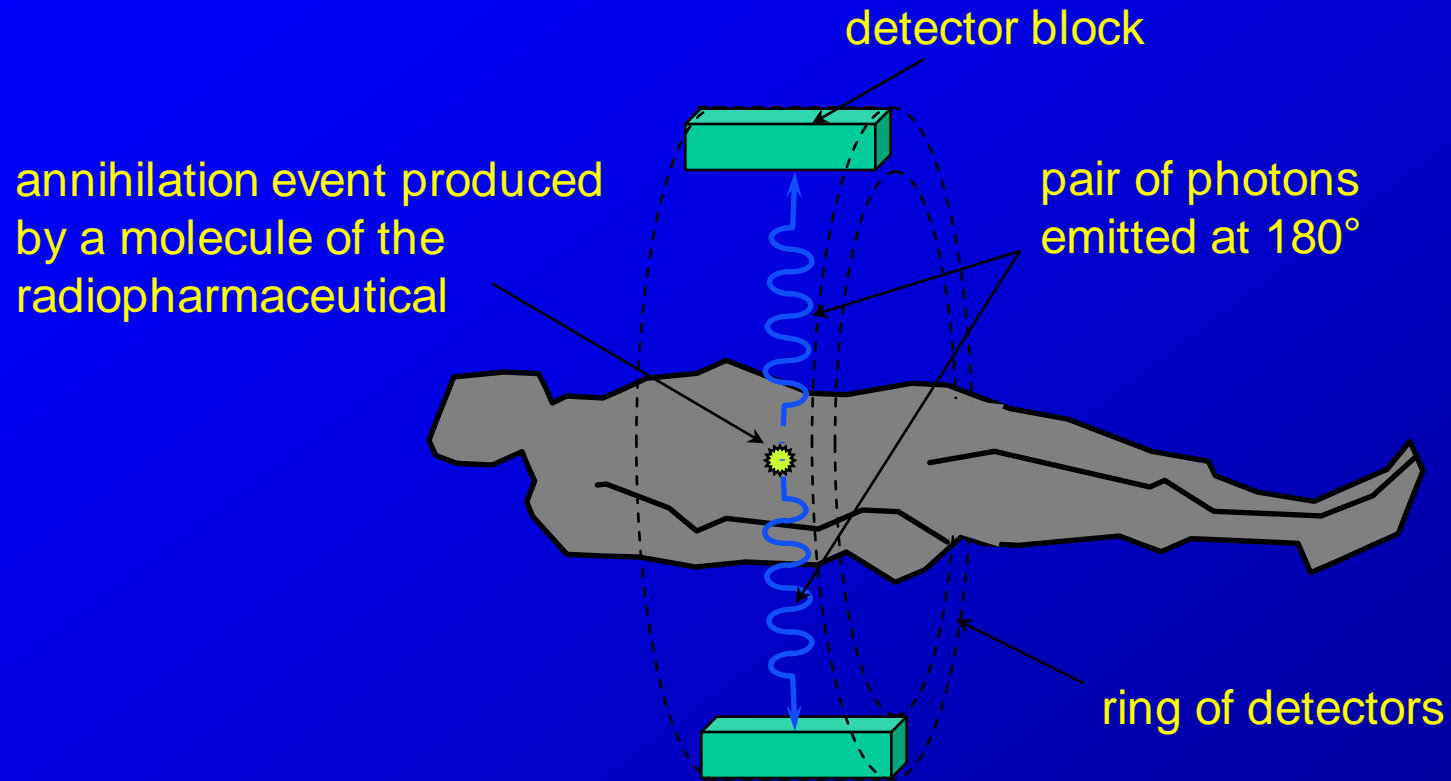
Generators for clinical use are generally supplied in the range between 1110 MBq (30 mCi) to 1850 MBq (50 mCi)

Initial activity (mCi)	Initial activity (MBq)	Initial eluted activity (MBq)	Initial synthesized activity (MBq)	Activity eluted after 9 months (MBq)	Activity synthesized after 9 months (MBq)
30	1110	833	583	333	233
50	1850	1388	971	555	333

- elution yield (referred to ^{68}Ge activity) is about 70 – 75 % initially and decreases to about 60 % during the period of use of a generator
- as shown, clinically useful activity can be consistently obtained
- a supply scheme of 1 generator/year loaded with 1850 MBq or 2 generators/year loaded with 1100 MBq is suitable for most applications

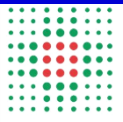
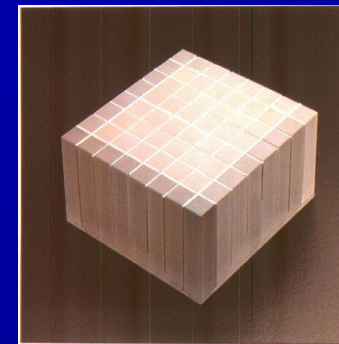


Principle of coincidence detection



Principal types of scintillating crystals for PET

Crystal Material	Light yield (photons/MeV)	Emitted light wave length (nm)	Light emission decay time (ns)	Density (g/cm ³)	Effective atomic number	Refractive Index	Energy resolution @ 511 keV (%)
NaI(Tl)	38000	415	230	3.67	51	1.85	10
BGO (Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂)	9000	480	300	7.13	75	2.15	20
LSO (Lu ₂ SiO ₅)	26000	420	40	7.4	66	1.82	15
LYSO (Lu _{1-y} Y _y) _{2(1-x)} SiO ₅	32000	430	40	7.1	66	1.82	12
GSO (Gd ₂ SiO ₅)	13000	440	50	6.71	59	1.85	15



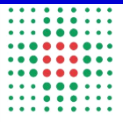
Important features of the detector material

- High radiation attenuation coefficient
- High atomic number Z
- High density

- High light yield
- Fast light emission time
- Good transmission of emitted light
- Frequency of emitted light suitable for good photomultiplier response

- Constant properties among different production batches
- Robustness, stability, no hygroscopic

- Good mechanical properties; easy to cut and assemble



Чрез **ин витро /in vitro/**

нуклеарно-диагностичните методи се измерват биологично активни съставки с голяма чувствителност и репродуктивност.

Такива са:

- ❑ радиоимунологични – изследване на хормони
- ❑ изследване на ниво на ензими
- ❑ изследване на ниво на витамини
- ❑ изследване на ниво на някои медикаменти и други

ТЕРАПЕВТИЧНИ НУКЛЕАРНО – МЕДИЦИНСКИ МЕТОДИ

Метаболизирането на някои радионуклиди довежда до избирателното им натрупване в патологичното огнище и реализиране на лечебен ефект, което се използва за метаболично лечение.

Аблация на щитовидната жлеза

метаболично лечение

При:

- малък остатъчен тумор (5-15 %)
- липса на метастази
- след регионална лимфна дисекция

- Използва се РФ Na^{131}I .
- Активност на РФ – 1-3,7 GBq (27-100 mCi).

Всяко звено по нуклеарна медицина трябва да разполага като минимум със следните помещения:

- хранилище за получени радионуклиди**
- помещение за радиохимия**
- помещение за аплициране на радиофармацевтичните вещества**
- работни помещения със съответните апарати за изследване на пациентите**
- хранилище за радиоактивни отпадъци**
- чисти помещения за персонала**
- санитарни възли за персонала и за пациентите**

дозкалибратор (измерител на активност)



индивидуални дозиметри



В тези звена трябва да могат да се извършват следните изследвания:

- сцинтиграфия на щитовидната жлеза с ^{99m}Tc -пертехнетат;
- сцинтиграфия на щитовидната жлеза със ^{131}I -натриев йодид;
- динамична бъбречна сцинтиграфия с ^{99m}Tc -MAG3 (ЕС, ДТРА) ;
- статична бъбречна сцинтиграфия с ^{99m}Tc -DMSA;
- изотопна нефрография (ИНГ) и определяне количеството на остатъчната урина в пикочния мехур;
- сцинтиграфия на кости и стави;
- перфузионна сцинтиграфия на бял дроб;
- изследване по радиоимунологични или имунорадиометрични методи на щитовидните хормони Т3 и Т4, Тиреоглобулин, полови хормони - Естрадиол, Прогестерон, Тестостерон; хипофизни хормони - ТСХ, ФСХ, ЛХ, Пролактин и други хормони.

РАДИАЦИОННА ЗАЩИТА

ALARA = As Low As Reasonably Achievable

Основен принцип на радиационната защита:

нивата на облъчване трябва да се поддържат толкова ниски, колкото е разумно постижимо, като се вземат предвид и икономическите и социалните фактори.

Публикация 26 на ICRP (1977)

- I. Облъчването да се поддържа толкова ниско, колкото е разумно постижимо с оглед на икономическите и социалните фактори.
- II. Облъчването да се поддържа толкова ниско, колкото е разумно постижимо, но така, че да се получи необходимата диагностична информация и/или да се реализират целите на радиотерапията.

Международни организации в областта на радиационната защита

- ❑ Научен комитет по изучаване на действието на атомната радиация към ООН (НКДАР-ООН, UNSCEAR)
- ❑ Международна комисия по радиологична защита (МКРЗ, ICRP)
- ❑ Международна агенция за атомна енергия (МААЕ, IAEA)
- ❑ СЪВЕТ на ЕС (ЕВРОАТОМ)

ПУБЛИКАЦИИ НА МЕЖДУНАРОДНИТЕ ОРГАНИЗАЦИИ

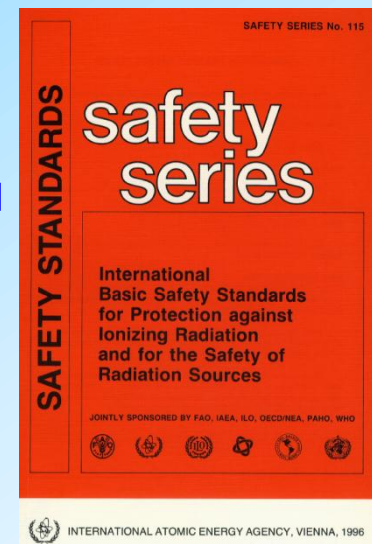
- ❑ Публикация 60 на МКРЗ от 1990 г.
- ❑ Международни основни норми за радиационна защита и безопасност от източниците на лъчения, МААЕ през 1996 г. – Safety Standards 115
- ❑ Директива 96/29/ЕВРАТОМ на Съвета на Европа за основните норми за защита на здравето на работещите и населението от опасностите при използване на йонизиращи лъчения
- ❑ Директива 97/43/ЕВРАТОМ на Съвета на Европа от 1997г. – за защита на пациента при медицинско облъчване

МЕДИЦИНСКО ОБЛЪЧВАНЕ

IAEA/ МААЕ – Safety Standards 115, 1996г.

Международни основни норми за радиационна защита и безопасност от източниците на йонизиращи лъчения

ICRP/МКРЗ - Публикация 60 от 1990 г.



EUROPEAN UNION/Европейски съюз

Директива 84/466/Euratom от 1984 г. за основните мерки за радиационна защита на лицата при медицинска диагностика и лечение

Директива 97/43/EURATOM от 1997 г. за закрила на здравето на лицата срещу опасностите, произтичащи от йонизиращите лъчения при медицинско облъчване

НОРМАТИВНИ ДОКУМЕНТИ В БЪЛГАРИЯ

Изискванията на Директиви 96/29 и 97/43 са отразена в различни нормативни и ненормативни документи:

- ❑ *Закон за безопасно използване на ядрената енергия*
- ❑ *Закон за здравето*
- ❑ *Наредби на МЗ*
- ❑ *Наредби на АЯР - за условията и реда за осигуряване защита на лицата при медицинско облъчване*

Наредба за основни норми за радиационна защита ОНРЗ от 2004 г.

Ролята на Наредба 30

- ❑ *Council directive 97/43/EUROATOM*
- ❑ *Council directive 96/29/EUROATOM*
- ❑ *Radiation protection 91 – criteria for acceptability of radiological (including radiotherapy) and nuclear medicine installations (1997)*

Наредба 30

The diagram consists of three text boxes on the left, each with a small square bullet point. Three arrows originate from these boxes and point towards a central light blue oval on the right. The top arrow is red, the middle one is black, and the bottom one is red. The oval contains the text 'Наредба 30' in black font.

Основни принципи на радиационната защита в Наредба 30

❑ *Обосноваване на облъчването*

❑ *Оптимизация на облъчването*

- ❖ дозата при диагностични изследвания да бъде толкова ниска, колкото е разумно достижимо за осигуряване на необходимата диагностична информация
- ❖ да се осигури необходимата защита на лъчечувствителните органи.

❑ *Технически и организационни мероприятия*

Осигуряване на радиологична апаратура, с която се получава необходимата диагностична информация и/или терапевтичен резултат.

Програми за контрол на качеството (Quality Assurance).

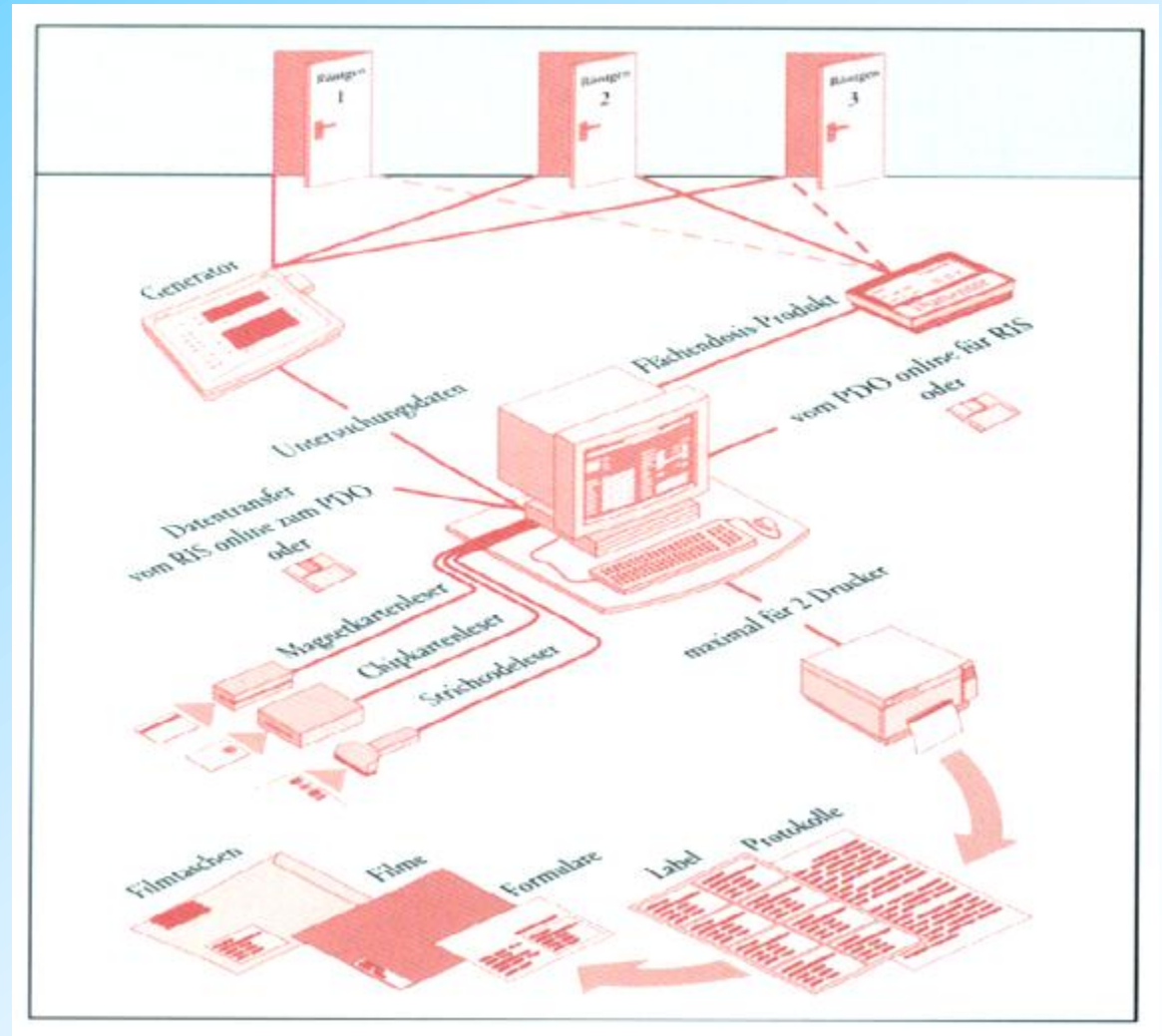
ПРОГРАМА ЗА КОНТРОЛ НА КАЧЕСТВОТО В ДИАГНОСТИКАТА (X – лъчи)

Технически изисквания към рентгенодиагностичната апаратура, залегнали в Наредба 30 (приложение 8)

- ❑ Рентгенографични апарати – 25 показателя
- ❑ Рентгеноскопични апарати – горните 25 + 9 + 2 ангио
- ❑ Компютърни томографи – 10 параметъра
- ❑ Стоматологични рентгенови апарати – 12 параметъра
- ❑ Фотолаборатория – 9 параметъра
- ❑ Условия за разчитане на снимките – 3 параметъра
- ❑ Мамографи - 35 (рентгенова част – 19, фотолаборатория – 9, разчитане – 3, общи характеристики – 4)

Нови тенденции в развитието на радиологичната апаратура

- ❑ *цифровизация,*
- ❑ *компютъризация,*
- ❑ *мрежи (PACS)*



Нови тенденции в развитието на радиологичната апаратура – мрежи и обмен на данни

- *Обмен на информацията – стандарт DICOM*



- *Информационни мрежи (PACS – picture archiving and communication systems)*



Специфични изисквания към рентгенодиагностичната апаратура, залегнали в Наредба 30 (чл.36)

Уредбите за рентгенова скопия и стационарните рентгенографични уредби (без мамографски и дентални) трябва да имат устройство за измерване на дозата на пациента при облъчване

- В апаратите (след 1985г.) – постдисплей, показващ количеството електричество (мАс) при снимане с автоматика и времето за рентгенова скопия
- В най-новите апарати - **DAP метър (dose-area product meter)** – измерва преминалата доза през изхода на блендиращото устройство – най-често се съчетава с електронен компютърен измерител с цифров дисплей и принтер за отпечатване на измерените стойности

Специфични изисквания към рентгенодиагностичната апаратура, залегнали в Наредба 30 (чл.36)



В най-новите апарати - DAP метърът (dose-area product meter), който – измерва преминалата доза през изхода на блендиращото устройство, най-често се съчетава с електронен компютърен измерител с цифров дисплей и принтер за отпечатване на измерените стойности

Технически изисквания към рентгеновите компютърни томографи

- ❑ *Рентгенов източник – както при графичните апарати, със следните изменения :*
 - ❑ **филтрацията на лъчението над 2.5мм Al и слой на полуотслабване над 3.8мм за 120кВ (4.2мм над 130кВ)**
 - ❑ **повторяемостта на анодното напрежение да е по-добра от 5%**
- ❑ *Съвпадение на светлинния визьор с равнината на среза с точност +/- 5мм – веднъж на 6 месеца*



Технически изисквания към рентгеновите компютърни томографи

- ❑ Стойност на **Хаунсфилдовите числа** за вода – до **+/- 4** спрямо базовата стойност (месечно)
- ❑ **Хомогенност на образа** – до **+/- 8 HU** между центъра и няколко периферни области на фантома (месечно)
- ❑ **Компютър-томографски индекс на дозата (CTDI)** във въздух – до 20% спрямо базовата стойност
- ❑ **Дебелина на среза**, измерена чрез ширината на профила на дозата при 50% (FWHM) – до 20% или 1мм от базовата стойност

Технически изисквания към фотолабораториите

- ❑ *Условия за разчитане*
 - ❑ Яркост на негативоскопа – над 1700 Cd/m²
 - ❑ Хомогенност на негативоскопа до 30% неравномерност
 - ❑ Осветеност в залата – до 50 lx



Технически изисквания към други категории рентгенови диагностични апарати

☐ *Стоматологични*

- ☐ Анодно напрежение 60-70кV
- ☐ лъчев дебит 30-80 $\mu\text{Gy/mAs}$
- ☐ Размер на лъчевото поле под 60 mm
- ☐ Падаща въздушна керма при дентални апарати – под 5 mGy



Технически изисквания към други категории рентгенови диагностични апарати

❑ *Мамографски апарати*

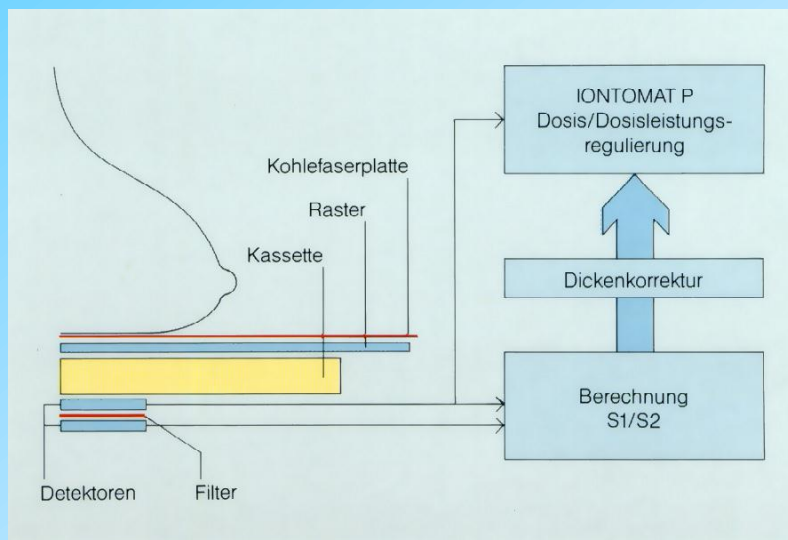
- ❑ Рентгенов източник – с фокус под 0.3мм при уредби за скрининг.
- ❑ По-висока точност на анодното напрежение.
- ❑ Други стойности за филтрацията и лъчевия дебит.



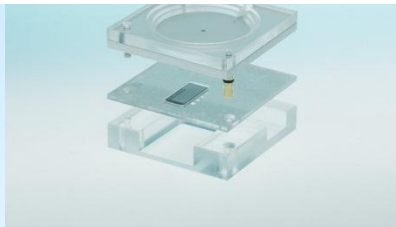
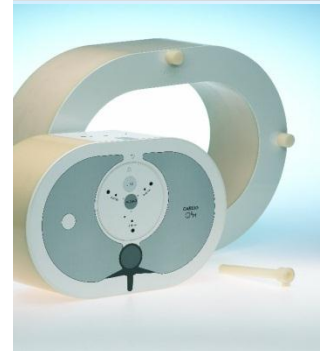
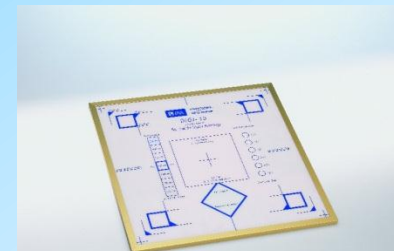
Технически изисквания към други категории рентгенови диагностични апарати

❑ *Мамографски апарати*

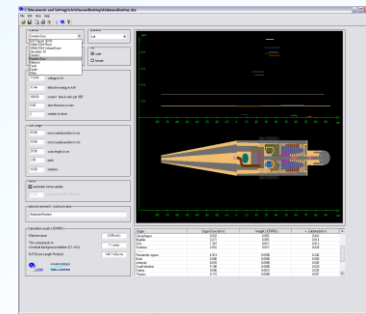
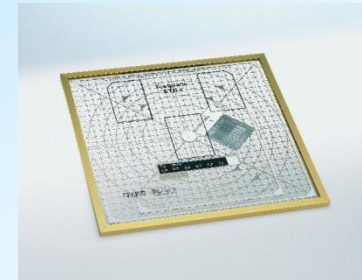
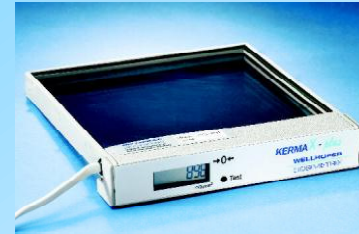
- ❑ По-строги изисквания към експозиционния автомат



Апаратура за контрол на качеството и дозиметрия в рентгеновата диагностика



- Мониториране на дозата на пациента
- QA на машината за проявяване на рентгенови филми
- QA на всички видове рентгенови уредби
- QA при компютърната томография



Решения за QA в рентгеновата диагностика

DAP и DOSE - Две в едно



Новият член на семейство
KermaX:

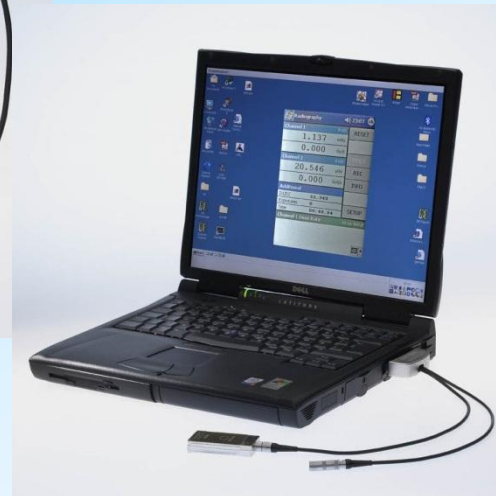
KermaX *plus* TinO

Идеалната комбинация
за мониториране на
дозата на пациента и
QA дозиметрия

○ Сензор за дозата

QA на рентгеновите уредби

Многоканален дозиметър по IEC

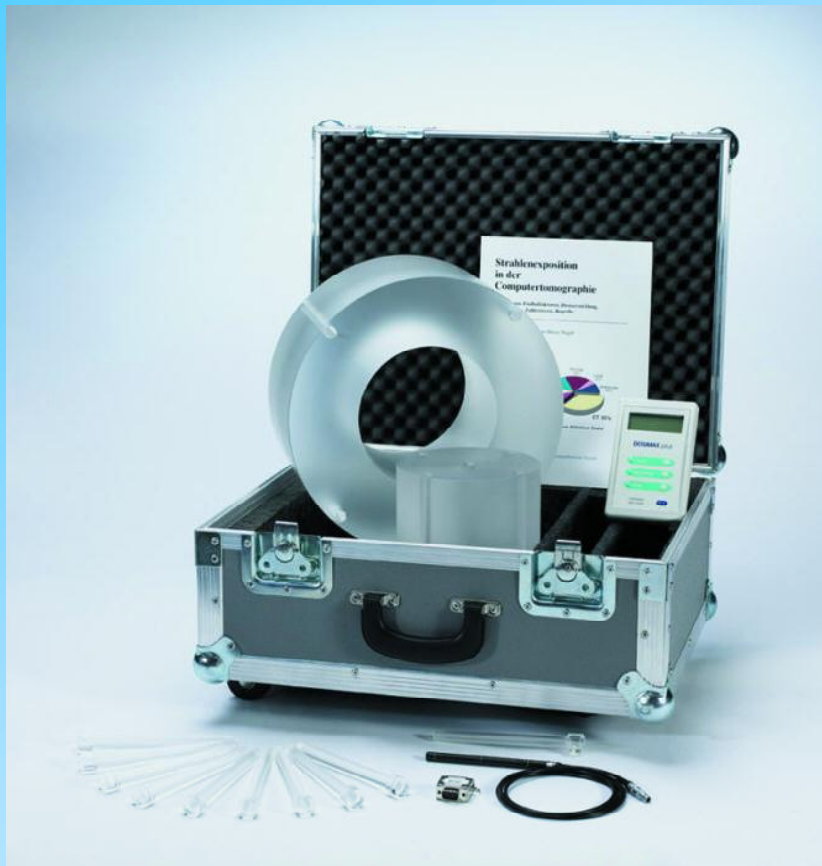


Дозиметрия при СТ

PMMA фантом за глава и тяло (IEC)



Дозиметрия при СТ



Калибриране на СТ

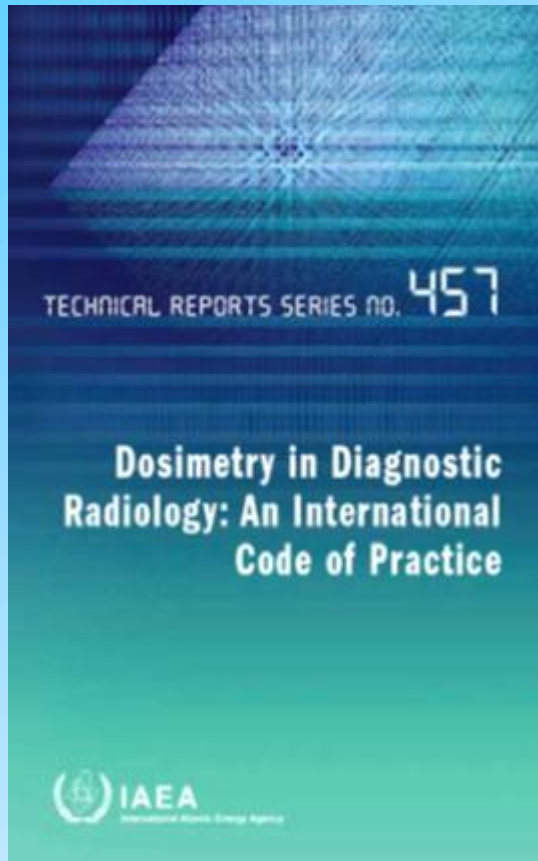


Фантом за електронна
ПЛЪТНОСТ



ДОЗИМЕТРИЯ В РЕНТГЕНОВАТА ДИАГНОСТИКА

IAEA - TRS 457, 2007



ICRU Report 74 - Patient Dosimetry for X-Rays used in Medical Imaging, 2005



ДОЗИМЕТРИЯ В РЕНТГЕНОВАТА ДИАГНОСТИКА

- Дозиметрични величини
- Измерване с фантоми
- Измерване с пациенти
- Оценка на органните дози

Дозиметрични величини

Входяща въздушна керма, K_e

Падаща въздушна керма, K_i

Произведение керма-площ, P_{KA}

Произведение керма-площ, P_{KA}
(Air kerma-area product)

$P_{KA} = K \cdot A$, мерна единица Gy/cm^2

Площта на полето - S

Разстоянието - FSD

ОЦЕНКА

Органи (тъканни) дози, D_T

Ефективна доза, E

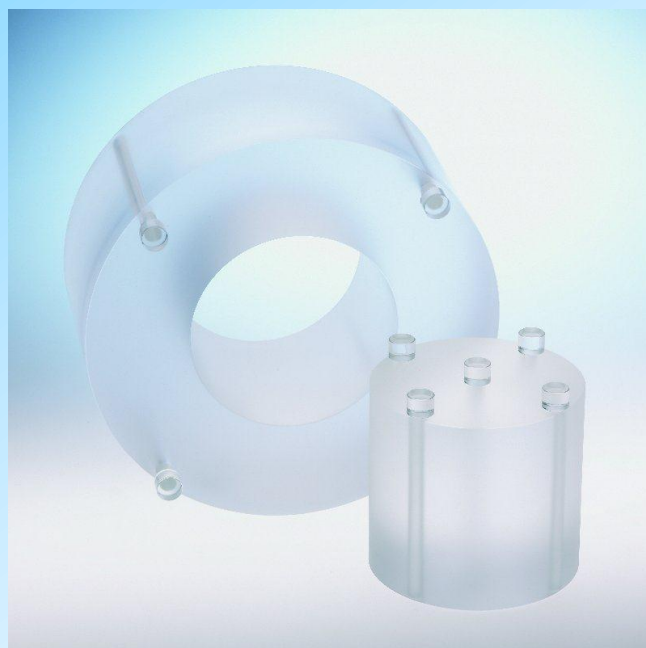
Измерване с фантоми

ICRU Report No. 48: Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection. ICRU, 1992.

Изисквания към фантомите

- Отслабващи свойства като представяната част от тялото на стандартен пациент.
- Същите разсейващи свойства (спектър на разсеяното лъчение от изходната страна и на обратно разсеяното лъчение).
- Стабилна конструкция, удобни за използване и транспортиране.

СТ ФАНТОМИ



Дозиметрична Апаратура

Йонизационна камера



Електрометър

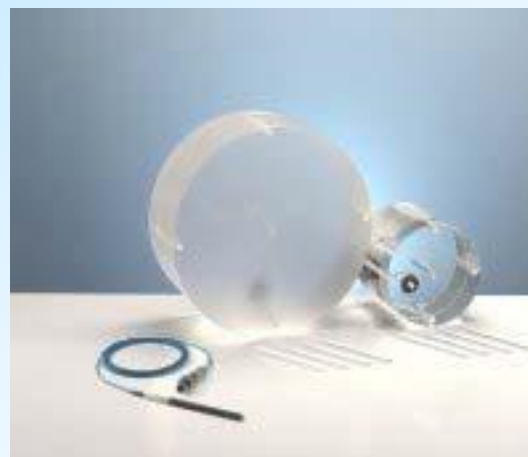


Статив за ЙК

Подходящ дозиметричен фантом (СТ)

Термометър

Барометър



Дозиметрично измерване

- ❑ Фантом – позициониране на мястото на пациента при клинично използваното разстояние (фокус – кожа) - FTD
- ❑ Блендиране – по фантома
- ❑ Дозиметричен детектор – на достатъчно разстояние от фантома (>24 cm за ЙК)
- ❑ Величини - d , FTD
- ❑ Показания на рентгеновата урдба за експонация:
 - U , I и t (или $I.t$)
 - Показанията на дозиметъра - $M1$, $M2$, $M3$
 - Температурата и налягането (за ЙК)
- ❑ Слой на полуотлабване на рентгеновото лъчение - HVL

Измерване с пациенти

in vivo измерване с различни видове детектори

☐ с ТЛД



☐ с ДАП метър
ЙК с плоско-
паралелни
електроди



Оценка на органните дози

- Данни на изследвания пациент (ръст, тегло)
- Измерени дозиметрични величини
- Конверсионни коефициенти за определяне на органни (тъканни дози)

Радиобиологичният ефект зависи и от вида и енергията на йонизиращите лъчения.

Еквивалентна доза $J.kg^{-1} = Sv$ (сиверт)

Погълнатата доза $D_{T,R}$ $H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$ $J.kg^{-1} = Gy$ (грей)

Радиационен тегловен фактор w_R безразмерна величина

фотонни лъчения (рентгенови и X-лъчи, гама-лъчи) $w_R = 1$

бета-лъчи и ускорени електрони $w_R = 1$

неутрони с различна енергия $w_R = 5 - 20$

протони $w_R = 5$

алфа-лъчи и тежки ядра $w_R = 20$

[ICRP, 1990]

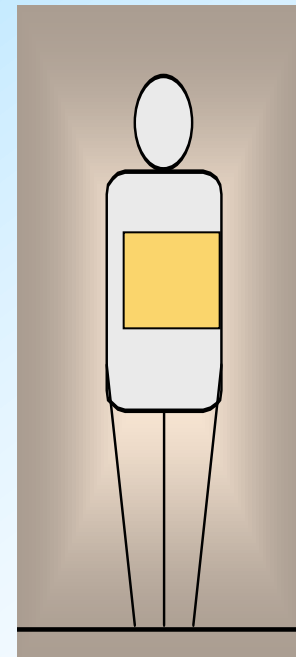
Радиобиологичният ефект зависи и от облъчения орган или тъкан

Ефективна доза

$$E = \sum_T w_T H_T \text{ Sv (сиверт)}$$

Тъканен тегловен фактор

безразмерна
 w_T чина



$w_T = 0,20$	$w_T = 0,12$	$w_T = 0,05$	$w_T = 0,01$
гонади	МОЗЪК дебело черво стомах	щитов. жлеза хранопровод черен дроб пикочен мехур останали	кожа

[ICRP, 1990]

Типични стойности на ефективната доза при рентгенови изследвания

Рентгеново изследване	Ефективна доза (mSv)	Ефективна доза (mSv)
Рентгенова снимка на гърба	0.001 - 0.004	1.5 - 7 дни
Рентгенова снимка на гърба с контраст	0.002 - 0.006	2 - 10 дни
Рентгенова снимка на гърба с контраст и корем	0.7	4 месеца
Рентгенова снимка на гърба с контраст и корем и крака	1.3	7 месеца
Рентгенова снимка на гърба с контраст и корем и крака и гърба	2.3	12 месеца
Контрастна снимка на гърба с контраст и корем и крака	3.0	15 месеца
Иригоскопия	7.0	3 години
Компютърна томография на гърба и корем	2.3	1 година
Компютърна томография на гърба и корем и крака	8.0	2.5 години
Компютърна томография на гърба и корем и крака и гърба	10.0	4.5 години
Сърачна катетеризация и коронарна ангиография	21.4	11.4 години
Ангиография на коронарните артерии		

НЕОБХОДИМОСТТА ОТ ОПТИМИЗИРАНЕ НА МЕДИЦИНСКОТО ОБЛЪЧВАНЕ

Клас	Типична ефективна доза	Метод на образна диагностика
I	< 1 mSv	Рентгенография на зъби, крайници, бели дробове, таз и корем.
II	1 – 5 mSv	Рентгенография на лумб. прешлени; СТ-глава; сцинтиграфии с ⁹⁹ Tc.
III	5 – 10 mSv	СТ-торакас, корем, таз; иригография; миокардна перфузия с ²⁰¹ Tl, коронарна ангиография и др. инвазивни методи.
IV	> 10 mSv	Ендоваскуларни интервенции – церебрални емболизации.

Оптимизиране - търсене на оптималните условия за провеждане на рентгеновото изследване

ICRP 85 (2000)

Коронарна ангиография и коронарна ангиопластика; последвани от поставяне на байпас поради усложнения.

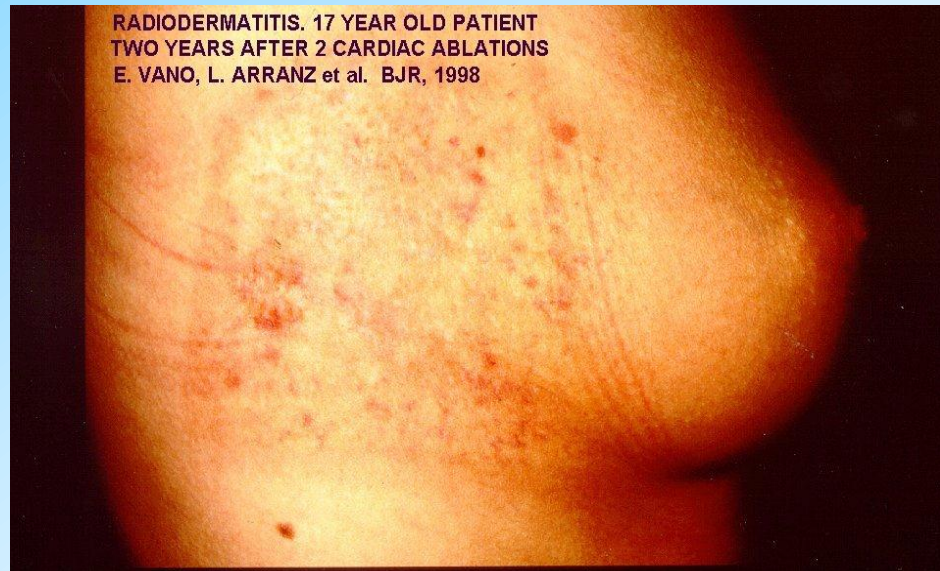
Ретроспективно оценена кожна доза ≈ 20 Gy [по Shore, 1996]



Оптимизиране - търсене на оптималните условия за провеждане на рентгеновото изследване

ICRP 85

Хроничен радиодерматит при пациентка на 17 год. от две кардио - катетърни аблации.



Хоризонтален рентгенов сноп

Обща продължителност на всяка процедура – 5 часа

Време на скопия – 90 – 120 min при всяка процедура

Кожна доза 11 – 15 Gy

ЗЛОКАЧЕСТВЕНИ ЗАБОЛЯВАНИЯ В БЪЛГАРИЯ

**НАЦИОНАЛНА БОЛНИЦА ПО ОНКОЛОГИЯ
NATIONAL ONCOLOGICAL HOSPITAL**

**БЪЛГАРСКИ НАЦИОНАЛЕН РАКОВ РЕГИСТЪР
BULGARIAN NATIONAL CANCER REGISTRY**

**ЗАБОЛЯЕМОСТ ОТ РАК В БЪЛГАРИЯ, 2008
CANCER INCIDENCE IN BULGARIA 2008**

**Том XIX
Volume XIX**

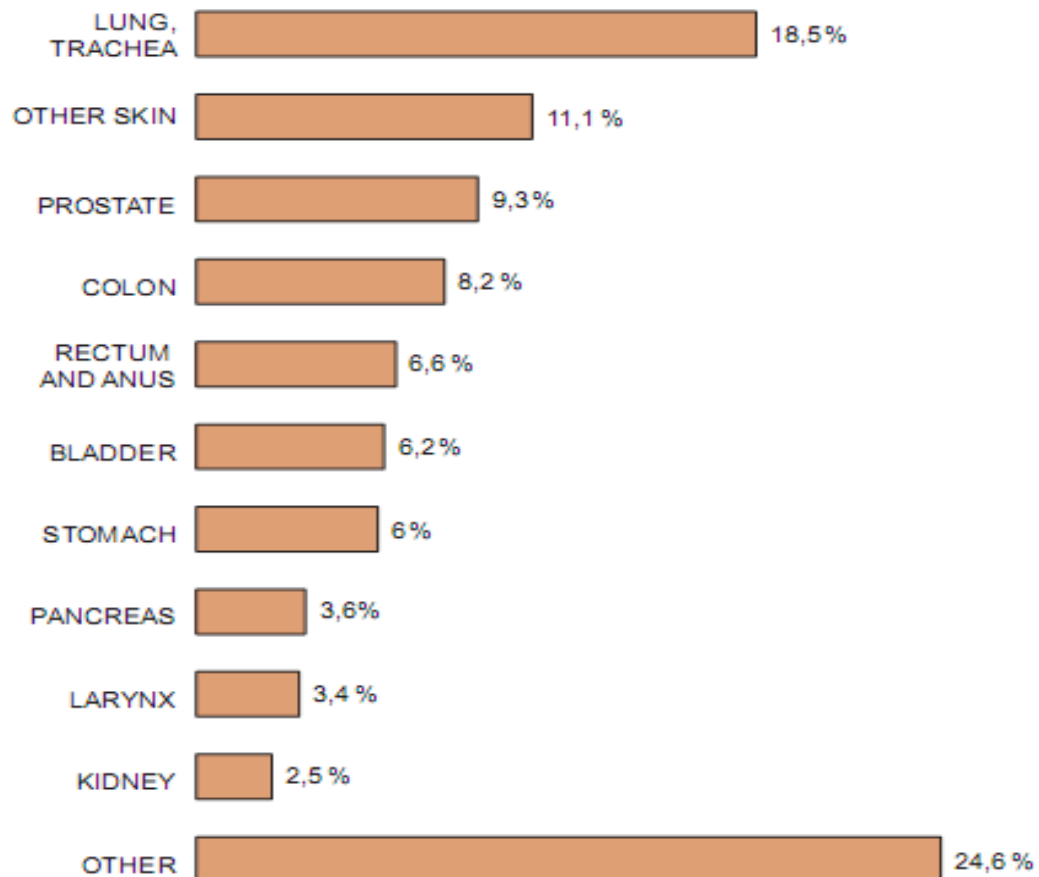
2010

**Издателство “АВИС-24” ООД
Publisher “AVIS-24” Ltd.**

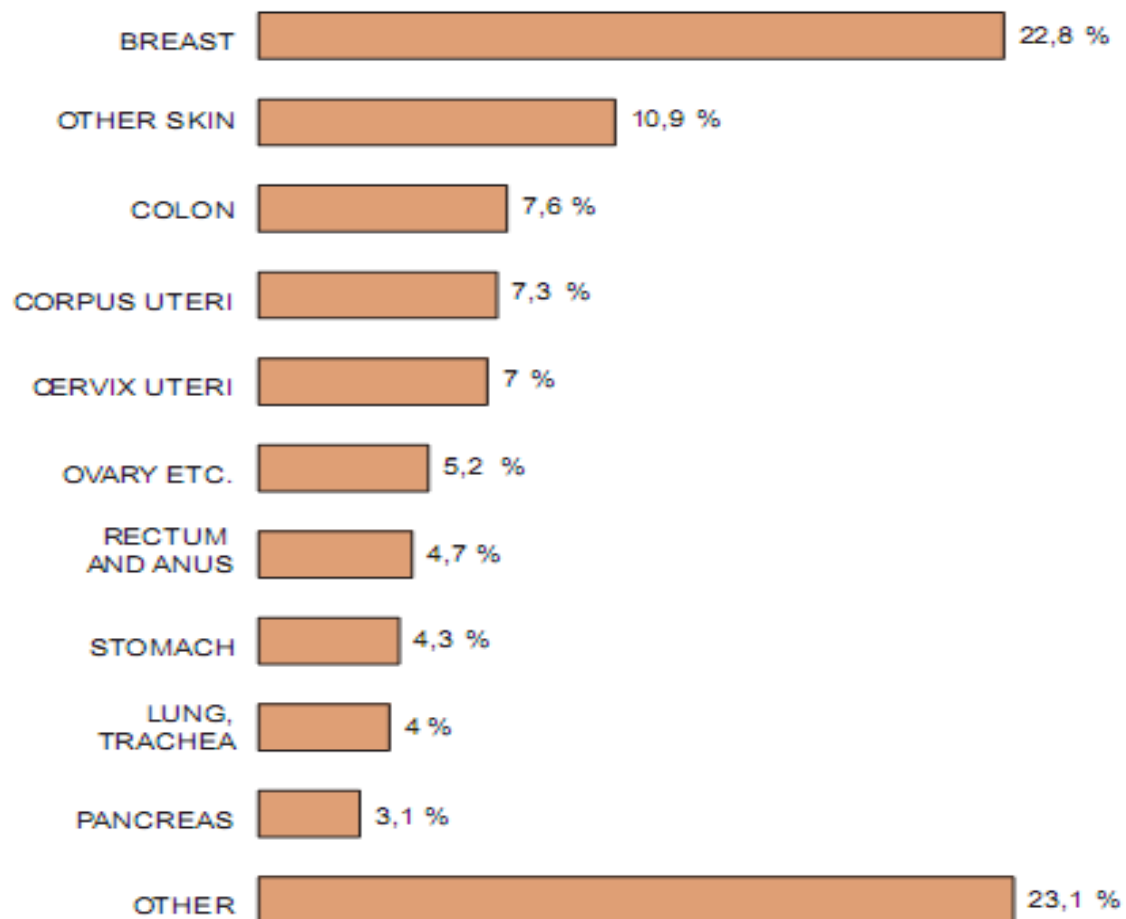
Регистрирани заболявания от злокачествени нов

<i>Години</i>	<i>Общо</i>	<i>в т. ч. новооткрити</i>	<i>Общо</i>	<i>в т. ч. новооткрити</i>
	<i>Брой</i>		<i>На 100 000 население</i>	
1980	113336	20620	1279.0	232.7
1990	153651	22038	1762.4	252.8
1995	178179	23966	2119.6	285.1
2000	201226	26156	2462.9	320.1
2005	237607	29354	3069.9	379.3
2007	255120	31706	3330.7	413.9
2008	262059	32478	3437.6	426.0
2009	261974	33246	3453.8	438.3

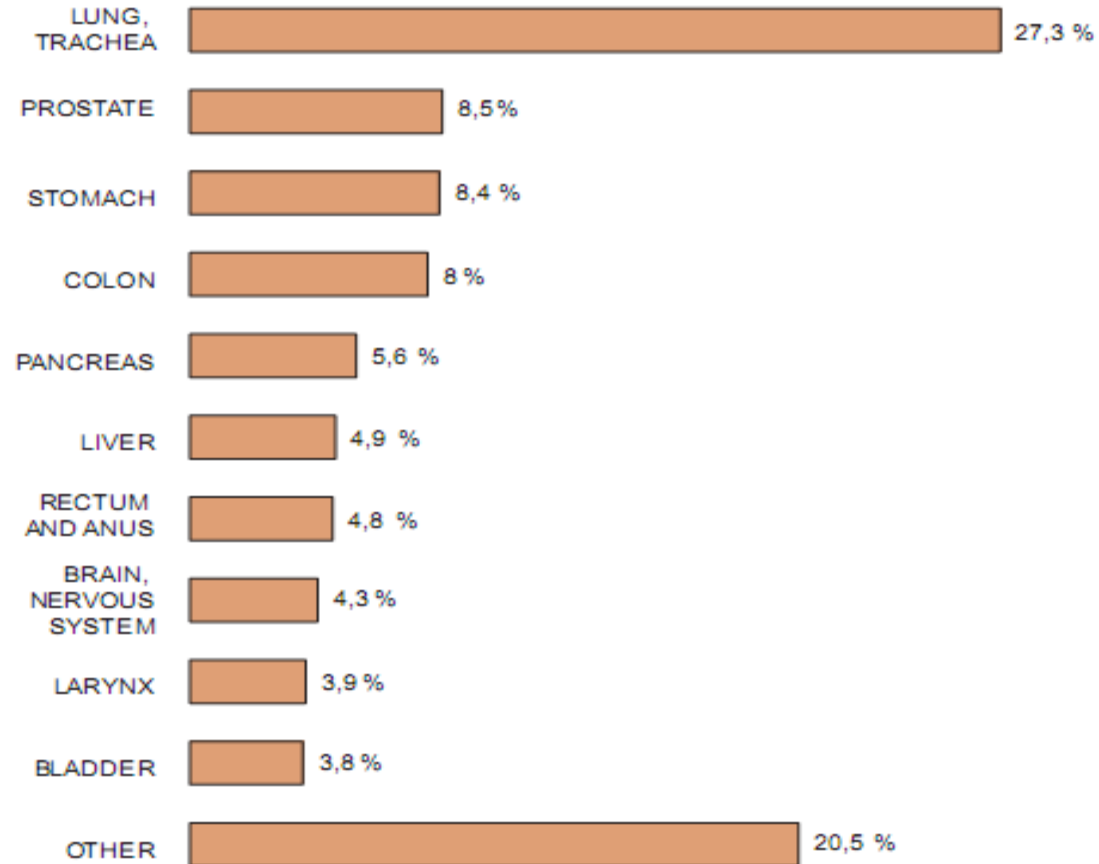
PERCENTAGE DISTRIBUTION OF THE MOST COMMON NEW CANCER CASES IN MALES, BULGARIA 2008



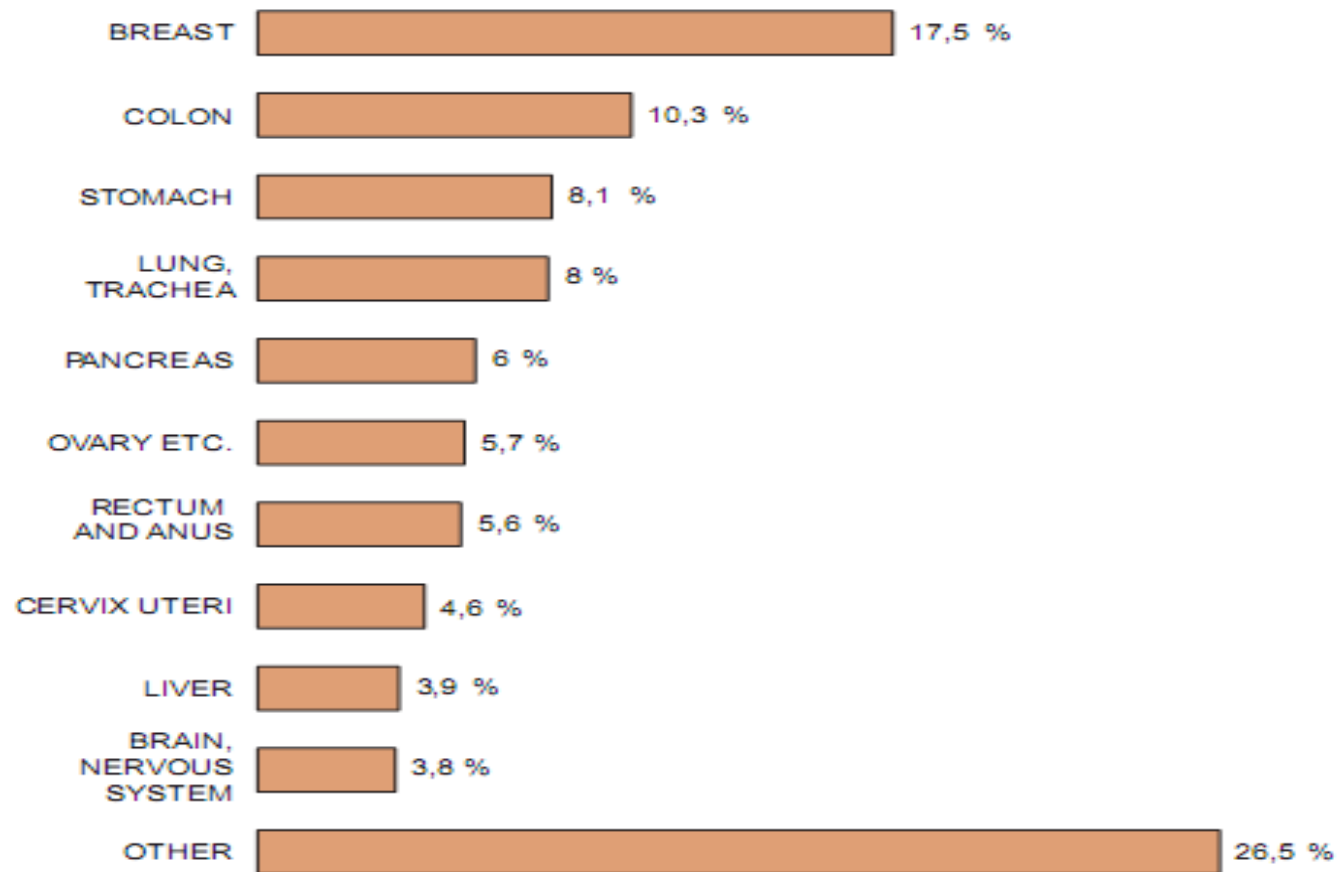
PERCENTAGE DISTRIBUTION OF THE MOST COMMON NEW CANCER CASES IN FEMALES, BULGARIA 2008



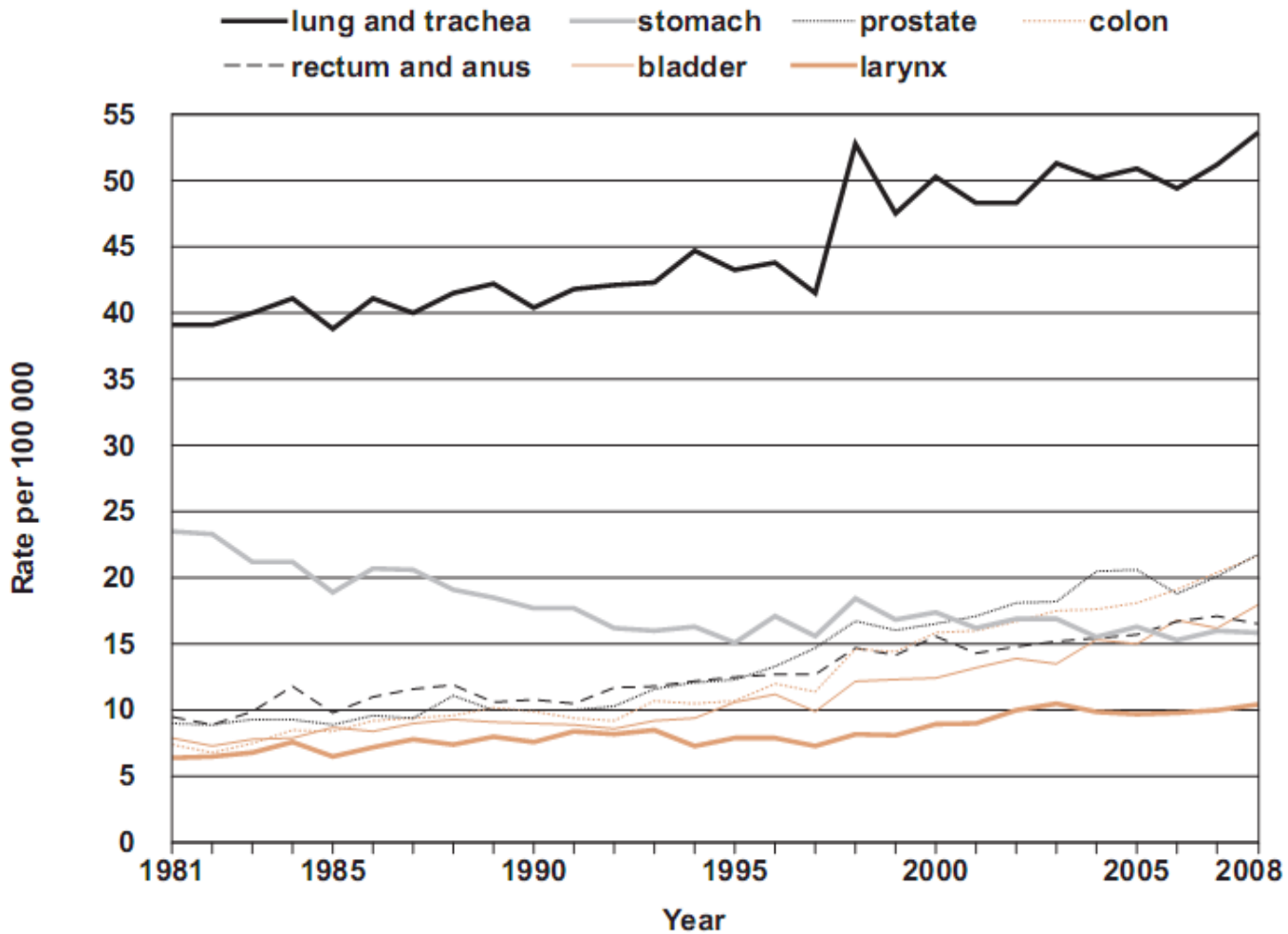
PERCENTAGE DISTRIBUTION OF THE MOST COMMON CANCER DEATHS IN MALES, BULGARIA 2008



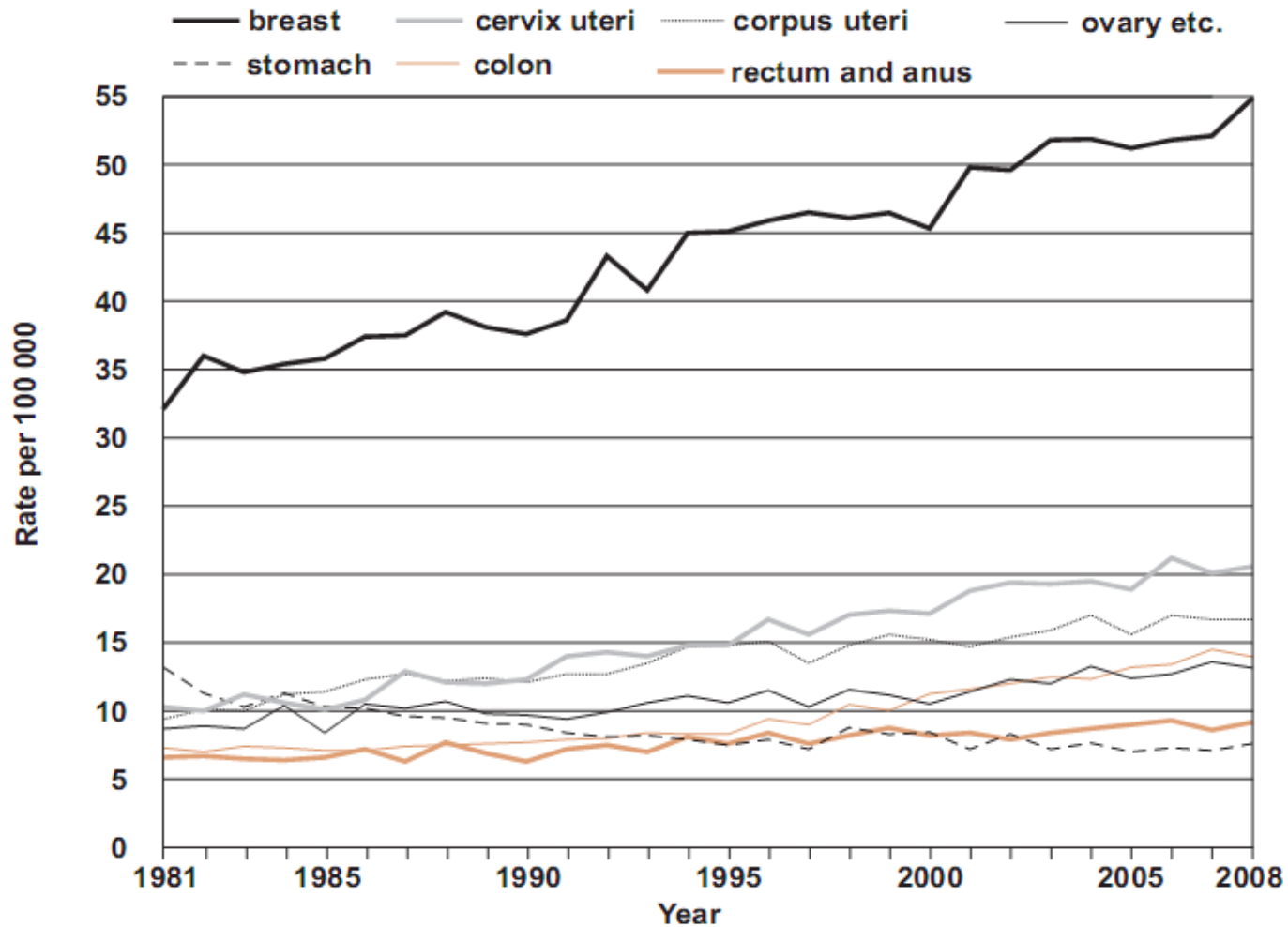
PERCENTAGE DISTRIBUTION OF THE MOST COMMON CANCER DEATHS IN FEMALES, BULGARIA 2008



AGE-STANDARDIZED (WORLD STANDARD) INCIDENCE RATES PER 100 000
OF THE MOST COMMON CANCERS IN MALES, BULGARIA 1981-2008



AGE-STANDARDIZED (WORLD STANDARD) INCIDENCE RATES PER 100 000
OF THE MOST COMMON CANCERS IN FEMALES, BULGARIA 1981-2008



BULGARIA – Radiotherapy equipment, 2011



Радиотерапевтично оборудване в България

- ❑ 2 Линейни ускорители “PRIMUS”-
Siemens
- ❑ 1 Линеен ускорител ELEKTA
- ❑ 1 Линеен ускорител VARIAN iX
- ❑ 9 Co – 60 телегаматерапевтични апарати
- ❑ ~ 20 рентгенови апарати за
повърхностна и дълбока терапия

IAEA Programme of Action for Cancer Therapy IAEA (PACT)

Year	Number of Cases in developing countries	Number of Cases in developed countries
1985	2 millions	5 millions
2000	5 millions	5 millions
2015	10 millions	5 millions

50 % of patient required RT and 45% are curable.

Envisaged Standard:

4 High Voltage RT units per 1 Milion inhabitants.

България: 0,5 Високо енергийни ускорители на 1 млн. жители

IAEA (PACT)

	Cobalts*	Linacs	Unit/1 mill
US/Canada	202	2238	8.1
Western Europe	428	1400	4.8
Eastern Europe	567	150	1.8
Central/South America	485	199	1.4
Middle East/Asia	1032	1222**	0.7
Africa	93	65	0.3
Total	2807	5274	

* includes some caesium units

** 603 Linacs in Japan

IAEA PACT (2002):

Cancer Survival Rate in Eastern Europe can be increased by 15 % by increasing the quality level of radiotherapy !!

ACKNOWLEDGEMENTS

**Mr. Mick Storr, Head CERN Teacher
Programmes and Visits Service**

Prof. Vladimir Genchev, CERN

**Mario Marengo, PhD
University Hospital “S.Orsola –
Malpighi”, Bologna, Italy**

**Colleagues from Queen Giovanna
University Hospital and NCRP, Sofia.**

**БЛАГОДАРЯ ВИ
ЗА ВАШЕТО ВНИМАНИЕ!**

**THANK YOU VERY MUCH
FOR YOUR ATTENTION!**