

Applicazioni della Fisica in ambito medico:

Radioterapia II - Elettroni

*Unità di Staff di Fisica Sanitaria
Azienda USL Umbria 1*



Al di là' della ovvia considerazione che la

FISICA MEDICA

comprende tutti i campi della fisica
applicata alla medicina,
al suo interno la

FISICA DELLE RADIAZIONI

UTILIZZATE A SCOPO MEDICO

ha storicamente giocato e continua a giocare un
ruolo particolare e privilegiato, tanto da

IDENTIFICARSI QUASI

COMPLETAMENTE CON ESSA



La correlazione fra la fisica delle radiazioni ionizzanti e la medicina è praticamente concomitante con la loro scoperta



1895 : Wilhelm Conrad Röntgen scopre i **raggi X**
e la possibilità di ottenere delle radiografie



1896 : il medico Victor Despeignes (a Lione) annuncia il **primo trattamento del cancro con i raggi X**.

1898 : Pierre e Marie Curie scoprono il **radium**



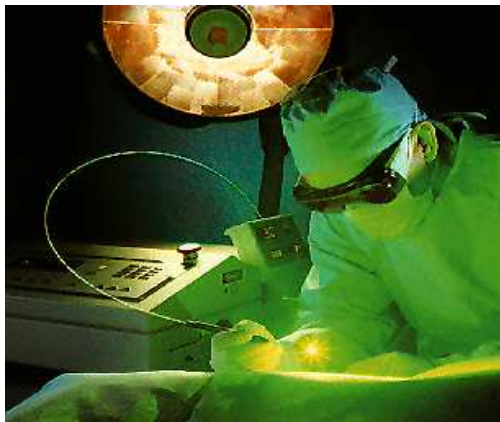
1905: Viene riconosciuta a livello scientifico l'azione benefica del **trattamento col radium dei tumori della pelle**

Accanto alle applicazioni delle radiazioni non ionizzanti nella terapia ...

Radiazione
visibile (laser)



Applicazioni chirurgiche



Radiazione
ultravioletta



Fotochemioterapia



Radiofrequenze

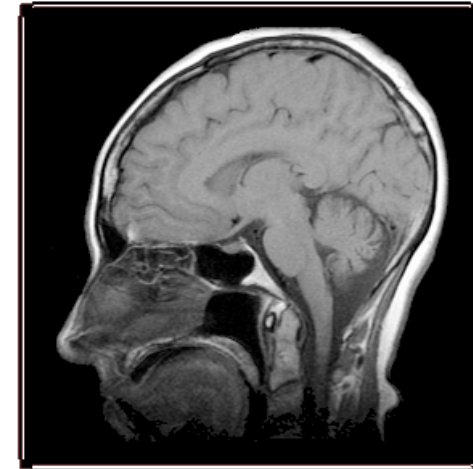


Terapia "fisica"



Risonanza magnetica

Imaging basato sull'assorbimento e l'emissione di energia nel range delle radiofrequenze



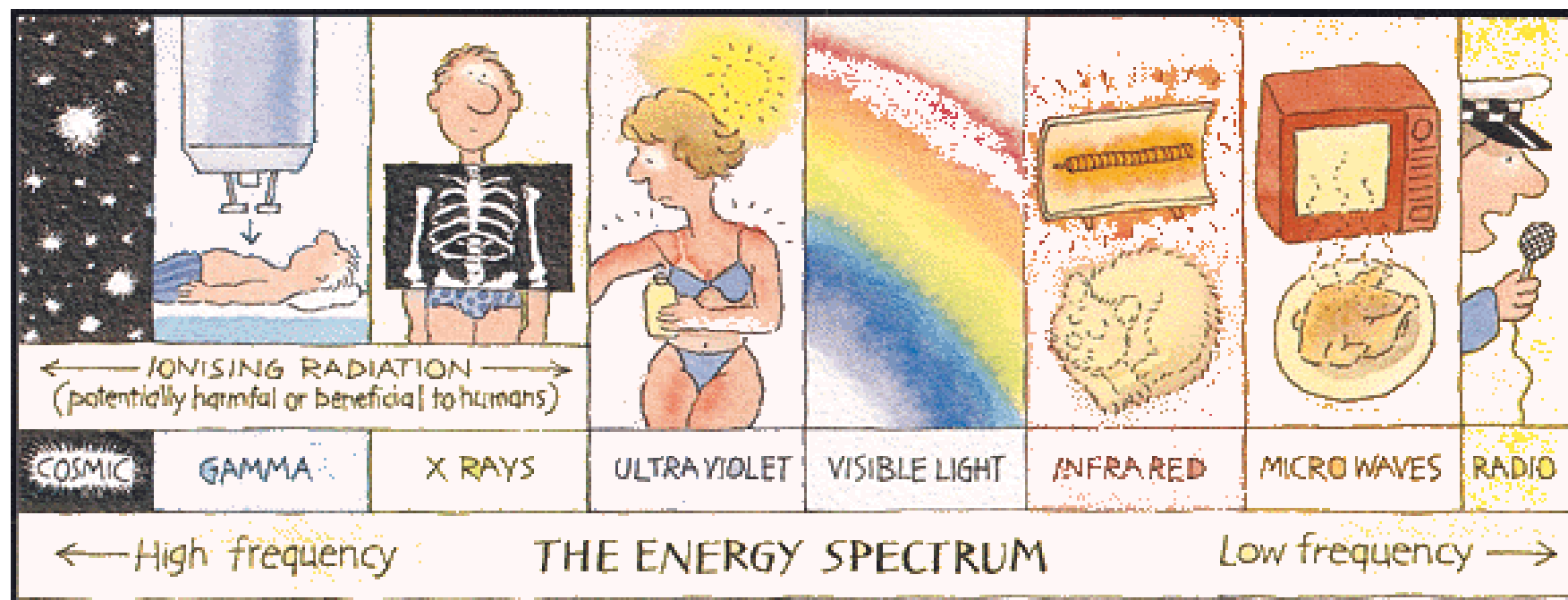
(oltre agli ultrasuoni)

Ecografia

Immagine generate dagli **echi** prodotti nell'interazione coi tessuti di **un fascio** di ultrasuoni



... sono soprattutto le **radiazioni ionizzanti** ad avere ampie applicazioni in medicina



Attualmente l'uso delle radiazioni ionizzanti e' fondamentale nei processi di diagnosi e di **terapia**



Fasci di radiazioni di alta energia (normalmente X, γ , elettroni, in alcuni centri di ricerca protoni o ioni) prodotti da radionuclidi o da acceleratori di particelle



Sorgenti radioattive sigillate introdotte in via permanente o temporanea all'interno del corpo

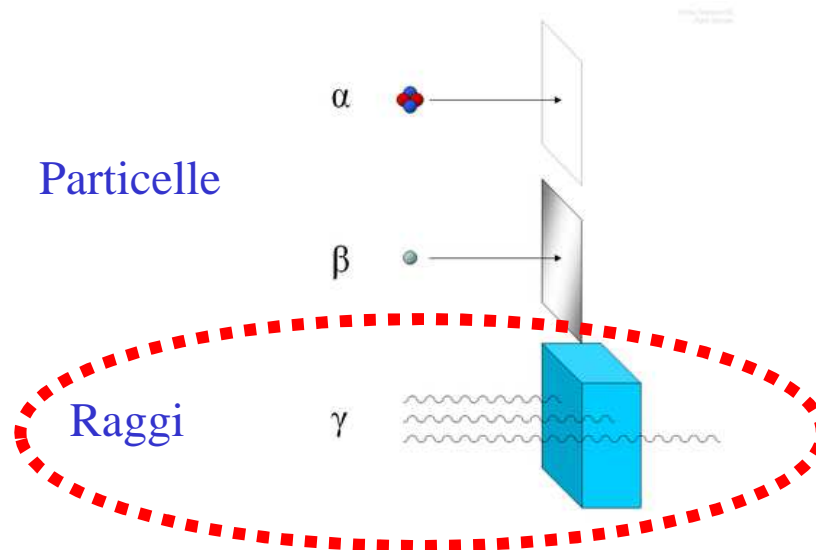
Sorgenti radioattive non sigillate veicolate all'interno del corpo da farmaci o da anticorpi

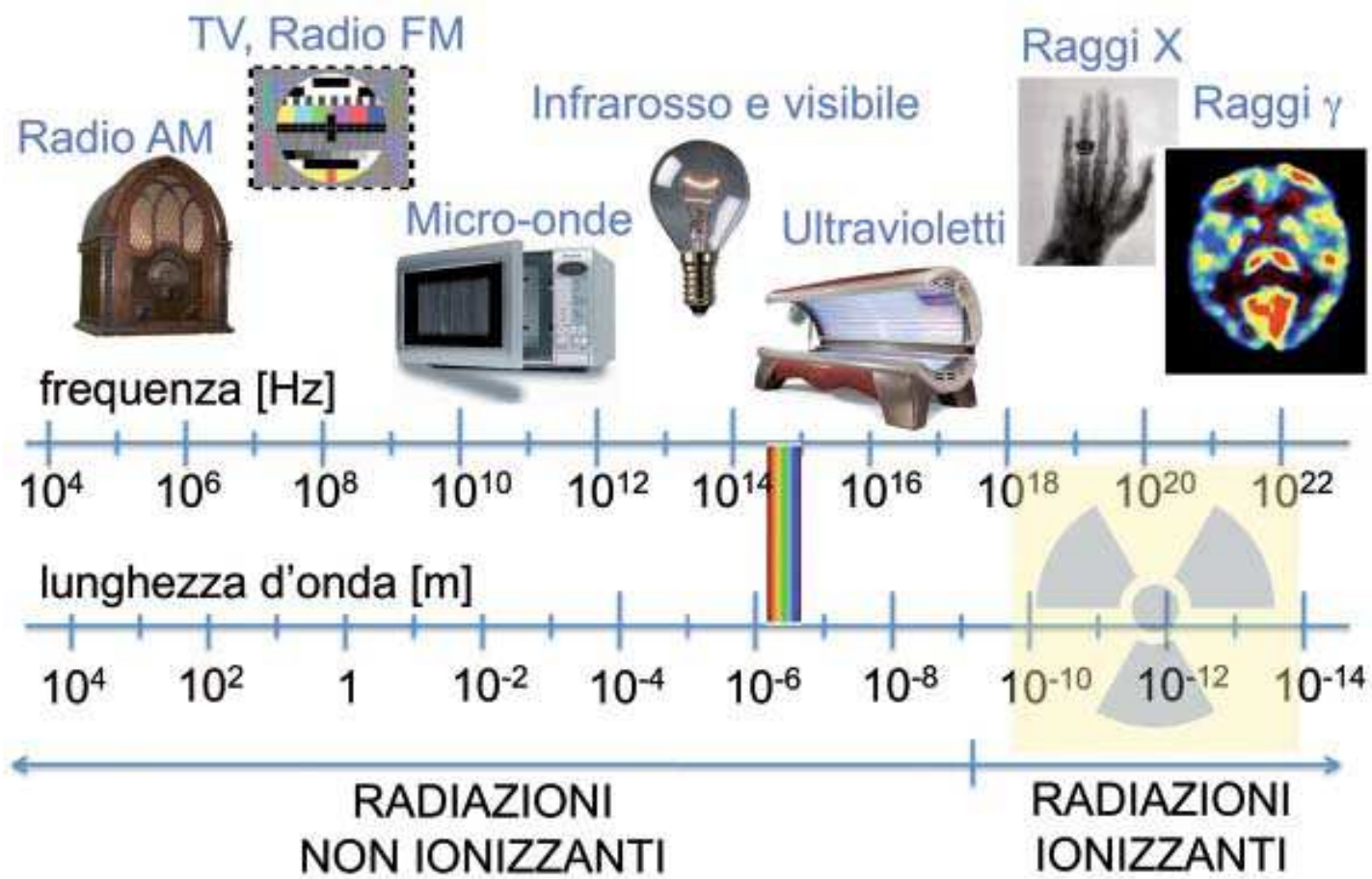
cedono grandi quantita' di energia alle cellule per distruggerle

Cosa sono le radiazioni ionizzanti?

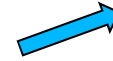
sono quelle **radiazioni** dotate di sufficiente energia da poter **ionizzare** gli **atomi** (o le **molecole**) con i quali vengono a contatto

Convenzionalmente si considerano ionizzanti le radiazioni con frequenza $> 7.5 \cdot 10^{14} \text{Hz}$





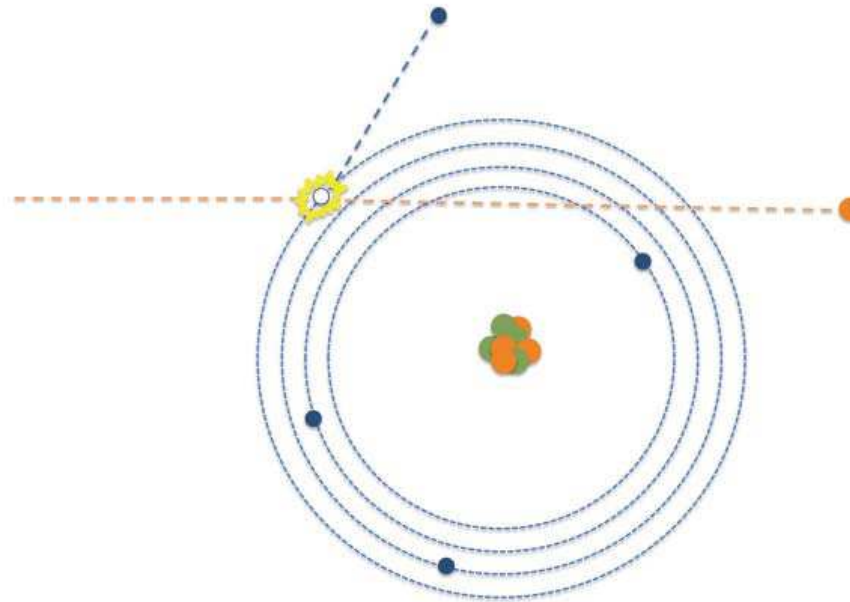
Una radiazione è definita **ionizzante** se durante un'interazione può trasferire alla materia un'energia sufficientemente elevata da romperne i legami atomici o molecolari, così da modificarne lo stato chimico



Radiazioni direttamente ionizzanti

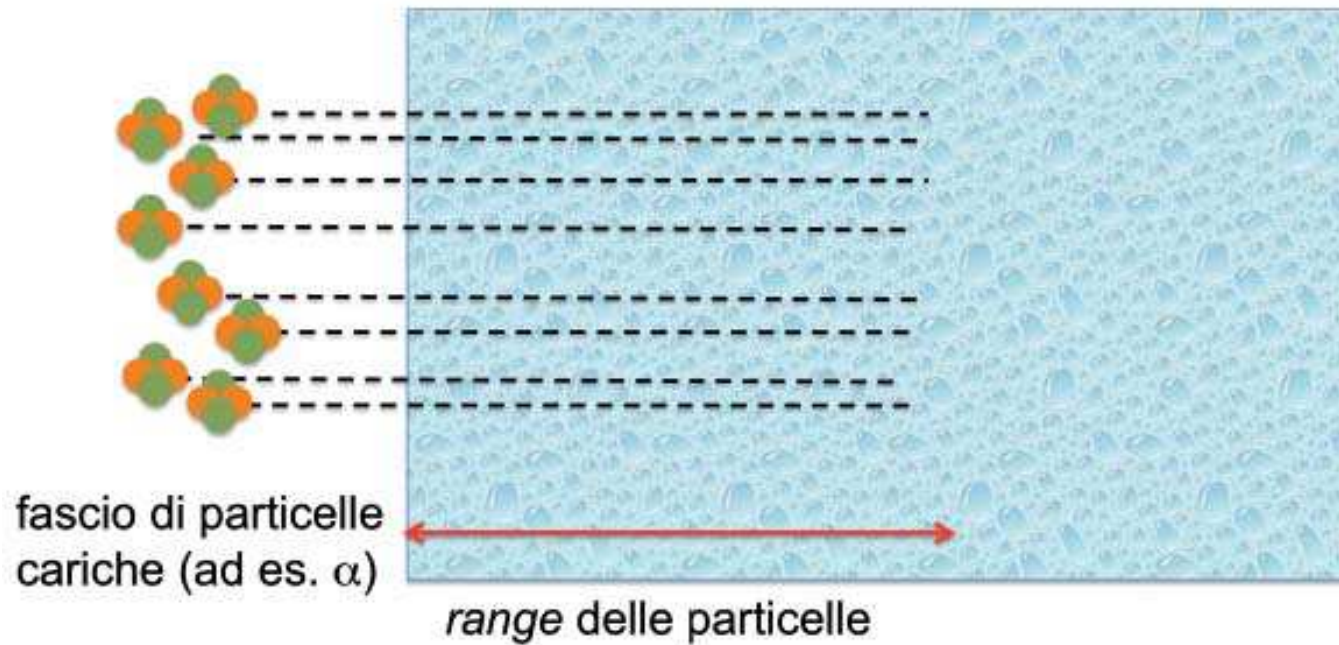


Radiazioni indirettamente ionizzanti

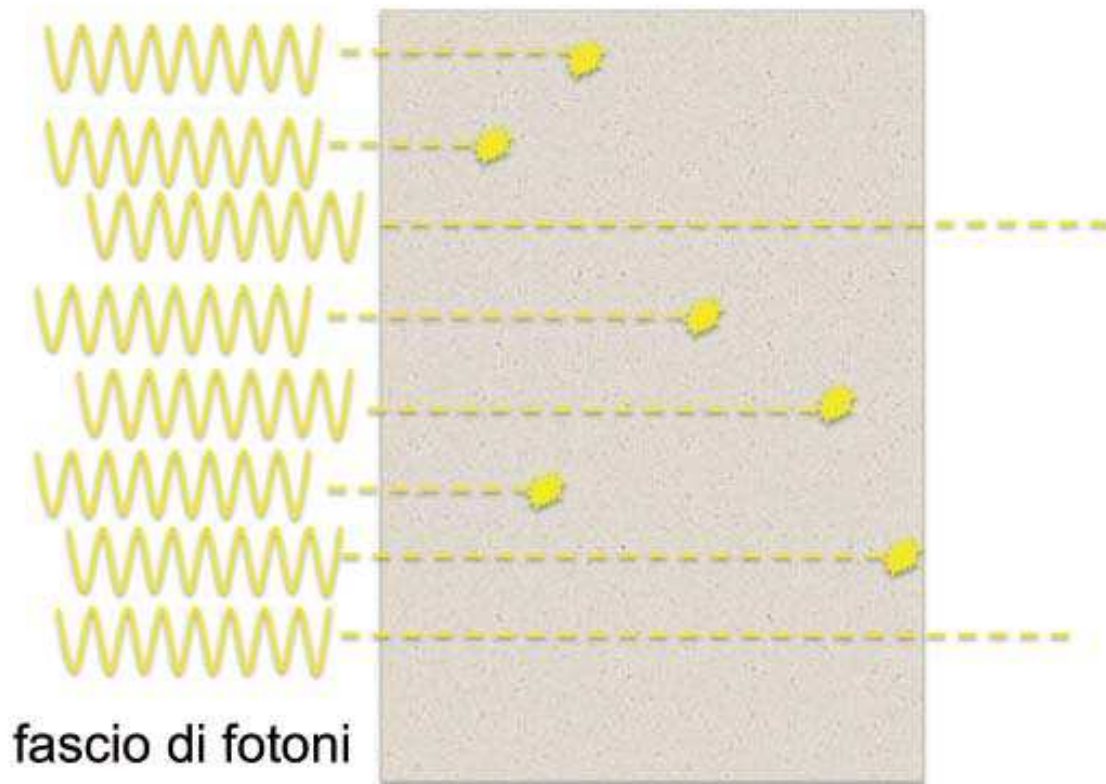


la **cessione** di energia di fotoni e neutroni nella materia avviene attraverso due passaggi:

- interazione con la materia e formazione di radiazione secondaria carica
- interazione con la materia della radiazione secondaria carica



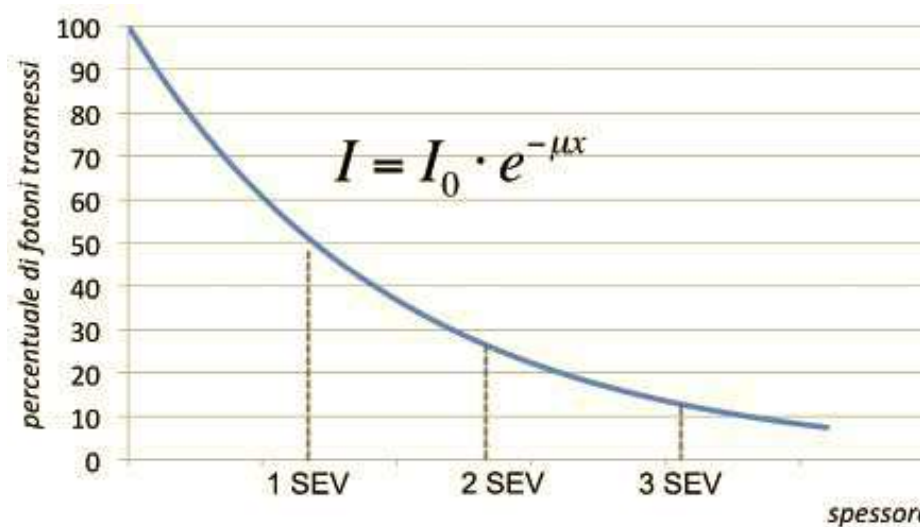
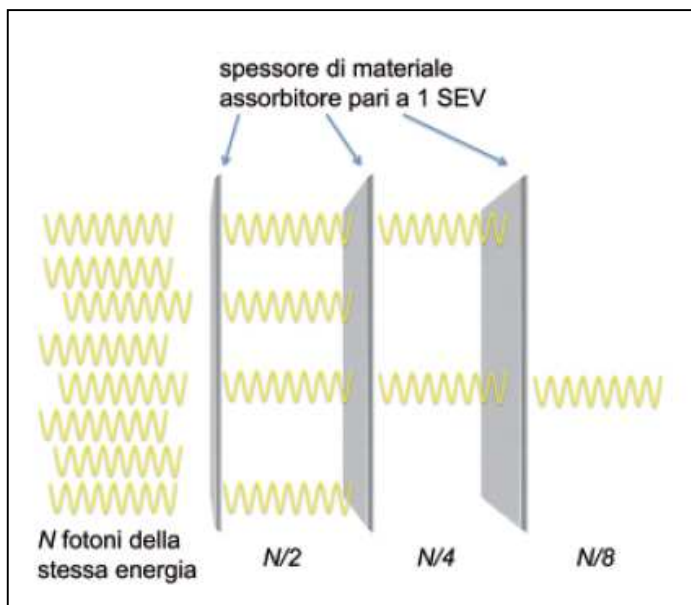
nel caso dei fotoni non ha senso parlare di *range poiché*,
*a causa della natura intrinsecamente **probabilistica*** delle
loro interazioni, anche fotoni con la stessa energia
possono percorrere distanze assai differenti prima
dell'interazione con il mezzo materiale attraversato



Energia fotoni	Acqua (cm)	Cemento (cm)	Piombo (cm)
0.1 MeV	4	2	0.01
0.5 MeV	7	3.5	0.4
1.0 MeV	10	4.5	0.9
3.0 MeV	18	9	1.6

SEV di acqua, cemento e piombo per fotoni a diverse energie

Per esprimere la capacità di attenuazione di un fascio di fotoni si definisce lo **Spessore EmiValente (SEV o HVL dall'inglese Half Value Layer)** ovvero lo spessore di un determinato materiale in grado di dimezzare l'intensità (il numero di fotoni) di un fascio che lo attraversa.

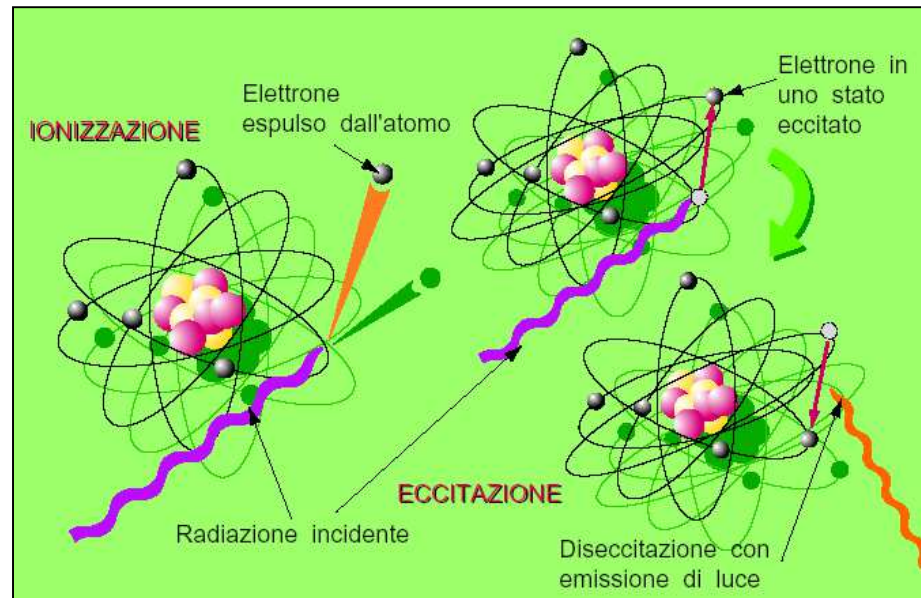


Effetto fotoelettrico

P = probabilità di interazione per effetto fotoelettrico
(sezione d'urto)

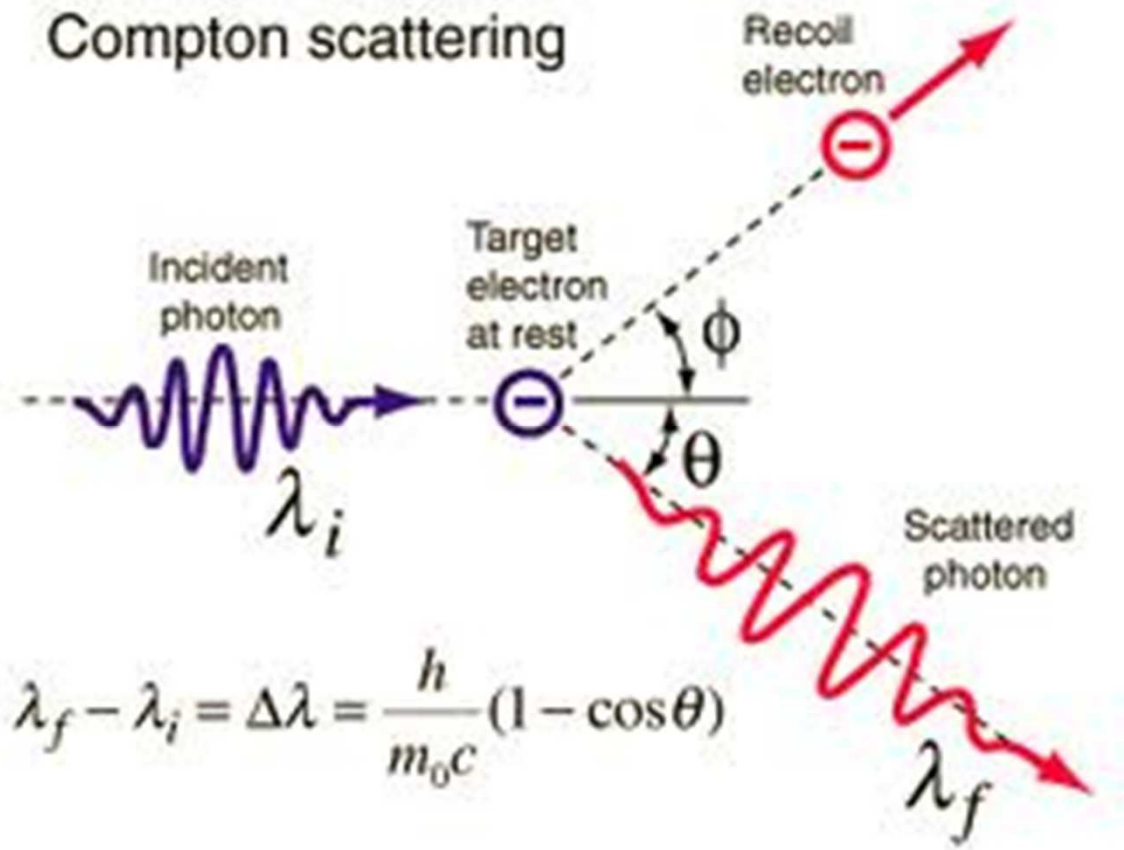
Numero atomico

$$P \propto \frac{Z^4}{E^3}$$



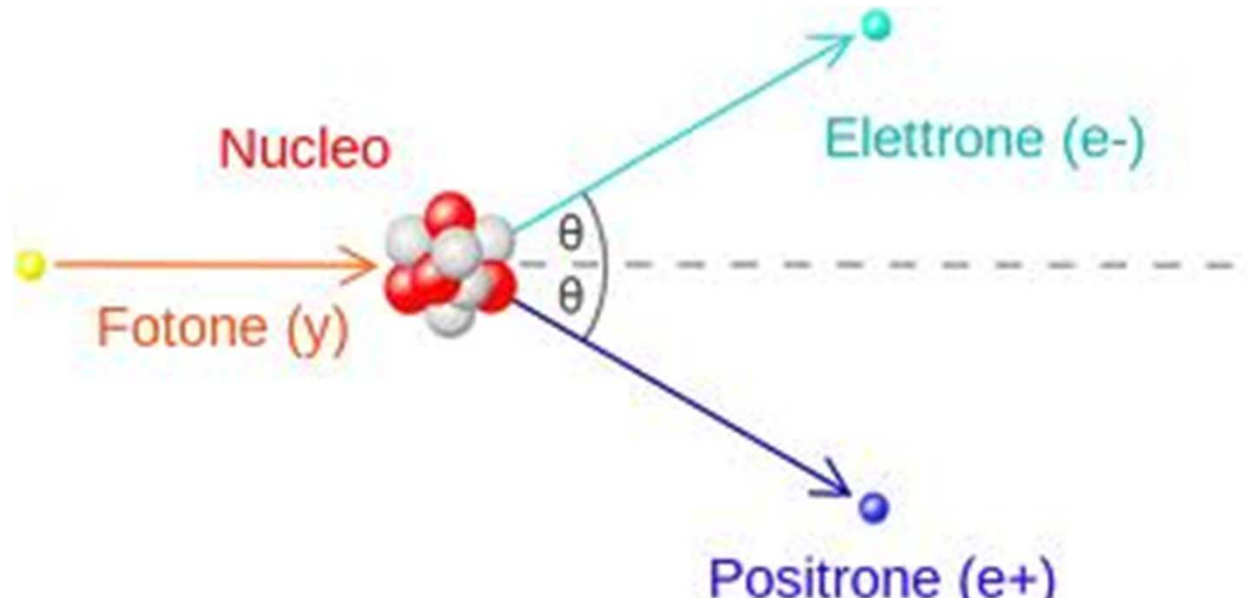
Energia del fotone incidente

Scattering Compton

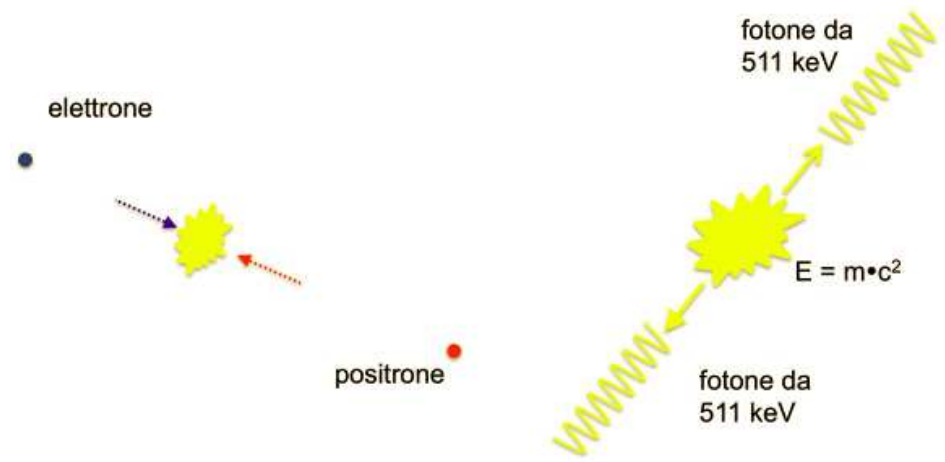


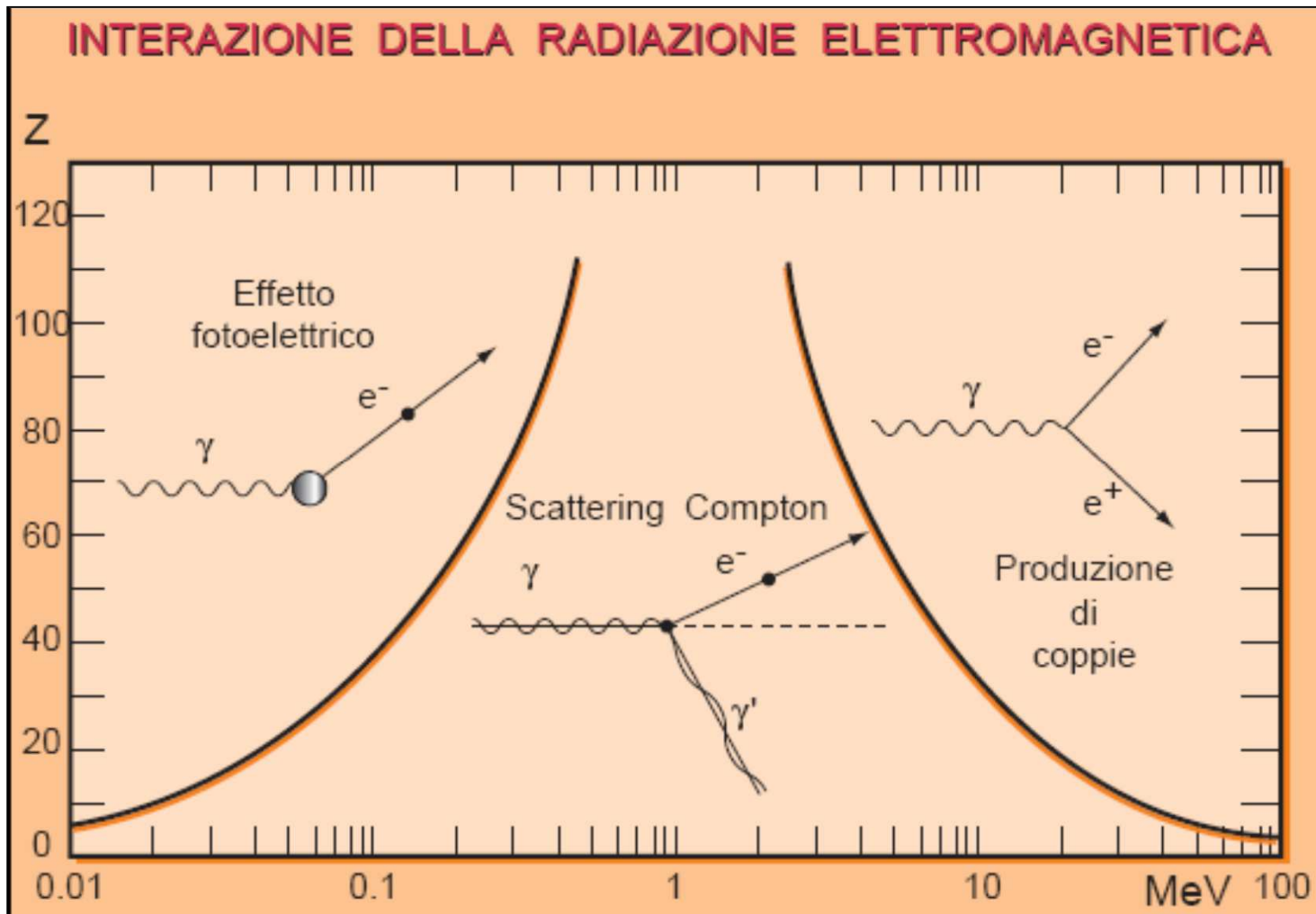
$$P \propto \frac{Z}{E}$$

Produzione di coppie



$$P \propto Z^2 \ln E$$



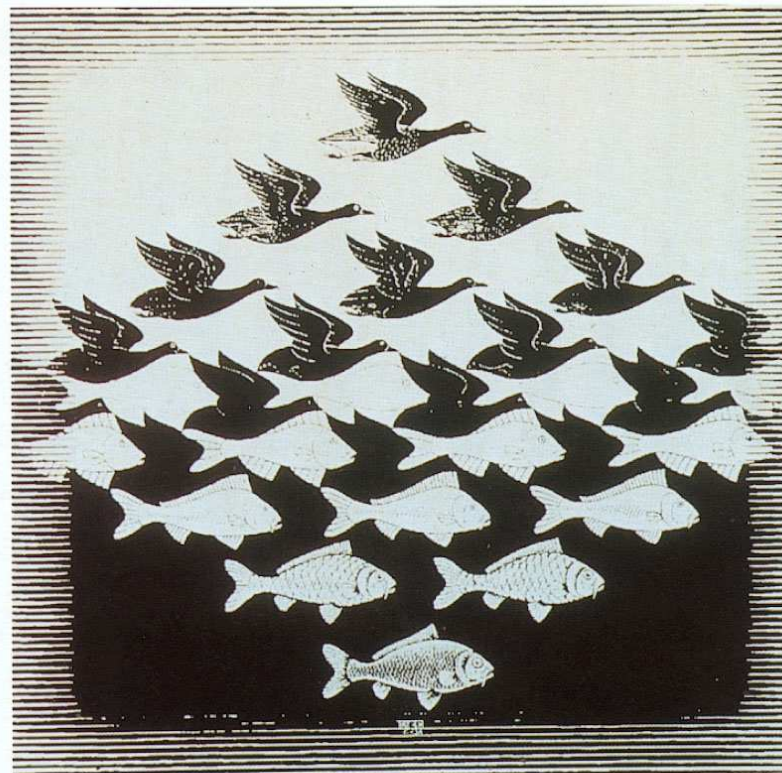


le radiazioni ionizzanti possono
danneggiare le cellule...

... ma possono essere molto utili



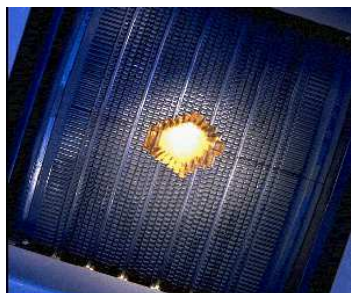
1933 - Ex voto di un paziente guarito da un
trattamento di cobaltoterapia



M.C. Escher, *Sky and water I*, 1938

... e perciò, già' dall'inizio del secolo
sono state utilizzate per la terapia
dei tumori

La **radioterapia** è quella branca della medicina specialistica che impiega le radiazioni ionizzanti per produrre un effetto radiobiologico distruttivo sul tessuto neoplastico



RAZIAZIONI UTILIZZATE IN RADIOTERAPIA

- **Fotoni di alta energia** (MeV) : raggiungono regioni profonde
- **Elettroni** (MeV) : raggiungono regioni poco profonde e poi si attenuano rapidamente nel tessuto
- **Protoni** (MeV) : depositano la maggior parte della dose in profondità

DISTRETTO CORPOREO

polmone

fotoni da 18 MV

mammella

fotoni da 6 MV

neoplasie superficiali

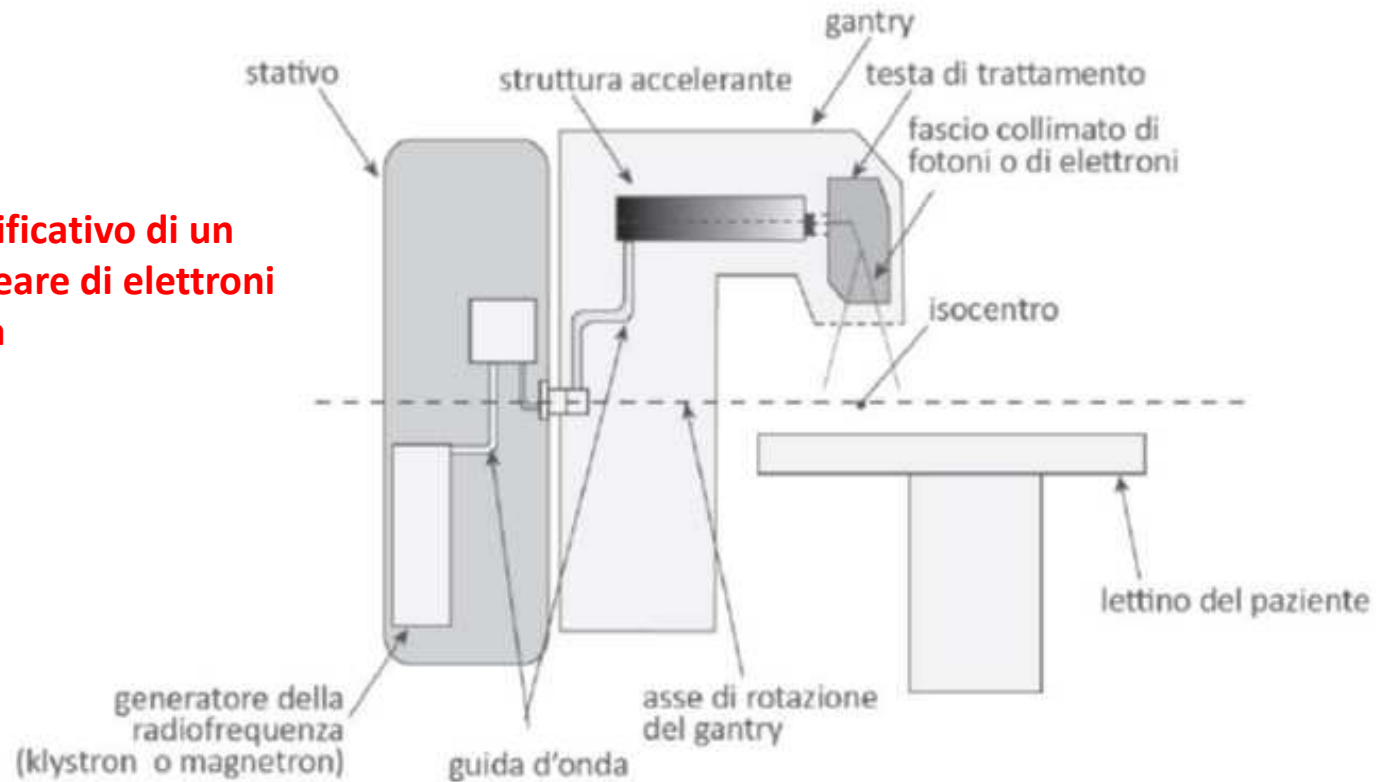
elettroni (6-9-12 MeV)

Le radiazioni sono generate da:

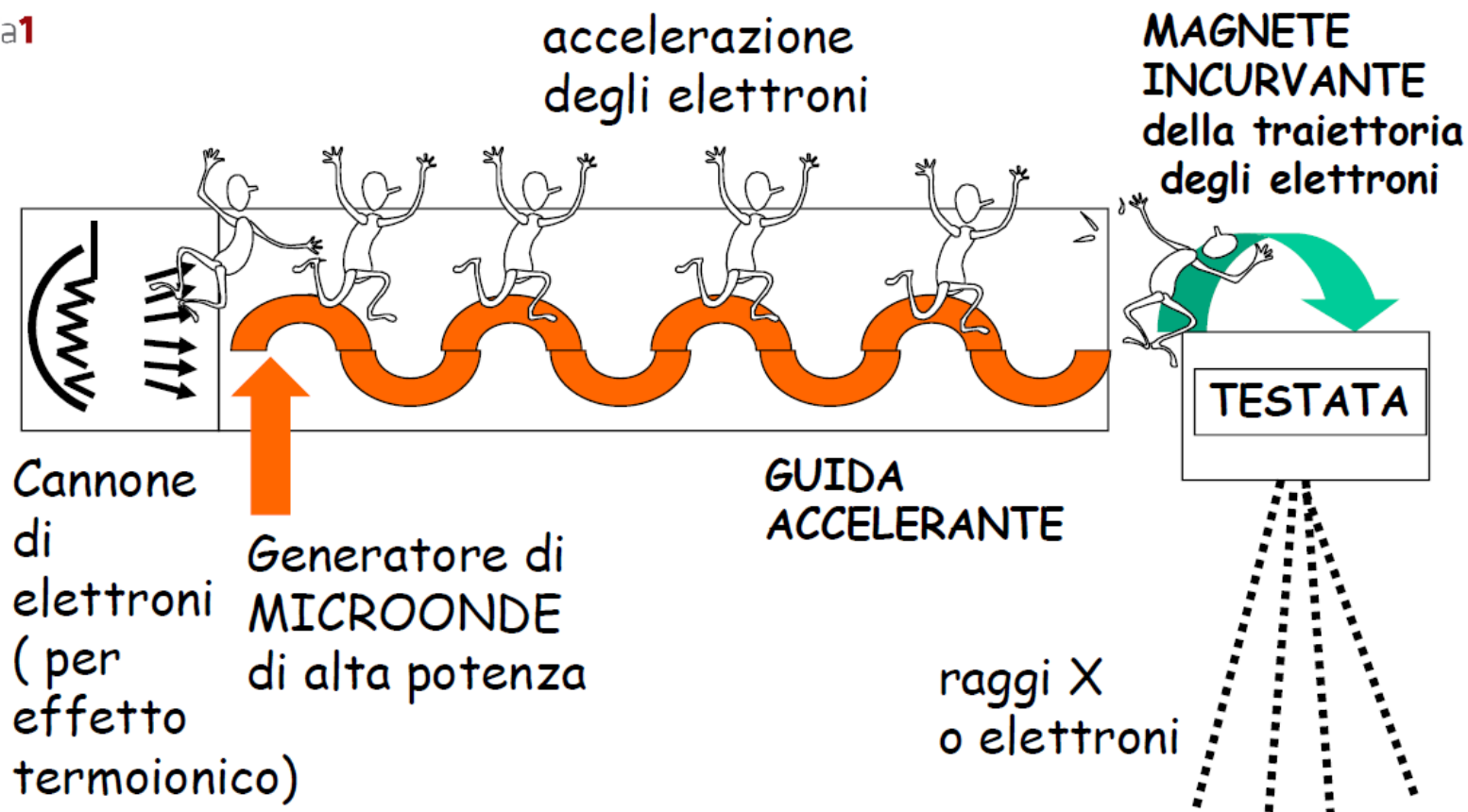
1. **Acceleratori lineari** ad uso medico (fotoni, elettroni)
2. **Sincrotroni** (protoni)
3. **Tubi radiogeni**



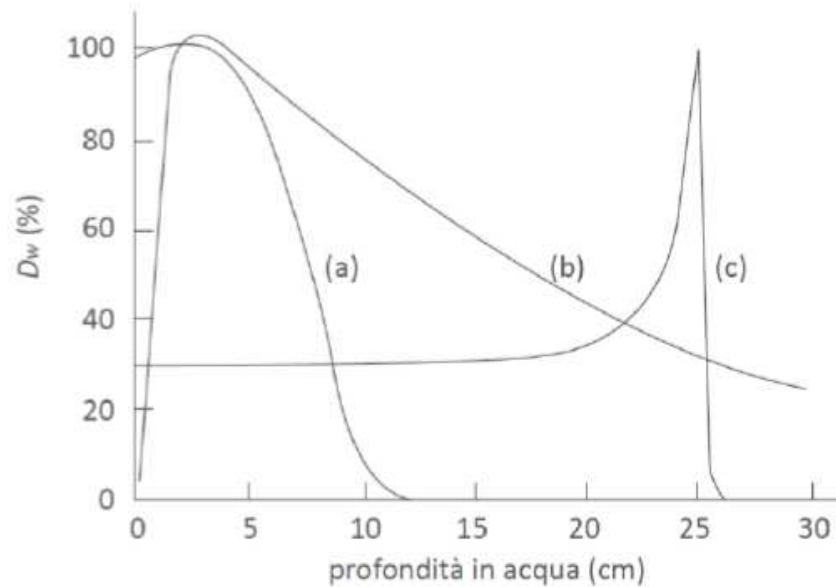
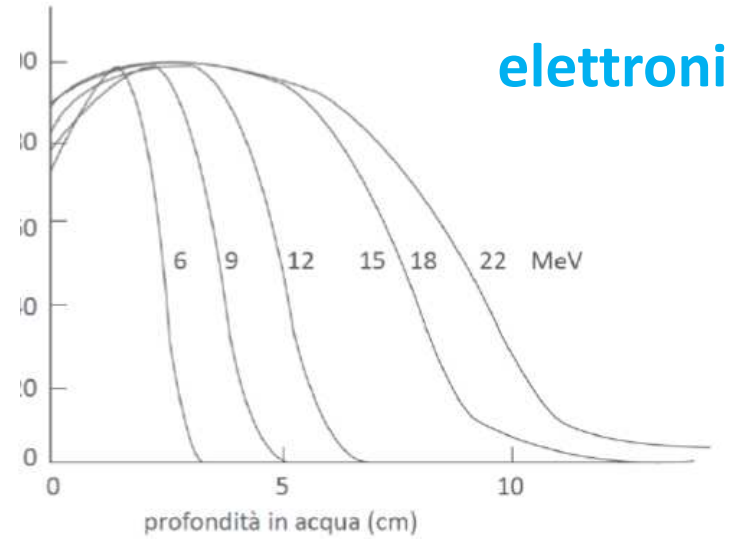
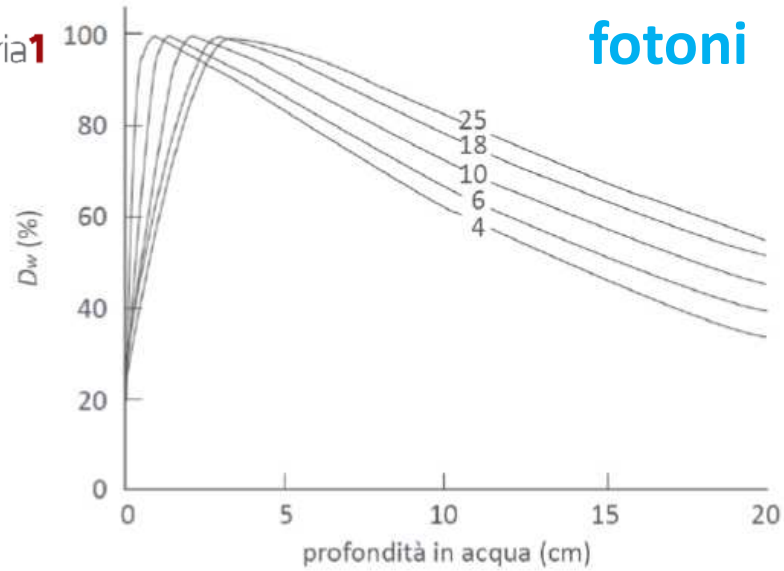
**Schema esemplificativo di un
acceleratore lineare di elettroni
per radioterapia**



La macchina è costituita da due strutture principali: lo stativo e il gantry. Lo stativo funge da supporto fisso del gantry che può invece ruotare intorno a un asse centrale e che contiene i sistemi di accelerazione, di conformazione e di monitoraggio del fascio di elettroni e di fotoni. All'interno dello stativo si trova la gran parte delle componenti richieste per il funzionamento dell'acceleratore fra cui, mostrato in figura, il generatore della radiofrequenza (tipicamente un klystron o un magnetron).



La radiofrequenza alimenta, tramite una guida d'onda, la struttura accelerante posta nel gantry. Il fascio di elettroni, raggiunta la massima energia, entra successivamente nella testa di trattamento dove è opportunamente modificato per il suo impiego ottimale in radioterapia. Il fascio degli elettroni o dei fotoni è quindi indirizzato verso il lettino di trattamento su cui viene posizionato il paziente. L'isocentro del fascio è quel punto, posto sull'asse di rotazione del gantry, dove la fluensa di energia della radiazione è costante indipendentemente dall'angolo di rotazione del gantry



- a. elettroni da 20 MeV
- b. fotoni da 8 MeV
- c. protoni da 200 MeV

Un paziente trattato con radioterapia...

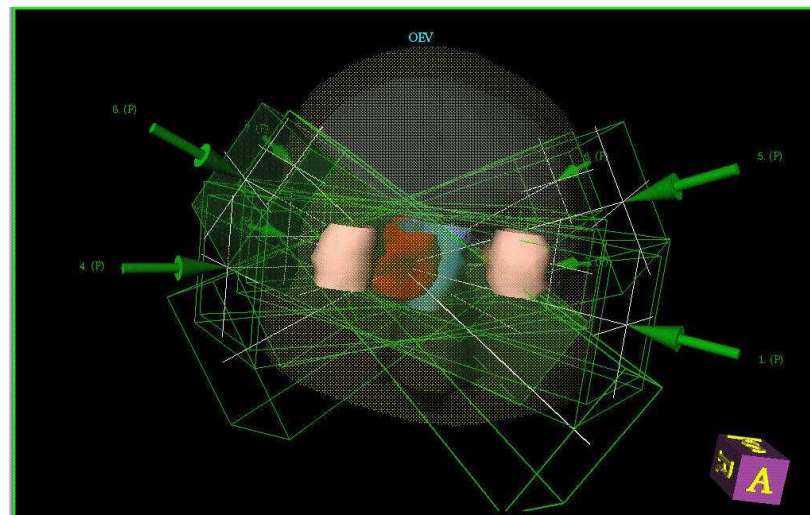


- avrà complicazioni agli organi a rischio (OAR)?
- qual è la probabilità di controllo della malattia?

RADIOTERAPIA ESTERNA CON FASCI COLLIMATI

Consiste nell'irradiazione del paziente con sorgenti di radiazioni esterne. Il fascio prodotto collimato viene diretto verso il focolaio tumorale.

Ne sono un esempio le terapie effettuate con acceleratore lineare (X di energia fino a 25 MeV, elettroni di alta energia), con la cobaltoterapia (gamma di energia circa 1 MeV) e con la roentgenterapia (X di energia fino a circa 300 keV).



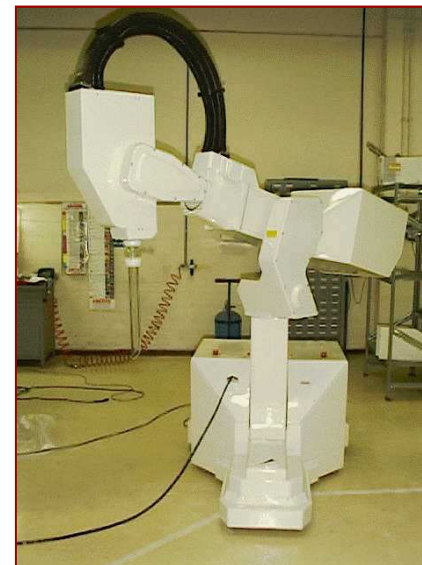
BRACHITERAPIA

impiega isotopi radioattivi (Cs137, Ir192, I125...) che vengono posizionati a contatto o all'interno di una lesione neoplastica. E' indicata per il trattamento di tumori con estensione limitata e circoscritta situati in regioni anatomiche facilmente accessibili.



RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

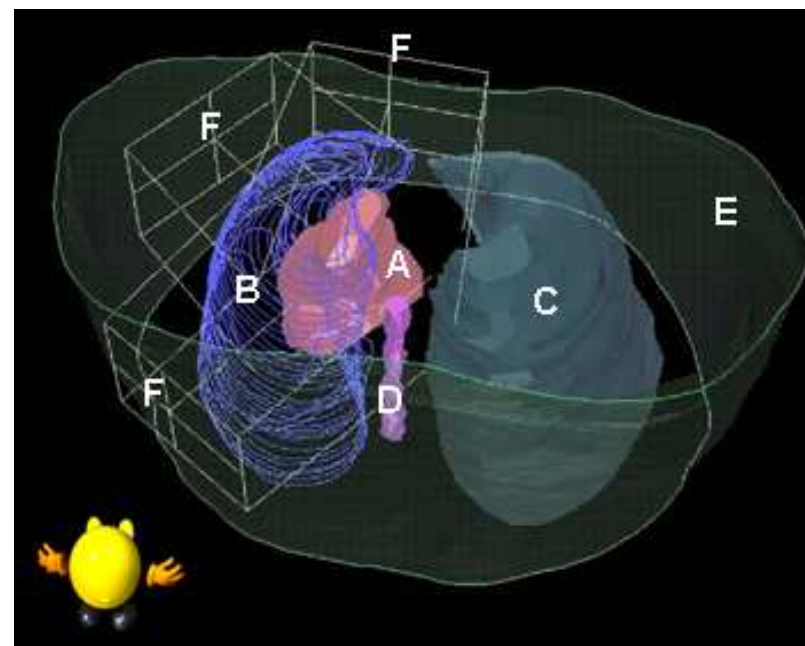
Consiste nell'irradiazione del paziente durante l'intervento chirurgico con sorgenti di radiazioni esterne (elettroni di alta energia).



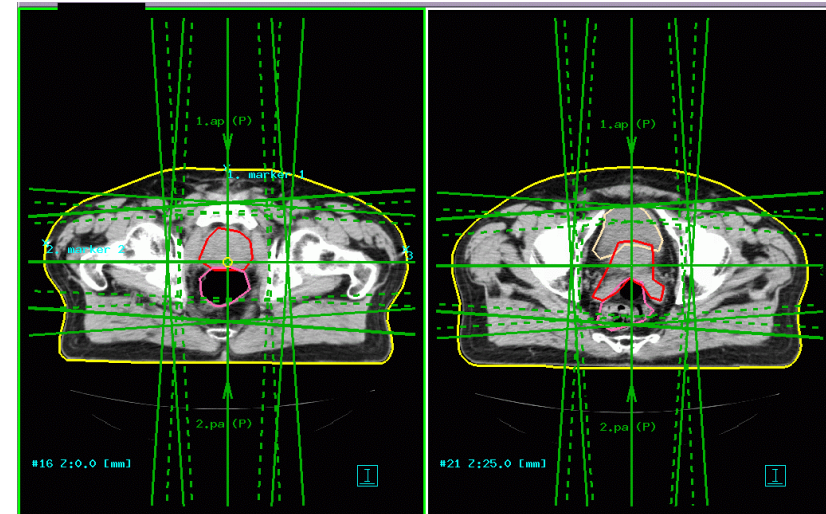
L'ITER RADIOTERAPICO

Proprio perche' richiede una grande accuratezza nel determinare la dose somministrata sia agli organi bersaglio che ai tessuti sani, il processo radioterapico e' estremamente complesso.

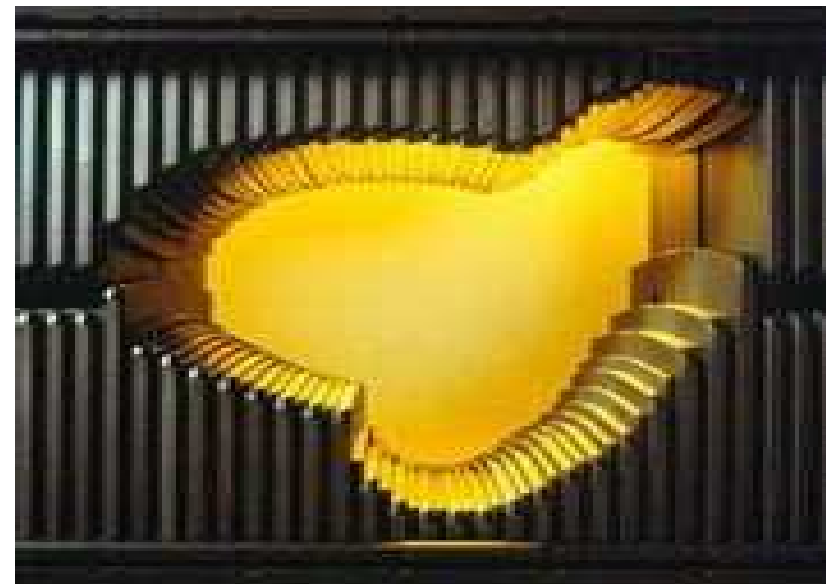
localizzare e ricostruire tridimensionalmente (partendo da immagini TAC) la parte anatomica da irradiare, con le sue caratteristiche di densita'



Realizzare il piano di trattamento: scegliere l'energia del fascio radiante più adeguata e la migliore geometria dei campi di irradiazione necessaria a dare la dose prescritta dal medico schermando se possibile i tessuti sani (Il fisico fa queste cose utilizzando evoluti sistemi di calcolo)



Verificare durante il trattamento se la dose pianificata corrisponde a quella effettivamente erogata e se il posizionamento del paziente si mantiene corretto.



Intra Operative Radiation Therapy

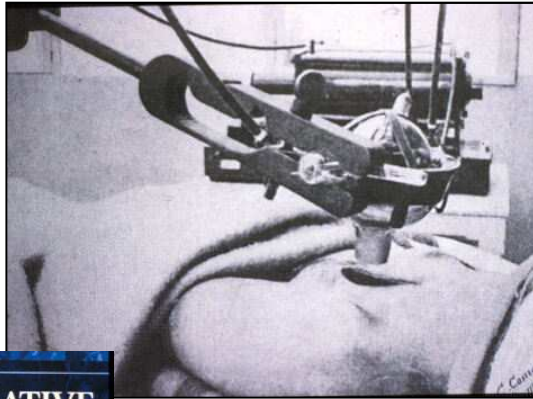
**“SI IDENTIFICA CON IL TERMINE DI RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA (IORT)
L’ IRRADIAZIONE EFFETTUATA DURANTE UN INTERVENTO CHIRURGICO, DOPO LA EXERESI
DI UNA MASSA NEOPLASTICA, UTILIZZANDO LA BRECCIA OPERATORIA PER FAR ARRIVARE IL FASCIO
DI RADIAZIONI DIRETTAMENTE SUL LETTO TUMORALE, POSSIBILE SEDE DI MALATTIA SUBCLINICA,
O SEDE DI RESIDUO MACROSCOPICO NEL CASO DI RESEZIONE NON RADICALE [...] LA RADIOTERAPIA
INTRAOPERATORIA PREVEDE UNA UNICA SEDUTA, IN GENERE PRECEDUTA O SEGUITA, DA UNA RADIOTERAPIA A FASCI
ESTERNI. ESSA CONSENTE IN TAL MODO DI REALIZZARE UN BOOST SELETTIVO SUL VOLUME TUMORALE.
PUÒ ANCHE ESSERE UTILIZZATA COME UNICO TRATTAMENTO RT IN NEOPLASIE INIZIALI
DI PICCOLO VOLUME, OPPURE IN NEOPLASIE NON RESECABILI A SCOPO PALLIATIVO”**



Rapporto ISTISAN 03/1

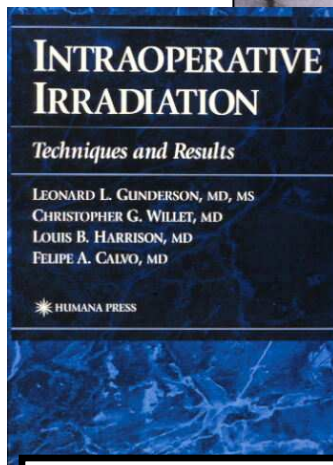
Come è cambiata la IORT?

(1905)



Trattamento isolato
(finalità palliativa)

Trattamento multimodale
(finalità curativa)



....The final goal of IORT being enhanced loco-regional tumor control....



Strahlentherapie
und Onkologie

Supplement Article

IORT with Electrons as Boost Strategy during Breast Conserving Therapy in Limited stage Breast Cancer: Results of an ISIORT Pooled Analysis

Felix Sedlmayer¹, Gerd Fastner¹, Florian Merz¹, Heinz Deutschmann¹, Roland Reitsamer², Christian Menzel², Antonella Ciabattoni³, Assunta Petrucci A³, Eva Hagen⁴, Norman Willlich⁵, Roberto Orecchia⁶, Vincenzo Valentini⁷ on behalf of the ISIORT Europe

**CONTROLLO LOCALE
99,4 %**

- Basi radiobiologiche -

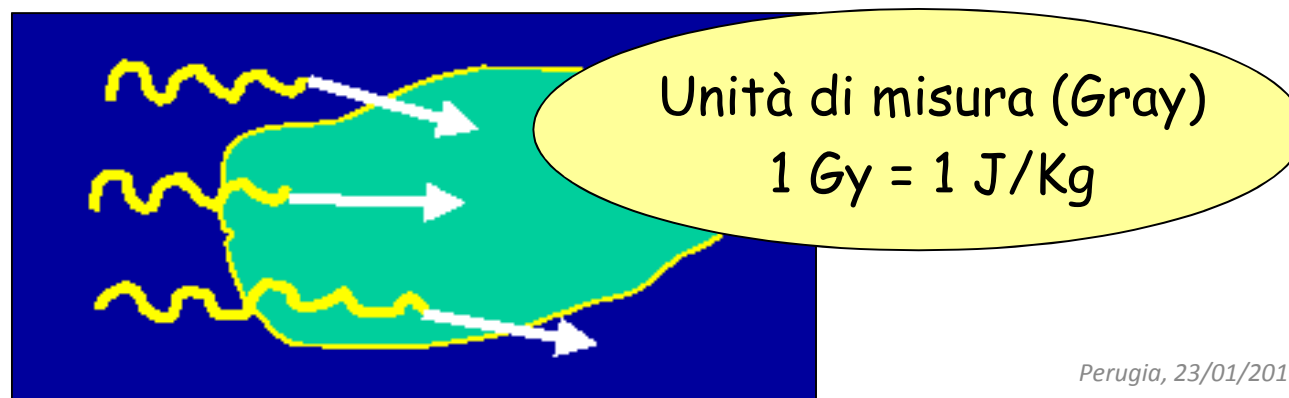


Il potenziale danno biologico è in funzione della

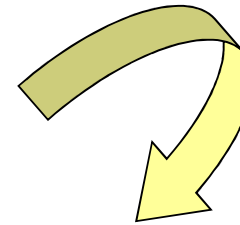
quantità di maggiore interesse in radioterapia e radiobiologia in quanto è la quantità di energia realmente trattenuta dal mezzo al passaggio della radiazione. Come dose assorbita, **D**, si definisce la quantità di energia media impartita dalla radiazione ionizzante ad una massa **m** di materia:

DOSE ASSORBITA

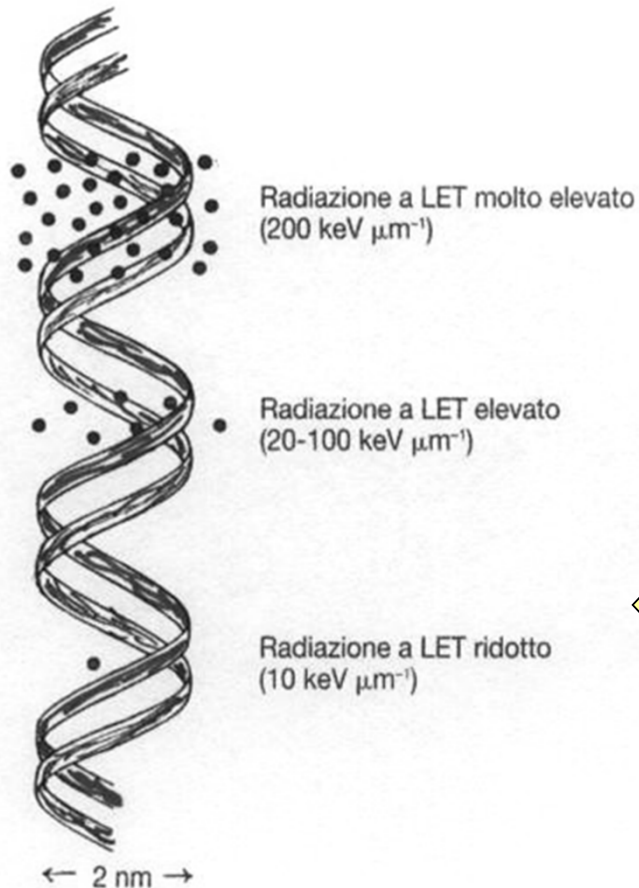
$$DOSE = \frac{E_I - E_U}{m} = \frac{E_{ASS}}{m}$$



la probabilità di danno non dipende soltanto dalla dose assorbita ma anche dalla qualità della radiazione

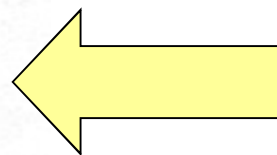


Linear Energy Transfer (LET)



$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dl} \right)_{\Delta}$$

radiazioni ad alto LET producono maggiori danni perchè una maggior densità di ionizzazione può provocare più rotture contemporanee sulla molecola del DNA



Fattori che influenzano l'effetto di radiazioni

fattori fisici

- la dose può essere somministrata come singola dose o dose frazionata
- alto LET o basso LET
- alta o bassa intensità

fattori biologici

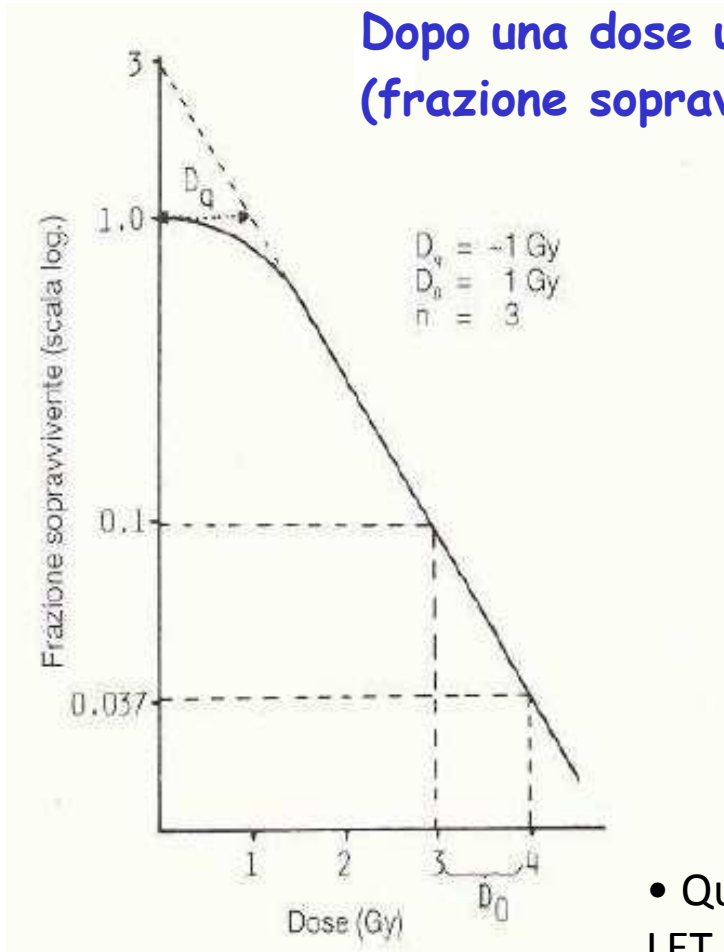
- importanza delle fasi del ciclo cellulare in rapporto all'efficacia delle radiazioni nel provocare la morte delle cellule
- radiosensibilità e radioresistenza dei tessuti

fattori chimici

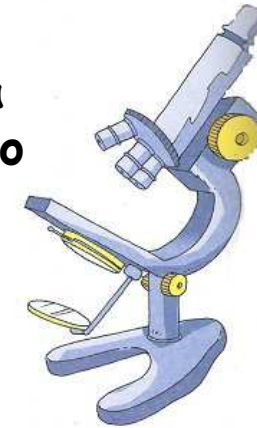
agenti chimici che aumentano (**sensibilizzanti**) o riducono (**protettori**) l'effetto di una determinata dose di radiazioni

Effetti su popolazioni cellulari

Dopo una dose unica di RI il numero delle cellule vive (frazione sopravvivate) si riduce con il crescere della dose.

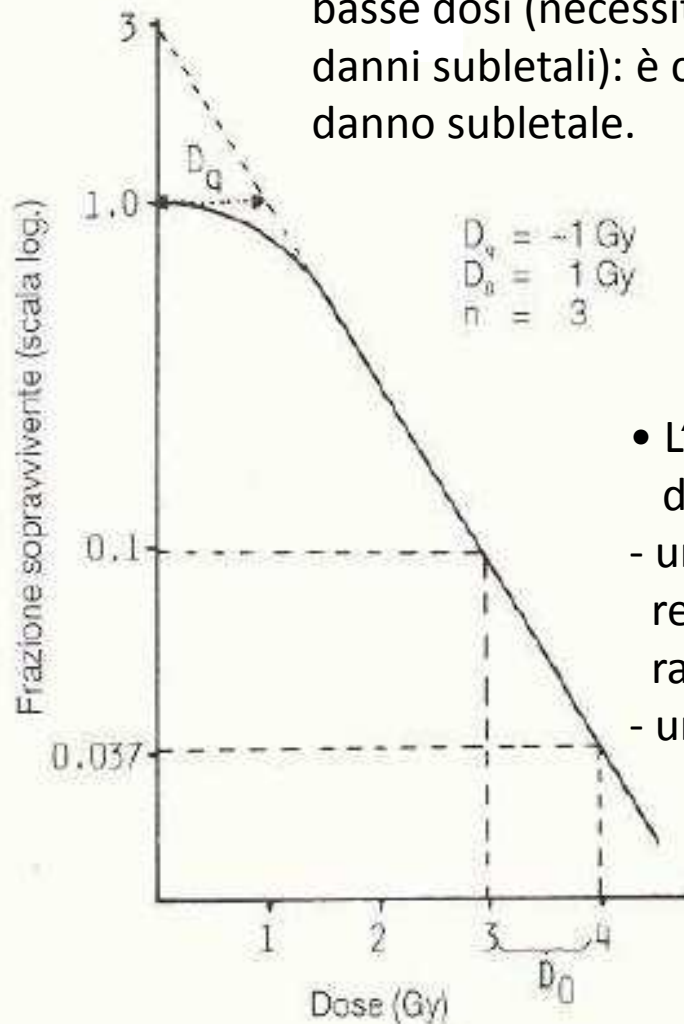


curve di sopravvivenza cellulare mettono in relazione la dose somministrata ad una popolazione cellulare in vitro al numero di cellule sopravvissute



- Quando si irradiano cellule eucariotiche con RI a basso LET la mortalità cellulare è espressa da una curva esponenziale con **spalla**; il tratto iniziale presenta una curvatura caratteristica con minore pendenza, seguita da una parte rettilinea, esponenziale.

- In questa condizione si ha mortalità prevalente da “**colpi multipli**”; la spalla rappresenta una minor mortalità per le basse dosi (necessità di sommare un numero adeguato di danni subletali): è correlata con la capacità di riparazione del danno subletale.



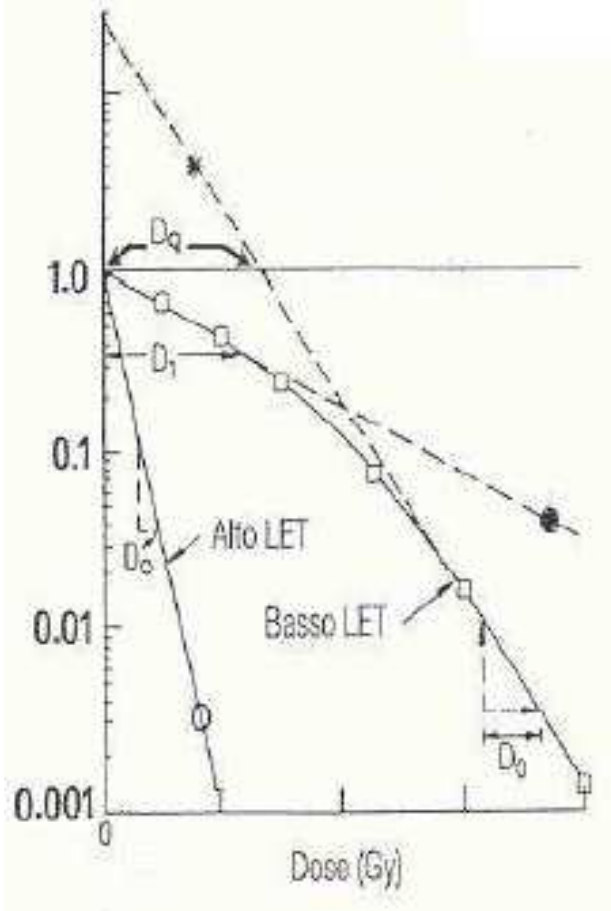
la spalla rappresenta **l'accumulo del danno subletale riparabile ed è un importante indice di radiosensibilità**

- L'ampiezza della spalla è diversa a seconda delle diverse popolazioni cellulari:
 - una *spalla ampia* indica una capacità di recupero del danno subletale indotto dalle radiazioni: **tessuti late responders**
 - una *spalla stretta* indica una limitata tendenza al recupero: **tessuti acute responders**

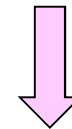
- Linea retta del grafico o “**pendenza esponenziale**”: indica una progressiva **riduzione della capacità riparativa** cellulare e successivo danno cellulare

Fattori che influenzano la sopravvivenza cellulare

qualità delle radiazioni



L'effetto biologico delle radiazioni è in funzione del loro LET



Le radiazioni ad alto LET hanno elevata densità di ionizzazione ed è prevalente il danno diretto non riparabile. La spalla della curva di sopravvivenza è ridotta o abolita ed il tratto rettilineo spesso più ripido

✓ **radiazioni ad alto LET:**

- danno non riparabile (DSB):
rapporto tra dose e % di
danno è costante

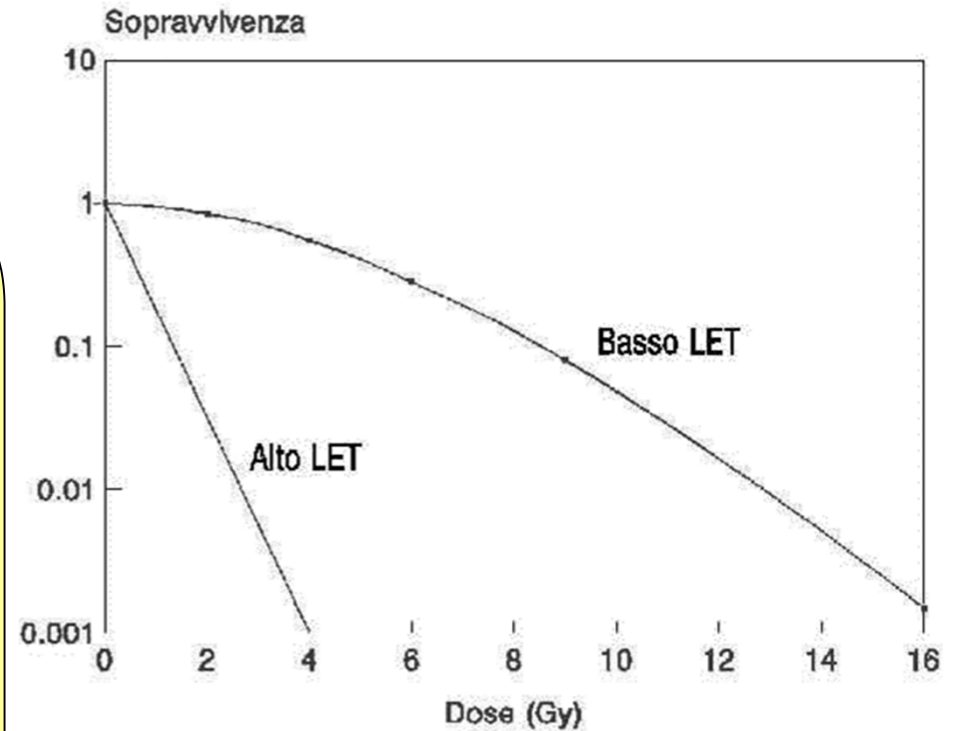
- modello matematico:

✓ **radiazioni a basso LET:**

- danno singolo può essere riparato:
a basse dosi parte piatta della curva,
equivalente ad un'alta % di cellule
sopravvissute

- modello matematico:

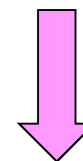
- regione iniziale tra 0 e 5 Gy:



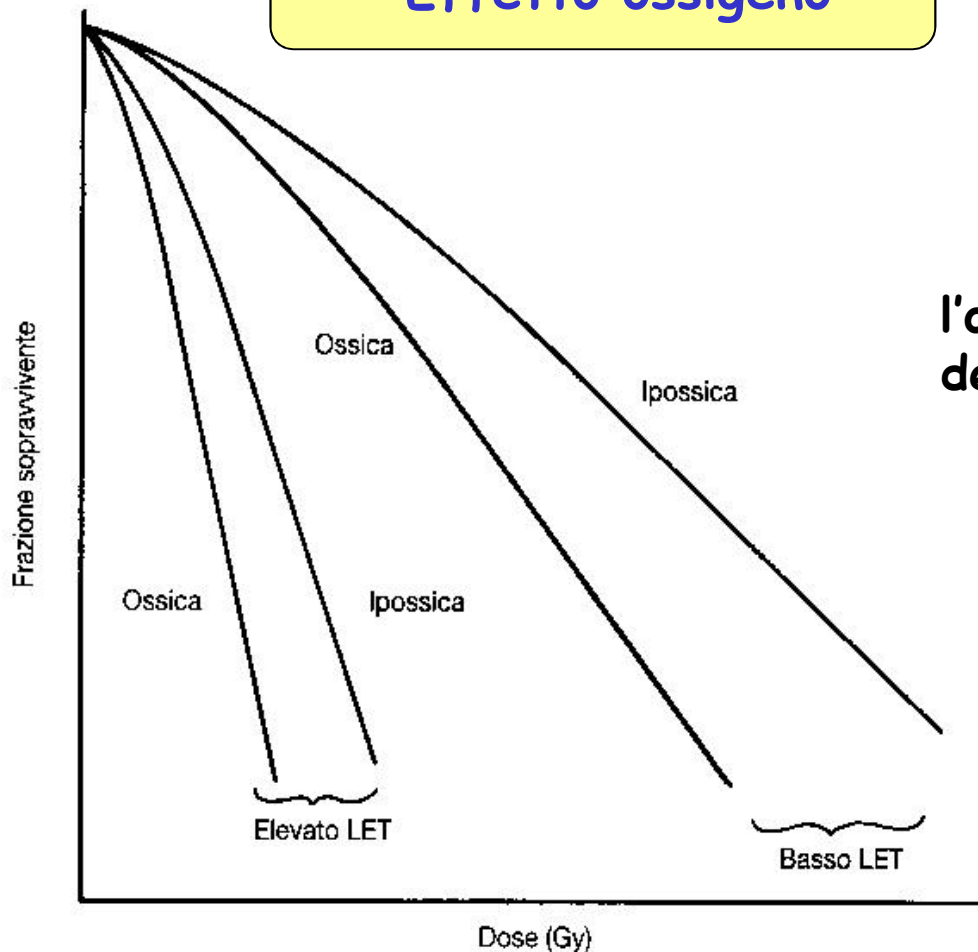
Curve di sopravvivenza per cellule di mammifero esposte a radiazioni a basso ed alto LET

Effetto ossigeno

in presenza di ossigeno tutti i sistemi biologici sono più sensibili a raggi X e γ



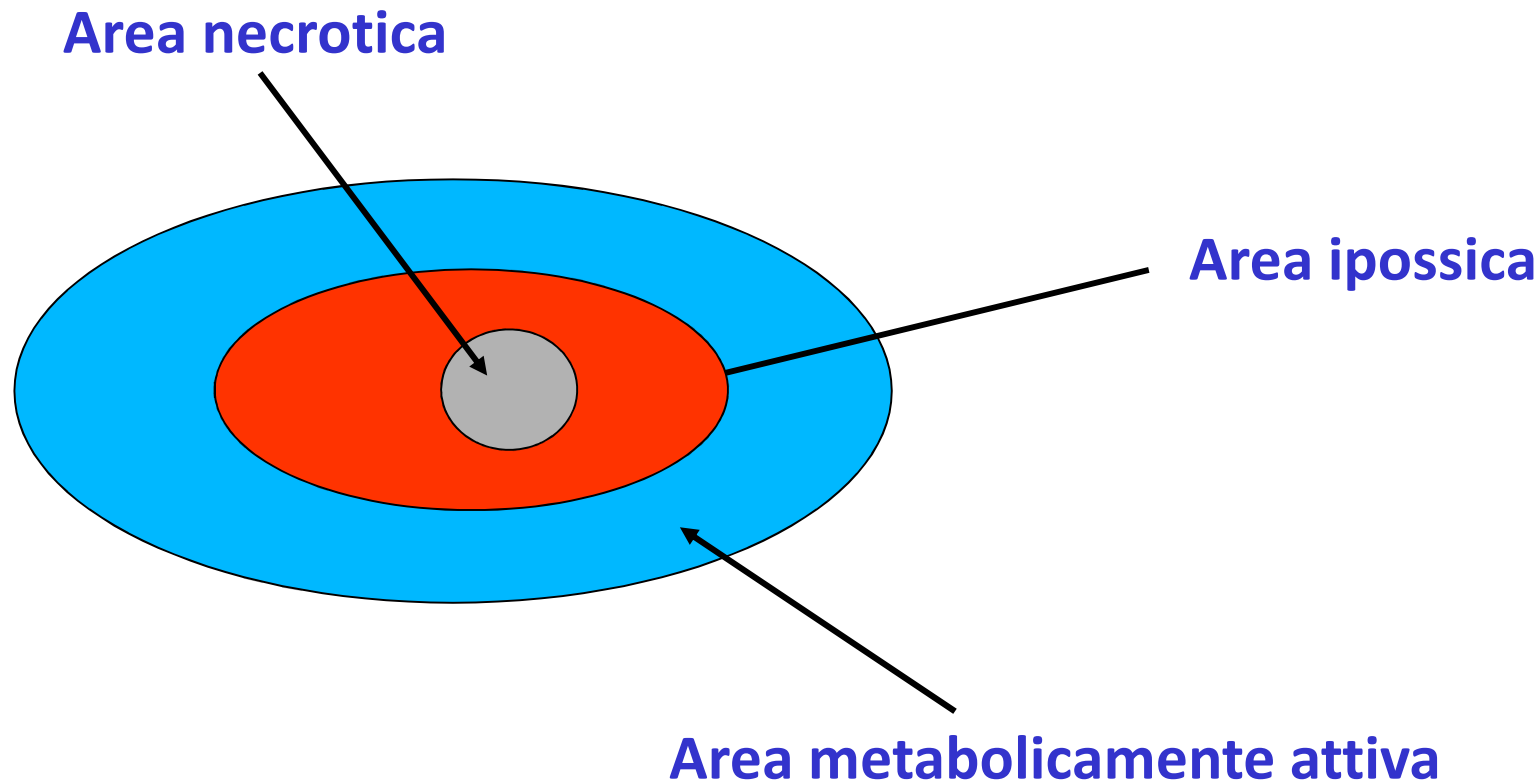
l'ossigeno modifica l'entità quantitativa del danno da radiazioni ma non l'altera qualitativamente



la presenza di ossigeno riduce la dose di radiazioni richiesta per produrre un determinato effetto radiobiologico

curve di sopravvivenza (dose unica) ottenute in presenza e in assenza di ossigeno a basso LET e ad elevato LET

- Le cellule *ipossiche* sono più radioresistenti: richiedono una maggiore dose di radiazione per la loro distruzione
- In terapia frazionata si ha una riossigenazione del tessuto bersaglio, quindi dopo la prima seduta aumenta la radiosensibilità

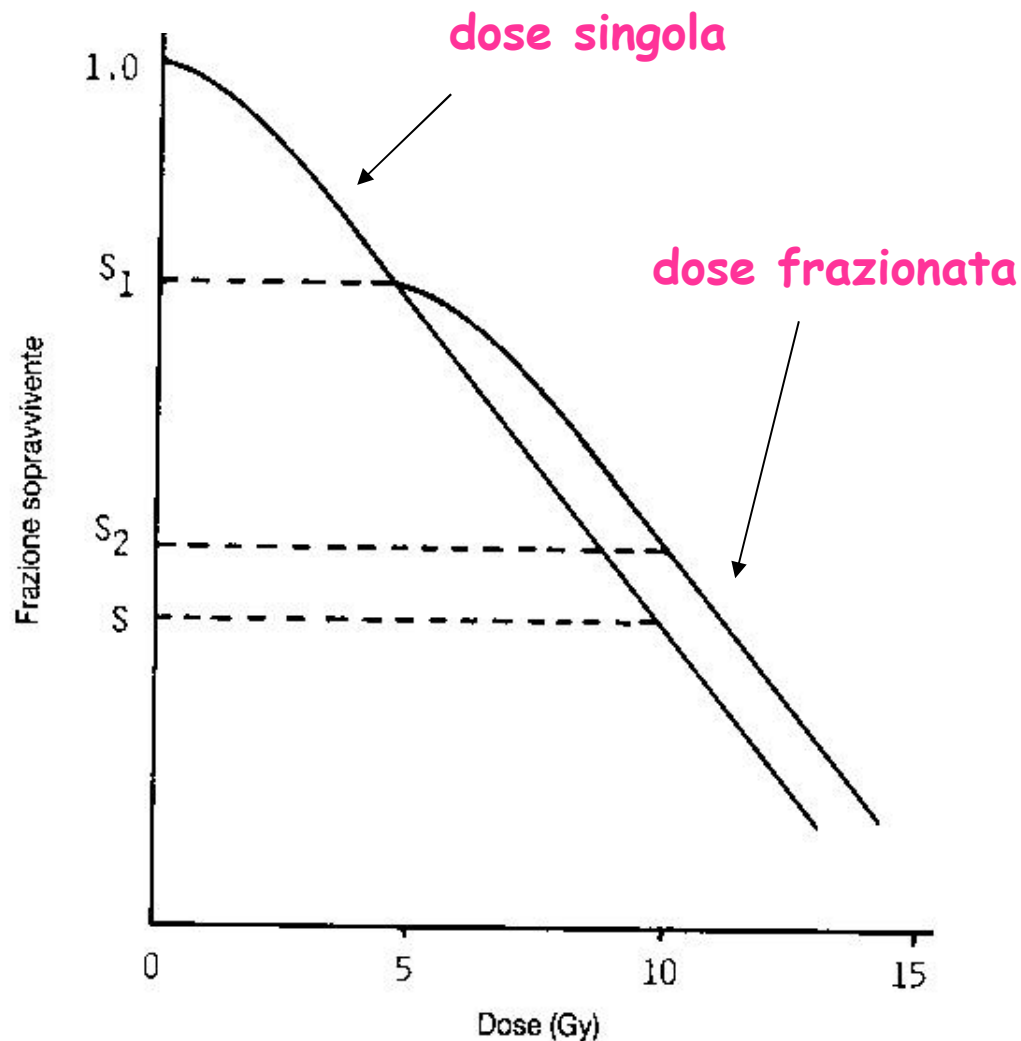


frazionamento dose

il livello di sopravvivenza è più elevato dopo le dosi frazionate confrontato con la dose singola

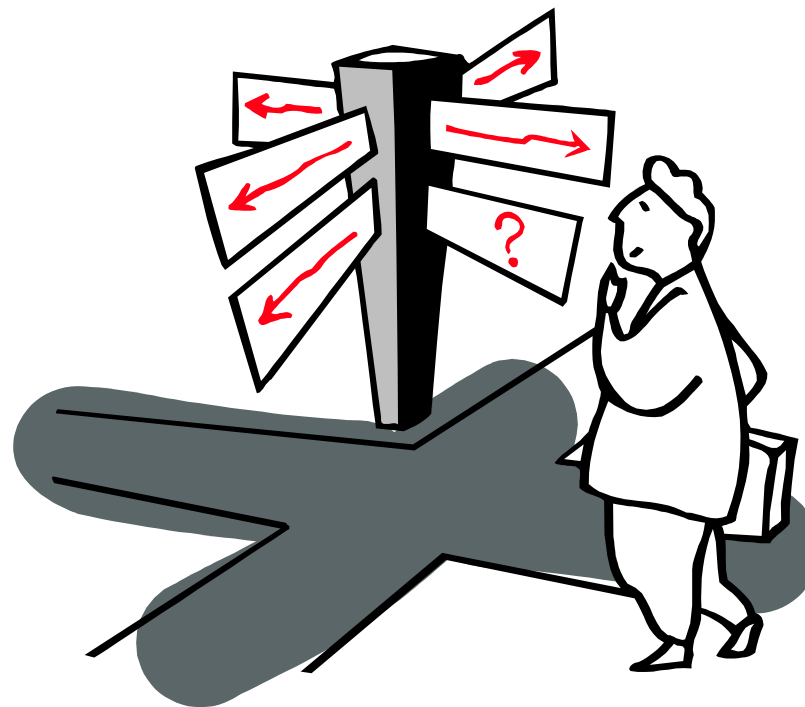
le cellule recuperano una frazione del danno provocato dalla prima dose di radiazioni

il recupero è evidente dalla spalla all'inizio della seconda somministrazione

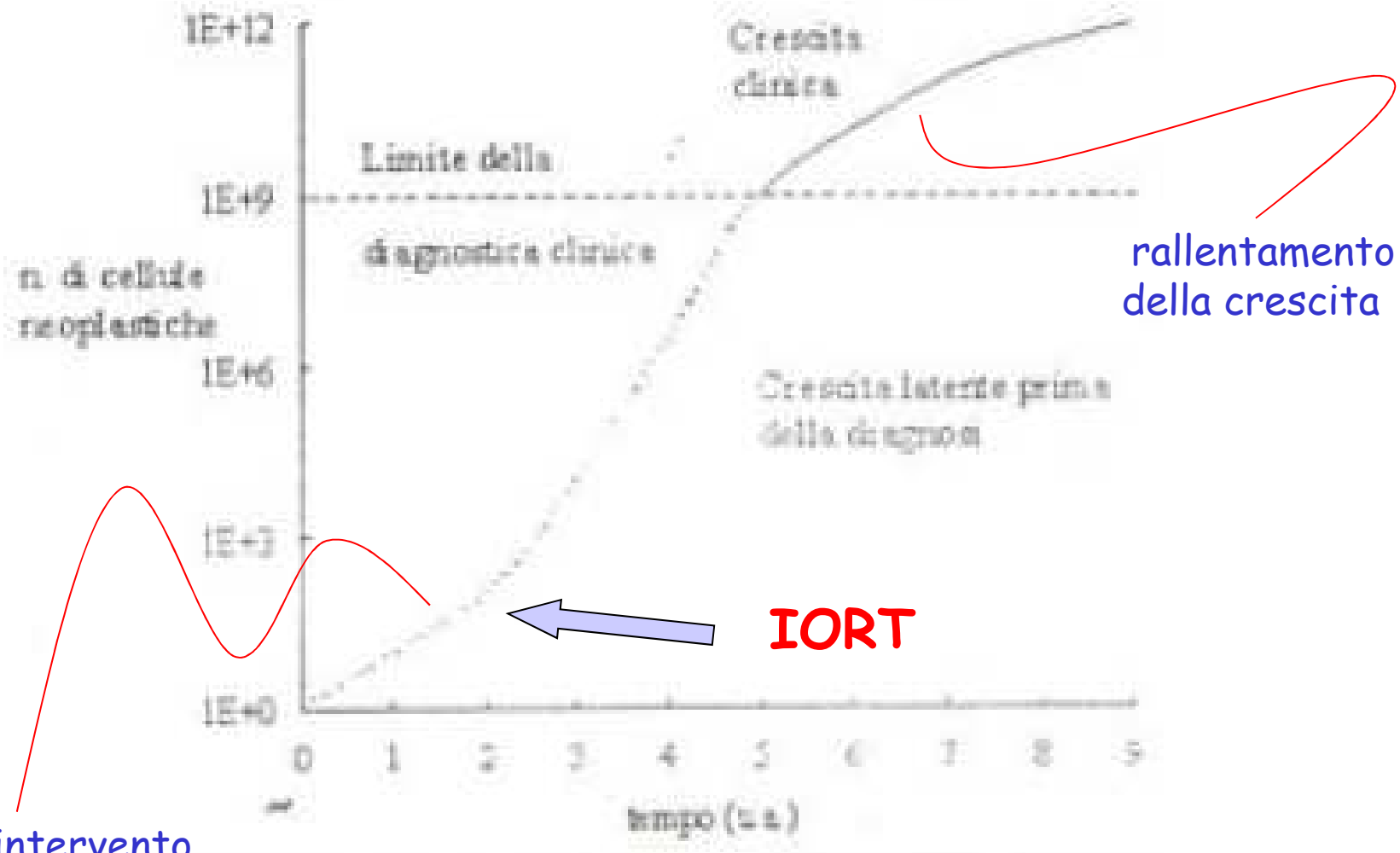


**Effetto sulla sopravvivenza del frazionamento della dose.
Una dose singola da 10 Gy o due dosi da 5 Gy intervallate.**

IORT ???

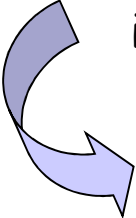


curva di crescita di un tumore umano

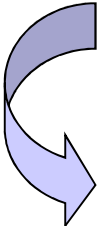


dopo intervento chirurgico

Analizzando le curve di sopravvivenza cellulare si evidenzia, per tumori macroscopici, un andamento con spalla, che invece non si osserva nella curva per volumi microscopici: in questo caso infatti la **dipendenza è lineare**.



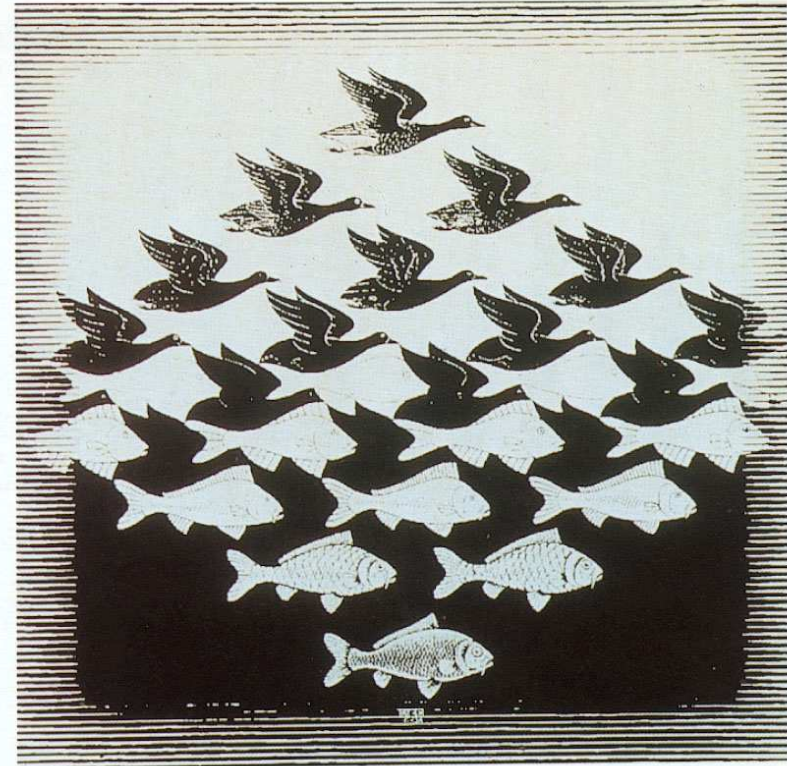
per un tumore macroscopico, dosi inferiori a 45 Gy forniscono risultati per lo più inadeguati, mentre **per una malattia microscopica una dose di 20-25 Gy può già risultare efficace per il controllo locale**.



L'utilizzo ***intraoperatorio*** permette di trattare solo i piccoli residui tumorali dopo che la massa principale è stata asportata dal medico chirurgo. Tipicamente, nel corso della IORT la dose somministrata è pari a 10-15 Gy, ma può arrivare anche a 20-25 Gy, in funzione del tipo di tumore e della eventuale presenza di tessuti sani circostanti che non possono essere allontanati dal campo di irradiazione.



Frazionamento della dose di radiazioni in numerose sedute giornaliere (trattamenti radioterapici convenzionali): tale modalità di somministrazione della dose, permette la riparazione del danno subletale dei tessuti circostanti, la riossigenazione di ogni tessuto ipossico e la redistribuzione di tutte le cellule tumorali, dalla fase S del ciclo cellulare (radioresistente) alla fase mitotica (radiosensibile).



M.C. Escher, Sky and water I, 1938

Dal punto di vista strettamente radiobiologico, la dose singola propria del trattamento IORT, rappresenterebbe uno svantaggio, se non fosse compensato da una corrispondente riduzione della dose ai tessuti sani che altrimenti non sarebbe possibile ottenere con una dose frazionata.

RTE
FRAZIONAMENTO

Selettività
biologica

Effetto prevalente su cellule neoplastiche:

- Ridistribuzione nelle fasi più sensibili del ciclo
- Riossigenazione delle cellule ipossiche

Riduzione danno ai tessuti sani:

- ripopolamento cellule normali
- riparazione danno subletale

IORT
DOSE UNICA

Selettività
geometrica

Effetto prevalente su cellule
neoplastiche:

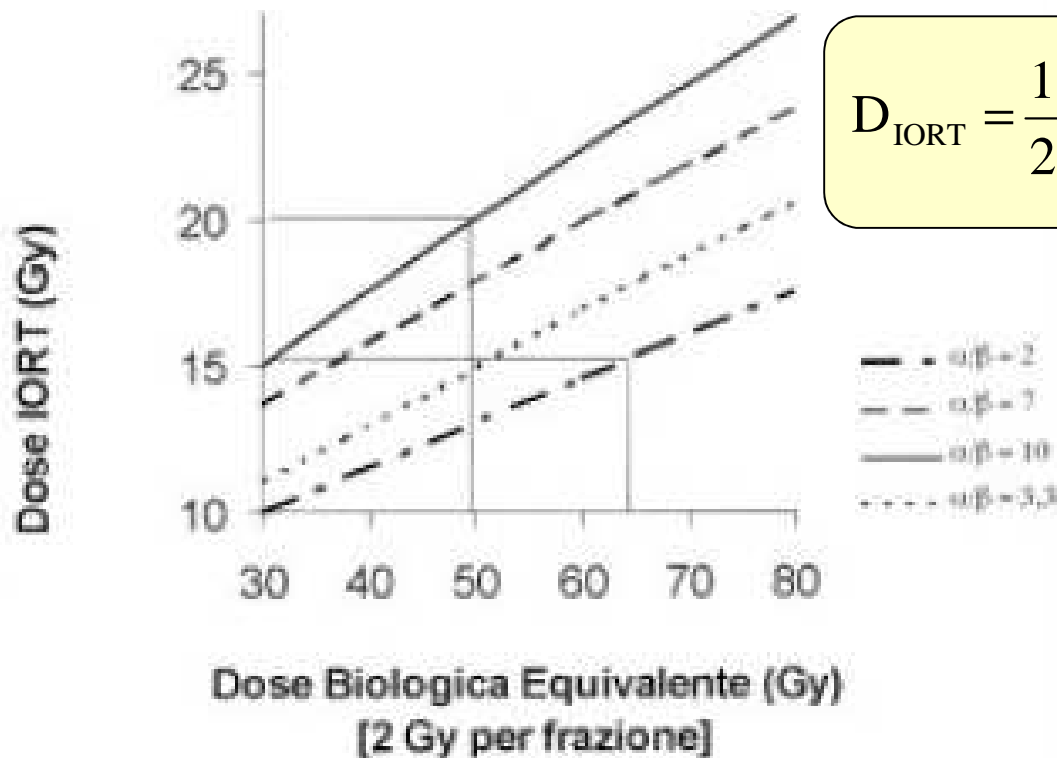
- Annullamento del ripopolamento cellule neoplastiche

Riduzione danno ai tessuti sani:

- Migliore definizione del bersaglio
- Migliore distribuzione di dose al tumore
- Riduzione di dose ai tessuti sani

Come si tiene conto dell'effetto del frazionamento?

- Modelli di previsione dell'effetto radiobiologico per la IORT non sono codificati.
- Gli studi fino ad ora condotti* portano a ritenere che una dose singola risulti biologicamente 2-3 volte più efficace della stessa dose somministrata in più frazioni, in relazione al tipo di tessuto considerato. Utilizzando il modello lineare quadratico è possibile stimare la **dose IORT biologicamente equivalente** a quella somministrata in un trattamento radioterapico convenzionale (2 Gy per frazione):



$$D_{\text{IORT}} = \frac{1}{2} \left\{ \left[(\alpha/\beta)^2 + 4 D_{2\text{Gy}} (\alpha/\beta + 2) \right]^{0.5} - \alpha/\beta \right\}$$

*Okunieff et al. 'Biology of large dose per fraction radiation therapy in current clinical oncology'

In conclusione, una singola dose erogata con modalità IORT può avere lo **stesso effetto biologico** di una dose nettamente più elevata somministrata in diverse frazioni, con l'ulteriore vantaggio che quest'ultima può essere applicata solo dopo un certo numero di settimane, su un residuo sicuramente maggiore in volume e numero di cellule rispetto al residuo che può essere trattato con la tecnica intraoperatoria **immediatamente dopo l'intervento chirurgico**. L'applicazione della IORT comporta un **rallentamento della ricrescita del residuo** e potenzialmente compensa il ritardo tra chirurgia e radioterapia; il ricorso ad essa può pertanto comportare, in una buona parte di pazienti, la completa sterilizzazione del residuo neoplastico senza necessariamente ricorrere alla successiva radioterapia.



Aspetti fisici IORT: dalla radioprotezione alla dosimetria

IORT

- acceleratore non dedicato

- acceleratore dedicato



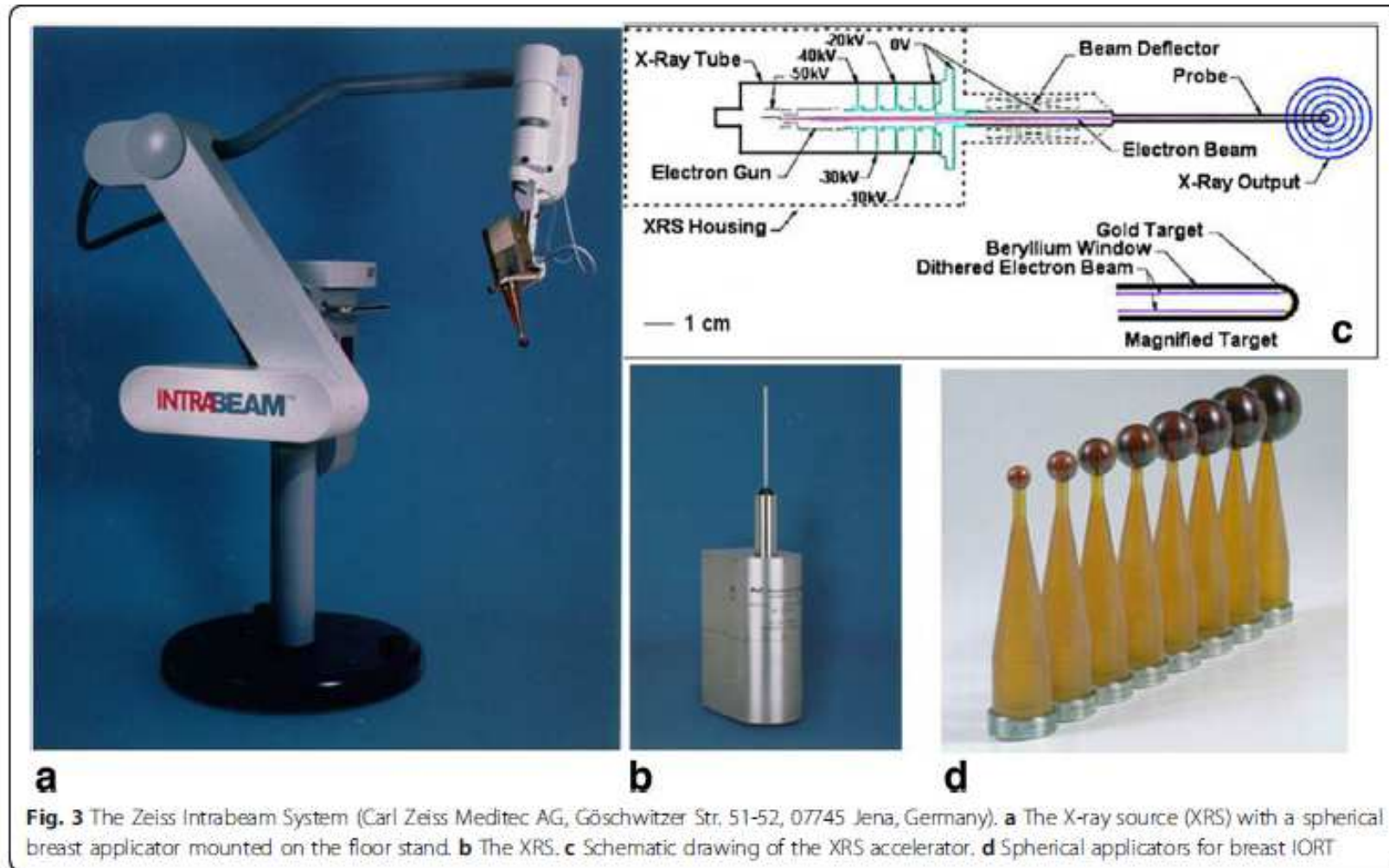
Novac (NRT, Italy)

Liac (Sordina, Italy)



Mobetron (IntraOp, USA)

IORT irradiators using kV X-rays External kilovoltage X-ray generators



- **elimina i rischi legati al trasporto del paziente**
- **riduce notevolmente la durata del trattamento**

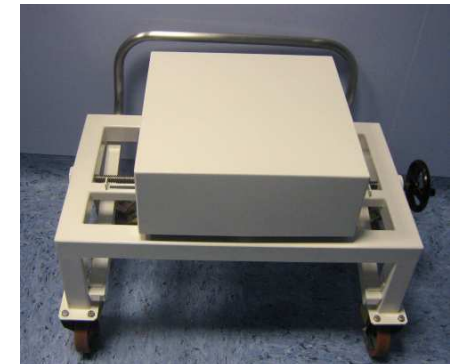


Dott. Andrea Pentecost

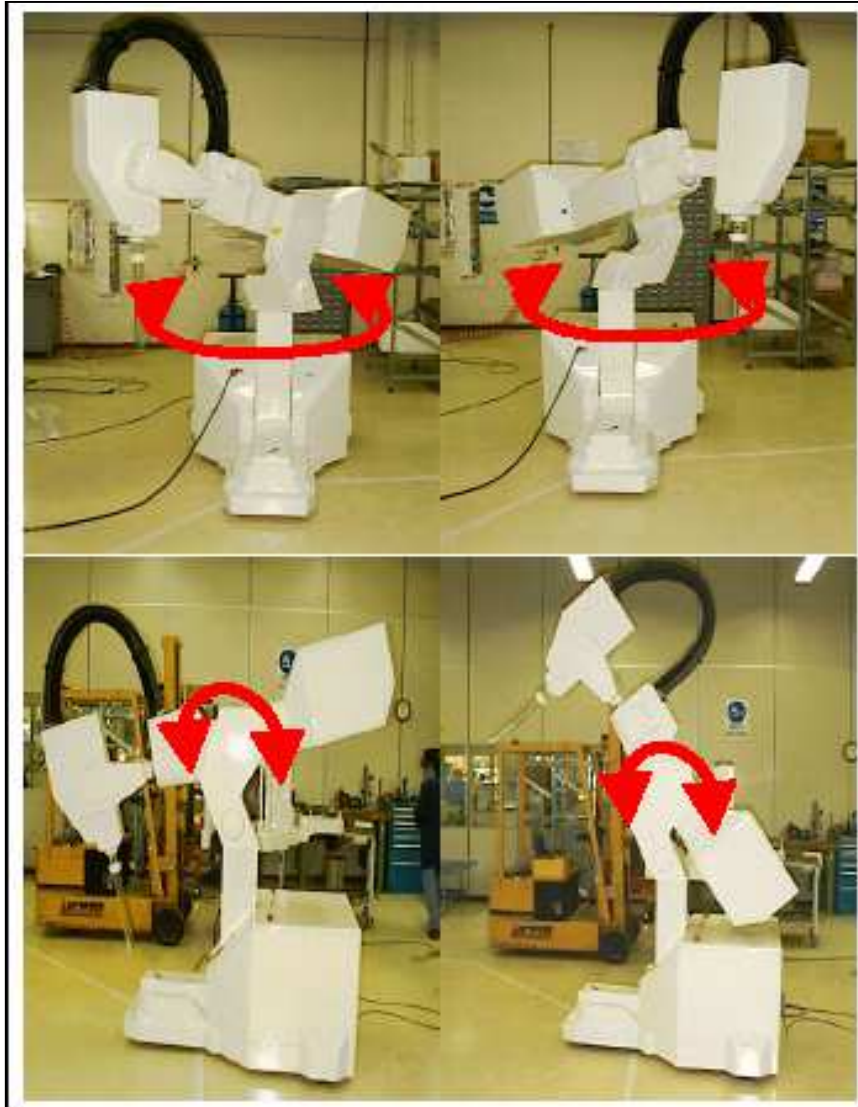
- **consente il mantenimento di condizioni sterili**
- **evita interruzioni nella routine quotidiana lavorativa del reparto di RT**

Caratteristiche di una macchina IORT

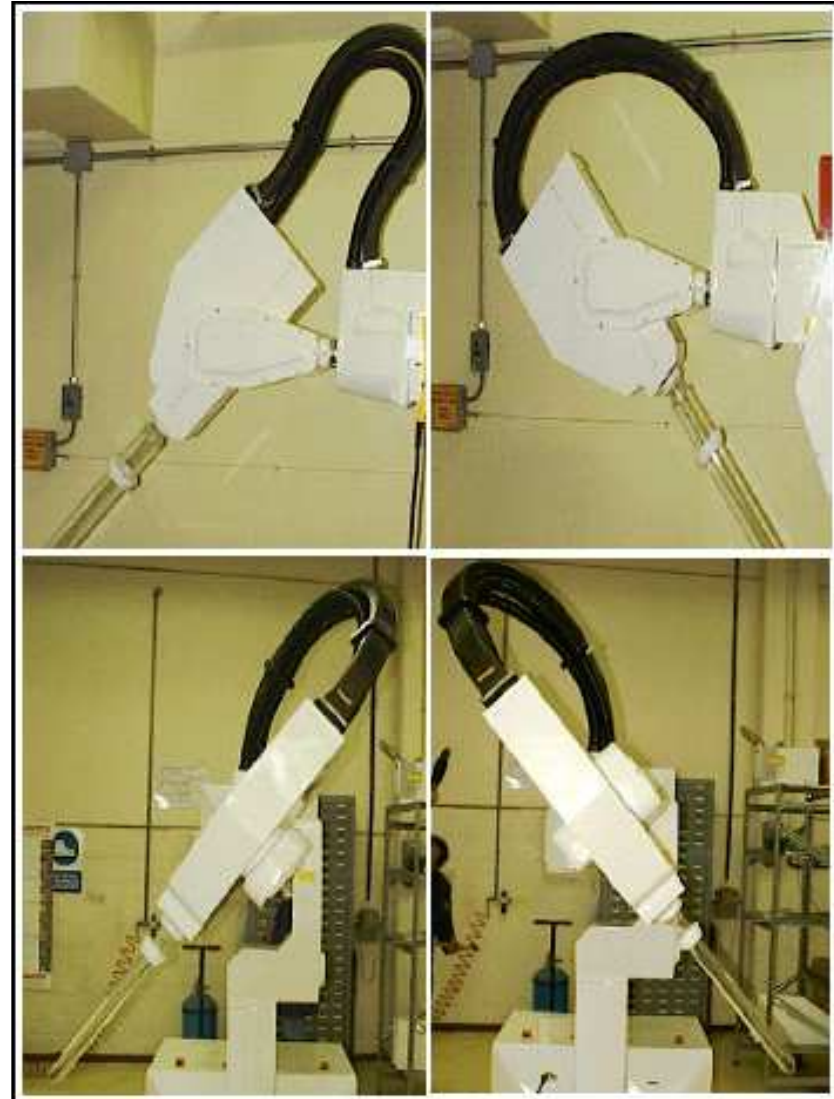
- **Energia** nominale dei fasci : variabile secondo i modelli (da 4 a 12 per Liac e Mobetron, da 4 a 10 MeV per Novac 11)
- **Dose rate** : varia nel range 6 – 39 Gy/min del Novac 11
- **Peso** della macchina : da 400 kg del Liac ai 1200 kg del Mobetron
- Accessori: una serie di **applicatori cilindrici** con un taglio finale che ha un angolo, rispetto all'asse, variabile da 0° a 45 °; la lunghezza degli applicatori è variabile secondo i modelli (50 cm per il Mobetron, 60 cm per il Liac, da 80 a 100 cm per il Novac); anche i diametri sono variabili, da 3 a 10 cm per i vari modelli sul mercato
- Le macchine sono fornite con un **beam stopper** che può essere distinto dalla stessa (Novac e Liac) o fisso in opposizione al fascio (Mobetron)
- Sono fornite **paratie mobili** verticali di vario spessore ed altezza.



movimenti modulatore



movimenti testa



movimenti basamento



L'acceleratore può essere facilmente spostato all'interno della sala operatoria e portato in prossimità del paziente, dove viene effettuata la procedura di hard docking



LiAc overview



/images/linac_diagram

Radiation therapy begins with a linear accelerator, which speeds electrons toward a target to generate a radiation beam aimed at the patient's tumor.





4
A computer system uses three-dimensional images of the tumor and surrounding anatomy to optimize a treatment plan for delivering radiation according to the oncologist's specifications.

2
The multileaf collimator shapes the radiation beams and varies their intensity. This enables physicians to target higher radiation doses to the tumor while sparing healthy tissue.

3
The radiation beam is precisely tailored to the shape of a patient's tumor. This shape changes as radiation is delivered from different angles, so that the tumor is always targeted and healthy tissues are protected.



10 MeV	 LIAC	 Elekta SL15
R_{max}	15.0 mm	20.8 mm
R_{85}	30.3 mm	31.1 mm
R_{50}	40.2 mm	38.8 mm
R_p	52.4 mm	47.8 mm
E_o	9.44 MeV	9.04 MeV
E_{po}	10.66 MeV	9.62 MeV
PRF	10 Hz	200 ÷ 400 Hz
Pulse length	3.5 μs	4.0 μs
Dose rate range	19.0 ÷ 32.0 Gy/min	0.5 ÷ 5.0 Gy/min
Dose per pulse range	3.2 ÷ 5.4 cGy/p	≤ 0.1 cGy/p
Field uniformity	~ 3.5%	< 1.0%
Reproducibility	Short term: ≈ 0.5% Long term: ≤ 5%	Short term: << 0.5% Long term: < 1%

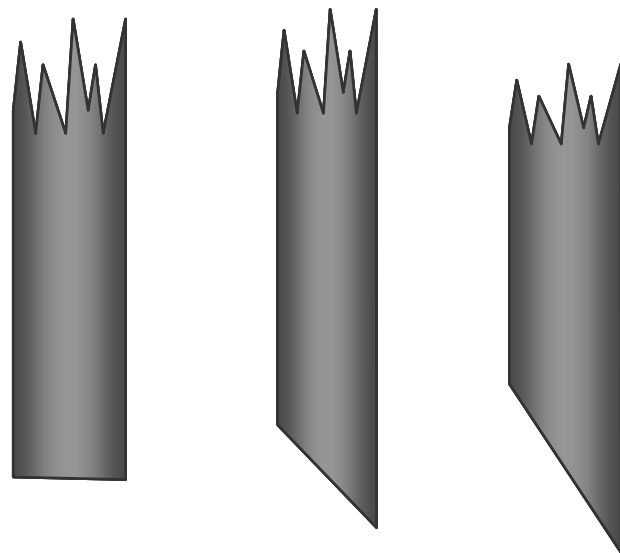
**energia nominale:
3, 5, 7, 9 MeV**

**caratteristiche
Novac 7**

**dose rate:
da 3 cGy/pulse
a 13 cGy/pulse**

**aspetti
radioprotezionistici**

**fasci collimati,
applicatori piatti e angolati**



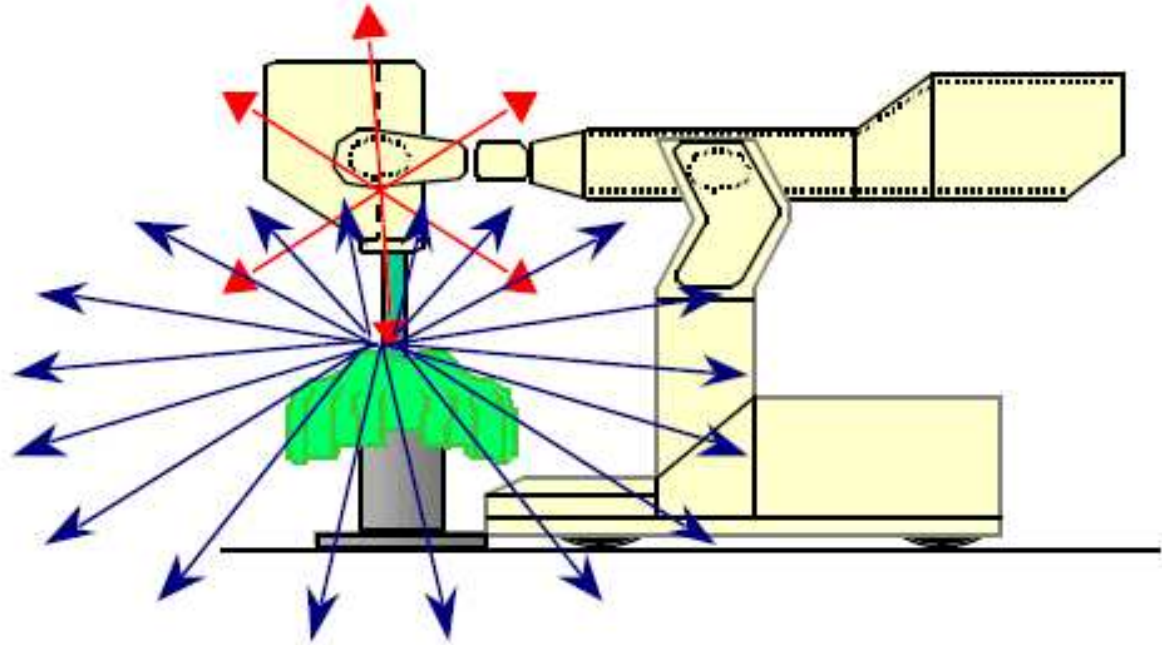
0°

22.5°

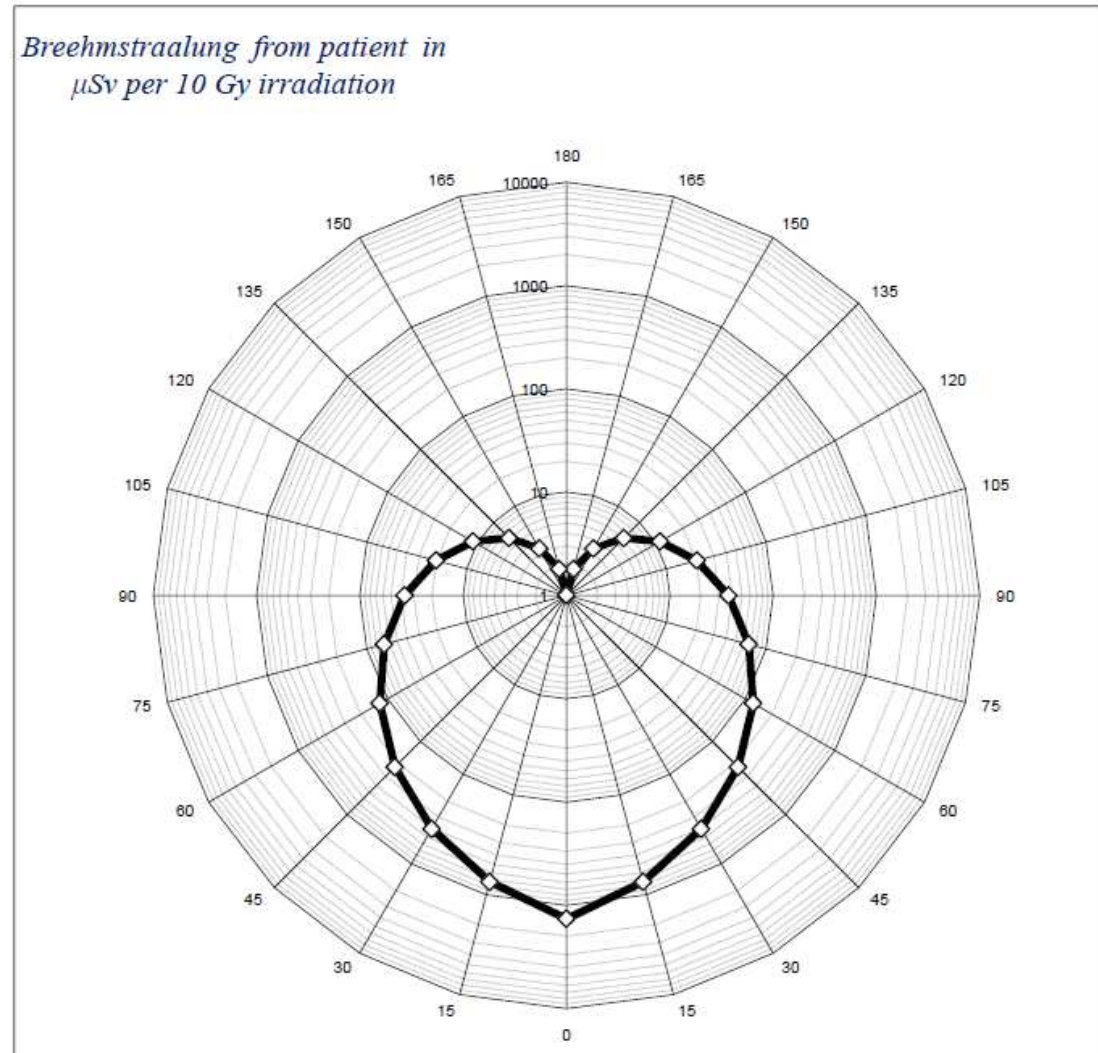
45°

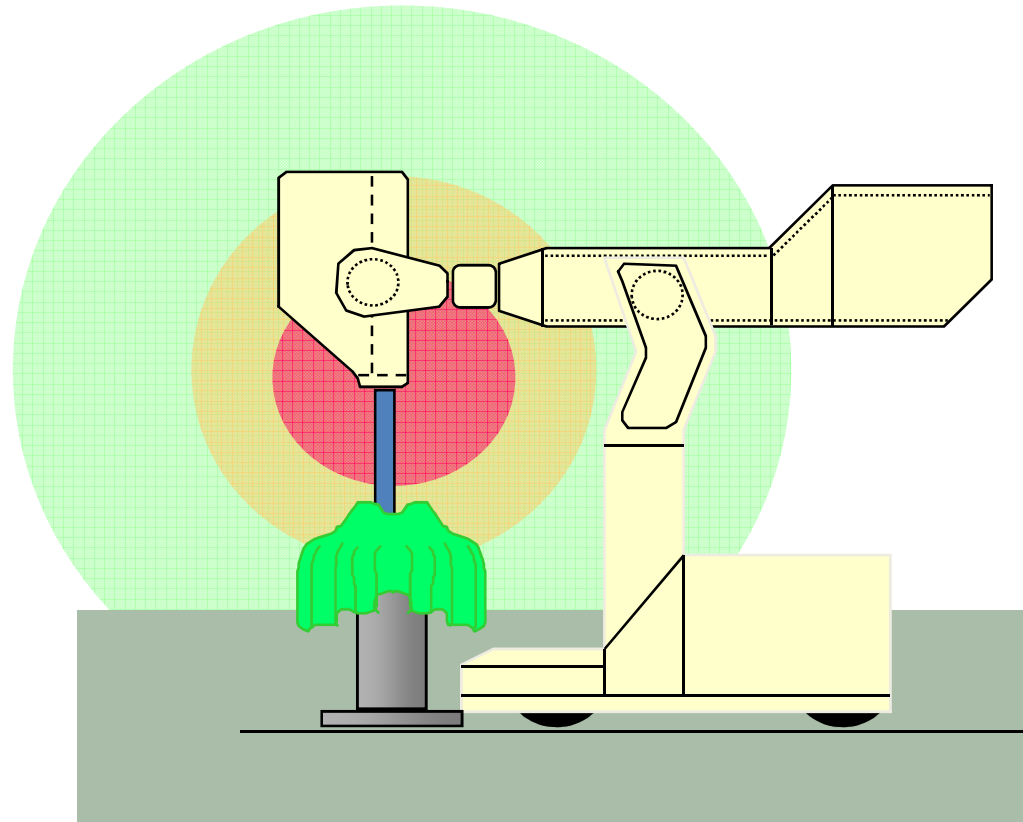
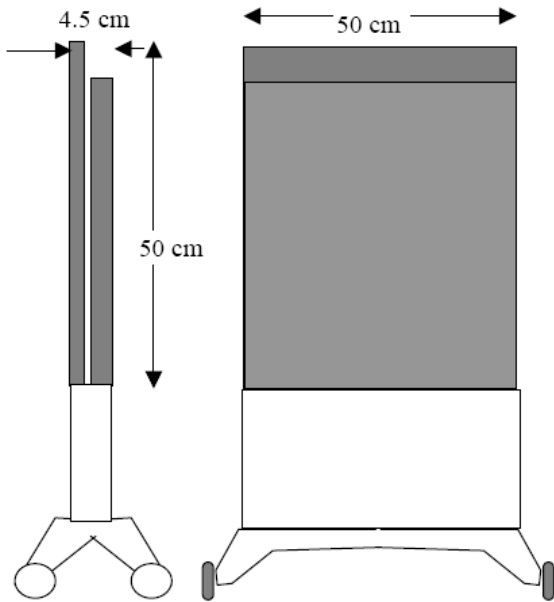
campo di radiazione diffusa

- radiazione x di fuga dalla testata;
- elettroni di fuga dalle pareti degli applicatori;
- **radiazione x prodotta nel paziente per frenamento del fascio di elettroni;**
- radiazione neutronica se si utilizzano fasci di elettroni superiori a 10 MeV

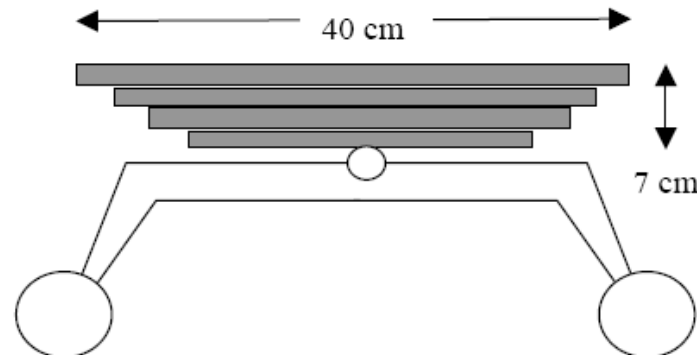


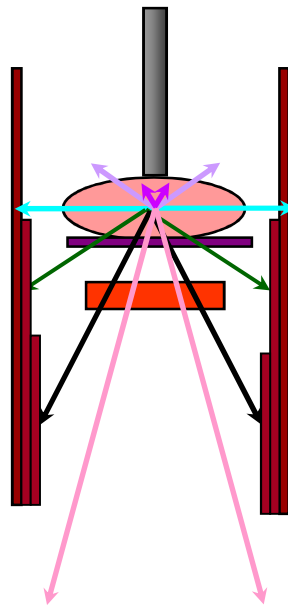
La **radiazione X di frenamento** è inevitabile e, a causa della sua energia, è di gran lunga la componente più importante dal punto di vista radioprotezionistico. Tale radiazione X è massima in direzione del fascio primario di elettroni (0°) con intensità pari al 0.2 - 0.3 % della intensità massima di tale fascio. L'energia in direzione 0° , è equivalente a $E/7$, dove E è l'energia media del fascio di elettroni alla superficie del paziente. Energia ed intensità della radiazione X diminuiscono all'aumentare dell'angolo rispetto alla direzione 0° .





Nuvola di elettroni attorno all'acceleratore, con energia media bassa: uso di **barriere mobili** per confinare la radiazione all'interno della sala.

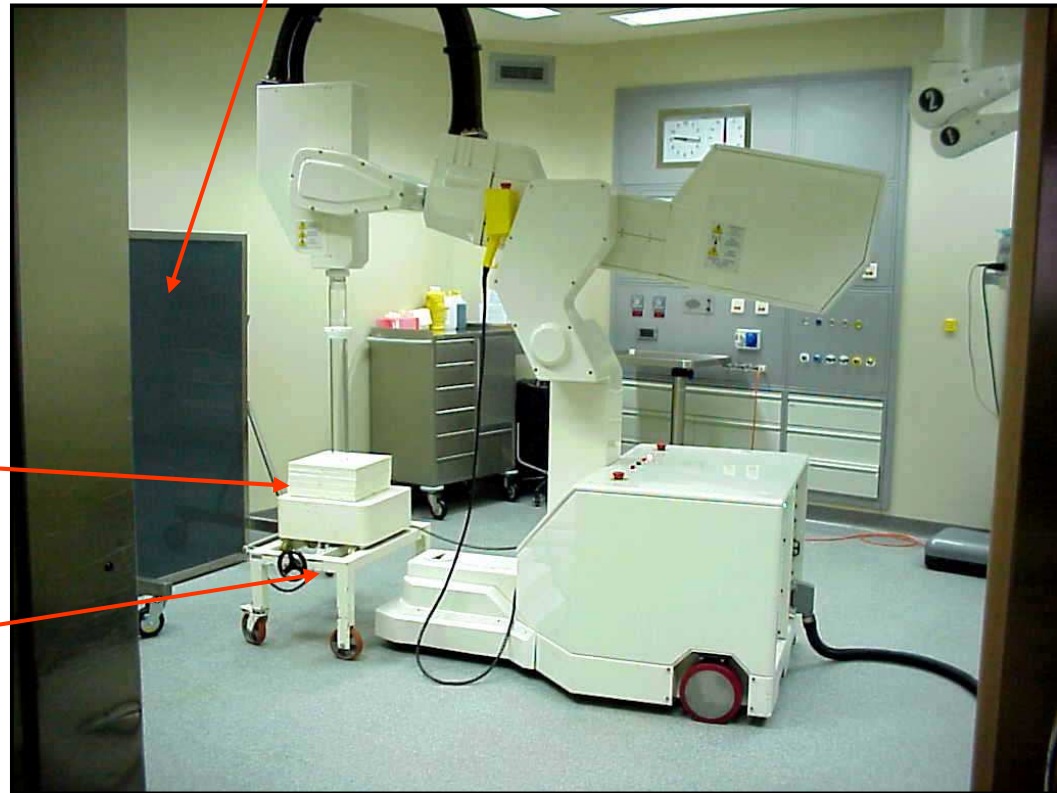




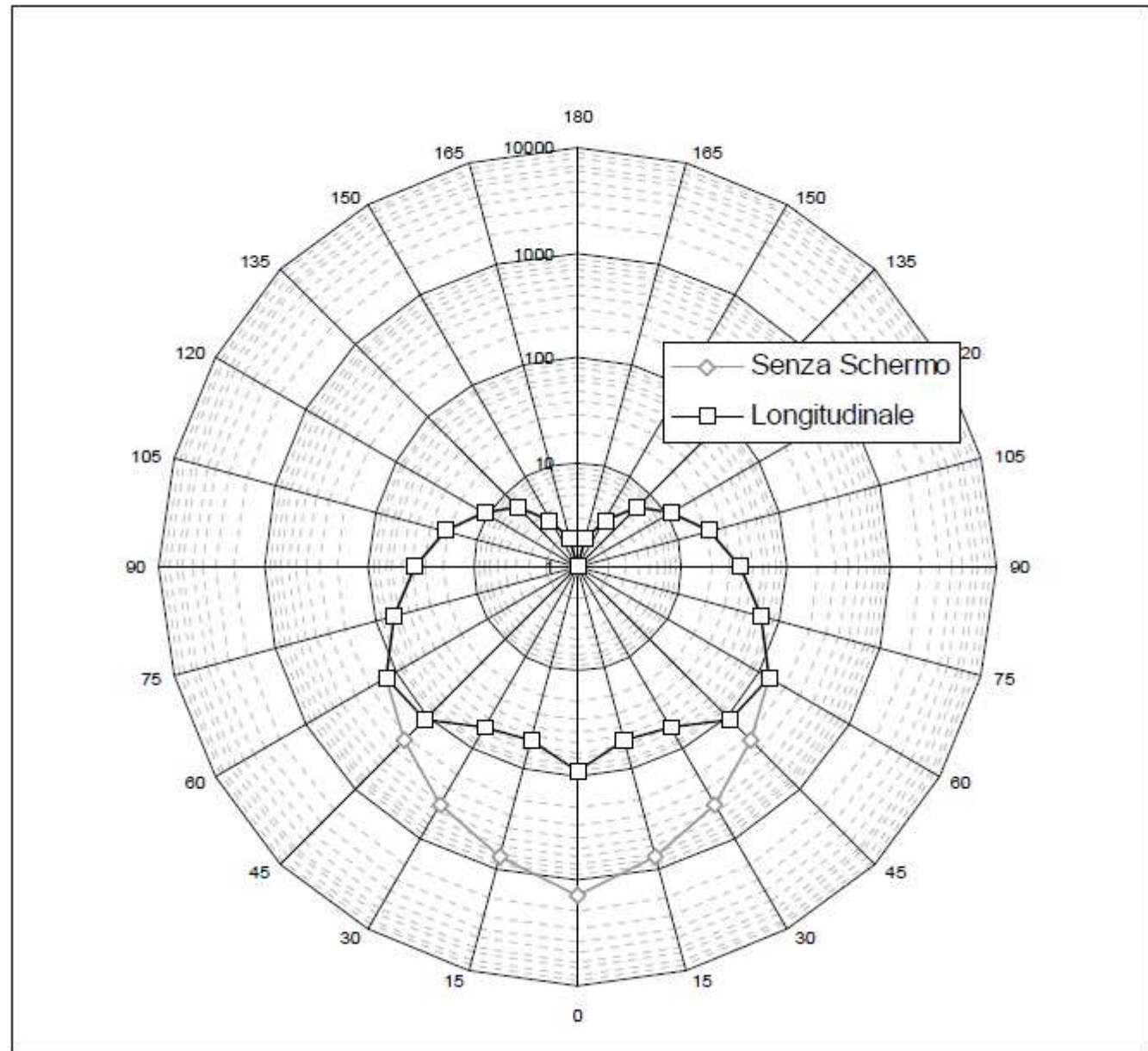
Mobile barrier

Phantom

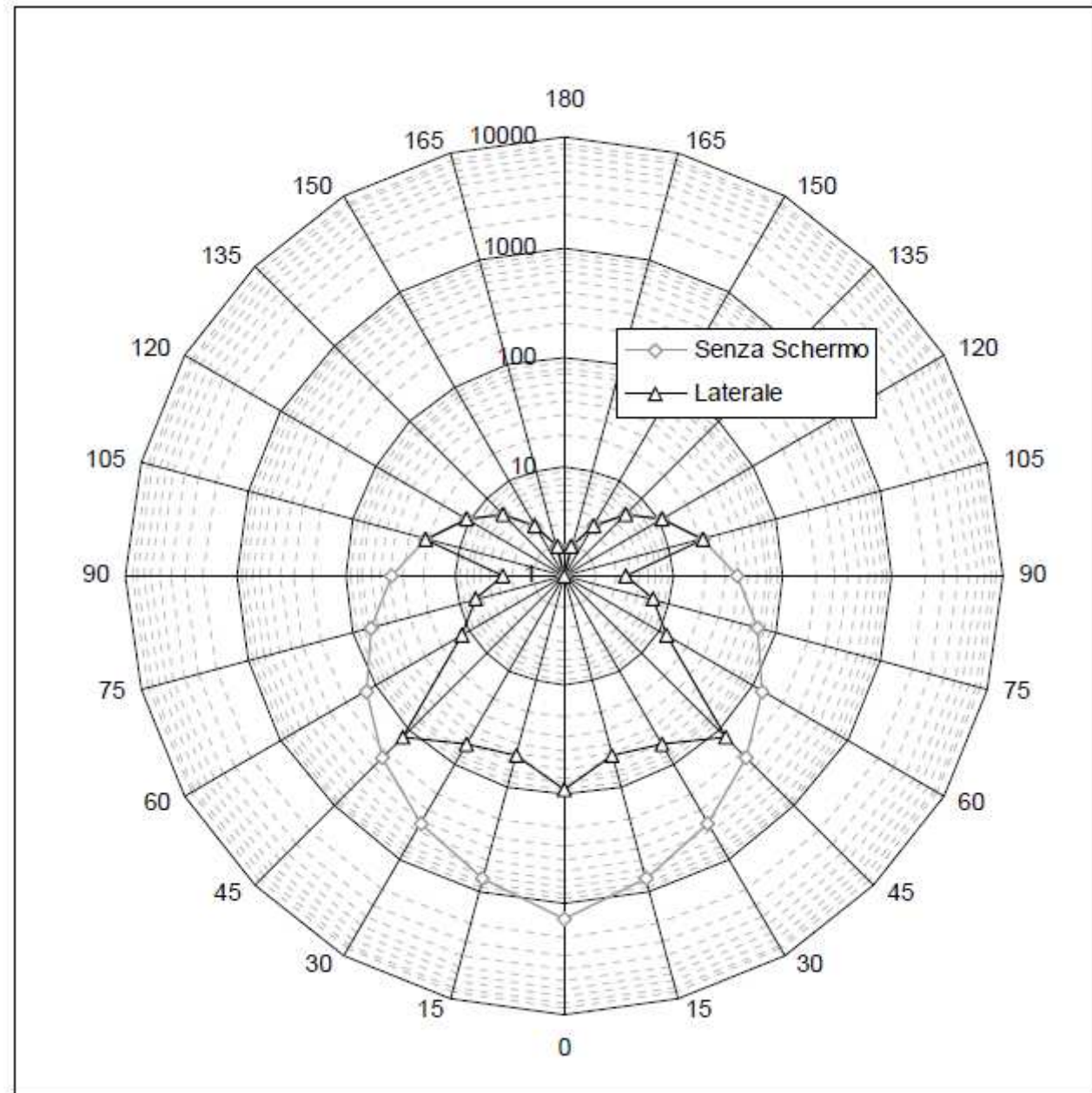
Beam stopper



Effetto delle schermature



**Impiego paratie
mobili e beam
stopper**



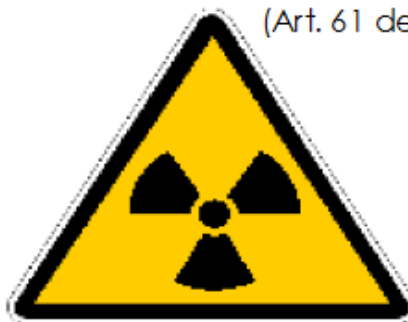


Ospedale di Città di Castello

Zona Controllata

La sorgente di radiazioni detenuta ed impiegata nella zona controllata è:

- macchine radiogene
- acceleratore lineare di elettroni per radioterapia intraoperatoria (IORT)



(Art. 61 del Decreto Legislativo n. 230/95 e s.m.i.)

All'impiego della macchina radiogena è associato:
rischio di irradiazione esterna

REGOLAMENTO DI ACCESSO ALLA ZONA CONTROLLATA

Attività di radiodiagnostica:

Durante il funzionamento del generatore, possono accedere coloro che sono sottoposti a controllo dosimetrico personale, indossando **OBBLIGATORIAMENTE** gli indumenti di protezione.

Attività IORT:

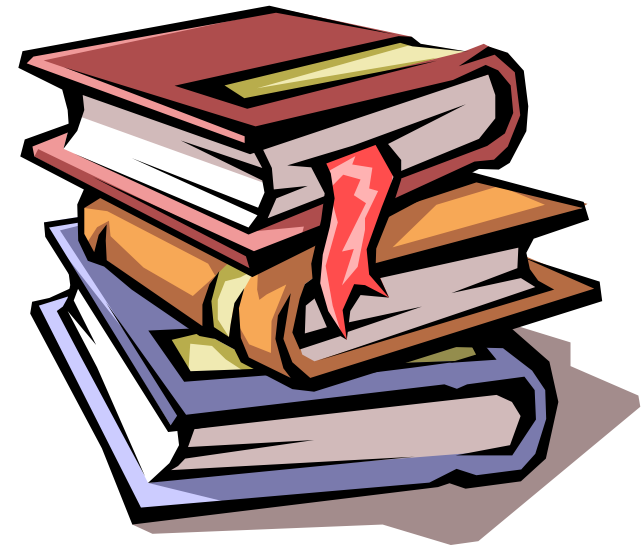
È VIETATO L'ACCESSO ALLA SALA IN CUI SI EFFETTUA LA IORT AI NON AUTORIZZATI.

Gruppo Operatorio

Commissioning

References

- *ISTISAN 03/1*, www.iss.it
- *AAPM TG 48, IJROBP 33, 1995*
- *AAPM TG 72, Med Phys 33, 2006*
-

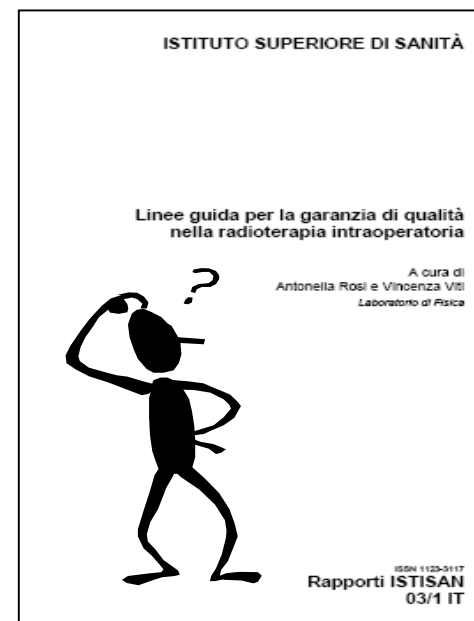
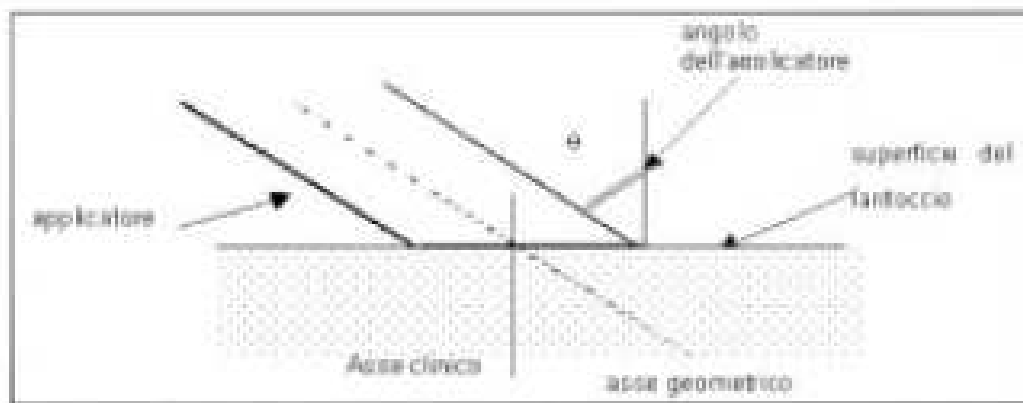


alto dose rate

problemi di determinazione della dose, non si possono applicare protocolli dosimetrici convenzionali

IORT con acceleratore dedicato

applicatori angolati

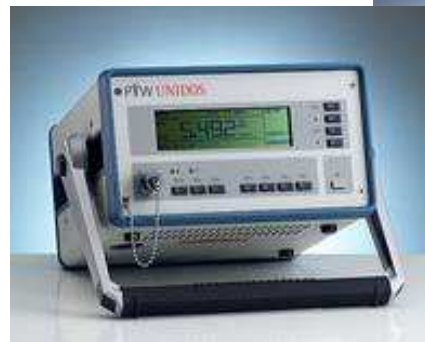


Rapporto ISTISAN 03/01
Linee guida per la garanzia di qualità nella rt intraoperatoria

dosimetria relativa

- curve di dose in profondità (PDD)
- profili trasversali di dose
- curve di isodose

elettrometro



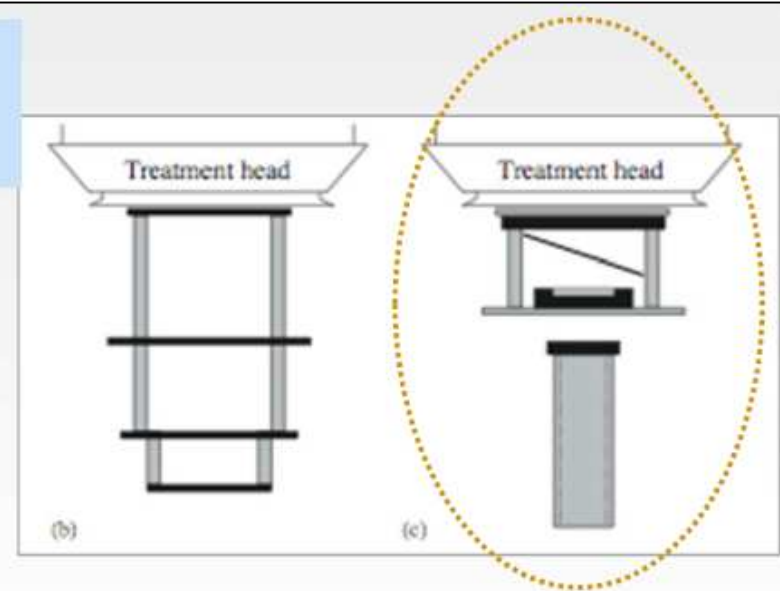
camere a ionizzazione

fantoccio ad acqua motorizzato



Dosimetria in condizioni di riferimento

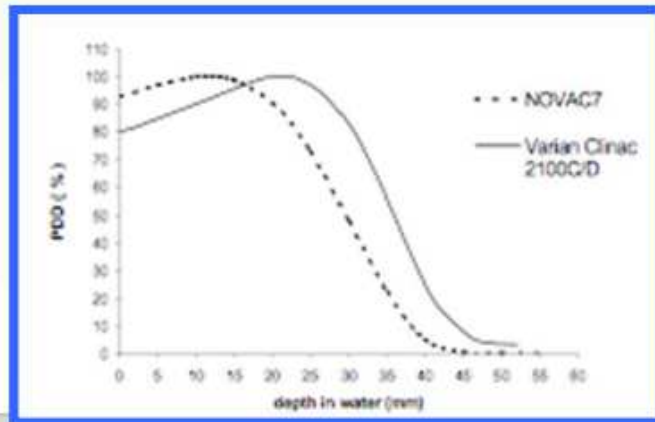
- ❖ A square section applicator ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) or a circular applicator (dia-10 cm) with a plane base is recommended.
- ❖ The more complex treatment set-ups of IORT give electron fields where the lateral-scatter equilibrium is degraded compared with conventional beams.
- ❖ The position, direction, charge and energy of the ionizing particles of such beams will be different from those collimated with the conventional systems.
- ❖ They present **an energetic spectrum downgraded towards low energies and a wider angular distribution** in comparison to the standard beams.



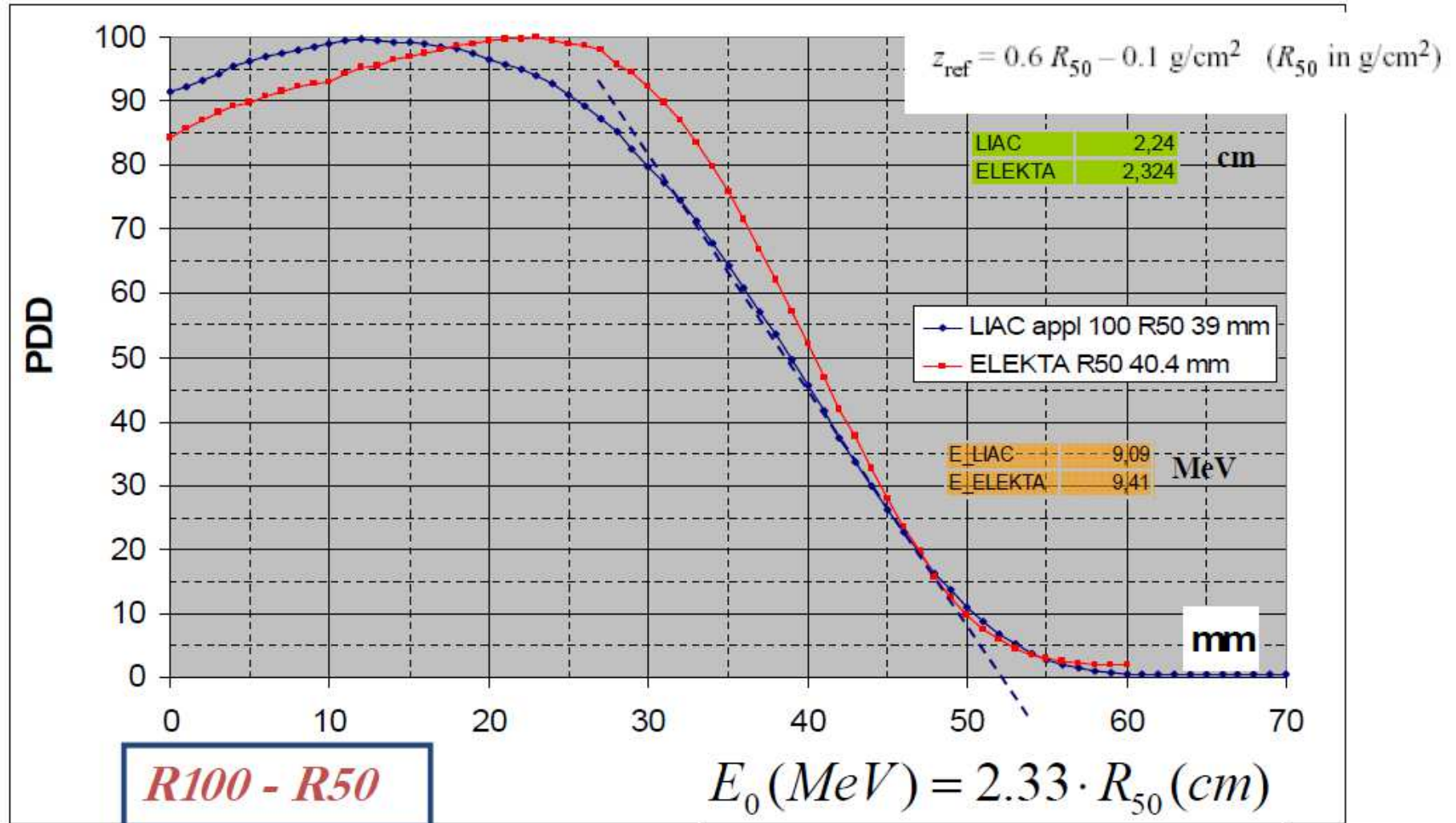
Bjork P et al. *PMB* 47,2002;
PMB 48, 2004

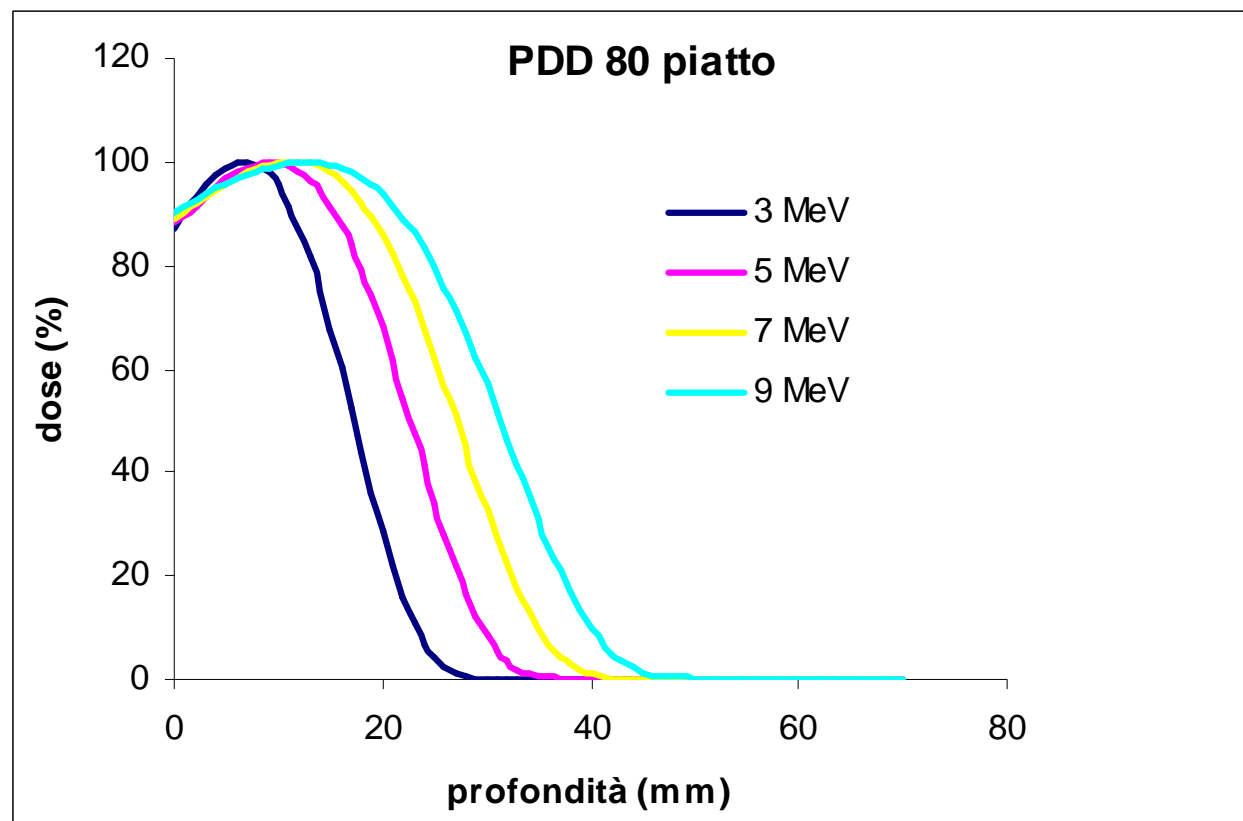
*“The passage of the electrons through the IORT collimation system results in a large number of scattered electrons in the clinical beam, and these electrons may have a large influence on the absorbed dose distribution in the patient”
(Bjork et al.)*

- Mobile linacs PDD show higher surface dose (especially for the lower energies) and less steep dose gradients (especially for the higher energies)

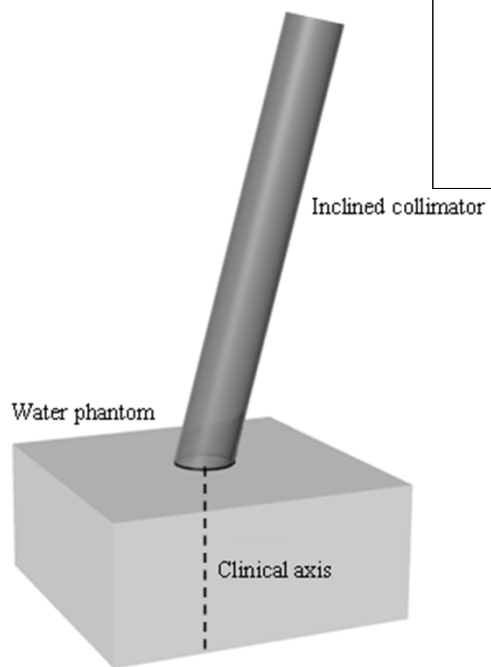
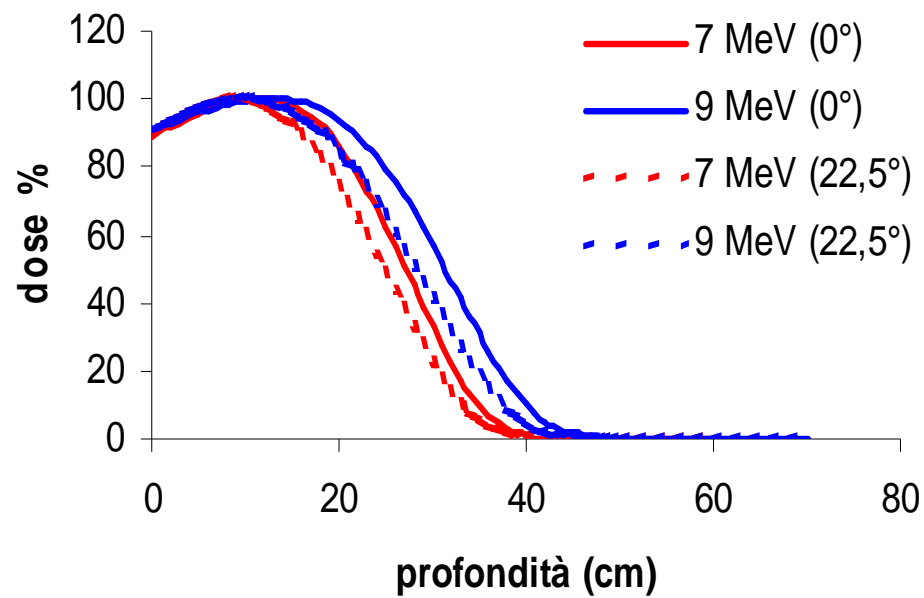


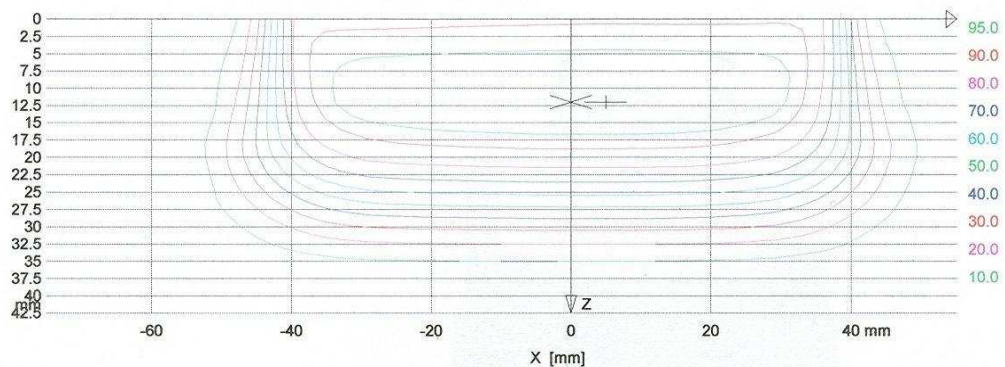
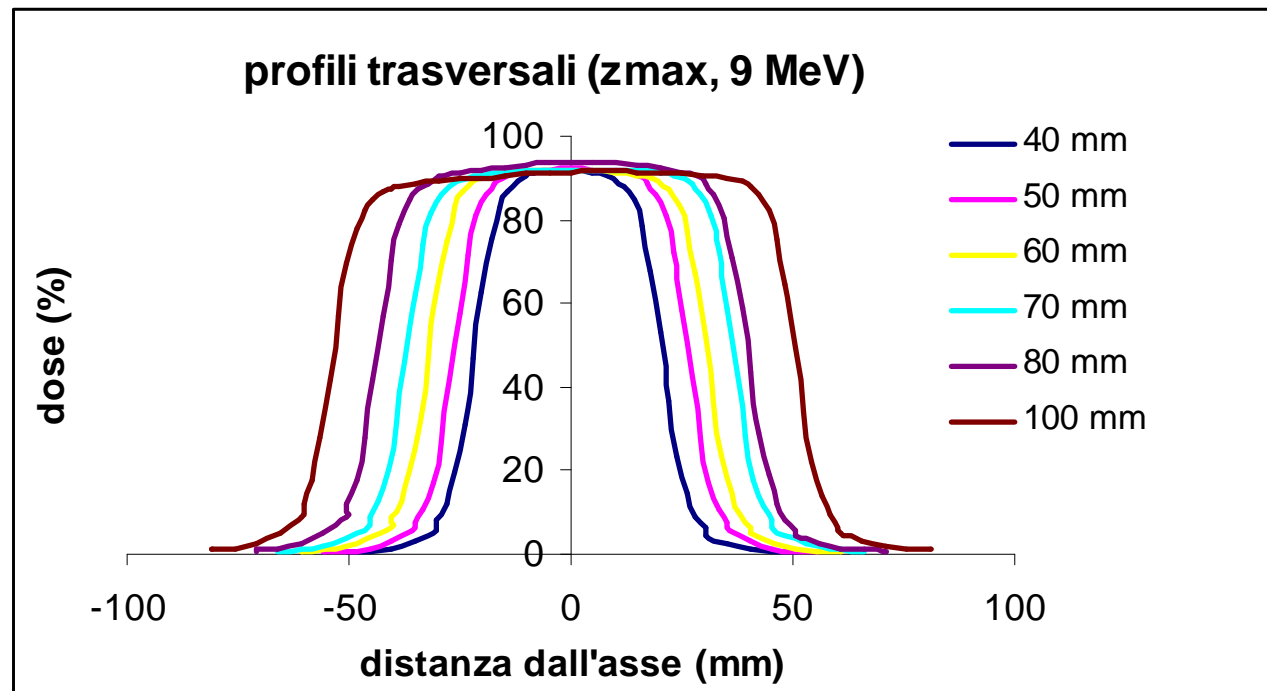
9 MeV	NOVAC	CLINAC 2100C/D
E_0 (MeV)	7	8.4
R_{max} (mm)	13.0	21
R_{90} (mm)	22	28
R_{50} (mm)	31	36
R_p (mm)	39	45



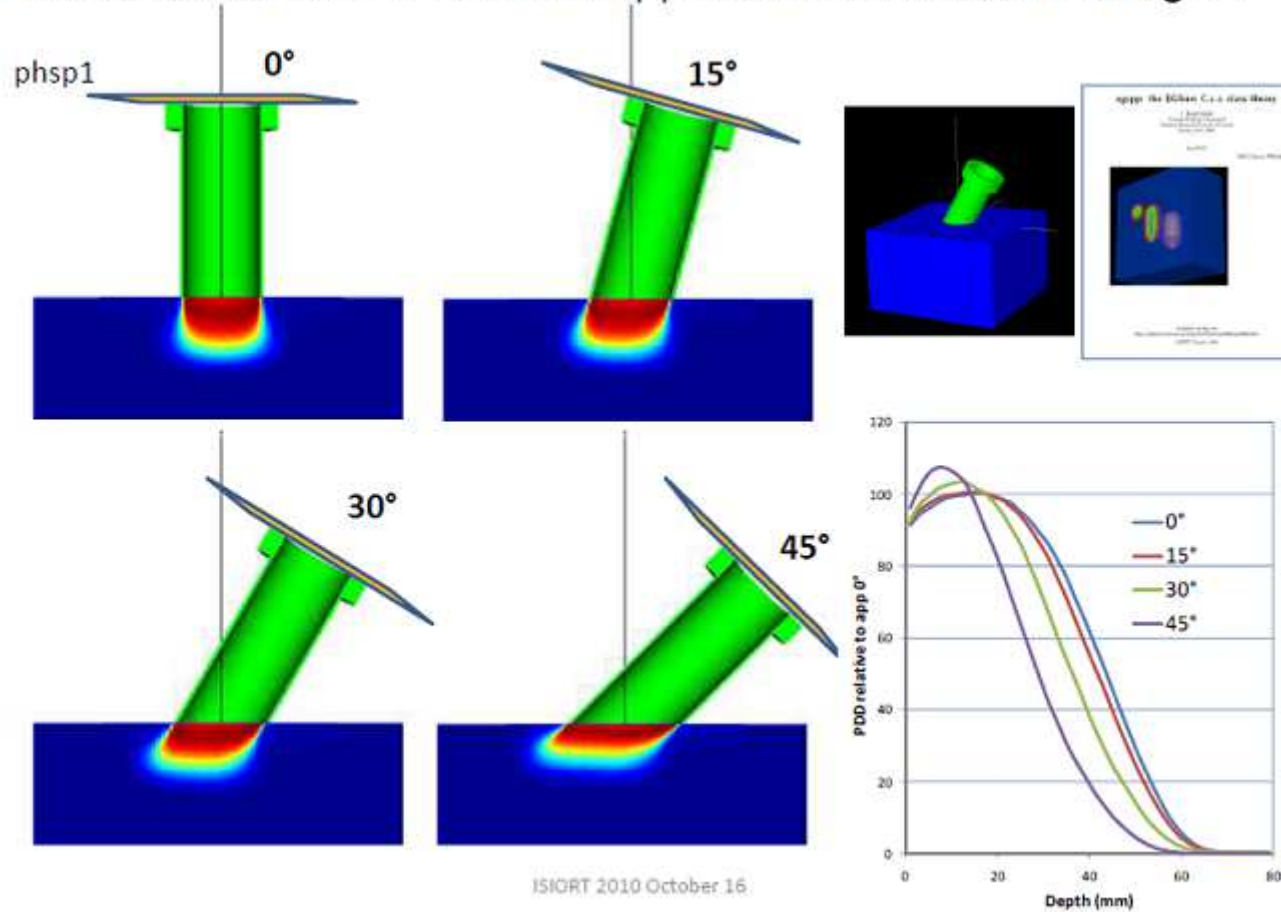


confronto appl. piatto / angolato





Dose distribution for bevelled applicators calculated with egs++



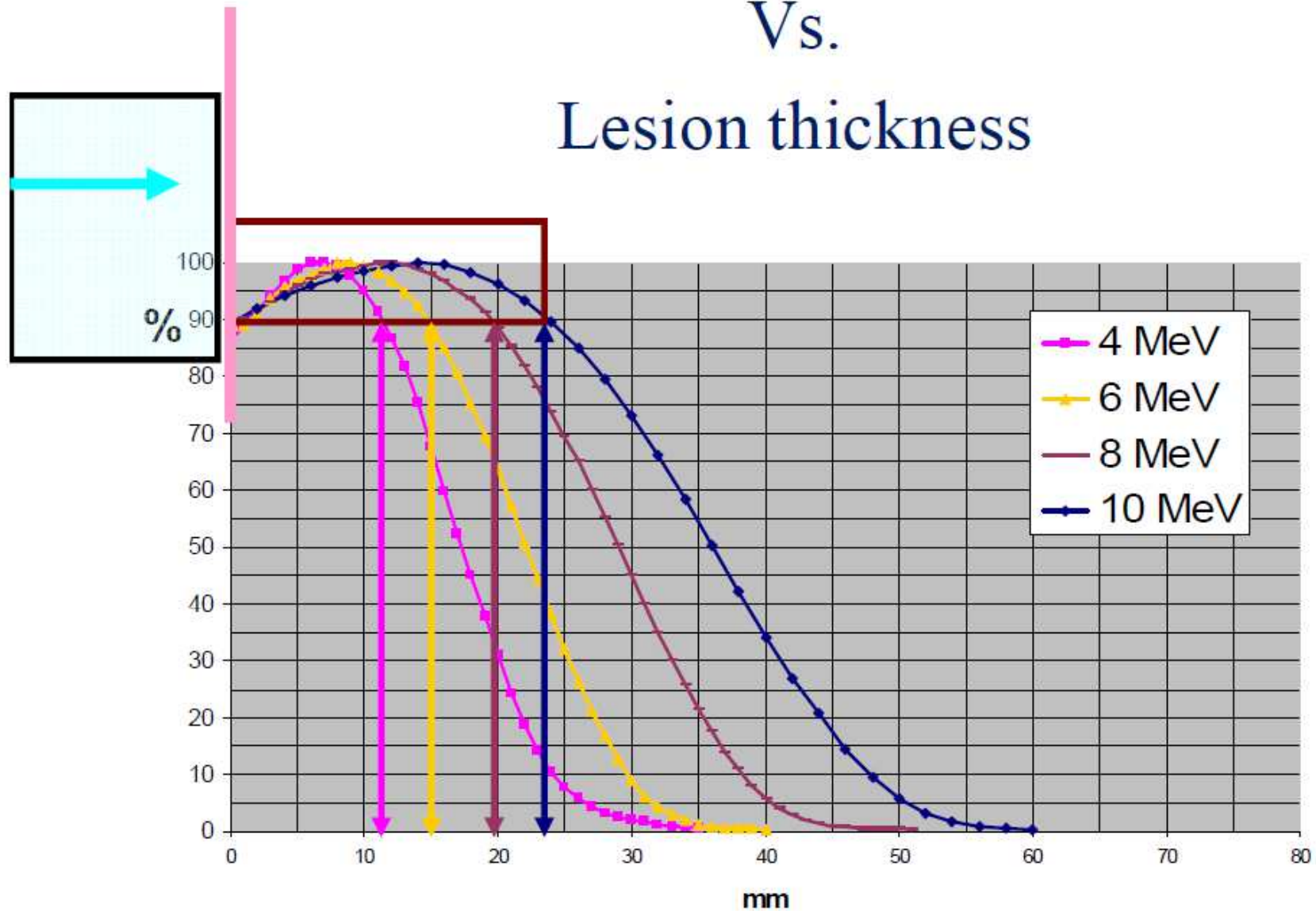
ISIORT 2010 October 16

G. Iaccarino et al., 'Monte Carlo simulations to improve Intra Operative Radiation Therapy dose calculations', ISIORT 2010

Depth Dose Profiles

Vs.

Lesion thickness



Relative dosimetry Standard linacs

❖ If the dosimetry protocols are applied directly to degraded e-beams, an additional uncertainty can be introduced in the dose determination (due to the strong energy dependence of the water-to-air SP-ratio with IC)

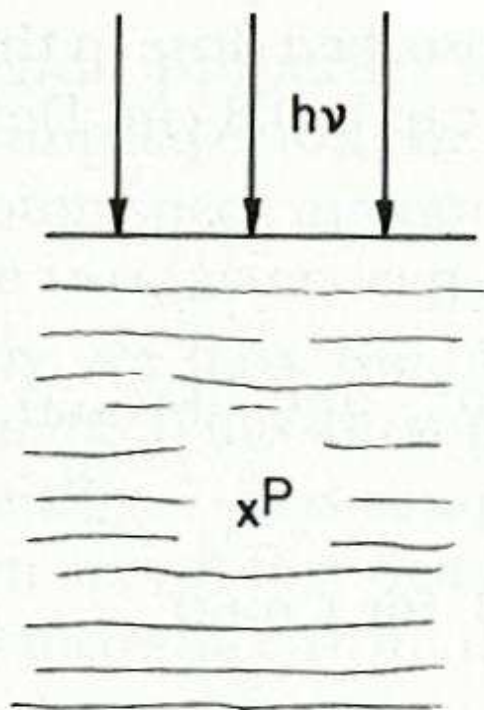
❖ **1%÷2%**

❖ It is preferable to use detectors having a small energy and angular dependence (**p Si-diodes or diamond detectors**)



dosimetria assoluta

determinazione della dose assorbita

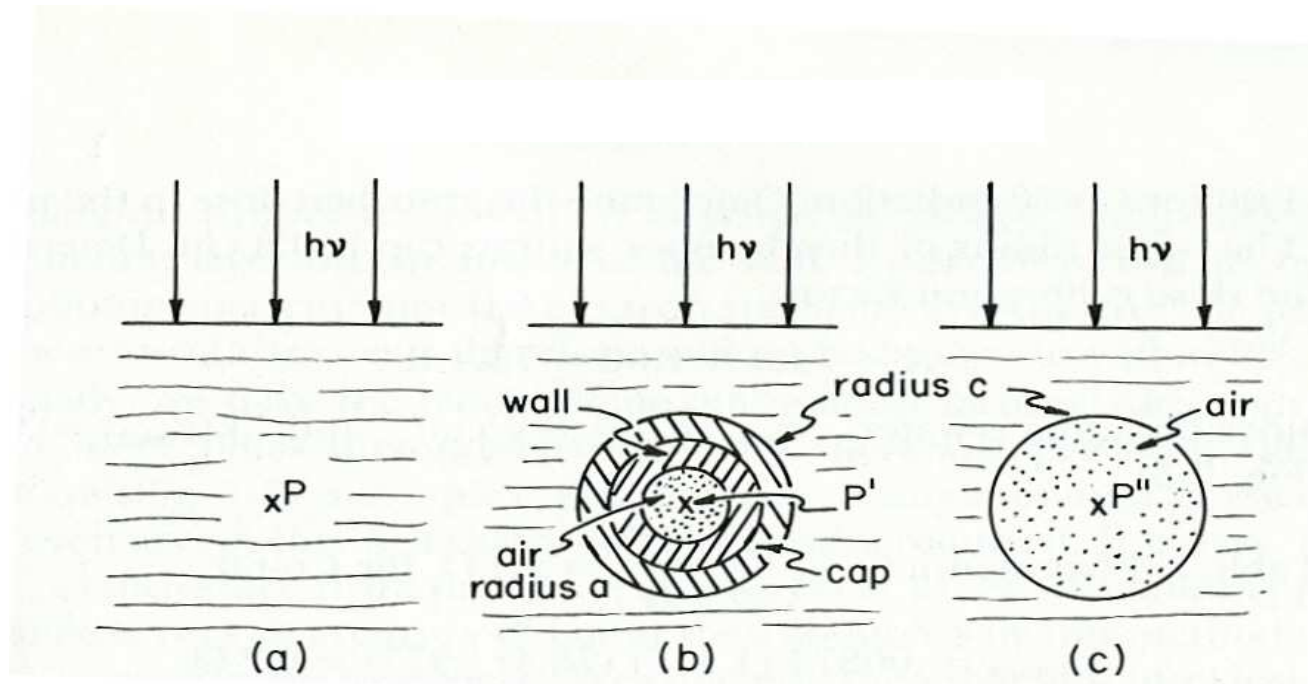


calorimetria

- aumento di T di una massa isolata
- non usata dai laboratori di standardizzazione

ionizzazione

molteplici fattori di correzione, derivati dalla teoria della cavità di Bragg - Gray



introduzione di una camera a ionizzazione
a cavità: effetto di perturbazione del mezzo



$$\text{DOSE} = \text{lettura M} + \left\{ \begin{array}{l} \text{fattori correttivi} \\ \text{fattore di calibrazione} \end{array} \right.$$

lettura del dosimetro
con i fattori correttivi

fattore di calibrazione in
termini di dose assorbita
in acqua, per un fascio di
qualità Q_0

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

dose assorbita in acqua
nelle condizioni di
riferimento

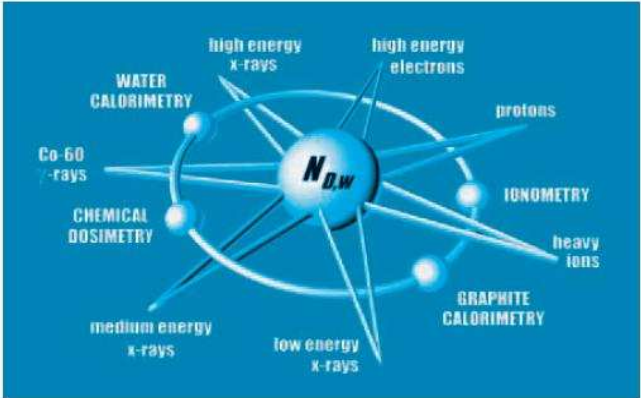
fattore di correzione per la differenza
tra il fascio di riferimento di qualità Q_0
e il fascio utilizzato

Protocolli dosimetrici

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY
(IAEA)

ridurre incertezza nella determinazione
della dose assorbita in acqua: i fattori
di conversione non tengono conto delle
differenze individuali tra le camere

formalismo più semplice




The diagram shows a central sphere labeled $N_{D,w}$ with lines radiating to various dosimetry standards: WATER CALORIMETRY, Co-60 γ-rays, CHEMICAL DOSIMETRY, medium energy x-rays, low energy x-rays, high energy x-rays, high energy electrons, protons, heavy ions, IONOMETRY, and GRAPHITE CALORIMETRY.

TECHNICAL REPORTS SERIES No. **398**

Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy
An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water

Sponsored by the IAEA, WHO, PAHO and ESTRO



INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, VIENNA, 2000

Calcolo del K_{sat}

$$D_w(Z_{ref}) = M_{corr} N_{D,w,Q} K_{qp} K_{sat}$$

IAEA-TRS 398 (2000)

- Standard method (2 voltage) to obtain K_{sat} for conventional beams but with dose per pulse $< 0,1$ cGy/p

- LIAC:

Nominal Energy (MeV)	dose per pulse @ R ₁₀₀ (cGy/p)	
	Ø 100 mm	Ø 40 mm
10	2 – 3,5	4 – 6
8	1 – 1,5	2 – 3
6	0,6 – 0,8	1,1 – 1,5
4	0,3 – 0,5	0,5 – 0,9

- If $dpp > 1$ cGy/p overestimation up to 20%
- Ionization chamber and standard protocol not useful

The effect of free-electron collection on the recombination correction to ionization measurements of pulsed radiation

J W Boag[†], E Hochhäuser[‡] and O A Balk[‡]

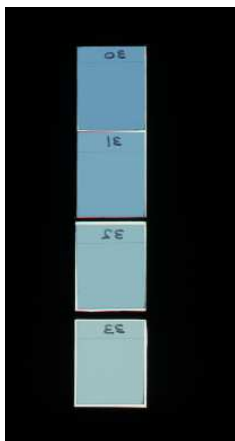
[†] 88 Craiglockhart Road, Edinburgh EH14 1EP, UK

[‡] GSF Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg Institut für Strahlenschutz, Ingolstädter Landstraße 1, D-85758 Oberschleißheim, Germany

Received 25 September 1995

- Impossibilità di utilizzare i metodi tradizionali per la determinazione di k_{sat} , fattore che corregge la perdita di carica raccolta dovuta alla ricombinazione ionica.
- Impossibilità di trascurare la variazione di k_{sat} al variare del dose-rate e, di conseguenza, di fissare $k_{sat} = 1$ per misure di **dosimetria relativa**.

pellicole radiocromiche



dosimetri chimici
di Fricke



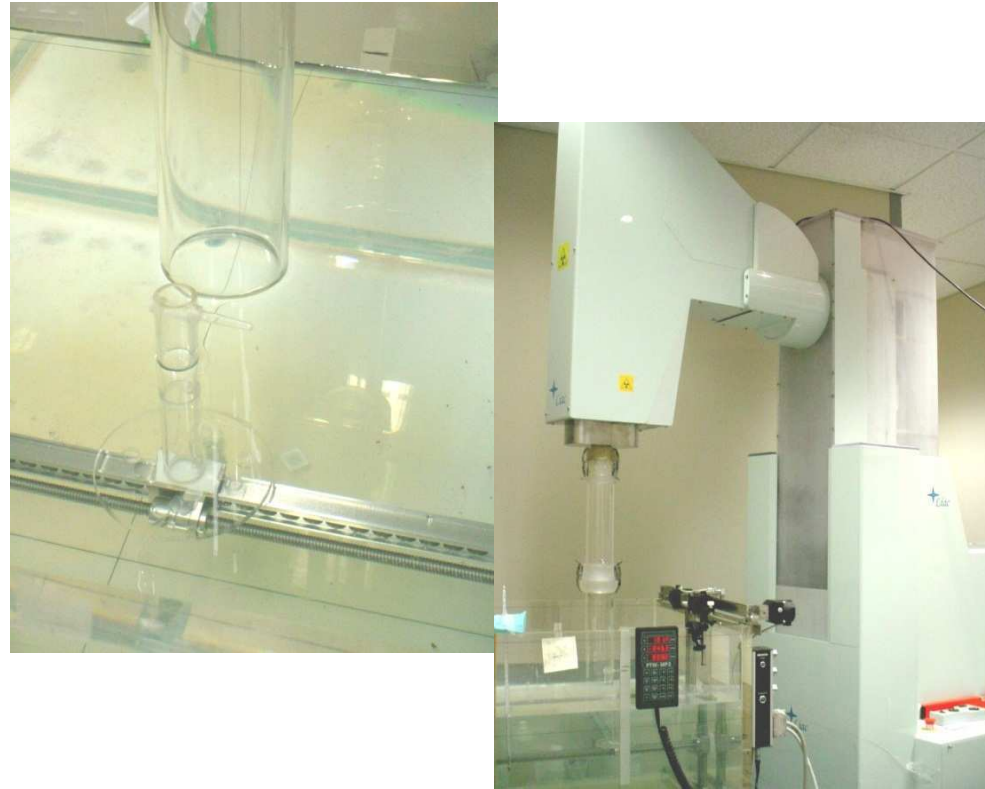
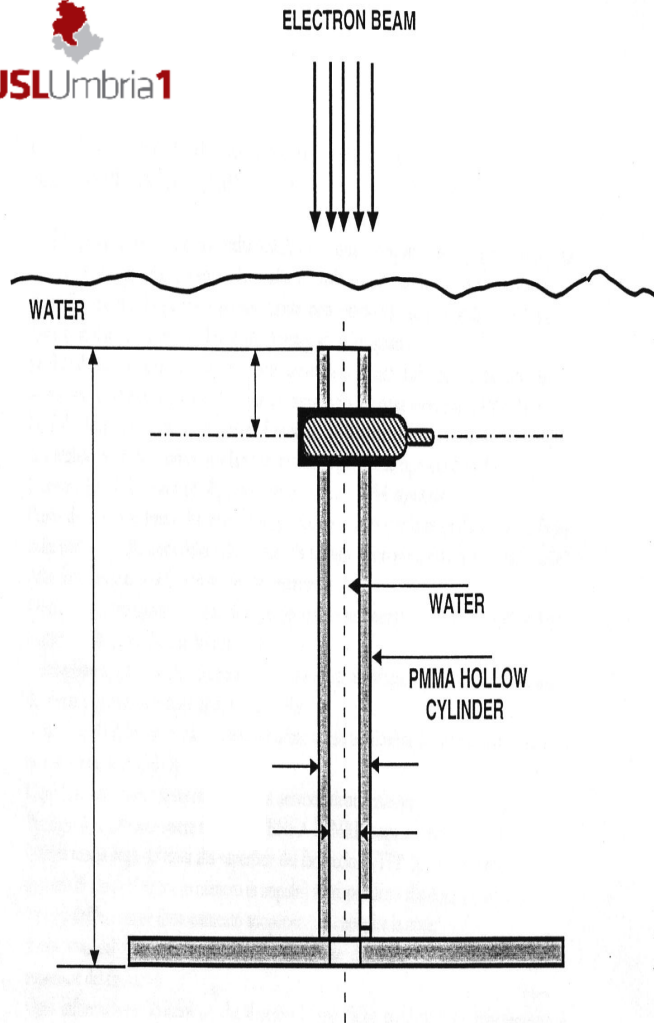
Diameter:8 mm, height: 28 mm

indipendenza
dal dose rate?



camera a ionizzazione piatta:
metodo Laitano Guerra

- rivelatore raccomandato dai protocolli per la taratura di un fascio di elettroni
- praticità d'impiego
- lettura in tempo reale



- **Dosimetri non utili per misure di routine**
 - *3 vials per ogni punto di misura*
 - *dose di 50/100 Gy*
 - *bassa risoluzione spaziale*
 - *bassa sensibilità*
 - *costo elevato*
 - *processo di lettura post irraggiamento*
- Incertezza nella misura di dose: **1,6%** (1σ)

Radiation Protection Dosimetry (2006), 1 of 5
doi:10.1093/rpd/nci621

ON MEASURING THE OUTPUT OF AN IORT MOBILE DEDICATED ACCELERATOR

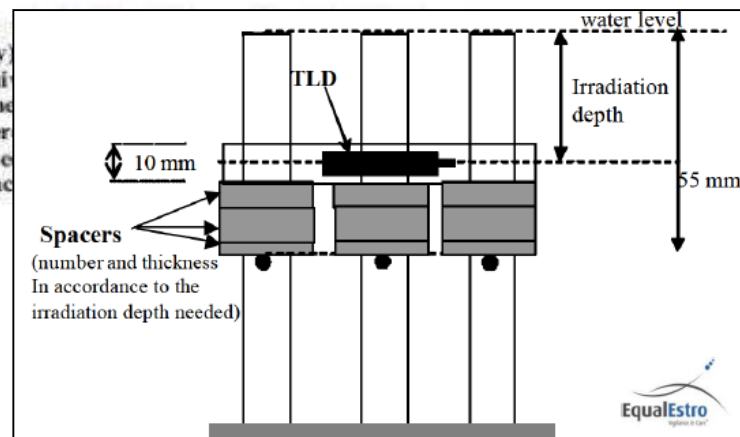
C. De Angelis¹, A. Soriani², M. Benassi² and S. Onori¹

¹Department of Technology and Health, Istituto Superiore di Sanità, Viale Regina Elena, 299, 00161 Rome, Italy

²Laboratorio di Fisica Medica e Sistemi Esperti—IFO Regina Elena, Via Elio Chianesi, 53, 00144 Rome, Italy

Dosimetri ad alanina

In the present work, dose-to-water values derived from Fricke (operated by Laboratory) and alanine (operated by the Istituto Superiore di Sanità, Italy) characterised by a high dose per pulse were compared to show the extent of equilibrium study demonstrates agreement (within 2%) of the two dosimetry systems for plane small diameter (40 mm) and bevelled (22.5°) applicators, Fricke dosimeters under IORT applicators (22.5° or more) with small diameter (~40 mm or less) reduce Under these measurement conditions, the alanine dosimeter gives better accuracy with the Fricke dosimeter used.



Film radiocromici



C. Fiandra et al.

“Absolute and relative dose measurements with Gafchromic™ EBT film for high energy electron beams with different doses per pulse”

Med Phys, 35, 2008

Camere a ionizzazione

- buona sensibilità
- praticità
- misura dose in tempo reale
- dosimetro raccomandato da IAEA TRS 398



Ion recombination correction for very high dose-per-pulse high-energy electron beams

F. Di Martino,^{a)} M. Giannelli, A. C. Traino, and M. Lazzeri^{b)}
*U.O. Fisica Sanitaria – Sezione di Fisica Medica, Azienda Ospedaliera Universitaria Pisana,
via Roma 67, 56126 Pisa, Italy*

- formalismo derivato dalla teoria di Boag
- nuova equazione per il K_{sat}
- c.i. necessita di una **pre-calibrazione** tramite un dosimetro indipendente dal dose rate



Ion recombination correction for very high dose-per-pulse high-energy electron beams

F. Di Martino,^{a)} M. Giannelli, A. C. Traino, and M. Lazzeri^{b)}
U.O. Fisica Sanitaria—Sezione di Fisica Medica, Azienda Ospedaliera Universitaria Pisana,

Med. Phys. 32 (7), July 2005

Absolute dose measurements by means of a small cylindrical ionization chamber for very high dose per pulse high energy electron beams

E. Karaj, S. Righi, and F. Di Martino^{a)}
U.O. Fisica Sanitaria, Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana, via Roma 67, 56126 Pisa, Italy

(Received 28 August 2006; revised 22 December 2006; accepted for publication 3 January 2007; published 13 February 2007)

Very high dose per pulse (3–13 cGy/pulse) high energy electron beams are currently produced by special linear accelerators (linac) dedicated to Intra Operative Radiation Therapy (IORT). The electron beams produced by such linacs are collimated by special Perspex applicators of various size and cylindrically shaped. The biggest problems from the dosimetric point of view are caused by the high dose-per-pulse values and the use of inclined applicators. In this work measurement of absolute dose for the inclined applicators were done by using a small cylindrical ionization chamber, type CC01 (Wellhofer), a parallel plane ionization chamber type Markus (PTW 23343) and radiochromic films type EBT. We show a method which allows calculating the quality correction factors for CC01 chamber with an uncertainty of 1% and the absolute dose value for the inclined applicators using CC01 with an uncertainty of 3.1% for electron beams of energy of 6 and 7 MeV produced by the linac dedicated to IORT Novac7. © 2007 American Association of Physicists in Medicine. [DOI: 10.1118/1.2436979]

Calculation
method for K_{sat}
Uncertainty < 3%

Med. Phys. 34 (3), March 2007

non richiede calibrazione delle c.i.

Combining the uncertainty of 2% on k_s''' with the typical uncertainties for D_w reported in the current dosimetry protocols gives an overall uncertainty on $(D_w)_{ion}$ of about 3% (1σ). Output calibration of high-dose-per-pulse beams by ionization chambers calls for particular care. The uncertainty of 3% has to be considered an optimal uncertainty level. In the current practice of clinical dosimetry the value of 3% can be easily increased because of the considerable number of steps involved in the determination of k_s from equation (5). Future work on this subject will no doubt benefit from a more thorough investigation to update the values of parameters such as the free-electron fraction or the electron drift velocity in air as a function of electric field strength.

incertezza: 3% (1σ)

Charge collection efficiency in ionization chambers exposed to electron beams with high dose per pulse

R F Laitano¹, A S Guerra¹, M Pimpinella¹, C Caporali¹ and A Petrucci²

¹ Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti, ENEA Centro Ricerche Casaccia, c.p. 2400 Roma, Italy

² A.C.O. S. Filippo Neri, U.O. Fisica Sanitaria, Roma, Italy

Received 14 August 2006, in final form 25 October 2006

Published 28 November 2006

Online at stacks.iop.org/PMB/51/6419

Abstract

The correction for charge recombination was determined for different plane-parallel ionization chambers exposed to clinical electron beams with low and high dose per pulse, respectively. The electron energy was nearly the same (about 7 and 9 MeV) for any of the beams used. Boag's two-voltage analysis (TVA) was used to determine the correction for ion losses, k_s , relevant to each chamber considered. The presence of free electrons in the air of the chamber cavity was accounted for in determining k_s by TVA. The determination of k_s was made on the basis of the models for ion recombination proposed in past years by Boag, Hochhäuser and Balk to account for the presence of free electrons. The absorbed dose measurements in both low-dose-per-pulse (less than 0.3 mGy per pulse) and high-dose-per-pulse (20–120 mGy per pulse range) electron beams were compared with ferrous sulphate chemical dosimetry, a method independent of the dose per pulse. The results of the comparison support the conclusion that one of the models is more adequate to correct for ion recombination, even in high-dose-per-pulse conditions, provided that the fraction of free electrons is properly assessed. In this respect the drift velocity and the time constant for attachment of electrons in the air of the chamber cavity are rather critical parameters because of their dependence on chamber dimensions and operational conditions. Finally, a determination of the factor k_s was also made by zero extrapolation of the $1/Q$ versus $1/V$ saturation curves, leading to the conclusion that this method does not provide consistent results in high-dose-per-pulse beams.



Use of parallel-plate ionization chambers in reference dosimetry of NOVAC and LIAC[®] mobile electron linear accelerators for intraoperative radiotherapy: a multi-center survey

Paolo Scalchi¹

Department of Medical Physics, Azienda U.L.S.S. 8, Vicenza 36100, Italy

Alessia Ciccotelli and Giuseppe Felici

R&D Department, SIT, Aprilia 04011, Italy

Assunta Petrucci

Department of Medical Physics, S. Filippo Neri Hospital, Rome 00135, Italy

Raffaella Massafra

Department of Medical Physics, I.R.C.C.S. Institute of Oncology Giovanni Paolo II, Bari 70124, Italy

Valeria Piazzoli

Department of Radiotherapy, Multimedica Hospital, Casertanza 21053, Italy

Paola D'Avenia

Department of Medical Physics, ASUR MARCHE AV3, Macerata 62100, Italy

Francoesca Cavagnetto

Department of Medical Physics, IRCCS A.O.U. SAN MARTINO-IST, Genova 16132, Italy

Federica Cattani

Department of Medical Physics, European Institute of Oncology, Milan 20141, Italy

Raffaella Romagnoli

Department of Medical Physics, Bellaria Hospital, Bologna 40139, Italy

Antonella Soriani

Laboratory of Medical Physics and Expert Systems, Regina Elena National Cancer Institute, Rome 00144, Italy

(Received 15 February 2016; revised 6 November 2016; accepted for publication 11 November 2016; published 19 January 2017)

Purpose: LIAC[®] and NOVAC are two mobile linear accelerators dedicated to intraoperative radiation therapy (IORT), generating electron beams in the energy range of 3–12 MeV. Due to high dose-per-pulse (up to 70 mGy per pulse), in 2003 the Italian National Institute of Health (ISS) stated that “for the measure of dose to water in reference conditions, ionization chambers cannot be employed and no published dosimetry protocol can be used”. As a consequence, ferrous sulphate (or, alternatively alanine) dosimetry was recommended. Based on a retrospective multi-center survey, a comparison with ferrous sulphate dosimetry is now used to validate the parallel-plate ionization chambers for reference dosimetry of NOVAC and LIAC.

Methods: The IAEA TRS-398 dosimetry protocol was applied except for the reference irradiation setup and the determination of the ion-recombination correction factor k_s . Moreover the depth of maximum dose (R_{100}) instead of z_{ref} as measurement depth was chosen by the majority of centers, thus implying a renormalization of the beam-quality correction factor k_{Q,Q_0} , based on water-air stopping power ratios. Regarding the k_s determination, a previously published method, independent of ferrous sulphate dosimetry, was adopted. All the centers participating in this study had used both ferrous sulphate dosimeters and ionization chambers in water phantoms for dosimetry under reference conditions.

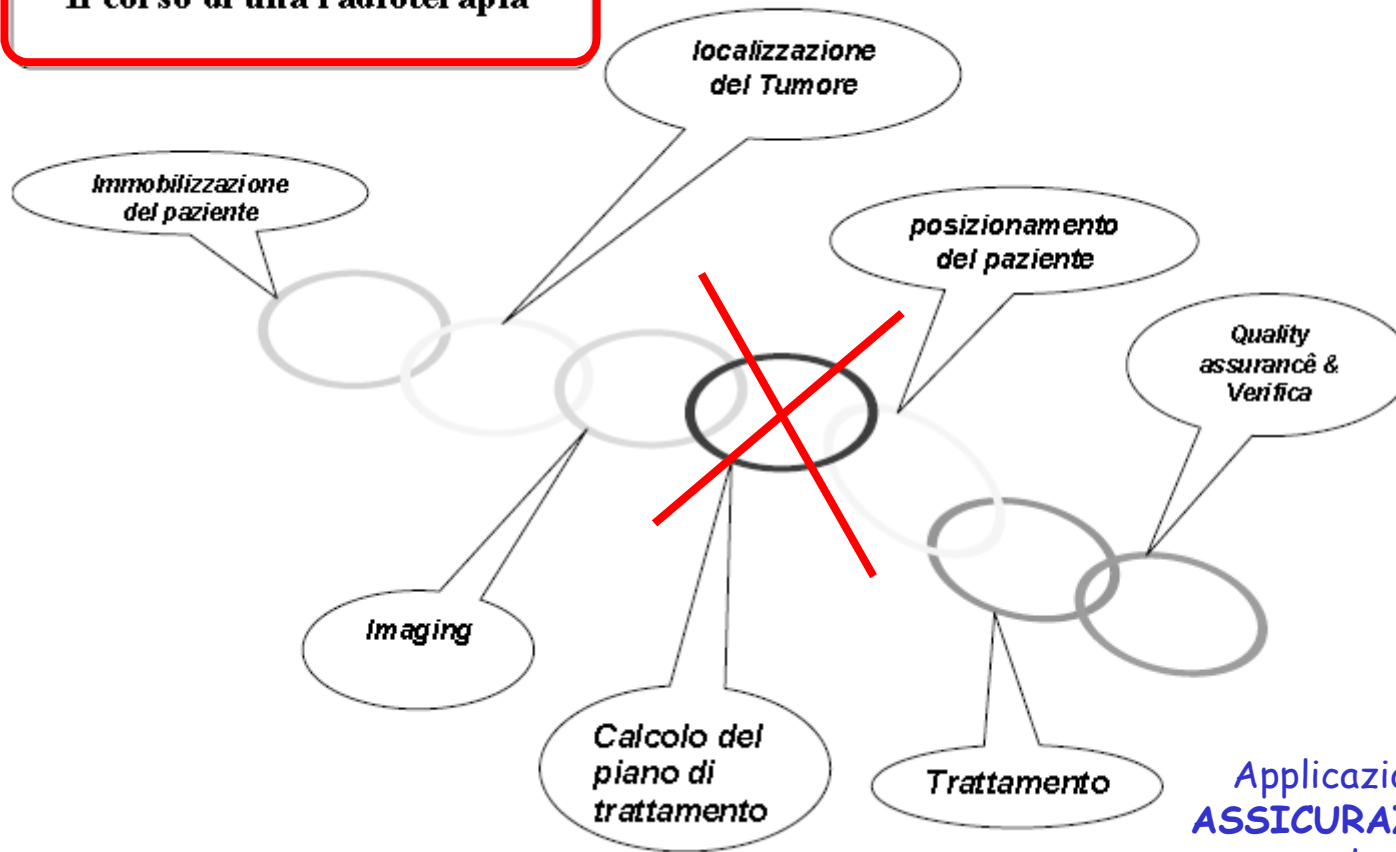
Results: The mean percentage difference between ionization chambers and ferrous sulphate dosimetry was -0.5% with a dispersion of 3.9% (2σ). Moreover, the uncertainty analysis allowed the agreement between ionization chambers and ferrous sulphate dosimetry to be verified. These results did

ences on the chosen reference depth.

Conclusion: The present study confirms that parallel-plate ionization chambers can properly and accurately substitute ferrous sulphate detectors in reference dosimetry of LIAC and NOVAC mobile linear accelerators. Therefore, we hope that the most commonly used protocols for reference

... e nella IORT?

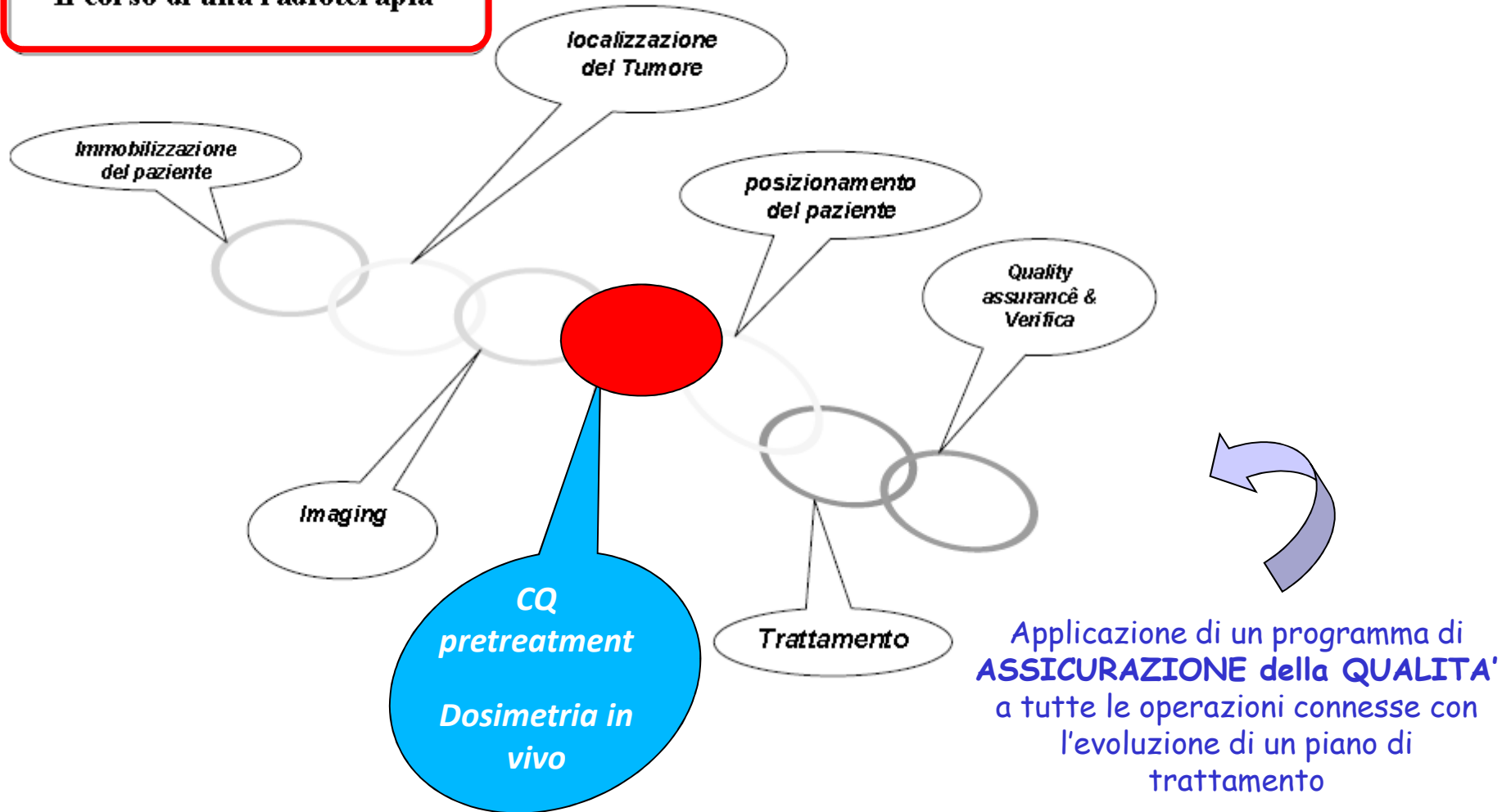
Il corso di una radioterapia



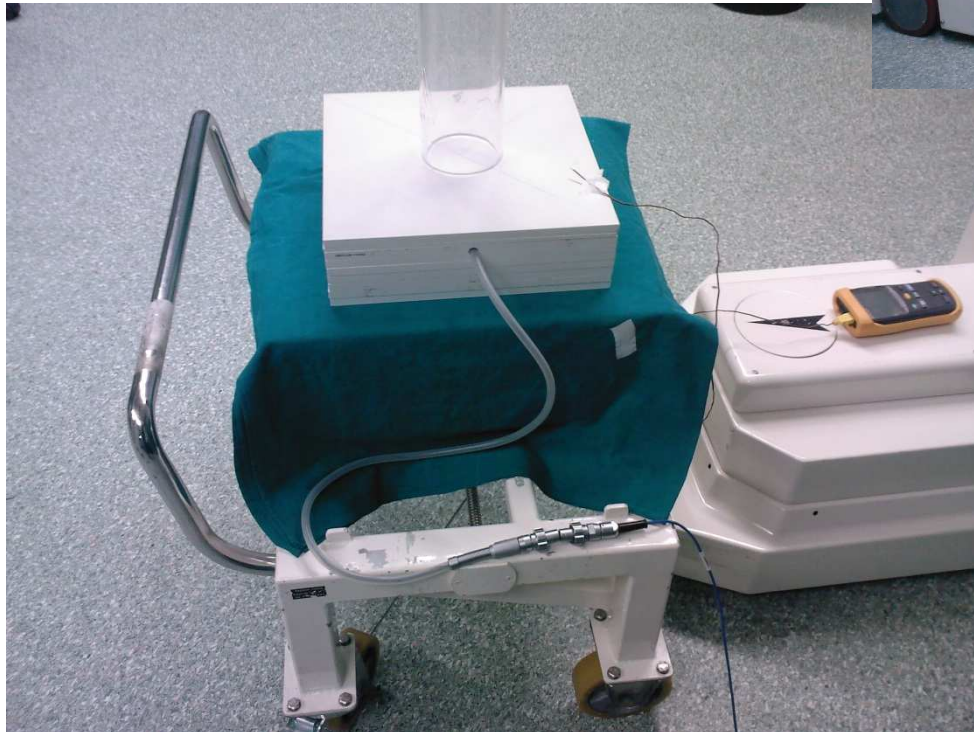
Applicazione di un programma di **ASSICURAZIONE della QUALITA'** a tutte le operazioni connesse con l'evoluzione di un piano di trattamento

... e nella IORT?

Il corso di una radioterapia



controlli dosimetrici pre-treatment



Fisico medico + TSRM

Controlli di qualità

<i>PARAMETRO</i>		<i>PERIODICITÀ</i>
1	sicurezze elettriche e meccaniche	prima di ogni trattamento
2	movimenti meccanici	prima di ogni trattamento
3	dispositivi di avvertimento ottici ed acustici	prima di ogni trattamento
4	integrità e sterilità degli applicatori	prima di ogni trattamento
5	stabilità a lungo termine del sistema di monitoraggio dosimetrico	prima di ogni trattamento, annuale
6	stabilità a breve termine del sistema di monitoraggio dosimetrico (ripetibilità)	mensile
7	linearità della dose	mensile
8	simmetria ed omogeneità del campo	accettazione, stato
9	energia della radiazione	accettazione, stato

check list controlli pre-treatment

Check list controlli tecnici da effettuare il giorno prima dalla seduta IORT		
Verifica SF6 (Range tra 1 / 1,5)	_____	<input type="checkbox"/> OK
Accensione macchina		<input type="checkbox"/> OK
Temperatura iniziale Testa	_____	<input type="checkbox"/> OK
Verifica corretta accensione spie consolle (tutte tranne lultima)		<input type="checkbox"/> OK
Reset allarmi		<input type="checkbox"/> OK
Movimentazione testa		<input type="checkbox"/> OK
Movimentazione modulatore		<input type="checkbox"/> OK
Movimentazione ruote		<input type="checkbox"/> OK
Controllo Applicatori/dischi protezione		<input type="checkbox"/> OK
Riscaldamento ultimato		<input type="checkbox"/> OK
Temperatura finale Testa	_____	<input type="checkbox"/> OK
		Data
Nome TSRM	_____	____/____/____
Firma TSRM	_____	

Sviluppi futuri?

- Treatment Planning System ?

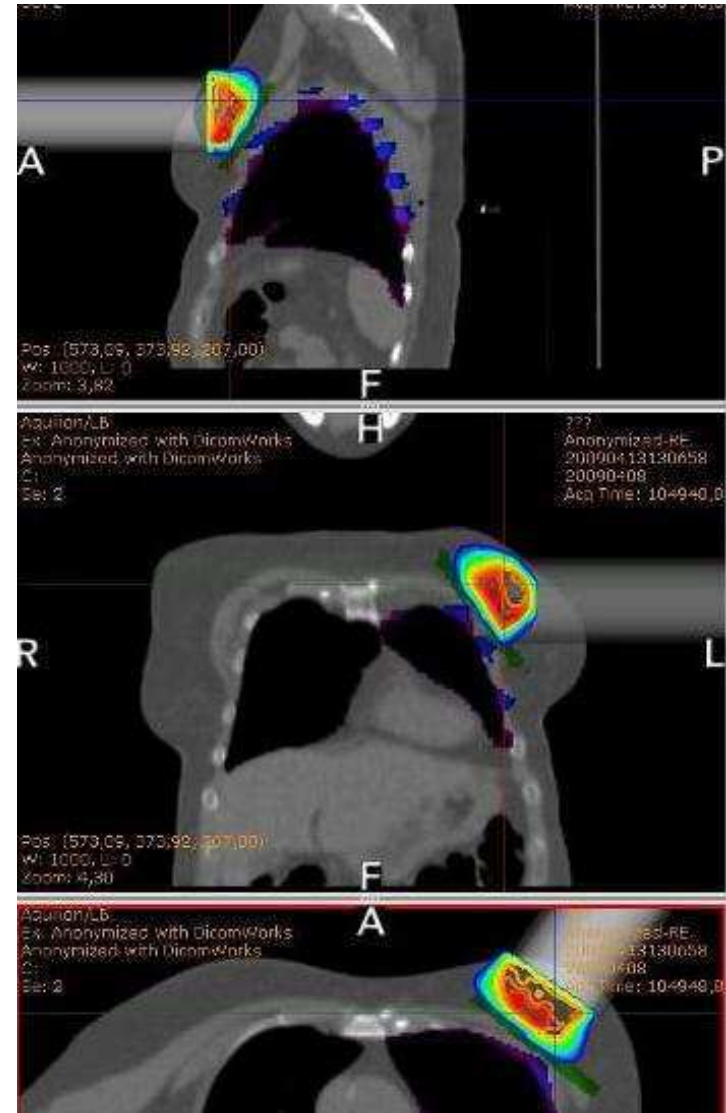
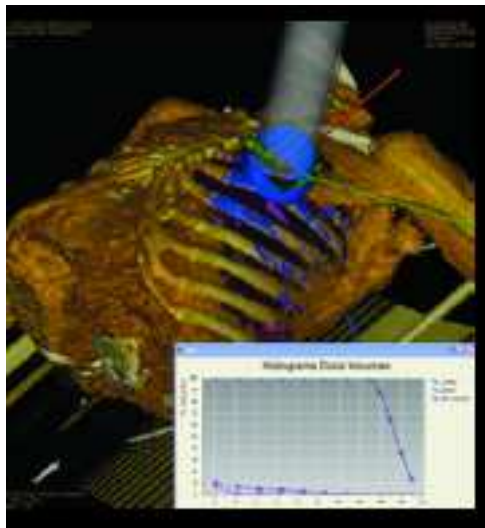




Fig. 8 The O-arm mobile surgical cone beam CT imaging device (Medtronic GmbH, Earl-Bakken-Platz 1, 10670 Meerbusch, Germany)

- imaging intraoperatorio:



Fig. 9 The robot-mounted flat panel surgical imaging device Siemens Artis zeego (Siemens Healthcare GmbH, Henkestr. 127, 91052 Erlangen, Germany)

- *spessore reale mammella*
- *posizione reale degli organi critici*
- *US? IB?*

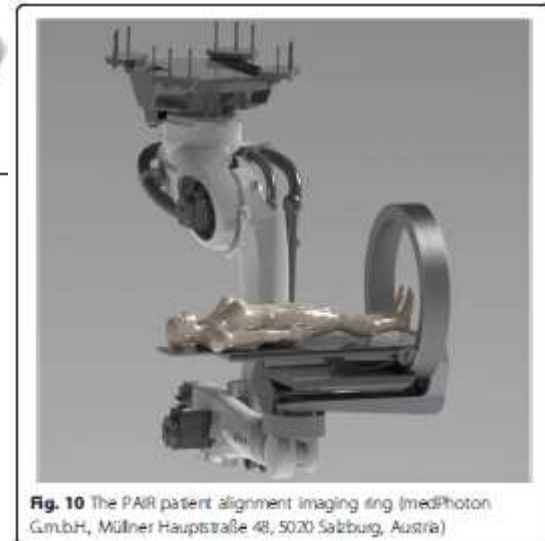
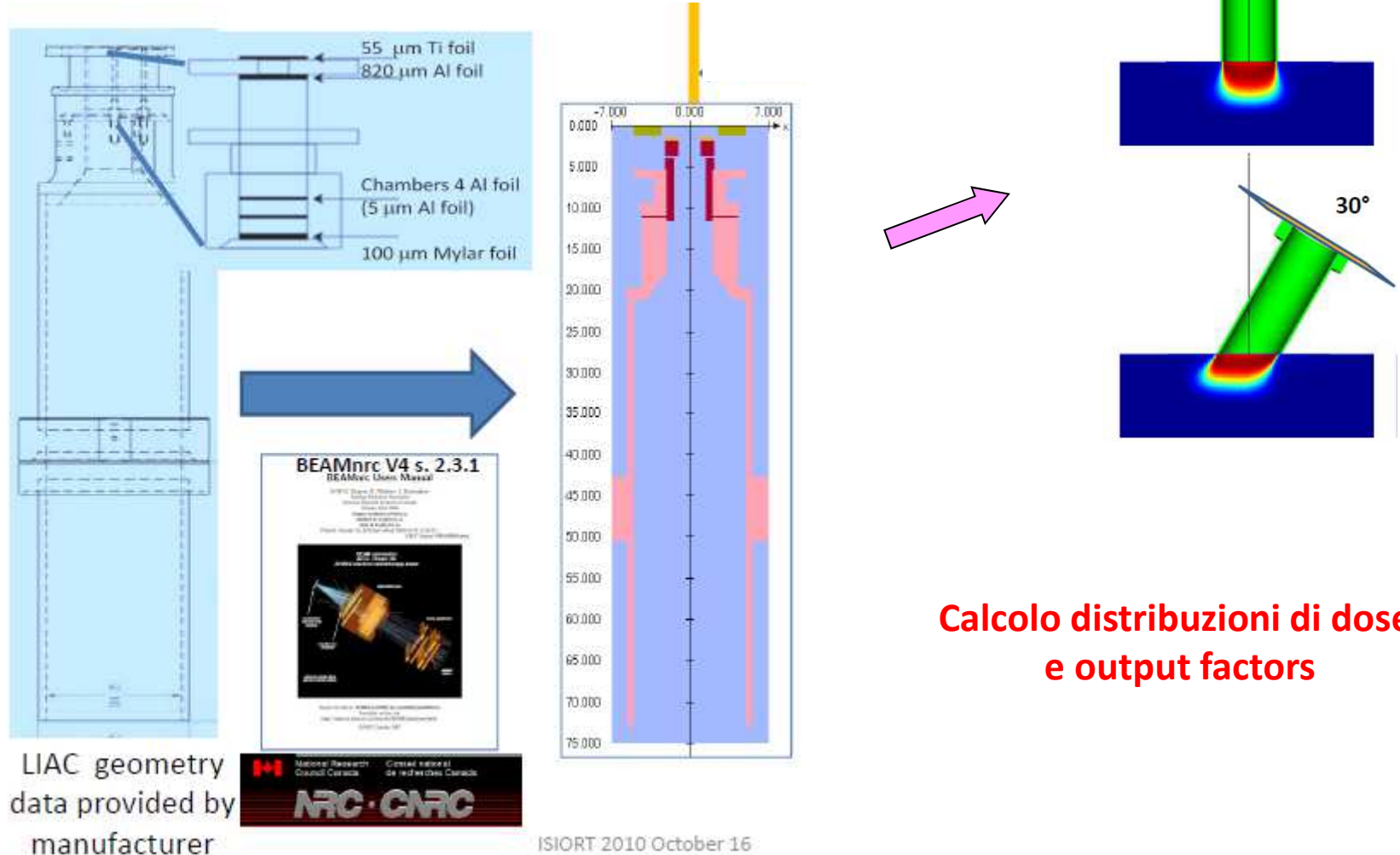


Fig. 10 The PAIR patent alignment imaging ring (medPhoton GmbH, Müllner Hauptstraße 48, 5020 Salzburg, Austria)

- simulazioni Monte Carlo



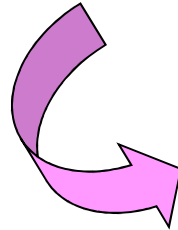
G. Iaccarino et al., 'Monte Carlo simulations to improve Intra Operative Radiation Therapy dose calculations', ISIORT 2010

- **Dosimetria in vivo**

**pratica di controllo a garanzia
di una corretta somministrazione
della dose terapeutica**



sistema dosimetrico passivo

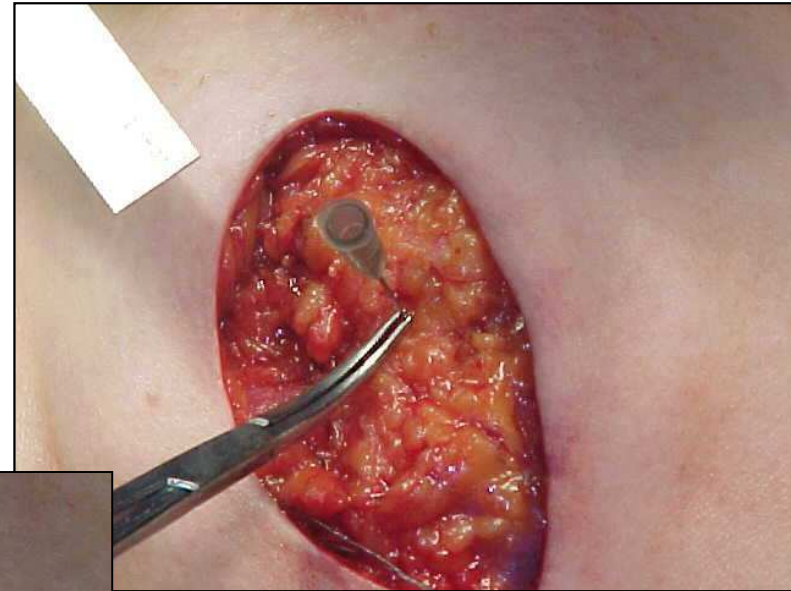
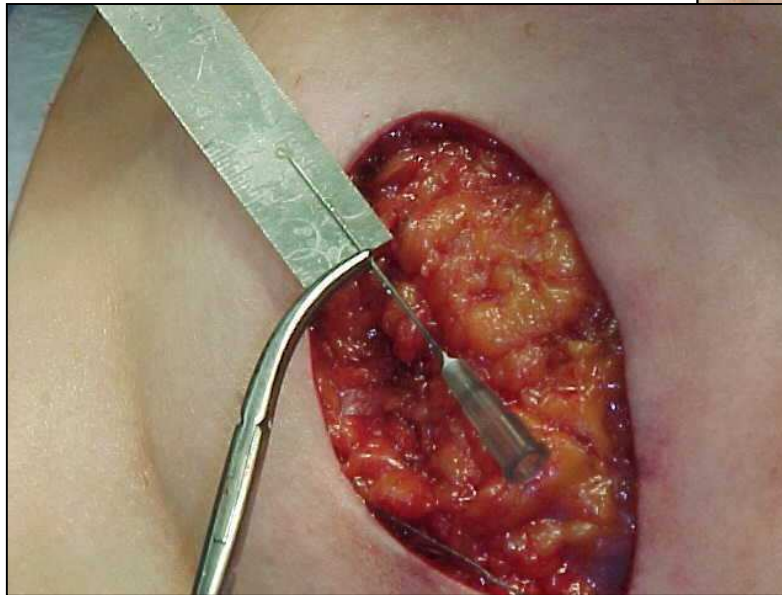


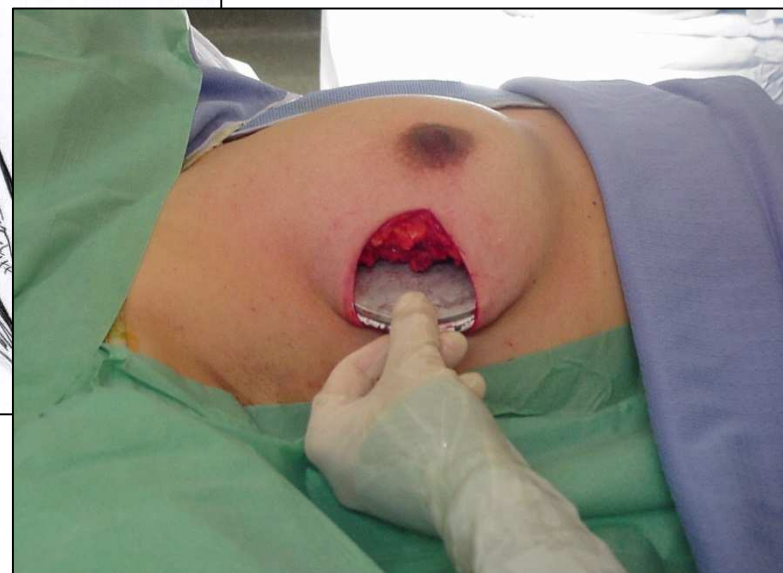
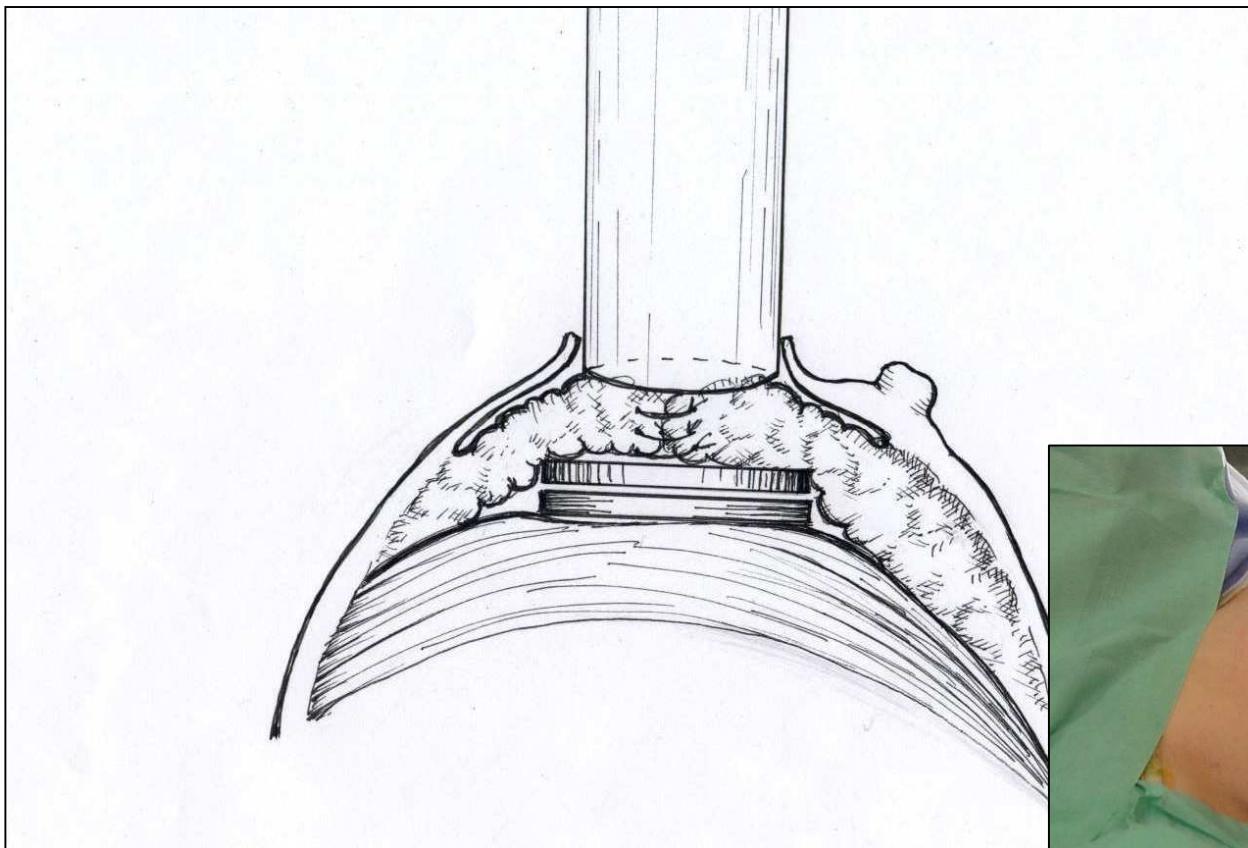
- dose elevata in singola frazione
- assenza di un TPS
- condizioni di irradiazione differenti da quelle standard in fantoccio



sistema dosimetrico attivo

Misura dello spessore ghiandolare

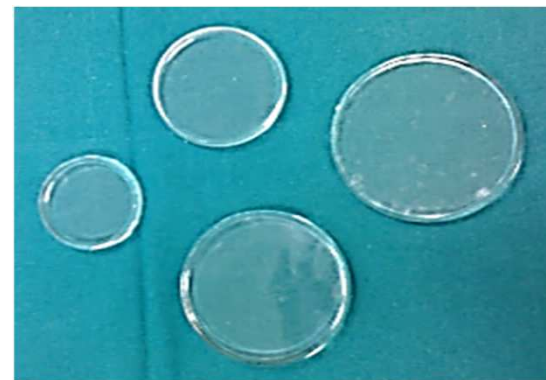
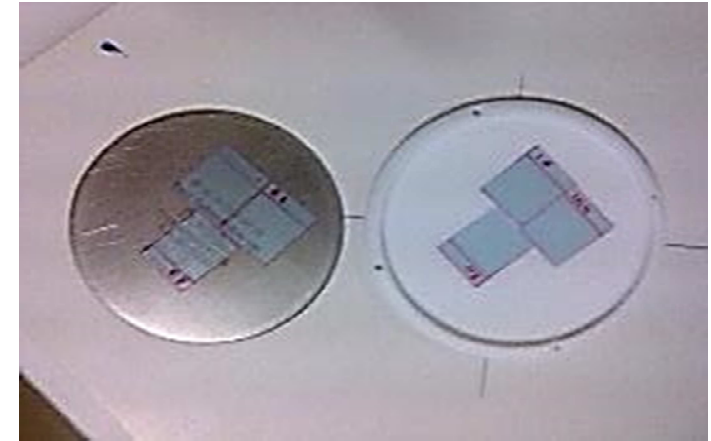




Produzione di bremsstrahlung: trascurabile (0.4% a 9 MeV)

Shielding protection disks (both made by SIT)

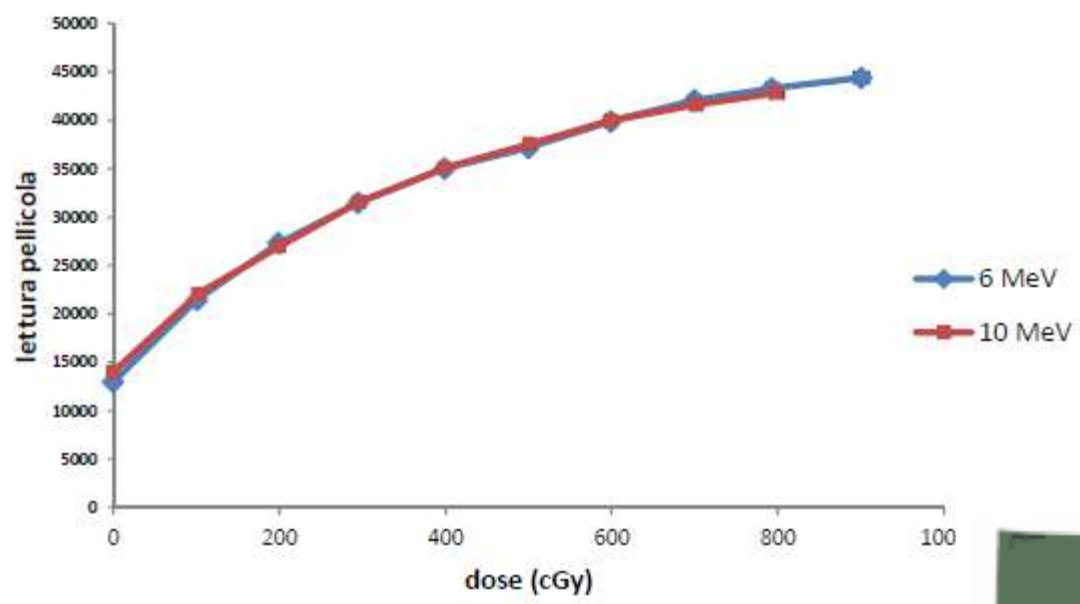
- LIAC[®]: PTFE (Polytetrafluoroethylene) & Stainless Steel, 0.7 cm thick and diameter size up to 9 cm
- Novac7: PMMA with different thickness (from 0.5 to 1 cm) and diameter size up to 12 cm, Al - Pb (NRT) with different thickness and diameter size up to 10 cm



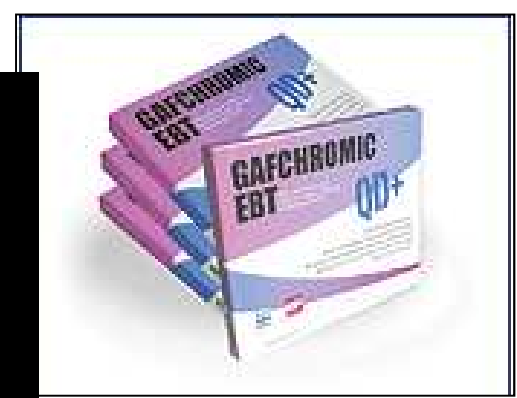
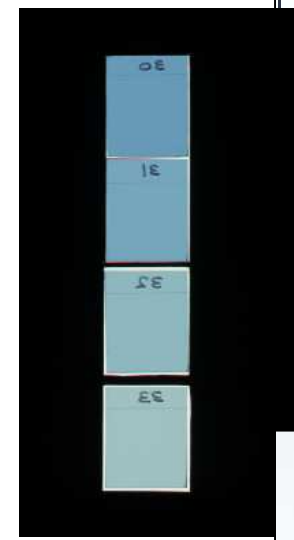
GAF Films

Indipendenza da:

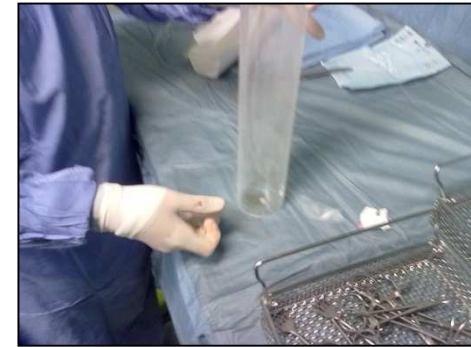
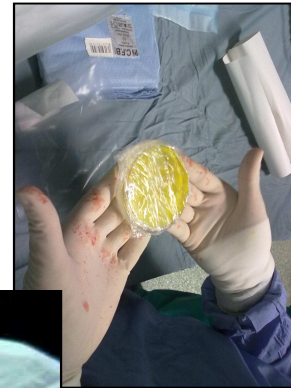
- Energia fascio
- Qualità fascio
- Fluenza



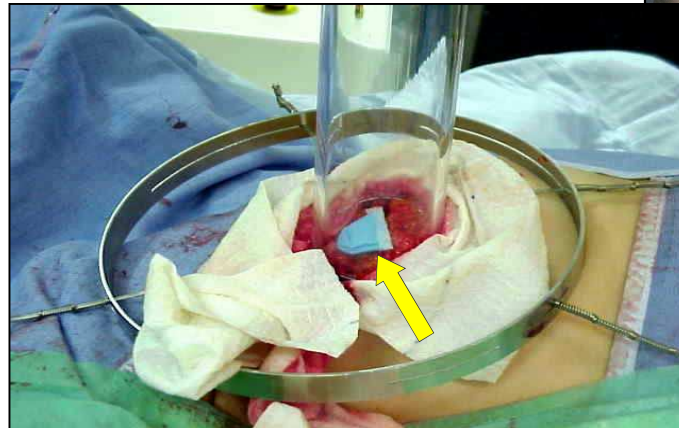
errore nella lettura $\approx 3\%$



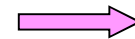
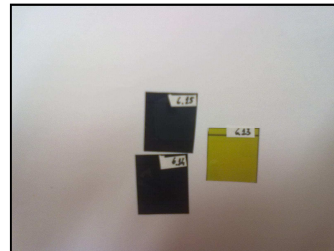
1. preparazione



2. irraggiamento



3. analisi dati



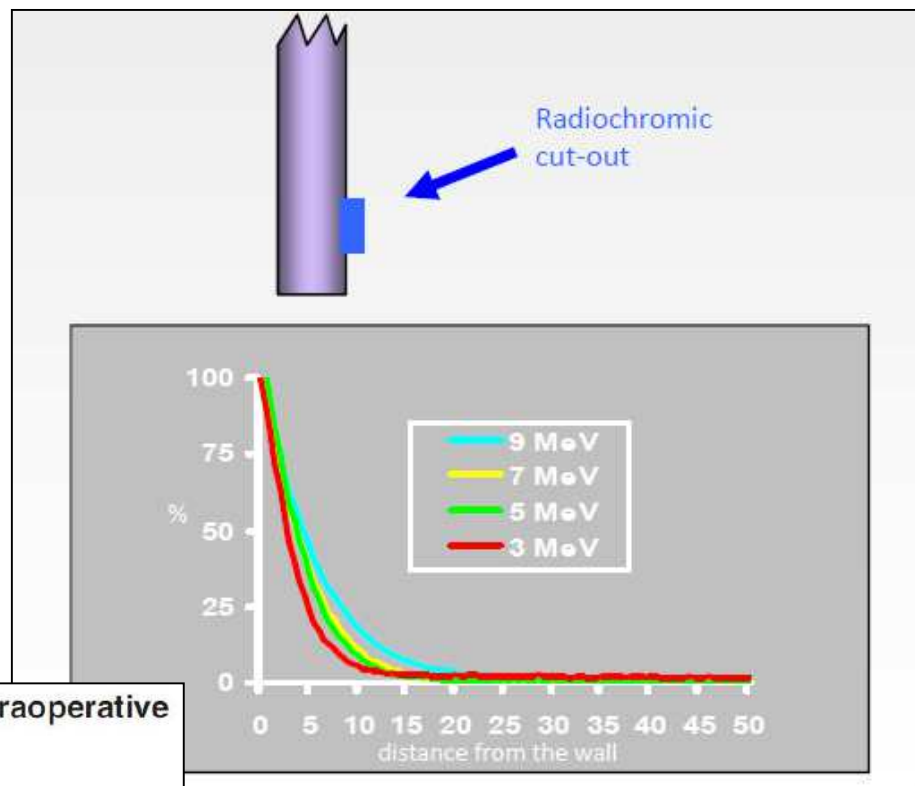
Dose in ingresso



Spessore irradiato

Verifica setup geometrico

Misura radiazione diffusa dalle pareti dell'applicatore



In vivo dosimetry with radiochromic films in low-voltage intraoperative radiotherapy of the breast

M. Avanzo

Department of Medical Physics, Centro di Riferimento Oncologico, 33081 Aviano, Italy

A. Rink

Department of Radiation Physics, Princess Margaret Hospital, Ontario M5G 2M9, Canada

A. Dassie

Department of Medical Physics, Centro di Riferimento Oncologico, 33081 Aviano, Italy

S. Massarut

Department of Surgery, Centro di Riferimento Oncologico, 33081 Aviano, Italy

M. Roncadin

Department of Radiation Oncology, Centro di Riferimento Oncologico, 33081 Aviano, Italy

E. Borsatti

Department of Nuclear Medicine, Centro di Riferimento Oncologico, 33081 Aviano, Italy

E. Capra

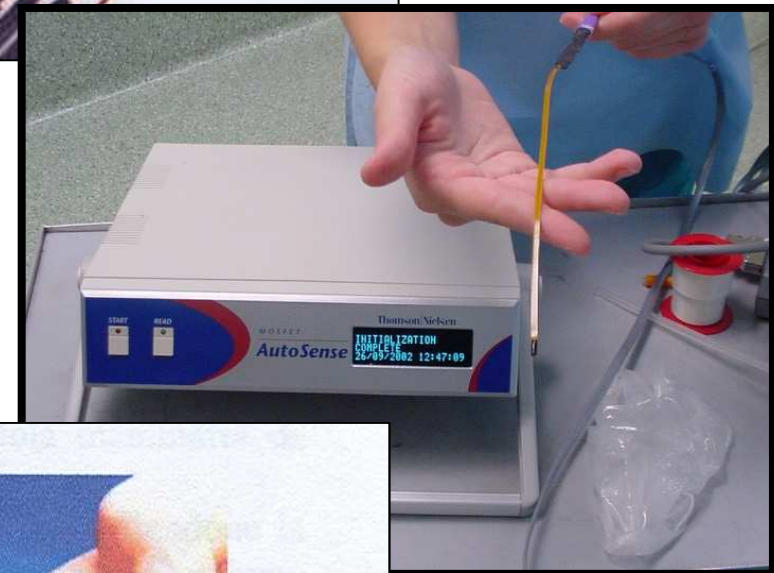
Department of Medical Physics, Centro di Riferimento Oncologico, 33081 Aviano, Italy

(Received 31 August 2011; revised 14 March 2012; accepted for publication 14 March 2012;
published 11 April 2012)

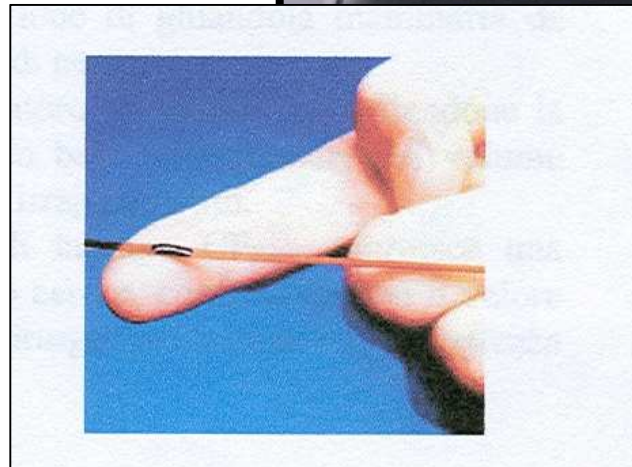
Dosimetria per commissioning

Micromosfet

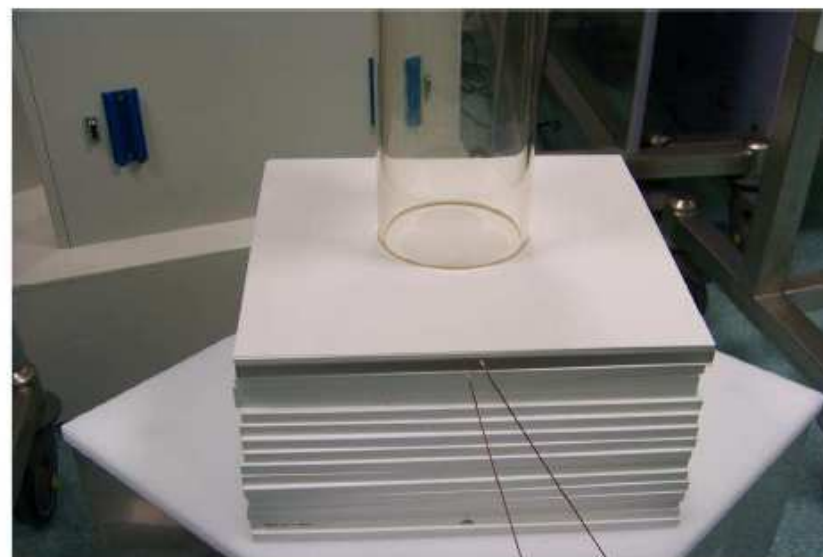
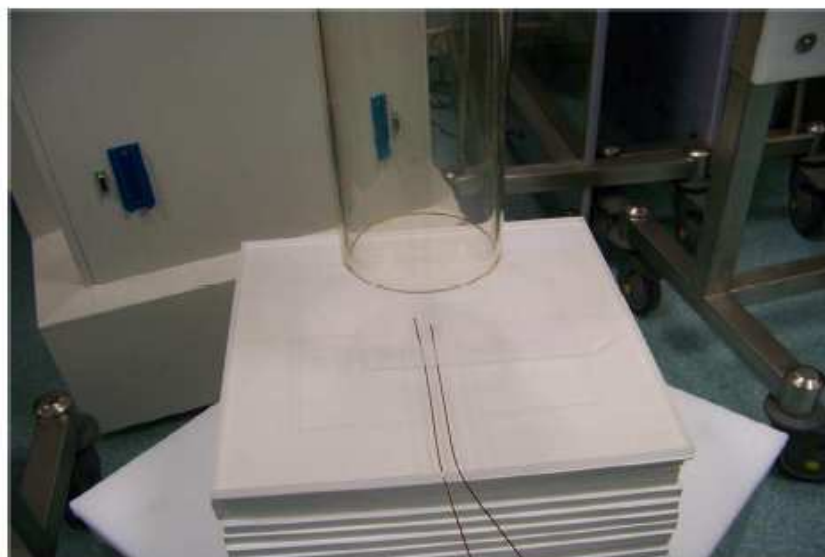
- *piccole dimensioni*
- *linearità della risposta*
- *alta riproducibilità*
- *indipendenza angolare*
- *indipendenza dal dose rate*
- *indipendenza dall'energia*
- *lettura diretta*
- *sistema wireless*



- *due irraggiamenti nella stessa seduta*
- *lettura mosfet dopo la prima parte irraggiamento*
- *correzione delle UM*



calibrazione Micromosfet



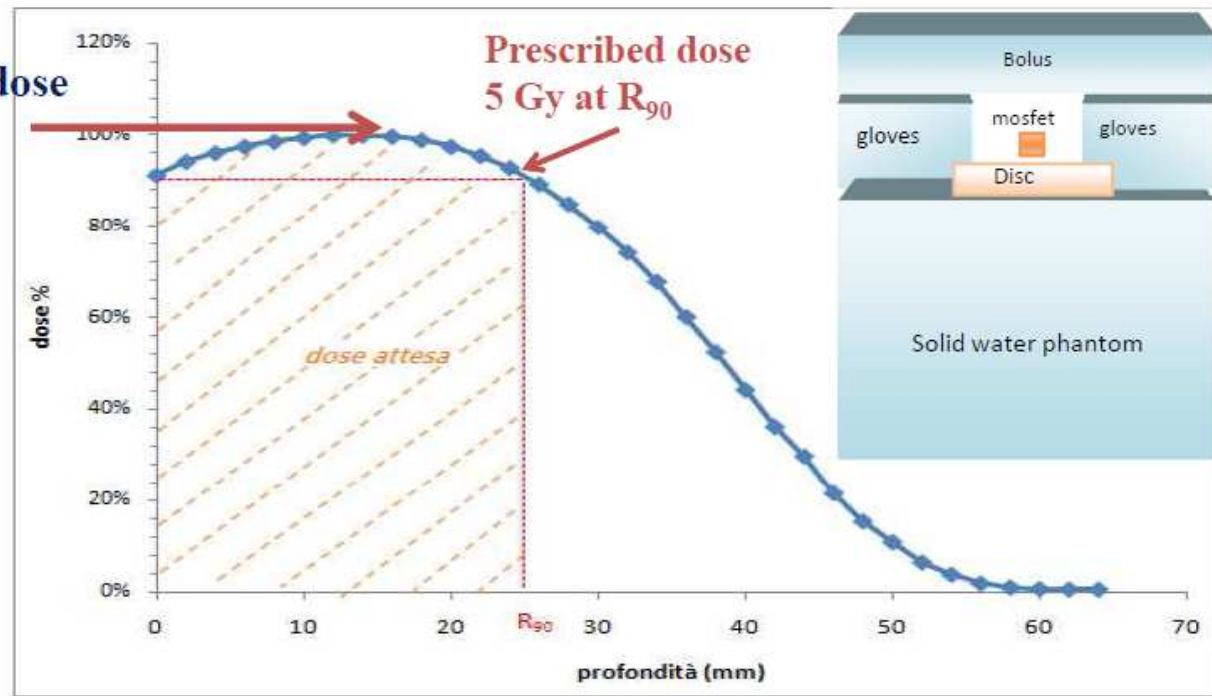
- ✓ Each energy
- ✓ build up
- ✓ 50 UM



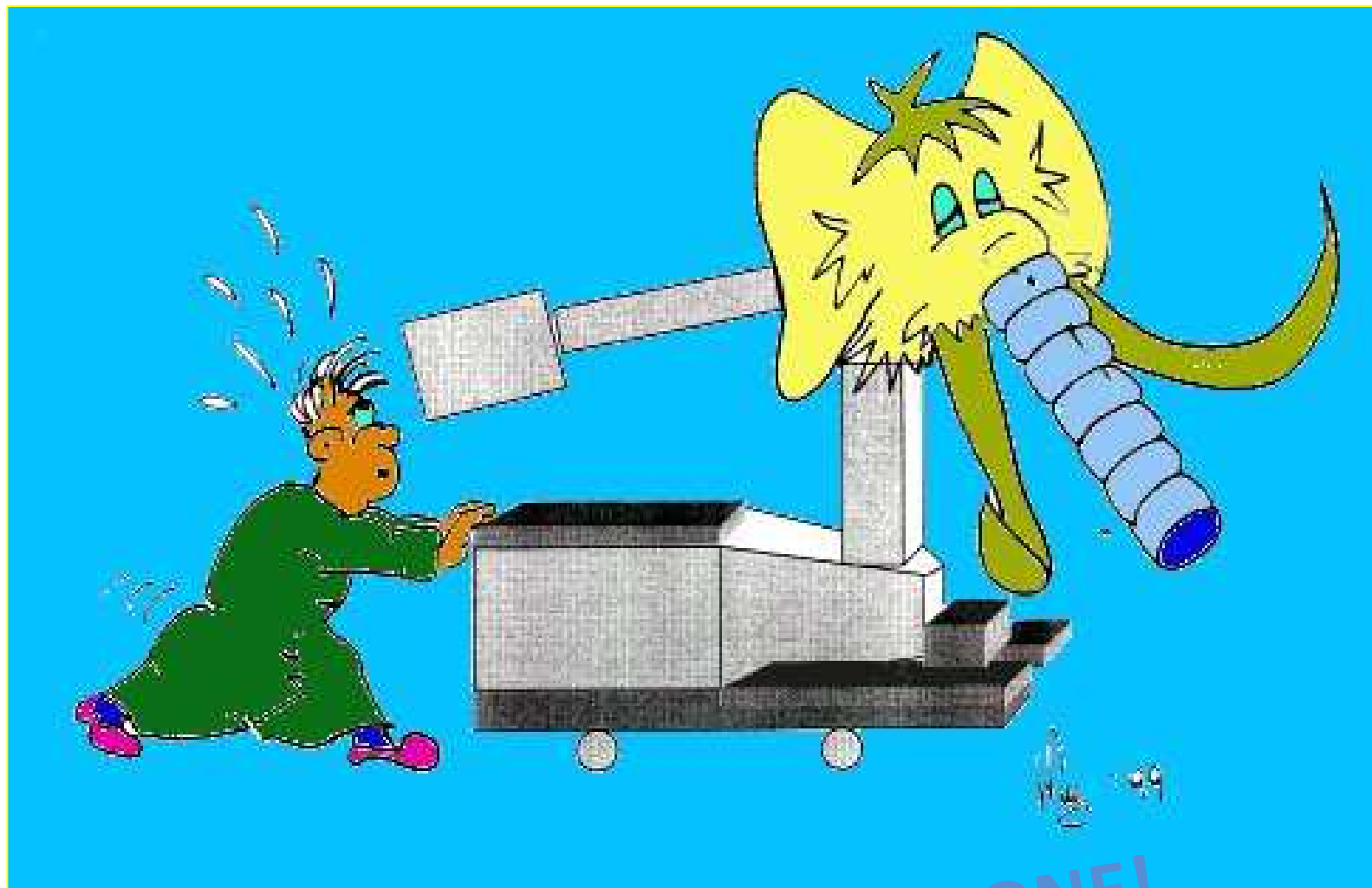
$$FC = \frac{\text{mosfet_reading (mV)}}{\text{chamber_dose (cGy)}}$$

Mosfet	FC 6MeV	FC 8 MeV	FC 10 MeV
Red	1.07 2%	1.03 4%	1.10 1%
Blue	1.03 2%	1.05 2%	1.07 1%
Purple	1.01 2%	1.02 2%	1.11 1%

Maximum dose



- *correzione dose in tempo reale*
- *possibilità di effettuare dosimetria in vivo su distretti diversi dalla mammella*



GRAZIE PER L'ATTENZIONE!



