

Università degli Studi della Calabria

Dipartimento di Fisica

Dottorato di Ricerca in Fisica

XIV CICLO

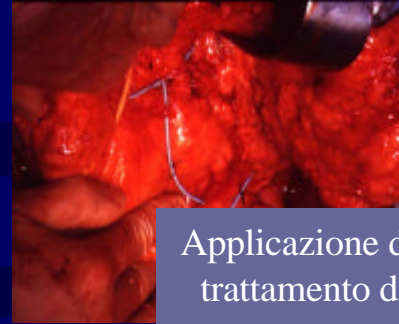
***Ottimizzazione di un Sistema Avanzato per
Radioterapia Intraoperatoria***

Daniela Cucè

Supervisor: Dott.ssa G.Barca, Prof. E. Lamanna

La Radioterapia Intraoperatoria

- La IORT (IntraOperative Radiation Therapy) è una modalità di trattamento radioterapico che consiste nella somministrazione di una dose elevata di radiazione al residuo tumorale o al letto tumorale esposto chirurgicamente ad un fascio ben collimato.



Applicazione della IORT per il trattamento di un tumore del pancreas.

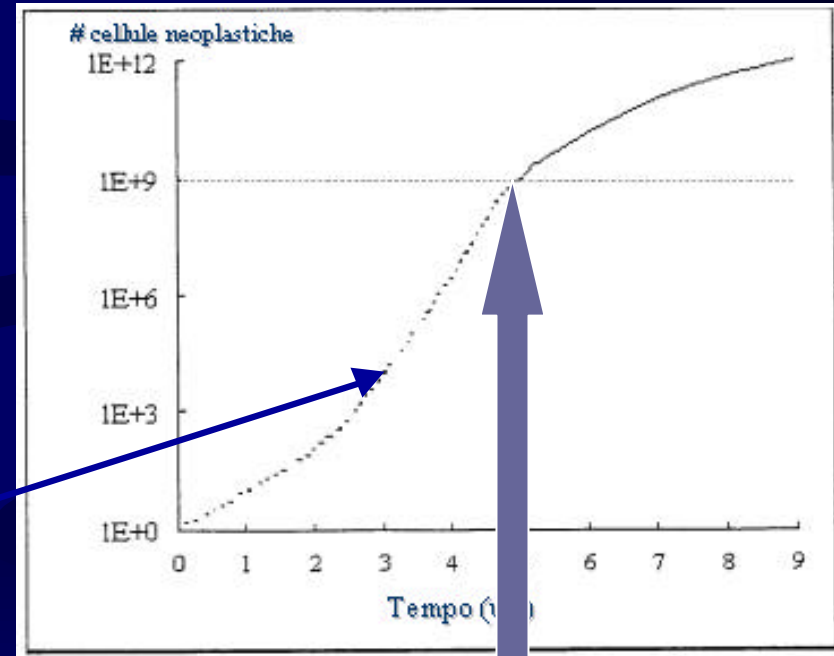
<http://hippo.med.hirosaki-u.ac.jp/~radio/therapy/>

- L'obiettivo principale della IORT è quello di incrementare l'indice terapeutico tra controllo locale del tumore e tolleranza dei tessuti sani circostanti attraverso una migliore definizione del volume bersaglio e la dislocazione o schermatura degli organi a rischio durante la fase chirurgica.
- La IORT è particolarmente indicata nei trattamenti di tumori localmente avanzati per i quali un trattamento radioterapico con fasci esterni spesso non risulta soddisfacente in quanto la prescrizione della dose è condizionata dalla presenza di organi a rischio nel volume di trattamento.

Ruolo della Iort

- Crescita latente prima della diagnosi
- Crescita più lenta nella fase diagnosticabile

L'intervento chirurgico finalizzato all'esportazione di un tumore primitivo potrebbe lasciare un residuo tumorale microscopico non valutabile radiologicamente



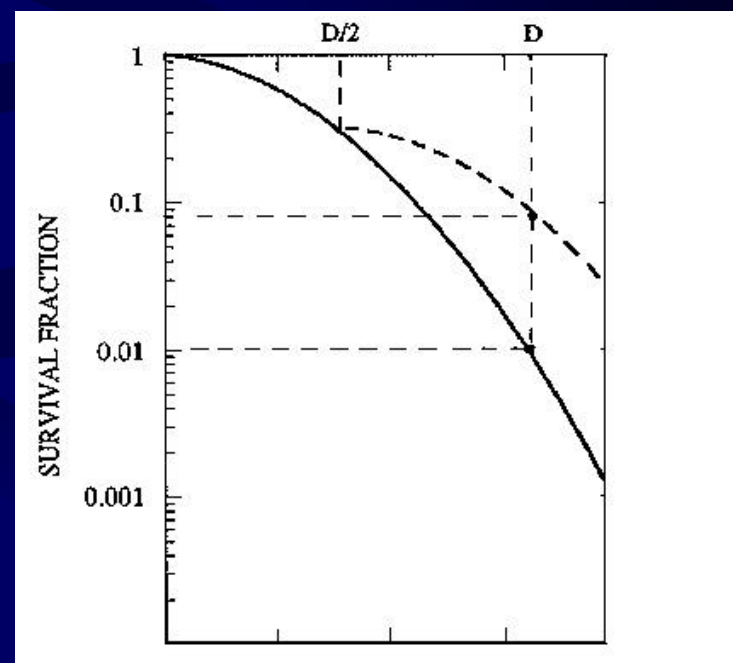
Soglia della diagnosi

Rappresenta un potenziamento del lavoro del chirurgo

Ruolo della Iort

Rappresenta un potenziamento della tecnica radioterapica

- ❖ alto gradiente di dose tra tessuto neoplastico e tessuto sano adiacente
- ❖ effetto radiobiologico della dose singola, che a parità di dosaggio, ha un'efficacia maggiore sul tessuto tumorale purchè si preservino i tessuti sani.

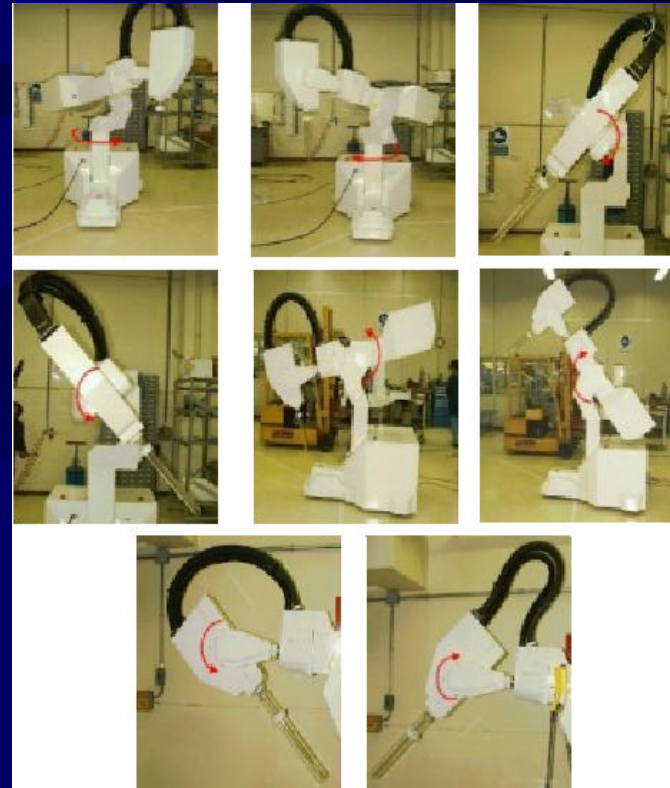


Esperienze Cliniche

- Le neoplasie (stomaco, pancreas, colon-retto, sarcomi) nelle quali la recidiva locale è la principale causa di insuccesso delle terapie integrate sono state e continuano ad essere oggetto di numerosi studi clinici.
- Dati clinici attendibili confermano un controllo locale della malattia neoplastica molto elevato e una tossicità addebitabile alla metodica molto bassa.
- Attualmente sono oggetto di studi clinici nuovi campi di applicazione della IORT: mammella, polmone, vescica, cervice uterina.

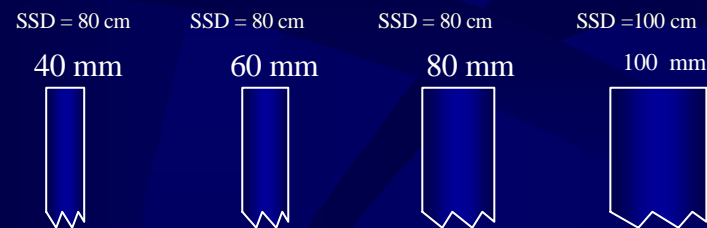
IORT NOVAC7

- È un acceleratore lineare di elettroni dedicato esclusivamente per trattamenti di radioterapia intraoperatoria. Progettato dal gruppo ENEA di Frascati e realizzato dall'Hitesys S.P.A.

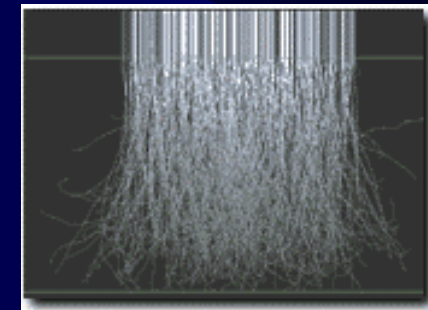


Tecnica di Irraggiamento

- il fascio di elettroni viene collimato su di un'area detta campo di radiazione.
- La collimazione avviene per mezzo di opportuni collimatori detti applicatori, realizzati in materiale leggero per minimizzare la radiazione di frenamento



Ogni diametro ha tre angoli di taglio



Problematiche Principali

- Elevato rateo di dose per impulso:

3 cGy <dose <7 cGy contro 0.01 cGy degli acceleratori convenzionali



Impossibilità di misurare la dose assoluta; saturazione delle camere a ionizzazione utilizzate in dosimetria clinica.

- Elevato valore di dark current: 7% ad un'energia media di 7MeV.



Instabilità di funzionamento

- Energia di fascio fissa



Impossibile variare la profondità di massimo deposito di energia

- Necessità di avere a disposizione applicatori speciali



La geometria degli applicatori standard spesso risulta limitativa per l'applicabilità clinica del trattamento in regioni anatomiche particolari

La IORT in Italia



E' in programma l'installazione di un sistema avanzato per IORT presso l'Ospedale Civile Annunziata di Cosenza

Progetto IORT ENEA

- Il progetto IORT attuato dall'ENEA prevede entro il 31 Dicembre 2002 la realizzazione di un sistema avanzato per radioterapia intraoperatoria denominato IORT1
- Caratteristiche Innovative rispetto al NOVAC7:

Catodo a triodo



Possibilità di modulare la corrente di fascio con conseguente variazione del rateo di dose

Struttura accelerante più lunga



Maggiore stabilità di funzionamento alle energie richieste per i trattamenti IORT

Specifiche Tecniche di IORT1

- Il sistema IORT1 sarà costituito da due principali blocchi funzionali:
 - una testata radiante, costituita da un cannone elettronico e da una struttura accelerante lineare autofocheggiamente ad onda stazionaria
 - un sistema robotico di movimentazione (stativo articolato).
- La testa radiante è inoltre completata da una serie di dispositivi accessori quali il modulatore del catodo ed il generatore di radiofrequenza (Magnetron).

Linac di IORT1

- La struttura accelerante è costituita da una serie di cavità risonanti all'energia nominale di 2998 MHz disposte lungo un asse per una lunghezza complessiva di 75 cm.
- Rispetto al NOVAC7 sono state aggiunte quattro cavità grazie alle quali a parità di potenza di magnetron è possibile innalzare l'energia massima da 9 a 12 MeV.

La forma di ogni singola cavità è stata ridisegnata ed ottimizzata in maniera tale da massimizzare l'efficienza dell'intera struttura e ridurre la corrente di dark che costituisce un serio problema soprattutto quando si ha la necessità di far lavorare il sistema in condizioni di bassa corrente di fascio



Magnetron di IORT1

- Il generatore di radiofrequenza di IORT1 è il magnetron CVVMG52GO, già in uso nel NOVAC7. Esso può fornire una potenza di picco massima di 2.4 MW in una banda di frequenza compresa tra 2992 e 3001 MHz.
- La potenza a radiofrequenza è estratta mediante un'antenna e trasferita alla guida d'onda ad impulsi della durata di 4 μ s e con una frequenza di ripetizione di 5 Hz.
- La dinamica di variazione della potenza di picco di questo tipo di magnetron è abbastanza elevata; in questo modo potendo variare la potenza di uscita tra 0.5 MW e 2.6 MW, senza bisogno di altre variazioni, è possibile ottenere diversi livelli di energia cinetica del fascio di elettroni.

Stato di Avanzamento del Progetto

- Prima Fase Operativa: realizzazione della testata radiante di IORT1 presso l'Hitesys S.P.A
 - È stata completata la struttura accelerante
- Il progetto di realizzazione di IORT1 procederà nel 2002 presso l'ENEA.

Lavoro Svolto durante la Tesi

- Determinazione delle caratteristiche della struttura accelerante attraverso misure effettuate nei laboratori dell'Hitesys



Per verificare il raggiungimento degli obiettivi del progetto

- Simulazione IORT1 attraverso il metodo Monte Carlo per lo studio e caratterizzazione della linea di fascio



Per individuare e garantire la configurazione ottimale di trattamento su paziente

Caratterizzazione della Struttura Accelerante

- Misura delle caratteristiche del fascio generato dal Linac di IORT1



Determinazione della minima e massima energia ottenibile

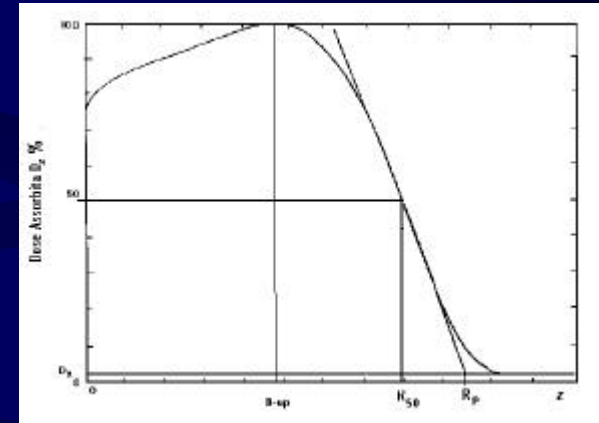


Studio dell'uniformità e simmetria del fascio elettronico

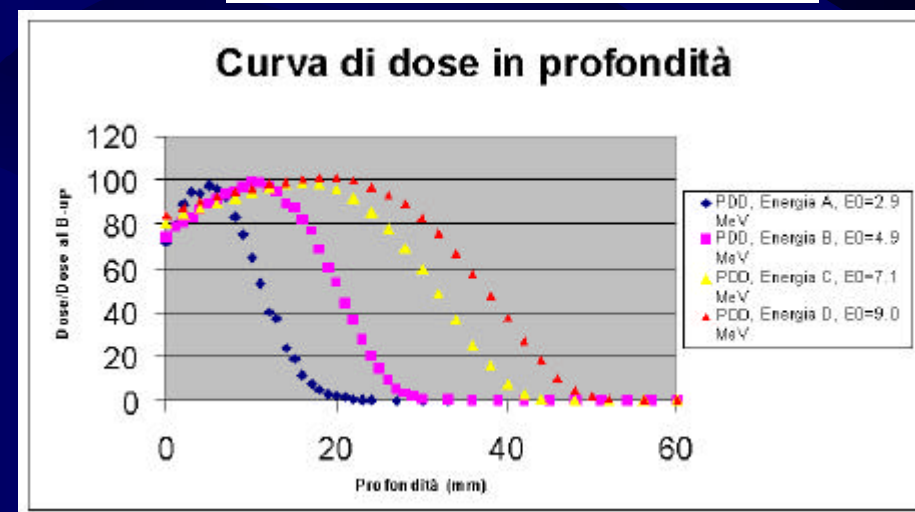
Caratterizzazione della Struttura Accelerante

Tipico andamento della dose in profondità per elettroni

- range pratico
- profondità di build-up
- energia media alla superficie del fantoccio: $R_P = 0.521 * E_0(\text{MeV}) - 0.376 \text{cm}$.



Curve di dose per IORT1



Caratterizzazione della Struttura Accelerante

NOVAC7 Grosseto

| Energia del fascio | Corrente di magnetron (A) | Corrente di elettromagnete (A) | Energia media alla superficie del fantoccio (MeV) |
|--------------------|---------------------------|--------------------------------|---|
| A | 64 | 14.1 | 4.1 |
| B | 76 | 15.2 | 5.2 |
| C | 93.3 | 16.6 | 6.2 |
| D | 104.4 | 19.2 | 7.2 |

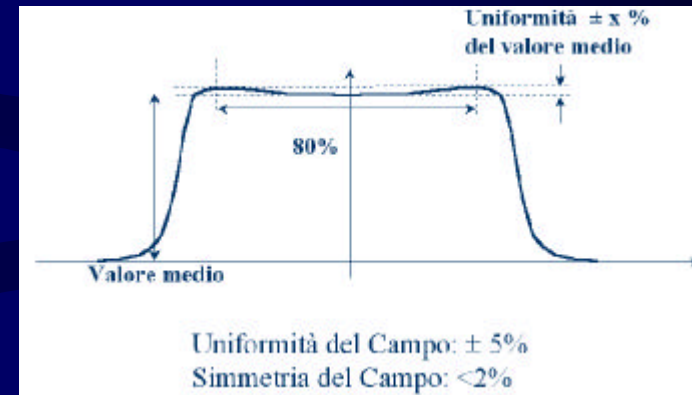
| | | | |
|---|-----|----|-----|
| D | 109 | 20 | 9.0 |
|---|-----|----|-----|

IORT 1

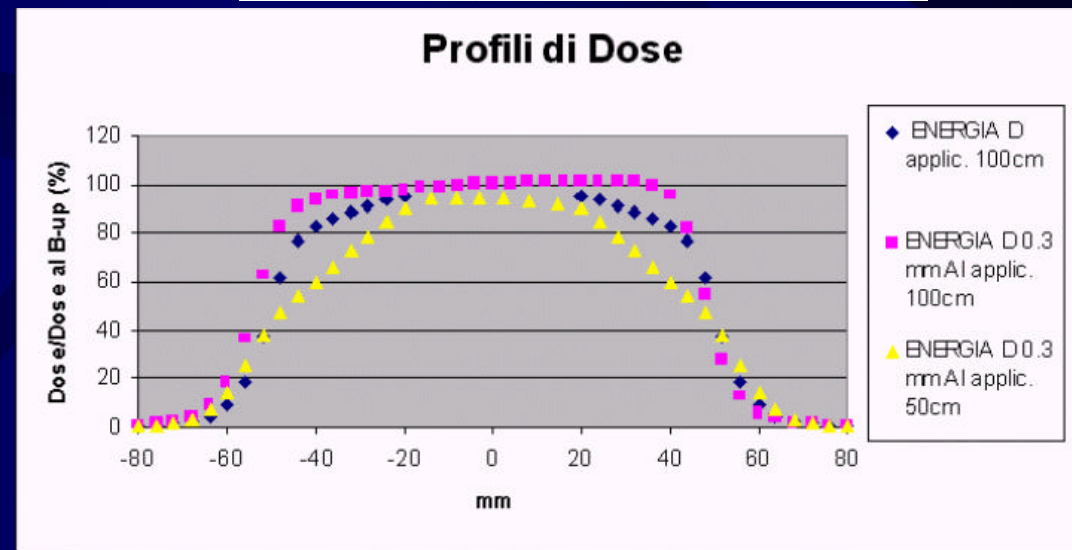
A parità di potenza del Magnetron utilizzato IORT1 fornisce un fascio con energia più elevata

Caratterizzazione della Struttura Accelerante

Tipico profilo di dose a profondità prefissata con indicazione della uniformità richiesta



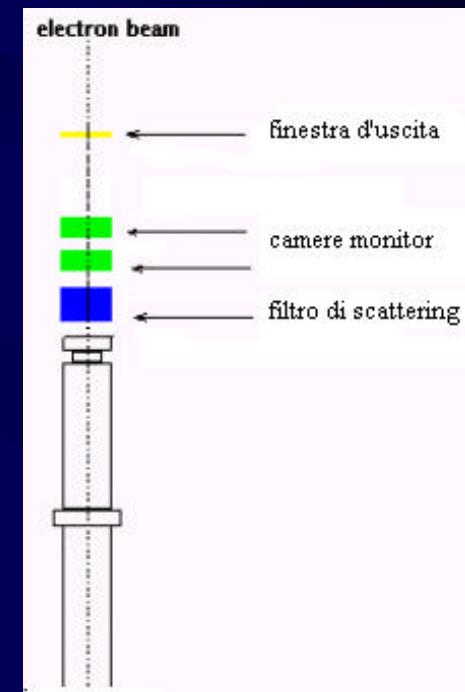
- Fantoccio ad acqua Scanditronix con sensori a diodo per elettroni (Sistema RFA300)
- Energia 12 MeV
- Dose normalizzata al massimo della dose assorbita



Caratteristiche Principali Emergenti

- Parametri che influenzano la distribuzione di dose nei tessuti:

- ✓ Energia del fascio accelerato uscente dal Linac
- ✓ Finestra d'uscita degli elettroni dal Linac
- ✓ Pareti delle camere monitor
- ✓ Filtri aggiuntivi di scattering
- ✓ Geometria degli applicatori



Simulazione Monte Carlo

Perché utilizzare un MC?

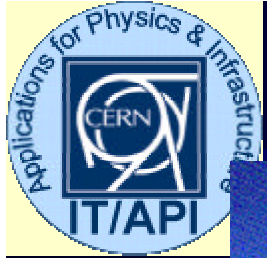
- In fase di realizzazione:
 - Messa a punto della linea di fascio e verifica della qualità
 - ✓ Individuare i filtri e i collimatori più appropriati da fornire insieme alla macchina
- Durante l'utilizzo in sala operatoria
 - Pianificazione del trattamento su paziente
 - ✓ Verificare l'effetto dei filtri di scattering per individuare la configurazione più appropriata
 - ✓ Selezionare le caratteristiche del collimatore: forma, dimensione, materiale.

Modellizzazione MC del Sistema IORT1...le richieste

- definire la struttura geometrica dell'intero set-up
- descrivere la propagazione del fascio di elettroni attraverso la finestra d'uscita dell'acceleratore, le camere monitor, i fogli di scattering, il collimatore
- individuare l'appropriata geometria degli applicatori (forma, lunghezza, materiale) per trattamenti su paziente
- simulazione del trattamento su paziente



Utilizzo di Geant4



Geant4

Geant4 è un codice per la simulazione dell'interazione di particelle nella materia sviluppato al Cern, dalla collaborazione internazionale RD44 nel periodo 1994-1998

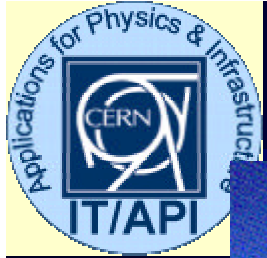
E' stato progettato per esperimenti di fisica delle alte energie e nucleare, per applicazioni in ambito medico e spaziale e in studi di acceleratori.

Attualmente la collaborazione internazionale GEANT, alla quale partecipa il gruppo INFN di Cosenza (Lamanna) nell'ambito del Gruppo Italian Geant4 Developers, si occupa della gestione della fase di produzione.

<http://www.ge.infn.it/geant4/>

&

<http://www.geant4.web.cern.ch/geant4/>

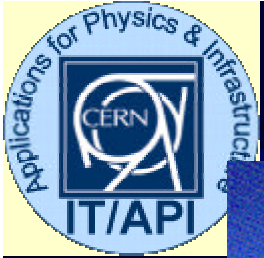


Geant4

Geant4 fornisce un insieme completo di strumenti per tutte le aree di simulazione: geometria e risposta di rivelatori, tracciamento, gestione di run, evento e traccia, visualizzazione ed interfaccia utente

Geant4 è interamente scritto in *C++* ed utilizza la tecnologia *Object-Oriented* per una maggiore chiarezza delle implementazioni fisiche. Nell'analisi *Object-Oriented* si utilizzano le *categorie classe* dette anche *domini* per creare unità logiche.

La decomposizione in domini e l'analisi e il design orientati all'oggetto hanno condotto ad una chiara struttura gerarchica dei sottodomini, caratterizzata da un flusso unidirezionale di dipendenze



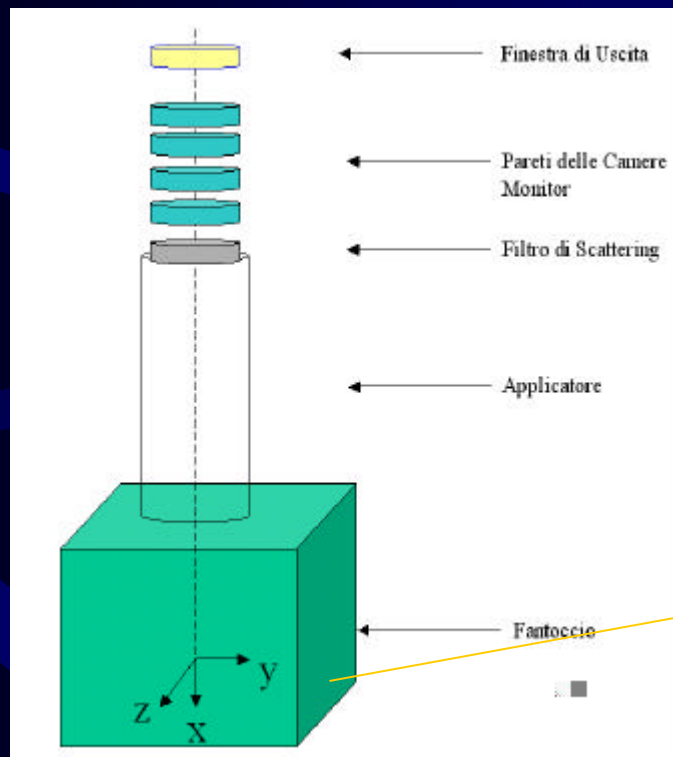
Geant4

I principali domini di Geant4 sono:

- Run ed Event: legati alla generazione degli eventi.
-
- Tracking e Track: legati alla propagazione di una particella.
- Geometry: gestisce la definizione della geometria di un rivelatore.
- Particle Definition e Matter: gestiscono la definizione dei materiali che costituiscono il rivelatore e le particelle utilizzate nella simulazione.
- Physics: controlla tutti i processi fisici che intervengono nelle interazioni
- Hits e Digitization: controllano la creazione di Hits ed il loro uso in fase di digitizzazione.
- Visualization: predisposto alla visualizzazione della geometria, delle traiettorie seguite dalle particelle e dei punti di interazione;

Costruzione del Detector

- La costruzione del Detector prevede la definizione della geometria del set-up di simulazione e la definizione dei materiali dei vari elementi che lo costituiscono.

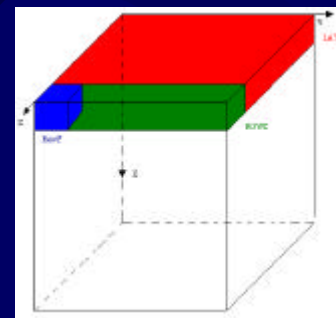


Finestra d'uscita degli elettroni: Ti, 0.06 mm

Pareti delle camere Monitor: Mayler, 50 μm

Spessori aggiuntivi di scattering: spessore e composizione variabile

Geometria degli applicatori: diametro e lunghezza variabile



**Read-out
geometry**

Voxel size $(1\text{mm})^3$

Materiali

| <i>Materiale</i> | $\rho(\text{g/cm}^3)$ | <i>tipo di Componenti e Numero</i> |
|----------------------|-----------------------|------------------------------------|
| H_2O | 1.00 | H, 2 O, 1 |

Tabella 5.2: Definizione dell'acqua.

| <i>Materiale</i> | $\rho(\text{g/cm}^3)$ | <i>Costituenti: Elemento, Frazione in peso</i> |
|------------------|-----------------------|---|
| <i>Air</i> | 0.001290 | C, 0.000124 N, 0.755267 O, 0.231781 Ar, 0.012827 |
| <i>Mayler</i> | 1.39 | H, 0.041959 C, 0.625017 O, 0.333025 |
| <i>Perspeæ</i> | 1.19 | H, 0.080538 C, 0.599848 O, 0.319614 |

Tabella 5.3: Definizione dei materiali utilizzati in Detector Iort.

Tessuti Biologici

Per studiare le interazioni del fascio di elettroni con i tessuti biologici abbiamo definito i materiali in accordo con le raccomandazioni sulla densità e sulla composizione dettate dall'ICRP.

Composition of BONE, COMPACT (ICRU):

$$\text{Density (g/cm}^3\text{)} = 1.85000\text{E}+00$$

$$\text{Mean Excitation Energy (eV)} = 91.900000$$

| COMPOSITION: | |
|---------------|--------------------|
| Atomic number | Fraction by weight |
| 1 | 0.063984 |
| 6 | 0.278000 |
| 7 | 0.027000 |
| 8 | 0.410016 |
| 12 | 0.002000 |
| 15 | 0.070000 |
| 16 | 0.002000 |
| 20 | 0.147000 |

Composition of TISSUE, SOFT (ICRP):

$$\text{Density (g/cm}^3\text{)} = 1.00000\text{E}+00$$

$$\text{Mean Excitation Energy (eV)} = 72.300000$$

| COMPOSITION: | |
|---------------|--------------------|
| Atomic number | Fraction by weight |
| 1 | 0.104472 |
| 6 | 0.232190 |
| 7 | 0.024880 |
| 8 | 0.630238 |
| 11 | 0.001130 |
| 12 | 0.000130 |
| 15 | 0.001330 |
| 16 | 0.001990 |
| 17 | 0.001340 |
| 19 | 0.001990 |
| 20 | 0.000230 |
| 26 | 0.000050 |
| 30 | 0.000030 |

Composition of LUNG (ICRP):

$$\text{Density (g/cm}^3\text{)} = 1.05000\text{E}+00$$

$$\text{Mean Excitation Energy (eV)} = 75.300000$$

| COMPOSITION: | |
|---------------|--------------------|
| Atomic number | Fraction by weight |
| 1 | 0.101278 |
| 6 | 0.102310 |
| 7 | 0.028650 |
| 8 | 0.757072 |
| 11 | 0.001840 |
| 12 | 0.000730 |
| 15 | 0.000800 |
| 16 | 0.002250 |
| 17 | 0.002660 |
| 19 | 0.001940 |
| 20 | 0.000090 |
| 26 | 0.000370 |
| 30 | 0.000010 |

Composition of BRAIN (ICRP):

$$\text{Density (g/cm}^3\text{)} = 1.03000\text{E}+00$$

$$\text{Mean Excitation Energy (eV)} = 73.300000$$

| COMPOSITION: | |
|---------------|--------------------|
| Atomic number | Fraction by weight |
| 1 | 0.110667 |
| 6 | 0.125420 |
| 7 | 0.013280 |
| 8 | 0.737723 |
| 11 | 0.001840 |
| 12 | 0.000150 |
| 15 | 0.003540 |
| 16 | 0.001770 |
| 17 | 0.002360 |
| 19 | 0.003100 |
| 20 | 0.000090 |
| 26 | 0.000050 |
| 30 | 0.000010 |

Read out

- Tutti i voxel sono stati dichiarati sensitive detector ovvero sono i volumi in cui si innesca il ProcessHit che consente di ottenere tutte le informazioni di interesse: energia depositata, lunghezza dello step, posizione.
- In particolare al fine di ricostruire le distribuzioni 3D della dose rilasciata dal fascio nel fantoccio occorre per ogni HIT memorizzare:



la quantità di energia rilasciata nel volume sensibile



il punto in cui è avvenuta la deposizione

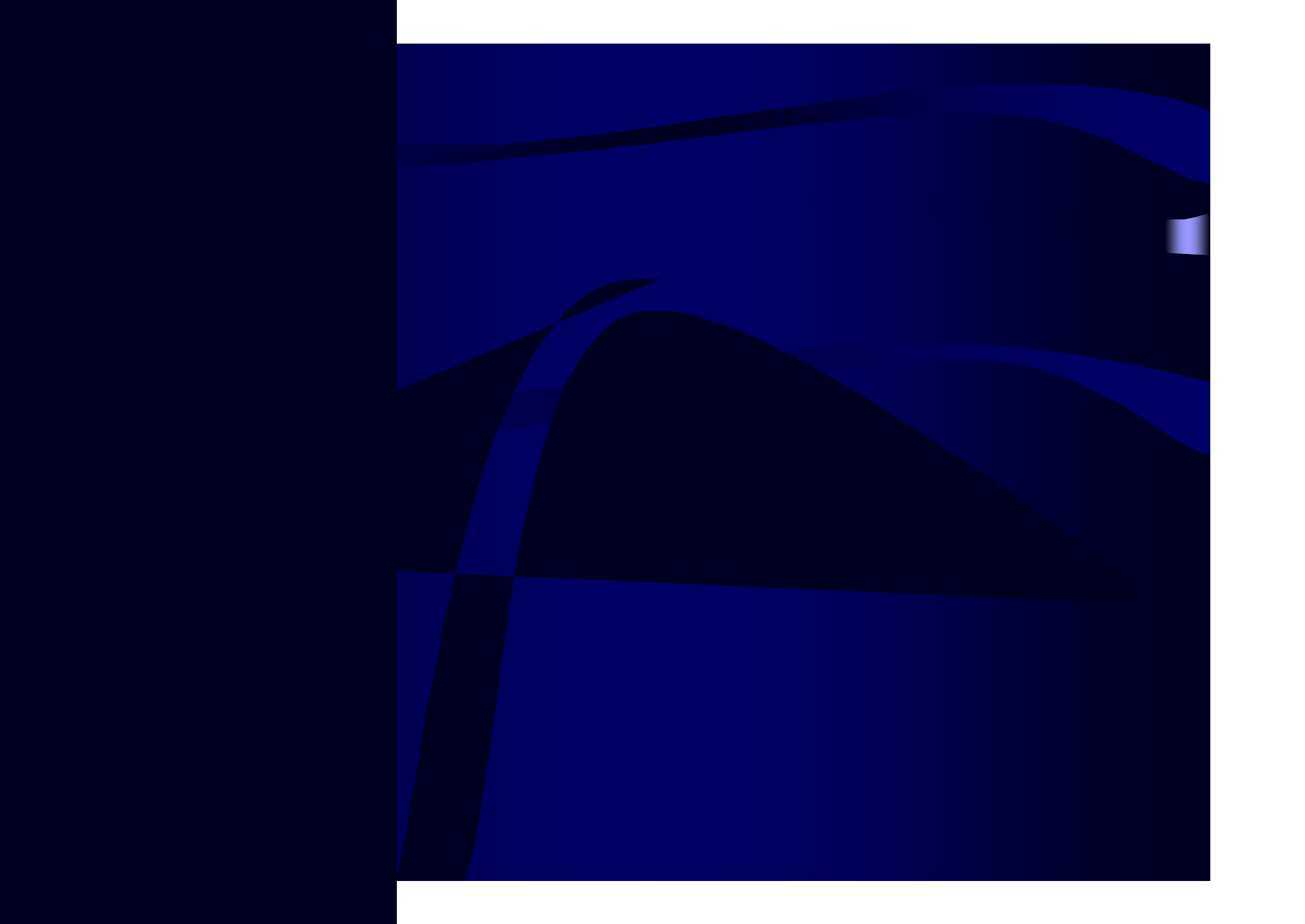
Particelle e Processi Fisici

- I processi fisici descrivono come le particelle interagiscono con i mezzi materiali costituenti le varie parti del detector.
- Nel caso specifico della nostra simulazione essendo il fascio primario costituito da elettroni i processi fisici che abbiamo preso in considerazione sono quelli elettromagnetici standard per elettroni e positroni e cioè:

| | |
|--|-----------------------|
| <u>1) Bremsstrahlung</u> | (G4eBremsstrahlung) |
| <u>2) Ionizzazione e produzione di raggi delta</u> | (G4eIonisation) |
| <u>3) Annichilazione di positroni</u> | (G4eplusAnnihilation) |

e quelli per fotoni:

| | |
|--|-------------------------|
| <u>1) Effetto Compton</u> | (G4ComptonScattering) |
| <u>2) Effetto Fotoelettrico</u> | (G4PhotoElectricEffect) |
| <u>3) Conversione Gamma o produzione di coppie</u> | (G4GammaConversion) |



Particelle e Processi Fisici

| Mezzo | Stopping Power Totale (MeVcm ² /g) | Densità (g/cm ³) | I (eV) | Perdita di energia (MeV/cm) |
|---------|--|---------------------------------|--------|-----------------------------------|
| Aria | 2.115 | 1.20E-3 | 85.7 | 0.0254 |
| Acqua | 2.116 | 1.00 | 75 | 2.116 |
| Perspex | 2.037 | 1.19 | 74 | 2.424 |
| Ti | 1.867 | 4.26 | 179.5 | 7.95 |
| Mayler | 1.963 | 1.4 | 78.7 | 2.748 |

**Si riferisce all'interazione di elettroni con energia
cinetica di 9 MeV**

Dottorato di Ricerca in Fisica
XIV CICLO

Particelle e Processi Fisici

- Per descrivere il trasporto delle particelle, Geant4 come la maggior parte dei codici di simulazione utilizza un approccio differenziale in cui risulta fondamentale la scelta di una distanza o step sulla quale il Monte Carlo esegue il campionamento delle grandezze fisiche coinvolte nel processo.

Per definire lo step massimo che la particella percorre all'interno dell'assorbitore prima di depositare la sua energia in Geant4 si utilizza il concetto di cut in range. Fissare un cut in range significa fissare un taglio in energia ovvero una soglia inferiore per tracciare le particelle.

- Nelle applicazioni Monte Carlo in campo medico è richiesta, in generale, un'accurata simulazione della perdita di energia sia delle particelle incidenti sia di quelle secondarie che si generano in conseguenza alla loro interazione con l'aria, i collimatori, i tessuti etc. Per la massima sicurezza del paziente si richiede un'accurata conoscenza della dose in 3D all'interno di piccoli volumi; ciò naturalmente implica simulazioni con cut in range e lunghezza dello step molto ridotte.

Cannone Elettronico

- L'energia delle particelle del fascio primario, la posizione iniziale del fascio e la direzione dell'impulso sono state fissate in modo da tenere conto delle reali caratteristiche del fascio prodotto dalla struttura accelerante di IORT1.

In particolare la posizione iniziale è stata scelta all'origine del volume World:

```
particleGun->SetParticlePosition(G4ThreeVector(X0*cm,Y0*cm,Z0*cm));
```

con:

```
G4double X0 = 0;
```

```
G4double Y0 = 0;
```

```
G4double Z0 = 0;
```

Gli angoli θ e ϕ attraverso cui specificare la direzione dell'impulso delle particelle primarie:

```
particleGun->SetParticleMomentumDirection(G4ThreeVector(PX0*cm,PY0*cm,PZ0*cm));
```

con:

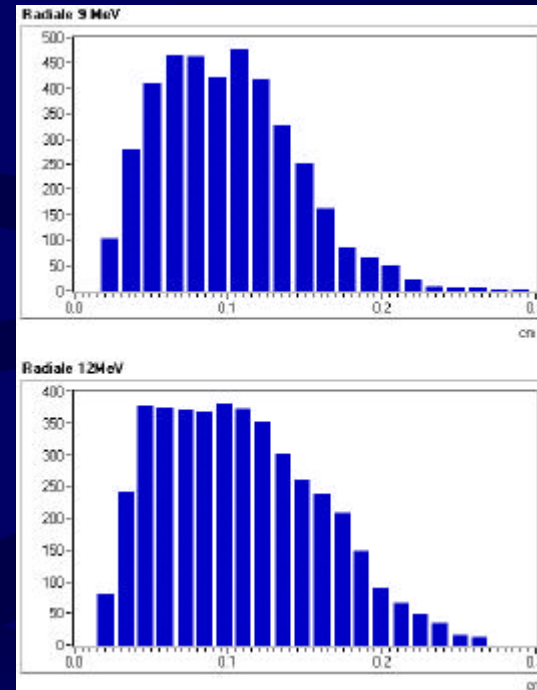
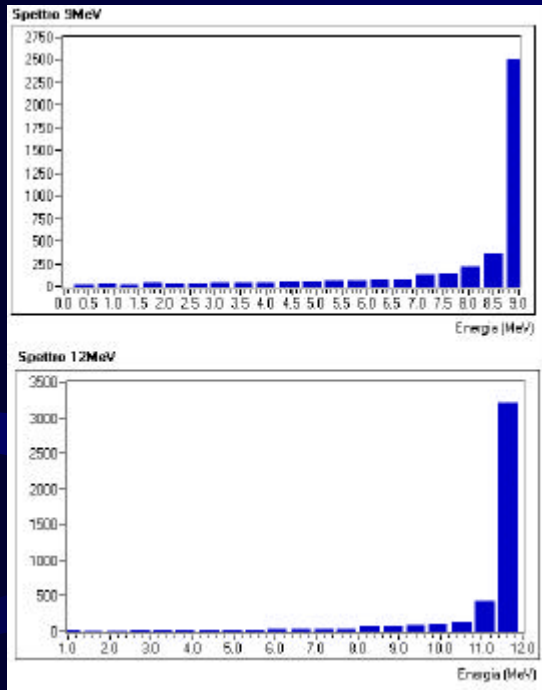
```
G4double PX0 = cos(theta);
```

```
G4double PY0 = sin(theta)*cos(phi);
```

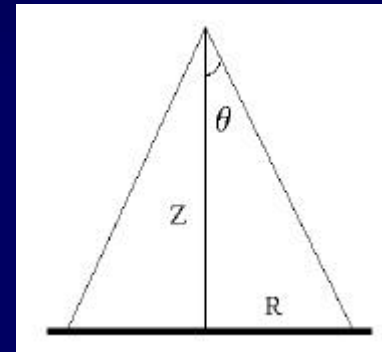
```
G4double PZ0 = sin(theta)*sin(phi);
```

sono numeri random generati con il metodo `EstreithetaPhiRandom()` appositamente costruito. Per ϕ si assume una distribuzione uniforme tra 0 e 2π . L'angolo θ è invece estratto secondo le distribuzioni misurate.

Cannone Elettronico

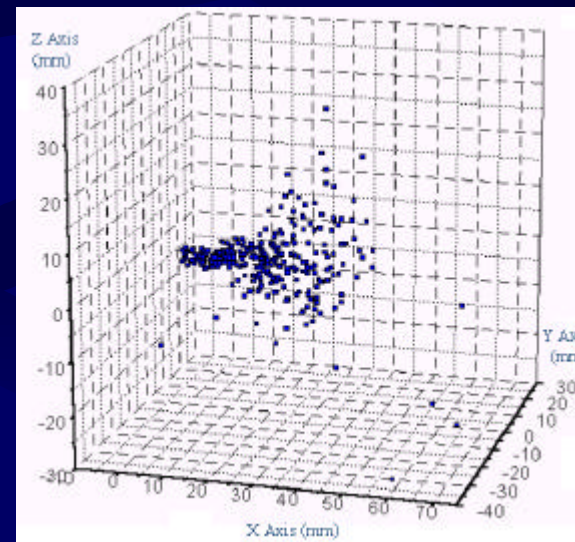
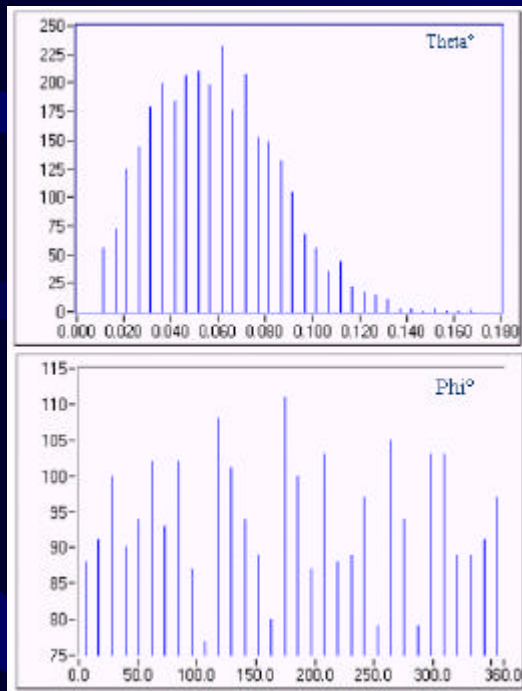


- **Caso 9 MeV: $\theta = 0.09167^\circ$
 $R = 0.16$ cm**
- **Caso 12 MeV: $\theta = 0.11459^\circ$
 $R = 0.19$ cm**



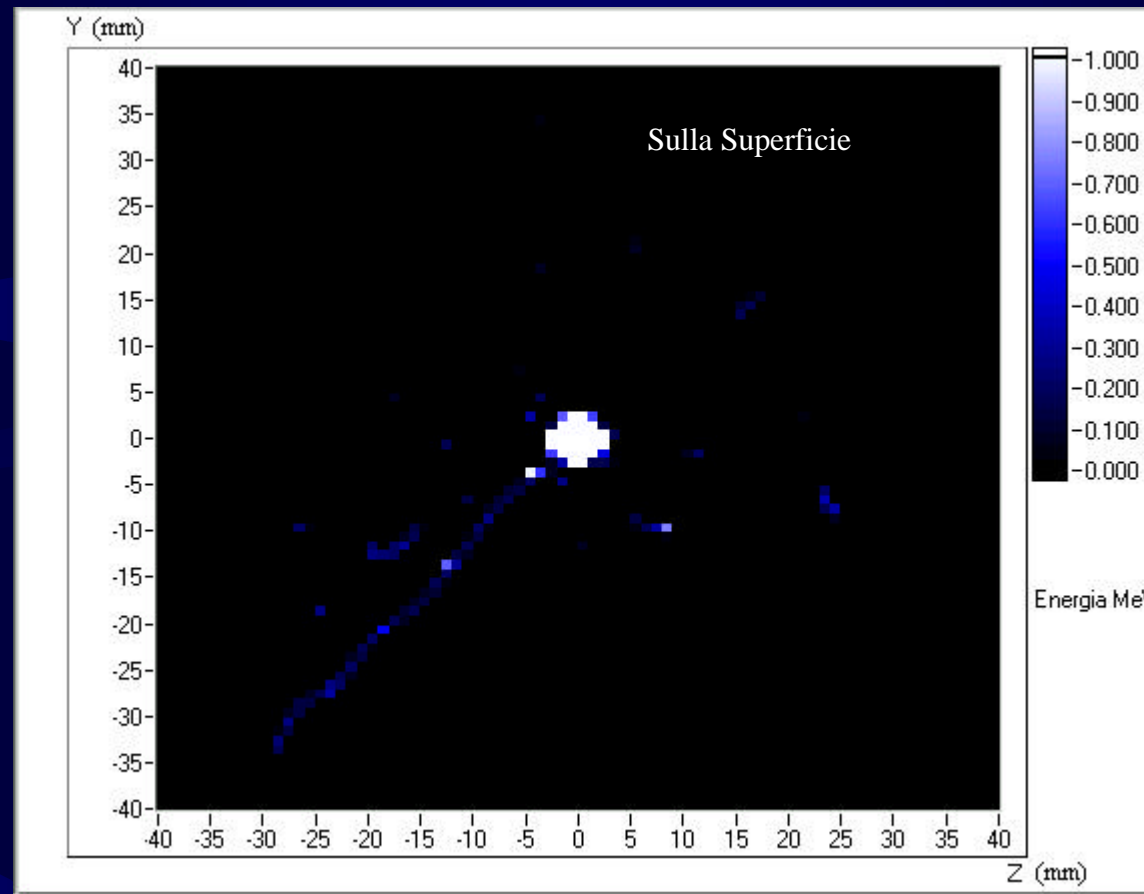
Cannone Elettronico

- Le caratteristiche del fascio primario sono state verificate studiandone:
 - la propagazione nel vuoto e l'interazione in acqua.

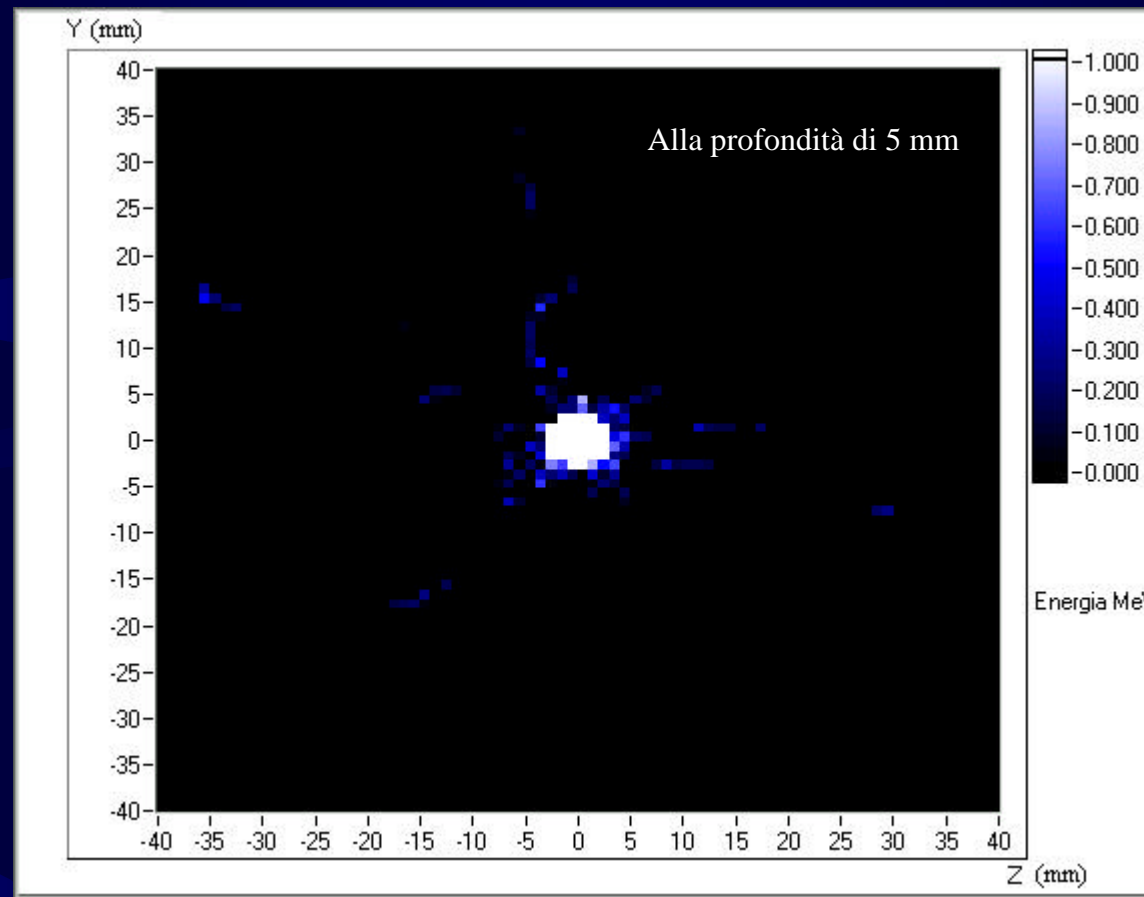


distribuzione spaziale degli Hit

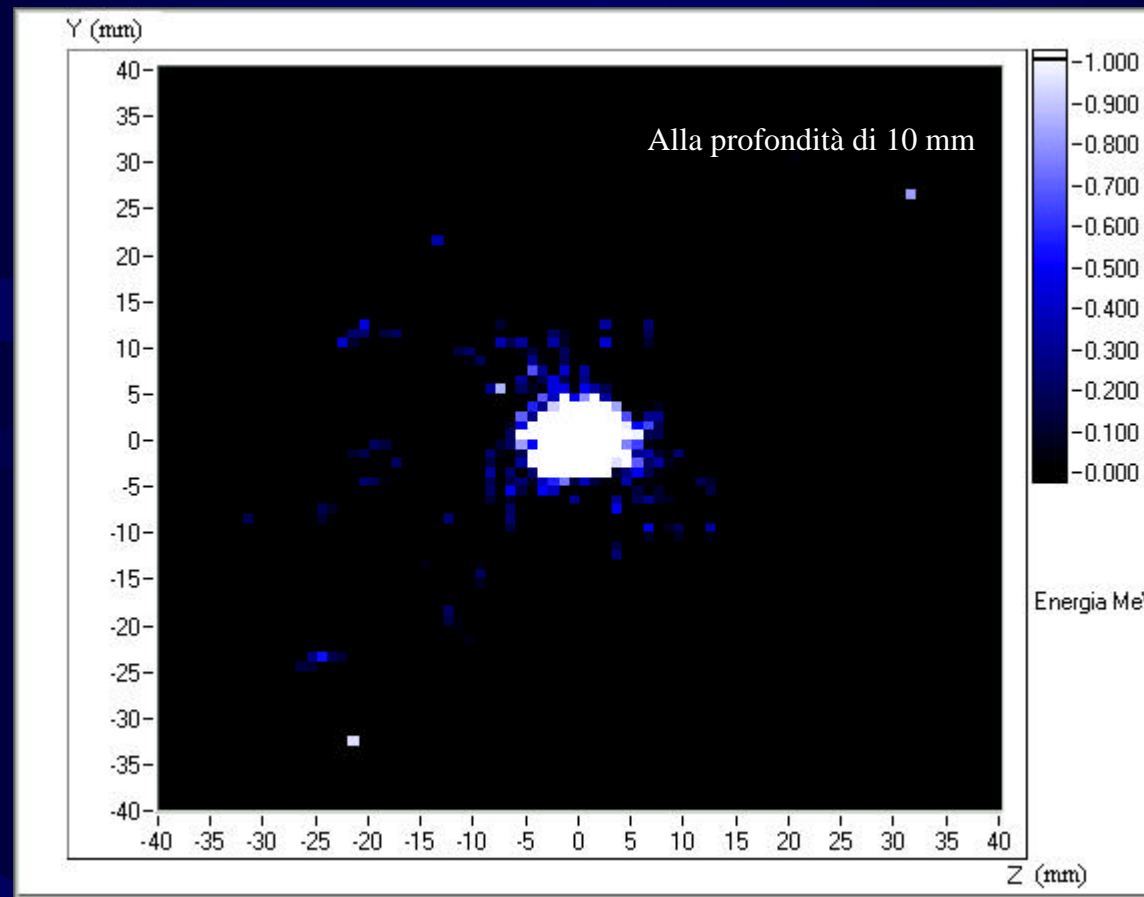
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



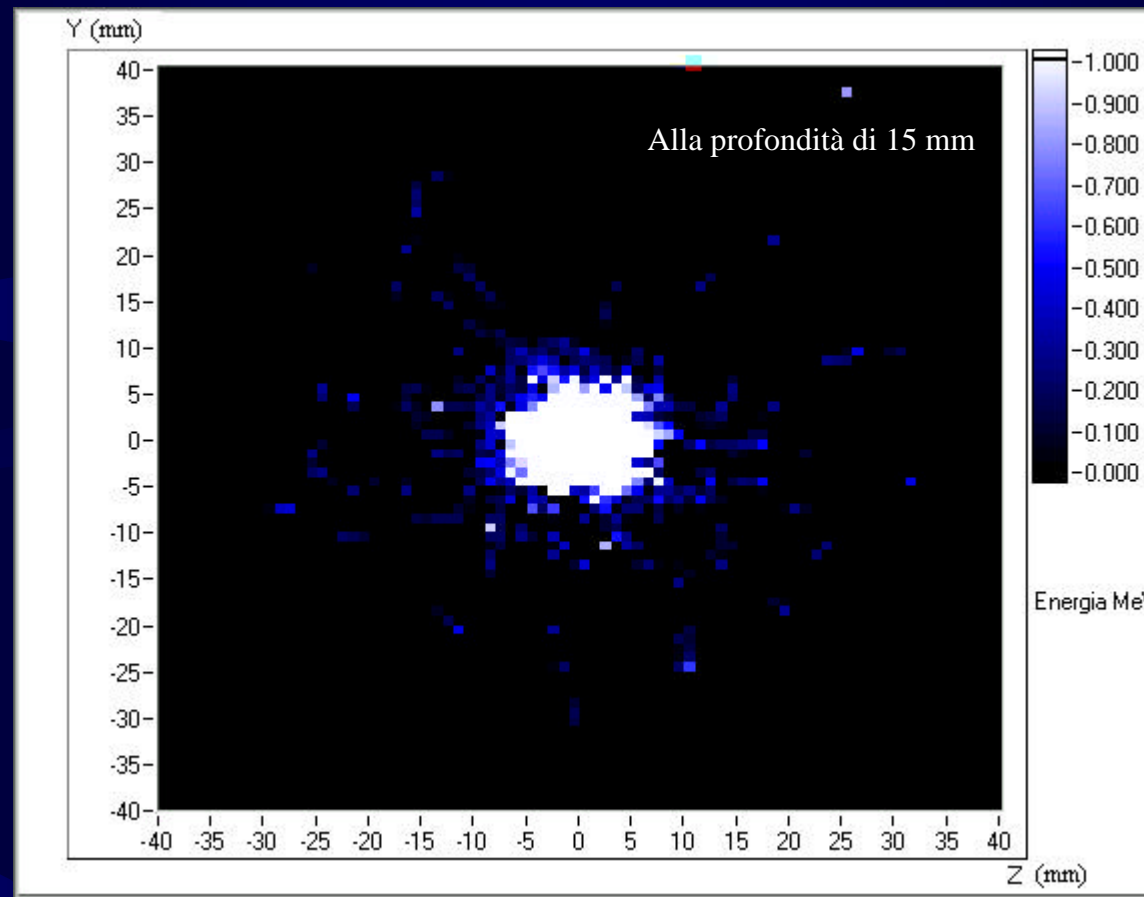
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



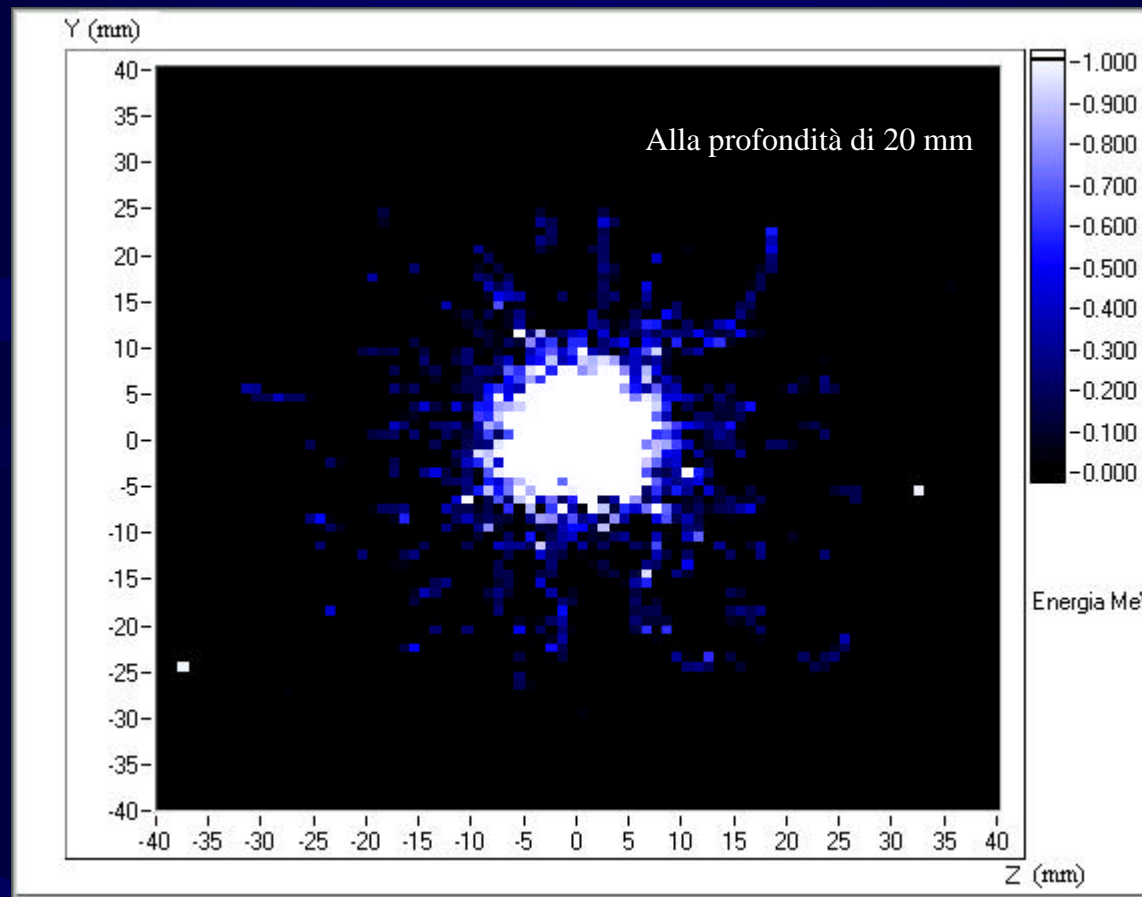
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



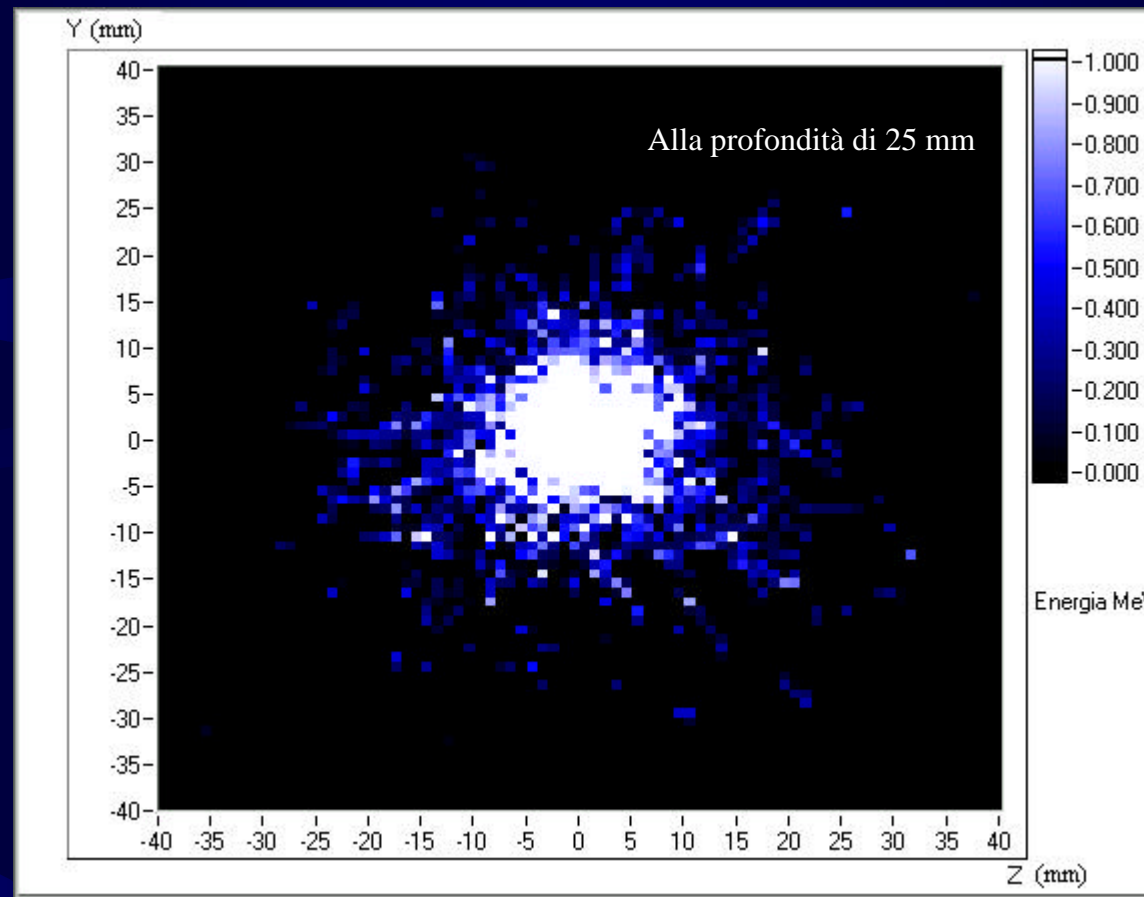
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



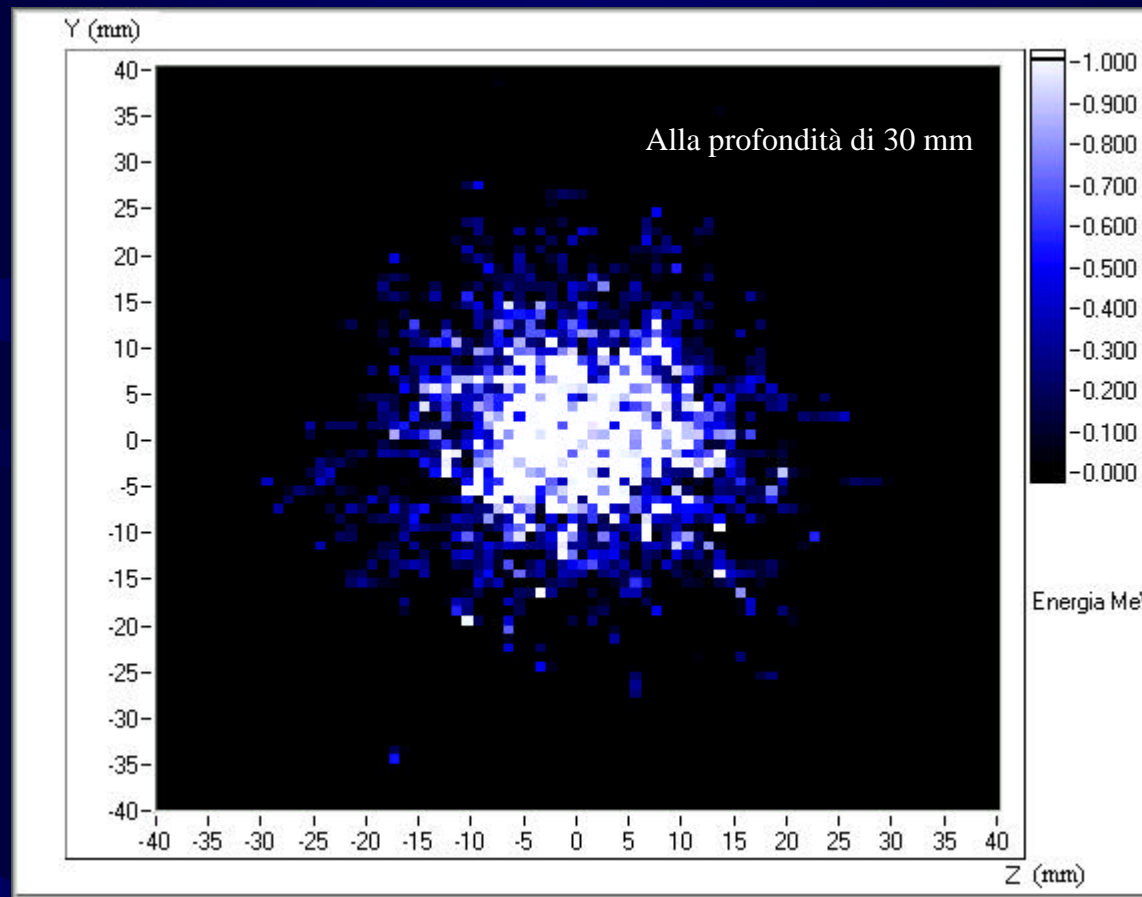
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



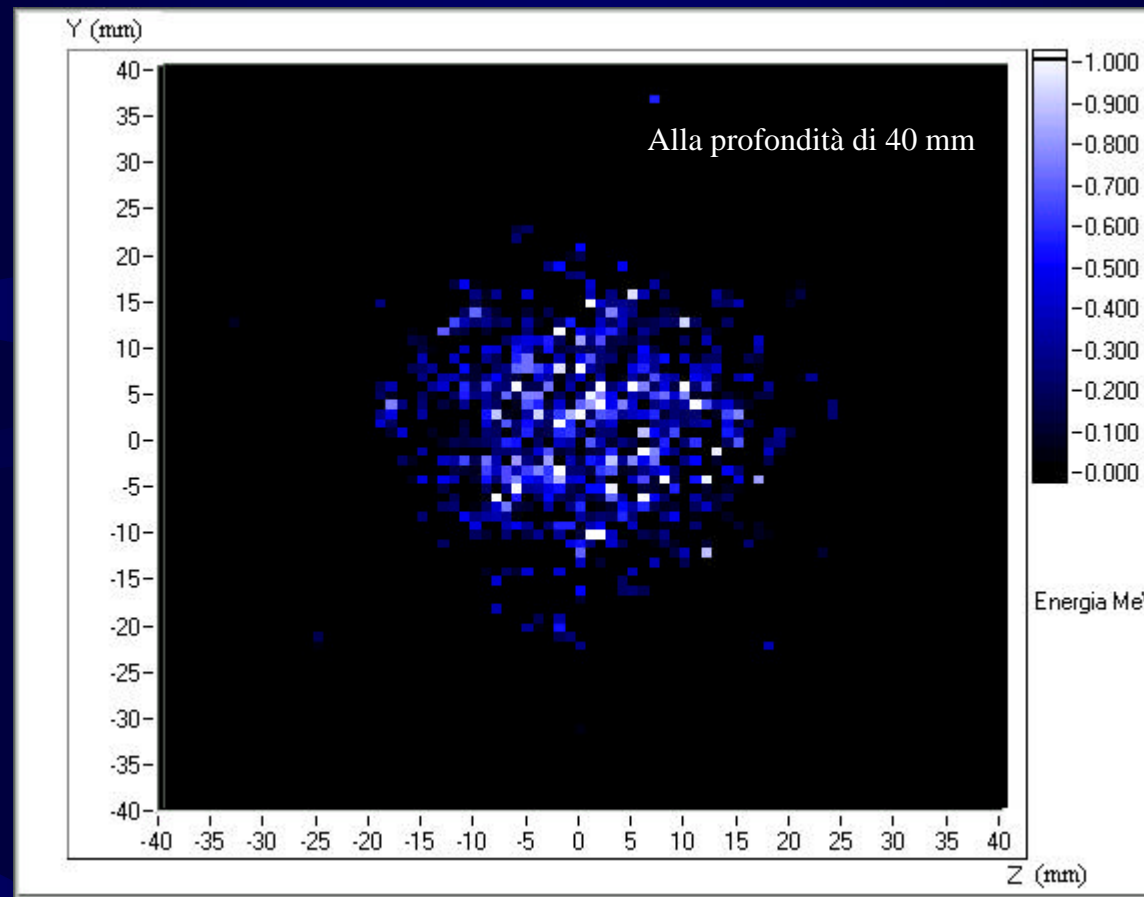
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



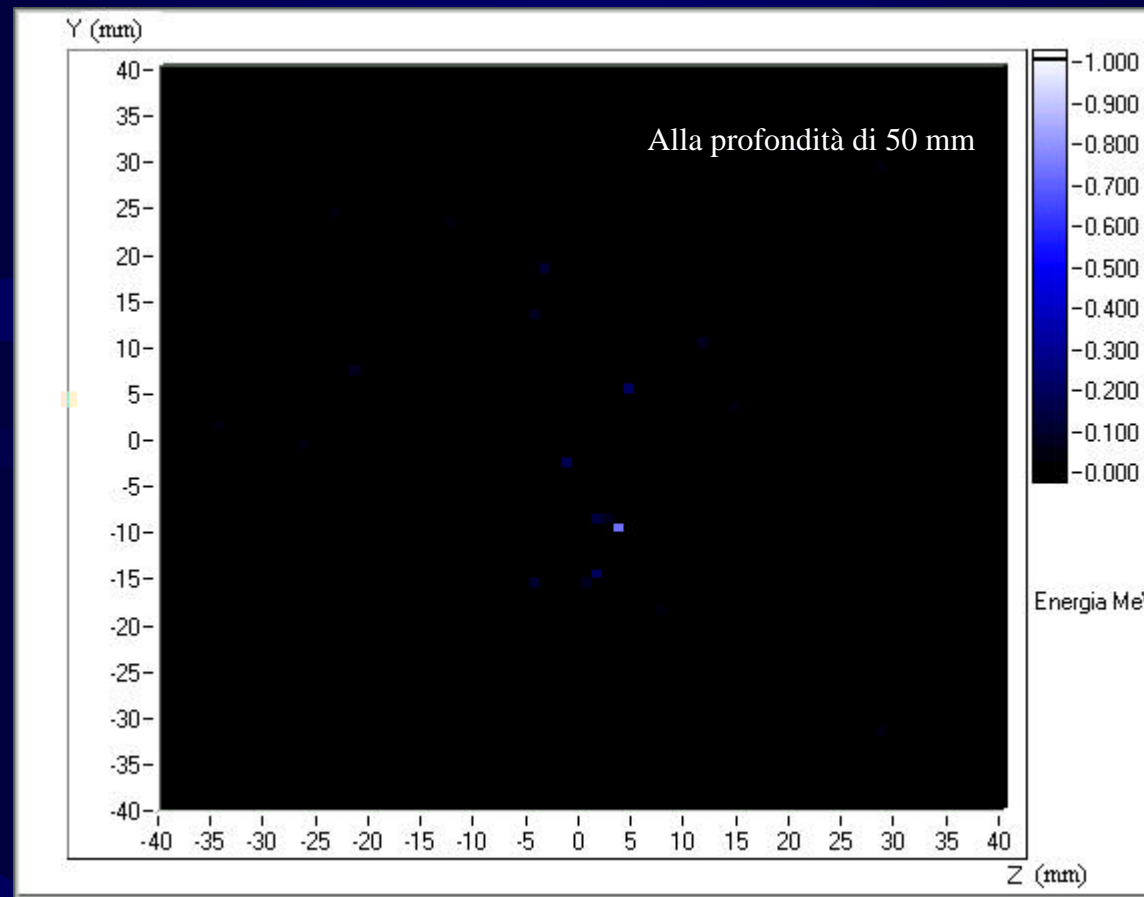
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



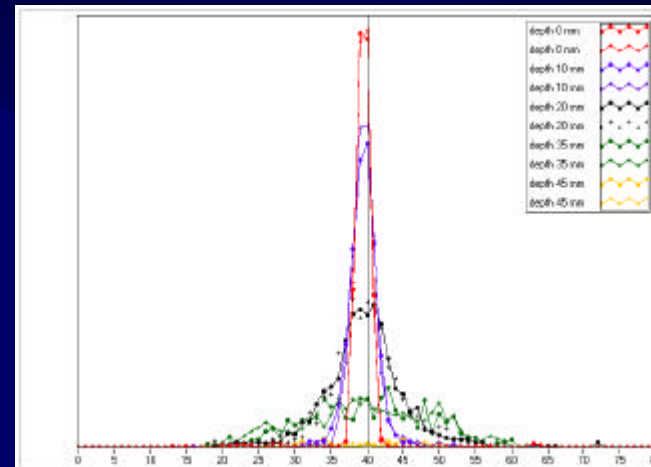
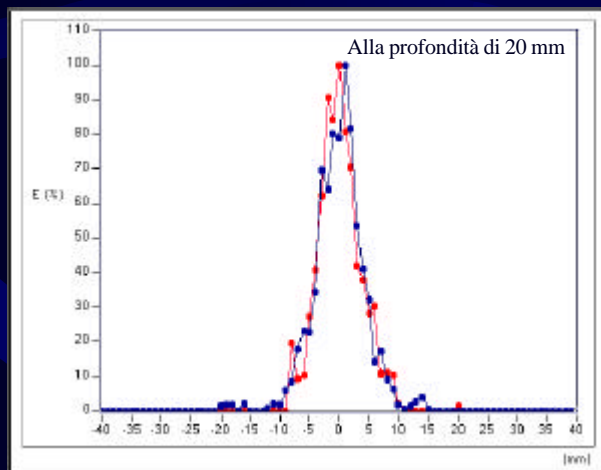
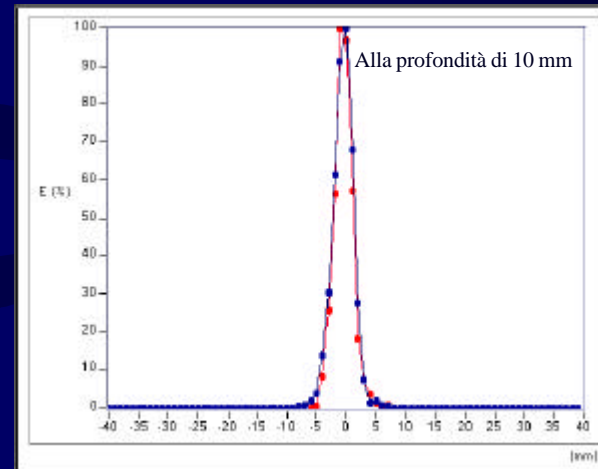
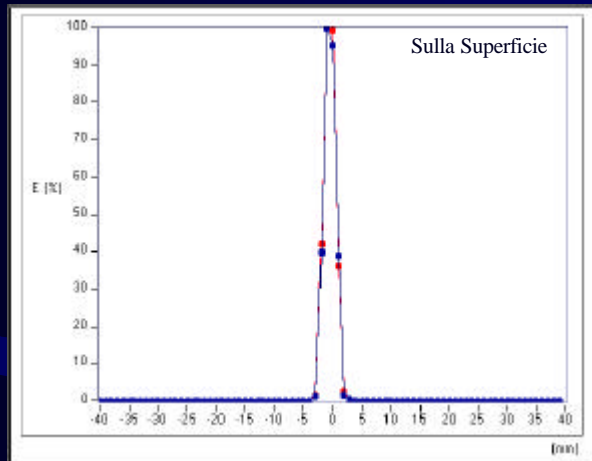
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



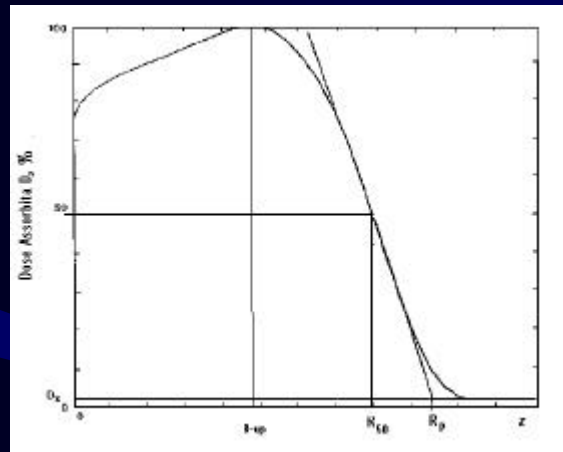
Analisi sulla Simulazione del Cannone Elettronico



Deposizione dell'Energia nel Fantoccio: Profili di Dose

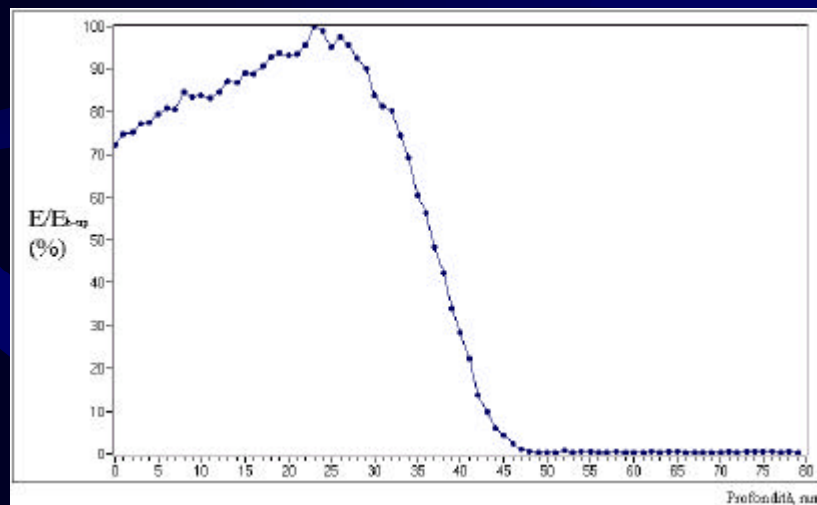


Deposizione dell'Energia nel Fantoccio: Curve di Dose



Tipico andamento della dose in profondità per elettroni

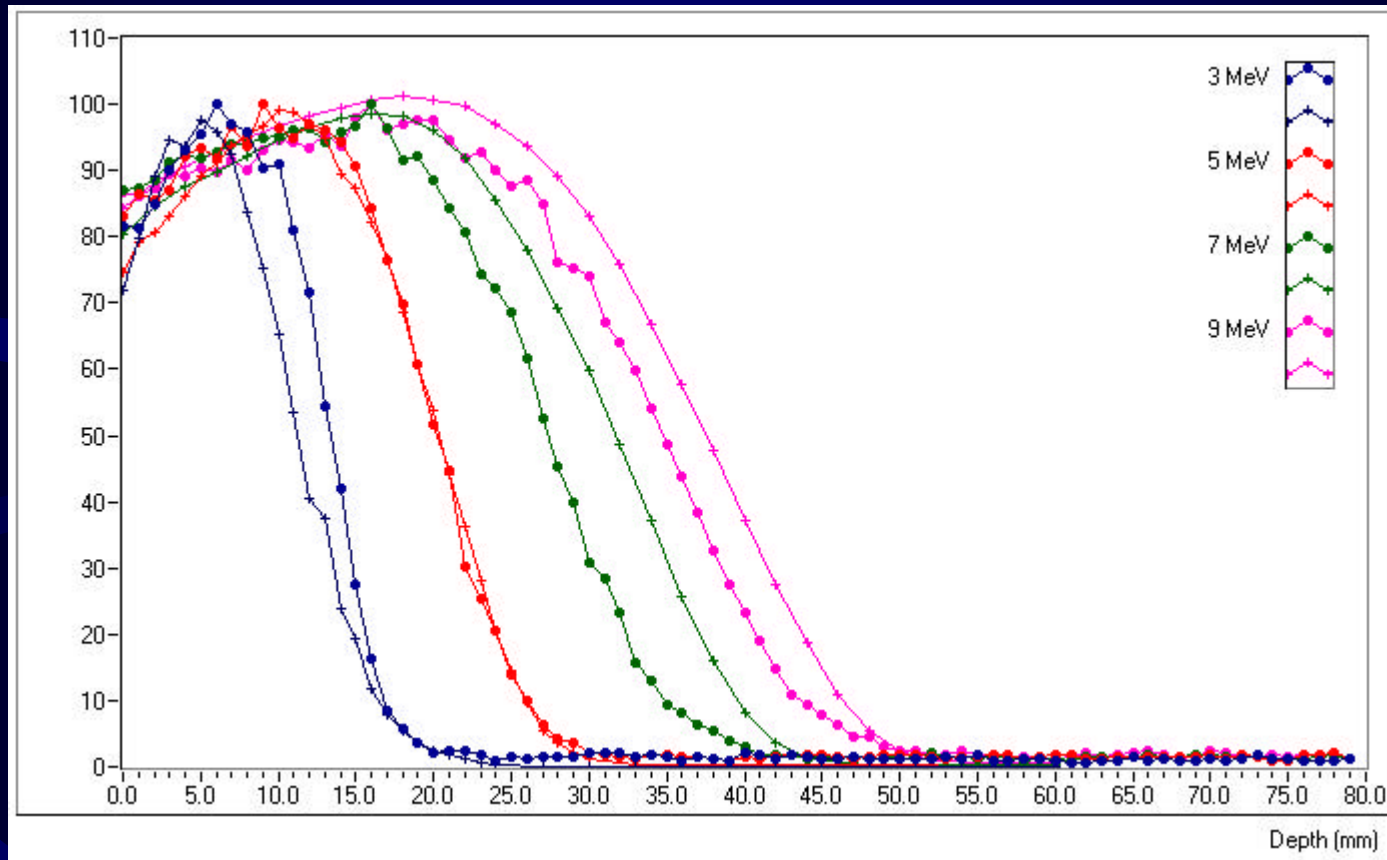
- range pratico
- profondità di build-up
- energia media alla superficie del fantoccio: $R_P = 0.521 * E_0(\text{MeV}) - 0.376 \text{ cm}$.



Risultato ottenuto con il MC

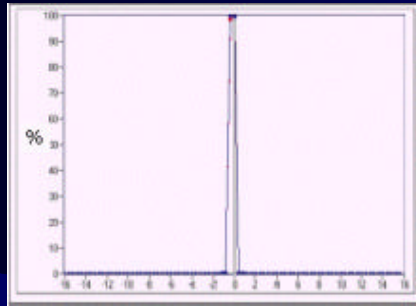
Utilizzando la formula $R_P = 0.521 * E_0(\text{MeV}) - 0.376 \text{ cm}$ si ottiene un valore di energia in superficie di 9 MeV, in accordo con quanto è stato simulato

Deposizione dell'Energia nel Fantoccio: Curve di Dose



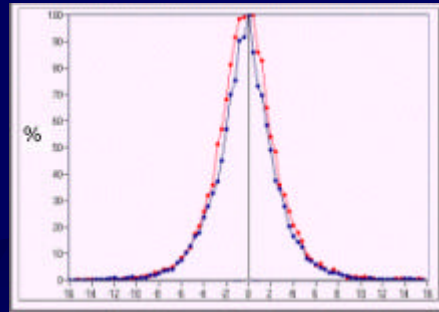
Confronto con le misure sperimentali

Deposizione dell'Energia nel Fantoccio



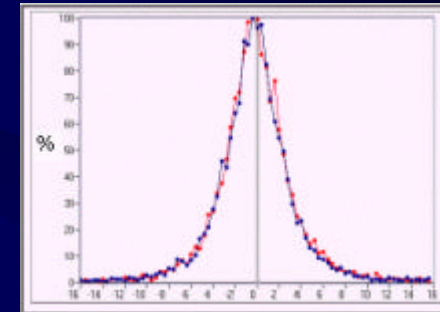
Vuoto

cm



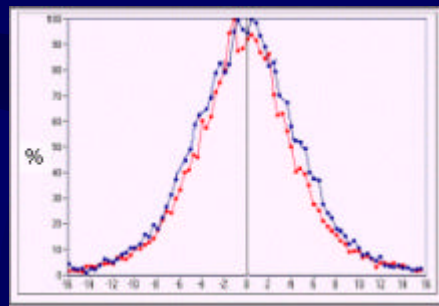
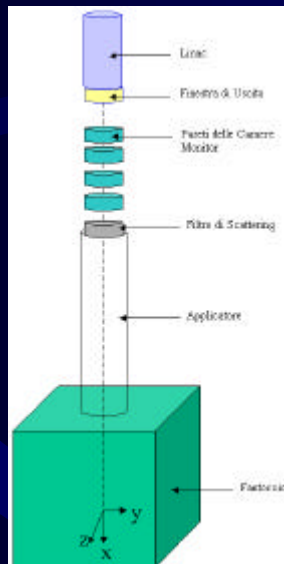
Solo Aria

cm



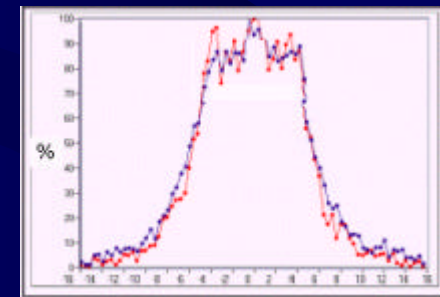
Aria + spessori(finestra, pareti monitor)

cm



Aria + spess. + Applic.(L.80cm,
R.4cm)

cm

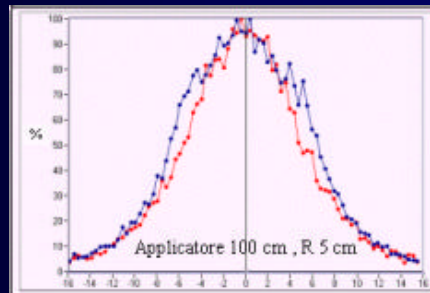


Aria + spess. + Applic. + Filtro(Al,
0.3cm)

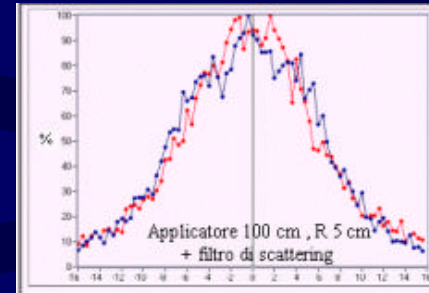
cm

Deposizione dell'Energia nel Fantoccio

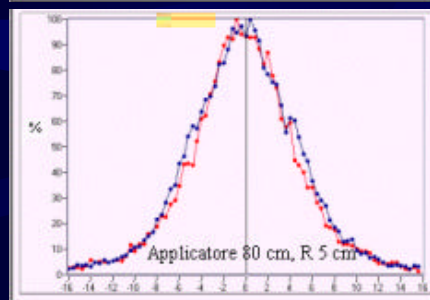
Influenza dei parametri geometrici dell'applicatore sulla distribuzione di dose



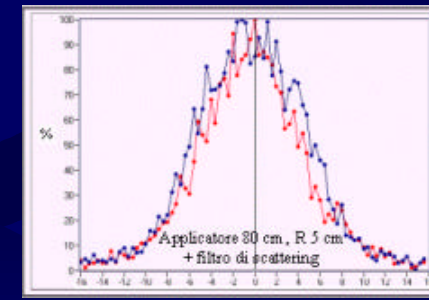
cm



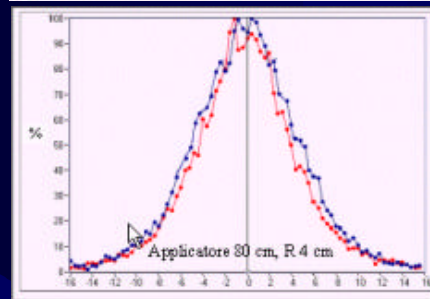
cm



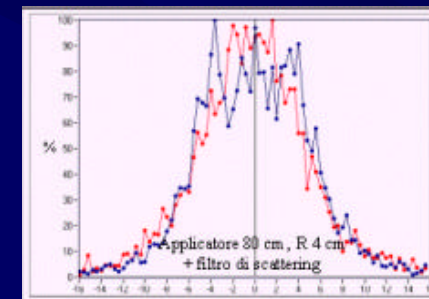
cm



cm



cm



cm

Sommario e Conclusioni

- Parte del lavoro di tesi è stata dedicata per seguire la fase di realizzazione e caratterizzazione dosimetrica della struttura accelerante di IORT1. Il lavoro, svolto presso il Laboratorio di Dosimetria e Test Funzionali dell'Azienda Hitesys, è servito per verificare il raggiungimento degli obiettivi che hanno motivato la revisione completa della testa radiante del nuovo sistema IORT.
 - In particolare si è voluto verificare: il raggiungimento della maggiore stabilità di funzionamento alle energie richieste per i trattamenti IORT e la possibilità di modulare la corrente di fascio con conseguente modulazione del rateo di dose.
 - Sono state, inoltre, eseguite prime misure di caratterizzazione della nuova struttura accelerante finalizzate a: verificarne il centraggio, determinare la minima e massima energia ottenibile, misurare la corrente di fascio al variare della tensione di griglia, verificare il raggiungimento dell'uniformità di campo alla massima penetrazione del fascio attraverso l'inserimento di filtri di scattering.

Sommario e Conclusioni

- Le misure effettuate sono servite inoltre ad evidenziare la necessità di trovare uno strumento efficiente attraverso cui studiare e valutare l'effetto dei parametri che influenzano la distribuzione di dose nei tessuti: energia del fascio accelerato uscente dal Linac, finestra d'uscita degli elettroni dal Linac, filtri aggiuntivi di scattering, pareti delle camere monitor, geometria degli applicatori.
- Buona parte del lavoro di tesi è stata dunque dedicata alla realizzazione di uno strumento software, basato sull'utilizzo del programma di simulazione Monte Carlo Geant4, capace di fornire tutte le informazioni necessarie per definire la migliore configurazione da utilizzare nell'esecuzione di un trattamento radioterapico da effettuarsi con l'acceleratore IORT1.

Sommario e Conclusioni

- La Simulazione accurata degli elementi significativi che caratterizzano il fascio consente di studiare ed individuare il miglior set-up sperimentale; in particolare:
 - In fase di realizzazione:
 - Individuare i filtri e i collimatori più appropriati da fornire insieme alla macchina
 - Durante l'uso in sala operatoria
 - Verificare l'effetto dei filtri di scattering per individuare la configurazione più appropriata
 - Selezionare le caratteristiche del collimatore: forma, dimensione, materiale.

Sommario e Conclusioni

- La possibilità di simulare e seguire, con una tecnica strettamente Monte Carlo, le particelle prodotte nell'interazione del fascio primario fino ad energie molto basse, permette di ricostruire con precisioni maggiori rispetto a quanto consentano i sistemi commerciali, le distribuzioni di dose nel volume di interesse.
- L'approccio è modulare ed aperto e ciò rende il metodo applicabile qualunque sia la composizione dei materiali trattati ed integrabile con le informazioni ottenute dai metodi tipicamente impiegati per la ricostruzione tridimensionale dell'anatomia del paziente;
- E' in fase di progetto:
 - l'introduzione, nel software realizzato, della descrizione analitica di un fantoccio antropomorfo che riproduca l'anatomia del paziente per consentire una pianificazione più realistica del trattamento IORT.