

Acceleratori di particelle uso clinico



Bernardino Ascione
Rossella Avitabile

U. O. C. Fisica Sanitaria
Azienda ULSS 12 Veneziana





Scopi della Radioterapia

- intento **radicale** con l'obiettivo di distruggere tutte le cellule tumorali per ottenere remissione completa della malattia;
- intento **preoperatorio** per ridurre al minimo le dimensioni del tumore al fine di consentire un intervento chirurgico (ad esempio nel caso delle neoplasie del retto)
- intento **adiuvante** per ridurre la possibilità che il tumore si ripresenti (recidiva) dopo un intervento chirurgico (ad esempio nelle neoplasie della mammella) o dopo la chemioterapia (ad esempio nei linfomi). In questo caso la radioterapia viene somministrata in assenza di malattia visibile
- intento **palliativo o sintomatico** per il controllo di eventuali sintomi quali il dolore (per esempio nel caso di metastasi ossee) o altri legati alla patologia neoplastica.

Proprietà fisiche e distribuzione della dose di radiazioni

La moderna RT convenzionale utilizza fotoni ed elettroni di alta energia, prodotti da acceleratori LINAC.

I fasci di **elettroni** sono caratterizzati da rilascio di energia in profondità nella materia biologica, in funzione dell'energia del fascio.

Con le energie attualmente disponibili (4-25MeV) è possibile effettuare il trattamento di soli tumori localizzati in superficie o semiprofondi.

Proprietà fisiche e distribuzione della dose di radiazioni

I fasci di **fotoni** sono caratterizzati da rilascio di energia che raggiunge il massimo a pochi centimetri di profondità dalla superficie di ingresso, risparmiando parzialmente la cute e gli strati più superficiali (effetto “build up”), in funzione dell’energia iniziale.

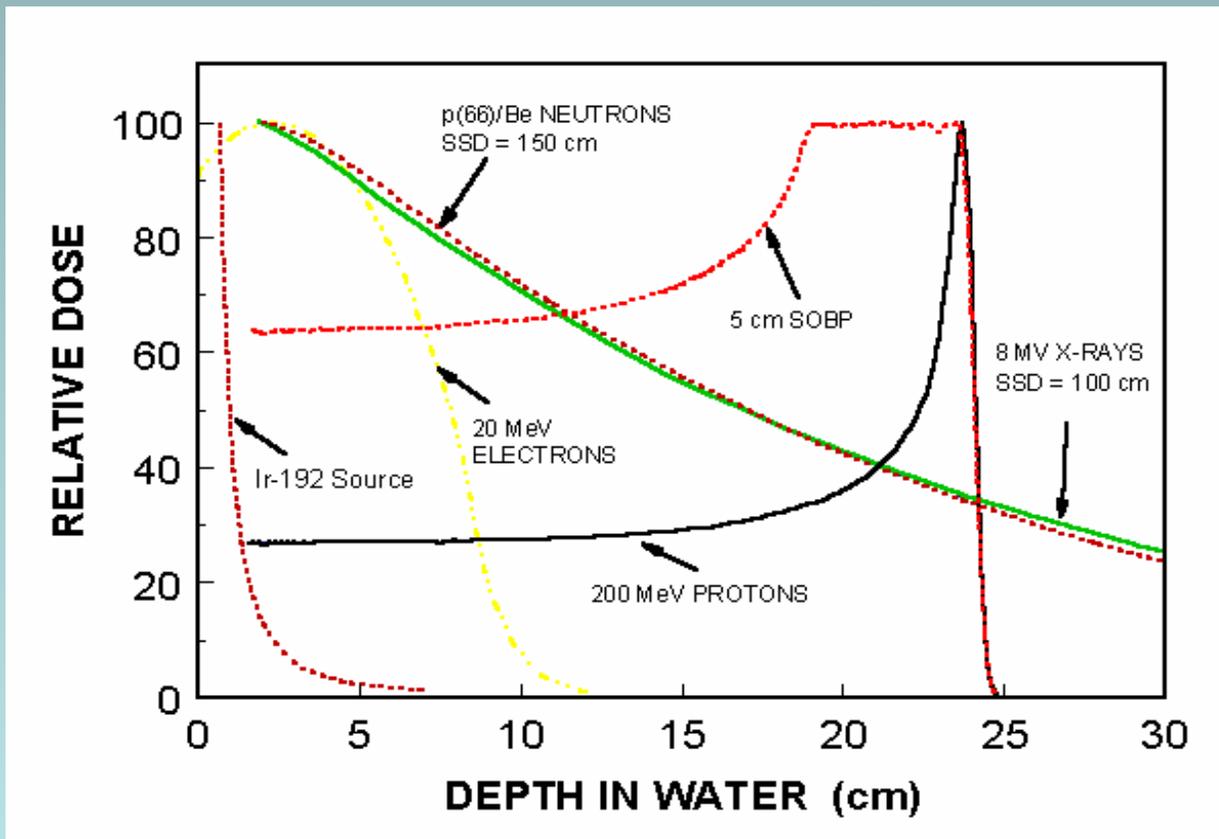
Quindi il fascio decresce in maniera esponenziale.

Proprietà fisiche e distribuzione della dose di radiazioni

- Gli **adroni**, hanno delle particolari proprietà di distribuzione della dose nei tessuti biologici, ed in particolare gli adroni più promettenti nella pratica clinica sono i: protoni e gli ioni leggeri (He,C,O,Ne)
- Energie 50-60 MeV – Trattamenti poco profondi
- Energie 180-300 MeV – Trattamenti profondi
- I **protoni** hanno una curva di distribuzione della dose in profondità completamente diversa da quella dei fotoni, dovuta ad una diffusione laterale trascurabile e ad una minore deposizione di energia nei tessuti attraversati dal percorso in entrata...

Proprietà fisiche e distribuzione della dose di radiazioni

- ma soprattutto da un pressoché totale rilascio dell'energia nell'ultimo tratto del loro cammino che da origine al così detto picco di Bragg



PICCO DI BRAGG

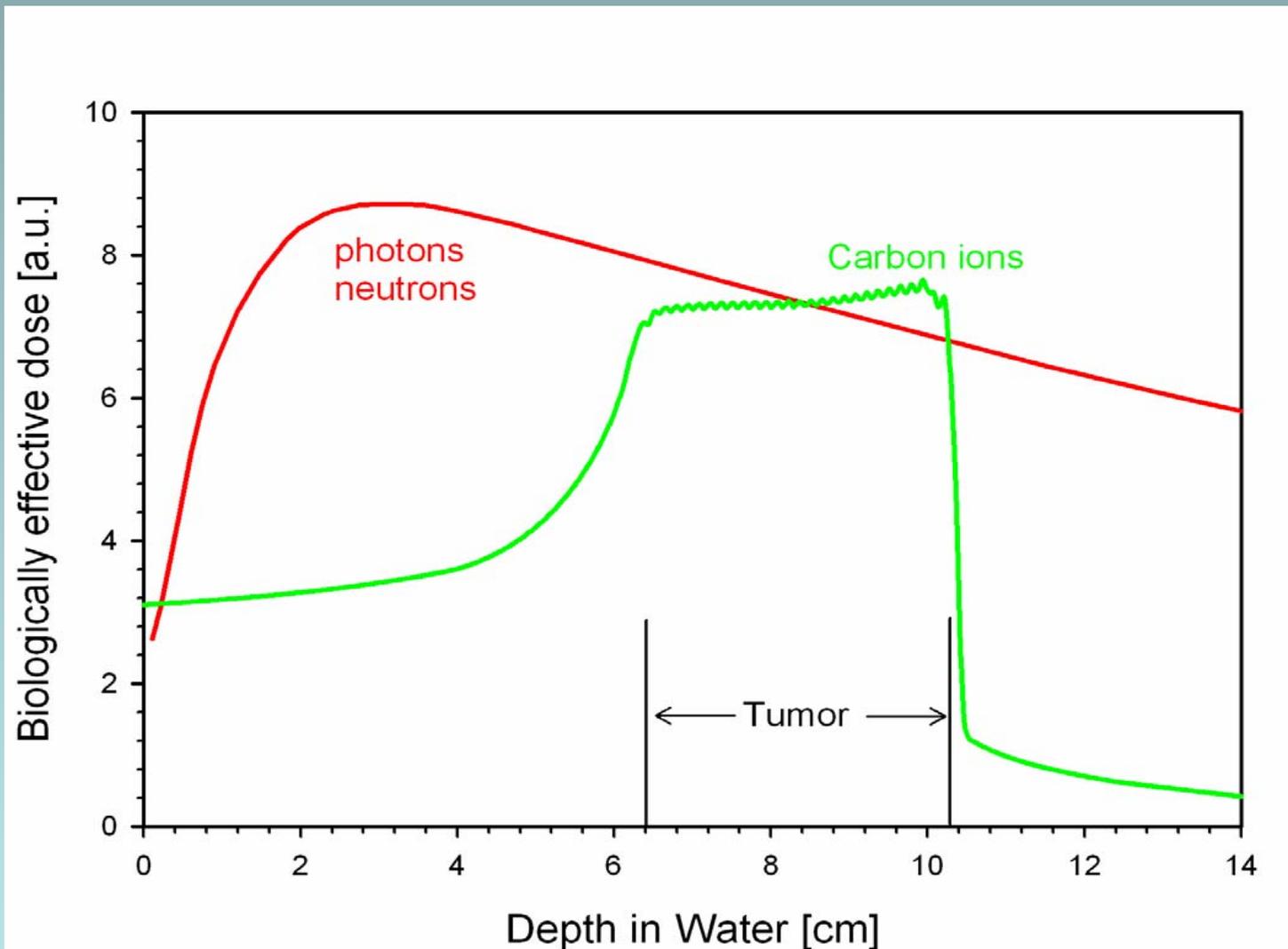
La profondità in cui cade il picco e la sua ampiezza dipendono rispettivamente:

- energia iniziale del fascio di protoni
- dispersione di energia durante l'attraversamento della materia.

Variando in modo controllato l'energia del fascio di protoni è possibile sovrapporre molti picchi...

Spread Out Bragg Peak (SOBP)

- Il SOBP è in grado di concentrare la deposizione della dose nella ristretta area del bersaglio.



Acceleratori per Radioterapia con elettroni e fotoni

Acceleratori per radioterapia



E' sufficiente un bunker con opportune schermature

Schema a blocchi di un acceleratore per radioterapia

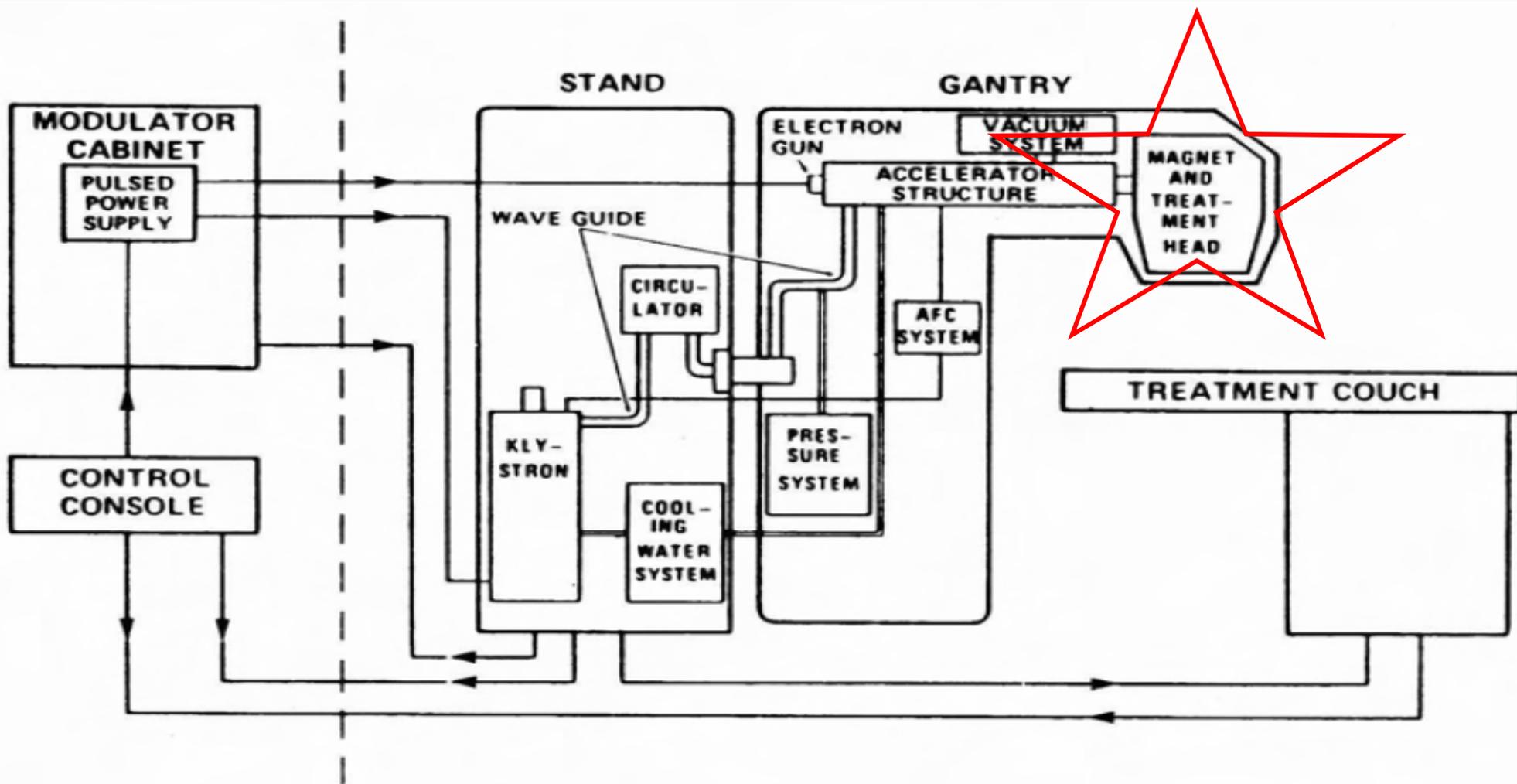


FIGURE 1-21 · Simplified block diagram of major parts of a medical linac.

Proprietà fisiche e distribuzione della dose di radiazioni

Le tecniche attuali prevedono l'impiego di campi multipli convergenti sul bersaglio, accompagnati da filtri omogenizzatori che assicurano una sufficiente omogeneità della distribuzione di dose.

La diffusione laterale e la presenza di una dose in uscita del fascio risultano fattori limitanti

Acceleratori per radioterapia

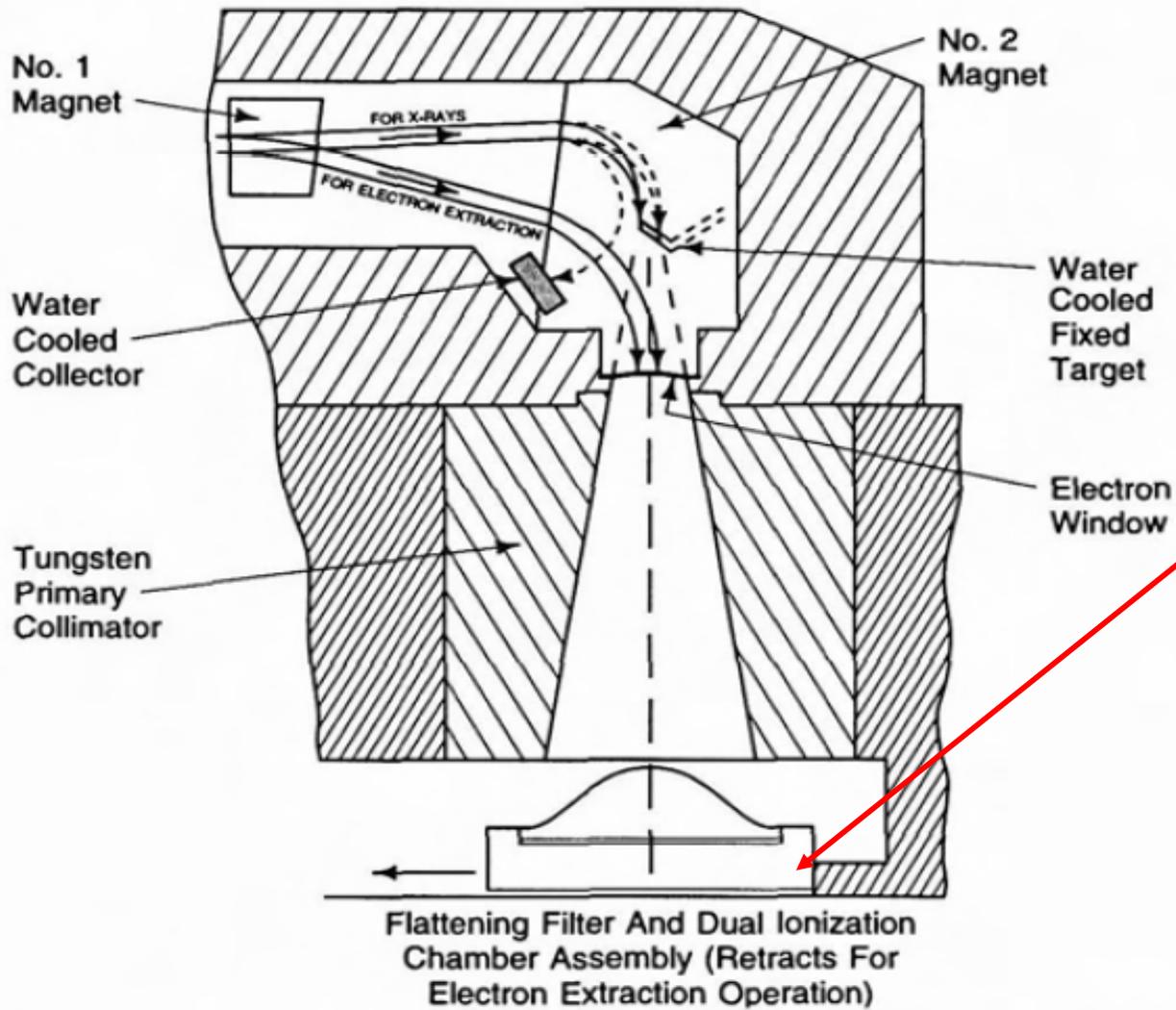
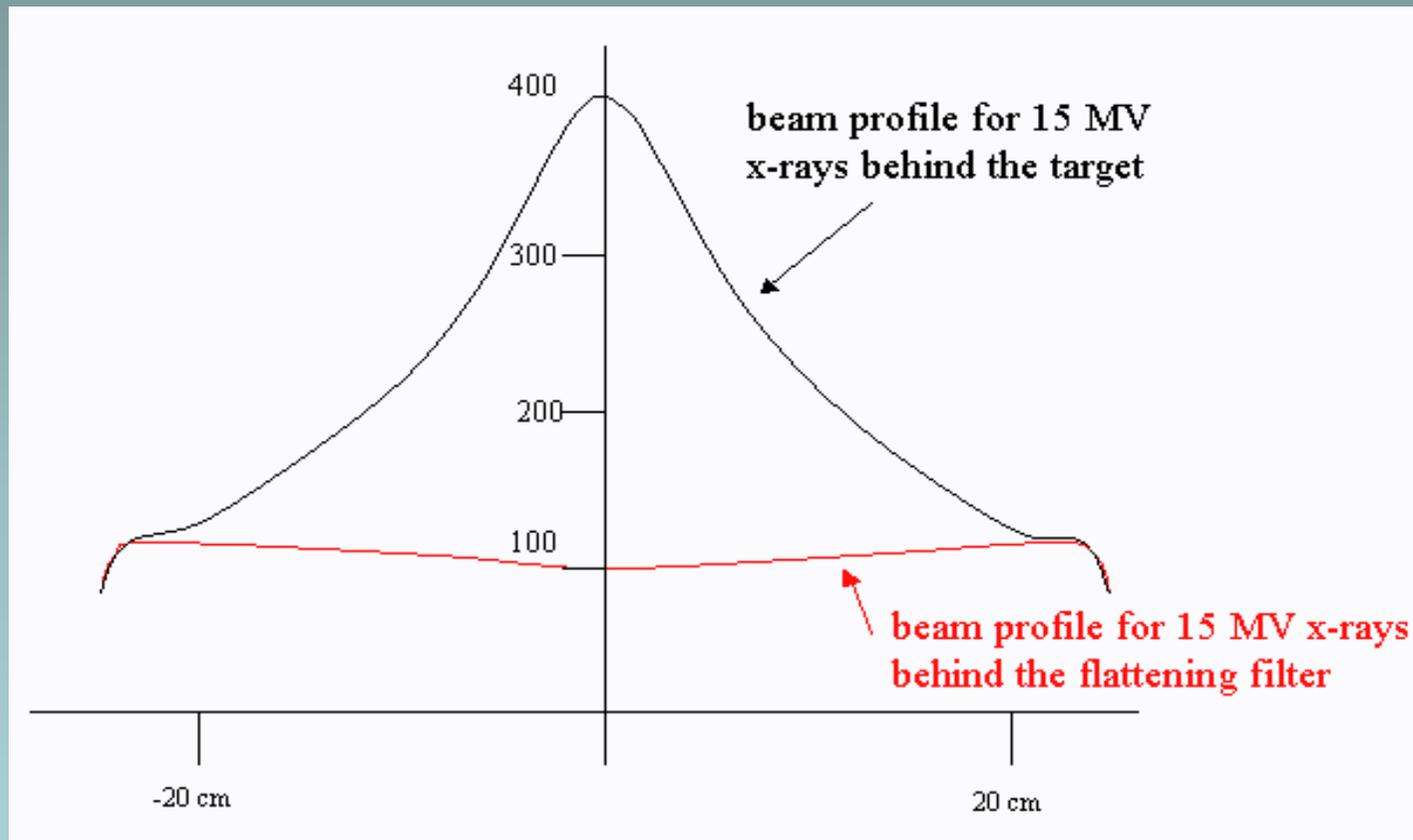


FIGURE 1-10 · Beam bending system with separate paths for electron and x-ray modes (from Ref. 3).

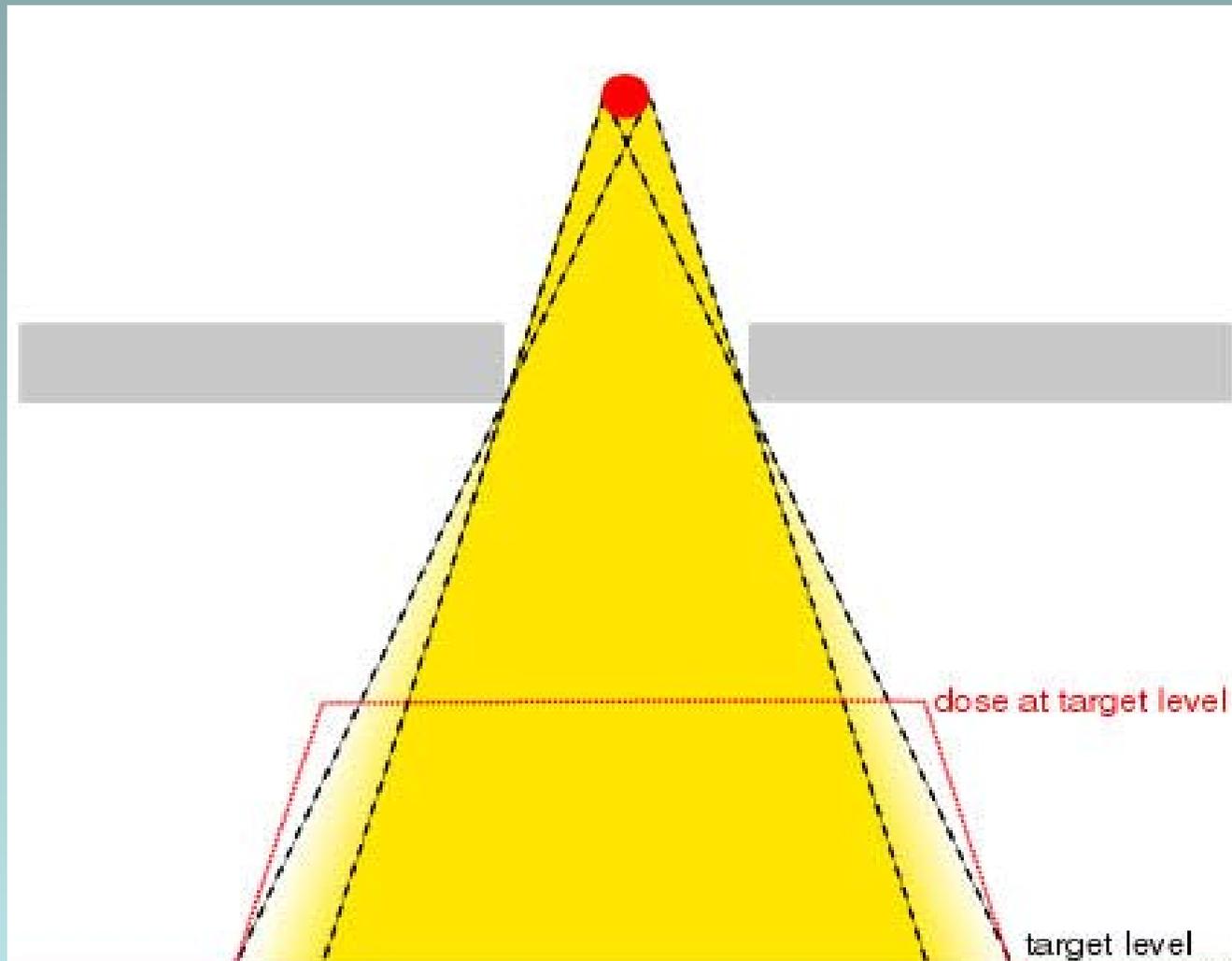
Filtro omogeneizzatore



Il filtro riduce sostanzialmente la dose al centro del fascio. Soprattutto per alte energie e campi grandi, viene assorbito un gran quantitativo di fluenza di fotoni nel filtro omogeneizzatore. I ratei di dose disponibili dai moderni Linac sono sufficientemente alti da compensare questa attenuazione. Essi hanno ancora un'uscita utile in campi piatti di centinaia di cGy/min ad 1m dal target.

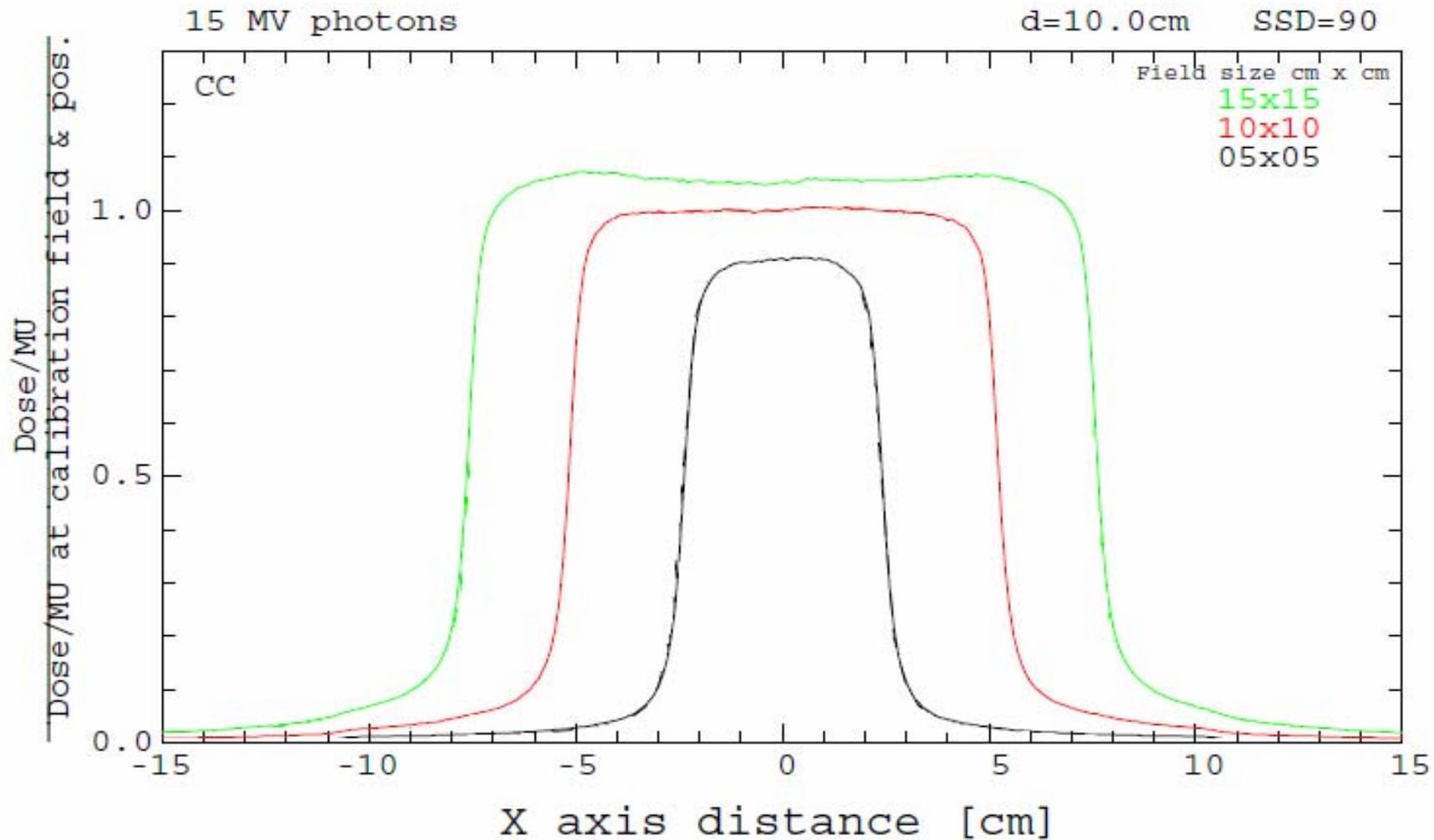
PROPRIETA' FISICHE DELLA DISTRIBUZIONE DELLA DOSE DI RADIAZIONI

- **Variazione della penombra in relazione alle dimensioni della macchia focale**

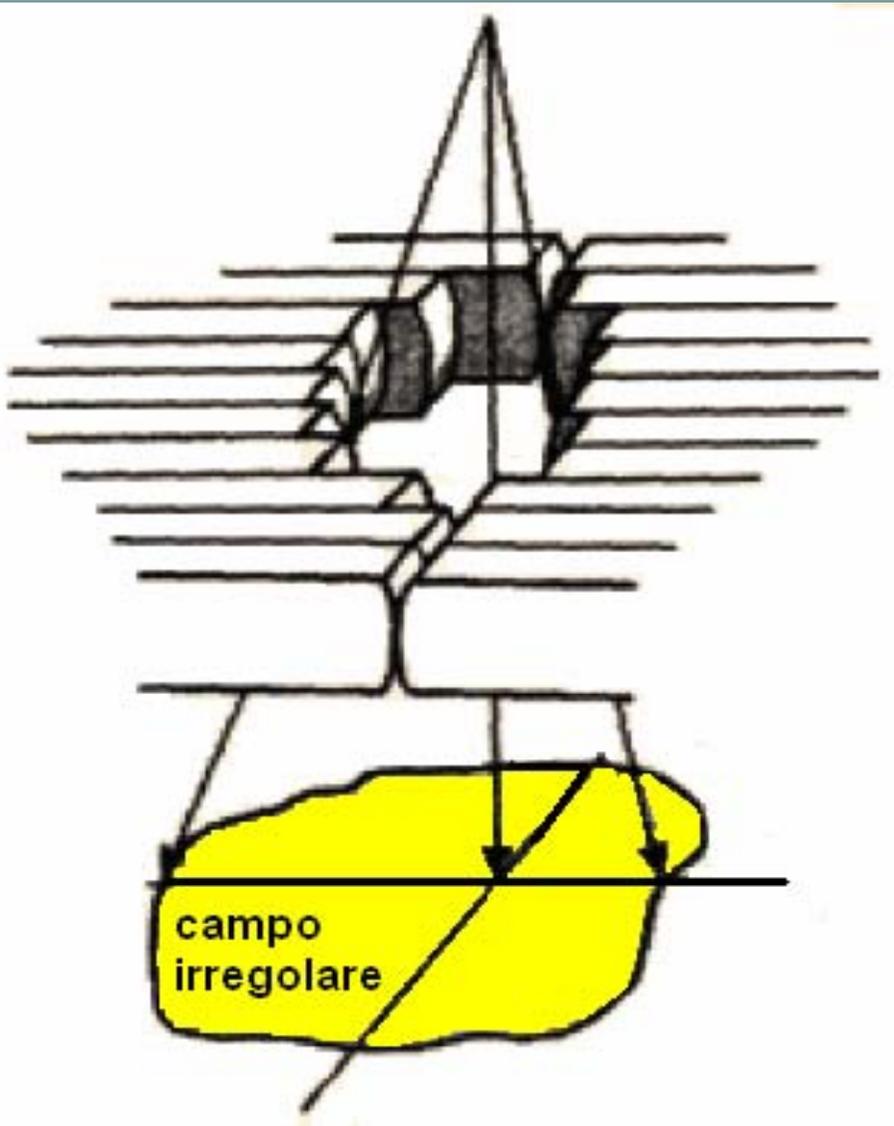


FUOCO GRANDE

Profili collimati di fotoni 15MV



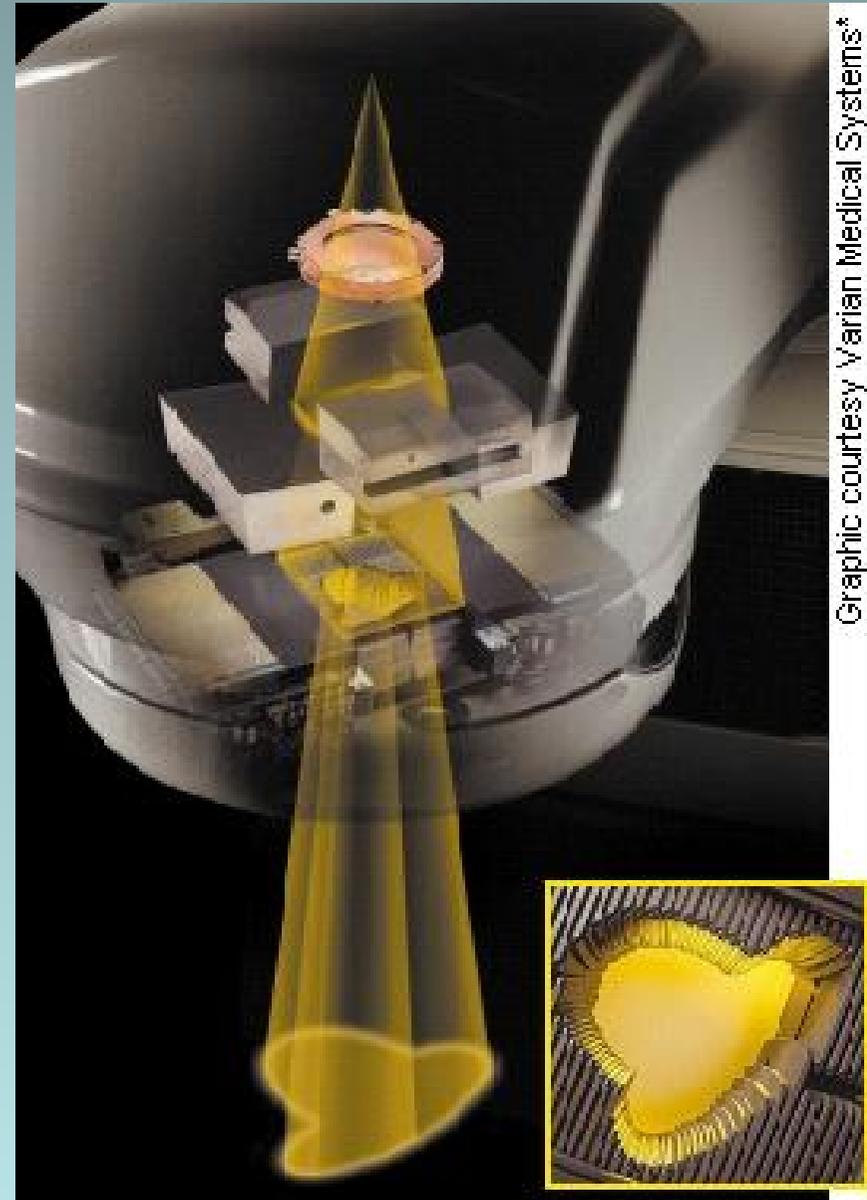
Collimatore Multi Lamellare (MLC)



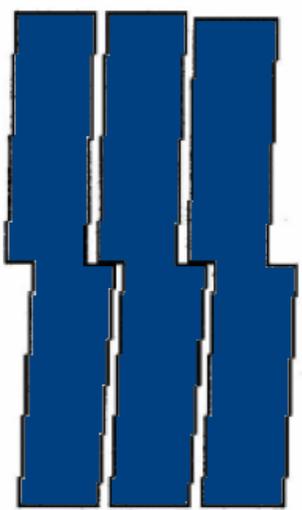
Il MLC consiste in due banchi contrapposti di lamelle attenuatrici, ciascuna delle quali può essere posizionata in maniera indipendente. Le lamelle devono essere :

- *sufficientemente spesse da consentire la necessaria attenuazione del fascio.*
 - *sufficientemente strette per fornire la necessaria risoluzione spaziale nella direzione perpendicolare al movimento delle lamelle: essa è solitamente 1cm nel piano dell'isocentro, ma può raggiungere anche i 2-5 mm per il micro mini MLC*
- La risoluzione spaziale nella direzione di movimento di ciascuna lamella è determinata dalla precisione del sistema di controllo ed è solitamente migliore di 1m*

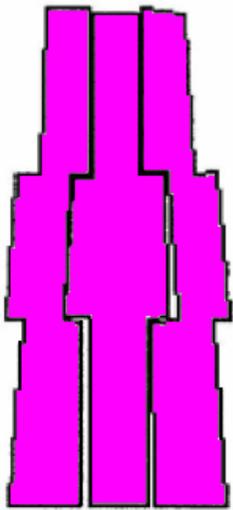
Testa di un Linac con Multileaf collimator (MLC)



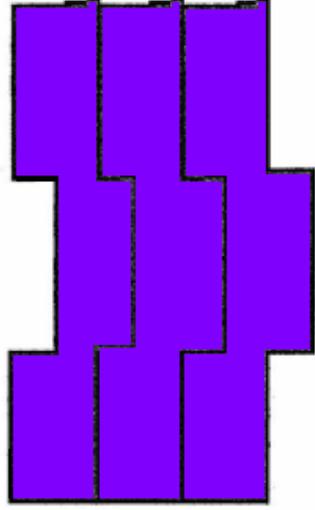
Collimatori multilamellari MLC Lato



ELEKTA



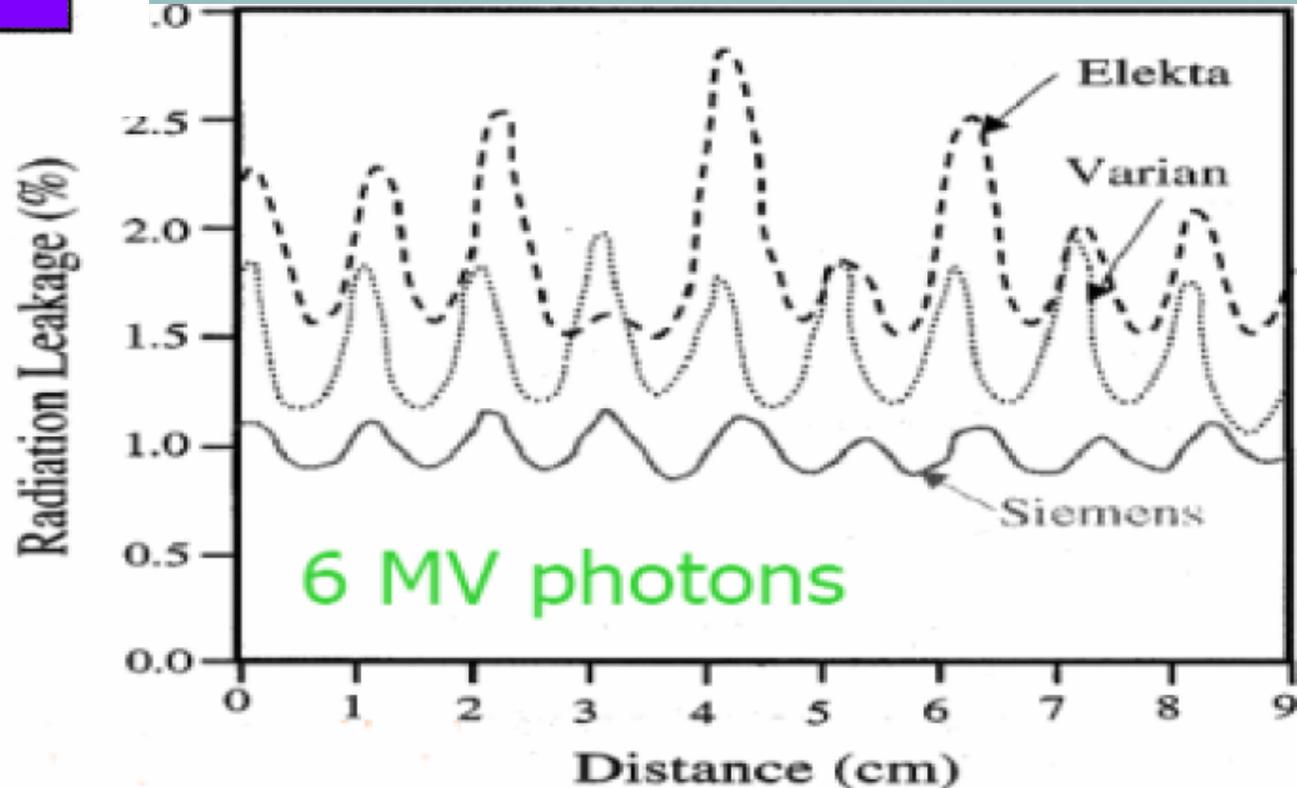
SIEMENS



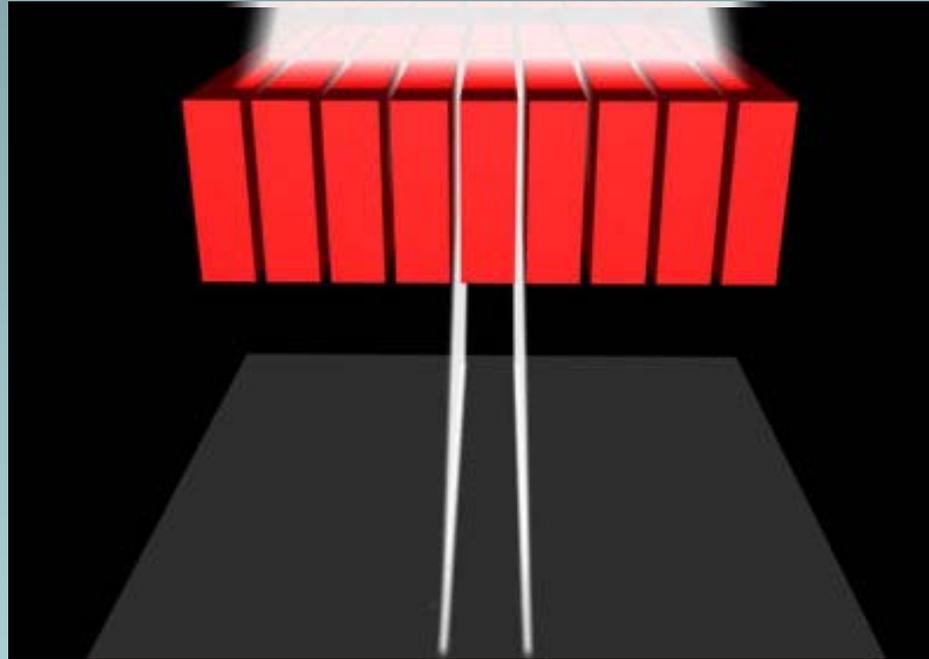
VARIAN

Tra una lamella e l'altra, per tutto lo spessore, ci deve essere un gioco per consentire il movimento dell'una a fianco dell'altra e questo consente una significativa trasmissione della dose che può essere minimizzata sagomando i fianchi della lamella:

- a gradino (stepped)
- a lingua (tongue)
- scanalatura (groove)



Cosa comportano i diversi tipi di profili delle lamelle



Profilo semplice

Collimatori multilamellari MLC

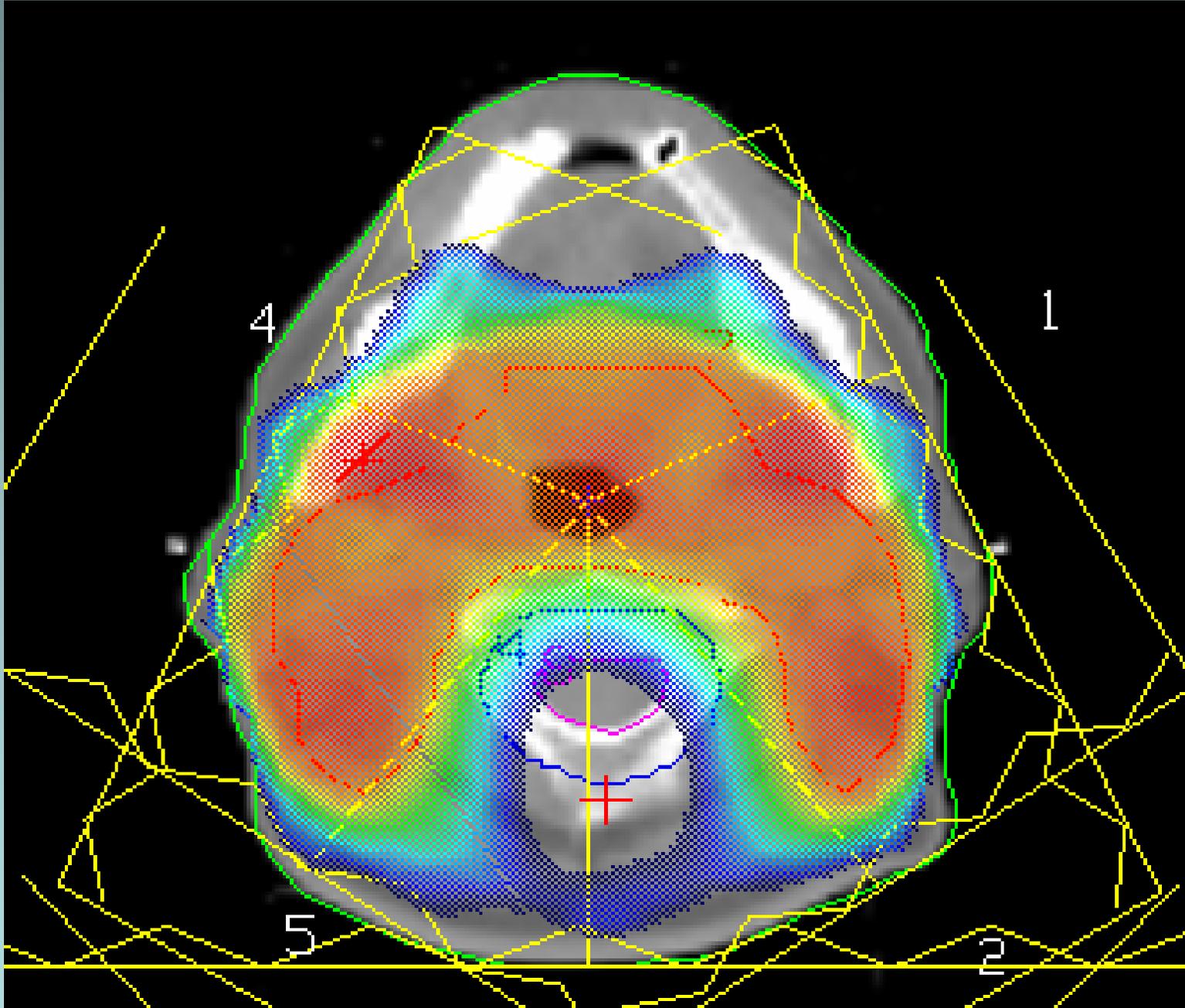


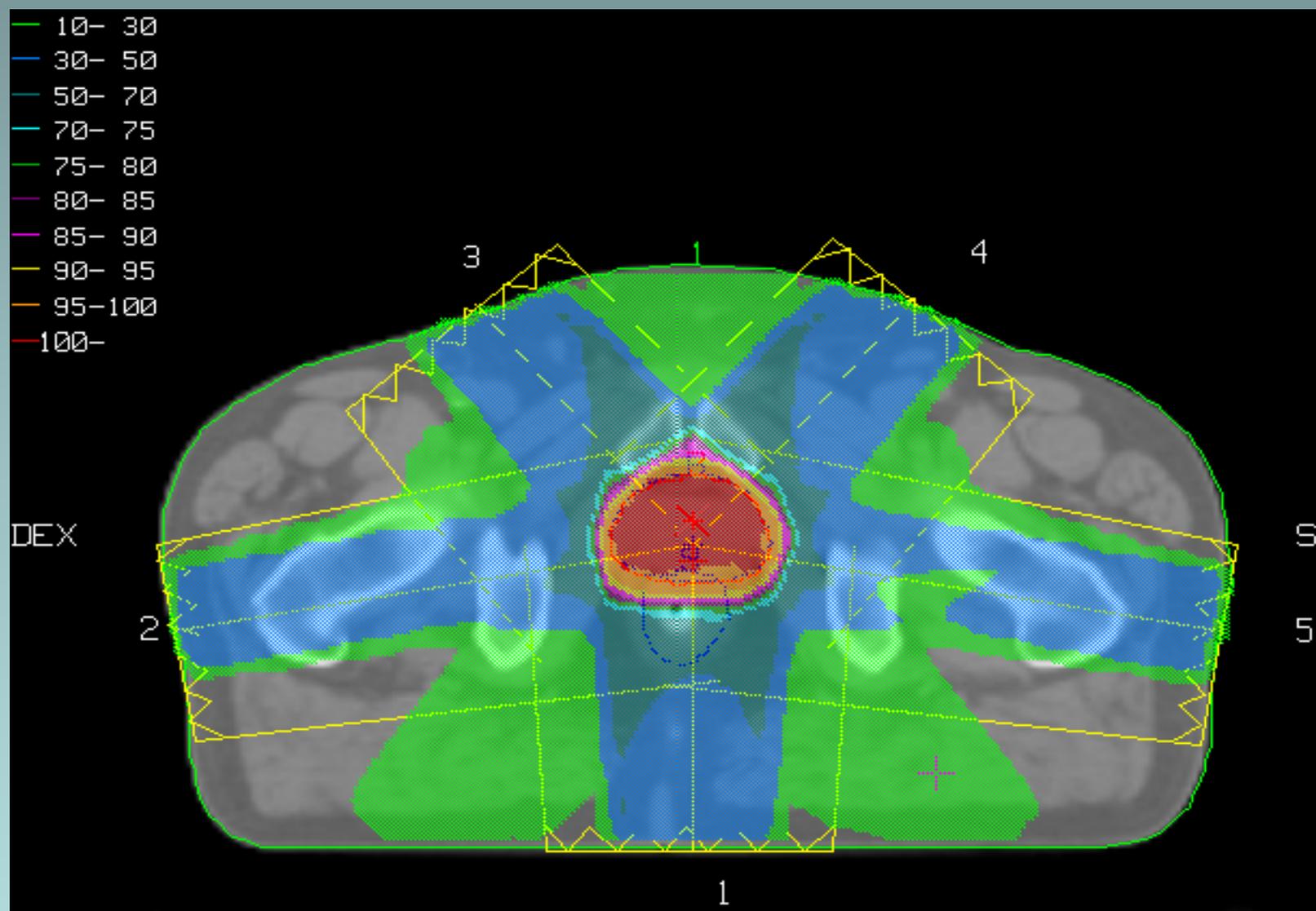
MICRO MLC lamelle di 1,6mm all'isocentro

IMRT

Radioterapia ad intensità modulata modulazione intensità del fascio radiante

- **Miglior Conformazione della dose a volumi con superfici concave**
- **Maggior risparmio dei tessuti sani circostanti**
- **Migliore uniformità della dose all'interno del target**



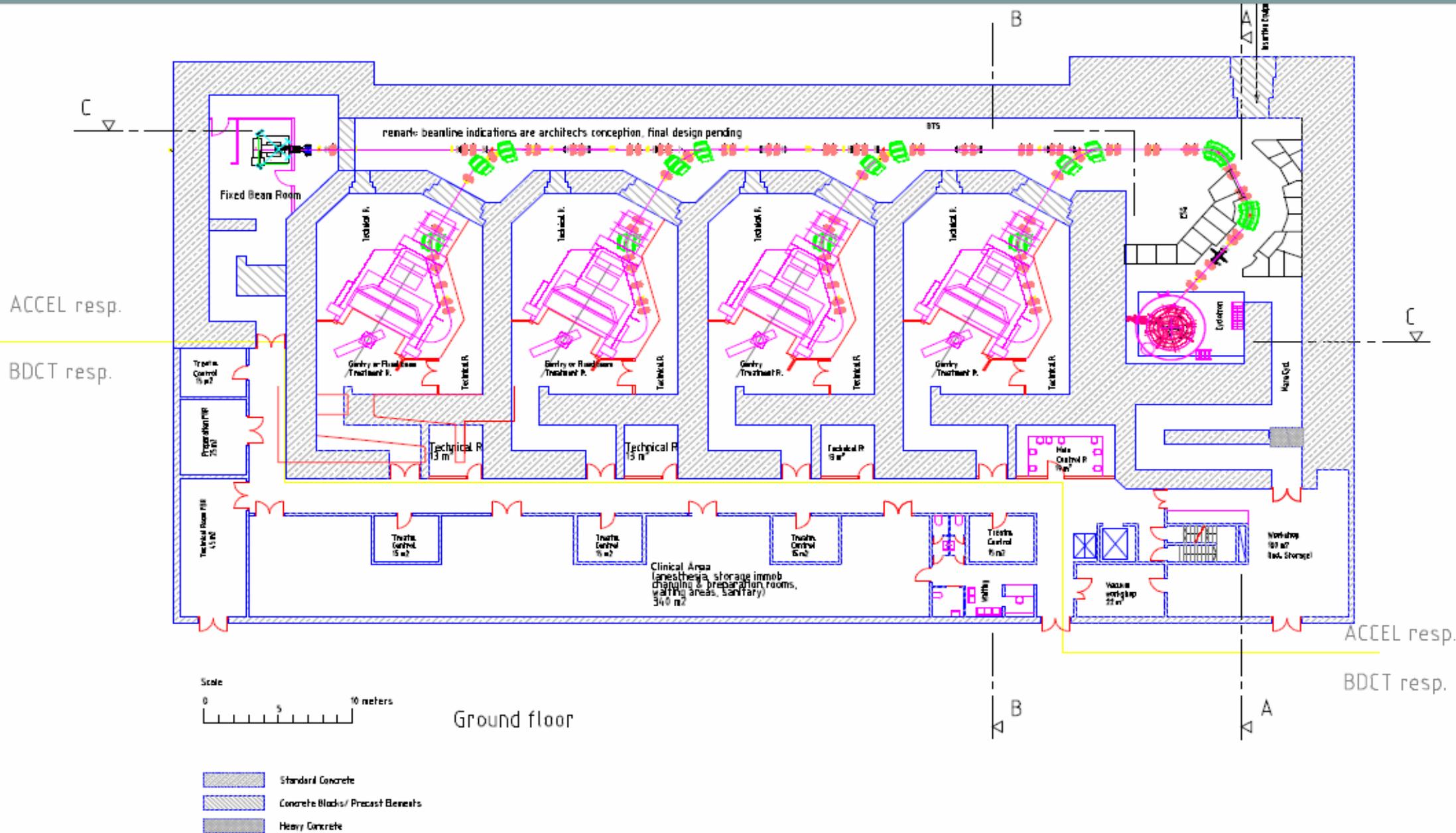


Acceleratori per Radioterapia con protoni

Centri di Adronterapia

Facility	Institution	Location	Country	Particle Type	Start of Treatments	End of Treatments	Patient Total	Date of Total
184" and BEVALAC	LBL	Berkeley	CA, USA	He	1957	1992	2054	
BEVALAC	LBL	Berkeley	CA, USA	C, Ne, Ar, Si	1975	1992	433	
HIMAC	NIRS	Chiba	Japan	C	1994		1601	Aug 03
SIS	GSI	Darmstadt	Germany	C	1997		205	Mar 04
PATRO	HIBMC	Hyogo	Japan	C	2002		30	Dec 02
HIRFL	IMP	Lanzhou	China	C, Ar	2004 ?			
HIT	University Clinic	Heidelberg	Germany	p, He, C, O	2007 ?			
	Med-AUSTRON	Vienna	Austria	p, C	2007 ?			
		Milano	Italy	p, C	2008 ?			
		Lyon	France	C	?			
		Stockholm	Sweden	heavy ions	?			

Layout di un Sistema di protonterapia

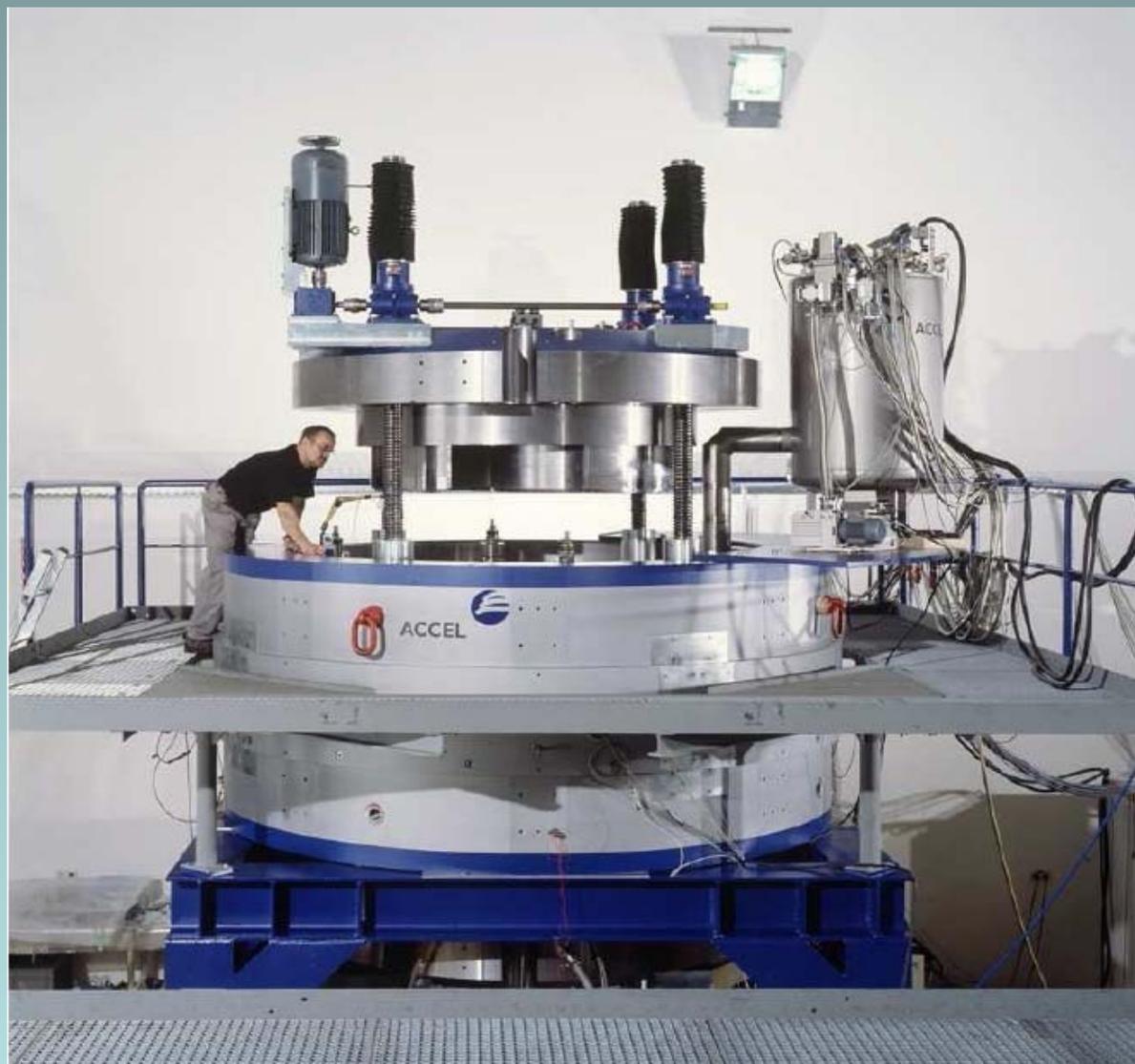


Ciclotrone

Energia circa 250 MeV

Corrente estratta 500 nA (fino a 1 mA se necessario)

Efficienza di estrazione >80%



Ciclotrone superconduttore 250-MeV presso ACCEL/VARIAN

Gantry e Lettino per il Trattamento

Dimensioni del Gantry

Dimensioni esterne:

Diametro massimo:

10.0 m

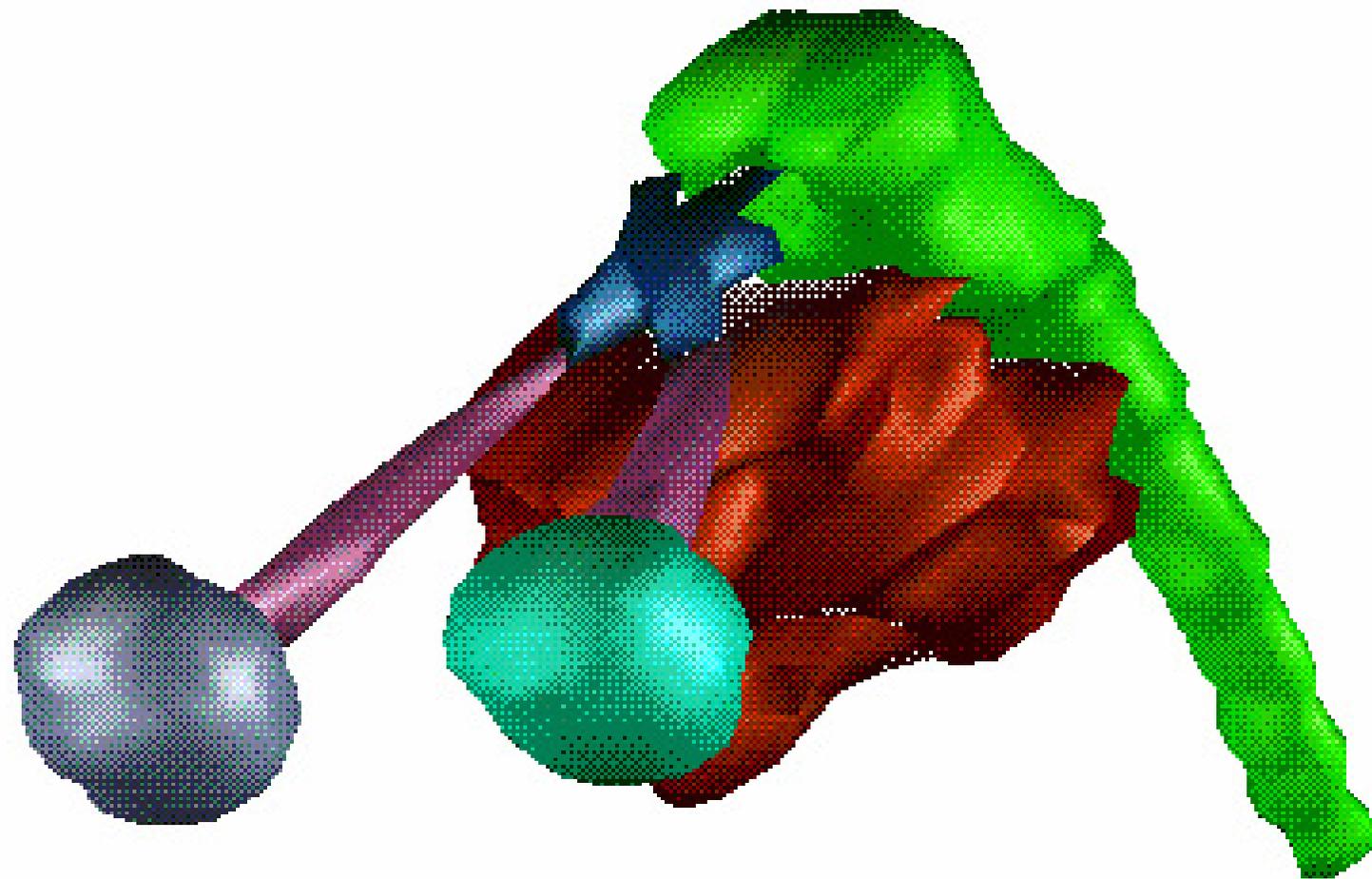
Lunghezza massima:

10.2 m



Applicazioni cliniche

- Le caratteristiche specifiche di adroni carichi: un range finito, adattabile, una dose massima netta alla fine del range e la possibilità di utilizzare il fascio con precisione.
- Tutto ciò rappresenta un vantaggio per quei siti tumorali per cui è vantaggiosa una alta conformazione del target.

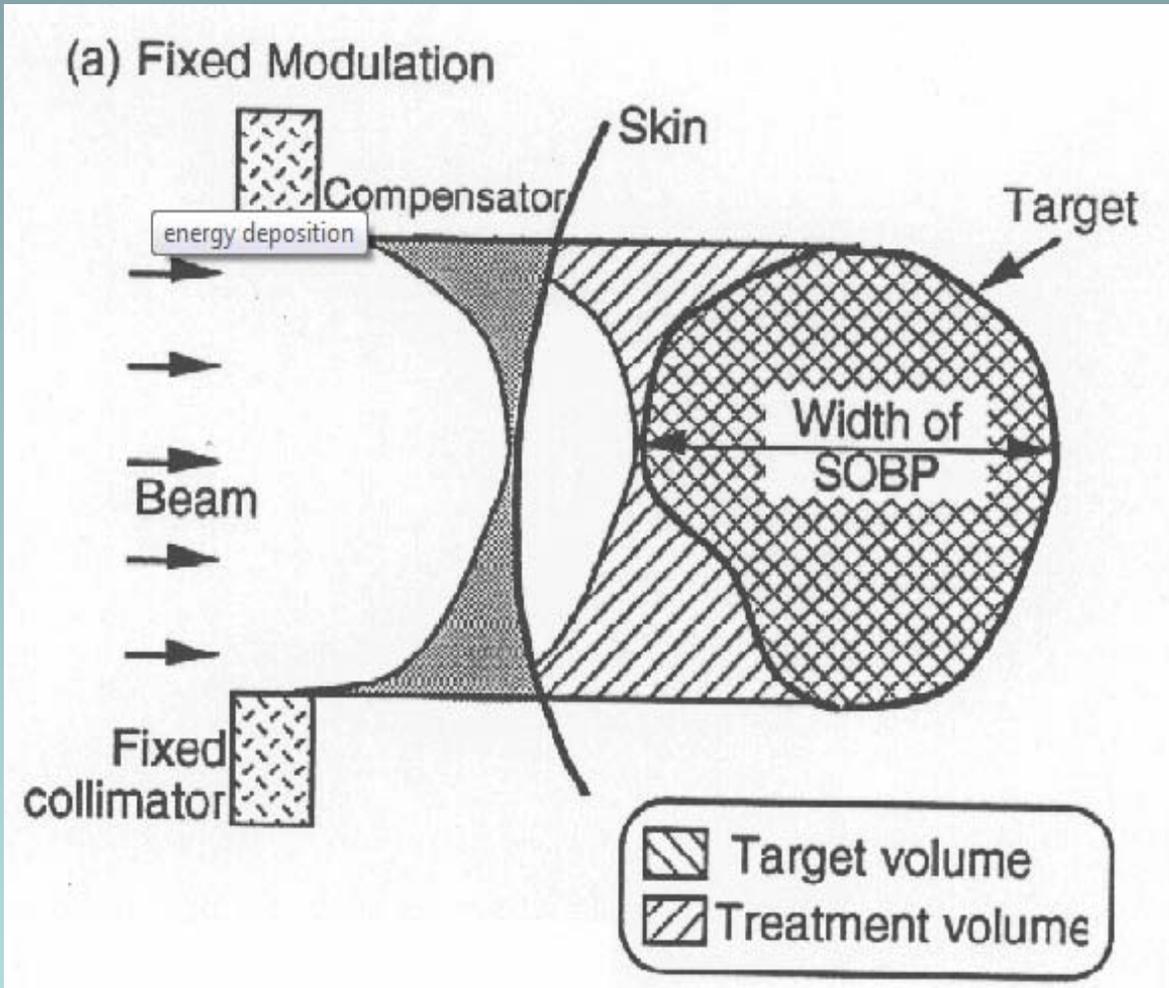


TECNICHE DI RILASCIO DELLA DOSE

- La dose rilasciata al paziente può essere suddivisa in tecniche di rilascio di dose attiva e passiva.
- **Tecniche di rilascio di dose passiva**

Molte strutture usano un campo aperto di particelle prodotto dalla diffusione di fogli diffusori o magneti. Il campo è collimato sulla forma laterale del tumore attraverso appositi collimatori o MLC. Il range delle particelle è adattato al bordo distale del tumore inserendo un materiale assorbitore davanti al fascio. Per aggiustare la distribuzione di dose su un particolare target vengono utilizzati dei compensatori con forme individuali.

Tecniche di rilascio passivo della dose

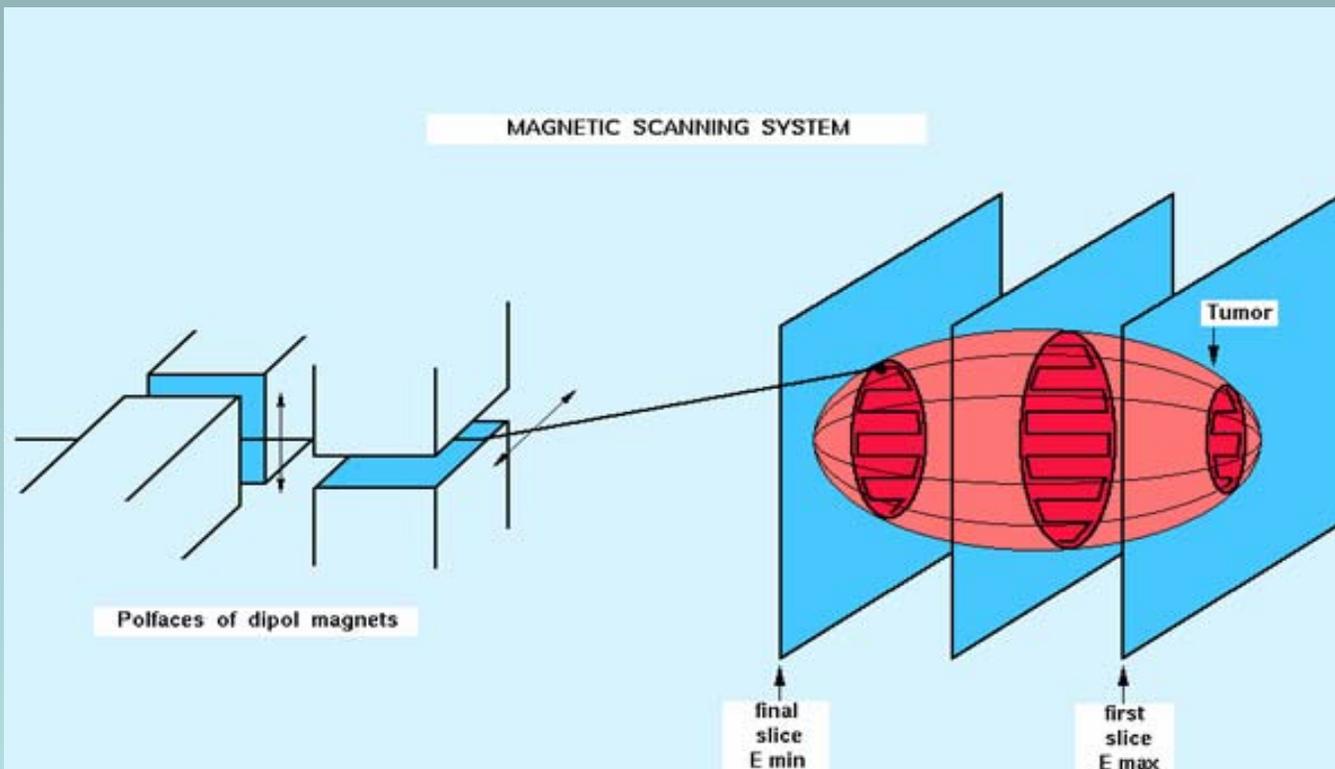


Il campo di radiazione è conformato con un collimatore ed un bolo compensatore.

la distribuzione di dose non è omogenea all'interno del target; viene irradiato un volume esterno.

Tecniche di rilascio attivo della dose

Attualmente la tecnica più avanzata di somministrazione di dose per particelle è **intensity-controlled raster-scan technique**, con variazione attiva dell'energia delle particelle.



Il fascio scansiona la sezione trasversale del tumore usando una coppia di dipoli magnetici

Tecniche di rilascio attivo della dose

Variando l'energia è di fatto possibile regolare il range delle particelle irradiando il tumore per singole slices.

Dopo l'irradiazione di una fetta, l'energia delle particelle viene cambiata e viene irradiata la fetta successiva.

Questo, abbinato al sistema di conformazione attiva della dose, consente una distribuzione "conformata".

A differenza del metodo passivo non sono richiesti collimatori con forme individuali o compensatori.

In particolare, la dose può essere distribuita in modo uniforme all'interno del volume bersaglio.

Intensity-controlled raster-scan technique

