

# FISICA DELLA MEDICINA NUCLEARE E DELLA RADIOTERAPIA - III

Giovanni Di  
Domenico

# INFORMAZIONI

## ■ Le lezioni:

- 11 Ottobre 14:30 - 18:30
- 18 Ottobre 14:30 - 18:30
- 25 Ottobre 14:30 - 18:30
- 8 Novembre 14:30 - 18:30
- 15 Novembre 14:30 - 18:30
- 22 Novembre 14:30 - 18:30

## ■ Recapito:

Giovanni Di Domenico

Dipartimento di Fisica e Scienze della Terra

c/o Polo Scientifico Tecnologico

via Saragat 1

E-mail: [didomenico@fe.infn.it](mailto:didomenico@fe.infn.it)

# La Radioterapia

La Radioterapia è quella branca della medicina che usa a scopo terapeutico le radiazioni ionizzanti.

L'obiettivo della radioterapia è la terapia loco-regionale dei tumori, e/o dei sintomi ad essi correlati, che si attua somministrando al focolaio tumorale una dose di radiazione tale da poterlo distruggere o quantomeno ridurlo.

# Teleradioterapia

In **Teleradioterapia** si utilizzano fasci di radiazioni che arrivano al focolaio dall'esterno:

- fasci di **raggi X** ad alta energia (4-24 MV) o di **elettroni** ad alta energia (6-20 MeV) prodotti da **acceleratori lineari (LINAC)**
- fasci di **raggi gamma** prodotti da sorgenti radioattive come nel caso della **telecobaltoterapia con Co-60**.

**Co-60**



25 Ottobre 2017

**LINAC**



Fisica della NM e Radioterapia A.A. 2017-2018



# Telecobaltoterapia

Theratron 780



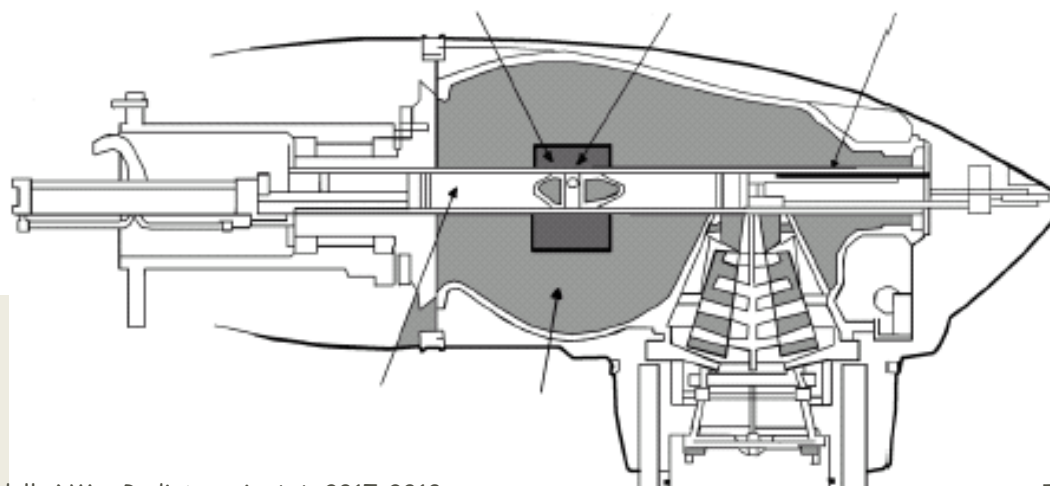
Il  $\text{Co } 60$  ha soppiantato gli altri isotopi nella radioterapia grazie alla possibilità di produrre in reattori nucleari per attivazione neutronica sorgenti ad **alta attività specifica** ( $200\text{Ci/g}$ ) e quindi sorgenti di **piccole dimensioni** (diametro  $\sim 1\text{ cm}$ ).

Raggi  $\gamma$  di energia **1.173, 1.332 MeV**

**Sorgente:** contenitore di acciaio riempito di Pb al centro del quale è posta la capsula contenente il  $\text{Co } 60$ .

Problemi di sicurezza (silenziosità...).

**Dimensioni del campo:** da  $4 \times 4\text{ cm}$  a  $35 \times 35\text{ cm}$  (collimatori e blocchi)



# Acceleratore Lineare



3 modalità di imaging:

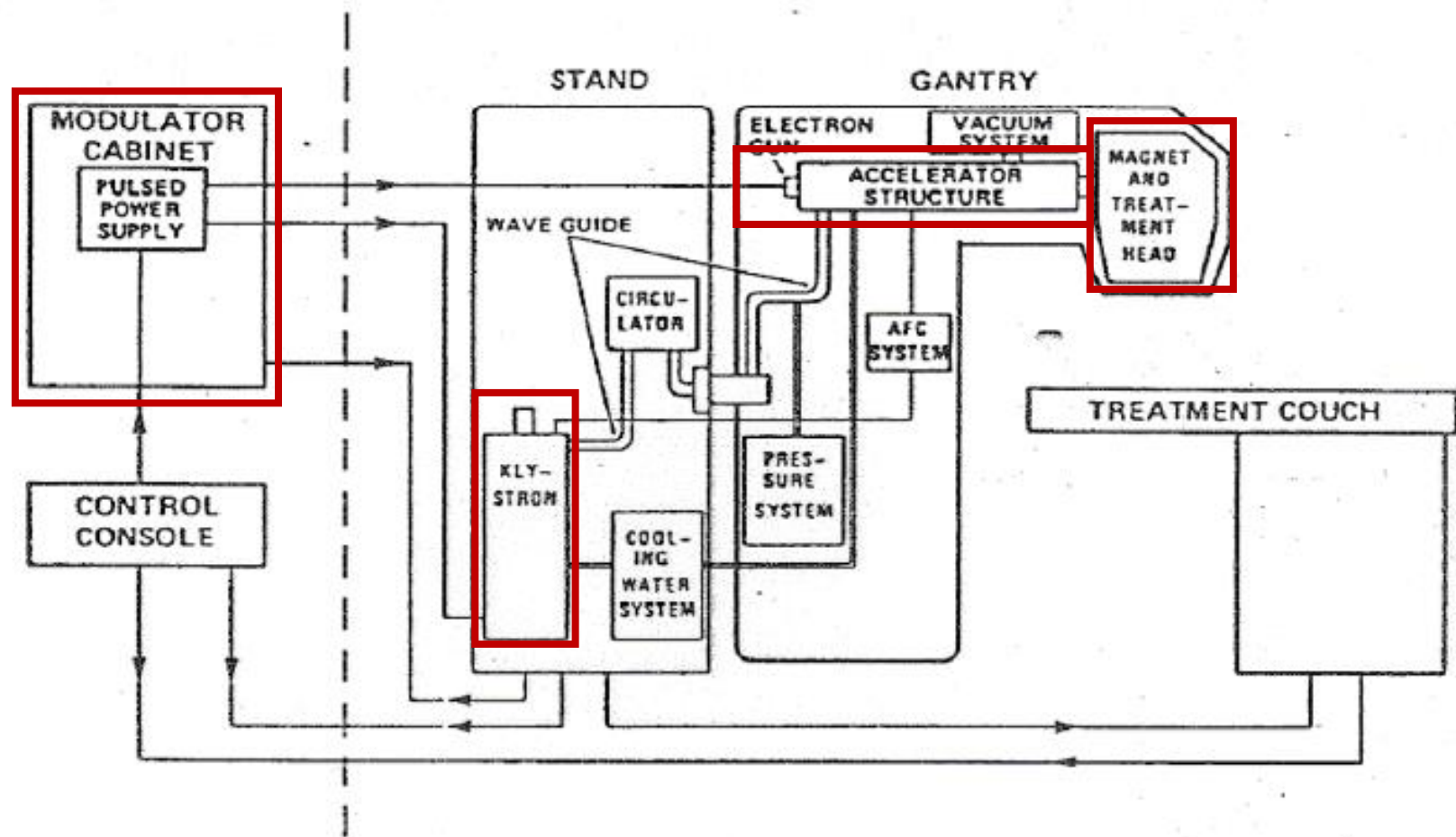
2D mediante tecnica radiografica,

3D con cone beam computed tomography CBCT,  
fluoroscopica (per la verifica dei movimenti  
intra frazione)

DETETTORE AL SILICIO AMORFO

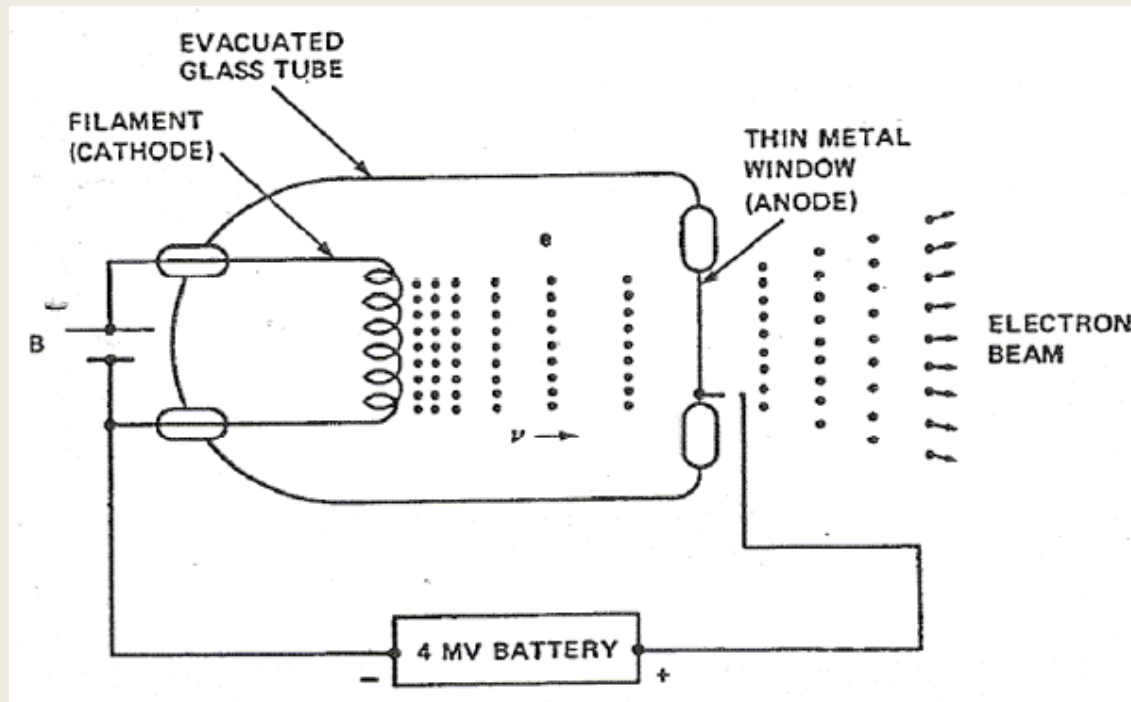
TUBO SORGENTE DI RAGGI X A KILOVOLTAGGIO

# Schema a blocchi di un acceleratore lineare



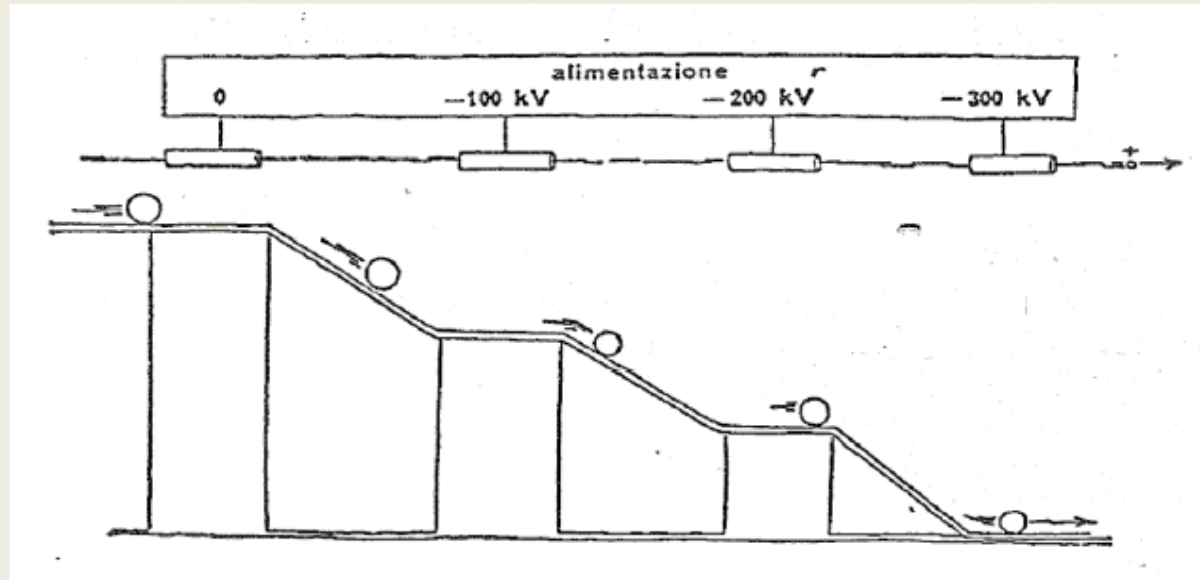
In Medicina, a scopo terapeutico, è necessario l'impiego di fasci di radiazioni ionizzanti di alta energia (superiore ad 1 MeV)

Per ottenere radiazioni X di alta energia occorre accelerare gli elettroni tra due elettrodi con tensioni (differenza di potenziale) elevatissime

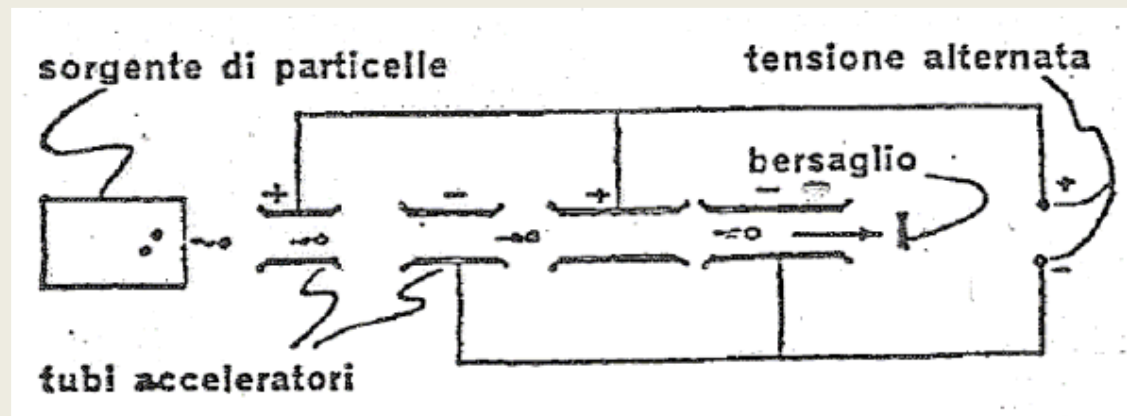


E' possibile applicare una tensione di 4 MV tra l'anodo e il catodo di un tubo radiologico??

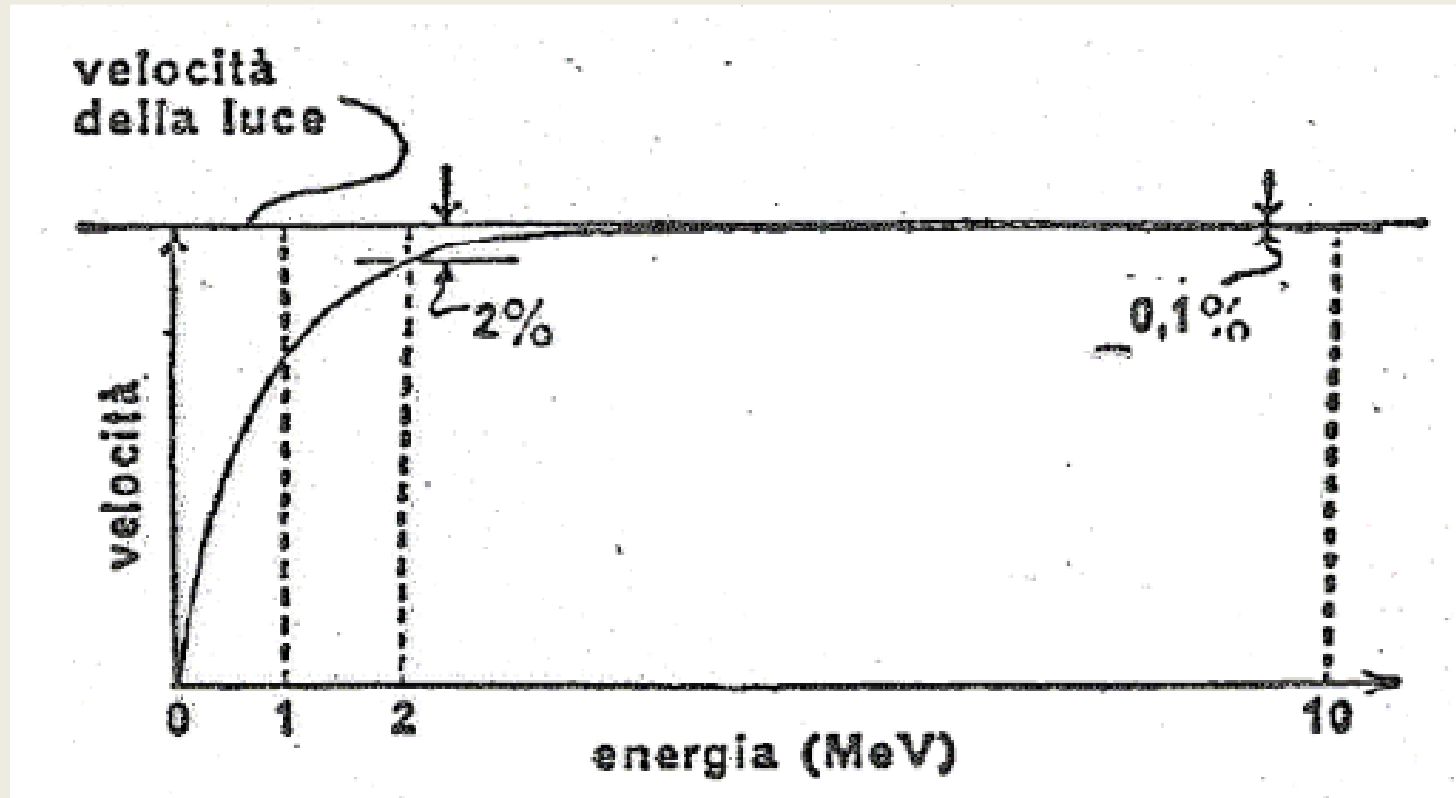
**NO!!**



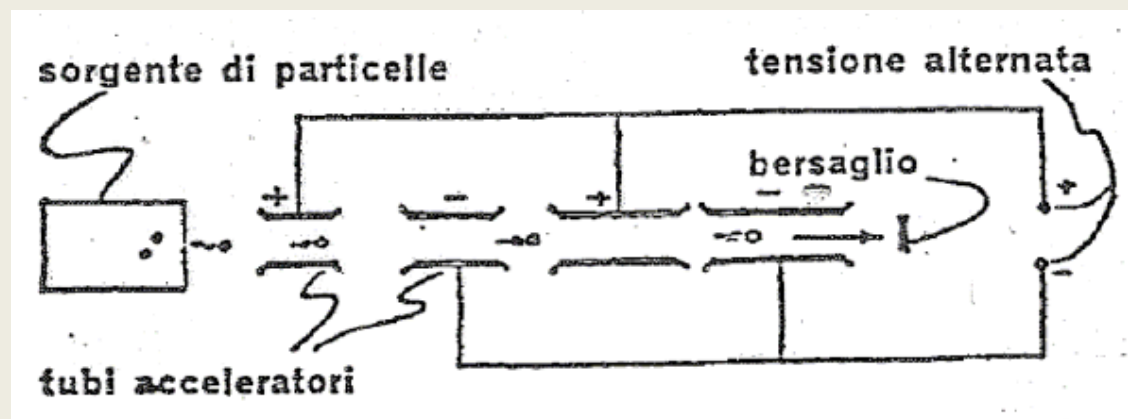
## Schema del principio di un Acceleratore di particelle



## Energia cinetica di un elettrone in funzione della velocità



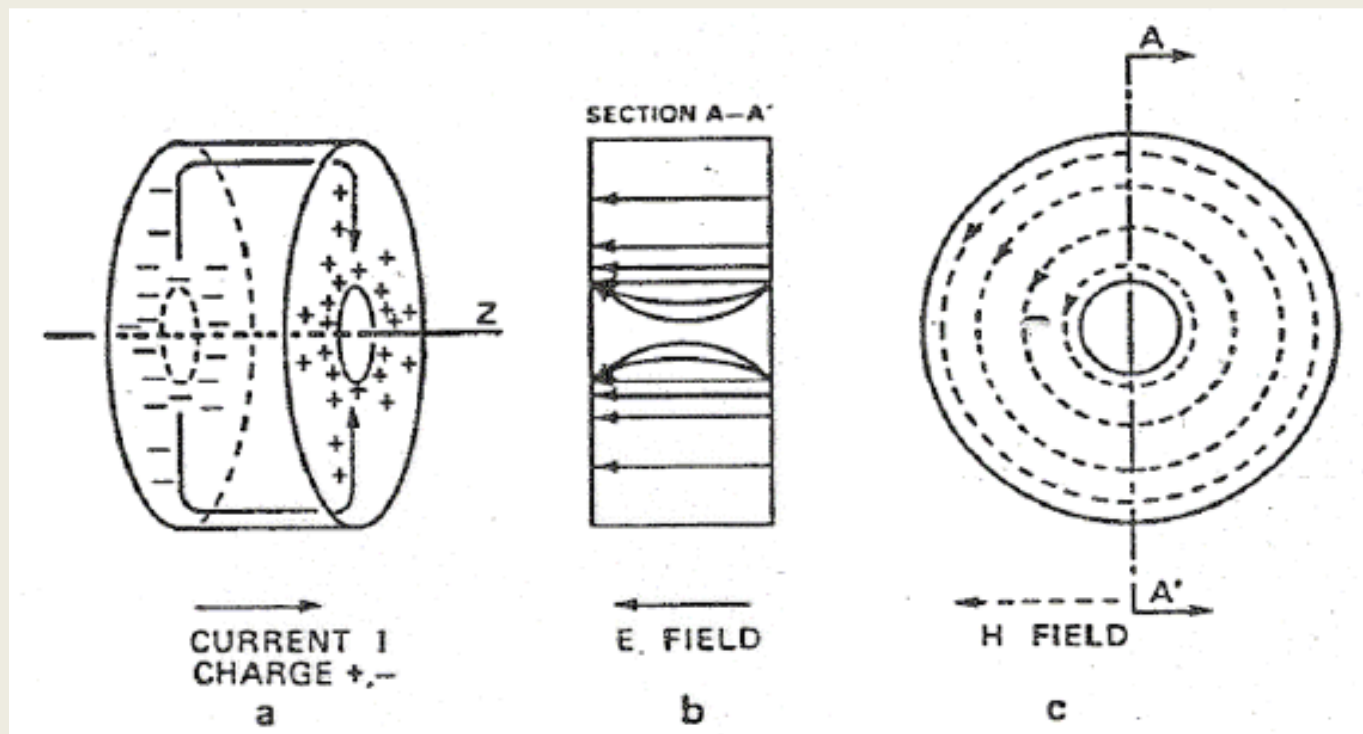
Quando gli elettroni possiedono una velocità prossima a quella della luce è necessario avere un generatore di tensione alternata con una frequenza elevatissima.



In pratica, gli elettrodi non vengono alimentati con tensioni create da generatori convenzionali, ma mediante un fenomeno indotto mediante microonde.



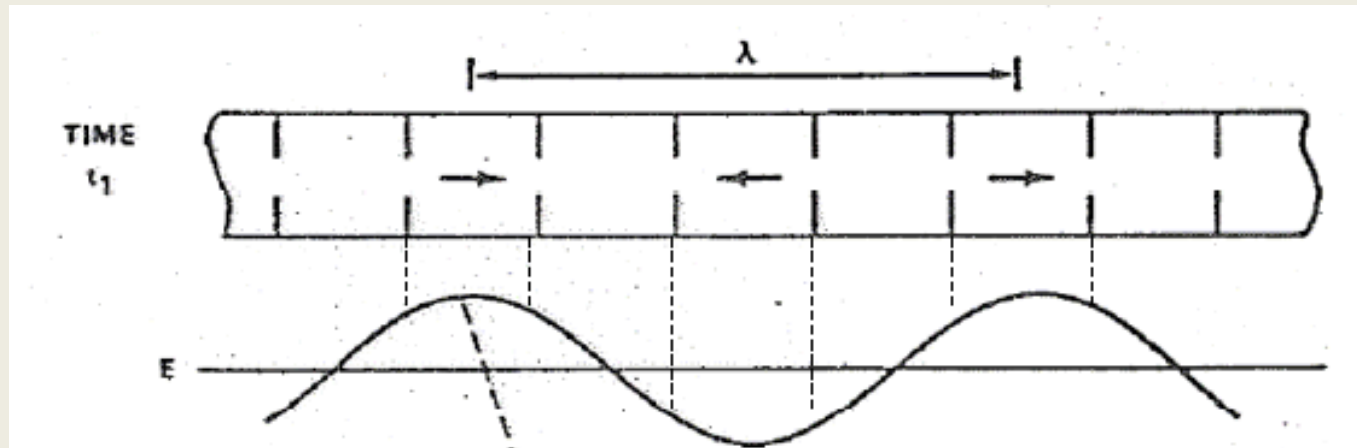
Si consideri un cilindro cavo di rame (buon conduttore elettrico) attraversato da microonde (3000 MHz)



Tra le facce del cilindro cavo si crea un campo elettrico e che varia con la stessa frequenza delle microonde.

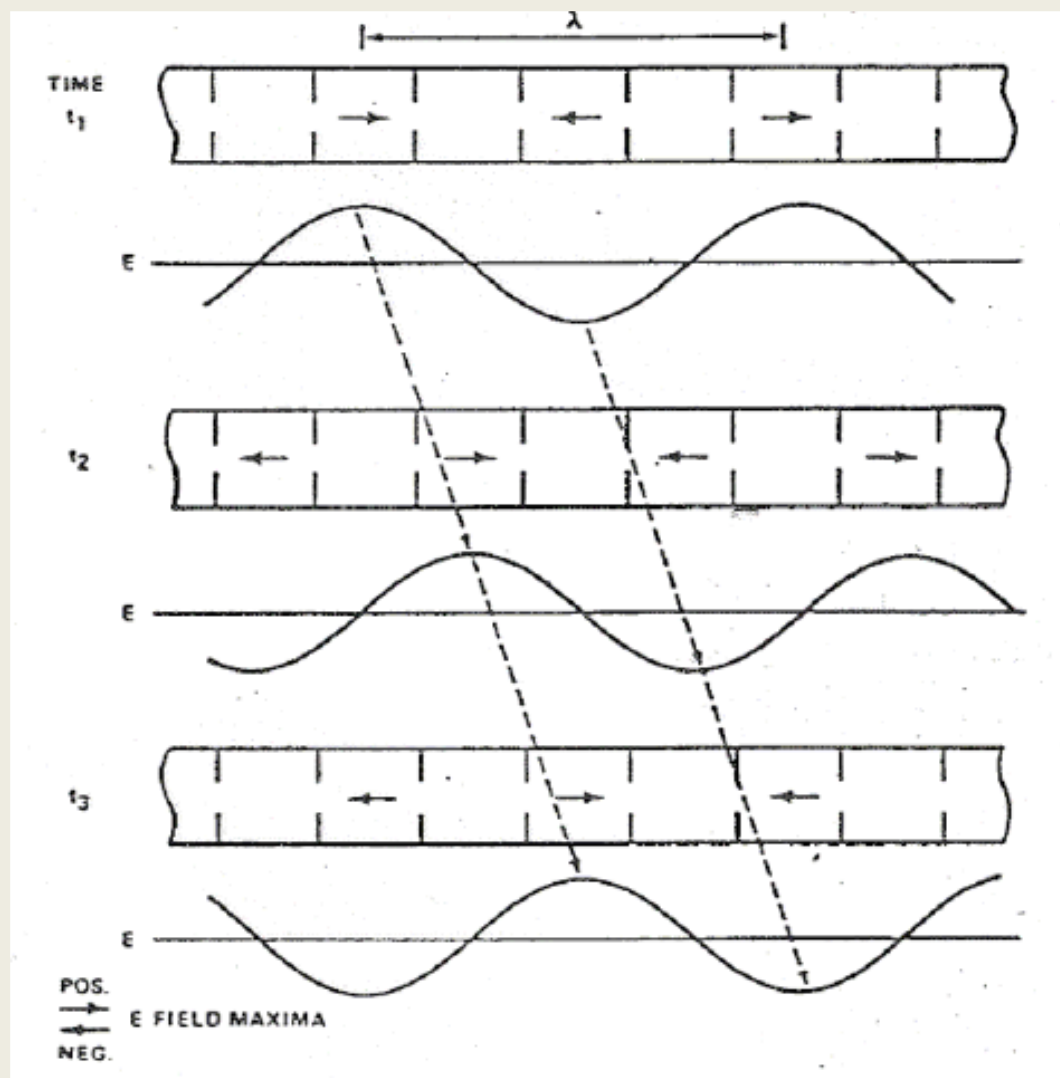


La struttura acceleratrice dell'acceleratore lineare può essere quindi schematizzata come una serie di cilindri cavi adiacenti

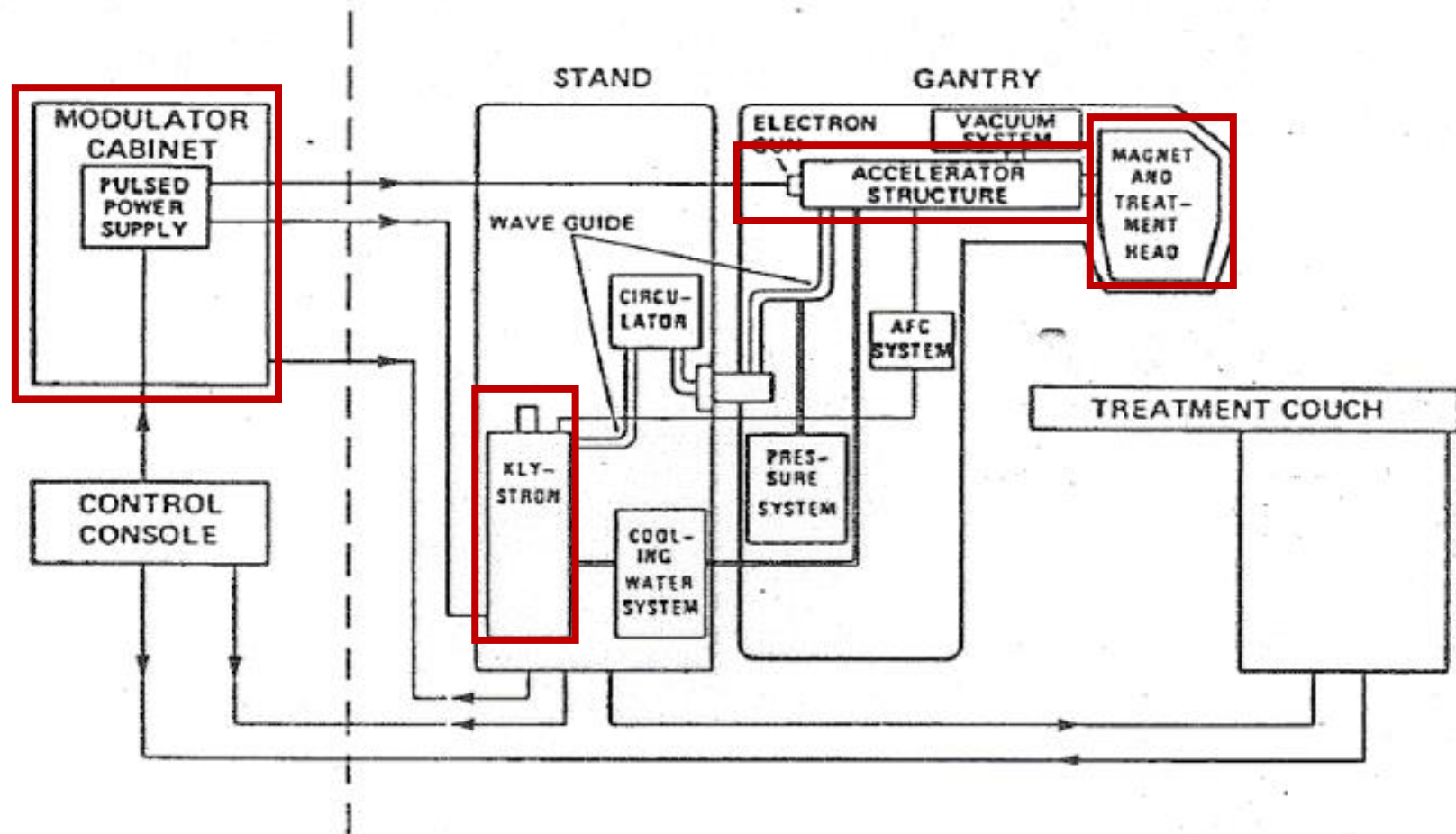


Si viene a creare un campo elettrico  $E$ , che è somma dei singoli campi elettrici.

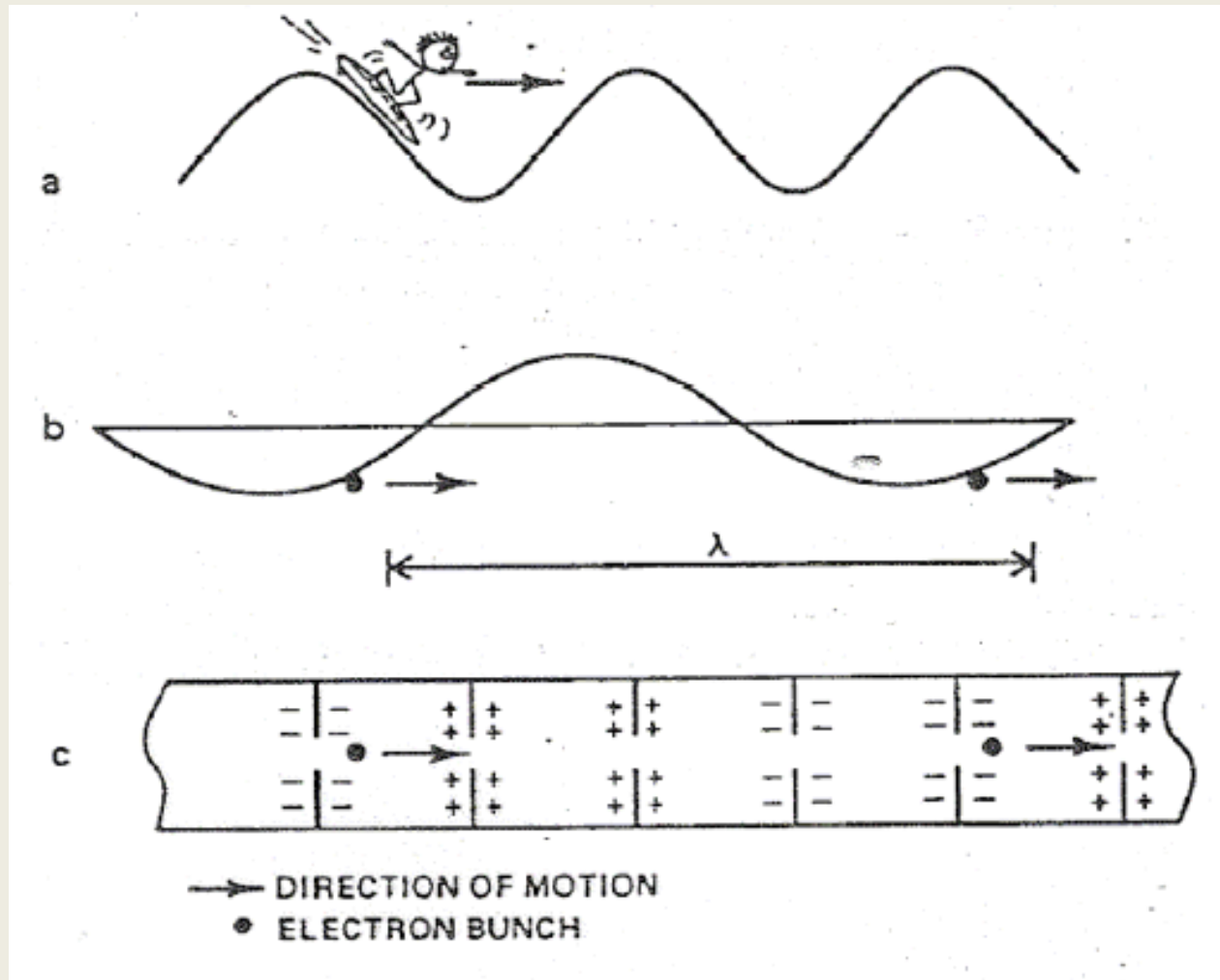
Il campo E si sposta nel tempo lungo la struttura:



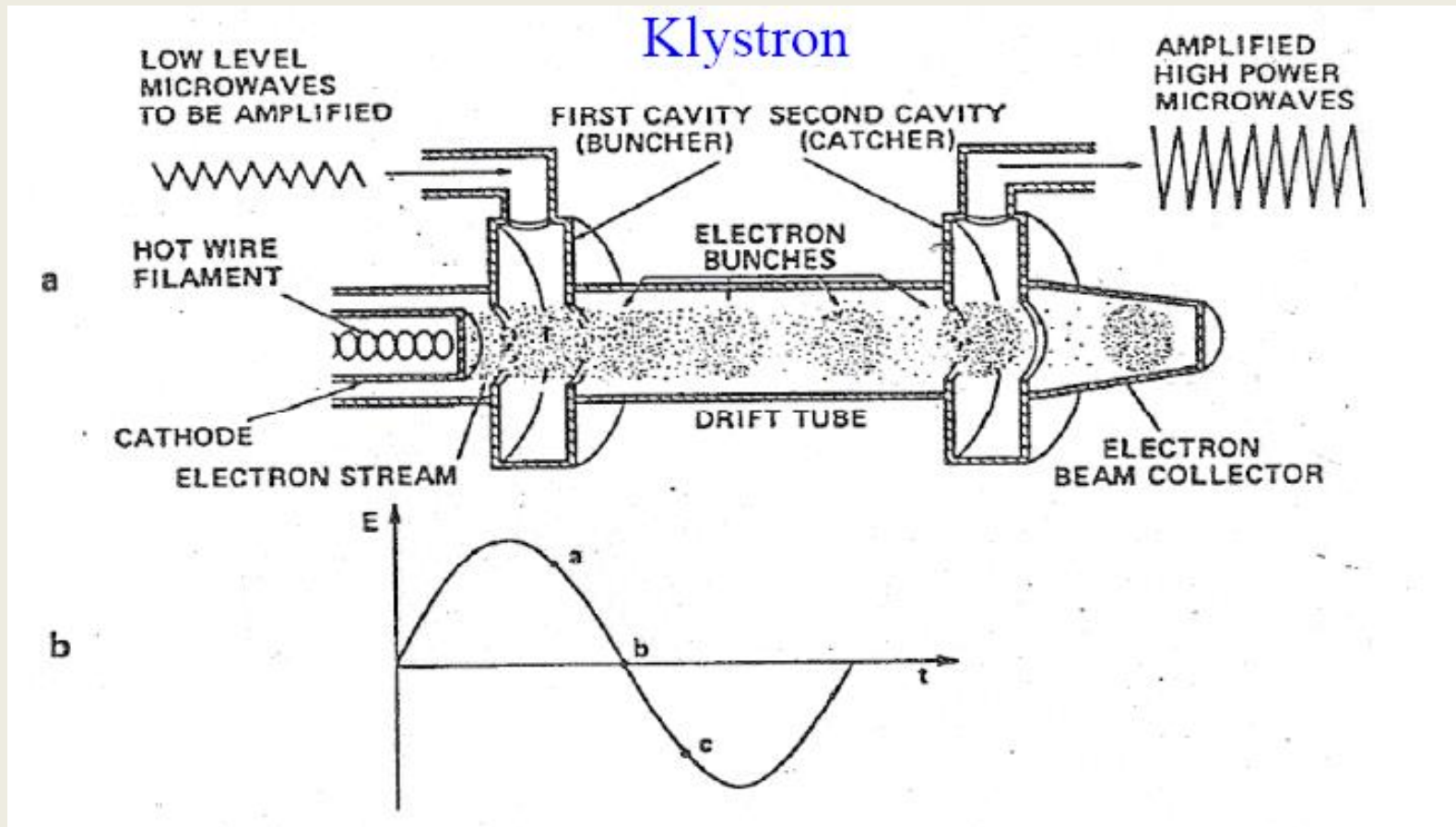
# Schema a blocchi di un acceleratore lineare



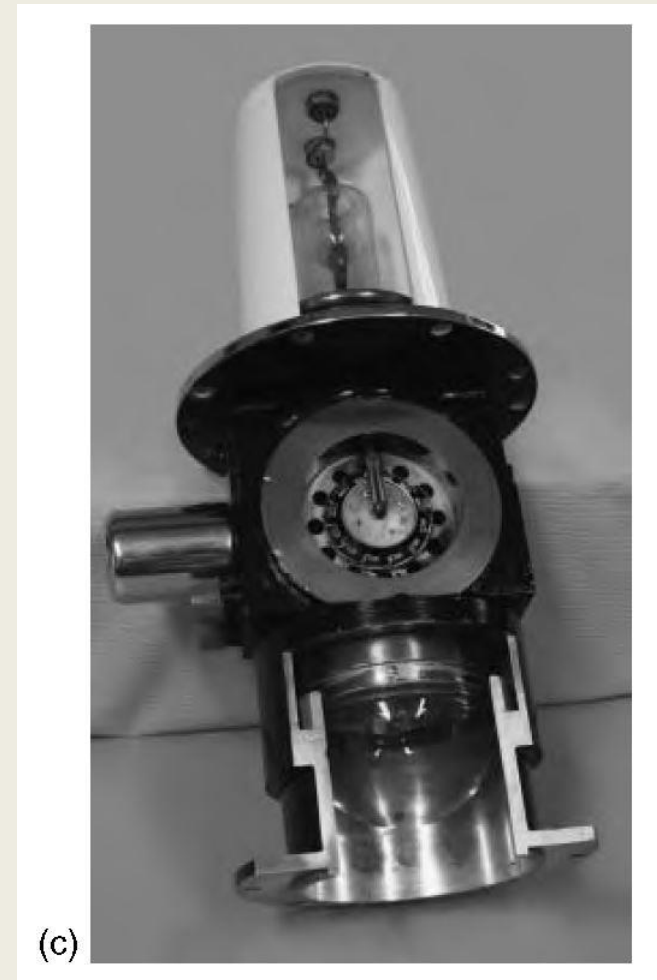
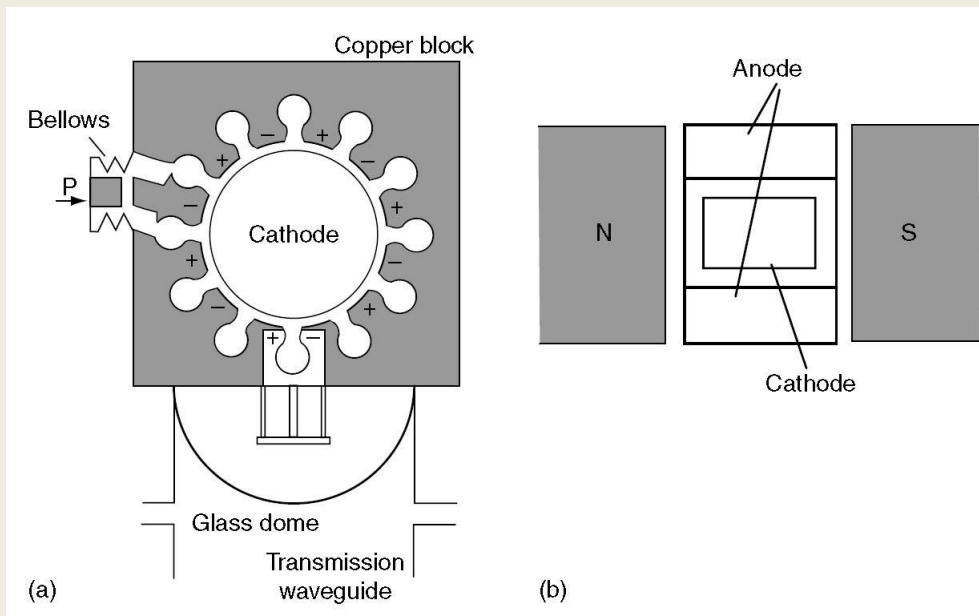
Il campo  $E$  trascina con se' gli elettroni che vengono iniettati all'interno della struttura mediante un catodo chiamato 'cannone elettronico'



Le microonde sono generate da un 'Modulatore' (bassa potenza)  
e sono opportunamente amplificate attraverso un sistema chiamato  
'Klystron'



In alternativa alcuni acceleratori lineari utilizzano il 'magnetron' come generatore di microonde



Gli **Acceleratori Lineari** di media – alta energia oggi disponibili possono erogare radiazioni **fotoniche** o **elettroniche** di **diverse energie**.

ad esempio: Acceleratore Saturno 43 (GE)

radiazioni X da 6MV 15MV 25MV

radiazioni  $e^-$  da 6MeV fino a 15MeV

Come è possibile ottenere ciò ??!

Esiste una relazione tra il valore del campo elettrico  $E$  e la potenza delle microonde.

Quindi, in teoria, si potrebbe far variare semplicemente la potenza delle microonde per ottenere degli elettroni accelerati nella “struttura acceleratrice” in maniera diversa (quindi di diversa energia).

Potenza microonde  $\Rightarrow$  Campo elettrico  $E$   $\Rightarrow$  Energia elettroni



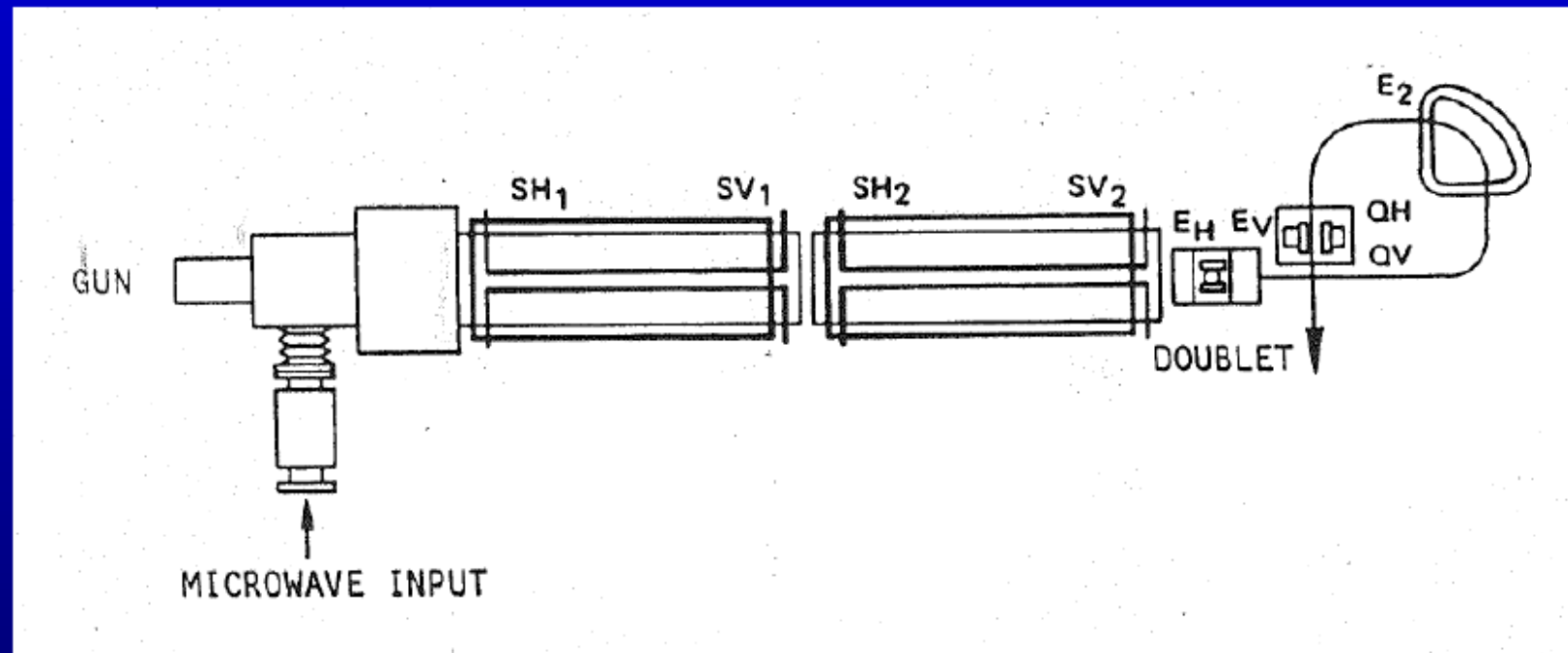
In pratica questo non è possibile perché una variazione di potenza delle microonde comporterebbe una variazione delle dimensioni delle cavità al fine di far rimanere “in fase” l’elettrone.

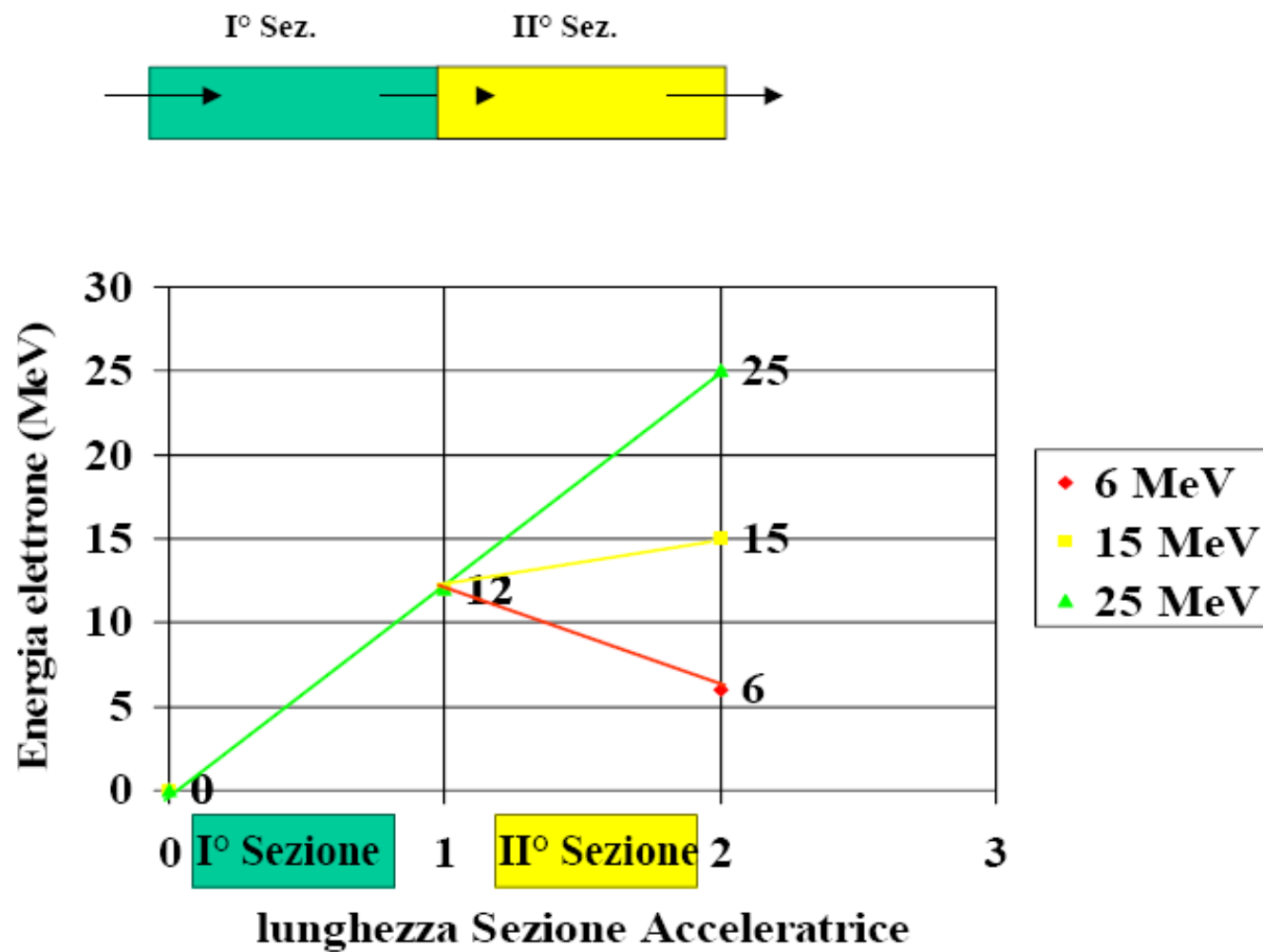
Ciò è vero, naturalmente, per la prima parte della “sezione acceleratrice” in cui si ha un aumento della velocità dell’elettrone.

Quando l’elettrone ha raggiunto una velocità prossima a quella della luce (velocità costante), le cavità sono rigorosamente uguali tra loro. In questo tratto di “sezione acceleratrice” è possibile far variare la potenza delle microonde senza creare inconvenienti.

Viene creata una doppia “sezione acceleratrice”:

- nella prima sezione vengono accelerati gli elettroni con potenza sempre costante;
- nella seconda sezione viene opportunamente variato il valore del campo elettrico.







All'interno del Linac viene prodotto un fascio di elettroni ad alta energia.

### Modalita' elettroni:

Il fascio di elettroni puo' essere direttamente utilizzato per la terapia di tumori superficiali, poiche' gli elettroni depositano la loro energia nei primi strati del materiale attraversato.

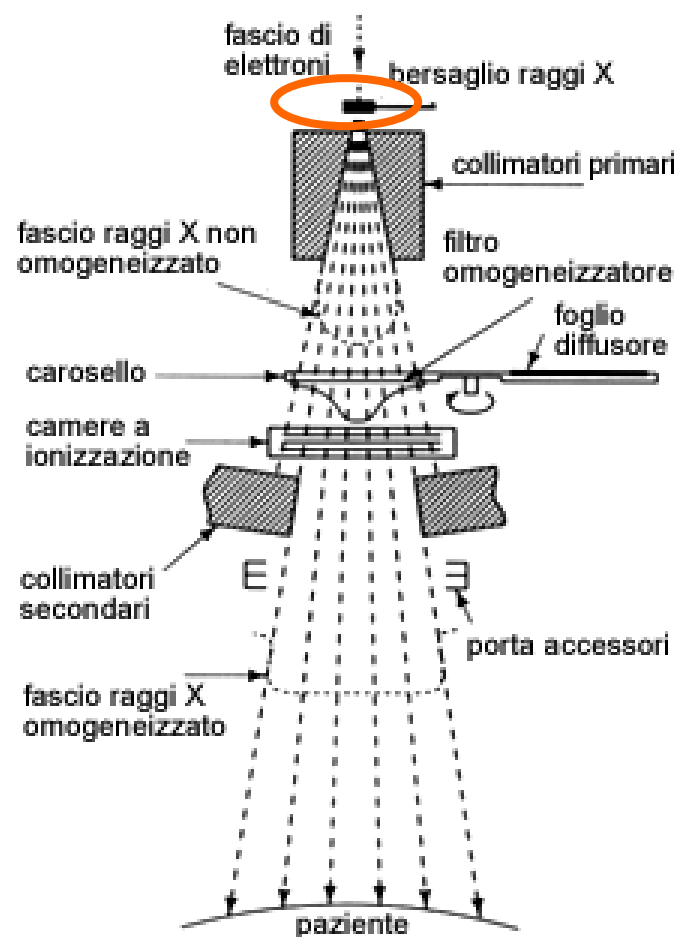
### Modalita' raggi X:

In alternativa, il fascio di elettroni puo' essere trasformato in un fascio di raggi X facendolo collidere con un bersaglio (target) di tungsteno. A causa del processo di frenamento (bremsstrahlung), l'energia persa dagli elettroni viene trasformata in energia di fotoni. L'energia media del fascio di fotoni prodotto e' circa  $1/3$  di quella del fascio di elettroni.

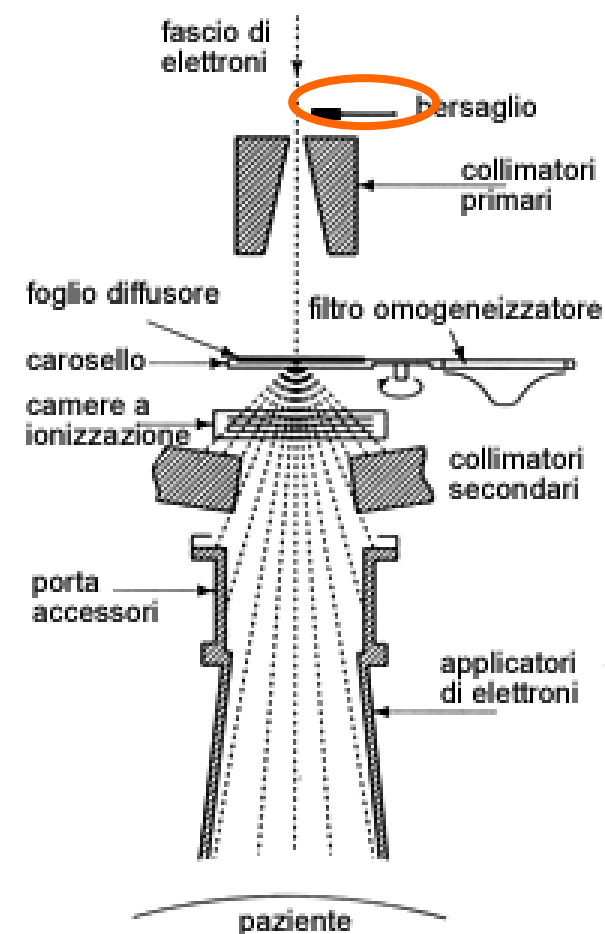
In tal caso possono essere trattati tumori situati in profondita', poiche' i fotoni hanno una penetrazione nei tessuti maggiore di quella degli elettroni.

# Rx e elettroni

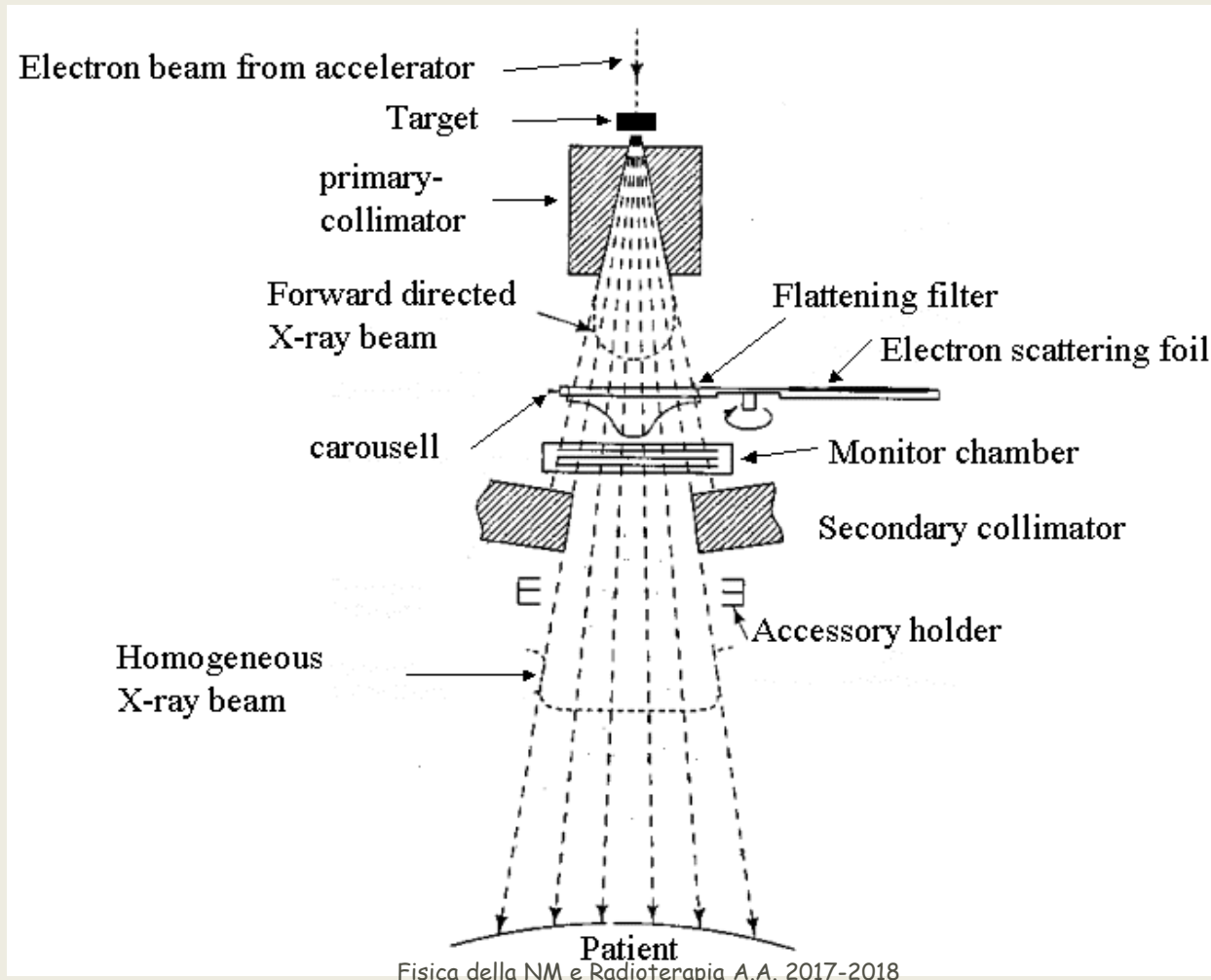
## X-ray mode



## e mode



**Principali componenti della testata del Linac:** il Target, il collimatore primario, il Carosello che contiene i fogli diffusori (scattering foils) per la modalita' elettroni e i filtri omogeneizzatori (flattening filters) per la modalita' fotoni, le camere a ionizzazione per il monitoraggio del fascio ed il collimatore secondario che definisce l'apertura del campo.

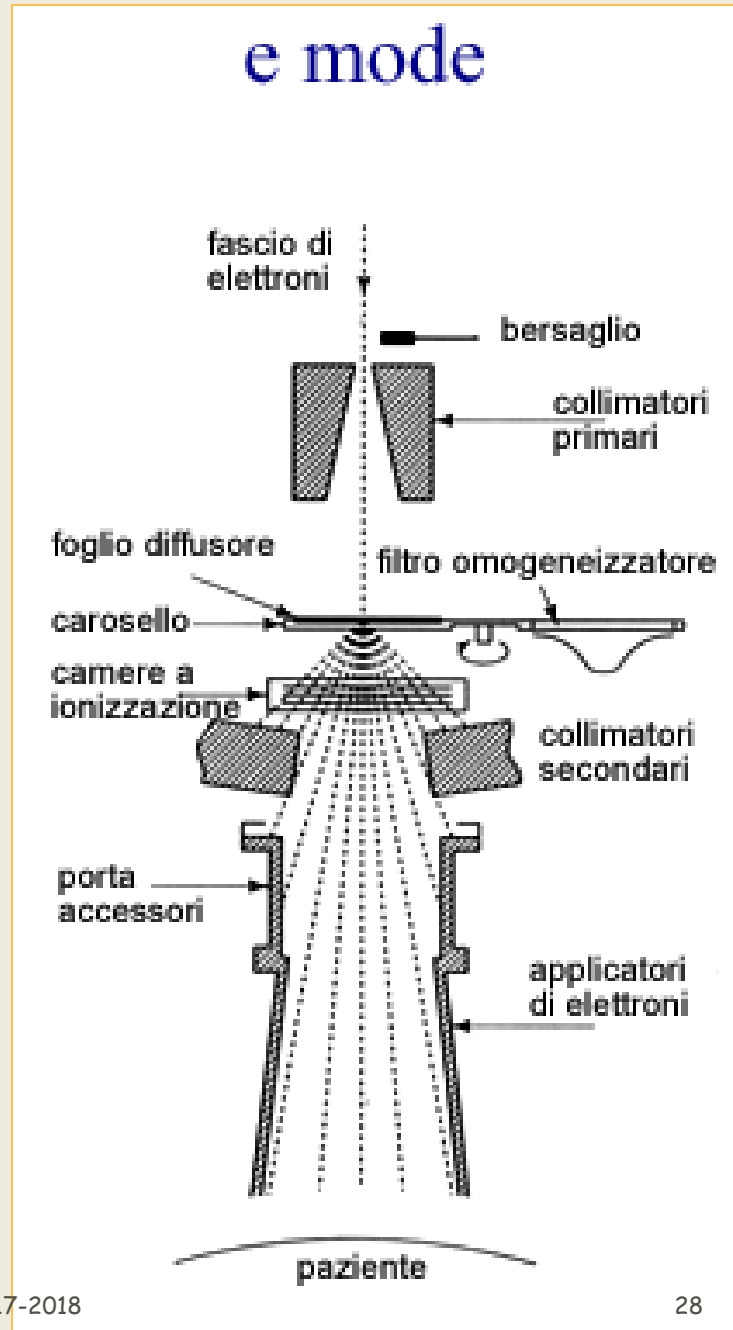


## 1) Fasci di elettroni

Il Target viene ritratto e il Carosello viene ruotato sulla posizione di **foglio diffusore (scattering foil)**, che è una sottile lamina di metallo avente il compito di distribuire la fluenza del fascio di elettroni su tutto il campo di trattamento. Infatti il fascio di elettroni, avente ampiezza pari a circa 3 mm, attraversando il foglio diffusore viene sparpagliato; si ottiene così un fascio di ampiezza maggiore.

Le **camere a ionizzazione** controllano le caratteristiche del fascio.

Il porta accessori viene fissato alla testata del Linac, insieme all'**applicatore per elettroni** caratteristico per la dimensione di campo voluta. All'interno dell'applicatore viene inserito un collimatore in piombo che definisce l'ampiezza e forma del campo di elettroni che andrà ad incidere sul paziente.



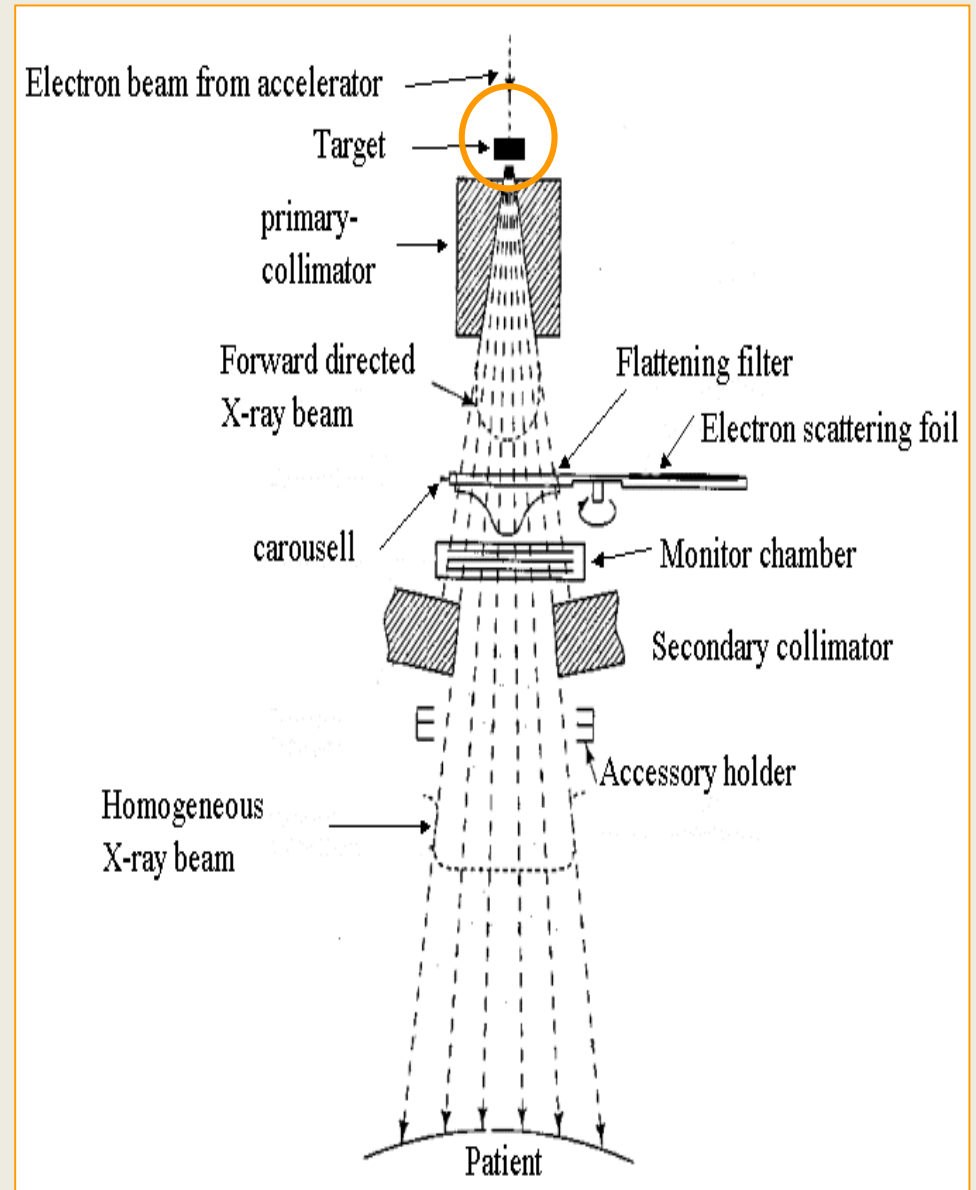


### 2) Fasci di raggi X

#### Target

Nel Linac vengono impiegati targets a trasmissione poiché, per le energie di megavoltaggio, i fotoni di bremsstrahlung sono diretti in avanti (mentre per le energie di kilovoltaggio, tipiche dei tubi RX, essi formano un angolo di  $90^\circ$  gradi con il fascio di elettroni incidente).

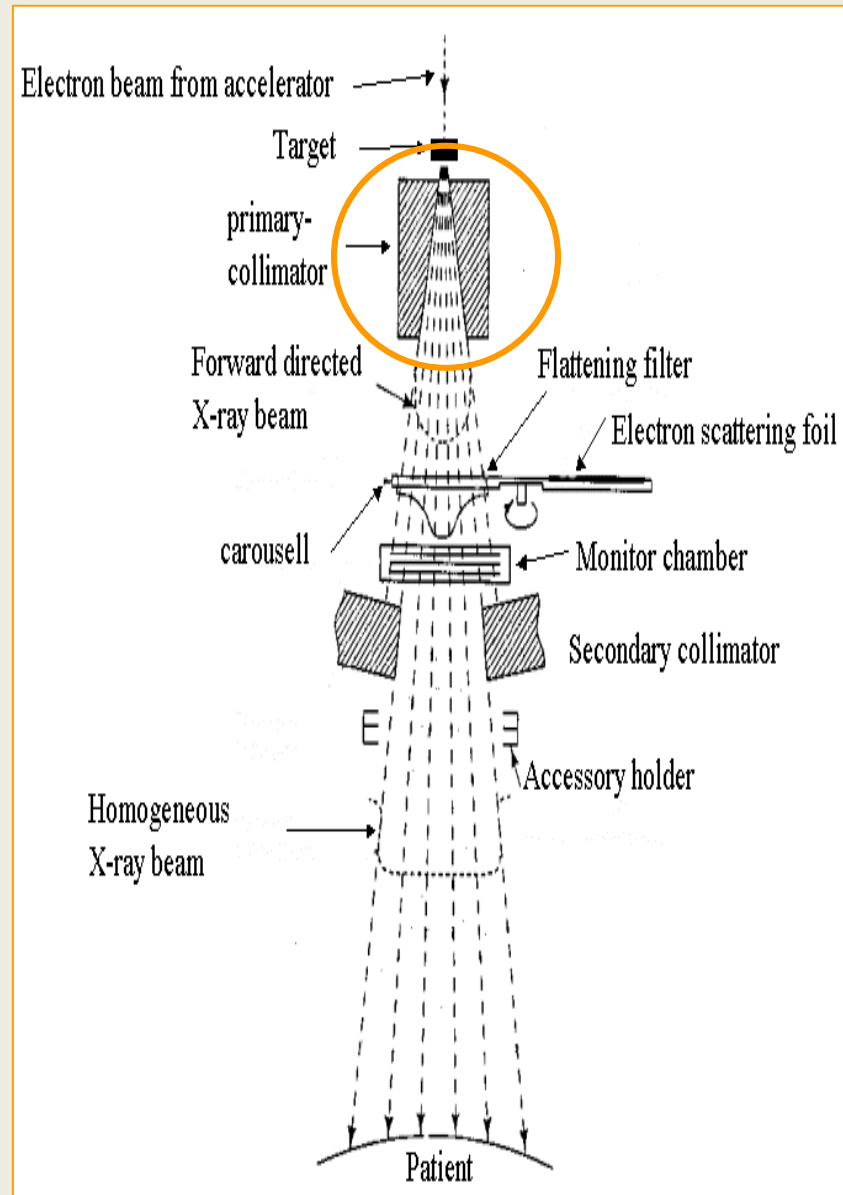
Il Target (insieme al filtro omogeneizzatore) determina la fluenza del fascio di raggi X, lo spettro energetico e la distribuzione angolare del fascio.



## Fasci di raggi X

### Collimatore primario

Il collimatore primario è un collimatore a geometria fissa, con forma di tronco di cono, che definisce la massima ampiezza di campo. L'altezza del collimatore primario è solitamente tale da attenuare a meno dello 0.2% l'intensità dei raggi X che incidono al di fuori dell'apertura del collimatore. Il materiale di cui è costituito può essere piombo oppure una lega di metalli pesanti (tungsteno/rame).

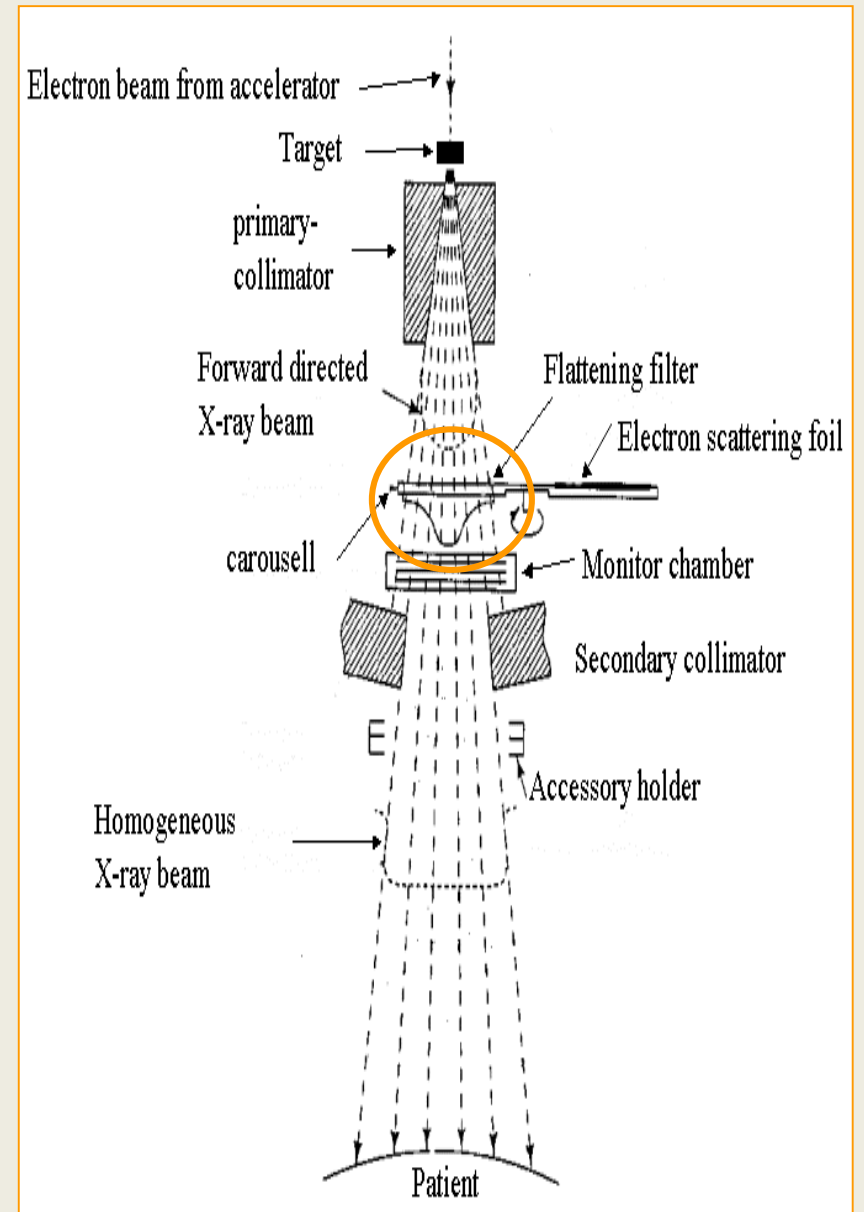


## Fasci di raggi X

### Filtro omogeneizzatore (flattening filter)

I fotoni di bremsstrahlung emergenti dal target sono per lo più diretti nella stessa direzione degli elettroni incidenti.

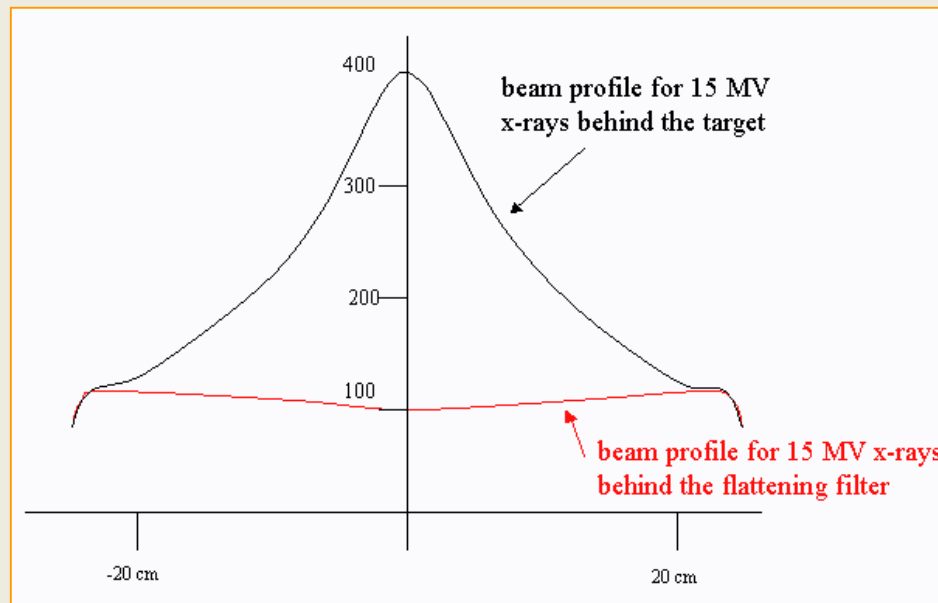
Cio' fa si' che si abbia un fascio non omogeneo, appiattito, ma piccato in avanti, e tanto più piccato quanto maggiore è l'energia del fascio. Il filtro omogeneizzatore è un dispositivo a forma di cono il quale assorbe in modo differenziale la radiazione a seconda della distanza dal centro del fascio, generando così una distribuzione di dose uniforme su tutto il campo.



Il filtro omogeneizzatore sostanzialmente riduce il rateo di dose al centro del fascio. Il filtro e' progettato in modo da produrre un campo omogeneo fino ad un'ampiezza di 40 cm x 40 cm.

Una gran quantita' di fluenza fotonica e' assorbita dal filtro, specialmente per le energie maggiori. Comunque i ratei di dose disponibili con i moderni Linac sono sufficienti per compensare tale attenuazione: l'output per il fascio omogeneizzato e' pari ad alcune centinaia di cGy/min ad 1 m dal Target.

Il filtro omogeneizzatore agisce inoltre come filtro energetico, modificando lo spettro fotonico. Il materiale di cui e' costituito deve dunque essere tale da evitare un eccessivo ammorbidimento del fascio.

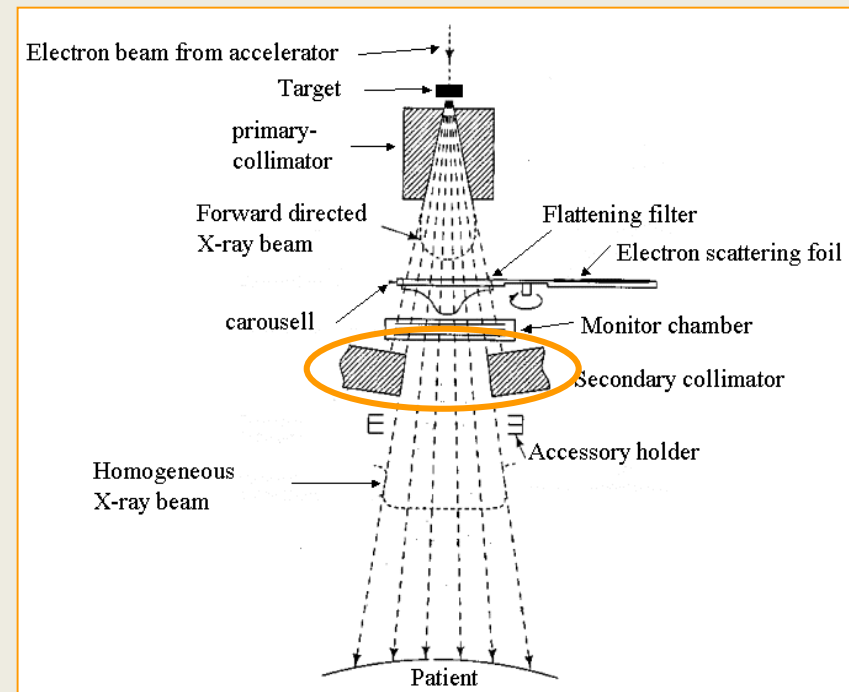


## Fasci di raggi X

### Collimatore secondario (di definizione del campo)

Il collimatore secondario è un dispositivo a geometria regolabile, costituito da due coppie di blocchi ("jaws") di apertura variabile, posizionate una al di sopra dell'altra e a 90 gradi l'una dall'altra. I jaws sono costituiti da tungsteno e limitano la trasmissione del fascio primario allo 0.5 - 1 %.

I due jaws di ogni coppia si possono aprire in modo sincrono per definire campi rettangolari simmetrici centrati sull'asse, oppure in modo asincrono per definire campi rettangolari asimmetrici.

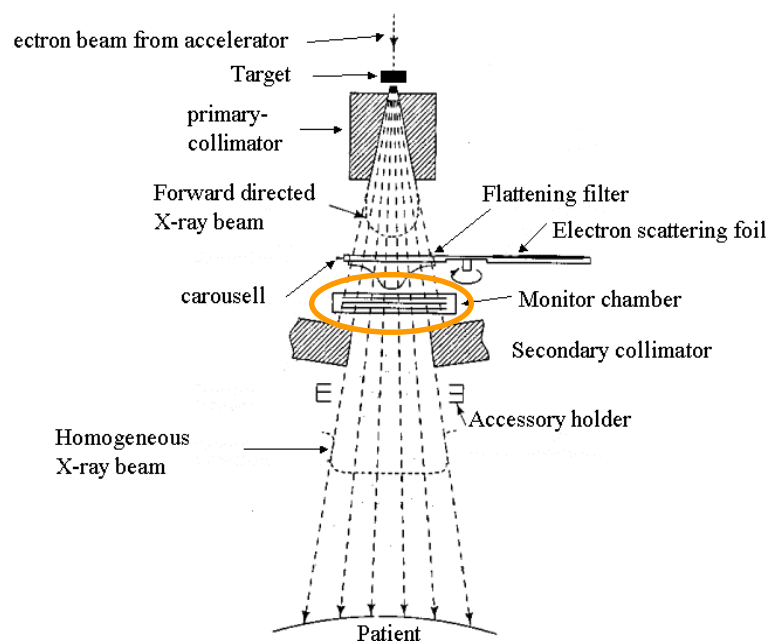
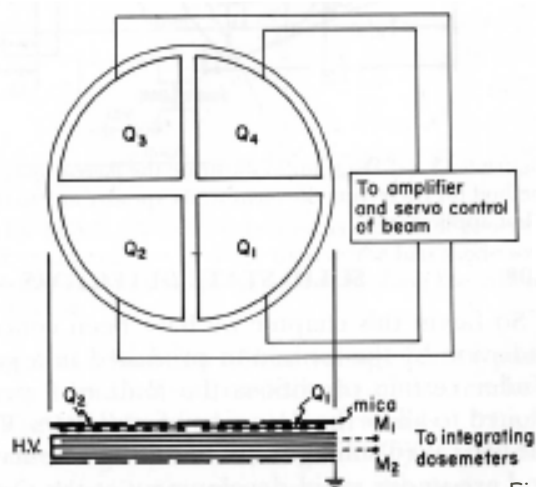


## Sistema di monitoraggio

**Camera a ionizzazione** a trasmissione, posta tra i due collimatori, costituita di piu' settori per controllare, in tempo reale:

Rateo di dose e dose integrata

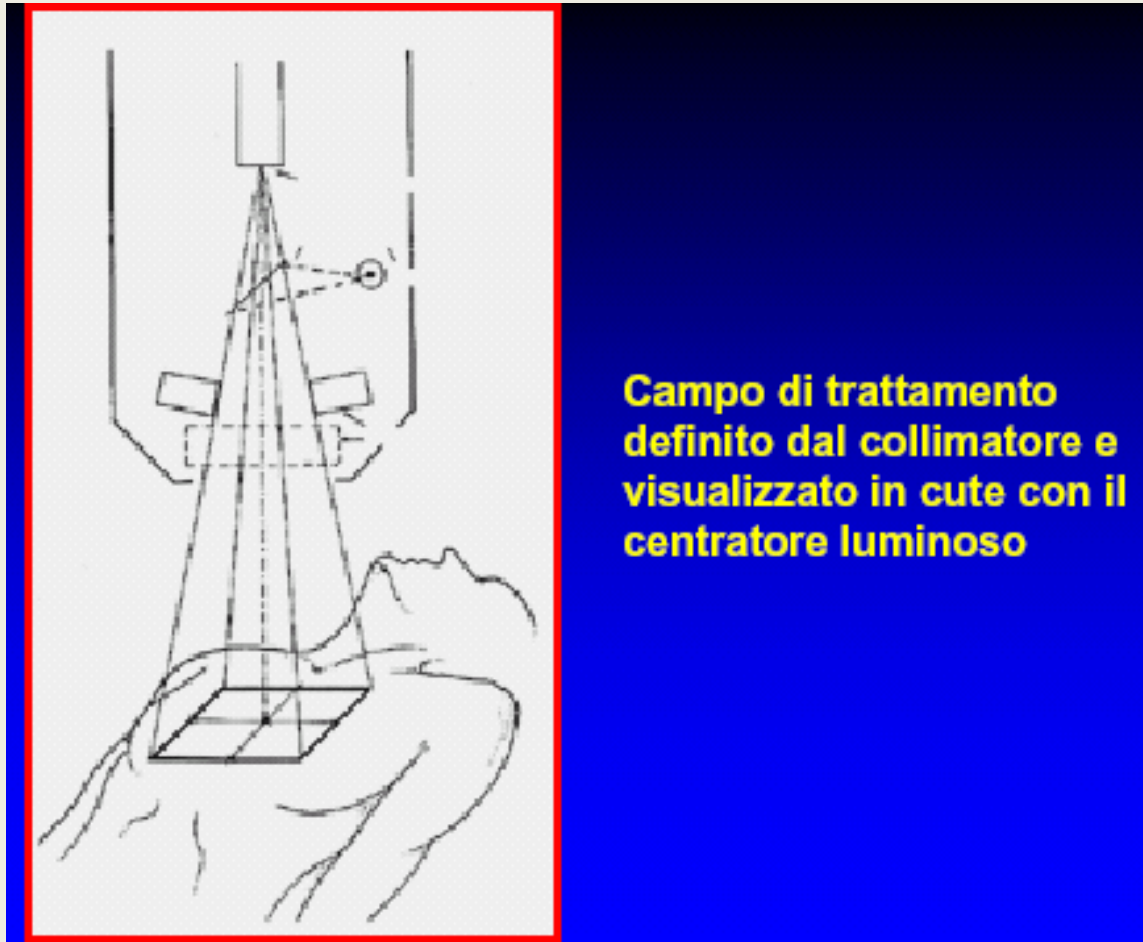
Distribuzione angolare del fascio di radiazione (simmetria)



## Sistema ottico

Tra camera a ionizzazione e il secondo collimatore, costituito da una sorgente di luce e specchio che proietta il fascio luminoso su un'area che coincide con quella del piano di trattamento

**Range finder:** telemetro che proietta sul paziente una scala graduata che dà la SSD.



## **Accessori per il trattamento**

**Blocchi “d’ombra”**, modificano la forma del campo adattandola a quella del target da irradiare. Situati al di sotto del collimatore secondario, focalizzati alla sorgente, in Pb o W, di spessore da 7 a 10 cm, riducono la trasmissione di Rx a non meno del ~2%.

**Filtri cuneiformi**: modulano l’intensità del fascio



# Penombra

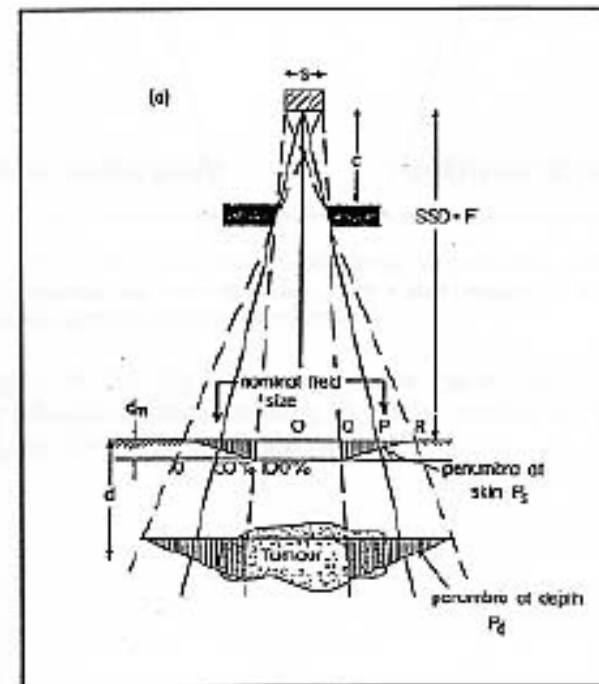
## Penombra di trasmissione

regione irradiata dai fotoni trasmessi attraverso i bordi dei blocchi del collimatore secondario.

## Penombra geometrica

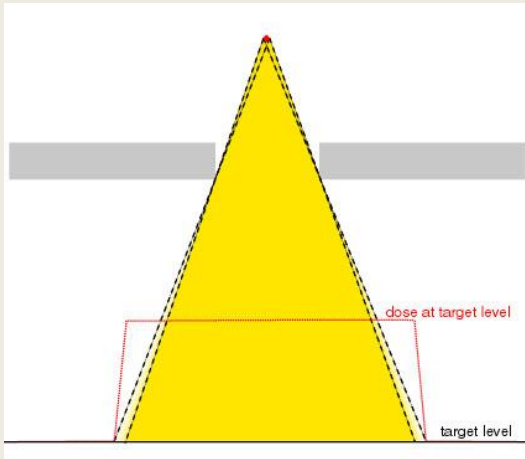
effetto della dimensione finita della sorgente  
Aumenta con l'aumentare del diametro della sorgente e diminuisce con **SSD** (Source to Skin Distance)

Il profilo di dose in profondità nel paziente Sara' funzione non solo della penombra fisica e geometrica ma anche della radiazione diffusa prodotta nel paziente. Dosimetricamente, quindi, il termine **penombra fisica** e' stato definito come distanza laterale tra due curve di Isodose (80% e 20%).

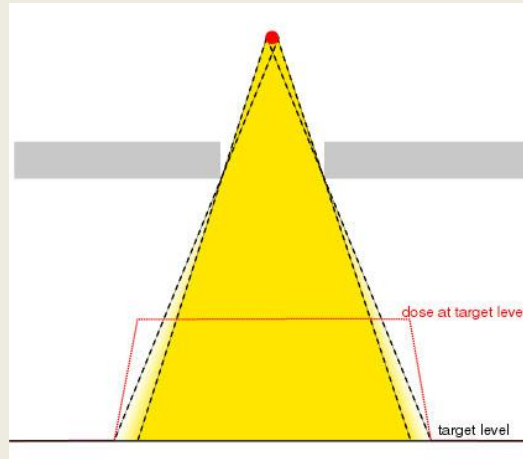


PENOMBRA DEL FASCIO USCENTE DALLA TESTATA DELL'ACCELERATORE

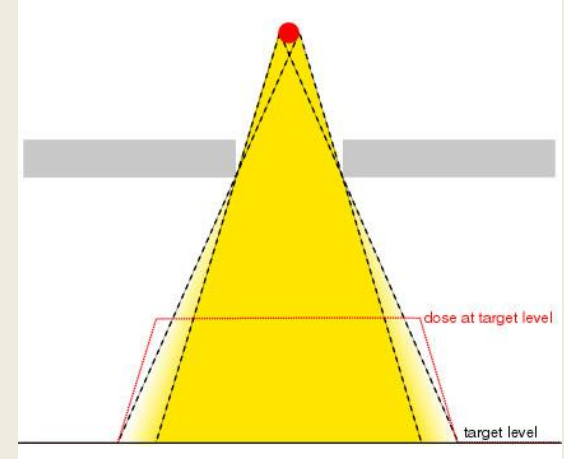
# Penombra geometrica



Penombra per  
sorgente di piccolo  
diametro

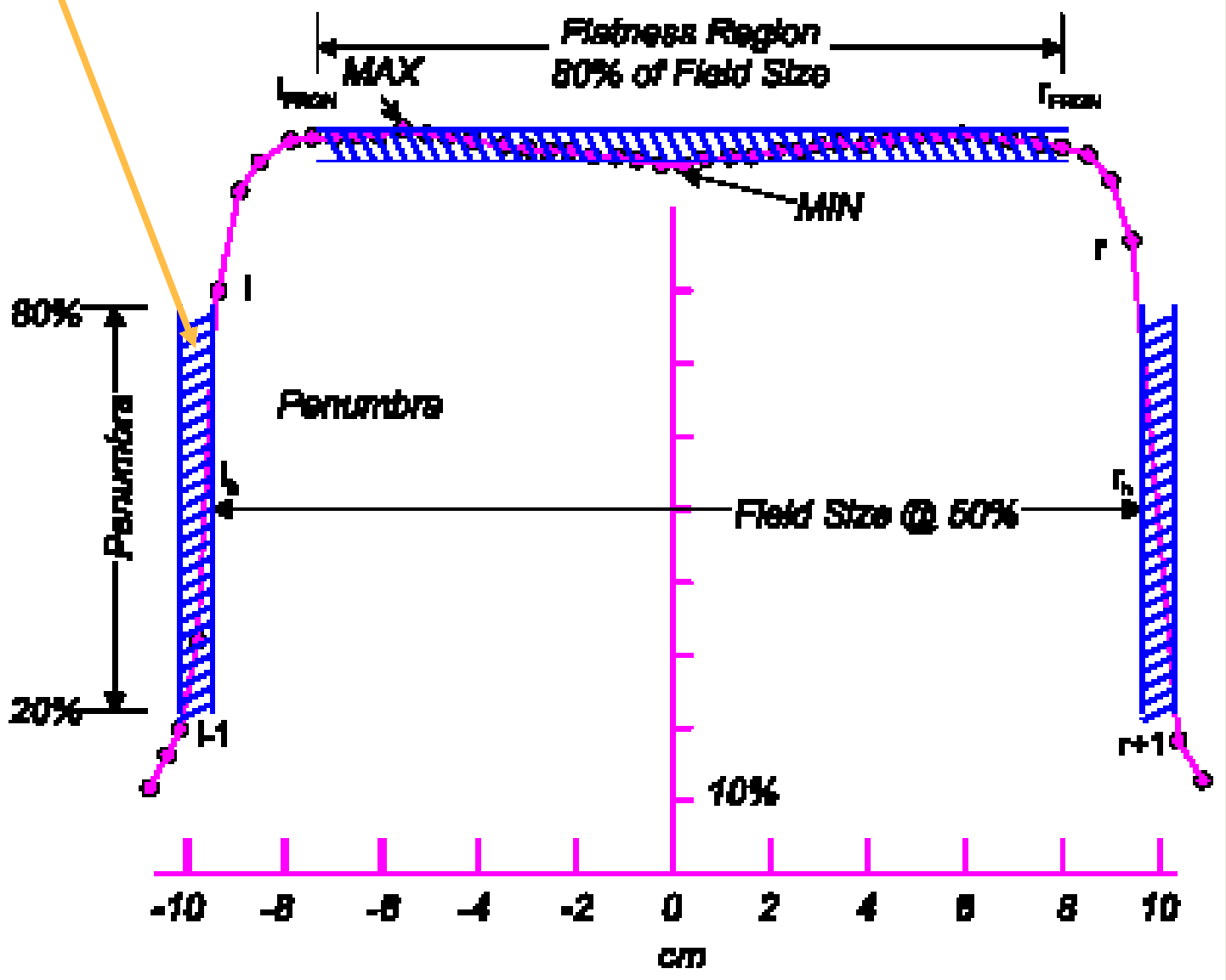


Penombra per  
sorgente di medio  
diametro



Penombra per  
sorgente di grande  
diametro

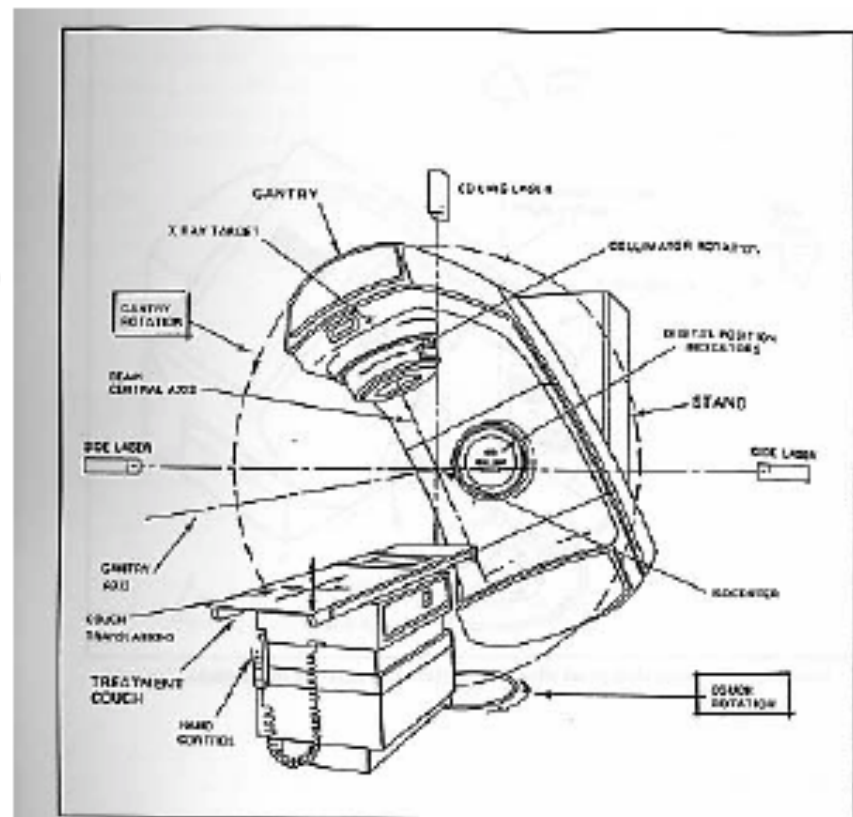
## Penombra fisica



# Gantry

La maggior parte degli acceleratori lineari sono costruiti in modo che la sorgente possa ruotare intorno ad un'asse orizzontale. Mentre il gantry ruota, l'**asse centrale** (asse dei collimatori) si muove in un piano orizzontale.

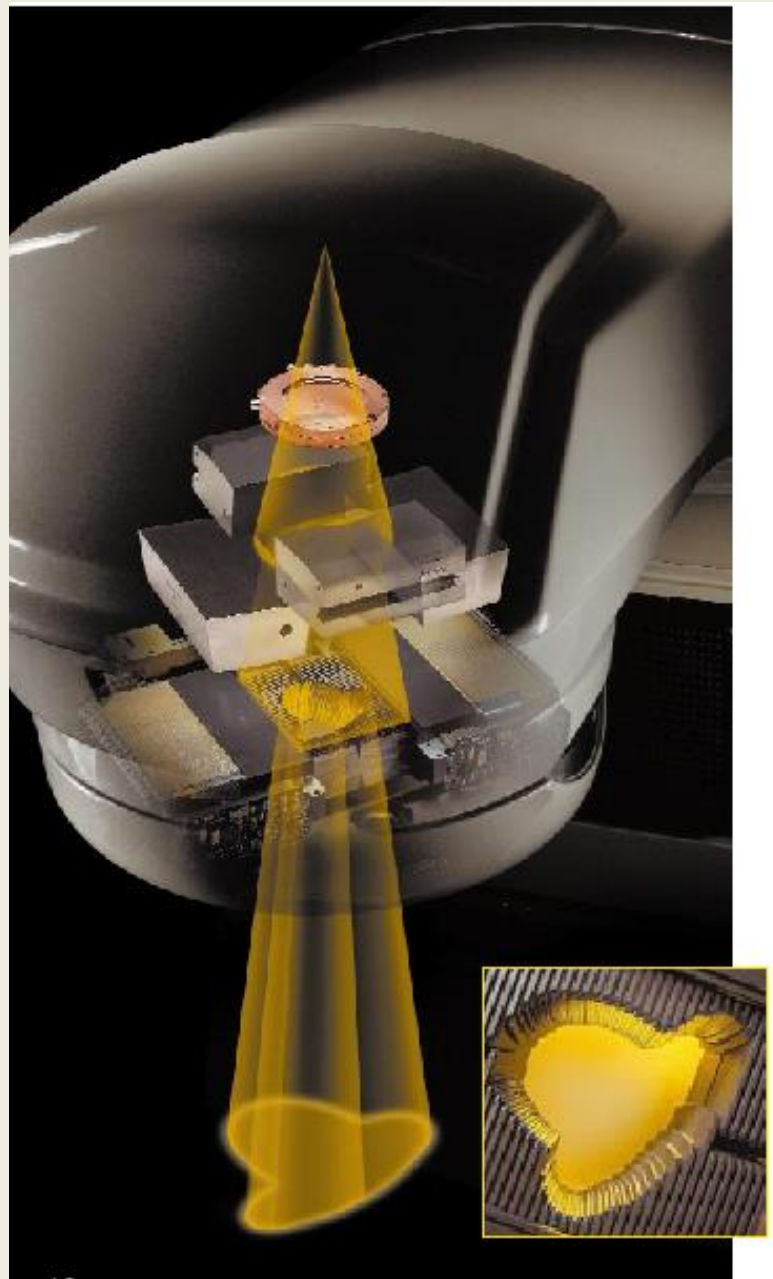
Il punto di intersezione tra l'asse centrale e l'asse di rotazione e' detto **isocentro**. Con queste unita' e' possibile effettuare il trattamento isocentrico nel quale si usano Fasci diretti da angoli diversi che si intersecano nello stesso punto, l'**isocentro**, situato all'interno del paziente.



Movimento di rotazione del letto e del gantry

Tutti i movimenti del gantry e del letto sono effettuati via software dalla console e attraverso un apposito strumento manovrato dal tecnico, chiamato "pendant".

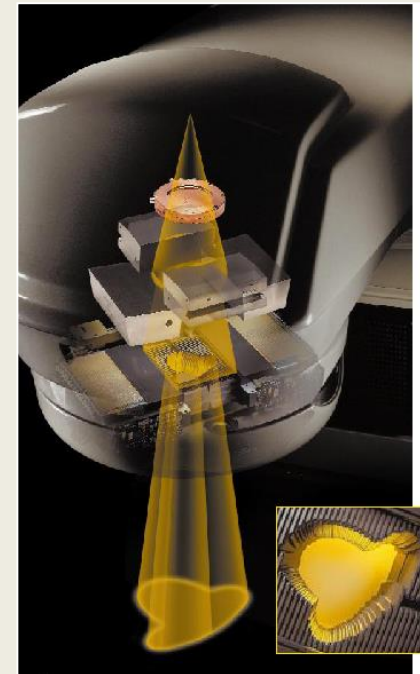
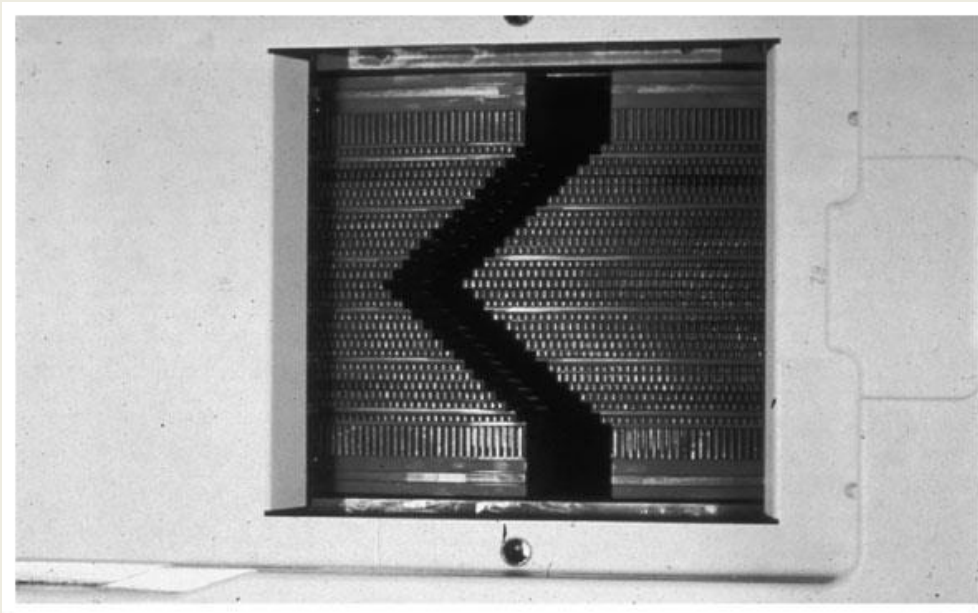
# COLLIMATORE MULTILAMELLARE (MLC)



## Multi-Leaf-Collimators (MLCs)

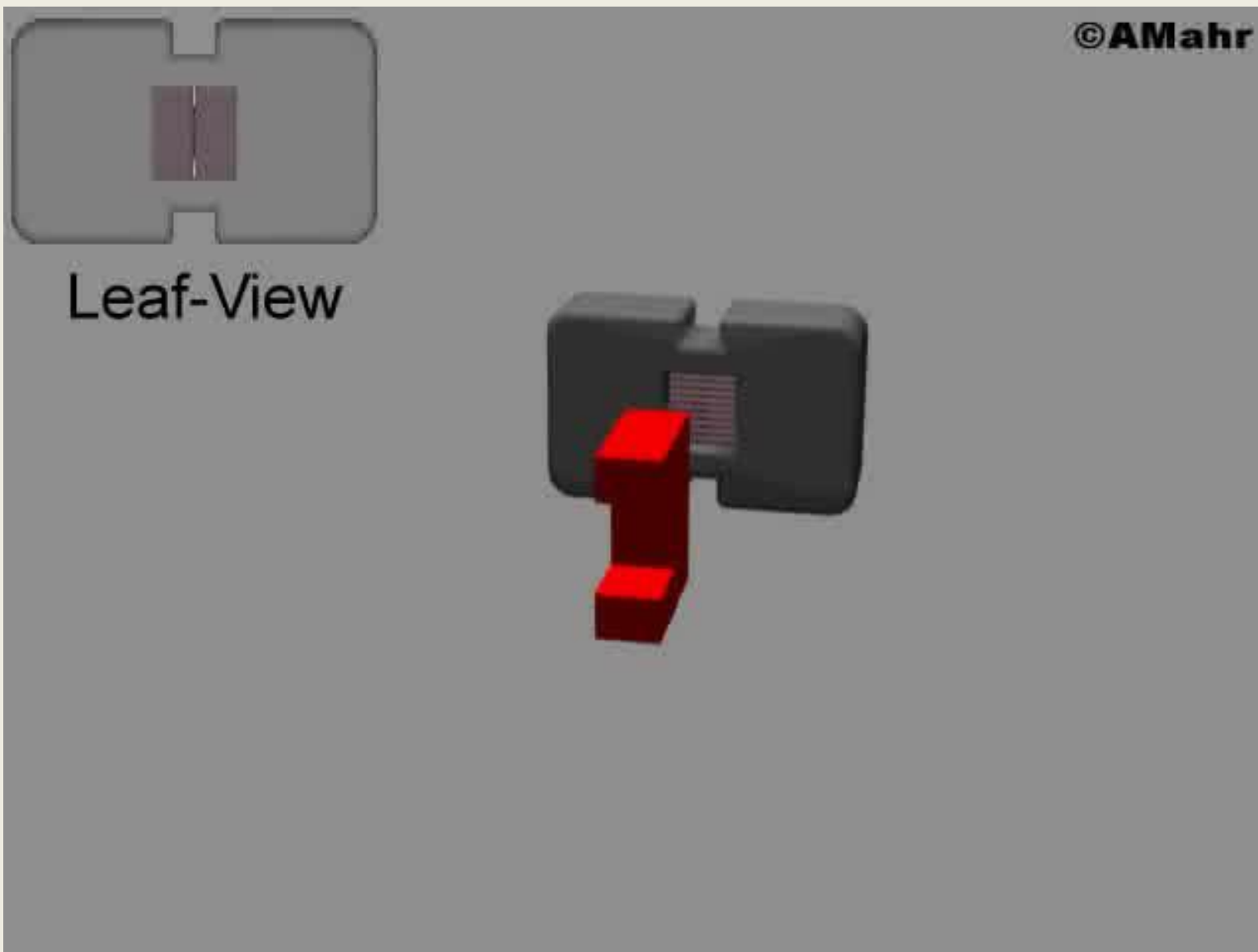
I collimatori multilamellari sono costituiti da due banchi contrapposti di lamelle schermanti, di larghezza 0.3 - 1 cm, ciascuna delle quali può essere indipendentemente posizionata.

Un MLC può essere impiegato in **modalità statica**, con le lamelle a definire una prefissata conformazione del campo durante tutta l'erogazione del fascio, o in **modalità dinamica**, con le lamelle in movimento durante l'erogazione del fascio (conformazione dinamica del fascio). Quest'ultima modalità viene adottata per l'erogazione dei trattamenti ad intensità modulata (IMRT) o nei trattamenti ad arco.

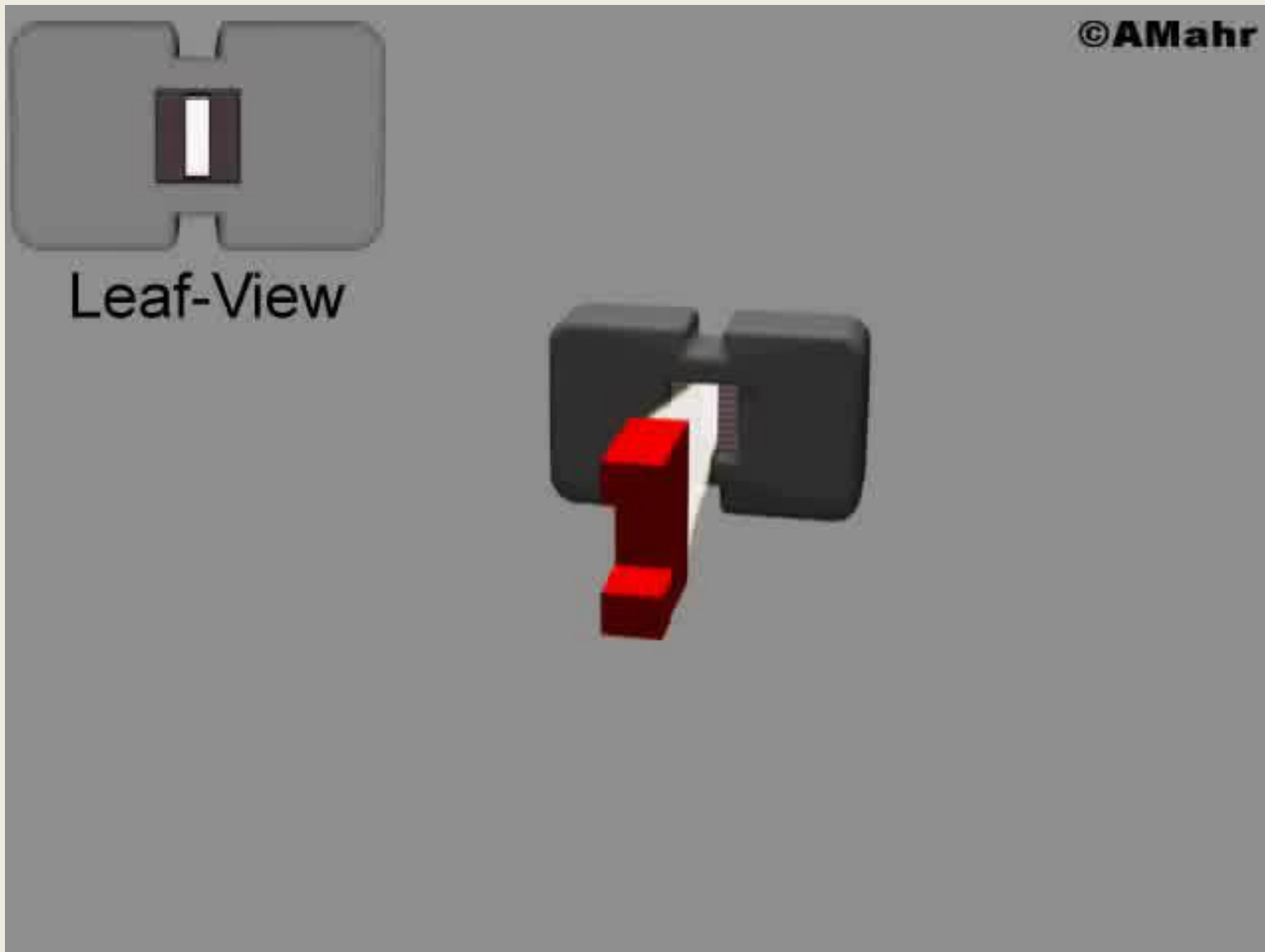










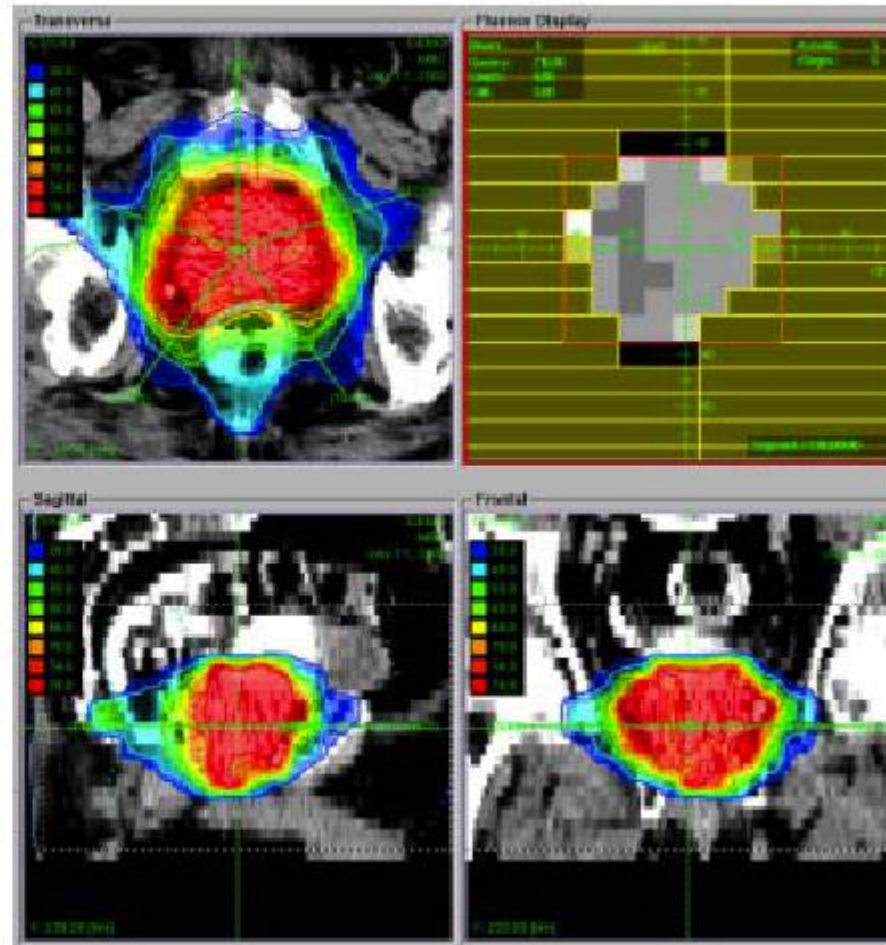


# Piano di trattamento

**Descrizione della  
distribuzione di dose  
da dare al tumore**



**ed agli organi/tessuti  
che lo circondano**



# PIANO DI TRATTAMENTO

La pianificazione di un trattamento radioterapico con fasci esterni di fotoni ad alta energia consiste nella scelta della combinazione di fasci e dei relativi parametri che consente di ottenere una uniforme ed adeguata copertura dosimetrica del volume bersaglio, minimizzando nel contempo la dose agli organi critici.

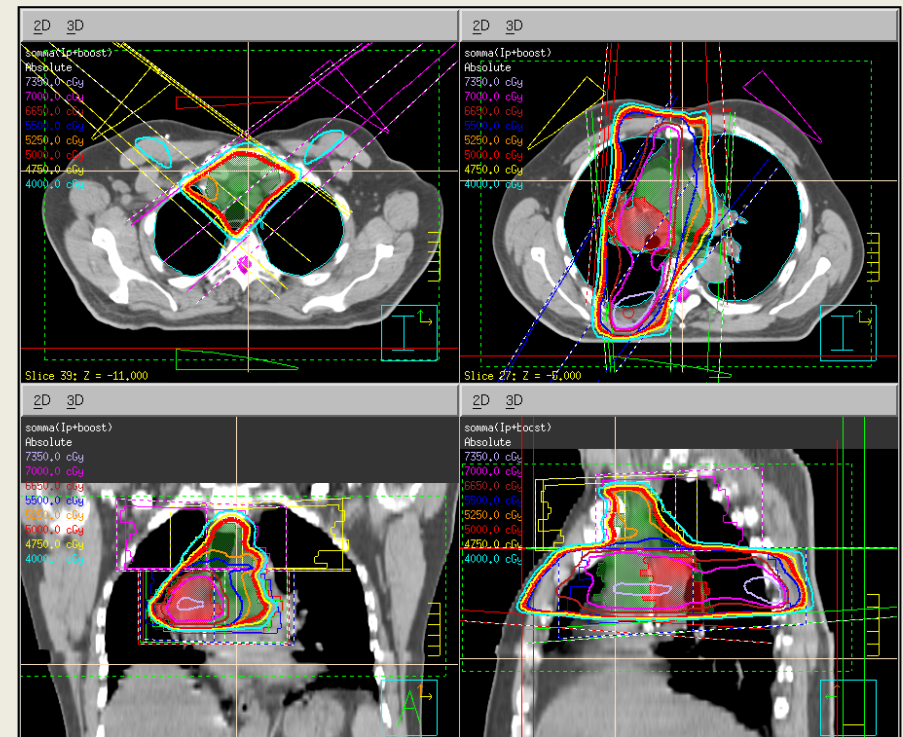
Tale scelta viene compiuta sulla base del calcolo della distribuzione di dose su immagini TC del paziente.

Il calcolo della distribuzione di dose viene effettuato mediante un sistema per piani di trattamento, comunemente indicato con l'acronimo **TPS** (Treatment Planning System), che consiste in un programma contenuto in un calcolatore.

# PIANO DI TRATTAMENTO

Il TPS che consente di svolgere le seguenti operazioni: importazione delle immagini TC del paziente, contornamento (da parte del radioterapista) del volume bersaglio e degli organi a rischio, impostazione (da parte del fisico) dei fasci di trattamento, calcolo e rappresentazione della distribuzione di dose e delle statistiche dosimetriche per la combinazione di fasci impostata, nonché dei tempi di trattamento per ciascuna seduta radioterapica per erogare la dose prescritta dal radioterapista.

## 2 piani di trattamento alternativi

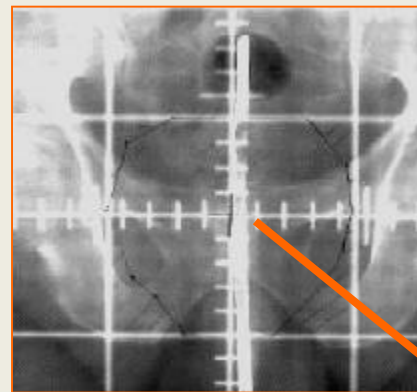




# SIMULAZIONE (SIMULATORE)



# Immagine di simulazione



# TRATTAMENTO (LINAC)

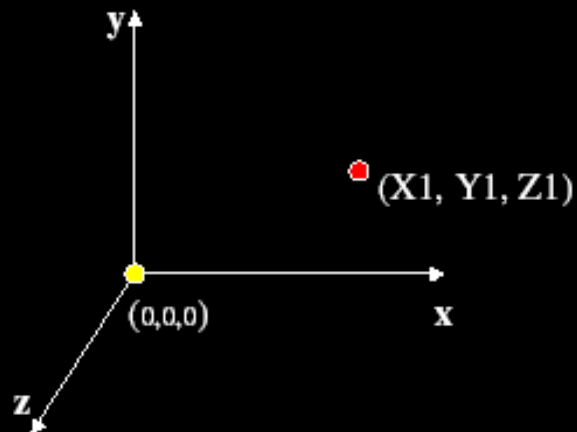


# SIMULAZIONE

## Piano di Trattamento

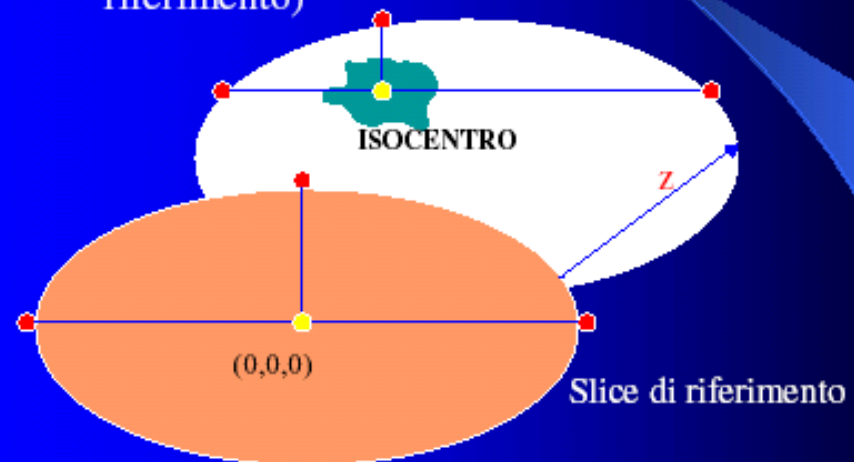
Individuazione di un nuovo punto geometrico chiamato

ISOCENTRO ( $X1, Y1, Z1$ )



## Simulazione Tradizionale

Viene individuato sul paziente l' **ISOCENTRO** del trattamento (traslazione x, y, z rispetto ad un riferimento)



# SIMULAZIONE

## Simulazione Tradizionale

Vengono acquisite delle immagini radiologiche di simulazione con i limiti del campo di trattamento ("campo delineato")

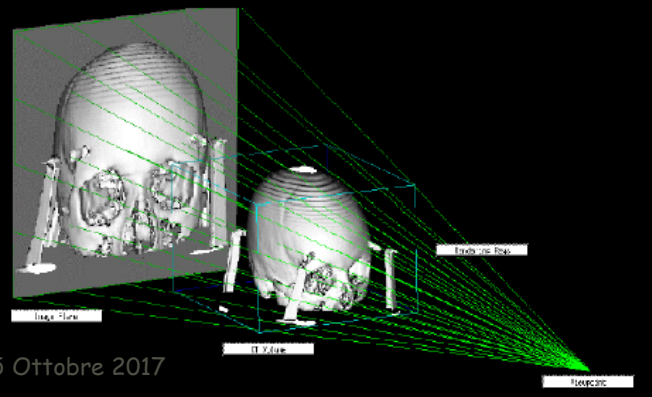


Immagine di Simulazione

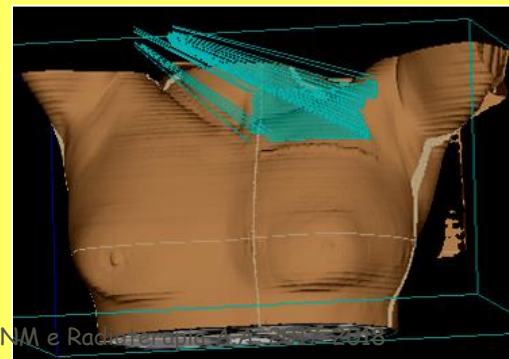
Un buon metodo di "verifica" è quello che prevede un confronto tra l'Immagine di Simulazione e l'immagine DRR



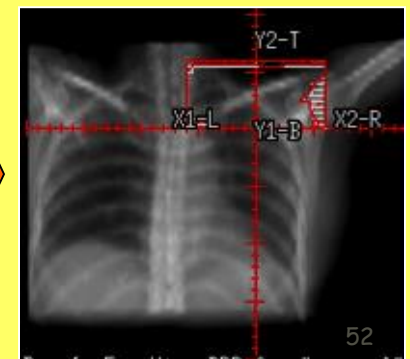
Immagine DRR



## Esempio: generazione di DRR



DRR





# PORTAL FILM

La probabilità di successo di un trattamento radioterapico con fasci esterni dipende dalla dose effettivamente somministrata al tumore.

Piccole differenze riscontrabili nel posizionamento del paziente nel corso di ciascuna seduta possono determinare uno scostamento complessivo della dose somministrata al volume bersaglio e agli organi critici rispetto alla distribuzione prevista in sede di planning.

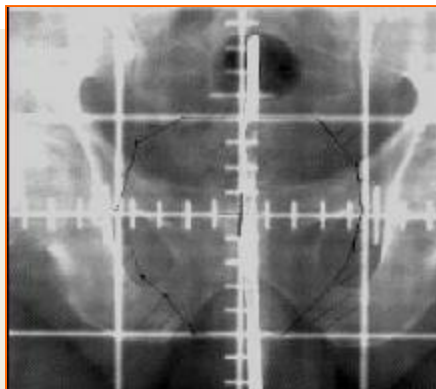
Uno dei principali metodi utilizzati per verificare forma e posizione dei campi, in relazione all'anatomia del paziente, consiste nell'effettuare un confronto tra un'immagine di riferimento (film di simulazione) e un cosiddetto portal film.

I *portal film* possono essere definiti come immagini radiografiche acquisite nel corso del trattamento radioterapico, limitatamente ad una breve esposizione

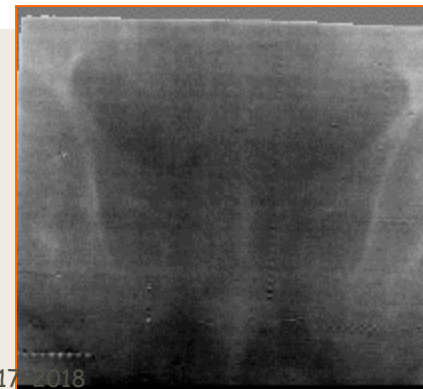
La qualità di un portal film è considerevolmente più povera rispetto ad un'immagine radiodiagnostica o ad un film di simulazione, principalmente in conseguenza dell'energia più elevata del fascio da radiazioni utilizzato per ottenere l'immagine.

Nel caso di unità di telecobaltoterapia (TCT), l'immagine risente inoltre di una rilevante penombra dovuta alle dimensioni della sorgente radiogena, che si traduce in una scarsa definizione dei margini del campo.

Per quanto riguarda gli acceleratori, le elevate energie fotoniche disponibili introducono una pesante riduzione del contrasto, mentre evidenti fenomeni di assorbimento precludono la possibilità di utilizzare fasci di elettroni.



**Immagine di simulazione**

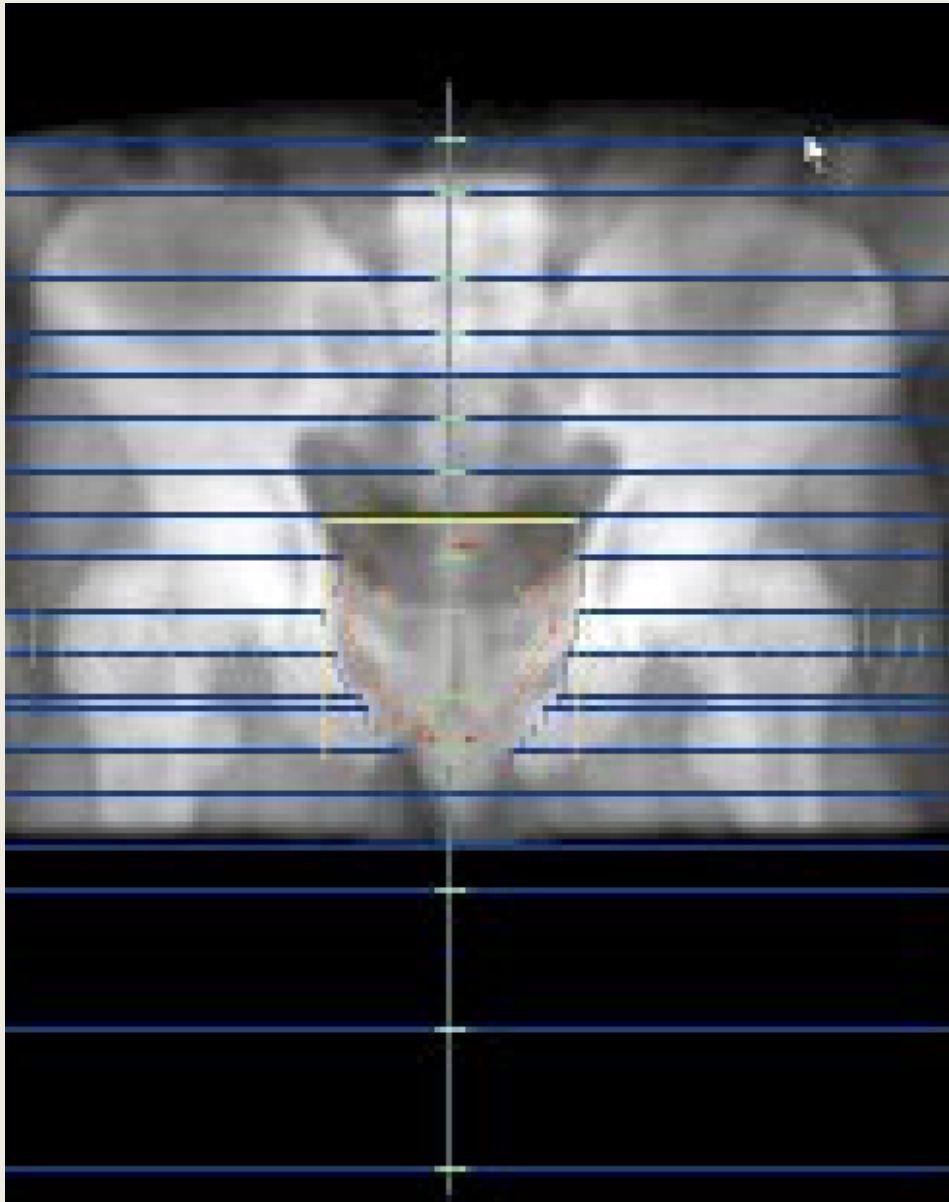


**Portal film**

# PORTAL FILM

- Viene effettuata una doppia esposizione con due campi di differenti dimensioni geometriche, con la più bassa energia fotonica disponibile.
- Il campo più piccolo coincide con il campo di trattamento effettivo.
- Il campo maggiore serve ad evidenziare i riferimenti anatomici esterni al primo.

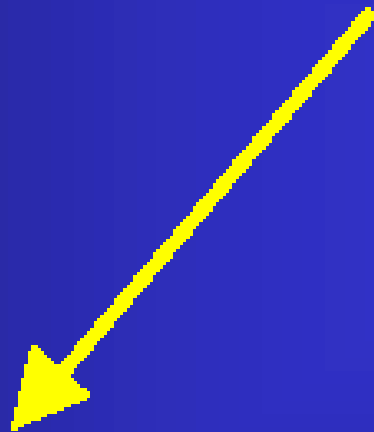
## IMMAGINE PORTALE (DOPPIA ESPOSIZIONE)



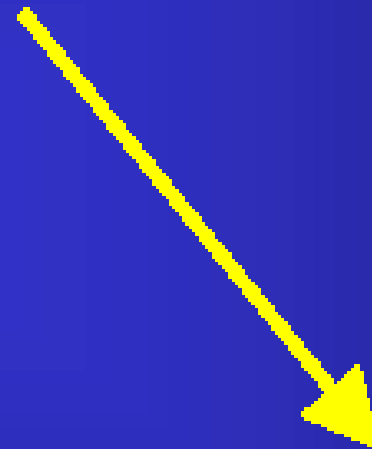
# **verifica geometrica**



## **confronto tra**



### **immagine portale**



### **immagine di riferimento**

**In alternativa al  
film:**

**ELECTRONIC  
PORTAL IMAGING  
DEVICE (EPID)**

**RIVELATORE (matrice di  
camere a ionizzazione o di  
rivelatori a stato solido)**

**CONTRAPPOSTO ALLA  
TESTATA RADIANTE  
DEL LINAC**

**Si ottengono immagini  
in tempo reale**







**DETECTORE AL SILICIO AMORFO**

# SIMULAZIONE VIRTUALE

## OBIETTIVI:

- Migliorare la **conformazione spaziale** dei campi di radiazione all'interno dell'organo bersaglio;
- Ottenere un' **alta omogeneità di dose** all'interno **dell'organo target** assieme ad un' efficace salvaguardia degli organi critici limitrofi;
- Ottimizzare l'attività di **verifica del posizionamento** del paziente

# SIMULAZIONE VIRTUALE

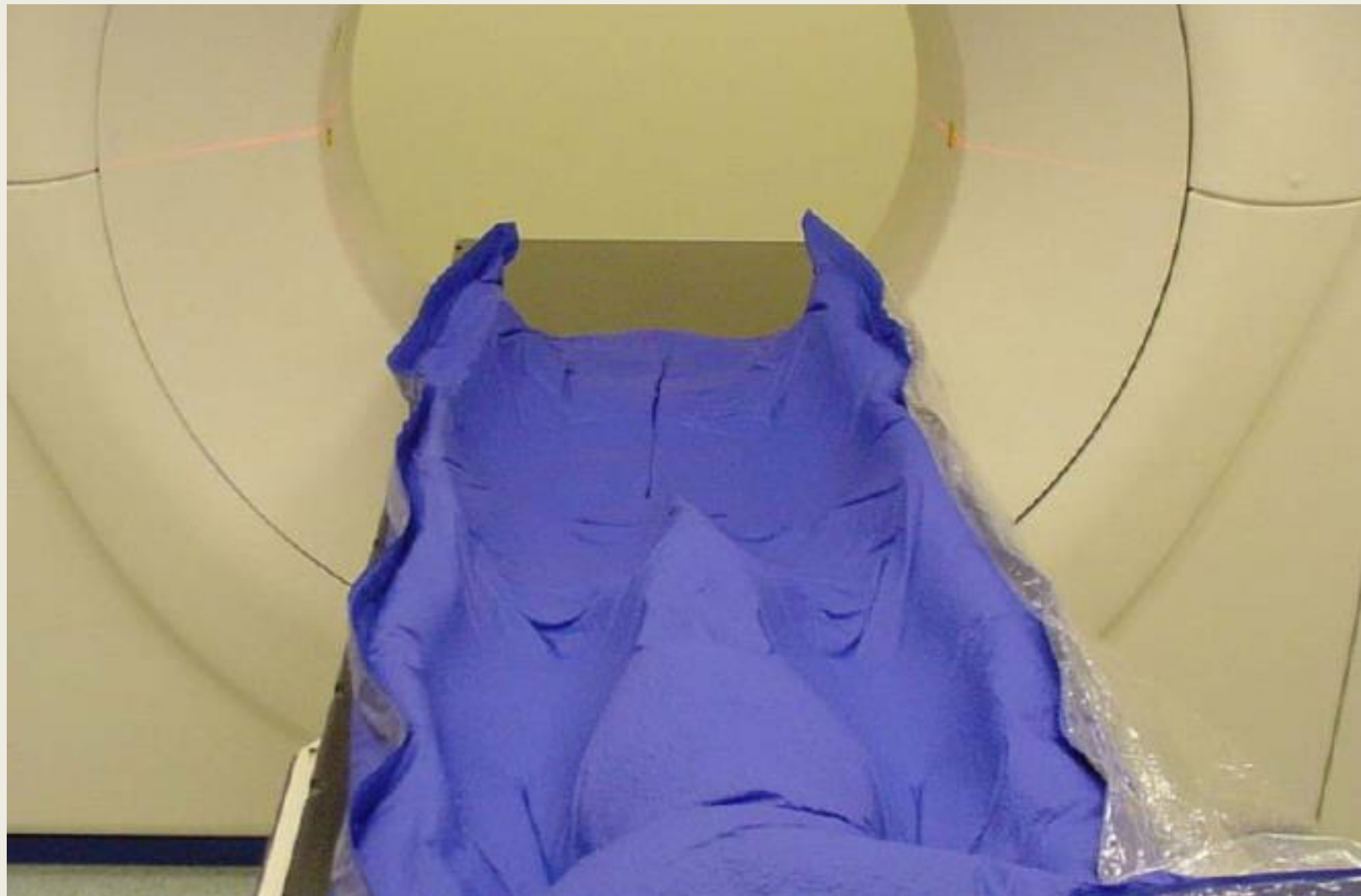
## PROTOCOLLO OPERATIVO:

- **Acquisizione TC:** il paziente viene 'freezerato' all'istante zero. Dalle informazioni del paziente ottenute, deriveranno tutte le immagini di verifica del trattamento. In questa prima fase viene associato al paziente un sistema di assi cartesiani mediante tatuaggi e reperi radio opachi.

Viene utilizzato un opportuno sistema di immobilizzazione.

- **Preparazione del Piano:** sulle sezioni TC vengono delineati dal Medico RT il volume dell'organo bersaglio ed i volumi degli organi critici. Successivamente il Fisico procede alla definizione dell'isocentro, delle energie da usare e della geometria dei campi di radiazione.









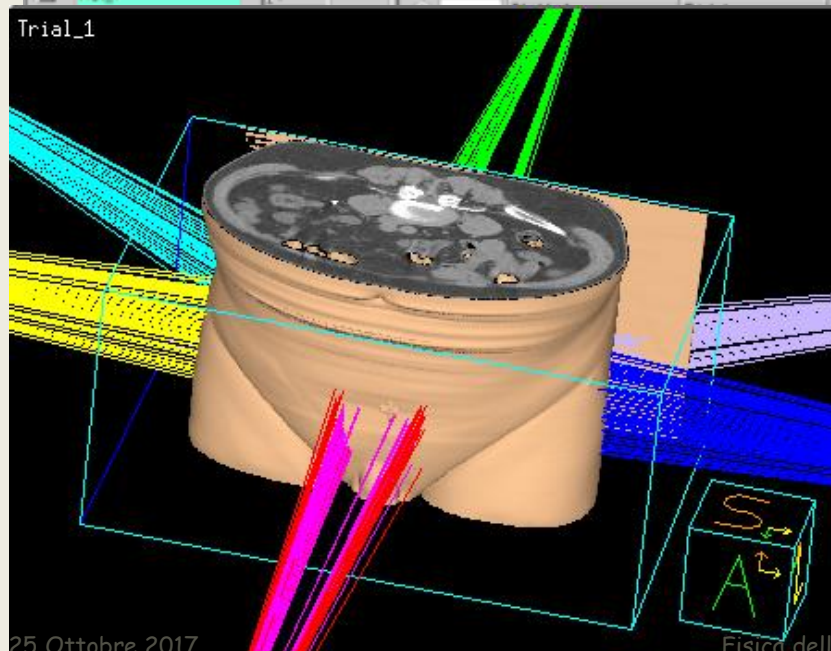
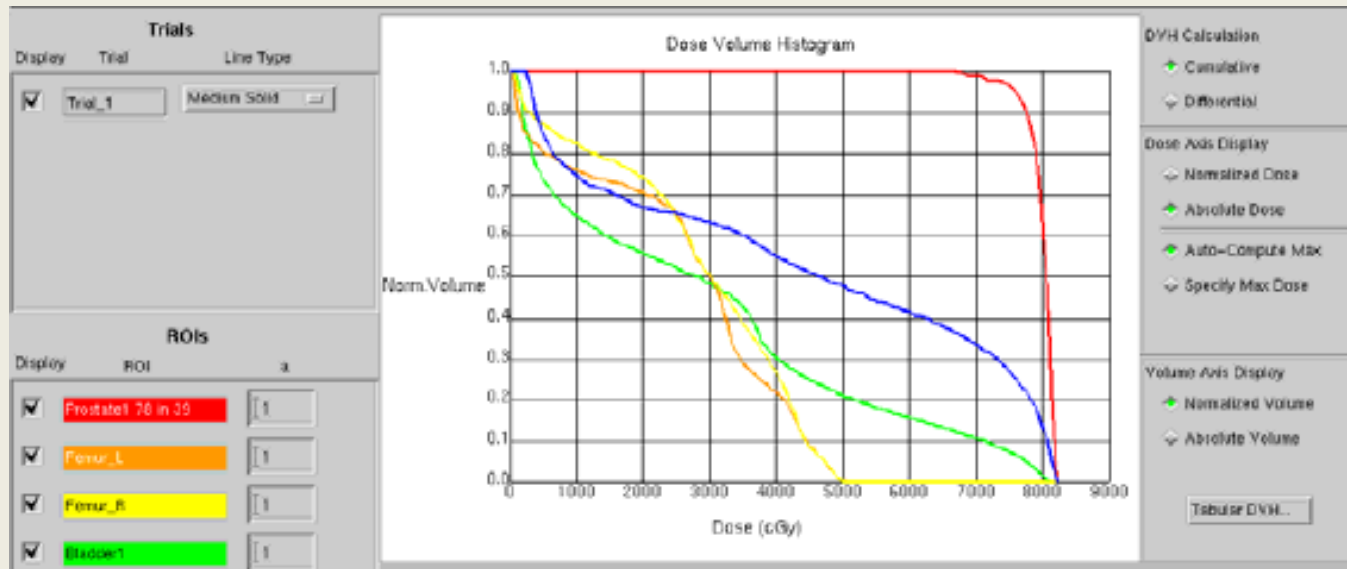
# SIMULAZIONE VIRTUALE

## PROTOCOLLO OPERATIVO:

ATT!: L'isocentro di trattamento viene individuato nel sistema di riferimento di set-up del paziente, permettendo così di predefinire quali spostamenti occorrerà eseguire rispetto ai tatuaggi fatti in TC.

- **Discussione del piano:** Medico e Fisico discutono il piano sul TPS avvalendosi di curve di isodose sulle sezioni TC, di immagini planari ricostruite, rendering tridimensionali, e istogrammi dose-volume. Tale discussione consente di valutare l'adeguatezza della copertura dell'organo bersaglio e di valutare l'opportunità di correzioni o modifiche.





Visualizzazione in BEV (Beam Eye View) del fascio di radiazione rispetto ai riferimenti anatomici del paziente



# SIMULAZIONE VIRTUALE

## PROTOCOLLO OPERATIVO:

- **Immagini di riferimento:** Una volta validato il piano si procede alla preparazione delle immagini e dei dati necessari per la verifica dell'effettiva corrispondenza con la terapia. Vengono **stampati gli spostamenti (mm)** da eseguire sul paziente lungo le direzioni cranio-caudali, latero-laterale ed antero-posteriore per passare dal centro di coordinate individuate in TC all'iso di trattamento. Vengono stampate le immagini DRR lungo le direzioni di tutti i campi e contenenti i contorni dei collimatori.

CT Sim Version 5.0
File Settings Tools Help

Arm	Current Position	Enter Position	Laser Status	Last Date Calibrated
X	-5.0 mm		ON	04/11/02
Z1	-25.0 mm		ON	04/11/02
Z2	-25.0 mm		ON	04/11/02

Z1 & Z2 Linked

**Status**  
Zero positioned at CT isocenter

**All Lasers**  
GOTO DEFINED ZERO  
LASERS ON LASERS OFF  
REDEFINE ZERO  
RESTORE DEFAULT ZERO

**Current Autorun File**  
Title: XXXXXXXXXX Date: 11/28/2002  
Comments:  
CLEAR  
DIAGNOSIS: ISOCENTER ID: 31905  
DOCTOR: INSTITUTION: IFO  
FIRST SLICE: IEC 1217=120.0 CT-SPECIFIC=120.0  
PATIENT ID: VLRRNT28E13H501F BIRTHDATE: 00/00/0000  
Points:  
Click on grid row to run data points.

Pnt. Num.	X	Z1	Z2	Y
1	-5.0	-25.0	-25.0	-40.0

**Autorun Files Received**

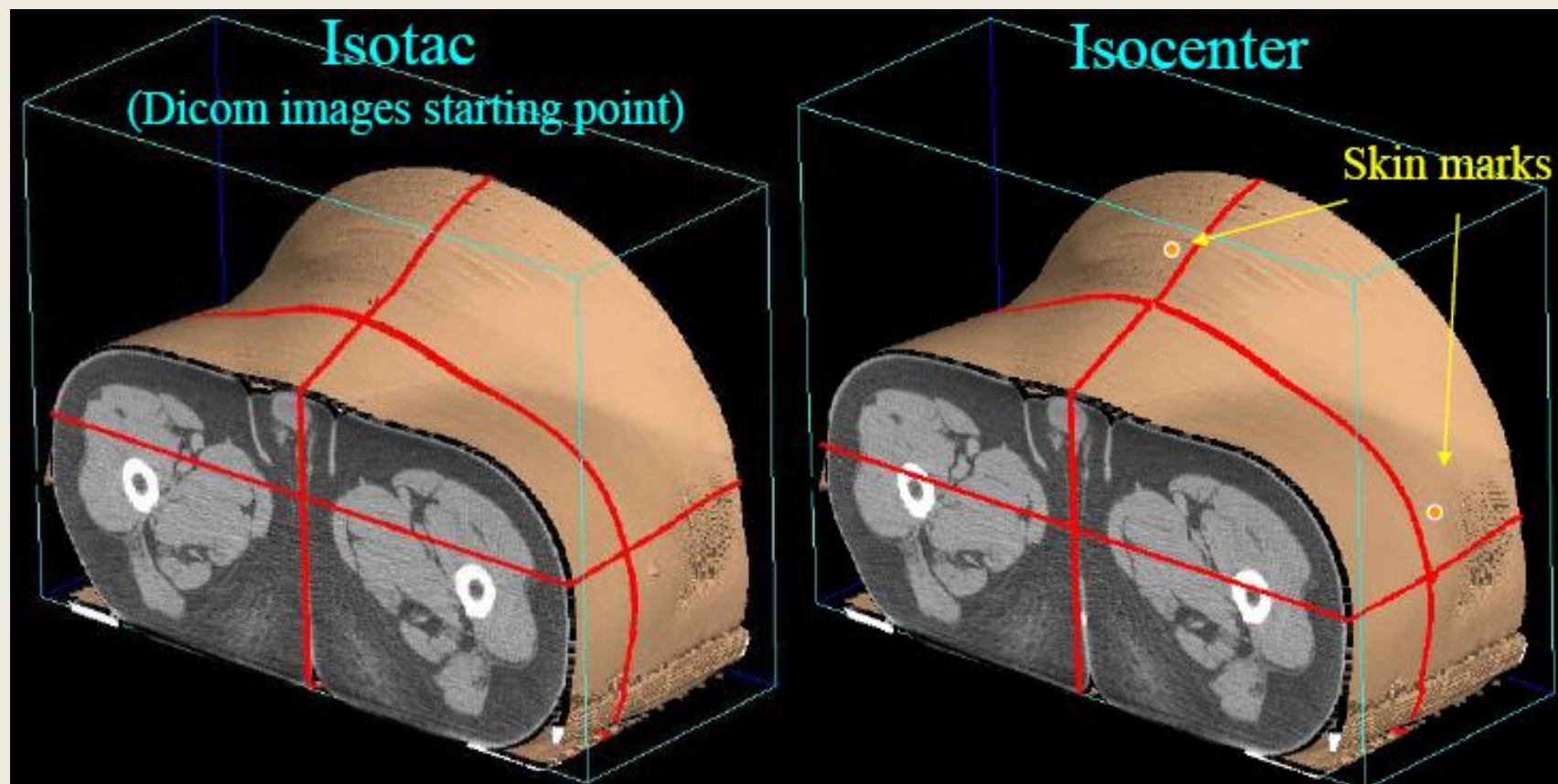
**Coordinate System**

# SIMULAZIONE VIRTUALE

## PROTOCOLLO OPERATIVO:

- **Ricerca Isocentro:** Prima di procedere alla terapia il paziente viene **portato nuovamente in TC** (o, nel nostro caso a Ferrara, sul Simulatore) e posizionato esattamente come quando era stata eseguita la prima acquisizione TAC grazie ai tatuaggi e al sistema di immobilizzazione. Vengono quindi eseguiti gli spostamenti previsti dal TPS per portare il centro dei laser a coincidere con l'isocentro di trattamento. Sulla pelle del paziente si tracciano i nuovi punti applicando i reperi radio opachi e si esegue in corrispondenza una scansione TC che verrà poi confrontata con quella prevista dal TPS.



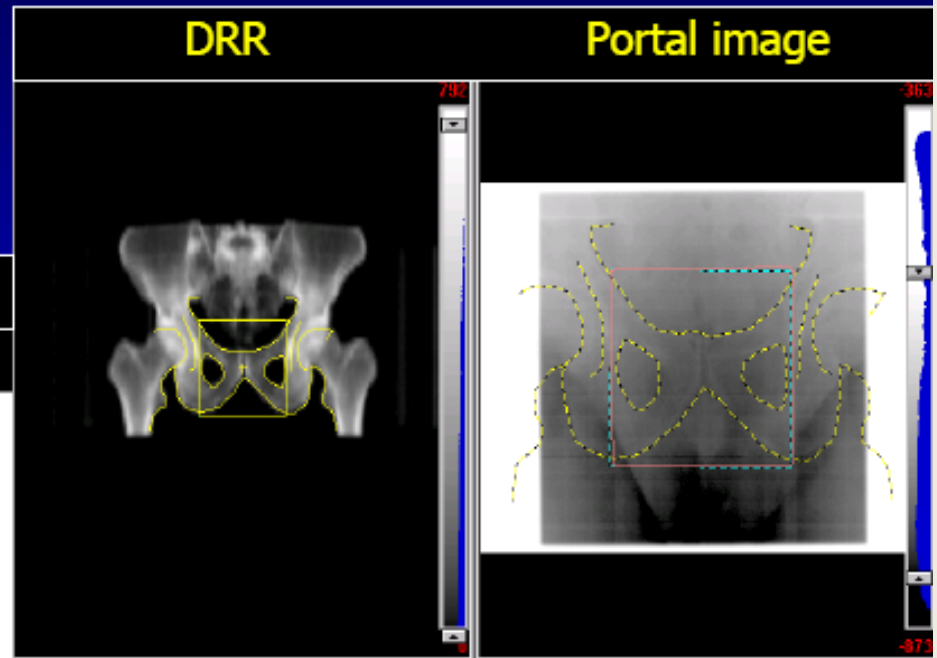
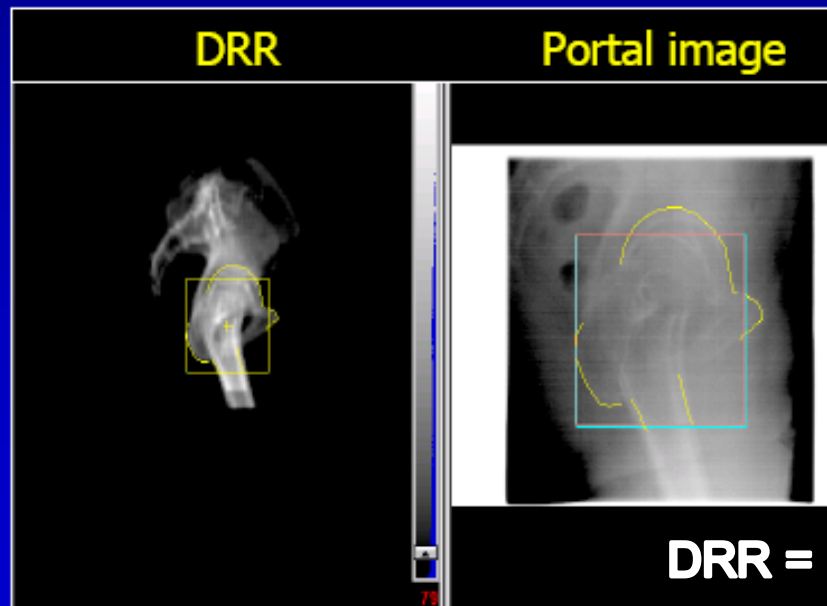


# SIMULAZIONE VIRTUALE

## PROTOCOLLO OPERATIVO:

- **Immagini Portali:** Dalla TC il paziente passa alla prima seduta di terapia, durante la quale vengono acquisite le immagini portali di tutti i campi;
- Verifica corrispondenza immagini portali con le DRR elaborate dal TPS; verifica della distanza SSD (distanza sorgente-pelle paziente) sul paziente **perchè vi sia certezza che ci sia rispetto delle condizioni previste dal piano di cura.**
- **Cruciale la gestione delle immagini ed i CQ!**
- Fondamentale una rete informatica in grado di unire i processi di pianificazione, simulazione e verifica. 'ARIA' e cartella informatica del paziente + geometria e dosimetria.

*With the acquisition of the Digitally Reconstructed Radiographs, calculated from X-ray attenuation along the beam by an imaginary divergent beam across the matrix of CT-voxels, portal images could be directly matched to DRRs, eliminating the need of the reference images from conventional simulation*

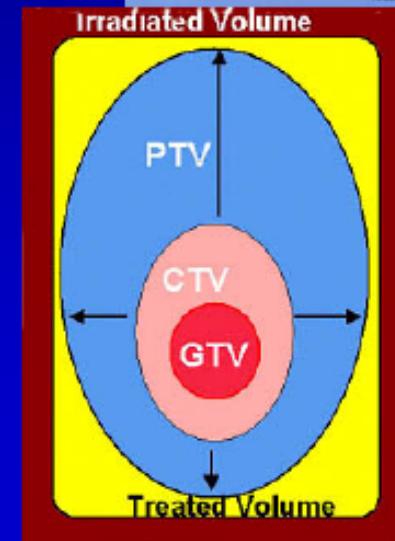
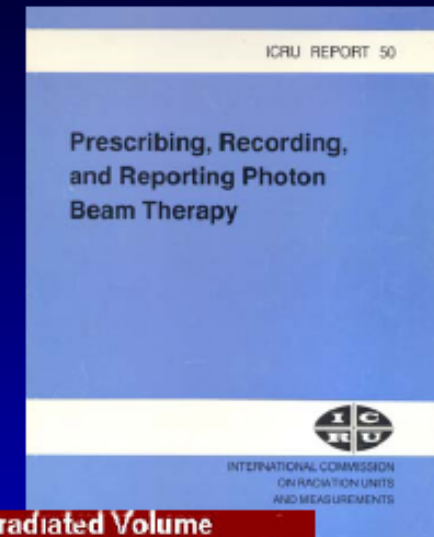


**DRR = RADIOGRAFIE DIGITALI RICOSTRUITE**

# VOLUME DEFINITIONS

1993-1999

- *New definition of target volume separated the **oncological safety margin** and the **planning safety margin**.*
  - *volumes of known tumor, i.e., **Gross Tumor Volume (GTV)**,*
  - *volumes of suspected microscopic spread, i.e., **Clinical Target Volume (CTV)**,*
  - *marginal volume necessary to account for setup variations and organ and patient motion, i.e., **Planning Target Volume (PTV)**.*



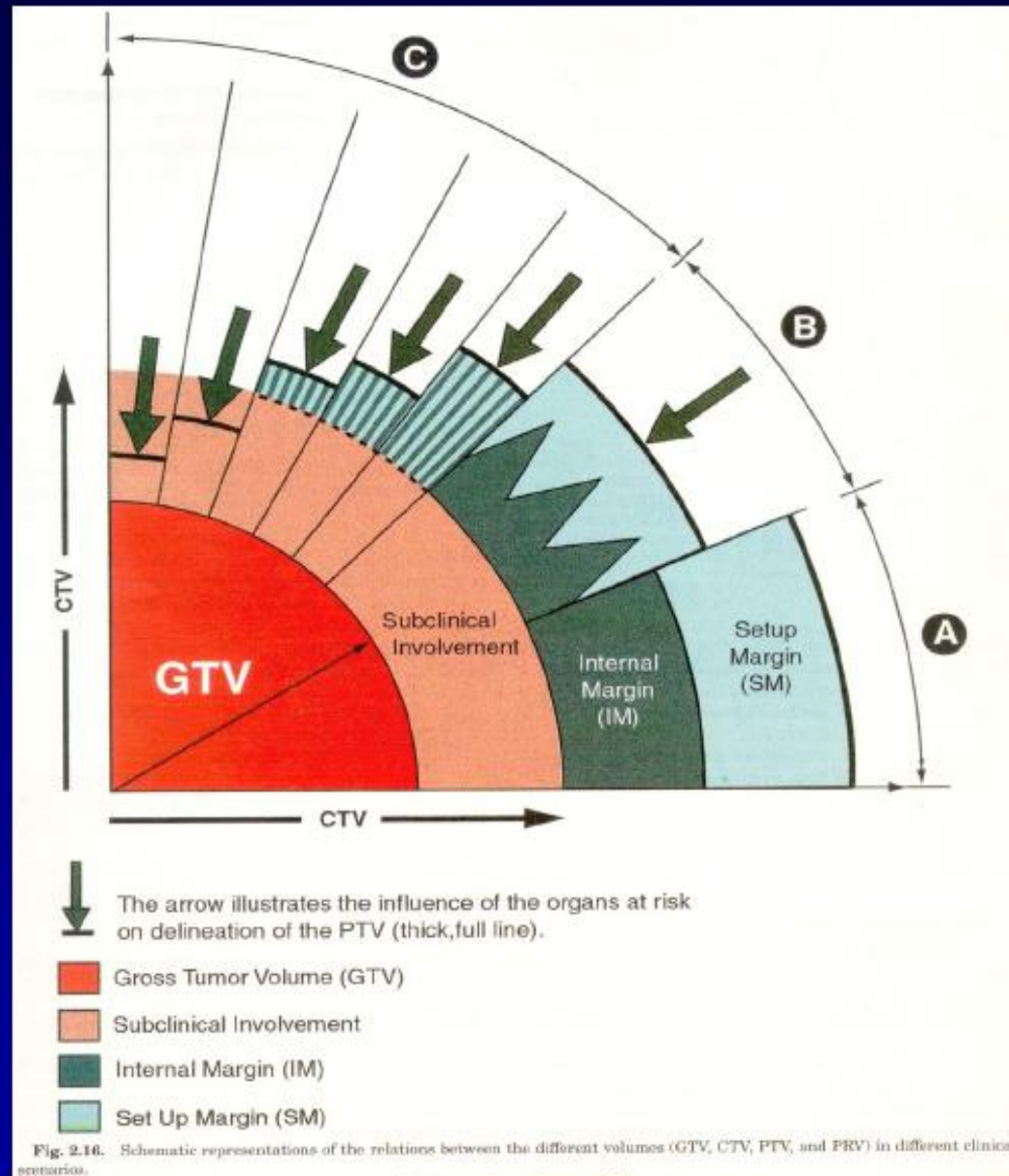
# VOLUME DEFINITIONS: 1999-?

## *Planning Organ At Risk Volume*

- Most criticized limitation of ICRU Report 50 is that it did not account for critical structure positional uncertainties.
- Report 62 introduced a new concept, the *Planning Organ at Risk Volume (PRV)*.
  - Margin added to OAR to account for movements and changes in shape and/or size of the OAR, as well as setup uncertainties.
- PRV for the OAR is analogous to PTV for the CTV.

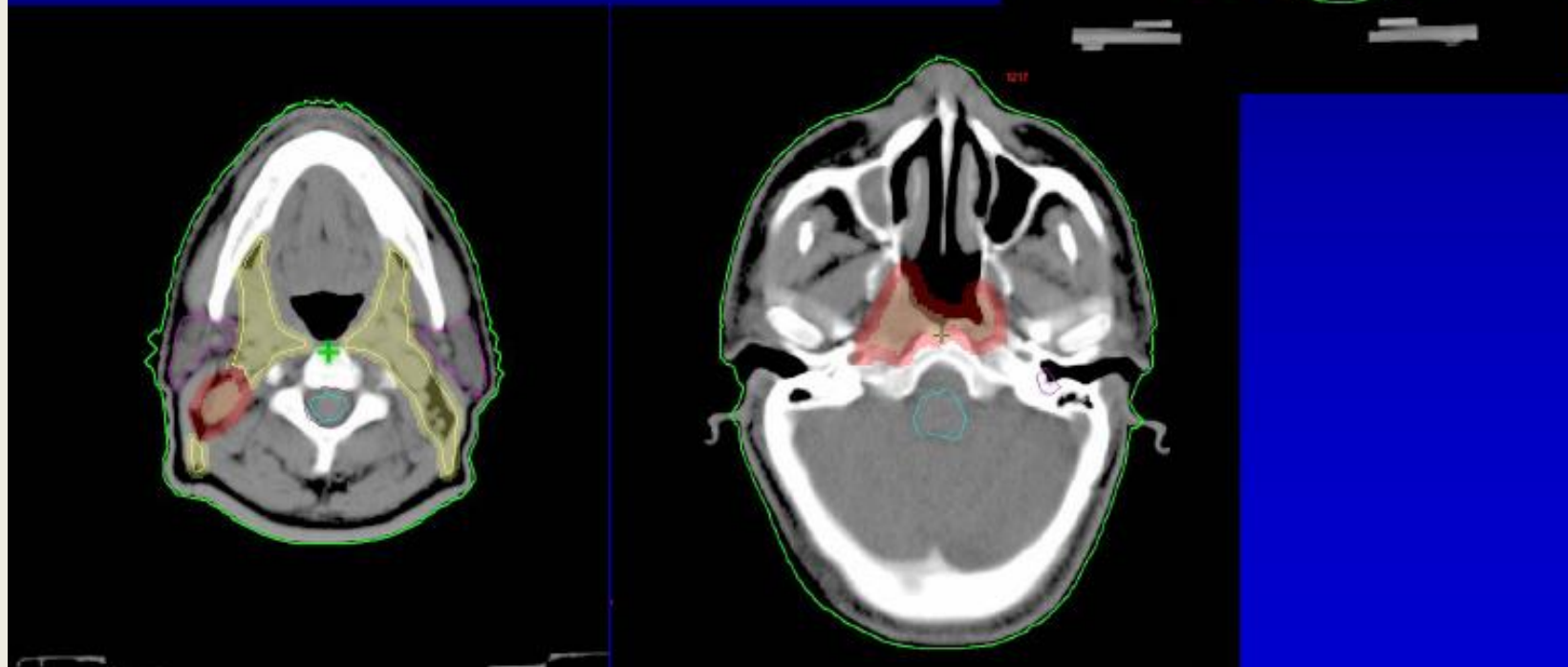




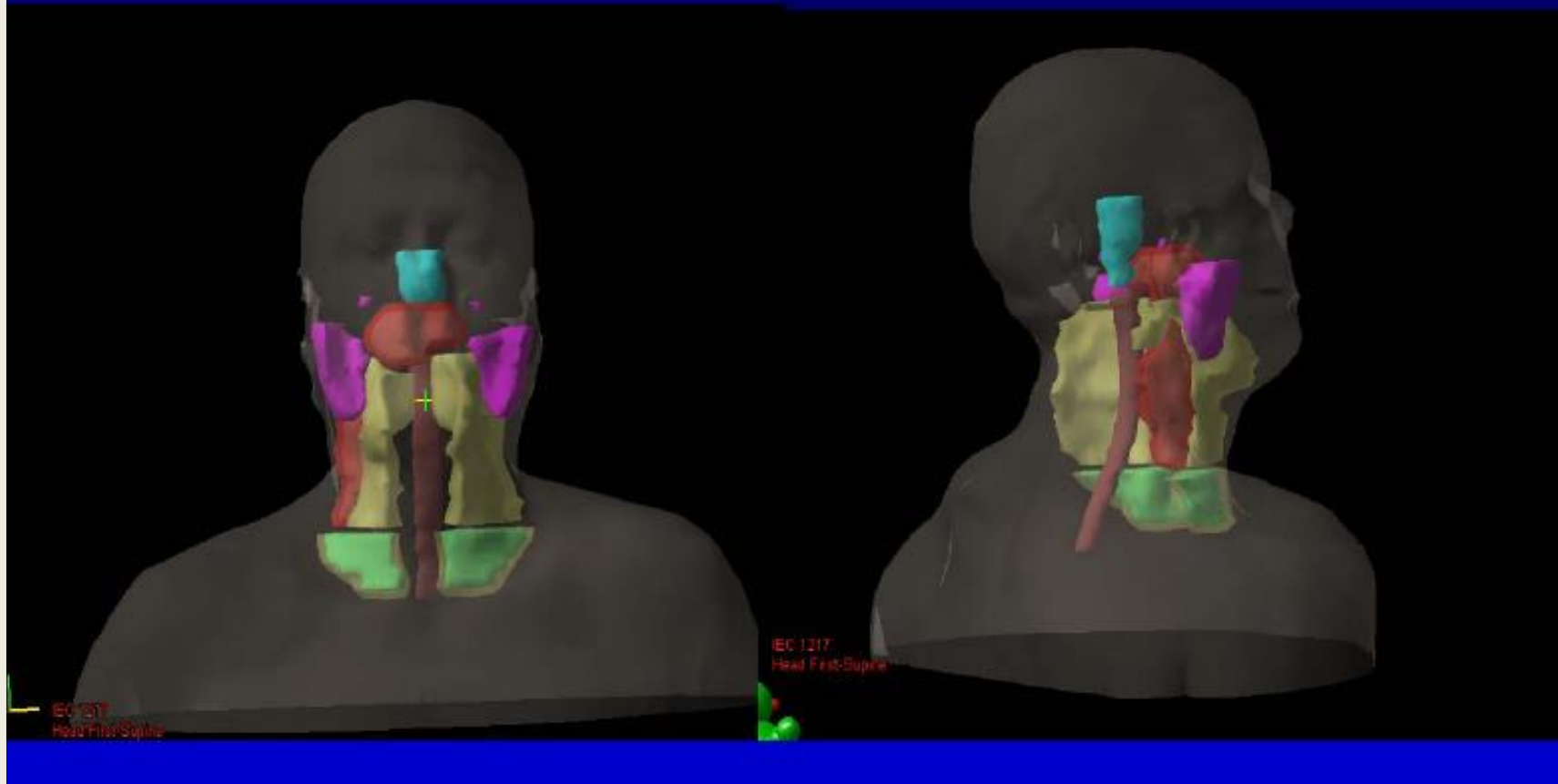


**The determination of internal margin and set up margin, and the presence of OAR in the proximity of the target contribute to determine the “ safety margin ” around the CTV**

## Target + OAR contouring in nasopharyngeal cancer



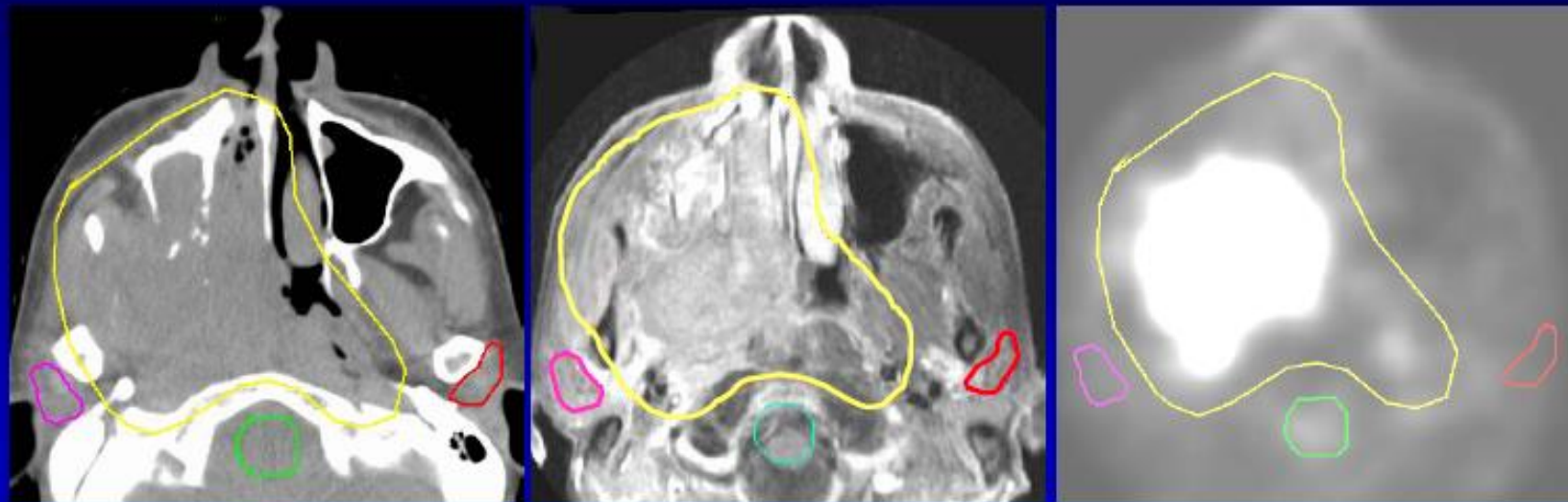
# Target + OAR volume reconstruction in nasopharyngeal cancer





# TC, RM and PET H&N images for fusion

---



## 2D RT TREATMENT DESIGN

- The 2-D treatment planning approach emphasizes use of a *modern fluoroscopic radiation therapy simulator* for designing beam portals based on standardized beam arrangement techniques and bony landmarks visualized on planar radiographs, and, the use of *generous* margins to assure adequate coverage of the target volume while attempting to minimize dose to critical normal structures.

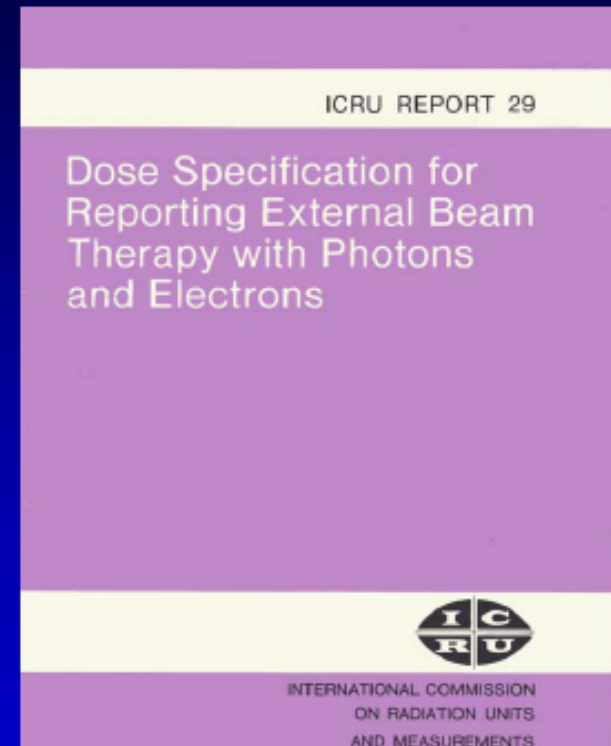


# VOLUME DEFINITIONS

## *1973-1993*

---

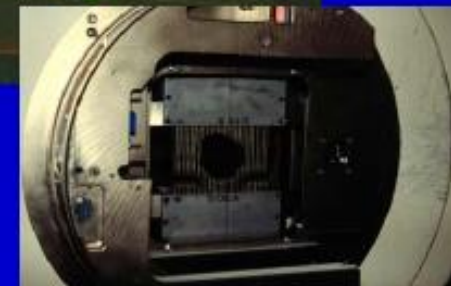
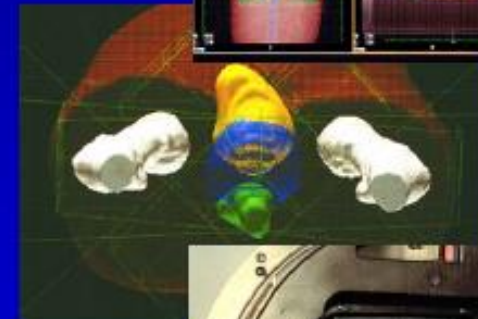
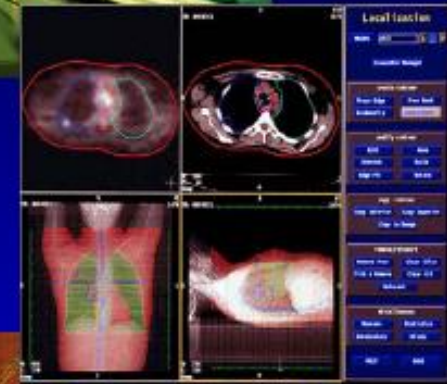
- ICRU 29 defined 3 volumes
  - Target Volume (TV)
  - Treatment Volume
  - Irradiated Volume
- TV took into account
  - Tissues to be irradiated to a specified dose
  - Expected movements (e.g. breathing) of those tissues which contain TV
  - Expected variation in shape and size of TV (e.g. influence of rectal filling)
  - Inaccuracies in treatment set-up



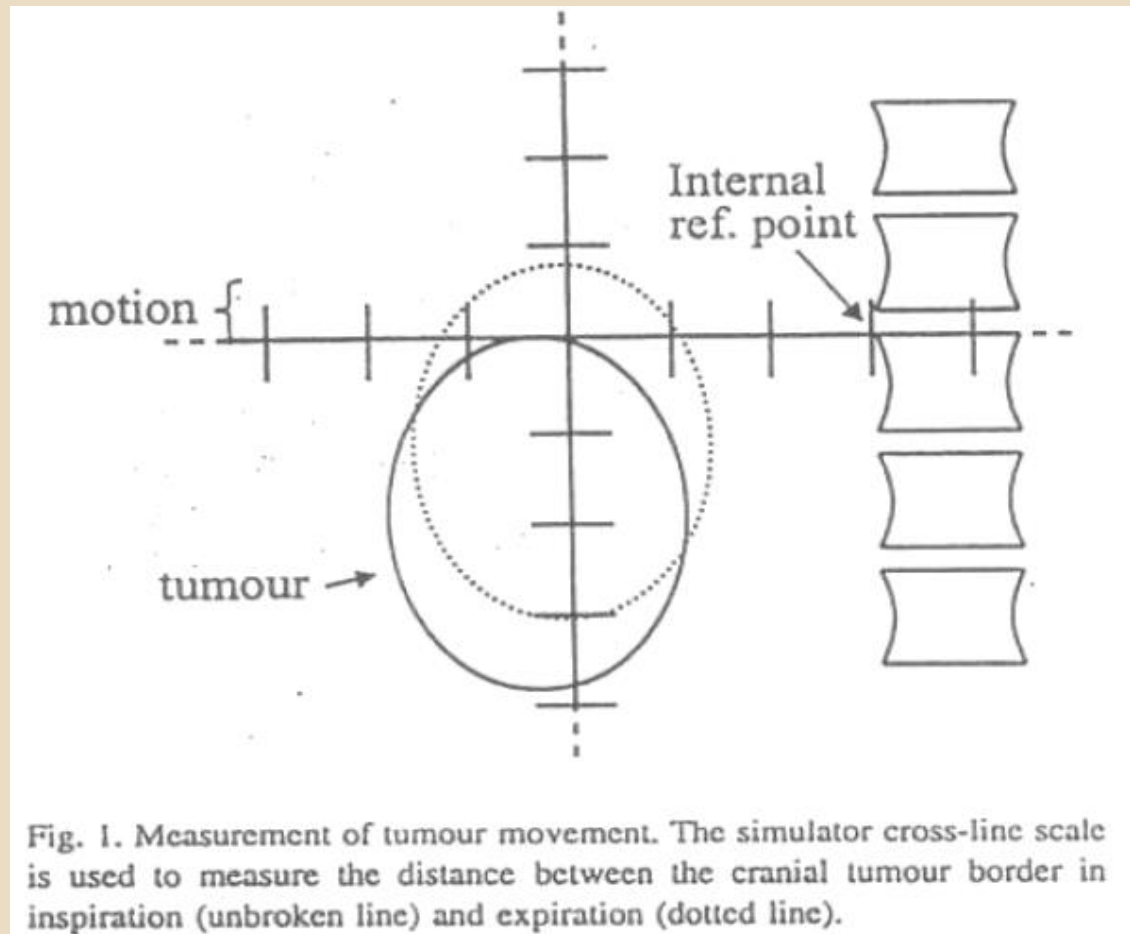


## 3D-CRT TREATMENT DESIGN

- ***3D treatment planning emphasizes an image-based virtual simulation approach for objectively defining tumor and critical structure volumes for the individual patient.***
- ***Goals of 3D CRT are accomplished utilizing combination of different mechanisms.***
  - ***3D model of patient***
  - ***BEV planning to shape fields to conform to target volume***
  - ***Larger number of beams***
  - ***Wedges, compensating filters***
  - ***Non-coplanar beams (avoidance of nominal critical structures)***
  - ***Intuitive nature of dose distribution and portals***



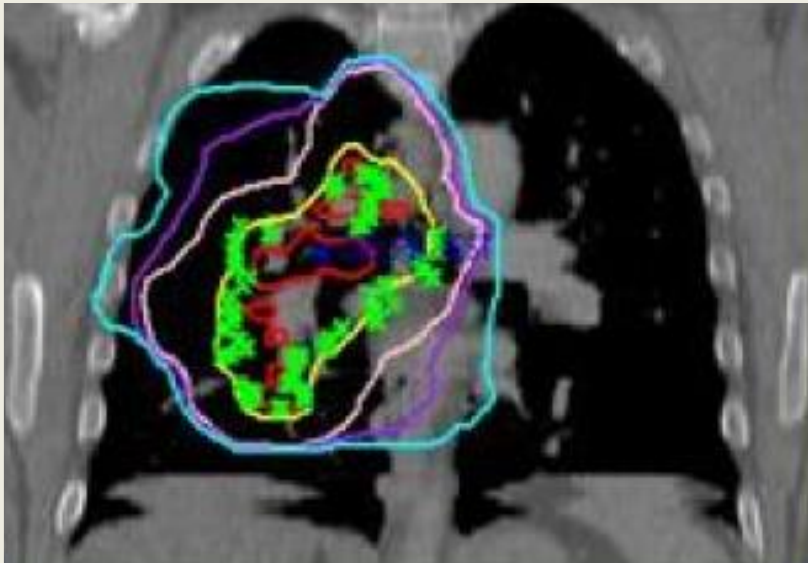
# GATED RADIOTHERAPY



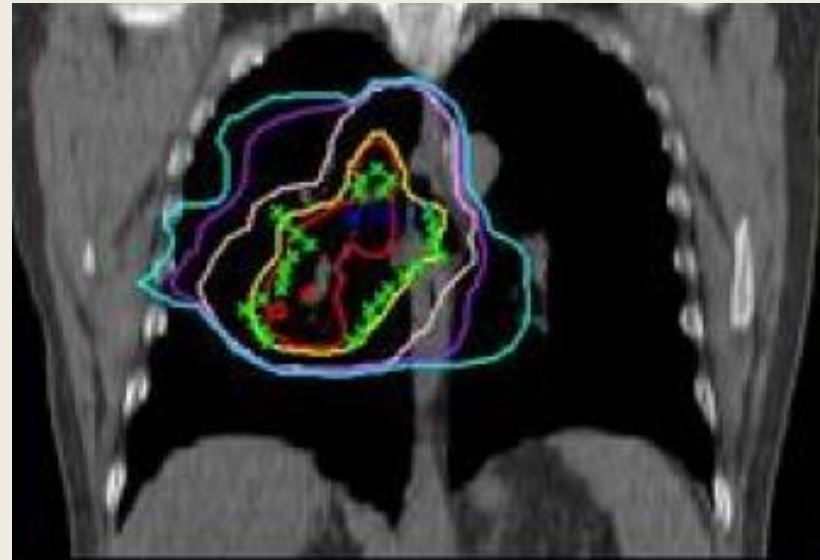


*Substantial range of motion of a lung tumor is seen in the image at left without Active Breathing Coordinator™ use, while the image at right shows how breathing control arrests lung motion. (photos courtesy of The Royal Marsden)*

RESPIRO NON CORRETTO  
'FREE BREATHING'



RESPIRO CORRETTO  
'GATED BREATHING'

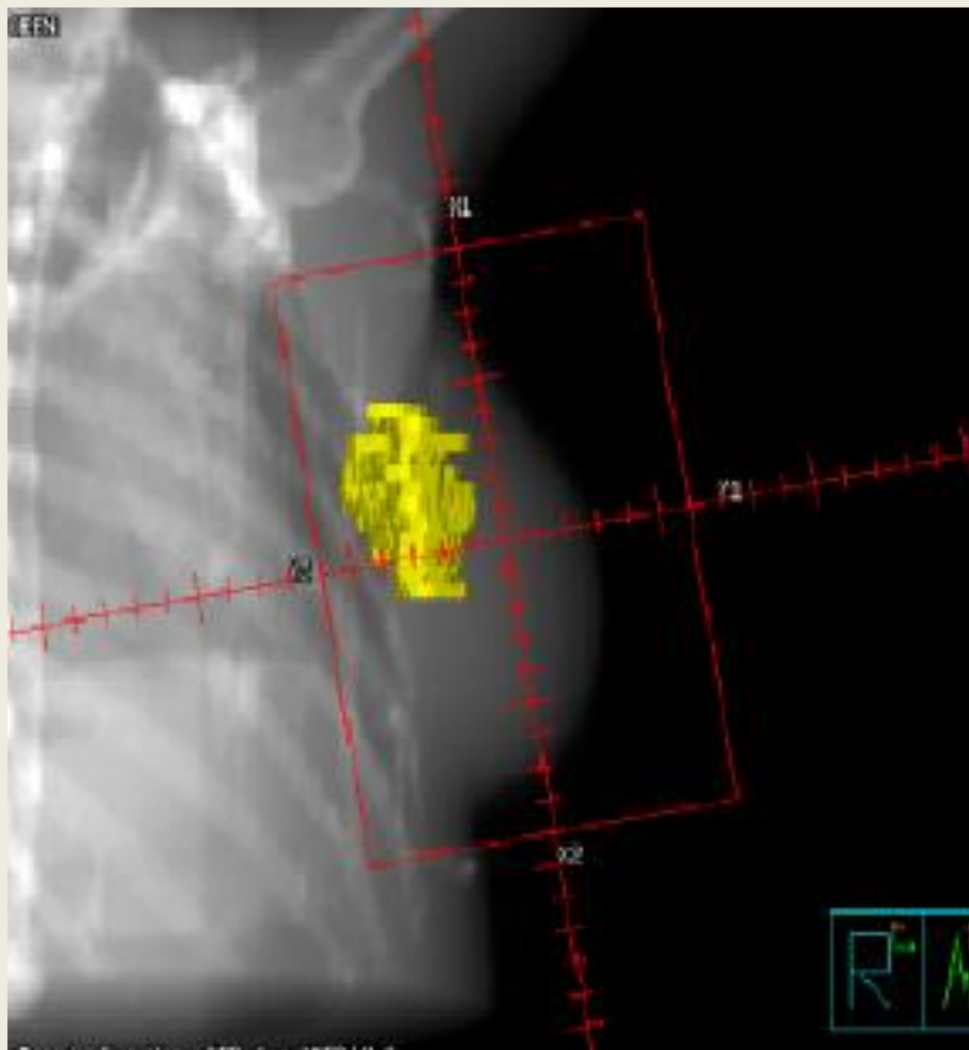




# RPM RESPIRATORY GATING SYSTEM CORRISPONDENZA TRA ESCURSIONE POLMONARE ED ESPANSIONE TORACICA

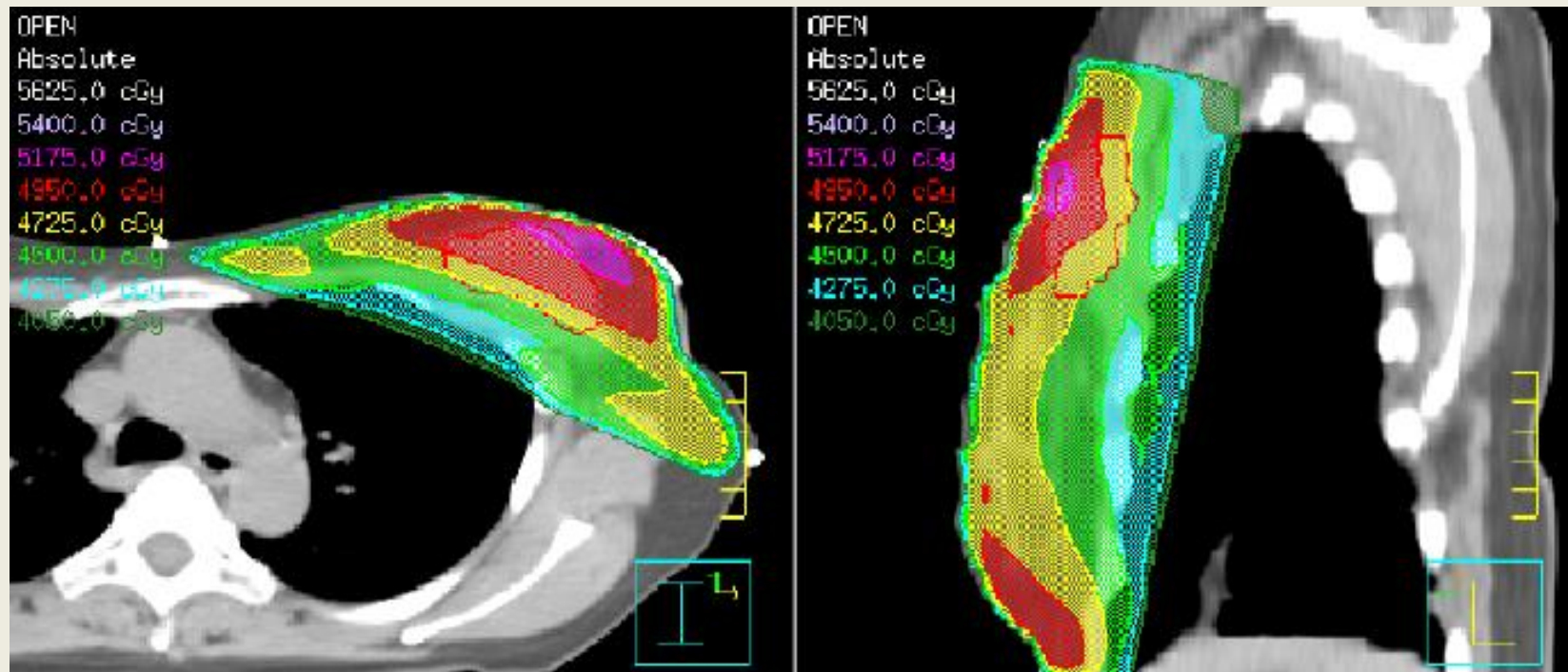


**POSSIBILE RIDUZIONE DEI MARGINI DI SET-UP**





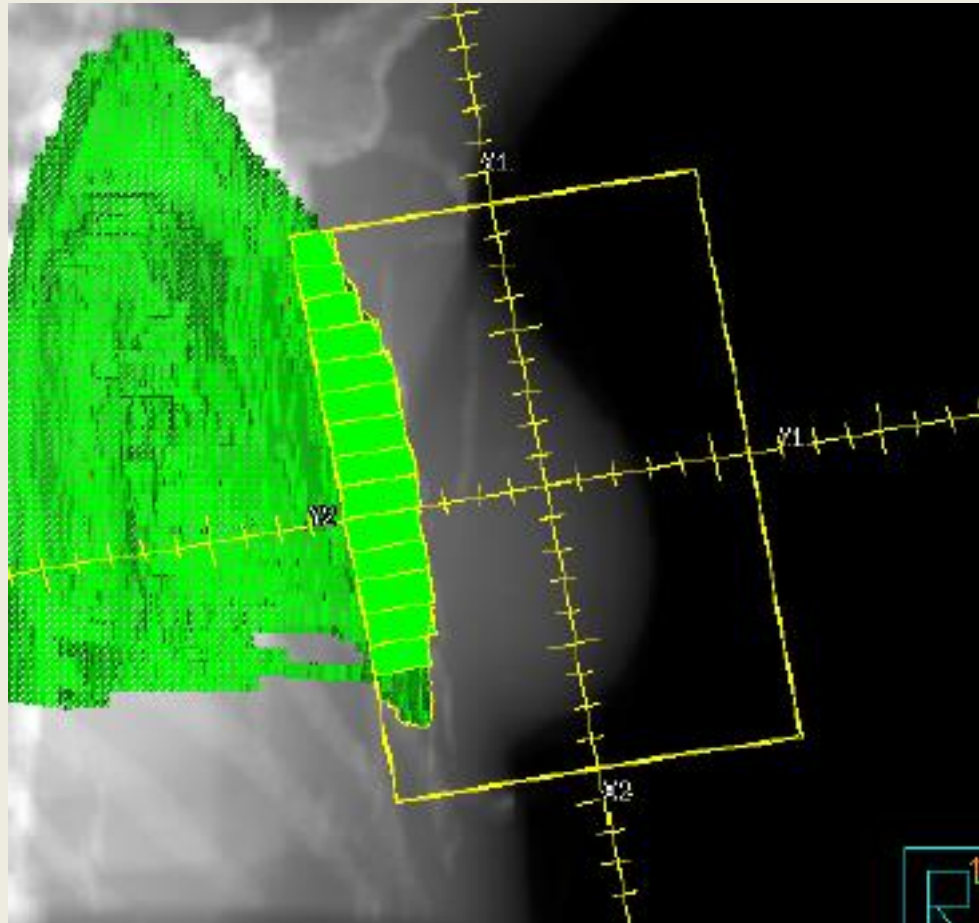
## CAMPI CONTRAPPOSTI SENZA COMPENSAZIONE SUL POLMONE

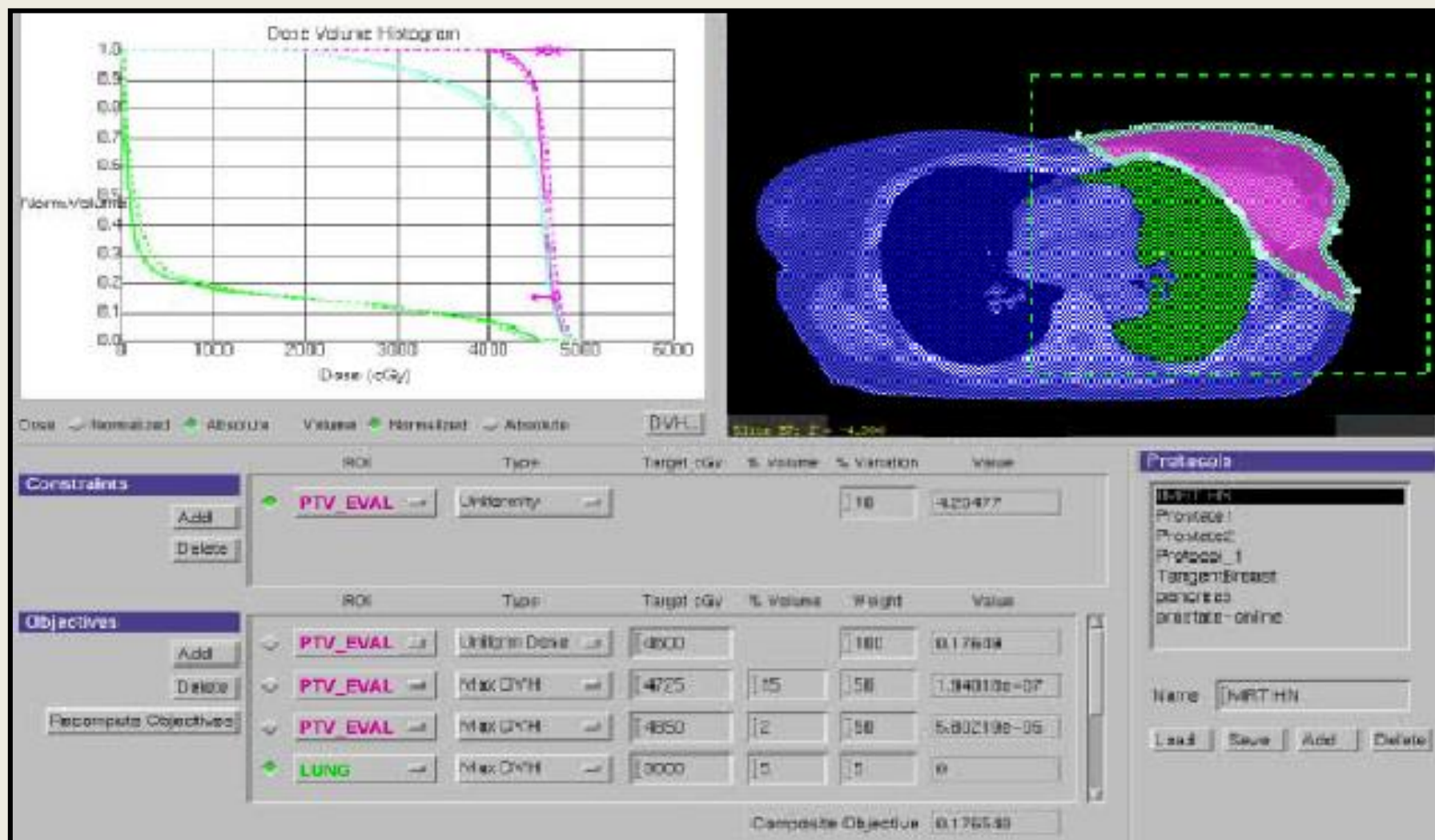


**Curve di isodose:** linee che passano per punti di ugual dose (disegnate a intervalli regolari di dose assorbita e espresse in percentuale della dose in un punto di riferimento)



## COMPENSAZIONE SUL POLMONE

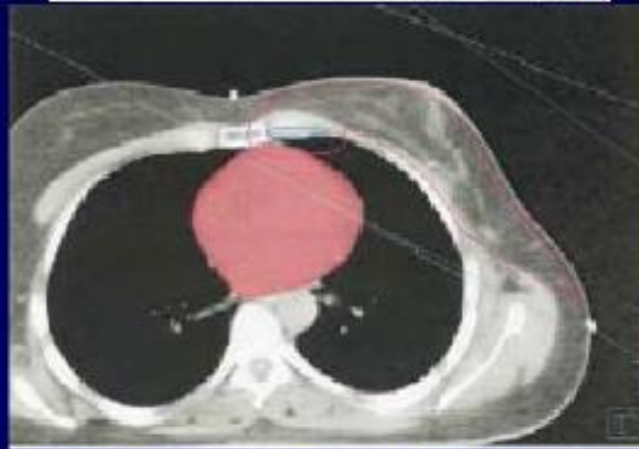
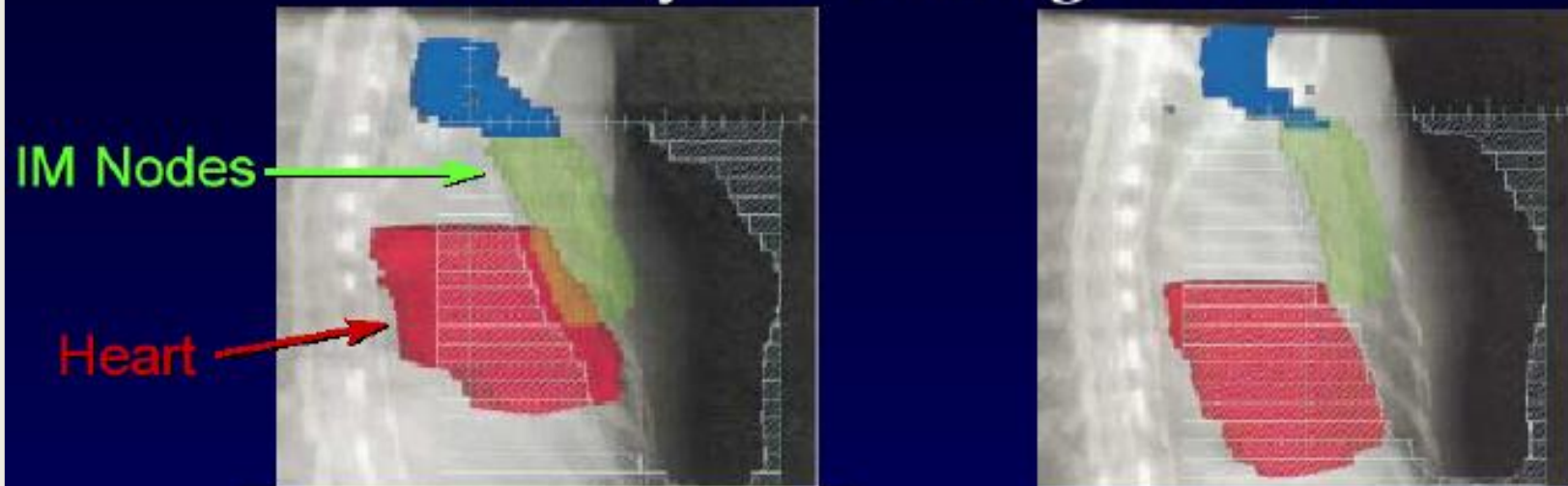




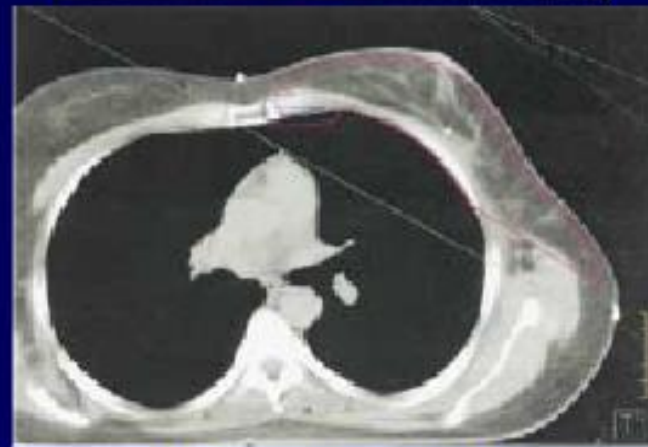


# Impact of Deep Inspiration Breath Hold

## Partially Wide Tangent IMRT

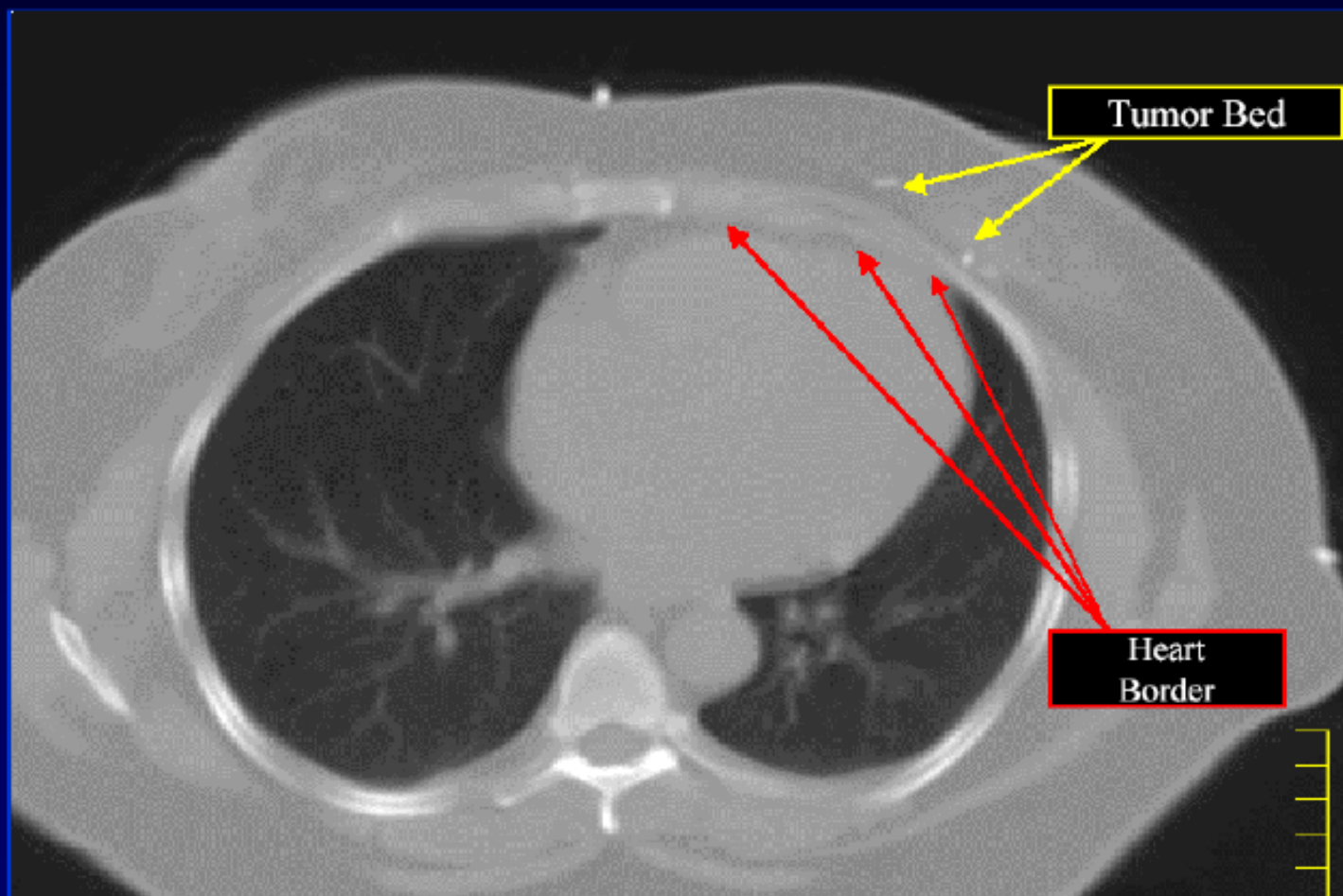


**Free-Breathing**

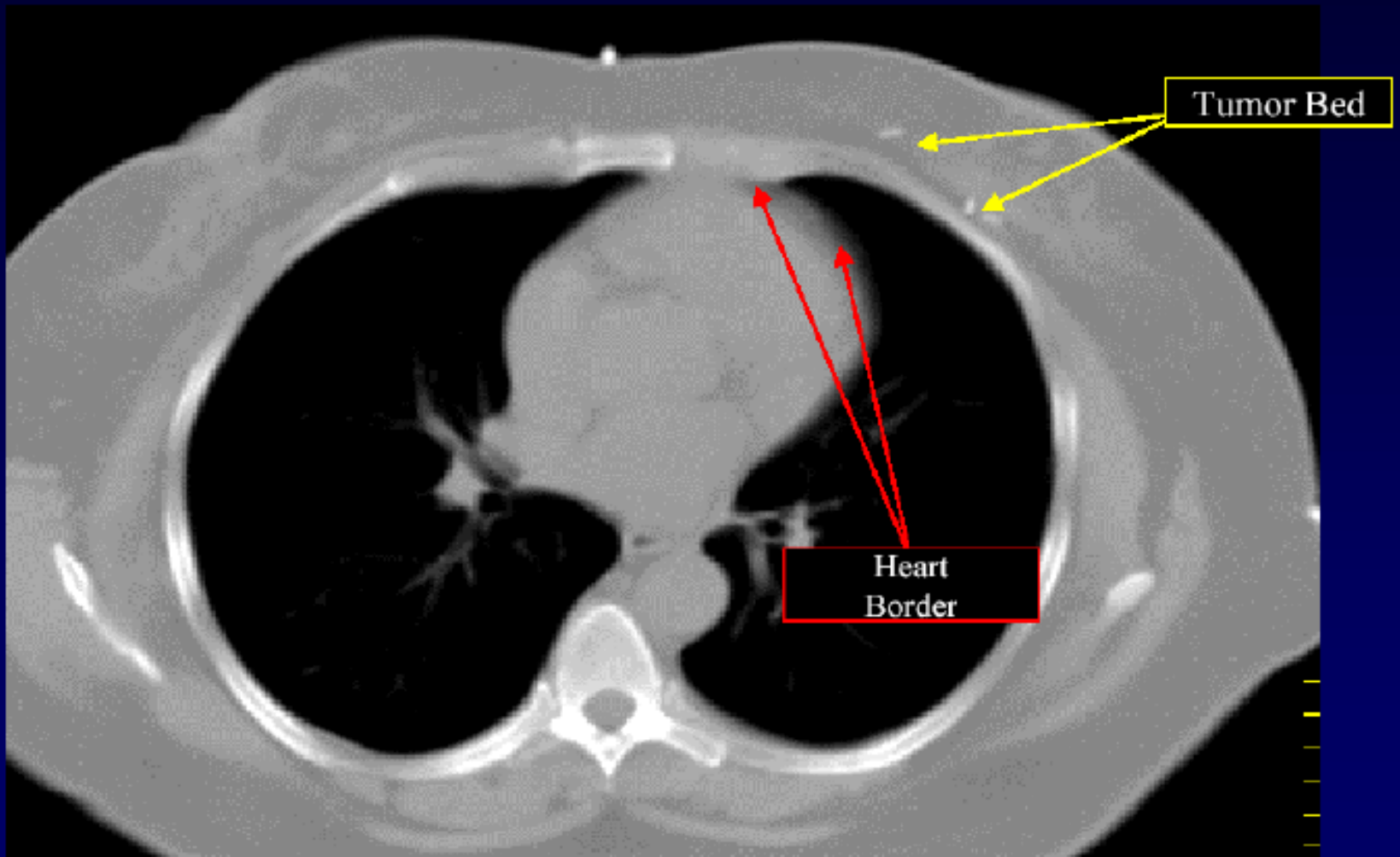


**Breath-Hold**

## Free-Breathing CT Scan



# Deep Inspiration Breath-Hold CT Scan



# ACCETTAZIONE

Procedure impostate dalla ditta per dimostrare che il prodotto è conforme alle specifiche e risponde alle norme di sicurezza.

# ACCETTAZIONE

A ) controllo di radioprotezione comprese le misure di fuga dalla testata, dosimetria di area, test degli interlocks, segnalazioni di pericolo, e switches di emergenza.

B ) Coincidenza

- Asse dei collimatori, Asse del campo luminoso e Cross-Hair
- Campo luminoso e campo radiante

# ACCETTAZIONE

- C ) Isocentro meccanico
- D ) Isocentro RX
- E) Caratteristiche del fascio RX
  - Energia
  - Flatness
  - Simmetria
- F ) Caratteristiche del fascio di elettroni
  - Energia
  - Flatness
  - Simmetria



# ACCETTAZIONE

G ) Camere Monitor

H ) Filtri a cuneo

I ) Varie

Indicatore distanza  $\pm 2$  mm.

Indicatore dimensioni del campo  $\pm 2$  mm.

Accuratezza Angoli gantry e collimatore  
entro  $1^\circ$ .

Coincidenza laser con isocentro  $\pm 2$  mm.

# ACCETTAZIONE

Movimenti lettino.

Scostamento del lettino nei movimenti laterali e longitudinali con un peso distribuito non deve essere maggiore di 2 mm.

La racchetta da tennis non deve deviare di più di 0,5 cm sotto le precedenti condizioni.

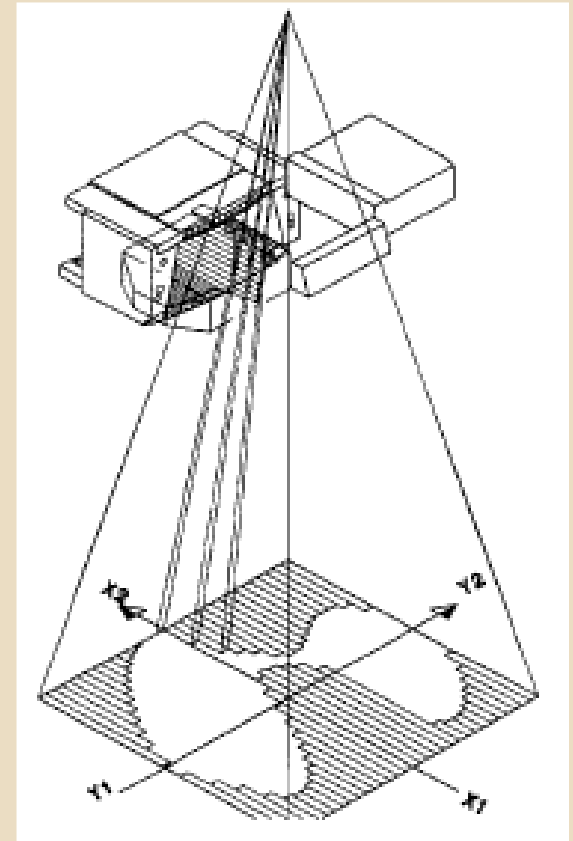
Controllo degli altri accessori (MLC, EPID,.....)

# Accuratezza del posizionamento delle lamelle

- Posizionamento di ogni singola lamella di entrambi i banchi a distanze prefissate es: 5cm, -10 cm, 15 cm (toll +/- 1 mm)
- Velocità di spostamento delle lamelle
- Riproducibilità del posizionamento (toll +/- 1 mm)

## Metodi

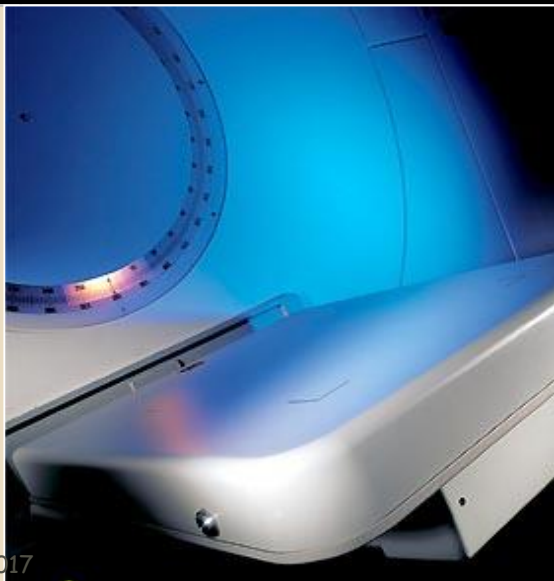
- Carta millimetrata/film all' isocentro



# CQ meccanici EPID

## ELECTRONIC PORTAL IMAGING DEVICE (EPID)

Collision Interlocks	
Upper Arm: Left Side Panel	<input type="checkbox"/> Alarm Sounds
Upper Arm: Right Side Panel	<input type="checkbox"/> Alarm Sounds
Collision Bar	<input type="checkbox"/> Alarm Sounds
Cassette Head: All 4 Sides & Top	<input type="checkbox"/> Alarm Sounds



Position Verification		
Move EPID to P2 (138.5 cm at cassette surface) and record the following information:		
	Optical Distance Indicator	Light-Field Cross-Hairs
Measured		
Calibration	138.5 cm	0 mm
Difference		
Tolerance	$\pm 1$ cm	$\pm 2$ mm

- Integrità meccanica
- Interlock di collisione
- Verifica della centratura geometrica EPID

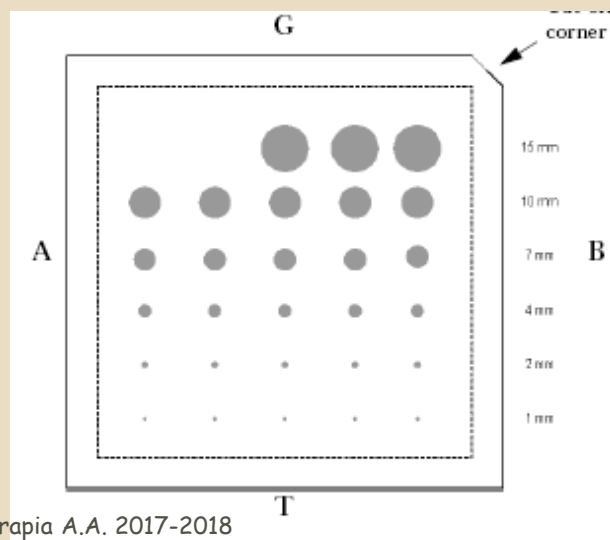
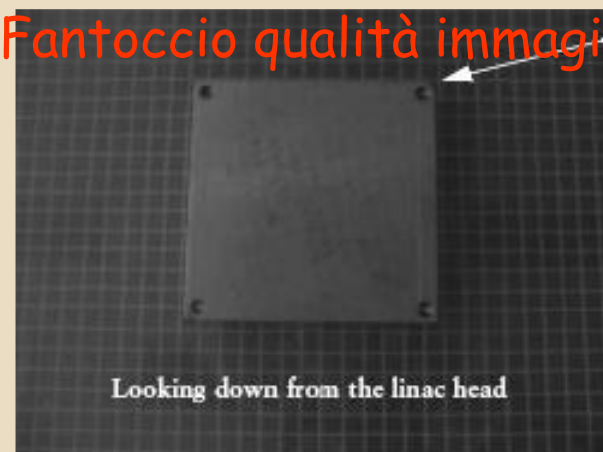
# CQ Immagine EPID

## Image Quality

1. Move EPID to P2, place Las Vegas Phantom on cassette surface, and align cross-hairs.
2. Close the jaws to the edge of the phantom.
3. Load patient "Physics - Daily QA" and choose the treatment field corresponding to the day of the week.
4. Acquire an image of the phantom.
5. Window and level the image until holes show up clearly.
6. In the diagram to the right, mark an X in the right-hand circle of each row if it is visible in the image.
7. Save the image and record the following information:

Energy (circle one):	6 MV	18 MV
Dose Rate (circle one):	80 MU/min.	400 MU/min.
Acquisition Mode:	Optimum Quality	
Specifications:	Rows marked in diagram are visible in the image for given energy.	

Fantoccio qualità immagine



# COMMISSIONING

Dopo i test di accettazione le apparecchiature richiedono dati addizionali prima del loro impiego clinico per il trattamento dei pazienti.

Per es. - un acceleratore lineare non può essere usato per i trattamenti sul paziente finchè non è stato calibrato e non sono stati raccolti tutti i dati dei fasci e i parametri necessari per il piano di trattamento.



# COMMISSIONING

- Questi dati sono l'input in un computer per treatment planning in accordo con il software. Le distribuzioni di dose generate dal computer sono confrontate con quelle misurate e/o calcolate manualmente.
- Dopo che sono stati raccolti tutti i dati e trasferiti al TPS , la macchina può essere rilasciata o commissionata per l'uso clinico.

# COMMISSIONING

- **CALIBRAZIONE**
- Calibrazione della dose per unità monitor per ogni modalità e energia secondo il protocollo stabilito.

# COMMISSIONING

- **DOSE IN PROFONDITA'**
- Misura delle curve di percentuale di dose profonda per ogni modalità e energia per un numero sufficiente di campi da permettere interpolazione di campi e per tutti gli applicatori di elettroni.

# P.D.D.

- CAMERA A PIATTI PIANI PARALLELI
- CAMERA CILINDRICA (EFFETTIVO PUNTO DI MISURA)
- RIVELATORI A STATO SOLIDO (DIODI O RIVELATORI A DIAMANTE) VERIFICANDO LA RISPOSTA PER CONFRONTO CON UNA CAMERA A IONIZZAZIONE.

# COMMISSIONING

## ■ PROFILI

Misura dei profili di dose trasversali, longitudinali e in diagonale per ogni modalità e energia per un numero sufficiente di campi da permettere interpolazione di campi e per tutti gli applicatori di elettroni a  $d_{\max}$  e a determinate profondità (5, 10, 20 cm per fotoni, inferiori per elettroni).

- La variazione della flatness con la profondità è causata non solo da un indurimento selettivo del fascio lungo il campo, ma anche da variazione nella radiazione diffusa all'aumento della profondità. Per ottenere valori accettabili di flatness a 10 cm di profondità, si può accettare un'area di dose alta vicino alla superficie.
- (purchè nessun punto in ogni piano parallelo alla superficie riceva una dose maggiore del 107% del valore sull'asse centrale).



# COMMISSIONING

## ■ ISODOSI

- Misura delle curve di isodose per ogni modalità e energia per tutti gli applicatori di elettroni, per un determinato numero di campi di fotoni (5x5,10x10,.....,40x40) e per i filtri a cuneo per un determinato numero di campi (5x5,10x10,.....,max)

# COMMISSIONING

- Questi dati sono l' input in un computer per treatment planning in accordo con il software. Le distribuzioni di dose generate dal computer sono confrontate con quelle misurate e/o calcolate manualmente.
- Dopo che sono stati raccolti tutti i dati e trasferiti al TPS , la macchina puo' essere rilasciata o commissionata per l' uso clinico.

## Unita' Monitor M.U.

La quantita' di dose erogata da un acceleratore e' espressa in **unita' monitor (Monitor Units MU)**.

Questa unita' di misura rappresenta la quantita' di tempo richiesta per rilasciare una particolare dose al tessuto. Il fisico calcola il numero di unita' monitor per un trattamento corrispondente al valore della dose in cGy deciso dal radioterapista.

I **linac** sono generalmente calibrati in modo da fornire **1cGy per MU** per un campo 10x10 a SSD standard e profondita'  $d_m$ .

Per un'unita' **Co-60** la calibrazione viene fatta in termini di **dose rate** in **cGy/min**

In base a questa calibrazione, si possono calcolare le unita' monitor che l'acceleratore deve erogare, affinche' un certo valore di dose  $D$  in cGy sia rilasciato ad una certa profondita'  $d$ , da un campo di dimensioni  $r$ .

# COMMISSIONING

- **DOSE IN PROFONDITA'**

- Misura delle curve di percentuale di dose profonda per ogni modalità e energia per un numero sufficiente di campi da permettere interpolazione di campi e per tutti gli applicatori di elettroni.

## Dosimetria di fasci di fotoni

In radioterapia la determinazione della dose nel paziente è basata su misure in acqua o in mezzi omogenei acqua-equivalenti. Le misure vengono fatte con una camera a ionizzazione in condizioni tipiche di trattamento, lungo l'asse centrale del fascio a diverse profondità e a profondità fissata per distanze diverse dall'asse, il tutto per campi di dimensioni diverse.

Vengono usati modelli per il calcolo della distribuzione di dose basati su grandezze derivate da **risultati sperimentali** ed i risultati del calcolo vengono confrontati con misure.

**FANTOCCIO AD  
ACQUA**

**SISTEMA DI  
ACQUISIZIONE ED  
ELABORAZIONE  
DEI PROFILI**

**ELETTROMETRO**



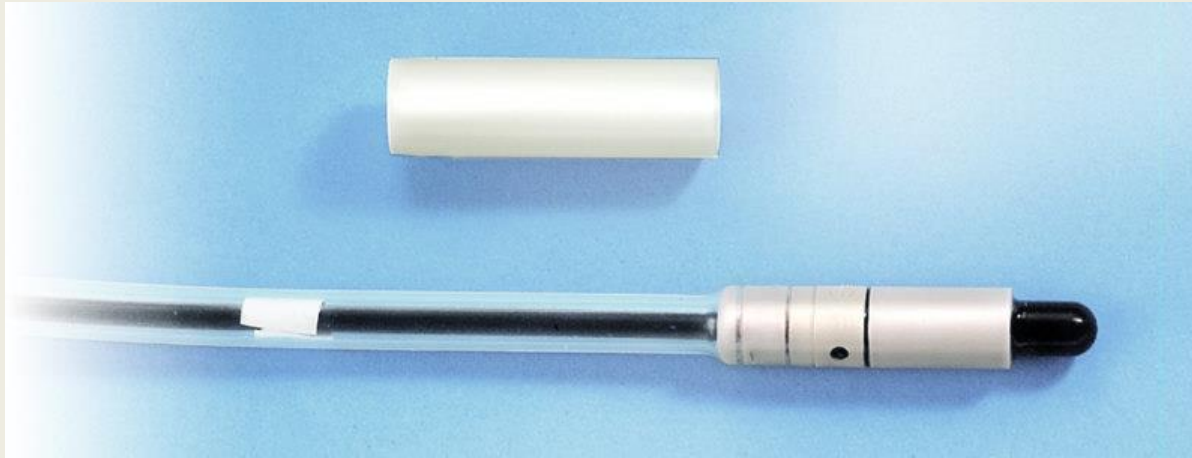


# P.D.D.

- CAMERA A PIATTI PIANI PARALLELI
- CAMERA CILINDRICA (EFFETTIVO PUNTO DI MISURA)
- RIVELATORI A STATO SOLIDO (DIODI O RIVELATORI A DIAMANTE) VERIFICANDO LA RISPOSTA PER CONFRONTO CON UNA CAMERA A IONIZZAZIONE.

## **CAMERE A IONIZZAZIONE:**

- **PER FOTONI (CILINDRICA)**
- **PER ELETTRONI (A FACCE PIANE PARALLELE)**



## %DD Percentage Depth Dose

Rapporto tra la dose alla profondita'  $d$ ,  $D(d,r)$  e la dose alla profondita' della dose massima,  $D(d_m,r)$ , moltiplicato per 100:

$$\%DD(d,r) = \frac{D(d,r)}{D(d_m,r)} * 100$$

dove  $r$  e' la dimensione del campo alla **superficie**

**SSD** Skin to Source Distance:  
distanza sorgente – pelle (superficie  
esposta del paziente)

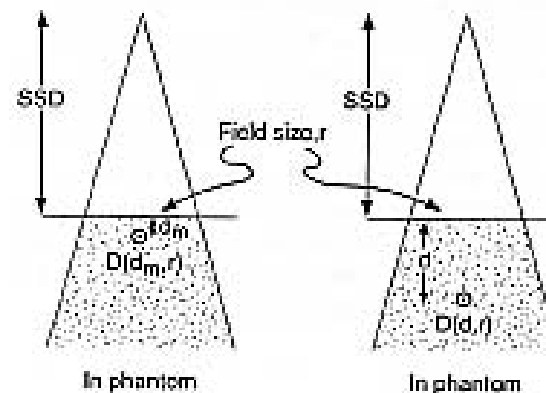


Figure 3.1. Determination of percentage depth dose. The field size is defined at the surface.

## Dose primaria e diffusa

Dose **primaria**: dovuta a fotoni emessi dalla sorgente che arrivano al punto di interesse senza interagire;

dose **diffusa**: dovuta a fotoni che arrivano al punto di interesse dopo aver subito interazioni.

Due sorgenti principali di radiazione diffusa: il **collimatore** ed il **fantoccio**.

Il contributo del collimatore viene valutato misurando la dose in aria per aperture diverse

# COMMISSIONING

## ■ PROFILI

- Misura dei profili di dose trasversali, longitudinali e in diagonale per ogni modalità e energia per un numero sufficiente di campi da permettere interpolazione di campi e per tutti gli applicatori di elettroni a  $d_{\max}$  e a determinate profondità (5, 10, 20 cm per fotoni, inferiori per elettroni).

- La variazione della flatness con la profondità è causata non solo da un indurimento selettivo del fascio lungo il campo, ma anche da variazione nella radiazione scatterata all' aumento della profondità. Per ottenere valori accettabili di flattness, a 10 cm di profondità, si può accettare un' area di dose alta vicino alla superficie.
- (purchè nessun punto in ogni piano parallelo alla superficie riceva una dose maggiore del 107% del valore sull' asse centrale).



# COMMISSIONING

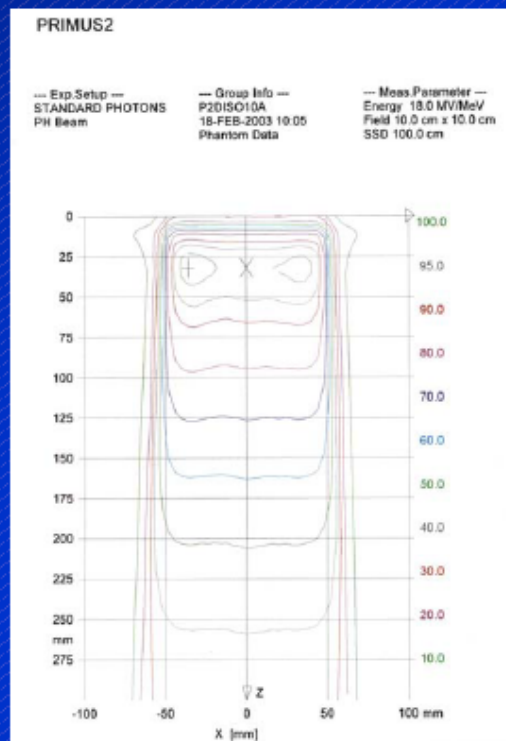
- **ISODOSI**

- Misura delle curve di isodose per ogni modalità e energia per tutti gli applicatori di elettroni, per un determinato numero di campi di fotoni (5x5,10x10,.....,40x40) e per i filtri a cuneo per un determinato numero di campi (5x5,10x10,.....,max)

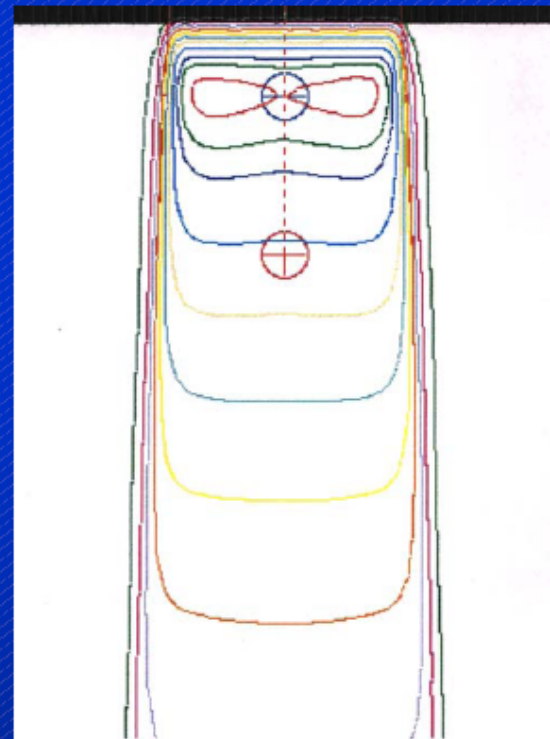
# MISURE DA EFFETTUARE

## ➤ ISODOSI CAMPI QUADRATI APERTI

### MISURATE



### CALCOLATE



# MLC

- L' importanza del MLC non è solo nella sostituzione dei blocchi, ma nella automazione della forma dei campi e nella modulazione di intensità del fascio.
- La penombra fisica è maggiore dei collimatori e dei blocchi in lega (critico per campi piccoli o vicino a strutture critiche)

# MLC

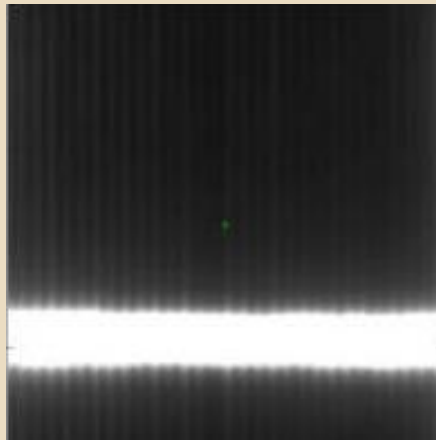
- Ampiezza lamella: 1 cm all'isocentro
- Materiale lamella: tungsteno ( $17 - 18.5 \text{ g/cm}^3$ )
- Spessore lamella (6 - 7.5 cm)
- Trasmissione attraverso la lamella: 2%
- Trasmissione tra lamelle: 3%
- La migliore orientazione dei collimatori è quando la direzione di movimento delle lamelle è parallela alla direzione in cui il target ha sezione più piccola

# Misure di trasmissione

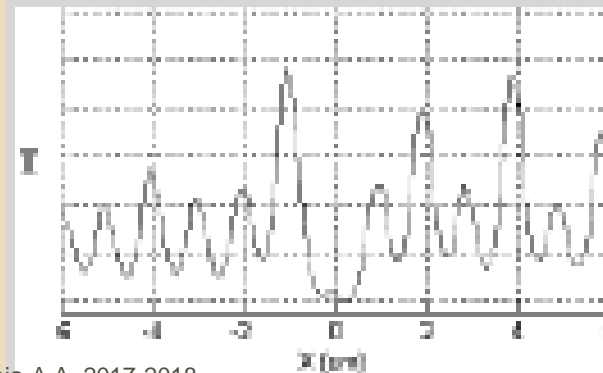
- Sotto alle lamelle (transmission)
- Trasmissione tra le lamelle (leakage)
- Nella giunzione tra lamelle opposte

## Metodi

- Film dosimetria
- Camere a ionizzazione
- Diodi



## TRASMISSIONE banco lamelle



$T_{media}$  1.8%  
 $T_{max}$  2.6%  
 $T_{min}$  1.4%

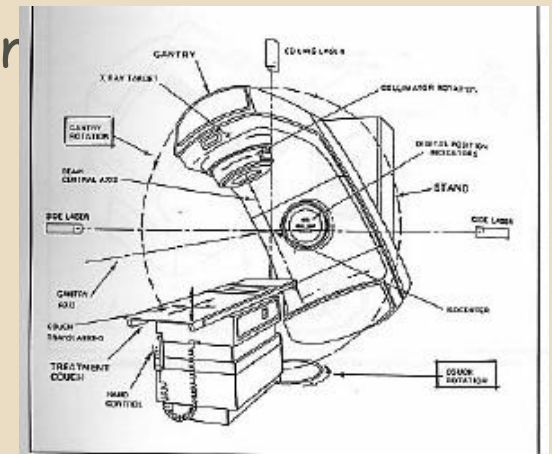
# UNITA' DI TRATTAMENTO

- Vi devono essere registrate tutte le variabili dell'unità di trattamento, compresi i movimenti
- Dimensioni e posizioni (asimmetrici) dell' apertura dei collimatori
- Rotazioni del gantry e del lettino
- Sistema di coordinate dell'acceleratore (IEC Report 61217, 1996)



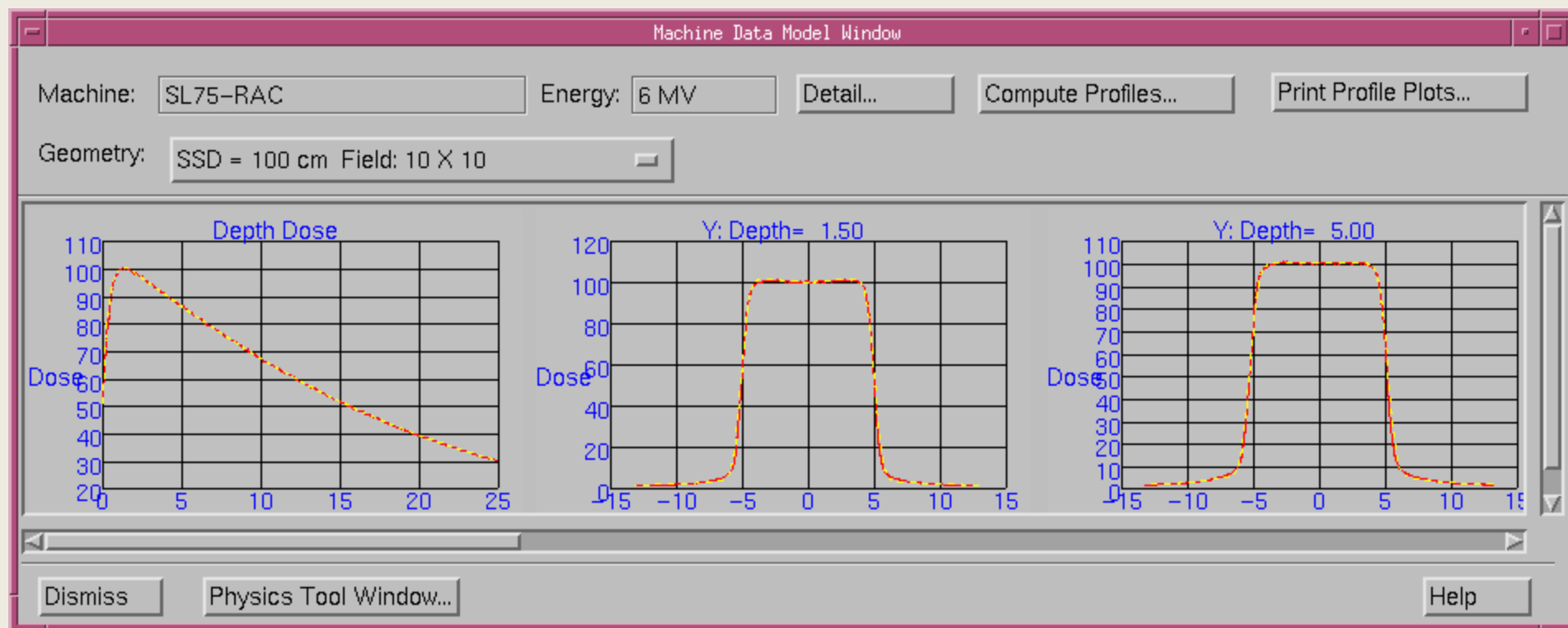
# DESCRIZIONE DEL FASCIO

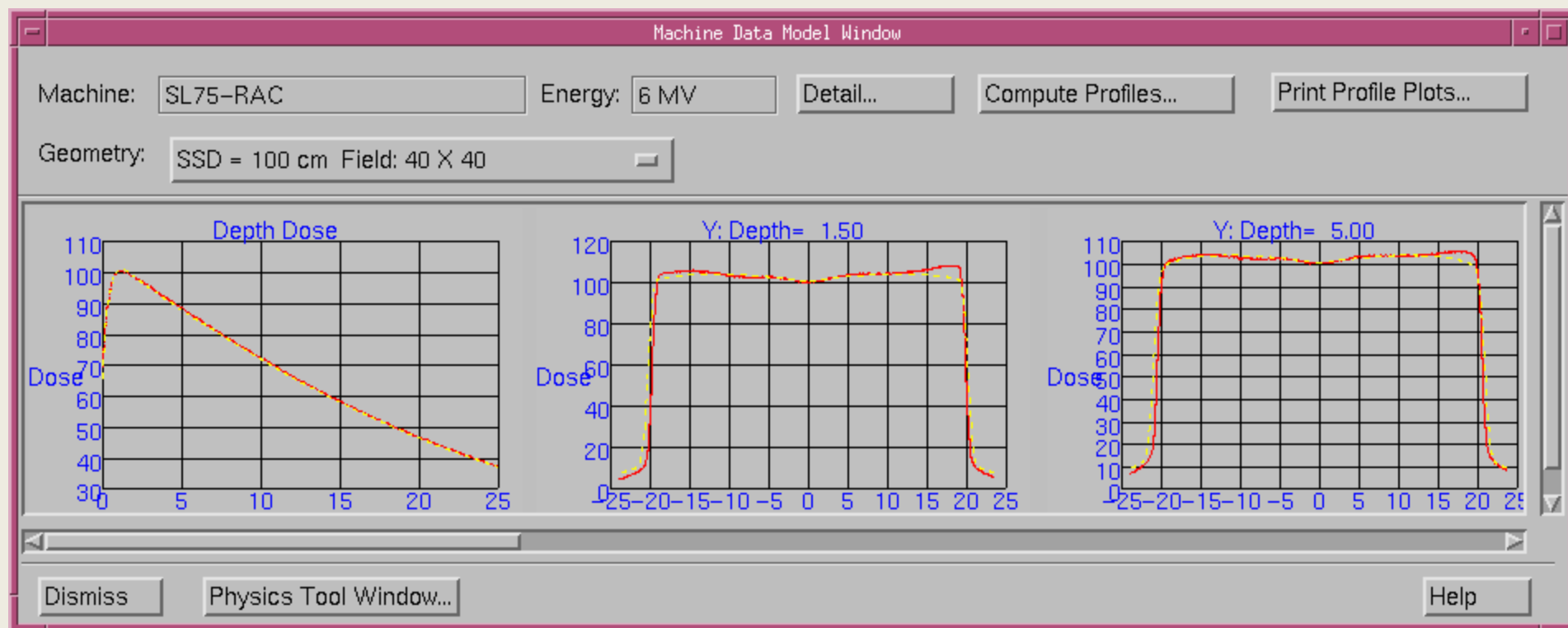
- SSD, DIMENSIONI DEL CAMPO (X,Y)
- ROTAZIONE DEL GANTRY
- ROTAZIONE DEL COLLIMATORE
- MOVIMENTI DEL LETTINO
- MLC numero di lamelle, posizione della lamella, direzione della lamella (X o Y) e posizione max lamella
- FILTRO A CUNEO : direzione di inserimento e orientazione con la rotazione dei collimatori
- Rotazione della piattaforma in combinazione con collimatori



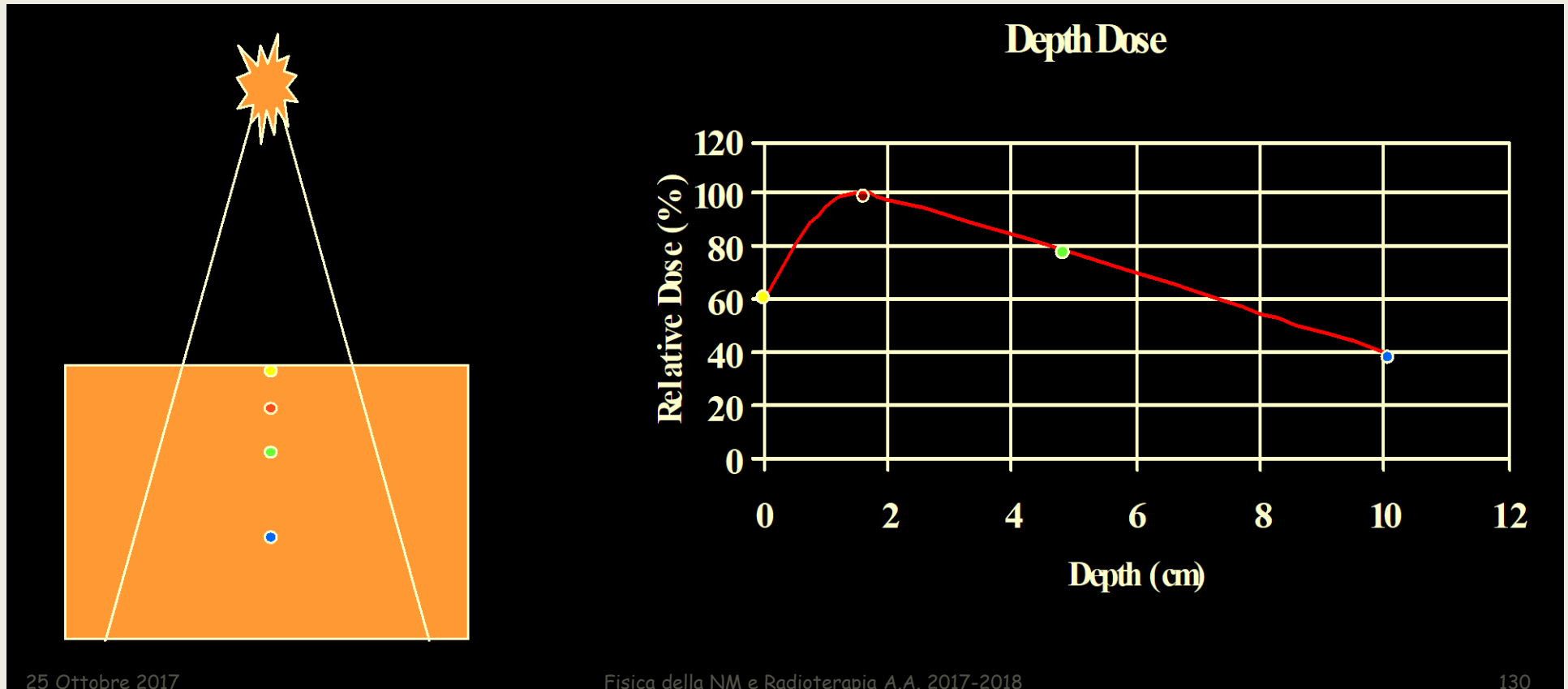
# COMMISSIONING

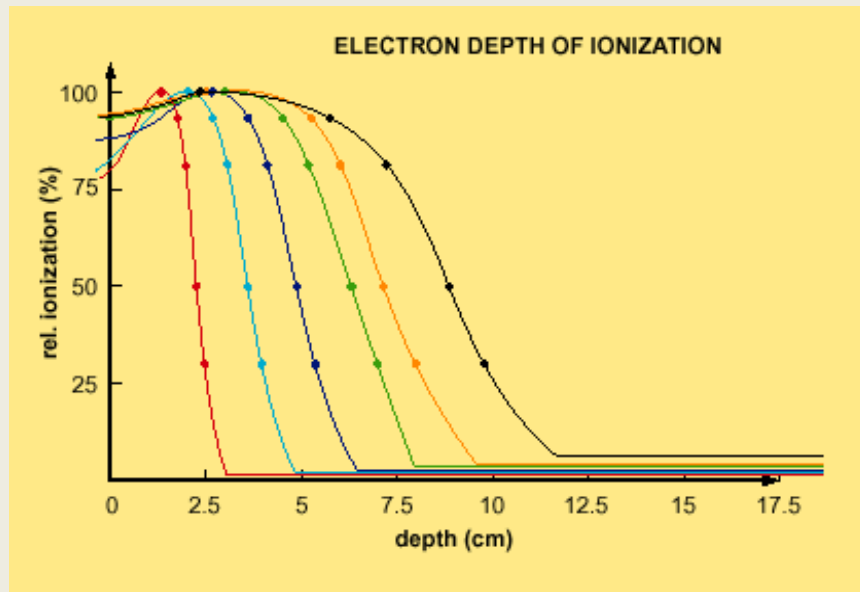
- Il commissioning è completato solo dopo che i dati dei fasci sono stati imputati nel sistema per piani di trattamento e sono state controllate le distribuzioni di dose generate dal computer. (confronto dosimetrico tra piano virtuale e piano reale)





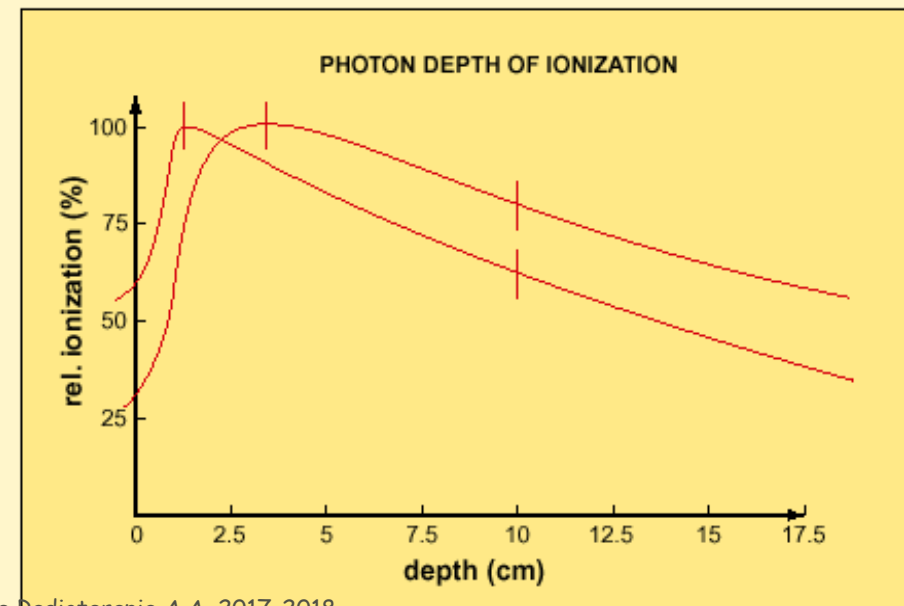
# %DD (PDD)





Electron beam depth dose scans at 6, 9, 12, 15, 18, and 22 MeV.

Photon beam depth dose scans at 4 and 20 MV for a 10 x 10 cm field. The position of  $D_{max}$  is 1.1 cm and 3.6 cm and the percent depth dose at 10 cm is 63.0% and 81.3% for 4 and 25 MV, respectively.





## Dipendenza della %DD dall'energia del fascio

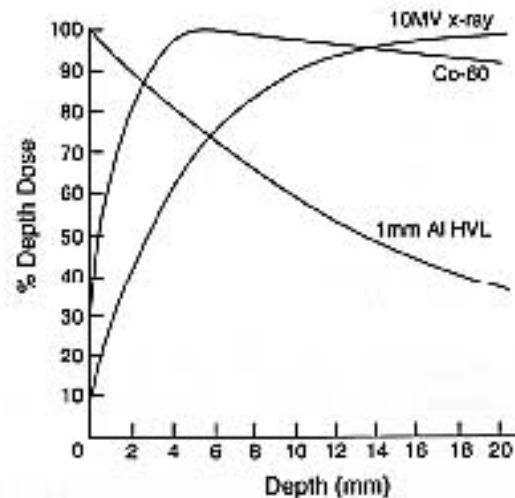


Figure 3.2. Percentage depth dose in the build-up region for different photon beams.

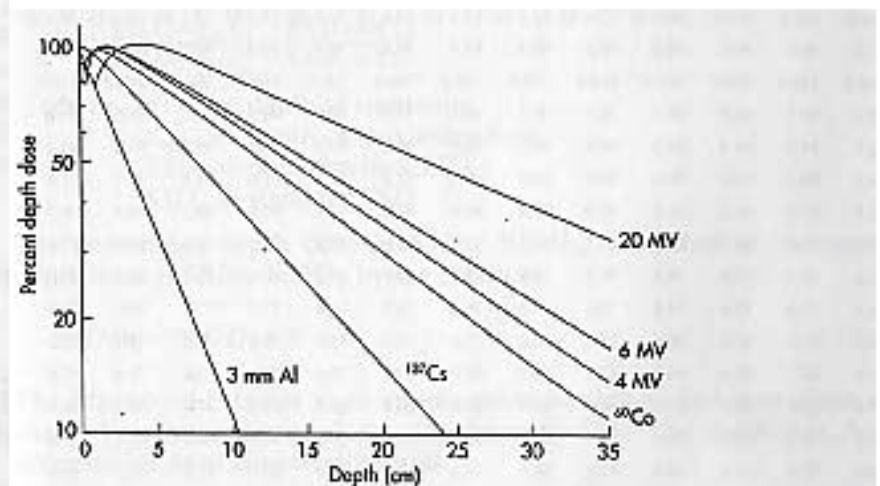


Figure 3.3. Percent depth dose for 100 cm<sup>2</sup> area X-ray and gamma-ray beams of different energies as a function of depth in water. The SSD is 100 cm for all beams except the 3.0 mm Al = 15 cm) X-ray beam and the <sup>137</sup>Cs beam (SSD = 35 cm). (From: Hendee WR, Medical Physics, ed 1, Chicago, 1970, Mosby-Year Book, used with permission.)

Bassa energia: dose massima alla pelle  
Alta energia: skin sparing effect

A  $d > d_m$  %DD diminuisce con  $d$ ; ad una data profondità %DD è maggiore per energie di fascio più alte.

# MISURE DA EFFETTUARE

SI POSSONO DISTINGUERE TRE REGIONI NEI PROFILI:

- CENTRALE
- PENOMBRA
- CODE



LA **REGIONE CENTRALE** RAPPRESENTA LA PORZIONE CENTRALE DEL PROFILO CHE SI ESTENDE DALL'ASSE CENTRALE FINO A 1-1.5 cm DAL LIMITE DEL CAMPO GEOMETRICO.

LA DIMENSIONE DEL CAMPO È DEFINITA AL 50% DEL LIVELLO DI DOSE.

E' influenzata da:

energia degli elettroni  
che colpiscono il target;

numero atomico del  
target;

numero atomico e forma  
geometrica del filtro  
omogenizzatore.



ALLA **REGIONE DI PENOMBRA** CONTRIBUISCE UNA PICCOLA COMPONENTE DI DOSE DOVUTA ALLA TRASMESSA DAL COLLIMATORE (TRANSMISSION PENUMBRA), UNA COMPONENTE DOVUTA ALLA DIMENSIONE DELLA SORGENTE (GEOMETRIC PENUMBRA) E UNA COMPONENTE SIGNIFICATIVA DOVUTA ALLA DIFFUSA DAL PAZIENTE

Dipende da:

energia del fascio;

dimensioni della sorgente;

SSD;

distanza sorgente-  
collimatore;

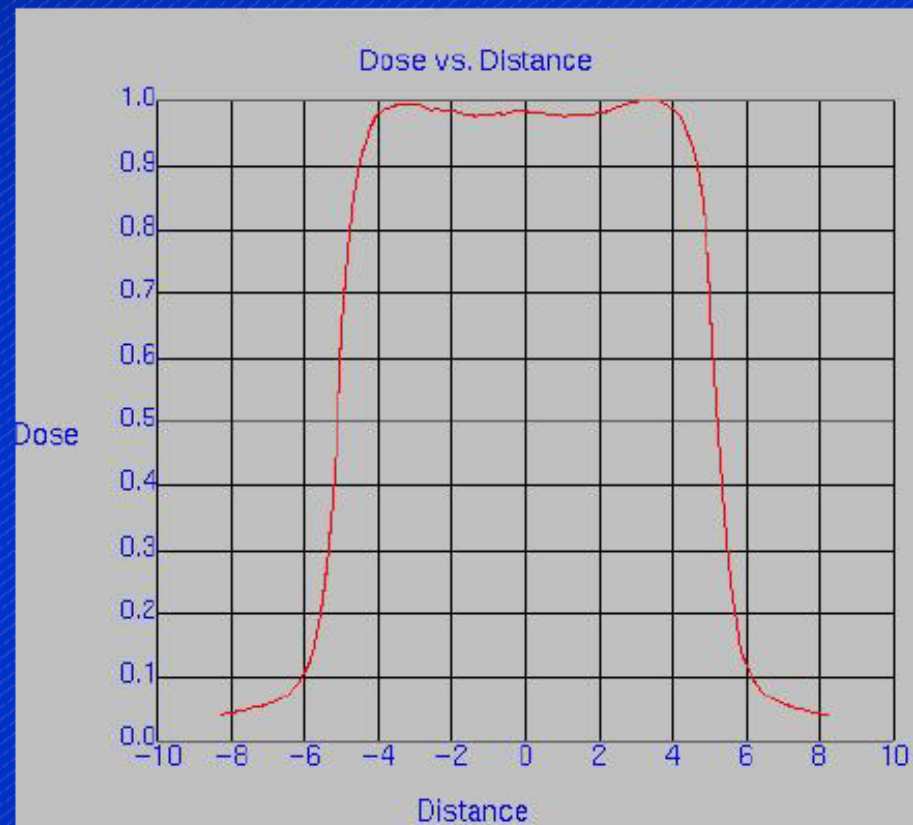
profondità nel tessuto.





LA **REGIONE DELLE CODE** È LA REGIONE FUORI DAL CAMPO DI RADIAZIONE.

LA DOSE IN QUESTA REGIONE È GENERALMENTE BASSA E RISULTA DALLA TRASMESSA DAL COLLIMATORE E DALLA DIFFUSA DAL SISTEMA DI COLLIMAZIONE E DALLA TESTATA.



# CALCOLO DELLE UNITA' MONITOR

- Il calcolo delle Unità Monitor per somministrare una data dose in un punto di profondità sull'asse centrale (isocentro) richiede un numero di quantità dosimetriche misurate come parte del commissioning.
- Un controllo finale del formalismo deve essere fatto per accertarsi che le dosi possono essere accuratamente somministrate in un punto per una determinata energia, dimensione campo e profondità.

# CONTROLLI DI QUALITA' PERIODICI

- Un programma di controlli di qualità periodici è disegnato per mantenere il sistema entro standard di performances accettabili.
- Di solito si programmano tests simili ai test di accettazione su base periodica.
- Il tipo e la frequenza dei test sono dettati in primo luogo dalla probabilità di accadimento di un particolare errore di performance nell'impatto clinico e il tempo richiesto per condurre il test.
- Il principio guida è seguire standard nazionali o internazionali se esistono. Se non esistono standard formali, l'istituzione deve disegnare il proprio programma consultando la letteratura, i manuali del costruttore e altri utenti della apparecchiatura.
- Un programma di QA deve essere rivisto su base regolare (annualmente) per includere idee da nuovi protocolli, l'esperienza dell'utente e di altri utenti.



# CONTROLLI DI QUALITA' PERIODICI

- Tutte le misure di Q.A. devono essere registrate. Questo è importante non solo per seguire le performance della macchina nel tempo, ma anche perché è una registrazione legale che documenta la corretta operatività della macchina in ogni momento in cui sono trattati i pazienti.
- Deve essere posta in atto una procedura per gestire situazioni in cui si notino deviazioni significative nelle performances della macchina.

LE CARATTERISTICHE FISICHE DI UN CAMPO DI RADIAZIONE SONO MISURATE IN UN FANTOCCIO CON LE SEGUENTI CONDIZIONI STANDARD:

- OMOGENEO, DENSITA' PARI A  $1 \text{ g/cm}^3$ ;
- SUPERFICIE PIANA;
- FASCIO INCIDENTE PERPENDICOLARE AL FANTOCCIO.

NELLA REALTÀ:

- IL TESSUTO UMANO NON E' OMOGENEO (polmone, osso,... hanno densità differenti da 1);
- LA SUPERFICIE DEL PAZIENTE PUO' ESSERE CURVA O DI FORMA IRREGOLARE;
- IL FASCIO DI RADIAZIONI PUO' INCIDERE OBLIQUO SULLA SUPERFICIE DEL PAZIENTE.



## **LA DISTRIBUZIONE DI DOSE NEL PAZIENTE PUO' ESSERE DETERMINATA CON DIVERSI APPROCCI**

- ✓ **ALGORITMI BASATI SU CORREZIONI:** prevedono delle opportune correzioni della dose misurata in un fantoccio ad acqua (algoritmi basati su regole semi-empiriche)
- ✓ **ALGORITMI BASATI SU MODELLI:** descrivono e risolvono direttamente l'interazione del fascio di fotoni con il paziente (algoritmi basati su principi fisici primi)



## ALGORITMI BASATI SU CORREZIONI:

✓ CORREZIONI PER DISOMOGENEITA' TESSUTALI

✓ CORREZIONI PER CONTORNI IRREGOLARI E  
INCIDENZA OBLIQUA DEL FASCIO:

- METODI "MATEMATICI"

- Effective source to skin distance method*

- Tissue-air ratio method*

- Isodose shift method*

- METODI "TECNICI" (Compensazione dei tessuti):

- Wedge**

- Bolus*

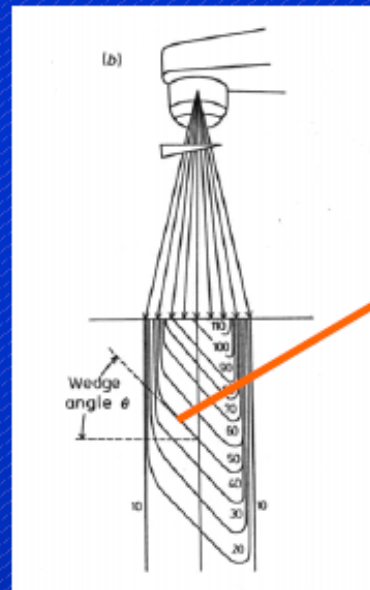
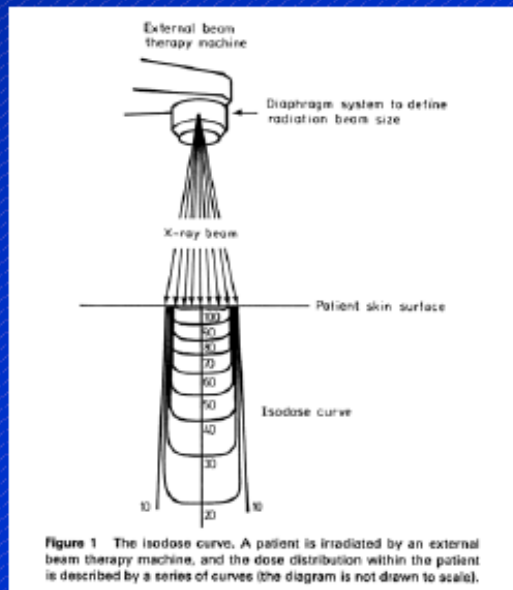
- Compensatori*



## Wedge Filters

- ✓ Fisici (piombo, tungsteno, leghe, ....)
- ✓ Dinamici (chiusura di un collimatore durante l'irradiazione)
- ✓ Virtuali (apertura di un collimatore al variare dell'intensità del fascio)

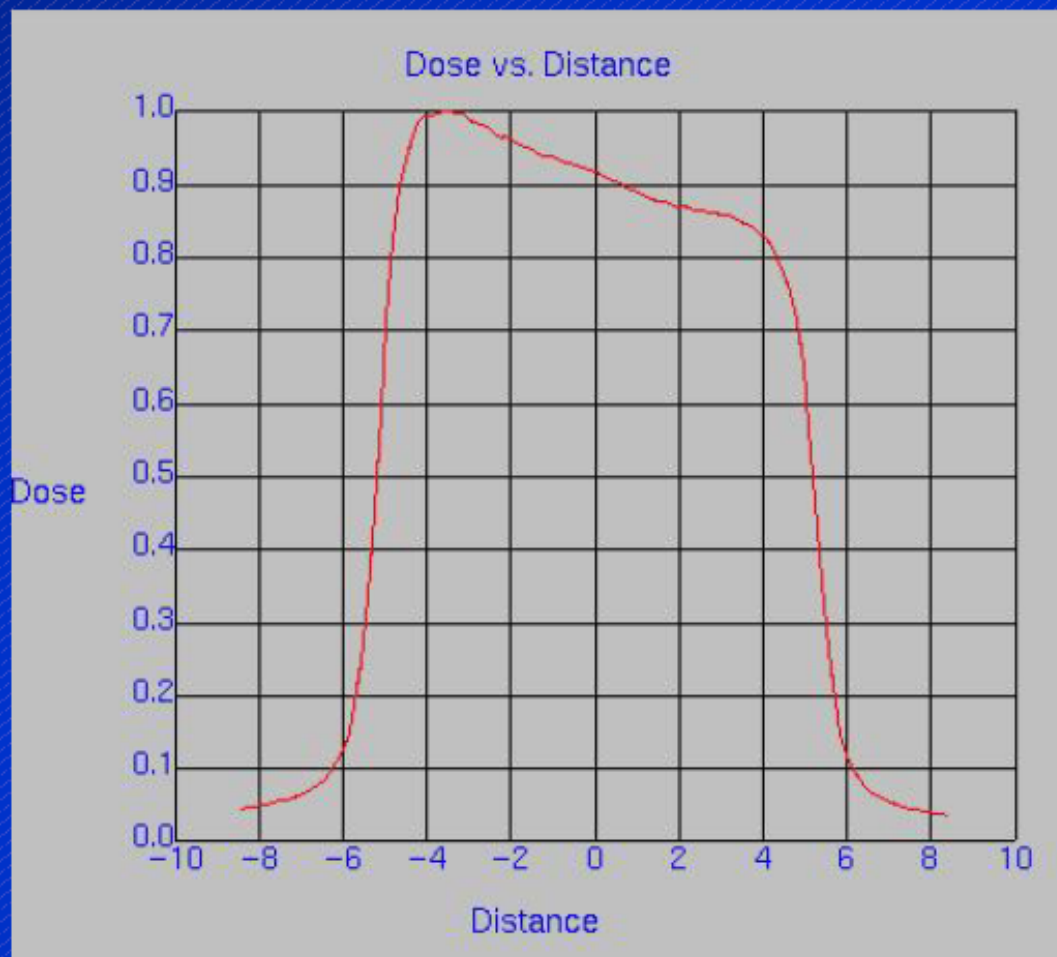
I WEDGES POSSONO ESSERE UTILIZZATI PER COMPENSARE L'ASSENZA DI TESSUTO O PER ELIMINARE ZONE DI SOVRADOSAGGIO DOVUTE A SOVRAPPOSIZIONI DI FASCI



L'angolo del Wedge è l'angolo formato tra la linea di isodose 50% e la perpendicolare all'asse del fascio.

## MISURE DA EFFETTUARE

Profilo campo filtrato 30° 10x10 cm<sup>2</sup> direzione X





# MISURE DA EFFETTUARE

➤ IN FANTOCCIO AD ACQUA EQUIVALENTE

SSD = 90 cm

Profondità = 10 cm

*OUTPUT FACTOR  
per campi aperti*

Campo (cm <sup>2</sup> )	Misura (mGy)	Output Factor
4x4	744,23	0,866
6x6	802,28	0,934
8x8	835,30	0,972
<b>10x10</b>	<b>858,97</b>	<b>1,000</b>
12x12	876,47	1,020
14x14	890,83	1,037
16x16	901,67	1,050
18x18	910,67	1,060
20x20	918,57	1,069
22x22	925,37	1,077
24x24	931,00	1,084
26x26	935,10	1,089
28x28	938,90	1,093
30x30	939,43	1,094

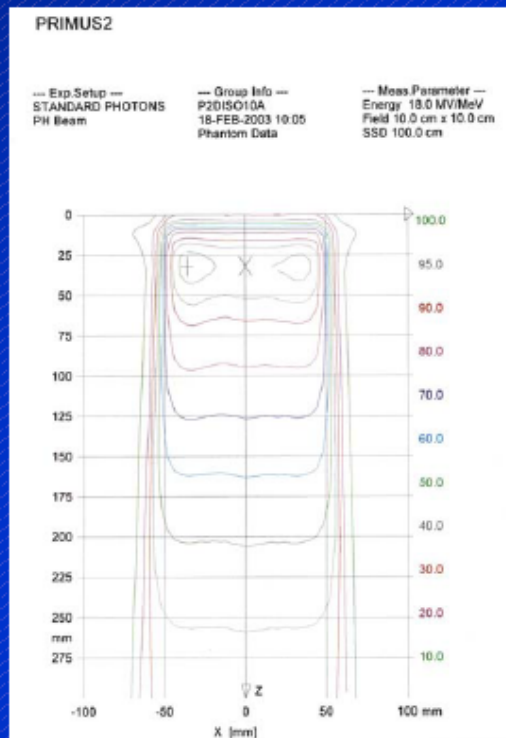
*OUTPUT FACTOR  
per campi filtrati*

Filtro 1RW15M			
Campo (cm)	Misura (mGy)	Wedged field output factor	Diff. su 10x10
5x5	585,60	0,682	-0,091
8x8	627,00	0,730	-0,027
10x10	644,47	0,750	0,000
15x15	674,07	0,785	0,046
20x20	694,53	0,809	0,078
25x25	709,12	0,826	0,100
30x25	714,13	0,831	0,108

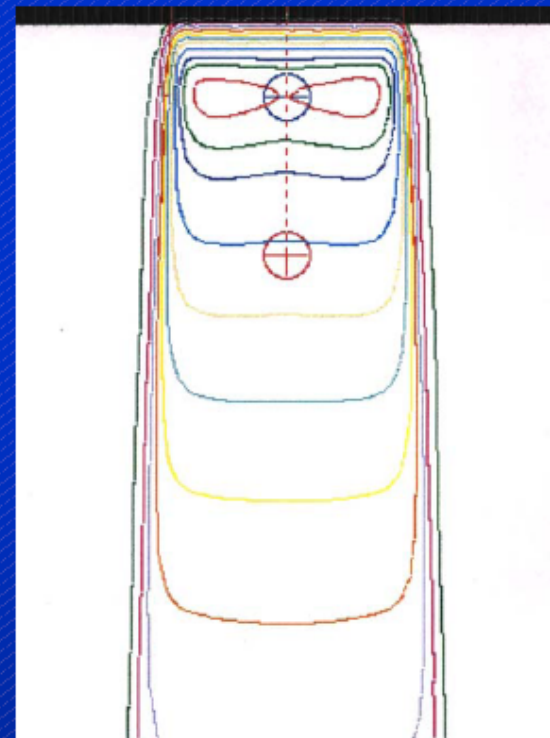
# MISURE DA EFFETTUARE

## ➤ ISODOSI CAMPI QUADRATI APERTI

### MISURATE



### CALCOLATE

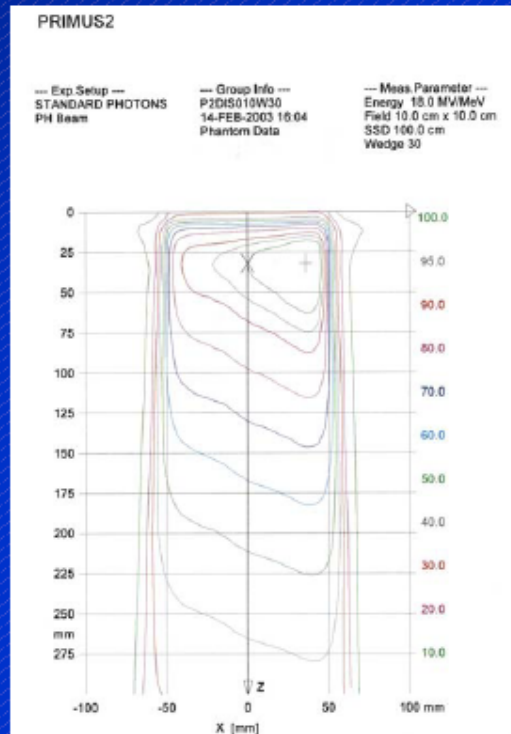




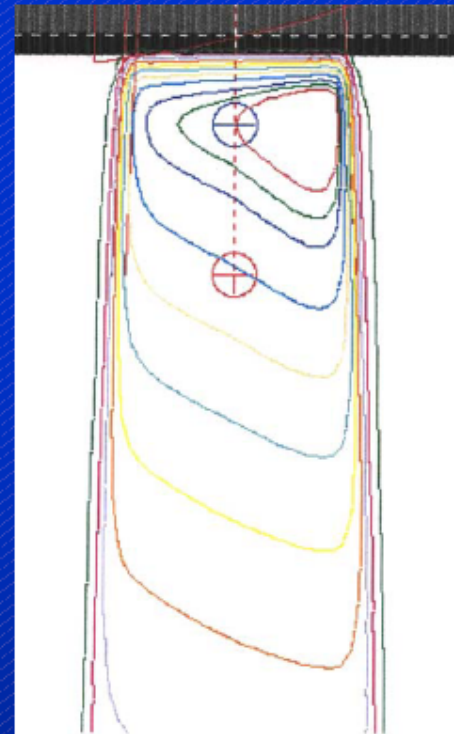
# MISURE DA EFFETTUARE

## ➤ ISODOSI CAMPI QUADRATI FILTRATI

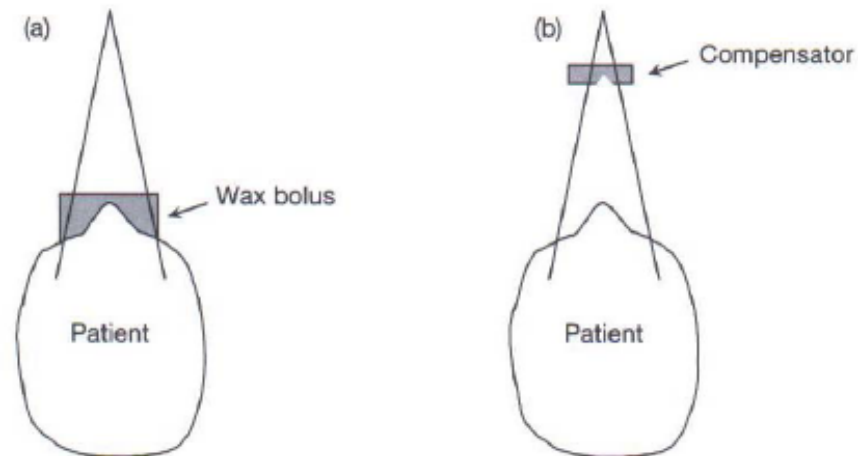
### MISURATE



### CALCOLATE



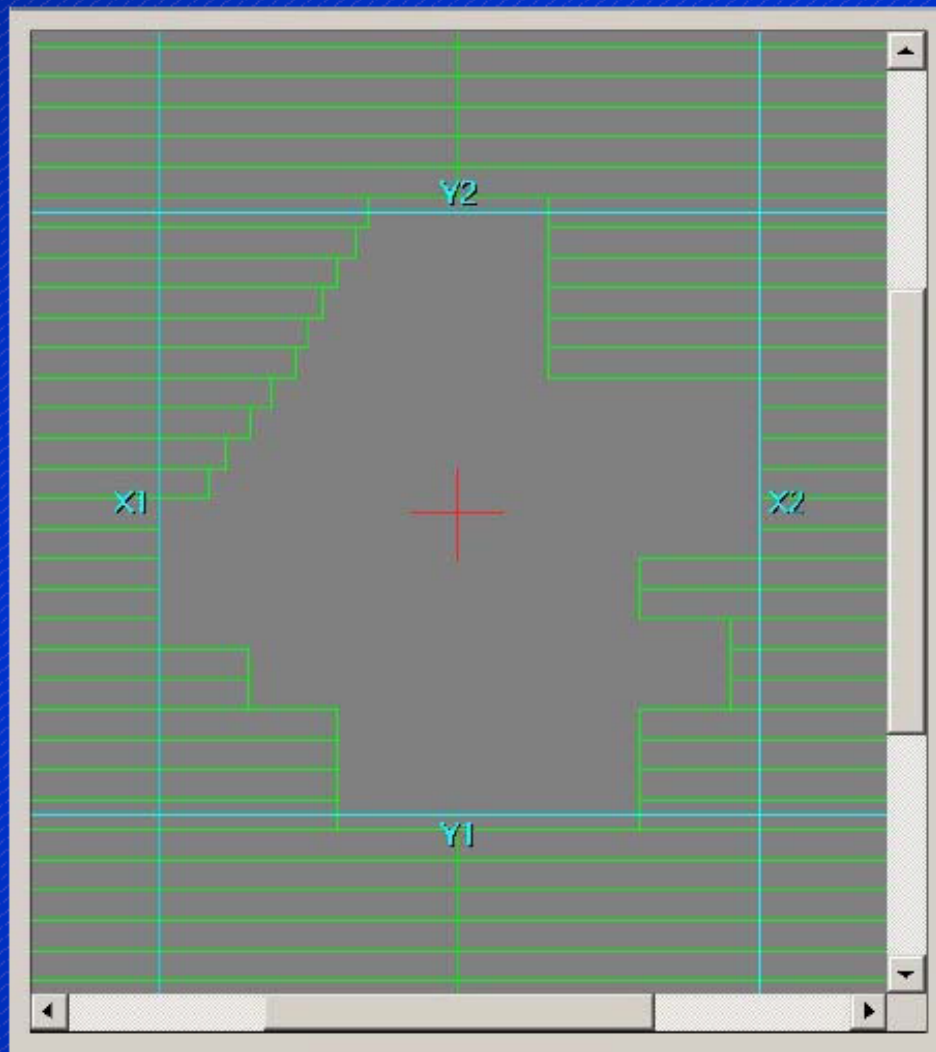
## BOLUS E COMPENSATORI



*FIG. 7.18. Difference between a bolus and a compensating filter. In (a) a wax bolus is placed on the skin, producing a flat radiation distribution. Skin sparing is lost with bolus. In (b) a compensator achieving the same dose distribution as in (a) is constructed and attached to the treatment unit. Due to the large air gap, skin sparing is maintained.*

# MISURE DA EFFETTUARE

➤ ISODOSI  
CAMPI CONFORMATI

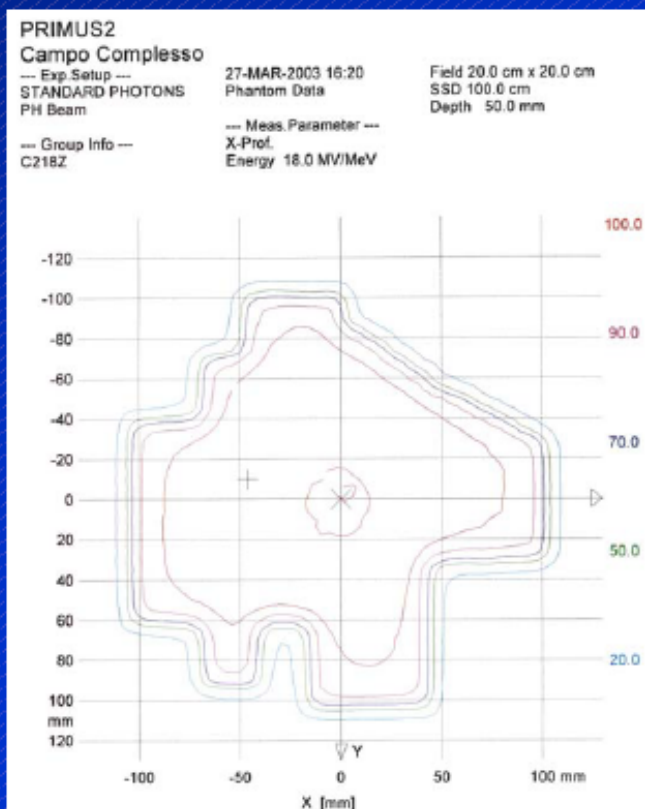




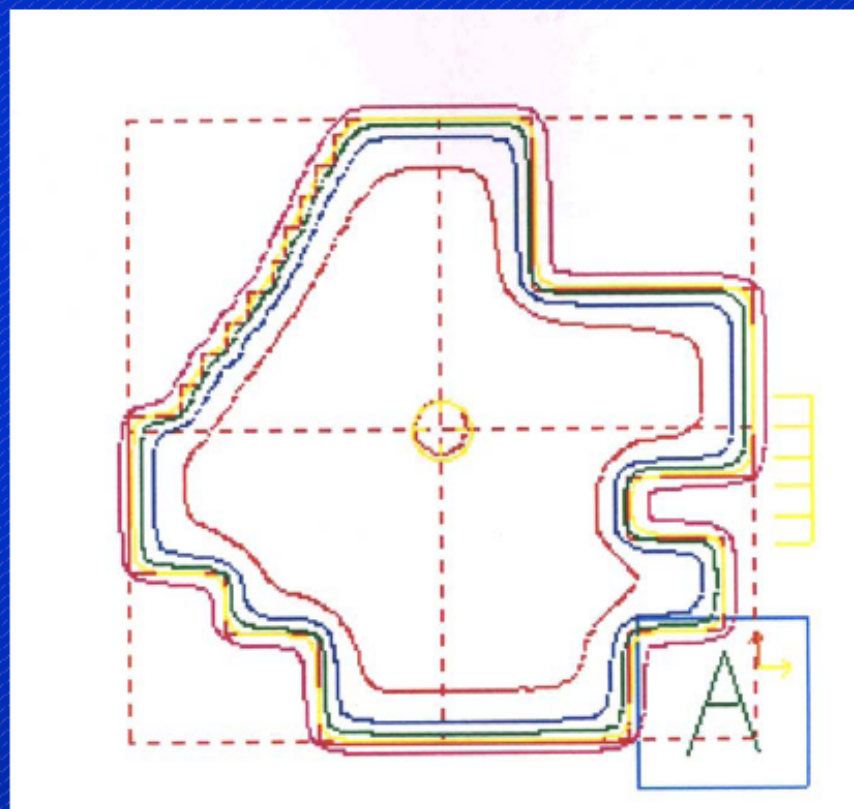
# MISURE DA EFFETTUARE

## ➤ ISODOSI CAMPI CONFORMATI COMPLESSI

MISURATE



CALCOLATE





## **ALGORITMI BASATI SU MODELLI:**

IL METODO MONTE CARLO, CAPACE DI SIMULARE LA FISICA DEL TRASPORTO DELLE PARTICELLE, È DA CONSIDERARSI IL METODO PIÙ ACCURATO DI CALCOLO DELLA DOSE.

IN REALTÀ ESSO COSTITUISCE UN IMPORTANTE STRUMENTO DI BENCHMARKING MA NON È ADEGUATAMENTE EFFICIENTE PER UN USO ROUTINARIO A CAUSA DEI LUNGI TEMPI DI CALCOLO.

# ***METODO MONTE CARLO***

## ***Definizione***

PROCEDURA DI MODELLIZZAZIONE NUMERICA  
CHE FA USO DI NUMERI CASUALI  
PER SIMULARE PROCESSI DESCRITTI TRAMITE  
DISTRIBUZIONI DI PROBABILITÀ.  
NELLE SIMULAZIONI MONTE CARLO, UN ESPERIMENTO  
PARTICOLARE VIENE RIPETUTO UN NUMERO DI VOLTE  
SUFFICIENTE AD ARRIVARE A CONCLUSIONI  
STATISTICAMENTE ACCURATE.



## ***Sequenza di sviluppo del METODO MONTE CARLO***

- 1) DESCRIZIONE DEI FENOMENI DA SIMULARE TRAMITE DISTRIBUZIONI DI PROBABILITA'
- 2) ESECUZIONE DI UN NUMERO ELEVATO DI "ESPERIMENTI VIRTUALI" tramite generatore di numeri (pseudo)casuali; un algoritmo che genera una serie di numeri che nel loro insieme si comportano come numeri casuali; può produrre "esperimenti virtuali" ripetibili, perché partendo dallo stesso seme si ottiene la stessa sequenza di numeri casuali.

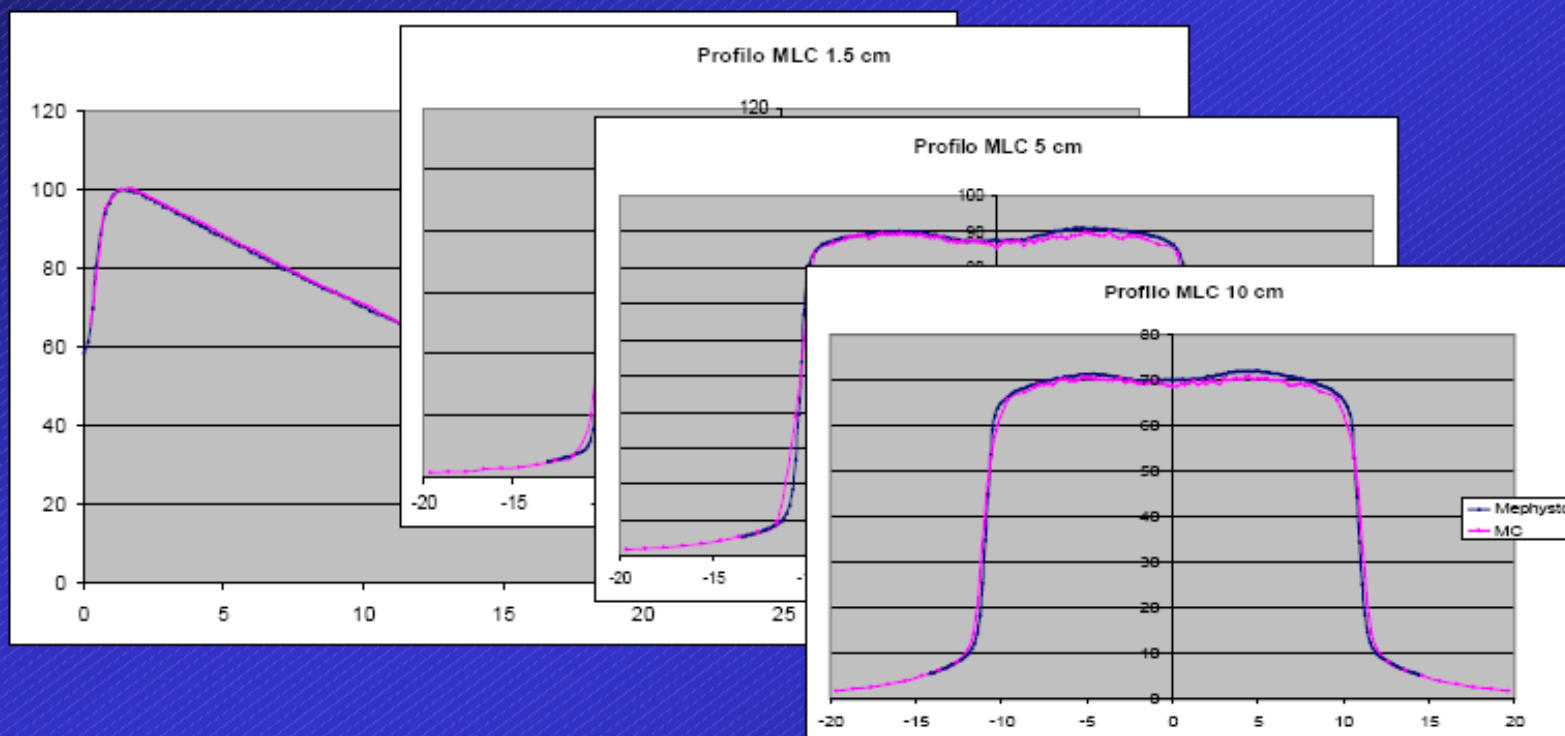
## ***Osservazioni generali:***

I FATTORI CHE DETERMINANO L'ACCURATEZZA DI UN CODICE MONTE CARLO PER SIMULARE IL TRASPORTO DELLE RADIAZIONI SONO, OLTRE AL NUMERO DI EVENTI SIMULATI:

- 1) LA DESCRIZIONE DELLA SORGENTE DI RADIAZIONE DI INGRESSO;
- 2) L'ACCURATEZZA NELLA DESCRIZIONE DEI MATERIALI E DELL'ENERGIA IN CUI TRASPORTARE LA RADIAZIONE;
- 3) I PROCESSI FISICI MODELLIZZATI;
- 4) LE SEZIONI D'URTO PER I PROCESSI FISICI D'INTERESSE.



## ***PDD E PROFILI A DIVERSE PROFONDITA' PER CAMPI QUADRATI E RETTANGOLARI***



Discrepanze dell'ordine dell'1% per PDD e non superiori al 2% per i profili



## **ALGORITMI BASATI SU MODELLI:**

L'IMPORTANTE SVILUPPO TECNOLOGICO  
HA PERMESSO L'IMPLEMENTAZIONE DI  
ALGORITMI DI CALCOLO DELLA DOSE,  
BASATI SUL KERNEL,  
CARATTERIZZATI DA UN BUON GRADO DI  
ACCURATEZZA NEL CALCOLO DELLA DOSE,  
CHIAMATI ANCHE DI  
**“CONVOLUTION/SUPERPOSITION”**



## ***ALGORITMI BASATI SU MODELLI:***

### **ALGORITMO DI CALCOLO BASATO SUL KERNEL**

IL PROCESSO DI DEPOSIZIONE DELLA DOSE È VISTO COME LA SOVRAPPOSIZIONE DI SEGNALI DI RISPOSTA (KERNEL) OPPORTUNAMENTE PESATI.

IL KERNEL RAPPRESENTA L'ENERGIA TRASPORTATA E LA DOSE DEPOSITATA IN UN DETERMINATO PUNTO DA UNA PARTICELLA SECONDARIA A PARTIRE DA UN PUNTO IRRADIATO.



## **ALGORITMI BASATI SU MODELLI:**

MODELLO “Point kernel”:

INDICANDO IL KERNEL CON  $h(r)$ , LA DOSE PER FANTOCIO OMOGENEO E FASCIO MONOENERGETICO È DATA DALLA EQUAZIONE:

$$D(r) = \iiint_V T(s)h(r-s) d^3s$$

DOVE  $T(s)$  CHIAMATO TERMA RAPPRESENTA L'ENERGIA RILASCIATA PER UNITÀ DI MASSA DAL FOTONE PRIMARIO.

# ALGORITMI BASATI SU MODELLI:

- MODELLO 'Point kernel':
- SCOMPONENDO IN UNA COMPONENTE PRIMARIA  $h_p$  ED UNA SCATTERATA  $h_s$  ED INTRODUCENDO LE DUE DISTRIBUZIONI DI DOSE PRIMARIA  $P(r)$  e SCATTERATA  $S(r)$ , LA DOSE PUO' ESSERE APPROSSIMATA SECONDO LA RELAZIONE:

$$D(r) \sim \iiint_V P(s) h_p(r - s) d^3s + \iiint_V S(s) h_s(r - s) d^3s$$

- Lo studio separato delle due componenti permette di ottenere un risultato più accurato.



*International Commission on  
Radiation Units and Measurements, Inc.*

## RADIOTERAPIA

IL SUCCESSO DI UN TRATTAMENTO RADIANTE È STRETTAMENTE  
CORRELATO ALLA CONOSCENZA PRECISA DELLA QUANTITÀ E  
DELLA DISTRIBUZIONE SPAZIALE DELLA DOSE IRRADIATA AL PAZIENTE.

INOLTRE È ESSENZIALE POTER **COMPARARE I**  
**DIVERSI TRATTAMENTI ESEGUITI NEI VARI CENTRI** DI RADIOTERAPIA.

PERTANTO È NECESSARIA LA  
STANDARDIZZAZIONE DELLA REGISTRAZIONE DELLA DOSE,  
DEL FRAZIONAMENTO E DELLE TECNICHE ADOTTATE