

IMPLEMENTAZIONE DELLA RADIAZIONE DI FRENAMENTO IN UN CODICE FAST MONTE CARLO PER RADIOTERAPIA

Candidata: Federica Salvati

Matricola: 1639260



SAPIENZA
UNIVERSITÀ DI ROMA

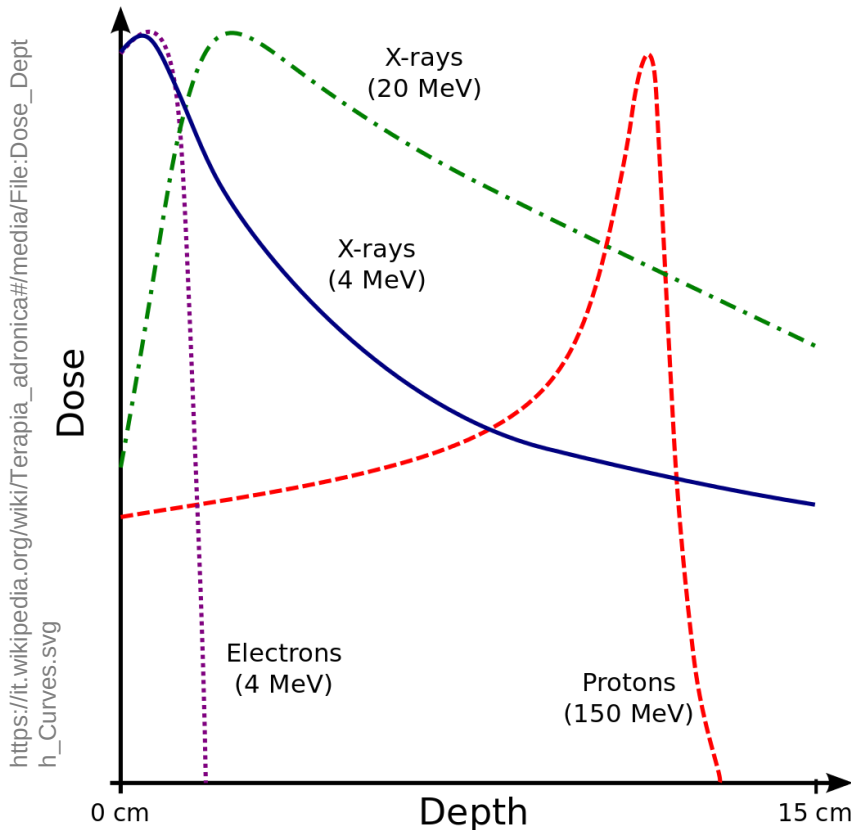
Relatore:

Prof. Vincenzo Patera

Correlatore:

Prof. Angelo Schiavi

Terapia con particelle

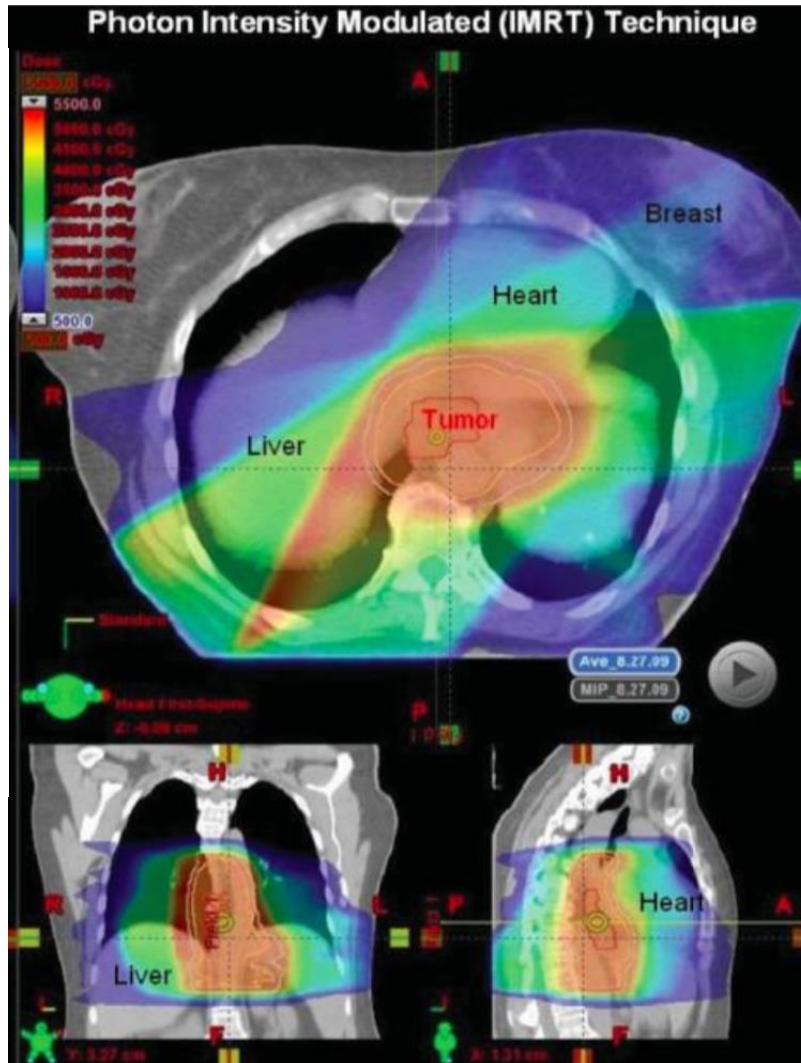


$$D = \frac{dE}{dm} \quad [G_y]$$

Radioterapia convenzionale vs adroterapia:

- Radioterapia: utilizza fasci di fotoni ed elettroni. La dose viene rilasciata in modo continuo nel mezzo con un picco in ingresso.
- Adroterapia: utilizza fasci di particelle cariche pesanti. La dose assorbita si concentra in un picco di pochi mm (*Bragg Peak*).

Terapia con particelle



Radioterapia convenzionale vs adroterapia:

- Radioterapia: la dose viene rilasciata in modo continuo nel mezzo con un picco in ingresso.
- Adroterapia: La dose assorbita si concentra in un picco di pochi mm (*Bragg Peak*).

Le tecniche avanzate di radioterapia utilizzano sistemi di erogazione di fasci complessi come **focused multipole beam**, al fine di ottenere un'elevata probabilità di controllo del tumore con una ridotta percentuale di complicanze dei tessuti.

Treatment Planning Systems (TPS)

Software che fornisce al sistema di controllo dell'acceleratore posizione, intensità e direzione dei *pencil beam*.



Il componente principale del TPS è il *kernel* della dose rilasciata dal fascio nel paziente.



Algoritmi analitici

- I tessuti del paziente vengono approssimati con acqua;
- Tempi di esecuzione brevi.



Simulazioni Monte Carlo (MC)

- Viene simulata *step by step* l'interazione della radiazione con i tessuti del paziente;
- Tempi di esecuzione molto lunghi.

Gli strumenti molto precisi (MC) non vengono sempre utilizzati nella pratica clinica a causa delle grandi risorse computazionali necessarie per simulare un intero piano di trattamento.



FRED

FRED: Fast paRticle thERapy Dose evaluator*

Accuratezza tipica dei
tool MC

Tempi di esecuzioni
brevi

Fascio di protoni a 100 MeV in acqua:

	Hardware	primary/s	Patient plan recalculation*
FLUKA/GEANT4	single CPU core	750	16 days
FRED	single CPU core	15000	19 hours
FRED	single GPU card	10 mln	2,3 min
FRED	cluster of 144 GPU cards	300 mln	3 s

* Patient case: 3-fields Head-Neck plan at 1% of total protons = 700 mln primaries

Il software è stato sviluppato per girare su GPU (*Graphics Processing Unit*), in modo da ridurre il tempo di esecuzione di un fattore pari a 1000 rispetto ai tool MC.

Il trasporto di particelle viene eseguito a step in cui si verifica un certo numero di interazioni.

* Sviluppato presso il dipartimento SBAI della Sapienza

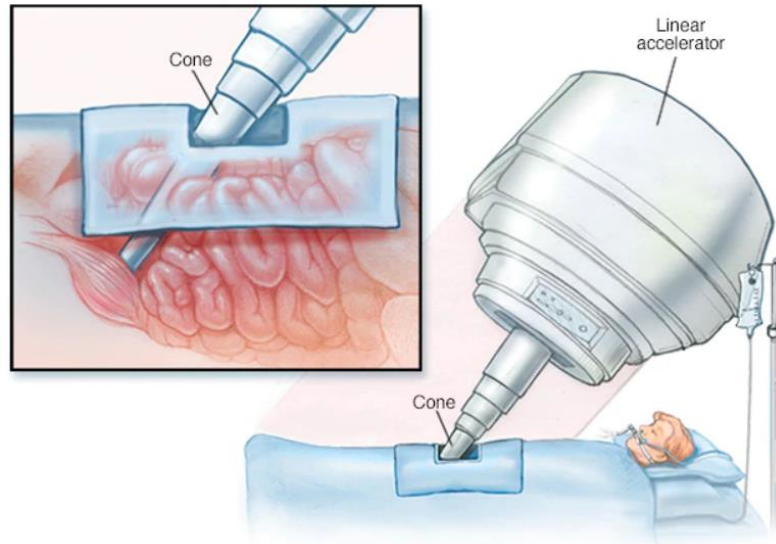
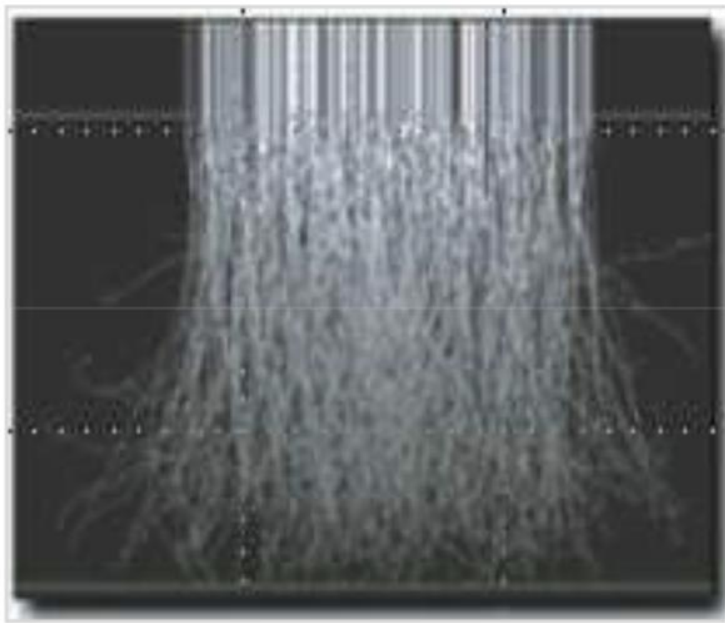
Status di Fred

- Protonterapia: il modello di interazione di protoni con l'acqua è attualmente utilizzato in vari centri di ricerca (JPAN, APSS, MAASTRO, CNAO).
- Adroterapia con ioni carbonio: in fase di sviluppo presso il dipartimento SBAI.
- Modello elettromagnetico per radioterapia, IORT e Flash Therapy: in fase di sviluppo presso il dipartimento SBAI.



Unica piattaforma per adroterapia e radioterapia

RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA (IORT)



<https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/intraoperative-radiation-therapy/about/pac-20385150>

Il paziente viene sottoposto a radioterapia durante l'operazione chirurgica a seguito dell'asportazione del tumore. Tipicamente si utilizza un fascio di elettroni tra **5 e 10 MeV**.

A tali energie uno dei processi predominanti in tessuti patient-like con cui gli elettroni perdono energia nel mezzo è la **Bremsstrahlung**

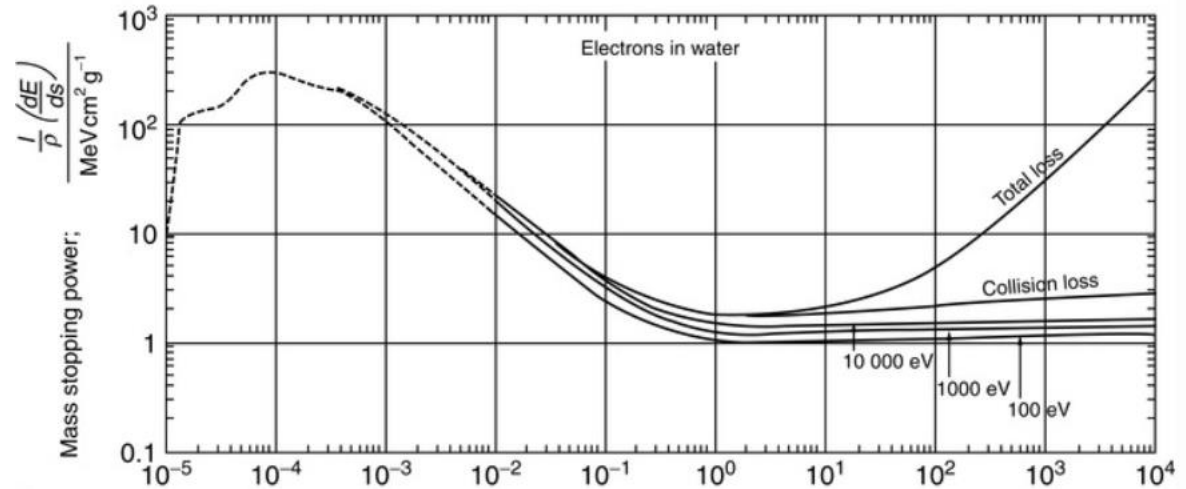
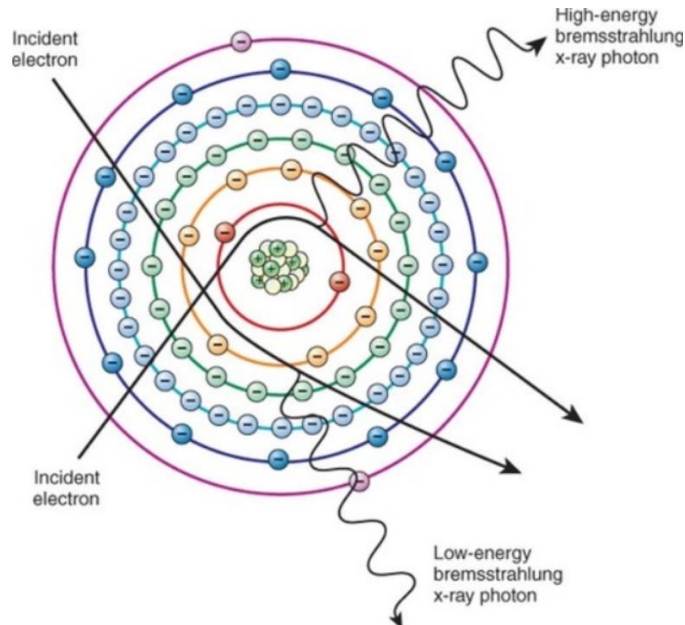
Fred - Elettromagnetico

Processo fisico	Particella	Status in Fred
Effetto fotoelettrico	fotone	ok
Scattering coerente	fotone	ok
Effetto Compton	fotone	ok
Produzione di coppie	fotone	ok
Allargamento Doppler	in effetto Compton e annichilazione	ok
Bremsstrahlung	elettroni, positroni	no cutoff variabile
Perdita di energia continua	elettroni, positroni	no raggi delta
Annichilazione	positroni	ok
Scattering multiplo	elettroni, positroni	no scattering non gaussiano

Bremsstrahlung

$$\left(-\frac{dE}{dx}\right)_{rad} \simeq \frac{E}{X_0} \simeq 4r_e^2 \alpha \frac{N_A Z^2 \rho}{A} \ln(183Z^{-1/3}) E$$

Un elettrone in prossimità di un atomo, a causa dell'azione del campo elettrico di cui risente, perde energia per radiazione di frenamento emettendo un fotone.



<https://www.routledgehandbooks.com/doi/10.1201/9781420012026.ch3>

La perdita di energia aumenta con l'energia della particella incidente.

Il mio contributo

Nel mio lavoro di tesi mi sono occupata dell'implementazione del processo di Bremsstrahlung di elettroni e positroni.

Ho quindi introdotto all'interno del codice:

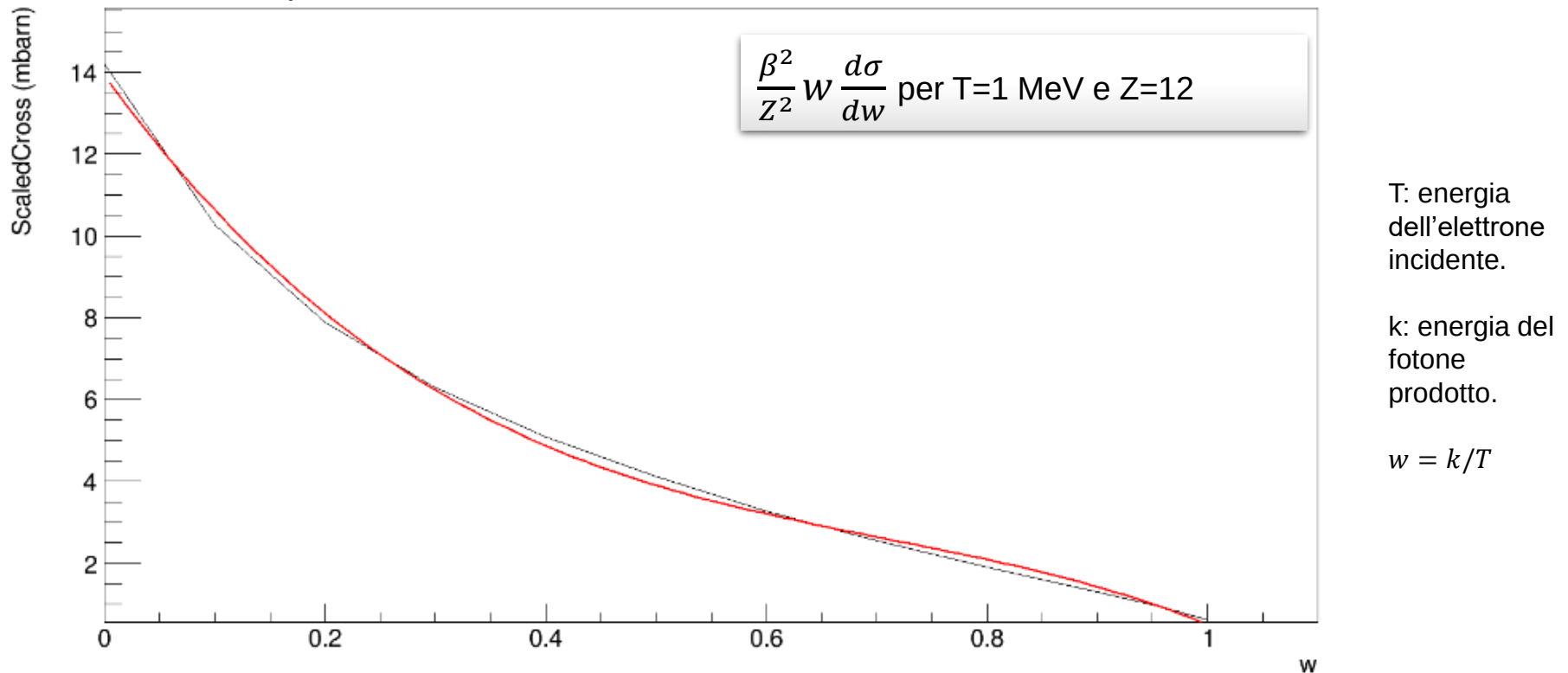
σ : *La probabilità che avvenga Bremsstrahlung;*

$\frac{d\sigma}{dk}$: *La probabilità di emettere un fotone di energia k .*

$\frac{d\sigma}{d\vartheta}$: *La probabilità di emettere un fotone ad un direzione ϑ rispetto a quella dell'elettrone.*

Implementazione Bremsstrahlung

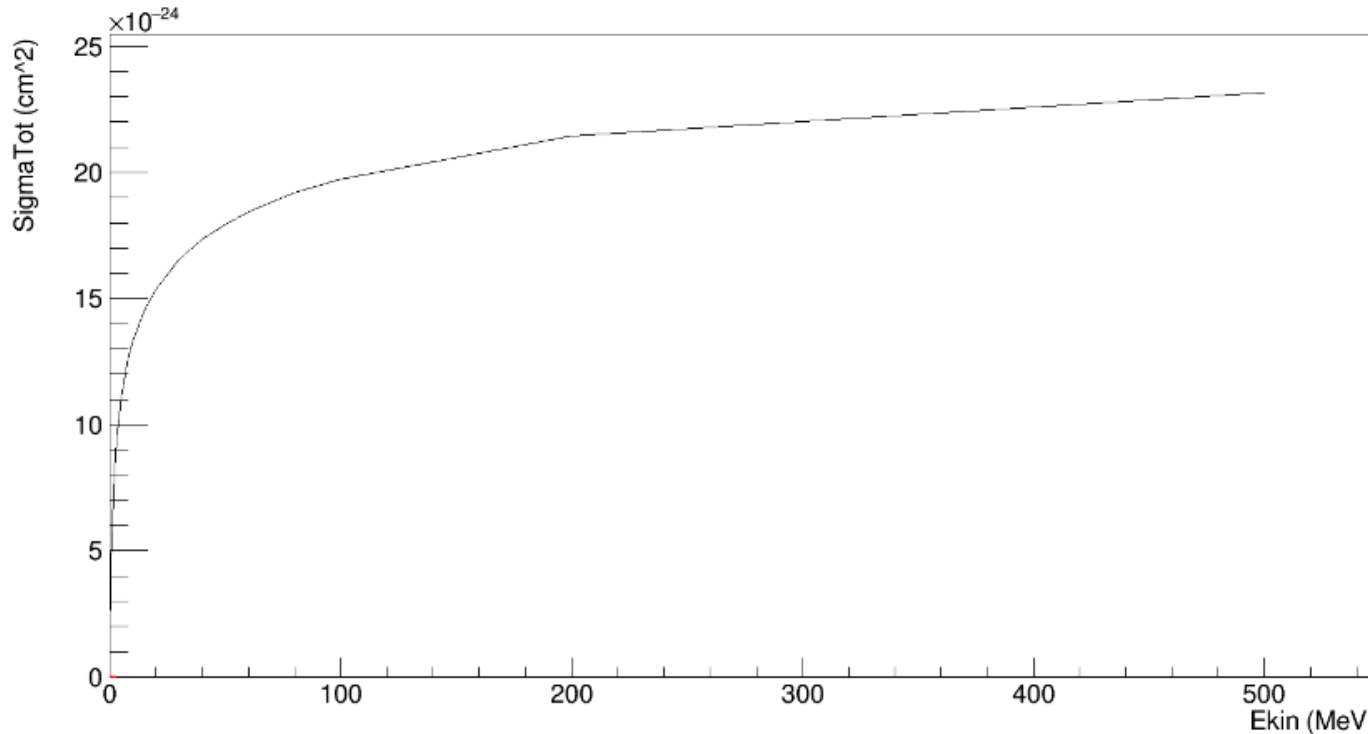
Per il calcolo della σ ho prima effettuato un fit di misure sperimentali delle sezioni d'urto differenziali scalate fornite da Seltzer e Berger* in funzione di $w=k/T$ attraverso un polinomio $a_0 + a_1w + a_2w^2 + a_3w^3$. Il fit è stato realizzato per ogni Z (da 1 a 100) e per ogni valore di energia dell'elettrone incidente disponibile (da 1 keV a 10 GeV).



*S.M. Seltzer, M.J. Berger, "Bremsstrahlung energy spectra from electrons with kinetic energy 1 keV-10GeV incident on screened nuclei and orbital electrons of neutral atoms with $Z=1-100$ ", Atomic Data and Nuclear Data Tables, 1986.

Implementazione Bremsstrahlung

Ho estratto i parametri del polinomio per ogni Z, T per calcolare l'integrale della sezione d'urto differenziale e ottenere σ .

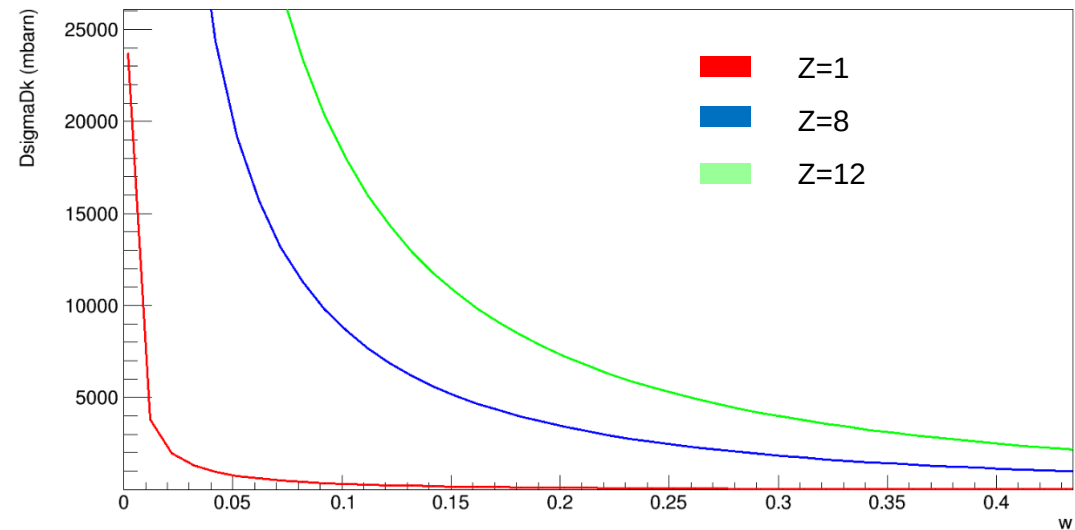


σ in funzione di T
in $Z=12$

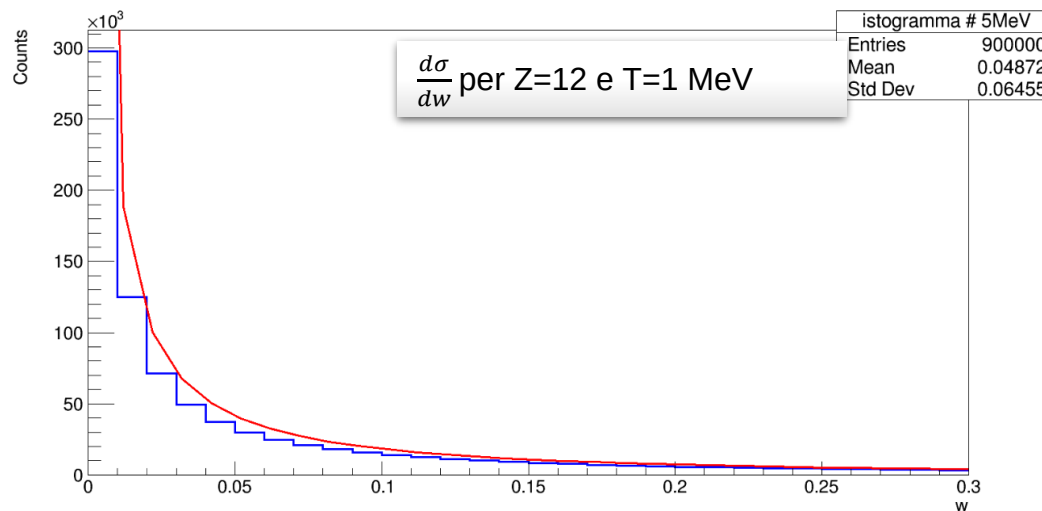
Per una migliore risoluzione a basse energie ho fornito i valori di σ in funzione del $\log(E)$. Tramite un campionamento del $\log(E)$ eseguito a passo 0.02 ho ottenuto le σ corrispondenti. A partire da tali valori è stato calcolato il coefficiente di attenuazione massico.

Implementazione Bremsstrahlung: sampling dell'energia del fotone

Tramite divisione per il fattore di scala ho ottenuto la sezione d'urto differenziale totale $\frac{d\sigma}{dw}$.

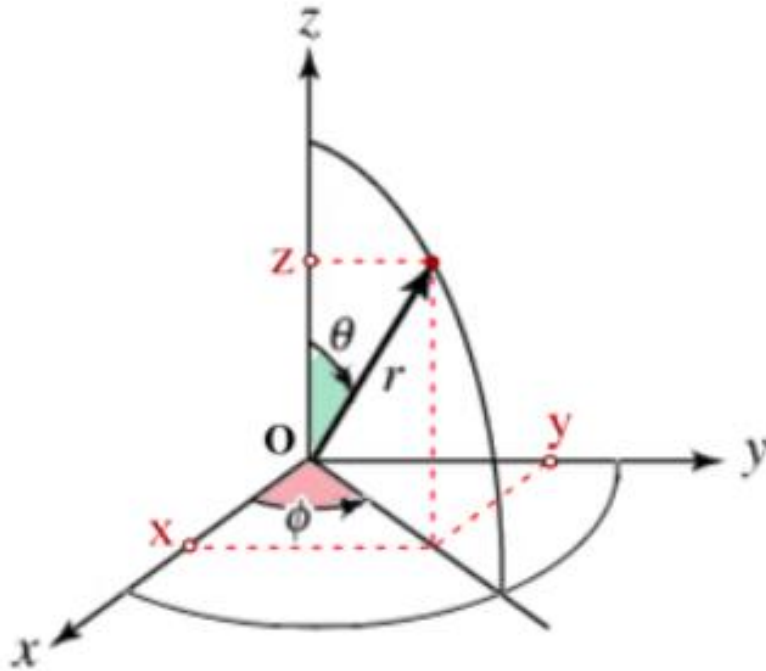


La sezione d'urto differenziale rappresenta lo spettro di energie del fotone uscente.



Ho implementato una procedura di sampling dello spettro di energie per estrarre w .
Il prodotto wT restituisce un fotone di energia k .

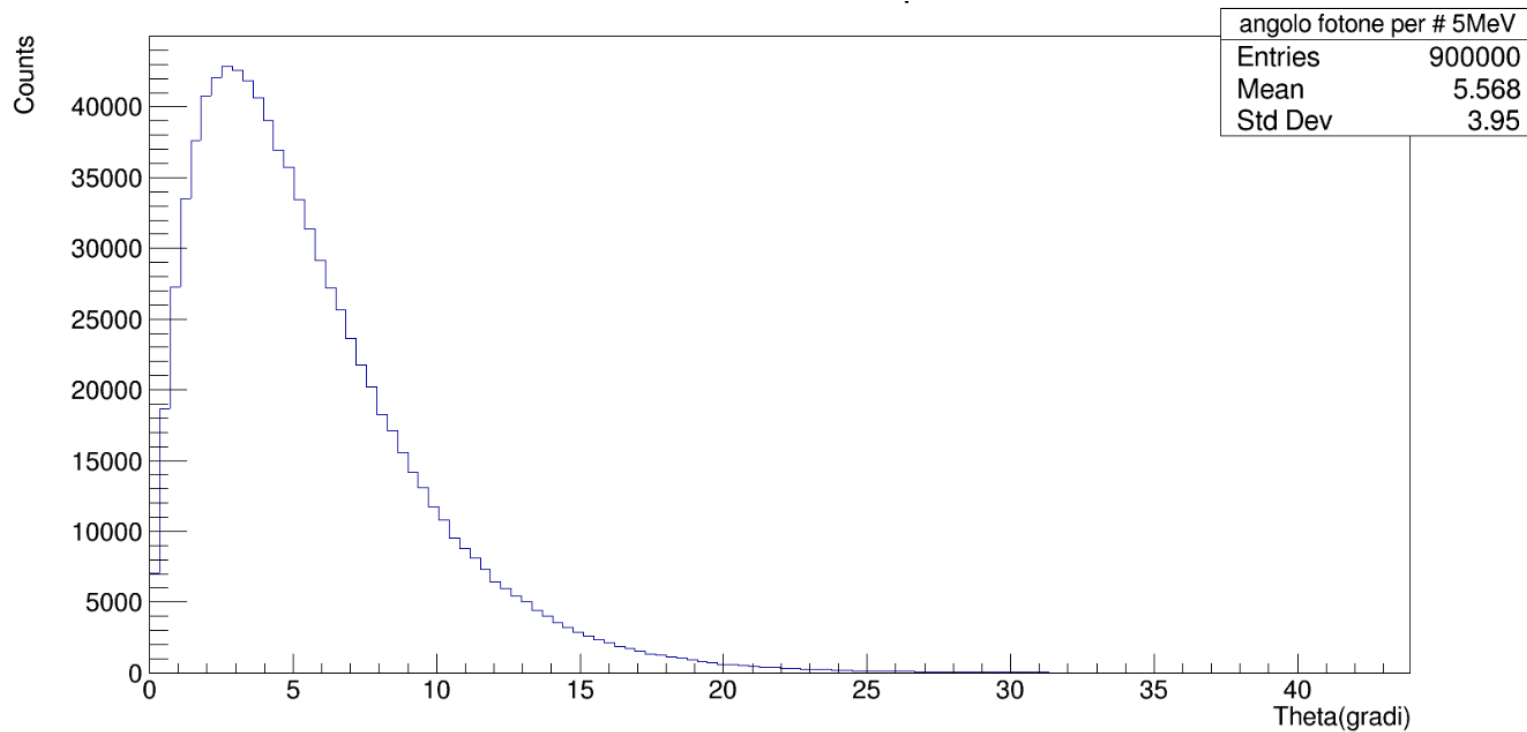
Implementazione Bremsstrahlung: sampling della direzione del fotone



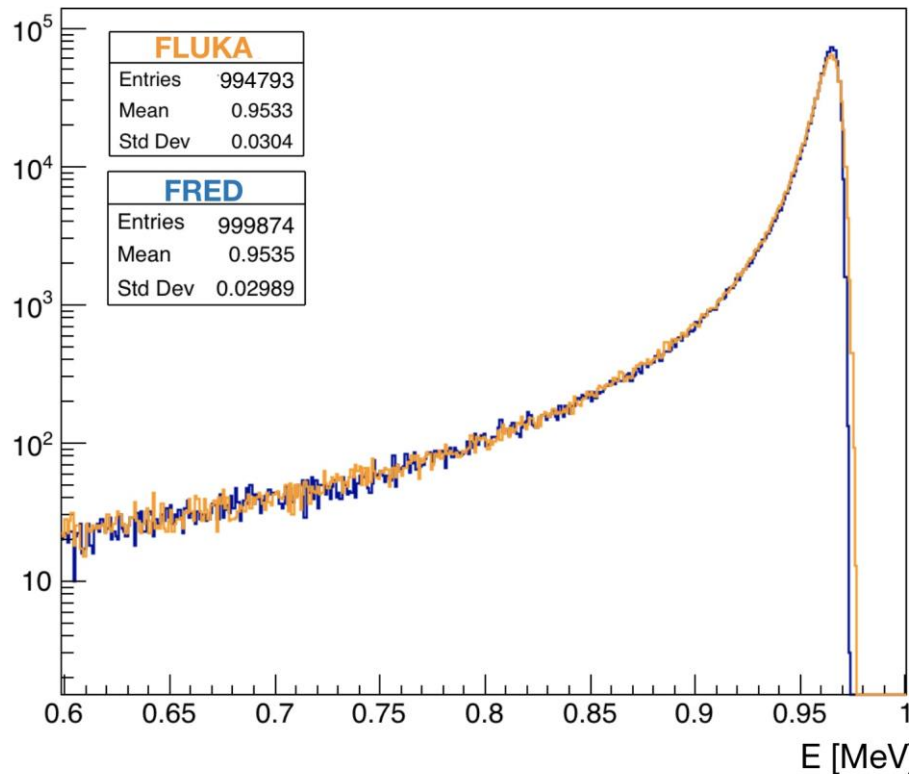
Ho implementato una procedura di sampling da una distribuzione Gamma per estrarre l'angolo ϑ formato tra direzione del fotone e direzione dell'elettrone incidente.

L'angolo φ descritto nel piano descrive una distribuzione uniforme.

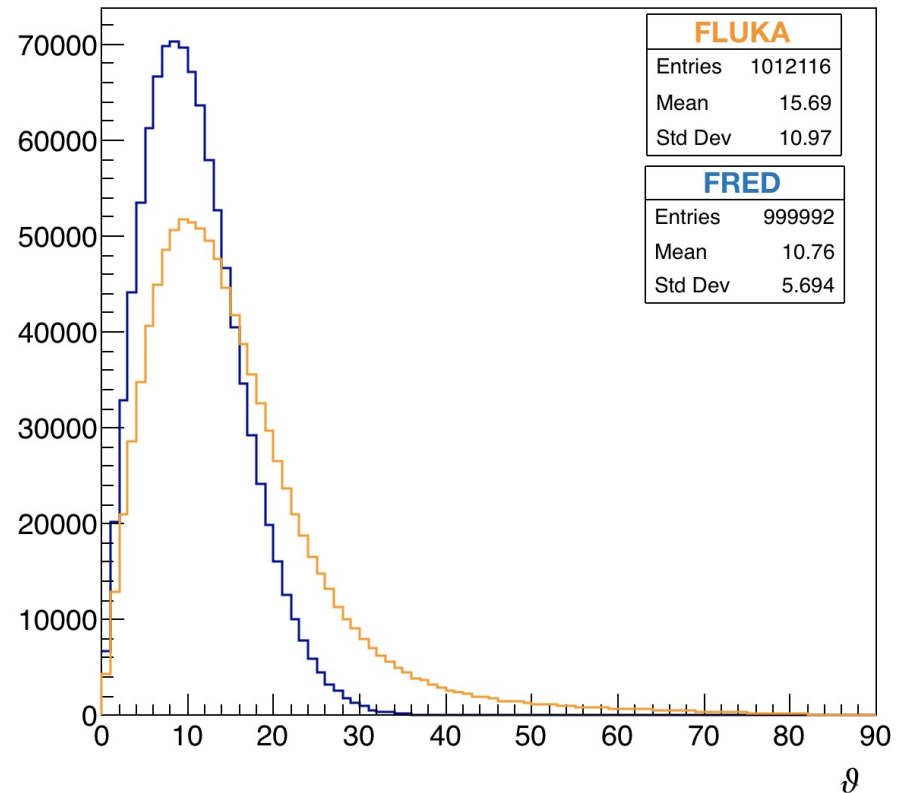
Implementazione Bremsstrahlung: sampling della direzione del fotone



Implementazione Bremsstrahlung



Distribuzione dell'energia per un fascio di 10^6 elettroni da 1 MeV in un target di 4cm x 4cm x 250 μm di acqua.



Distribuzione angolare per un fascio di 10^6 elettroni da 1 MeV in un target di 4cm x 4cm x 250 μm di acqua.

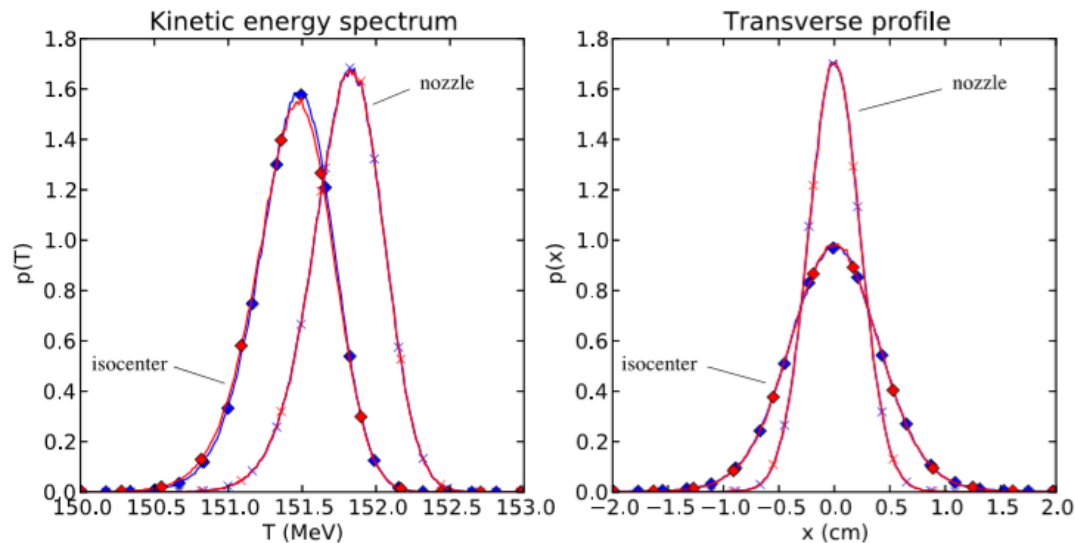
Conclusioni

- Grazie all'ottimizzazione del codice Fred per esecuzione su GPU, i tempi di calcolo della dose si riducono notevolmente mantenendo allo stesso tempo un'elevata accuratezza.
- La riduzione dei tempi di calcolo consente l'applicazione di Fred nella radioterapia intraoperatoria.
- A tal fine, ho implementato in Fred il modello della radiazione di frenamento da parte di elettroni e positroni.
- Dal confronto con software molto precisi (Fluka e Geant) si osserva che l'implementazione dà risultati corretti.

Sviluppi futuri

- Ulteriore accelerazione del codice.
- Completamento del modello fisico del processo elettromagnetico (primavera 2020).
- Confronto qualitativo e validazione del modello (estate 2020).
- Possibilità di brevetto come TPS nella IORT.

Calcolo della dose: Metodo analitico



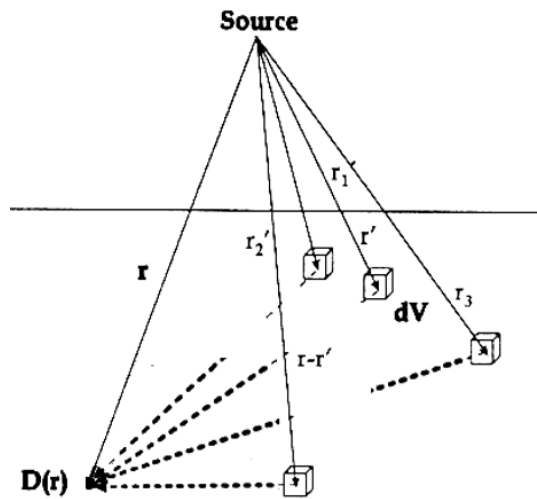
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6560/aa8134>

In input: mappe di fluenza φ da cui calcolare la fluenza di energia:

$$\psi(\vec{r}) = \varphi(\vec{r})E e^{-\mu(E)}$$

Deposizione di energia nel tessuto da parte del primario:

$$T(\vec{r}) = \frac{\mu}{\rho} \psi(\vec{r})$$



Calcolo della distribuzione 3D di dose:

$$D(\vec{r}) = \int T(\vec{r}', E') k(|\vec{r} - \vec{r}'|, E') d\vec{r}'$$

Calcolo della dose: Metodo analitico

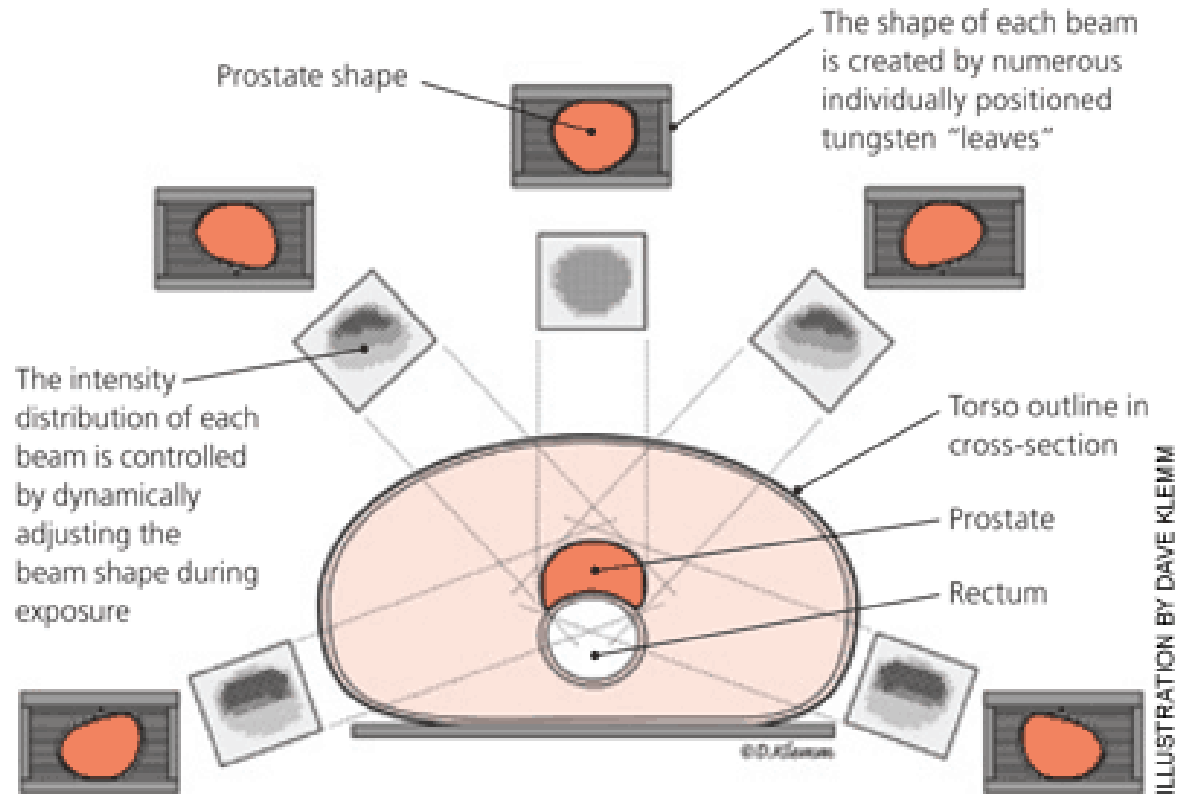
Tecnica sensibile a:

Calibrazione della
strumentazione.

Posizionamento del
paziente.

Movimenti del paziente.

Disomogeneità tissutali.



Stima della dose attraverso statistica Monte Carlo.

Calcolo della dose: Metodo Monte Carlo

Si utilizzano distribuzioni di probabilità per descrivere le interazioni di ogni particella con la materia.

ALTO COSTO COMPUTAZIONALE

Valore atteso di una variabile X_i :

$$\mu = E\{X_i\}$$

Stima di μ con N variabili:

$$\tilde{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i$$

Dal teorema del limite centrale:

$$E\{\tilde{X}\} = \mu$$

L'errore associato alla stima vale:

$$RMS = \sqrt{E((\tilde{\mu}_N - \mu)^2)} = \frac{\sigma}{\sqrt{N}}$$