



Facoltà di Ingegneria Civile e Industriale
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Ottimizzazione di un metodo di *ray tracing* applicato a piani di trattamento adroterapici

Relatore: Prof. Vincenzo Patera

Laureanda: Eliana Gioscio

Matricola: 801308

Correlatore: Dott. Angelo Schiavi

Anno Accademico 2011/2012

Sommario

Inquadramento del problema:

- Adroterapia
- Piani di trattamento

Software Fred:

- Descrizione programma
- Validazione
- Implementazione *ripple filter*

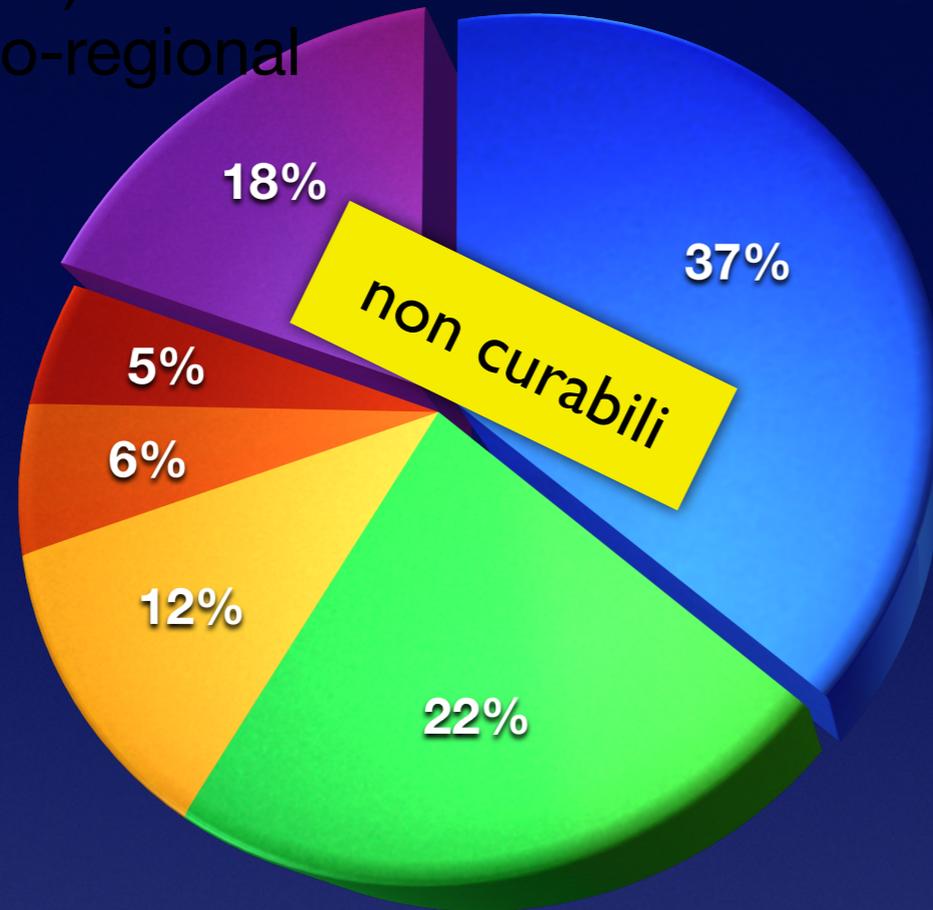
Ottimizzazione piano di trattamento:

- Fattore di guadagno e risultati

Introduzione

Trattamenti tumori solidi in Europa (report EU 2000)

- No cure non regional
- Surgery
- RadioTherapy
- SU+RT combined
- altro (chemio)
- No cure loco-regional



no cura (tumore esteso)
chirurgia
radioterapia
chirurgia + radioterapia
altro (chemio)
no cura (tumore localizzato)

Per il 18% dei tumori solidi localizzati non esiste attualmente un valido protocollo di cura

tumori radio-resistenti

presenza di organi a rischio

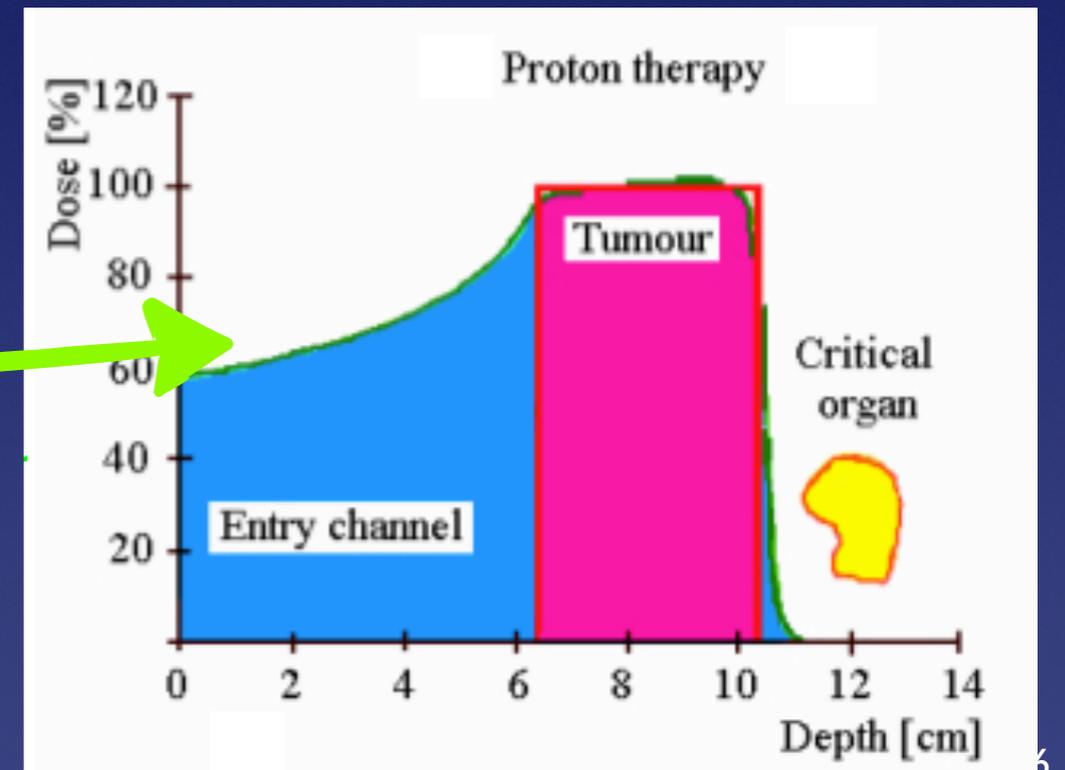
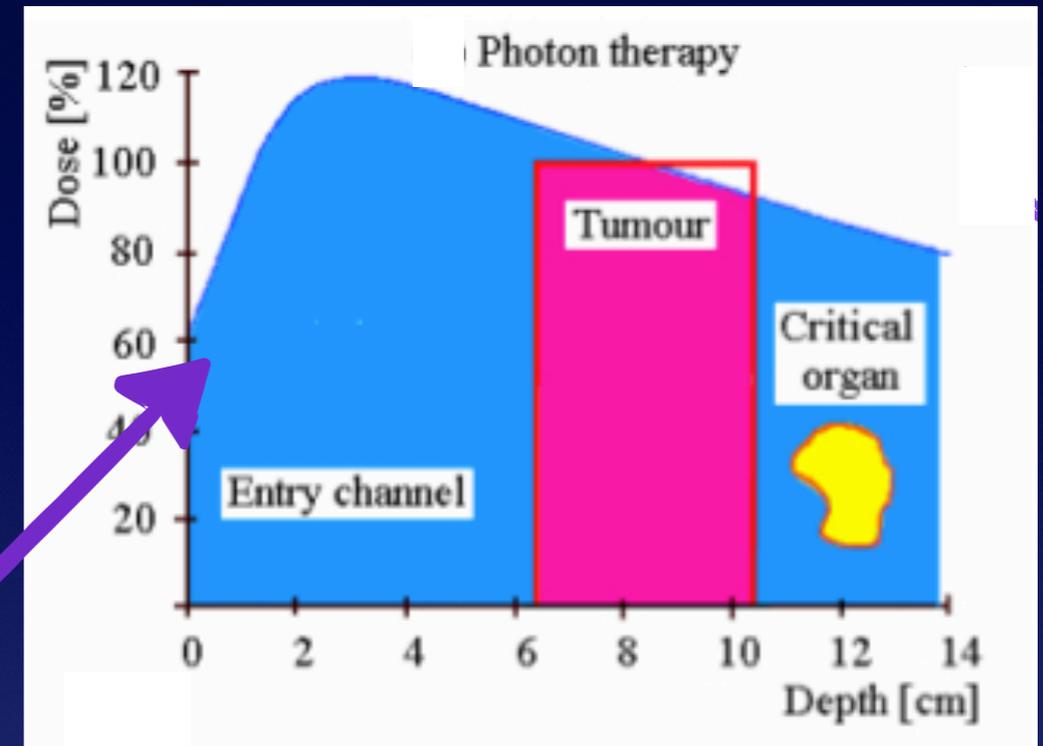
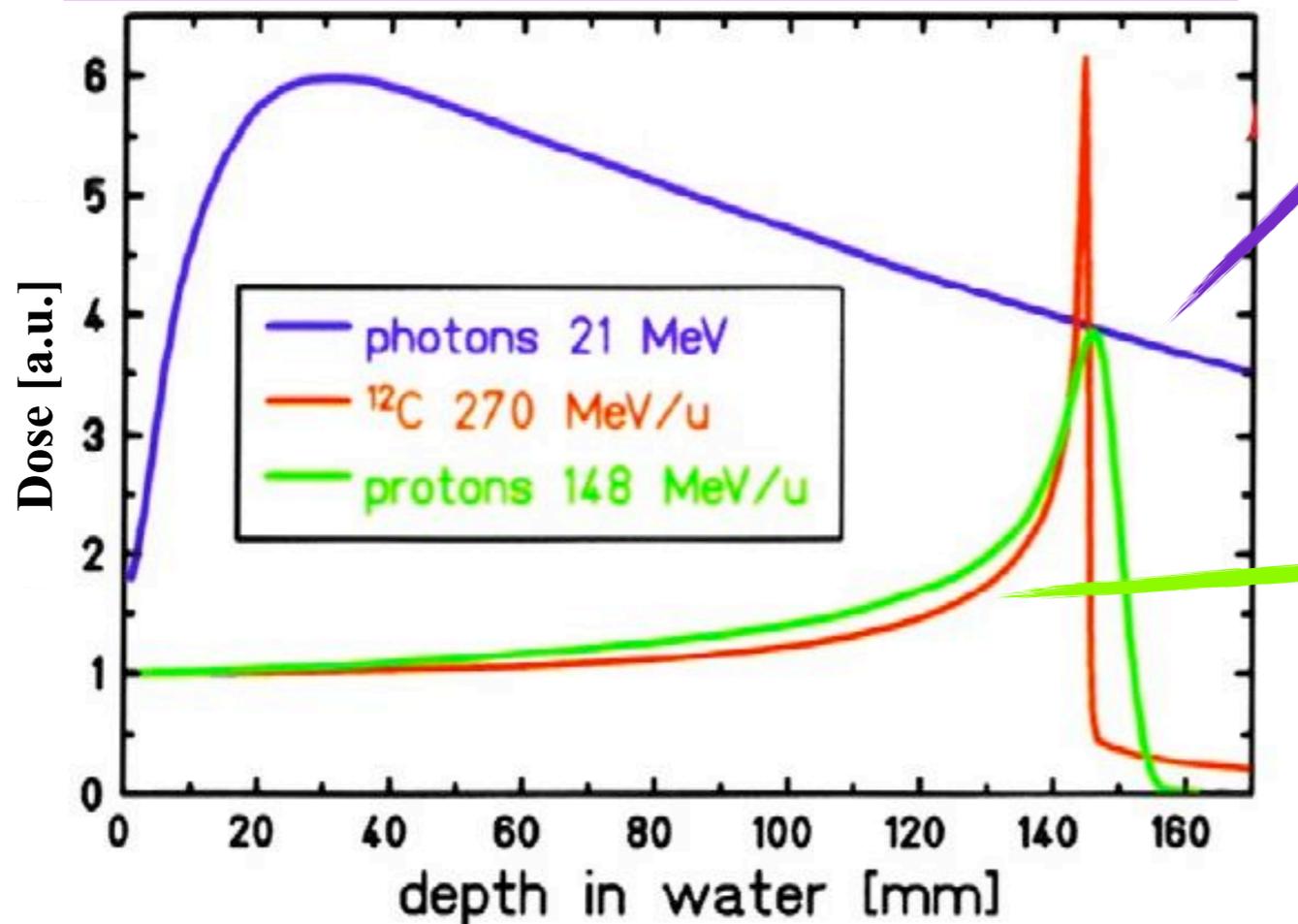
impossibilità di intervenire chirurgicamente

Adroterapia

Il trattamento con particelle cariche (protoni, ioni carbonio) consente un maggiore rilascio di energia sul tumore, minimizzando, allo stesso tempo, i danni arrecati ai tessuti sani circostanti

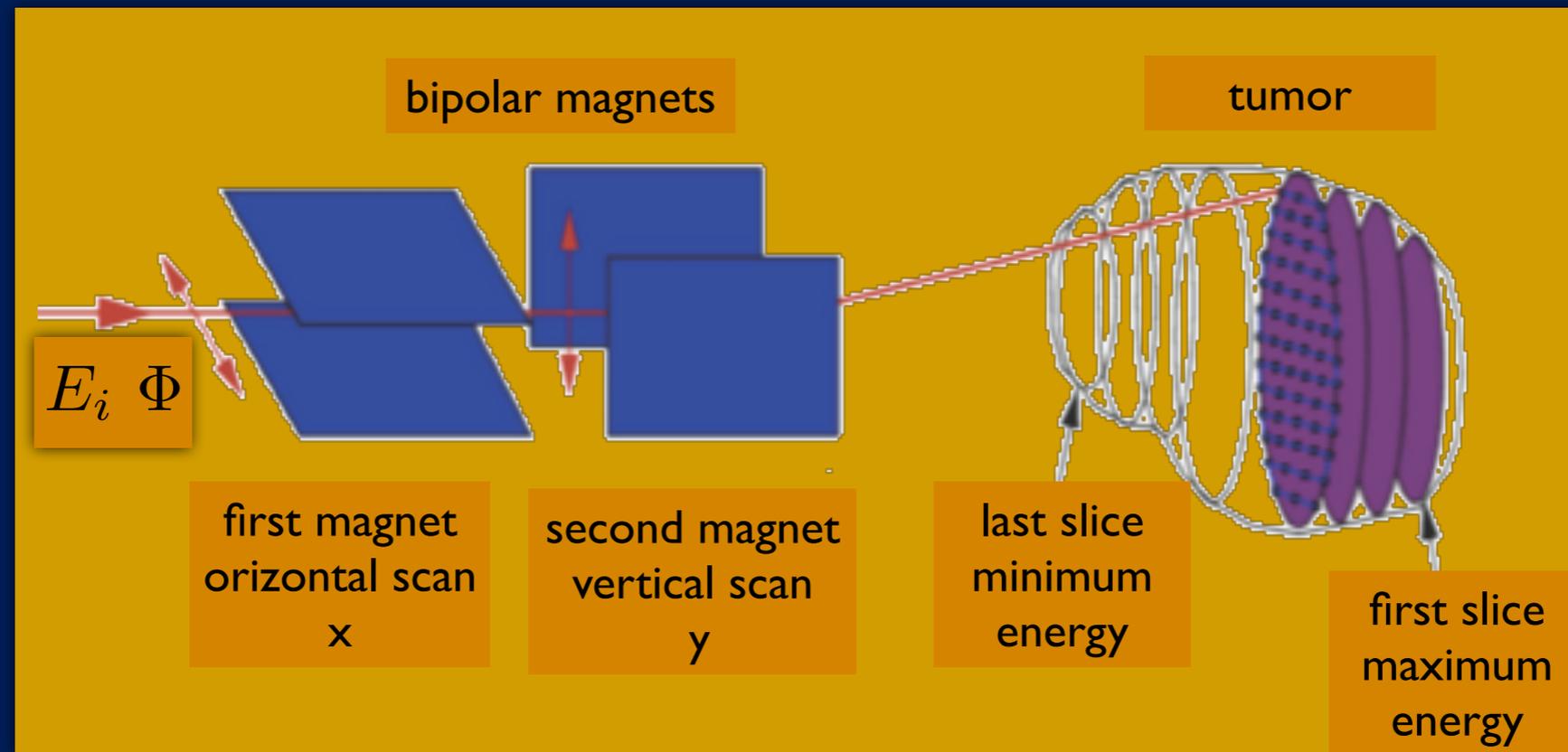
$$D_{abs} = \frac{dE}{dm}$$

Picco di Bragg: max rilascio dose



Spread Out Bragg Peak

Muovendo il fascio di protoni o di ioni con due magneti di deflessione e cambiando l'energia si possono trattare tutte le regioni tumorali



Sarà compito del piano di trattamento dare il corretto set di *pencil beam* con la corrispondente fluenza

$$fluenza = \frac{n_{particelle}}{superficie}$$

Piani di trattamento: TPS

TPS

- determinazione della direzioni dei fasci
- modello del trasporto e delle interazioni della radiazione
- calcolo di distribuzione della dose
- valutazione dell'efficacia biologica

Problema

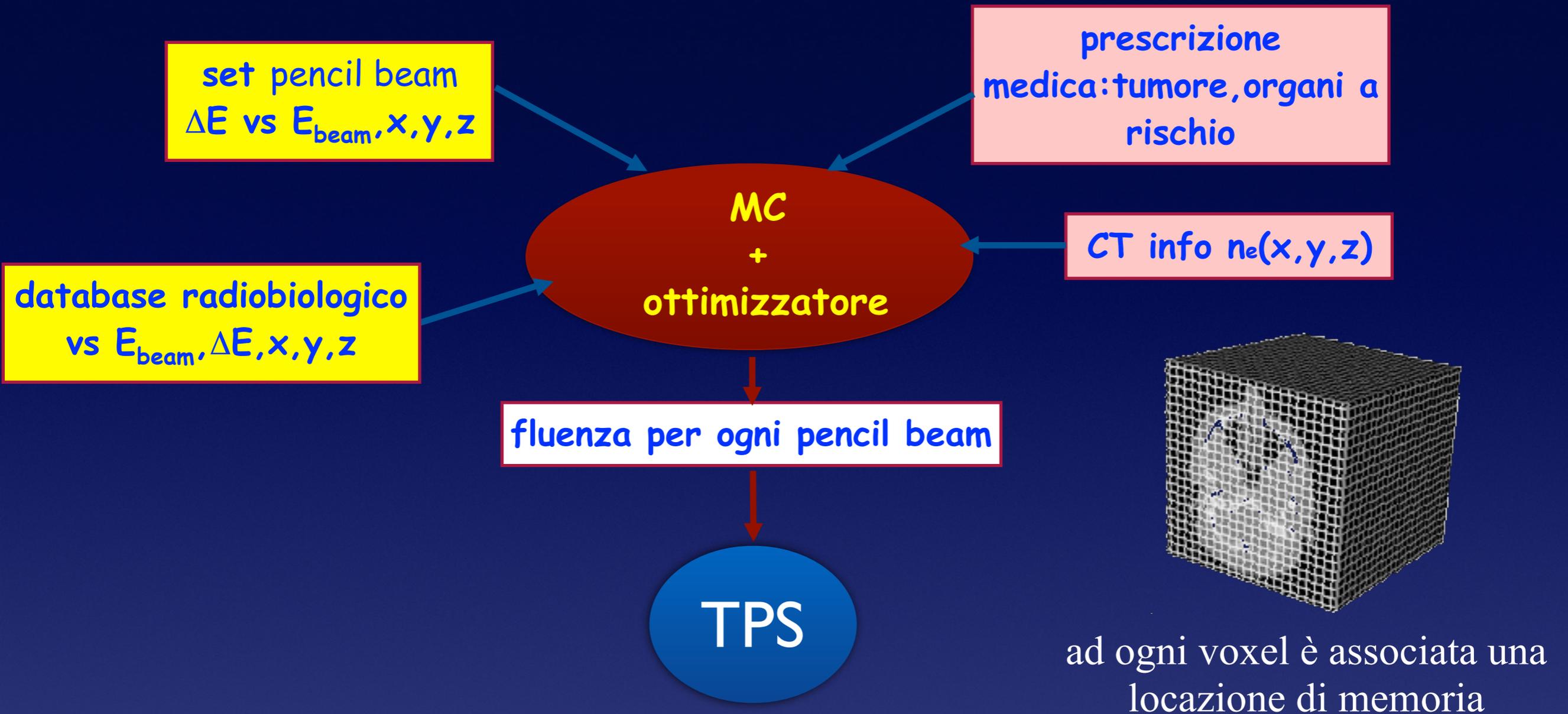
I TPS standard devono introdurre notevoli approssimazioni e semplificazioni

Proposta

**Simulazioni con
codici Monte
Carlo**

- migliore descrizione processi fisici
- geometria corpo umano da immagini TC
- assegnare ai tessuti la corretta densità
- possibilità di inglobare un modello radiobiologico

TPS con codici Monte Carlo



Tempi computazionali lunghi \longrightarrow No routine TPS

Ambito sviluppo tesi

Gruppo INFN/CERN



Fluka

software basato su codice MC



Facoltà di Ingegneria - SBAI

+

CNAO

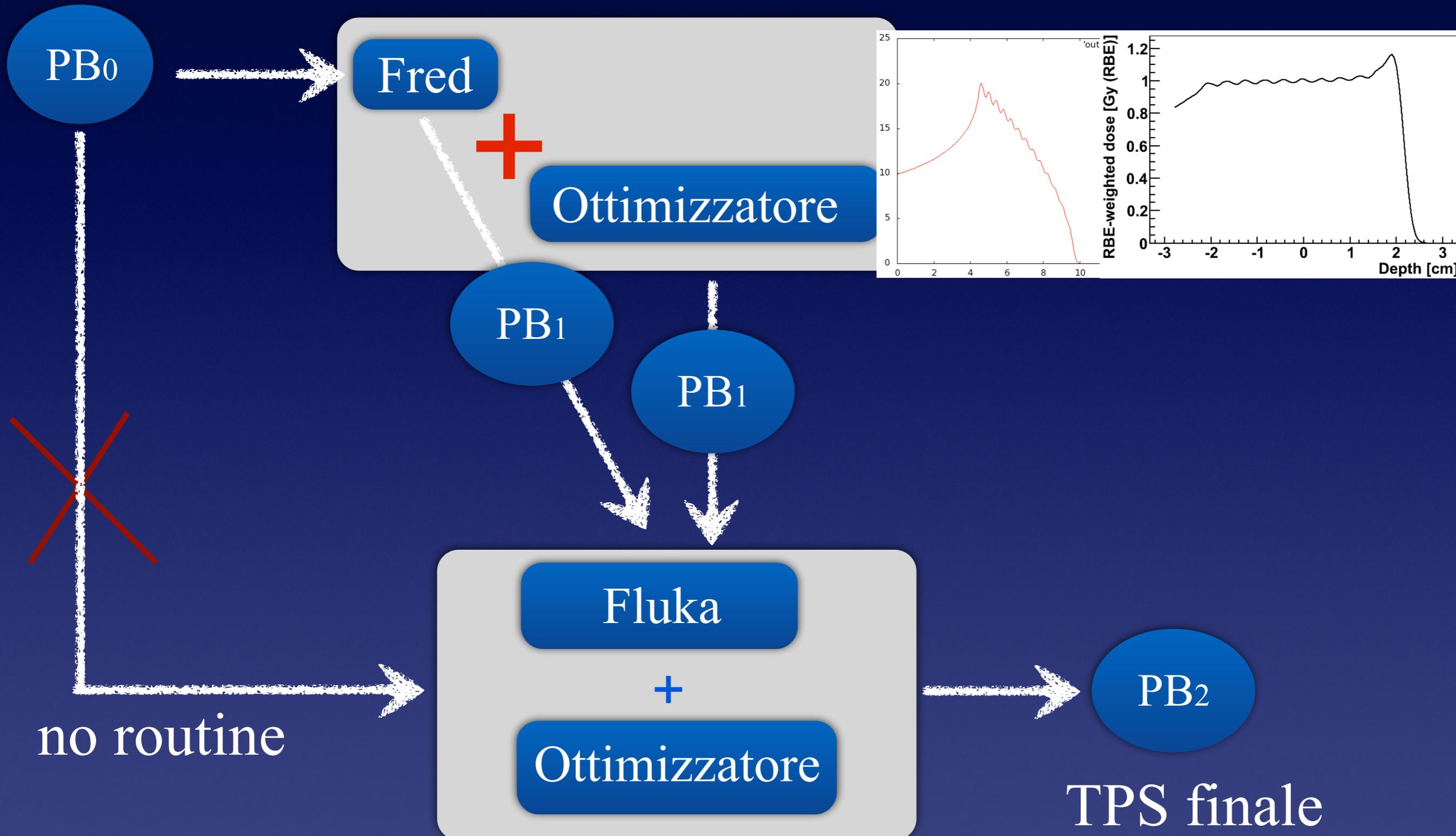
Il Centro Nazionale di Adroterapia
Oncologica



Fred

software fast MC

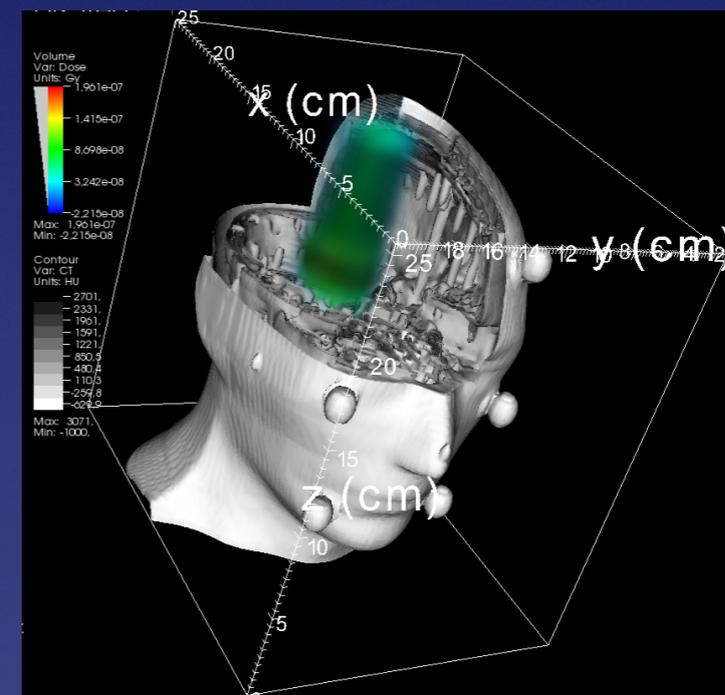
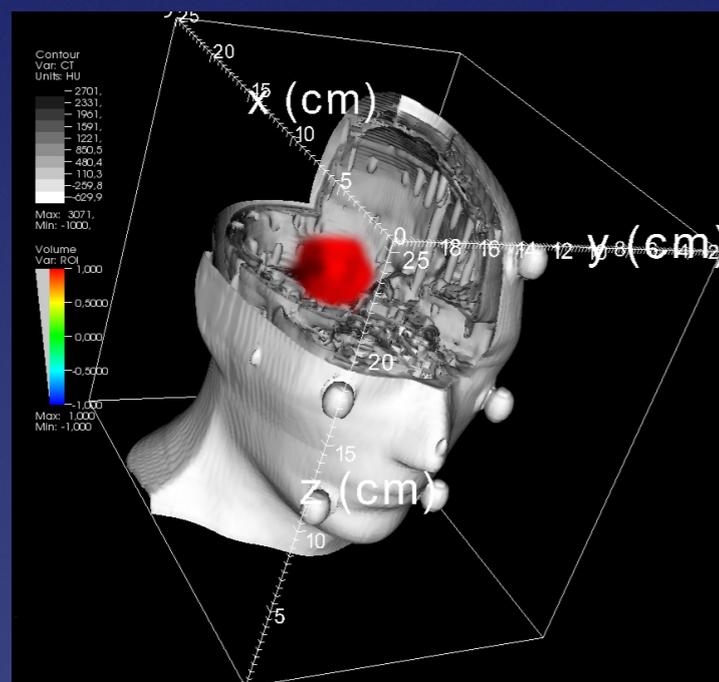
Innovazione: fast MC + ottimizzatore



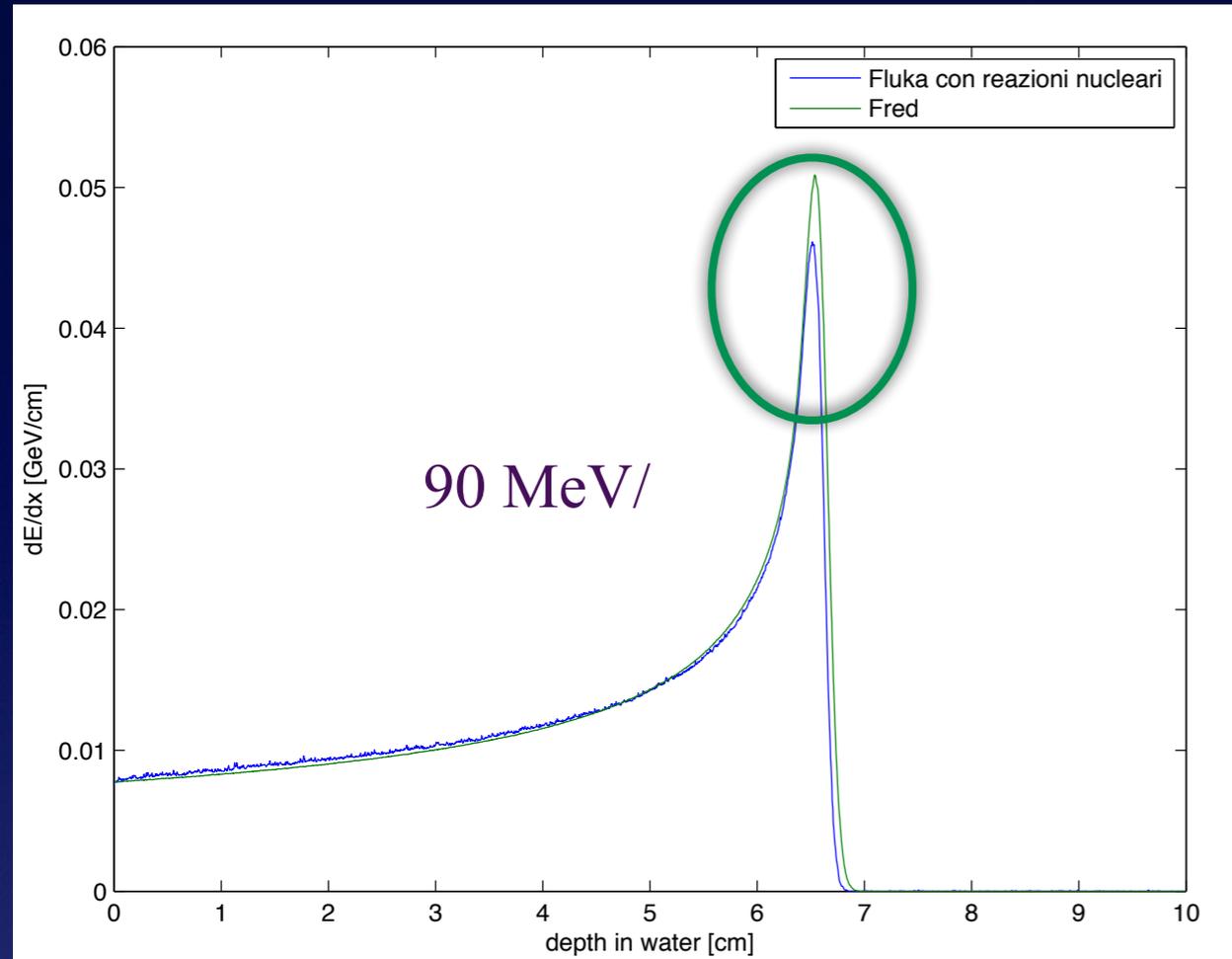
Software Fred

Parametri principali:

- risoluzione spaziale (suddivisione e dimensione dei *voxel*)
- numero di primari tracciati per *pencil beam*
- energia cinetica di ingresso
- tipo di particella
- dimensioni trasversali di ciascun *pencil beam*
- direzione e numero dei campi di irradiazione

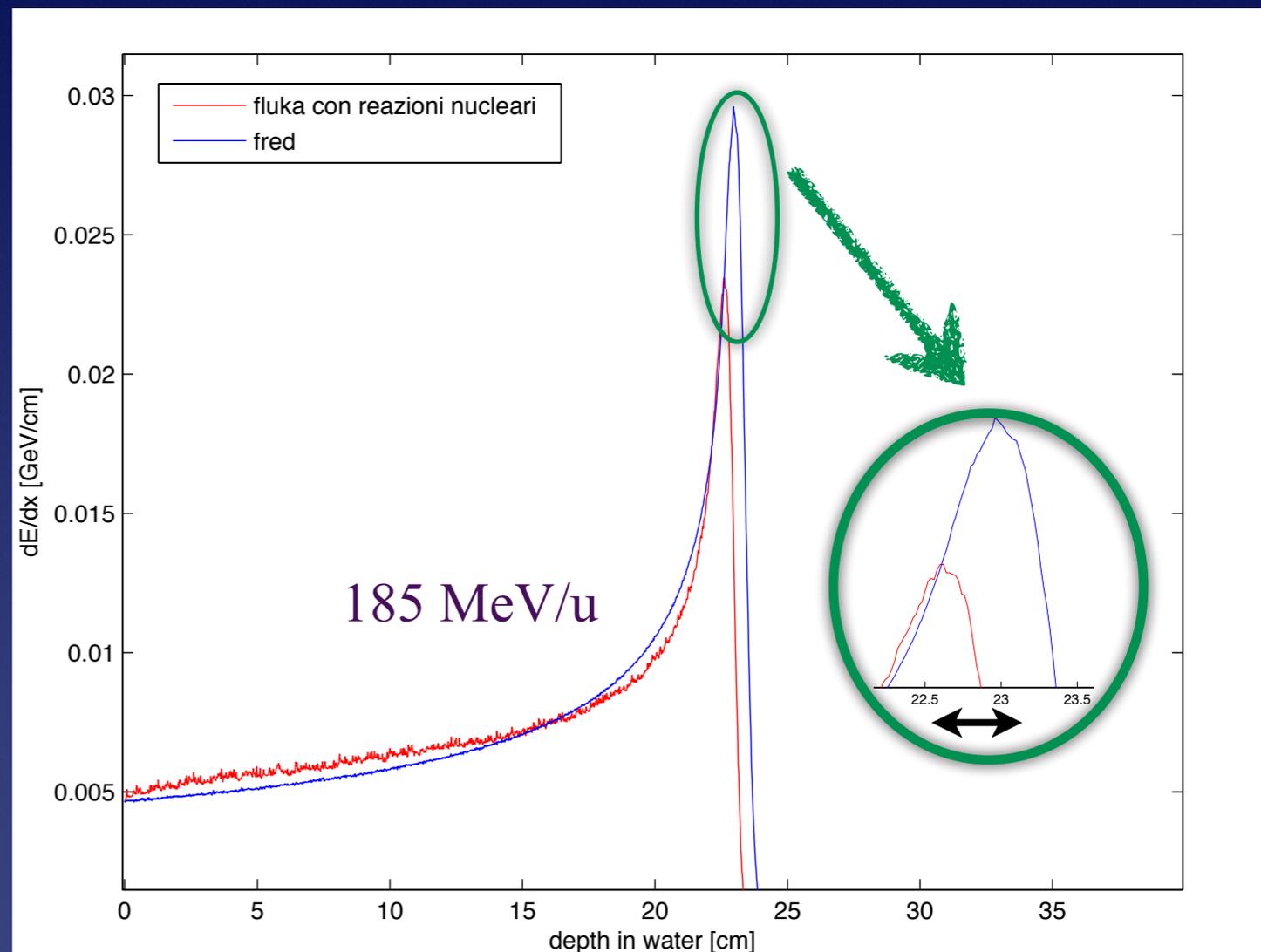


Validazione fast MC/Fluka



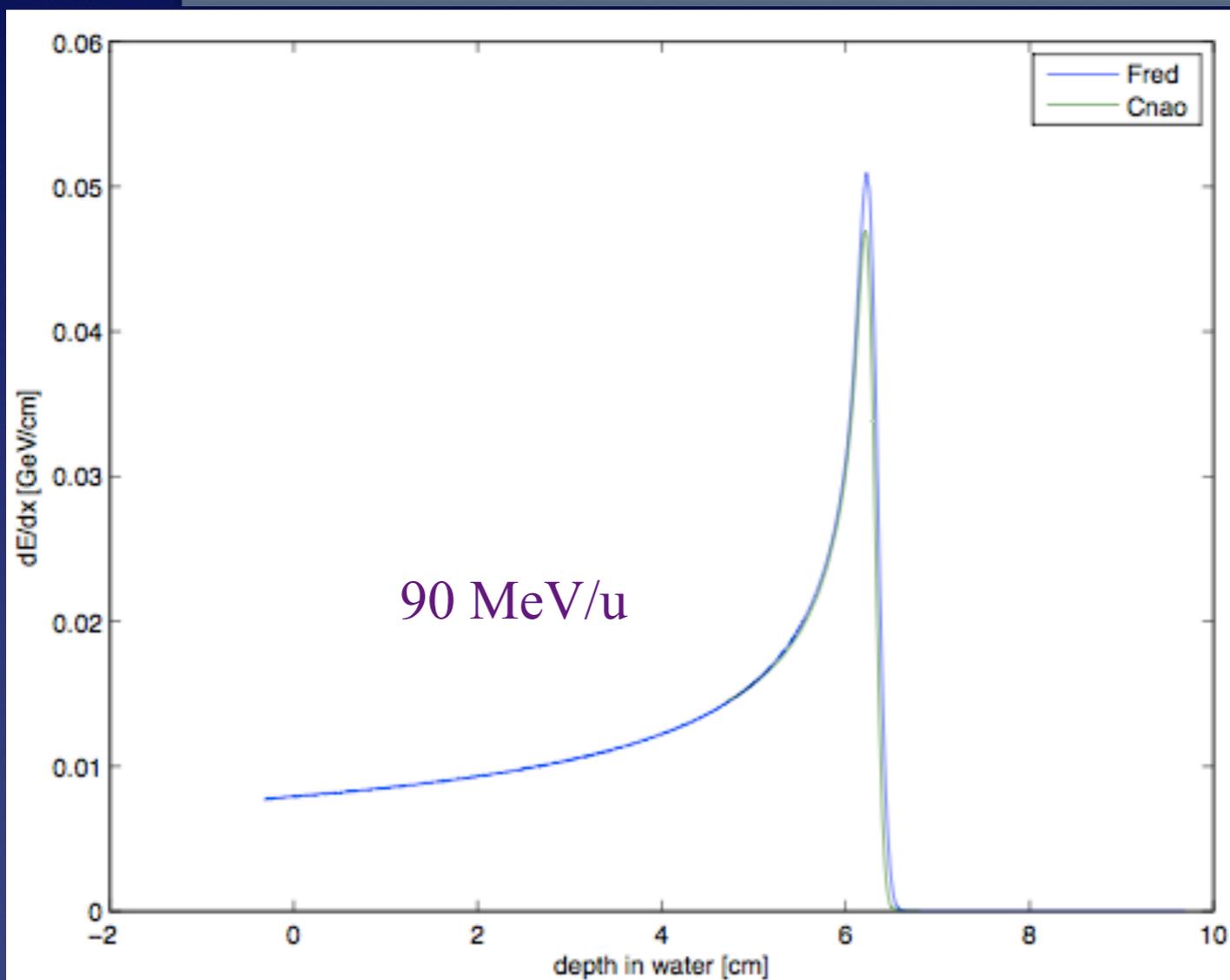
Ad alte energie processi nucleari non trascurabili ma accettabili (entro 2-3 voxel)

A basse energie processi nucleari (non presenti in Fred) trascurabili



Calibrazione Fred-CNAO

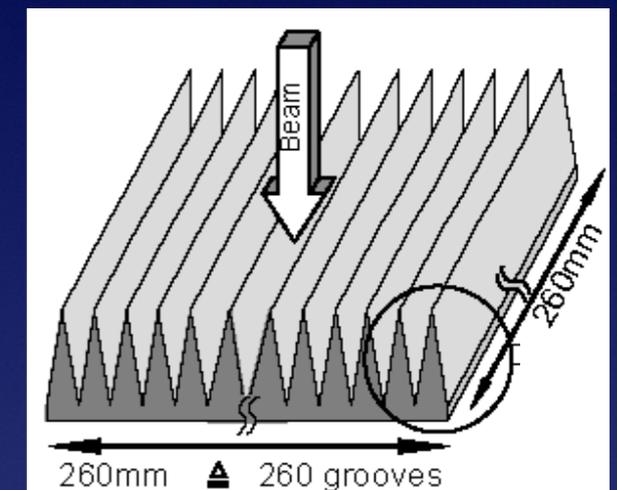
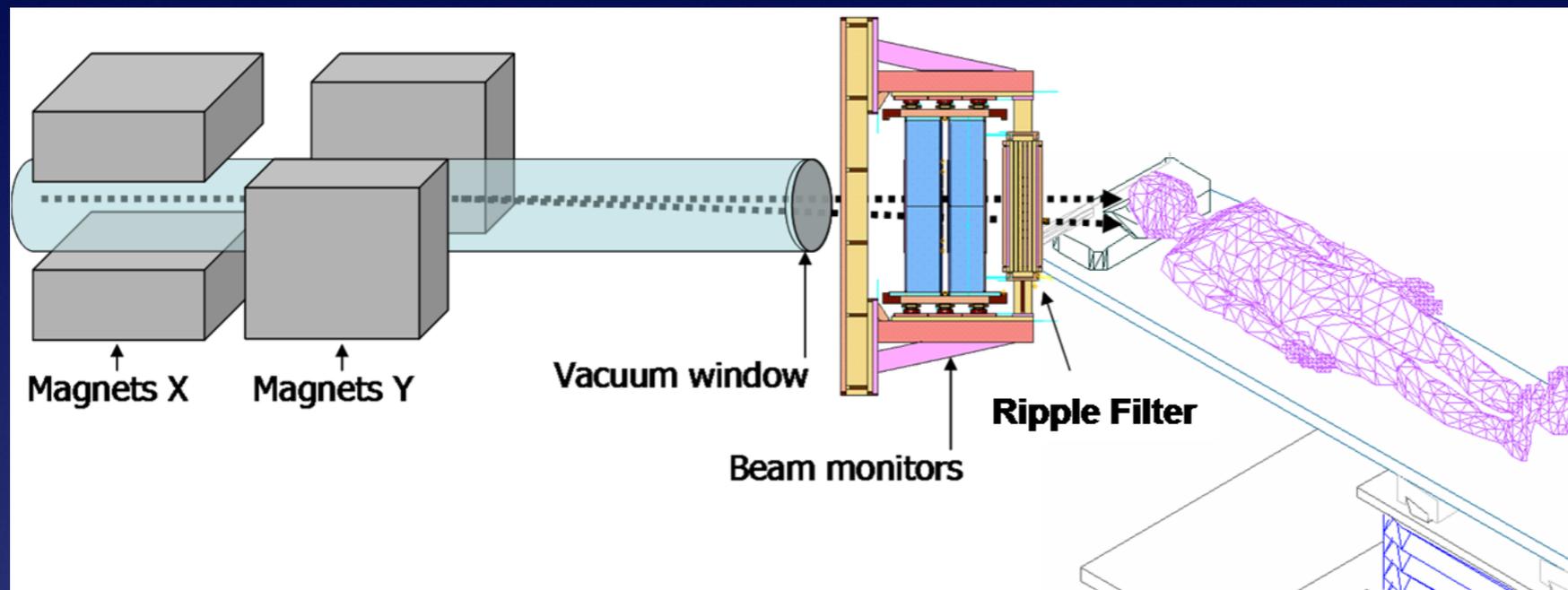
- sistema di monitoraggio del fascio per controllare la posizione nel piano trasverso del fascio stesso;
- finestra di kapton dello spessore di circa 300 μm per isolare il vuoto spinto all'interno dell'acceleratore;
- un metro d'aria (distanza tra paziente e uscita del fascio)



offset medio calibrato
con Fred = 3.5 mm

Introduzione di un elemento del fascio: *ripple filter*

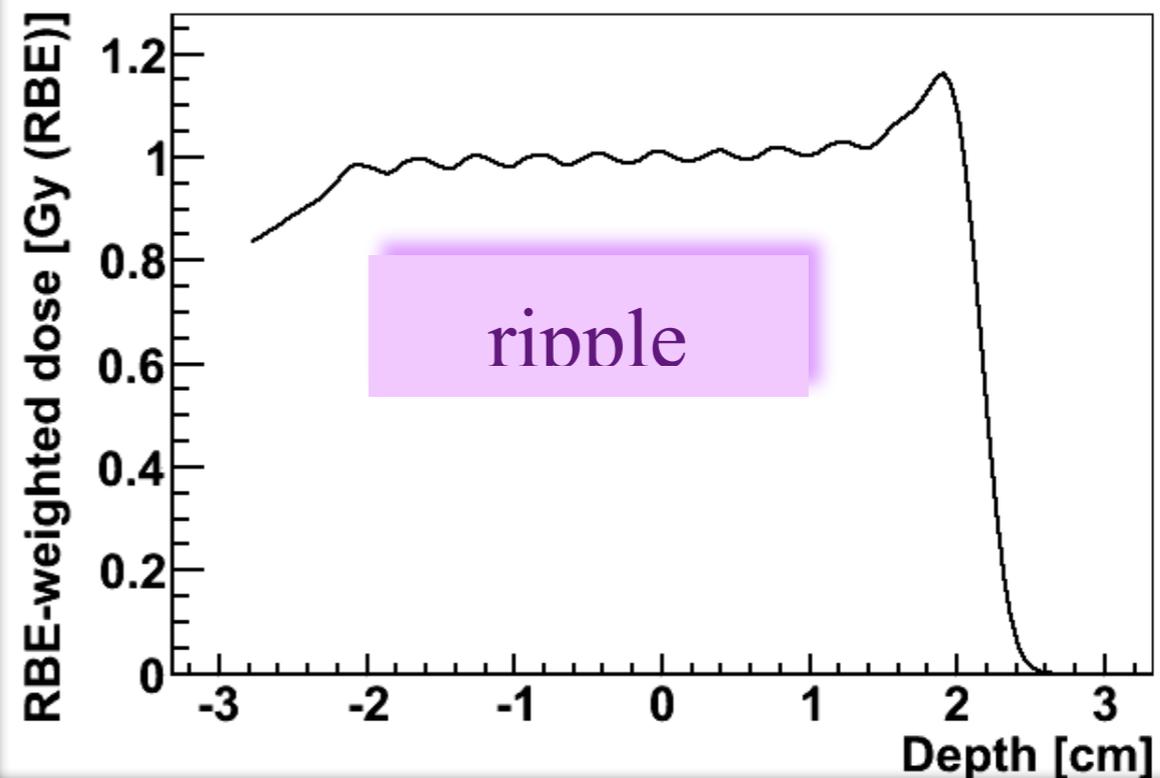
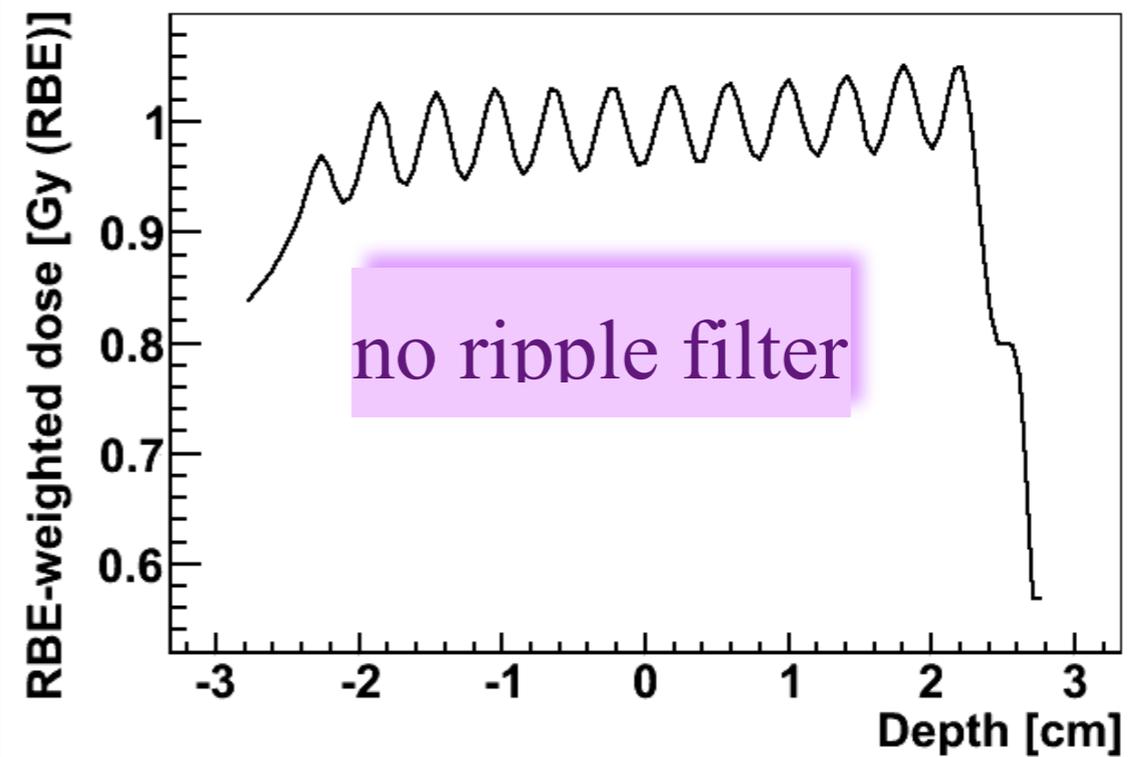
Elemento passivo inserito nel sistema di trasporto del fascio per allargare il picco di Bragg specialmente alle energie più basse ed inviare così una dose più omogenea al paziente



La forma del picco di Bragg risultante dall'attraversamento del filtro è strettamente dipendente dallo *scattering* che influenza la distribuzione spaziale finale della perdita di energia del fascio

Risultati *ripple filter*: protoni

Effetto *ripple filter*
su SOBP
ottimizzato



Fattore di Guadagno

$$D_j(n) = \sum_{i \in PB} d_{i,j} \cdot n_i$$

Normativa ICRU su $D_j \longrightarrow \frac{\sigma_{D_j}}{D_j} = 3\%$

fattore di scalatura applicato al numero di eventi da simulare con Fluka che tenga conto del rilascio di dose ($d_{i,j}$) relativo al peso (n_i) di ogni *pencil beam*

$$G = \frac{N_{eventi\ finali}}{N_{eventi\ iniziali}}$$

Guadagno del 24% su tumore di $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$

Guadagno del 40% su tumore di $5 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$

Conclusioni e sviluppi futuri

Risultati finali

Verificata efficacia Fred come preprocessore di Fluka

Guadagno CPU —————> riduzione tempi e costi

Sviluppi Futuri

Implementazione Fred —————>

- processi nucleari
- frammentazione secondaria ^{12}C
- database radiobiologico

Interfaccia Fred - Ottimizzatore —————> più campi di irradiazione