

Tematiche di Fisica Nucleare rilevanti per l'Adroterapia

G. Battistoni, INFN Milano

Introduzione all'Adroterapia

- ▶ Nell'ambito delle ricerca applicata dell'INFN, l'adroterapia costituisce uno dei casi piu' rappresentativi ed importanti di trasferimento alla societa' dei risultati della ricerca in Fisica Nucleare e delle Particelle
- ▶ E' un settore ritenuto strategico per la politica scientifica dell'INFN.
- ▶ Finanziamento R&D sino dal 1991
- ▶ Oggi: ~200kEuro CSN5, 7.7MEuro da progetto premiale MIUR



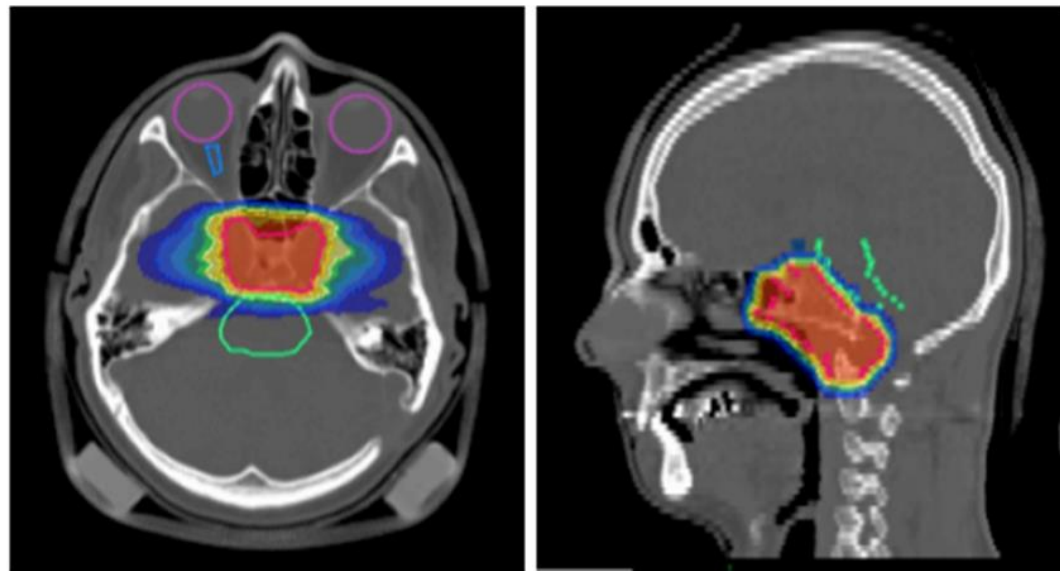
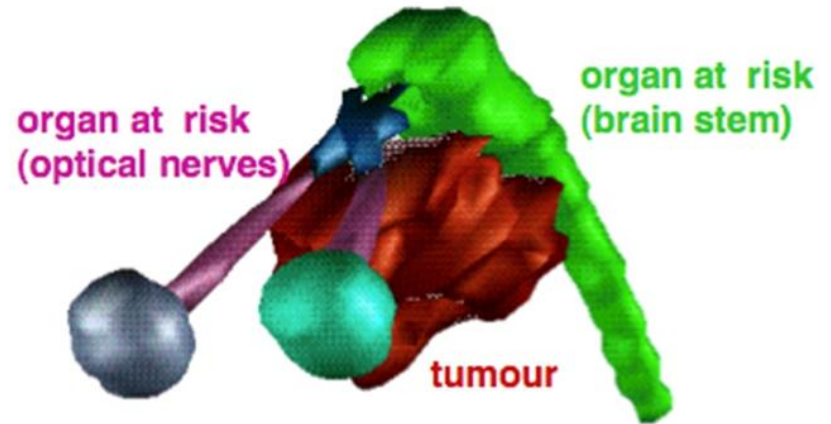
Radioterapia e Adroterapia (Particle Therapy)

▶ GOAL

- ▶ Depositare una dose sufficientemente alta nella zona tumorale
- ▶ Allo stesso tempo cercare di salvaguardare i tessuti sani e gli **Organi a Rischio (OAR)**

▶ Tipo di Radiazione

- ▶ Elettroni, Fotoni (X-ray) = **Radioterapia "Convenzionale"**
- ▶ **Adroterapia:** protoni, nuclei (ioni) leggeri
- ▶ Caso particolare: neutron (BNCT)



L'inizio della storia....

La radioterapia con protoni fu proposta da Robert Wilson nel 1946 ma il primo trattamento iniziò nei 60, sempre in USA, con protoni



R.R. Wilson, "Foreword to the Second International Symposium on Hadrontherapy," in *Advances in Hadrontherapy*. (U. Amaldi, B. Larsson, Y. Lemoigne, Y., Eds.), Excerpta Medica, Elsevier, International Congress Series 1144: ix-xiii (1997).

Radiological Use of Fast Protons

ROBERT R. WILSON

Research Laboratory of Physics, Harvard University
Cambridge, Massachusetts

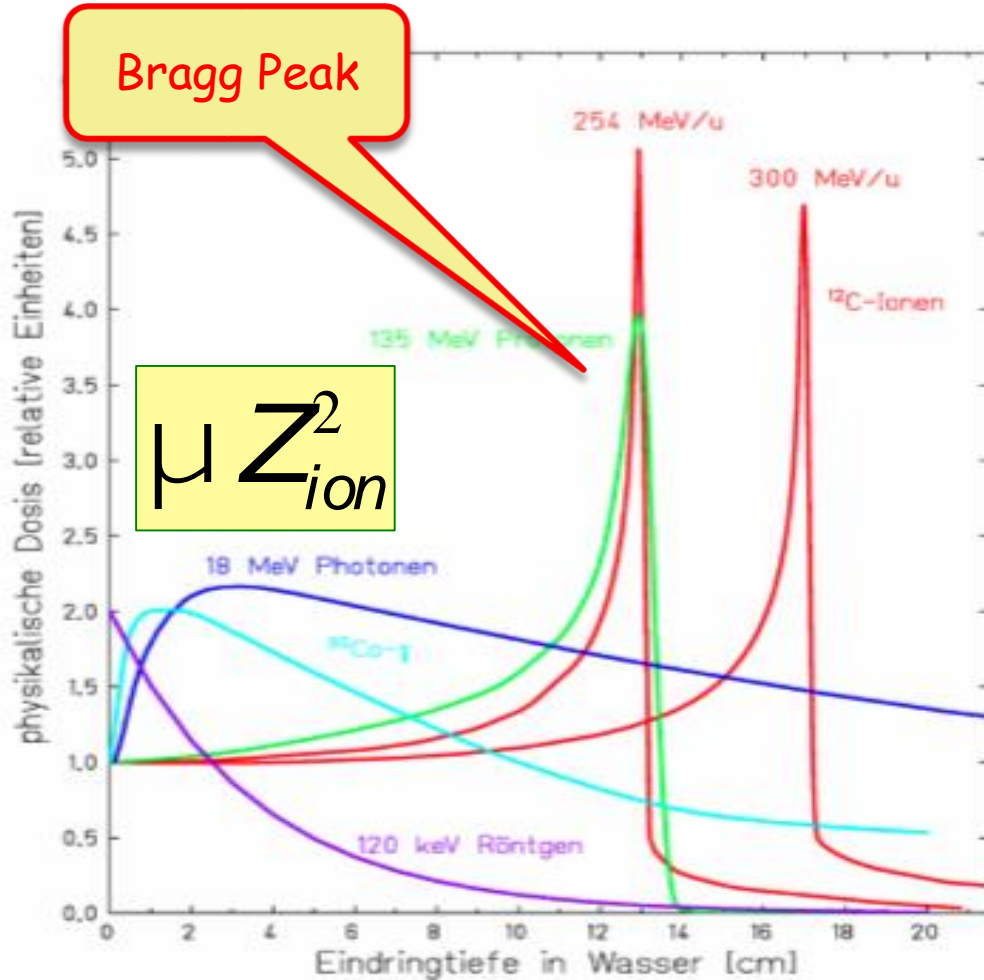
EXCEPT FOR electrons, the particles which have been accelerated to high energies by machines such as cyclotrons or Van de Graaff generators have not been directly used therapeutically. Rather, the neutrons, gamma rays, or artificial radioactivities produced in various reactions of the primary particles have been applied to medical problems. This has, in part, been due to the very short penetration in tissue of protons, deuterons, or particles from present-day high-energy machines.

per centimeter of path, or specific ionization, and this varies almost inversely with the energy of the proton. Thus the specific ionization or dose is many times less where the proton enters the tissue at high energy than it is in the last centimeter of the path where the ion is brought to rest.

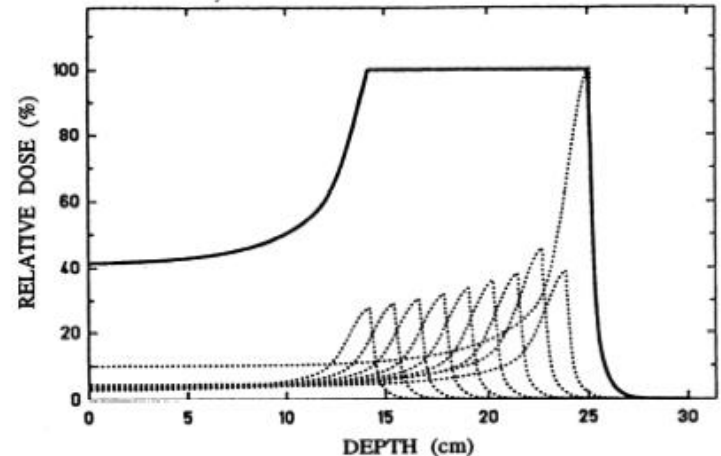
These properties make it possible to irradiate internally a strictly localized region.

Radiology 47: 487-491, 1946

Adroterapia vs RadioTerapia convenzionale



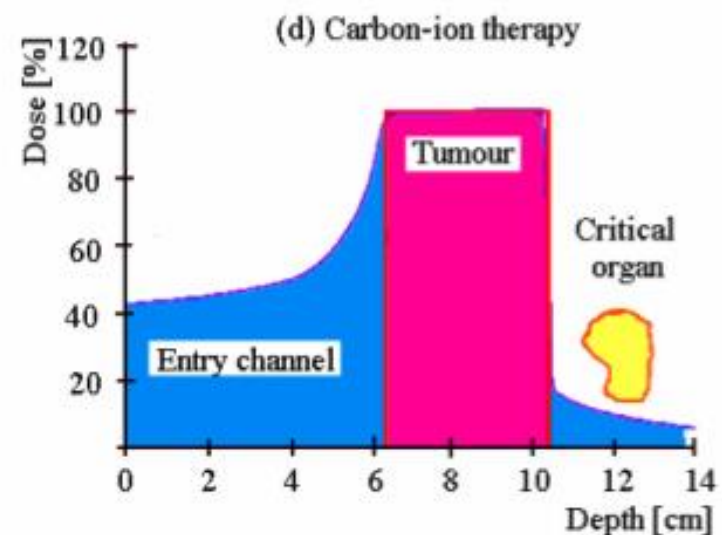
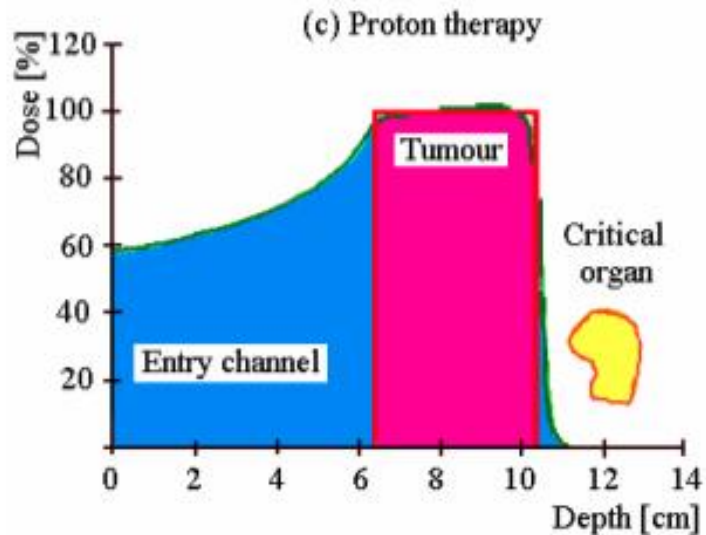
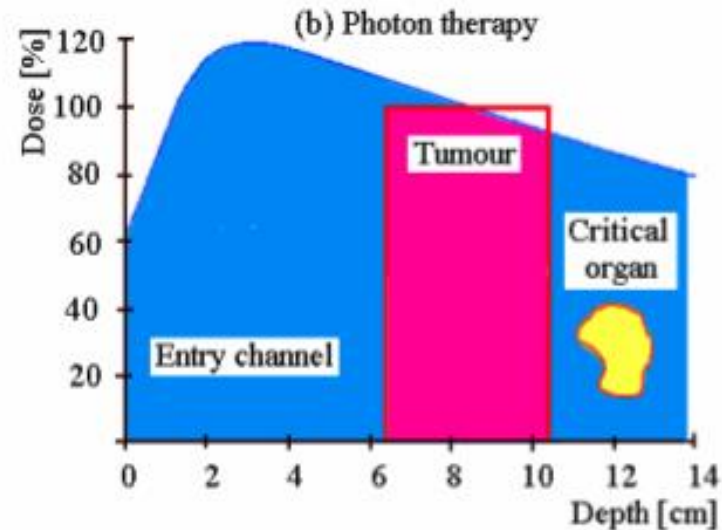
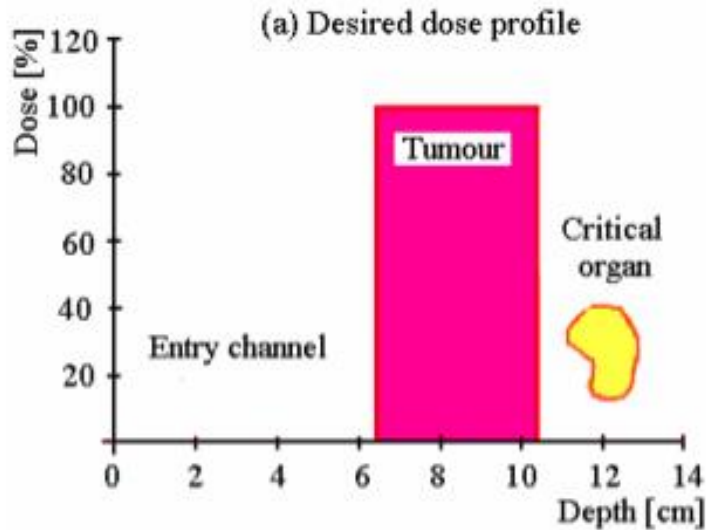
La deposizione di energia delle particelle cariche ha caratteristiche ideali per rilasciare energia (dose) in un tumore annidato nel paziente



Oggi: fasci di protoni, a volte

► ^{12}C Futuro: ^4He , ^{16}O ?

Confronto nel caso di Campo Singolo



Numero di potenziali pazienti in Italia

X-ray (5 – 20 MeV):

150'000 paz./anno

Proton-terapia

7% dei pazienti X-ray:

12'000 pts/year

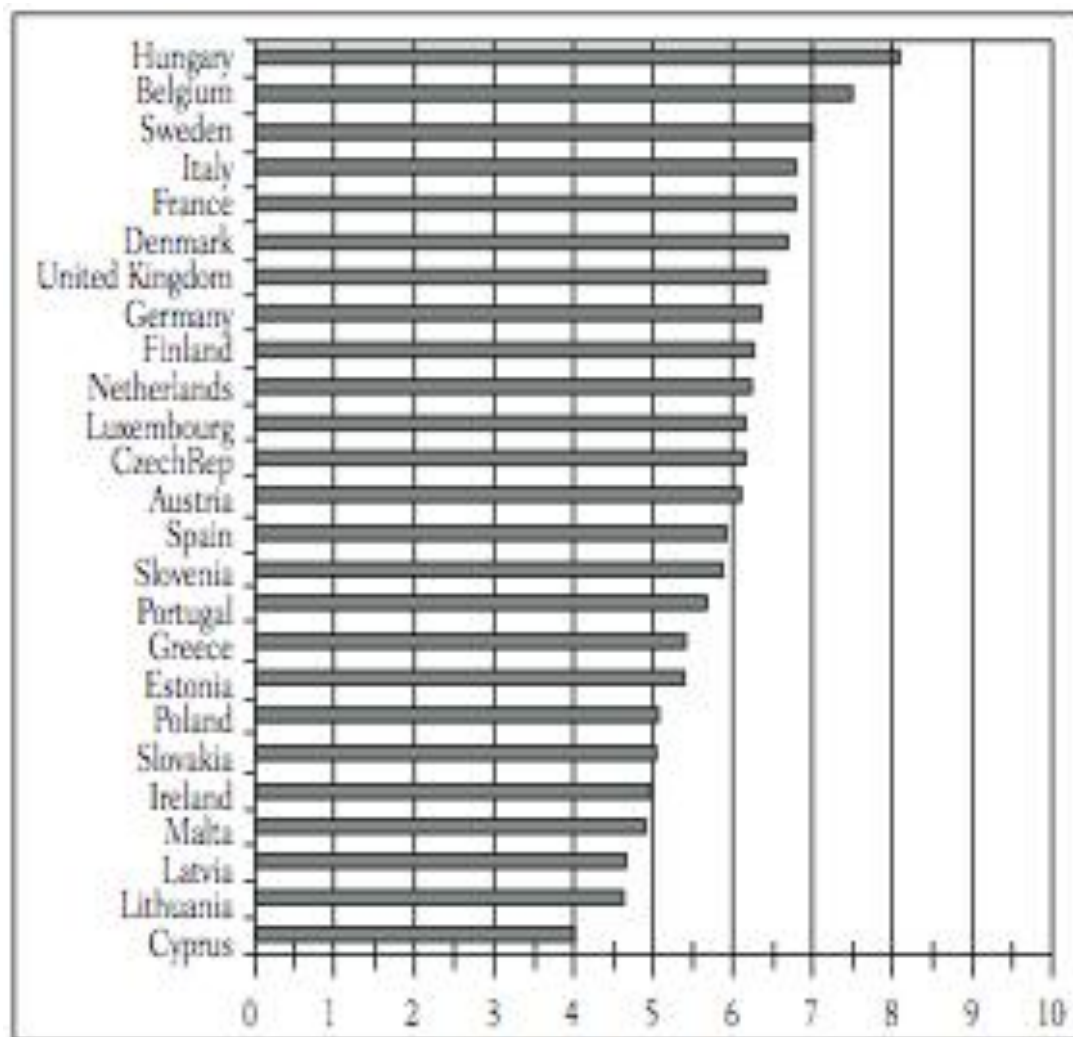
Uso di ioni Carbonio per tumori radioresistenti

1% dei pazienti X-ray:

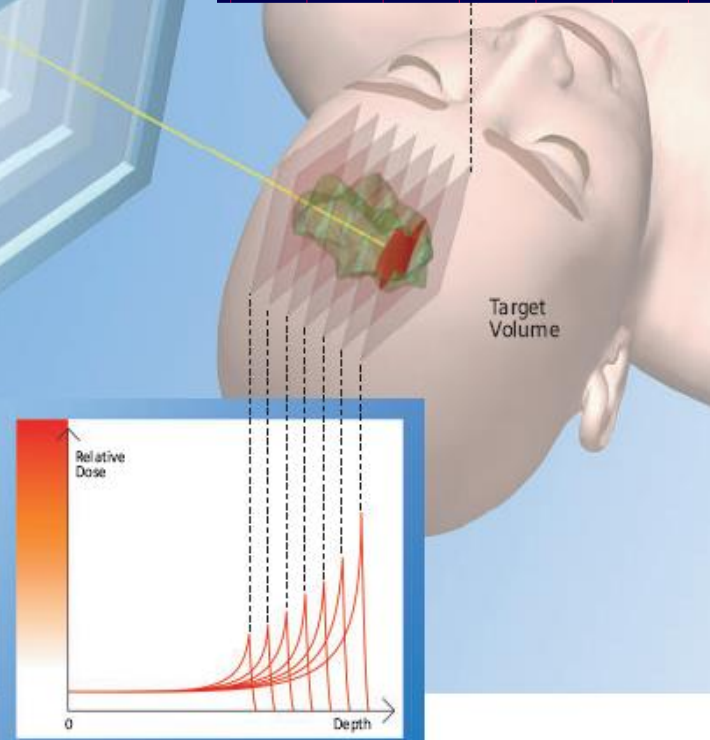
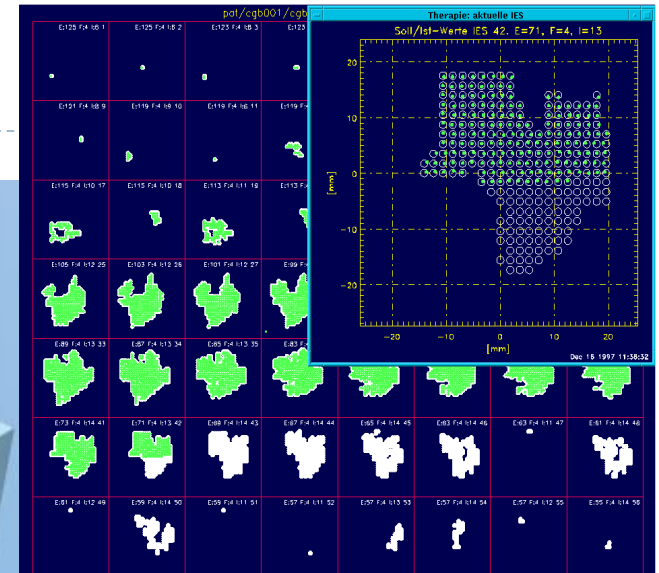
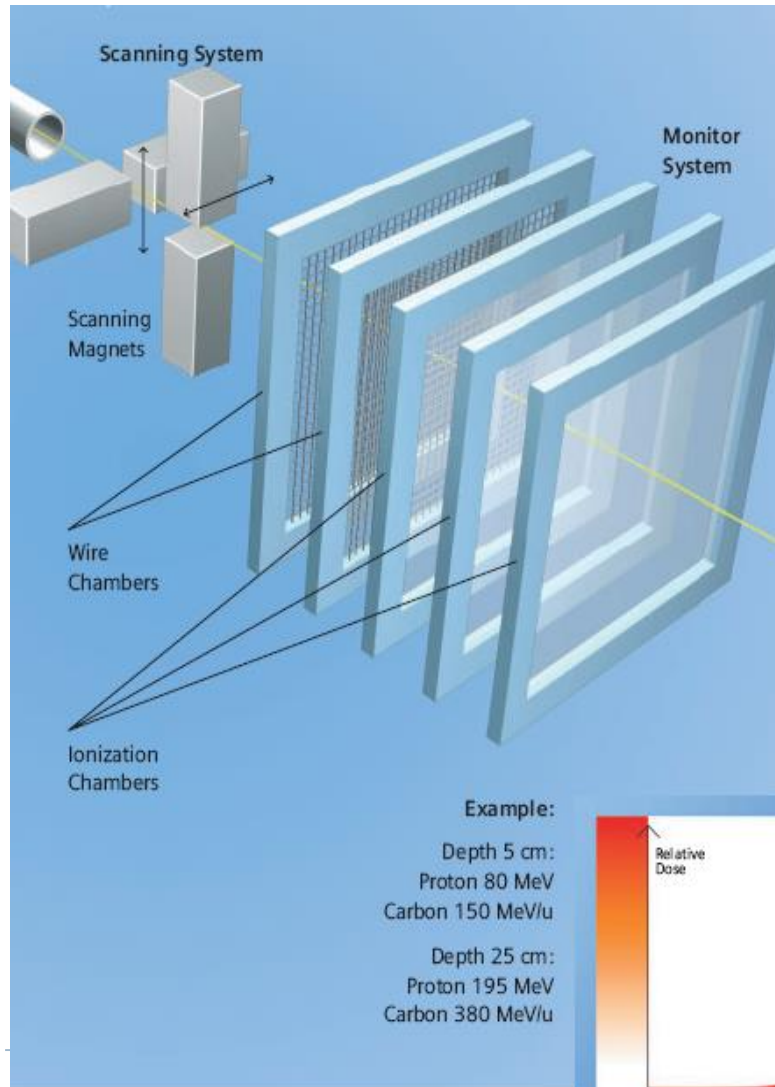
2'000 pts/year

Comm. Salute -2009

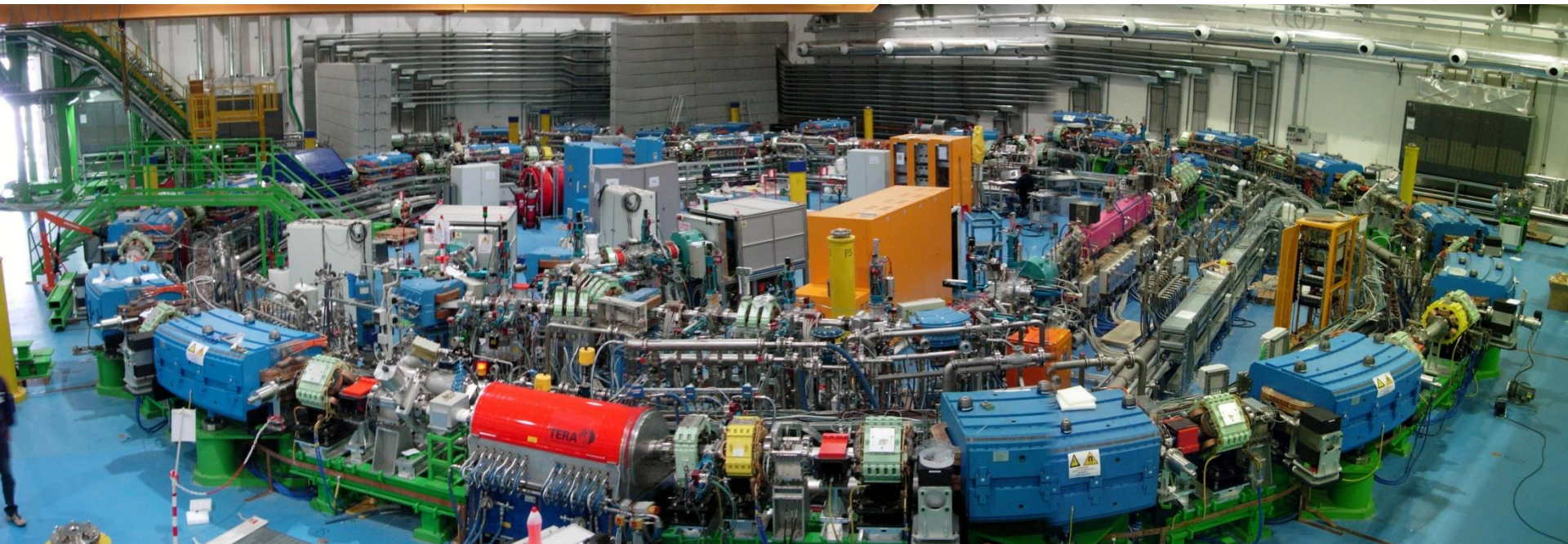
EU Report : LINAC necessari per 10^6 abitanti



Il principio dello Scanning Attivo



INFN e CNAO





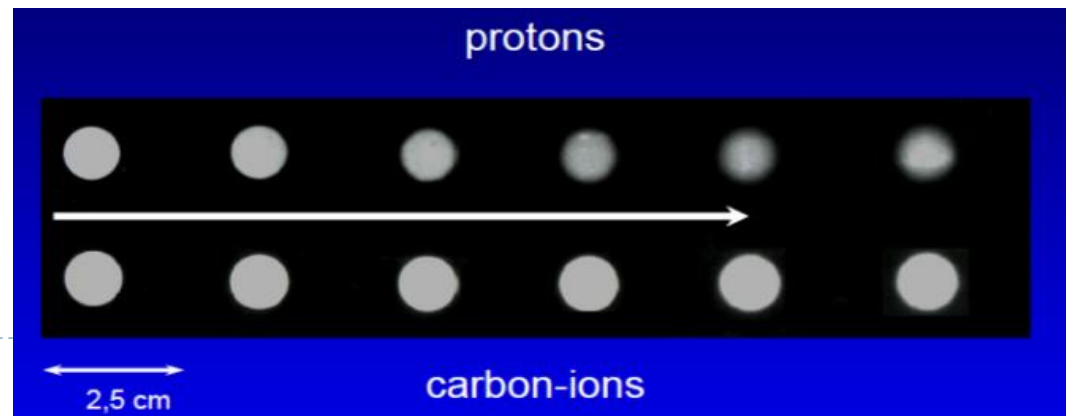
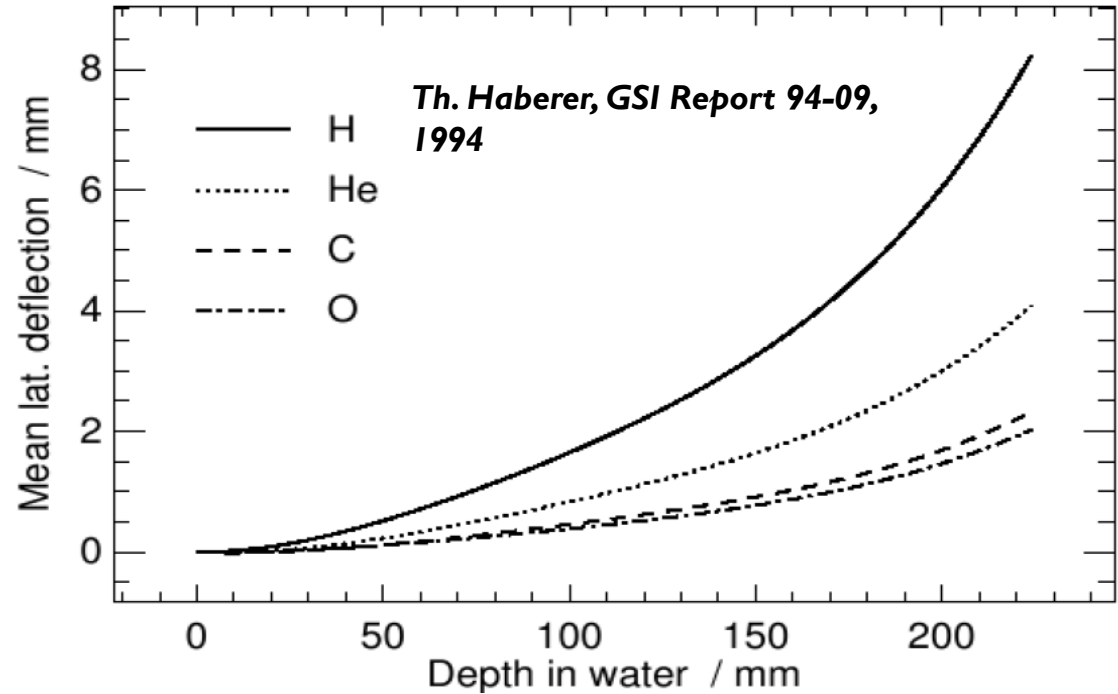
Protoni vs ^{12}C

Deflessione laterale

Non c'è una scelta migliore in assoluto:

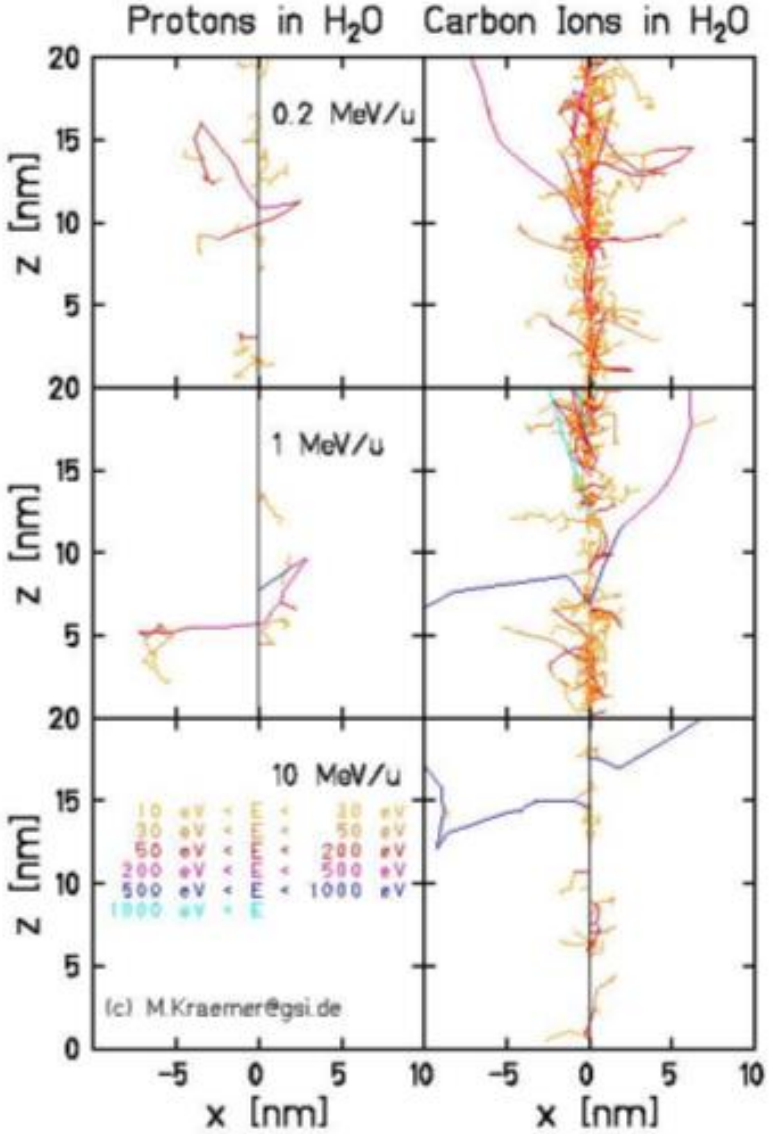
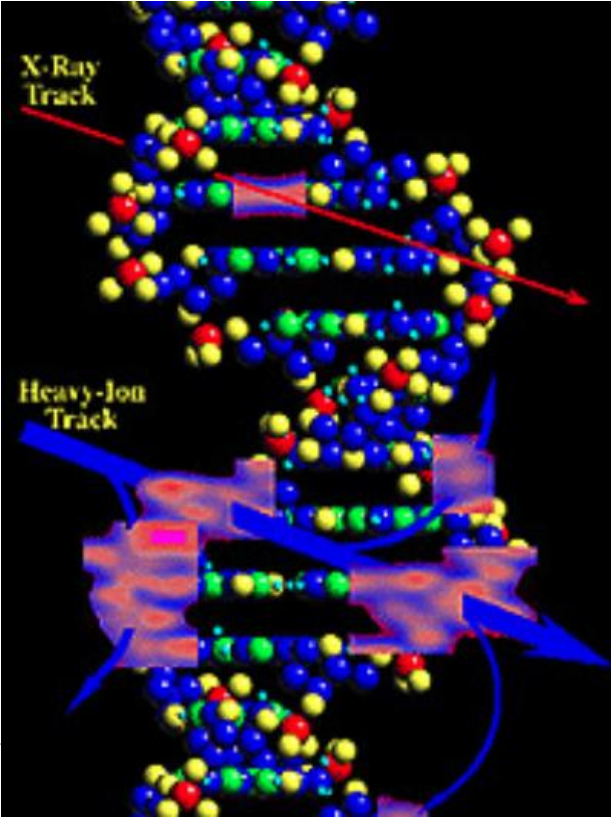
(se si esclude il fatto che una facility per soli protoni è meno costosa..).

- ▶ ^{12}C ha un rapporto di dose più favorevole Bragg peak/plateau
- ▶ ha meno scattering
- ▶ densità di ionizzazione più alta



Infatti.. a parita' di dose effetto biologico differente

L'alta densita' di ionizzazione del ^{12}C induce piu' facilmente DSB nel DNA



La fisica della Particle Therapy

- ▶ **Interazioni e.m.**
 - ▶ **Radiobiologia**
 - ▶ **Fisica nucleare**
 - ▶ interazioni protone-nucleo
 - ▶ interazione nucleo-nucleo
 - ▶ **Fisica e tecnologia degli acceleratori**
-
- ▶ **Frammentazione nucleare**
 - ▶ **Produzione di isotopi instabili**
 - ▶ β^+ decay
 - ▶ **Gamma-decay**
 - ▶ **Produzione di particelle secondarie**
- ↓
- ▶ **Sviluppo di codici Monte Carlo**
 - ▶ **Tecniche di rivelazione**



Piu' in dettaglio

□ Protoni (p, E: 10-250 MeV):

- Reaction cross sections (beam attenuation) +++
- Elastic cross sections +
- Emissione di particelle (p,n,α..) emission + (monitoring, ++ radiobiology)
- Produzione di Positron Emitters +
- gamma de-excitation

□ Terapia con ioni leggeri (E: 10-400 MeV/n):

- ✓ Reaction cross sections (beam attenuation) +++
- ✓ Produzione di Frammentazione (α inclusi)+++
- ✓ Emissione di particelle, p,n +++ , altre +
- ✓ Produzione di Positron Emitters +++
- ✓ gamma de-excitation

□ Radioterapia Convenzionale (γ, E: 3-30 MeV)

- ❖ (γ,x) (particolarmente (γ,n)) +



Distribuzione laterale di Dose: non solo fisica e.m.

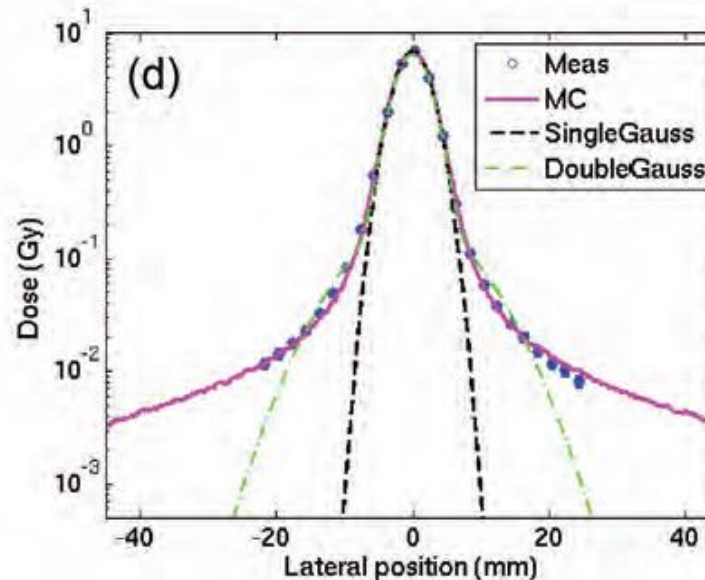
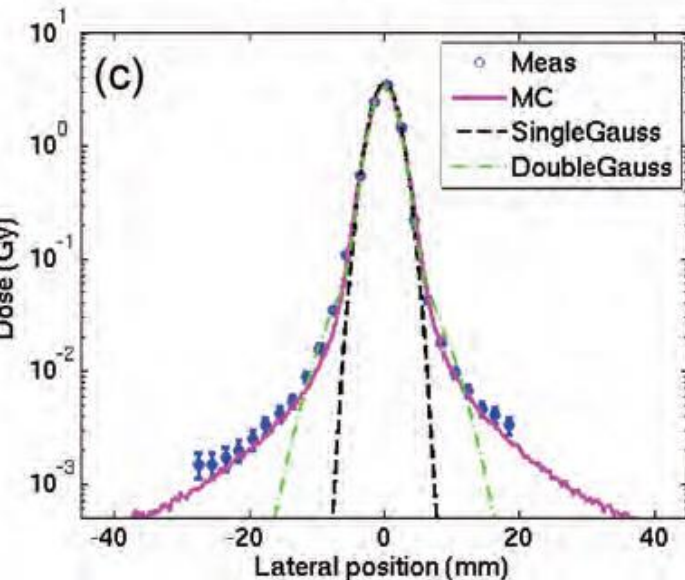
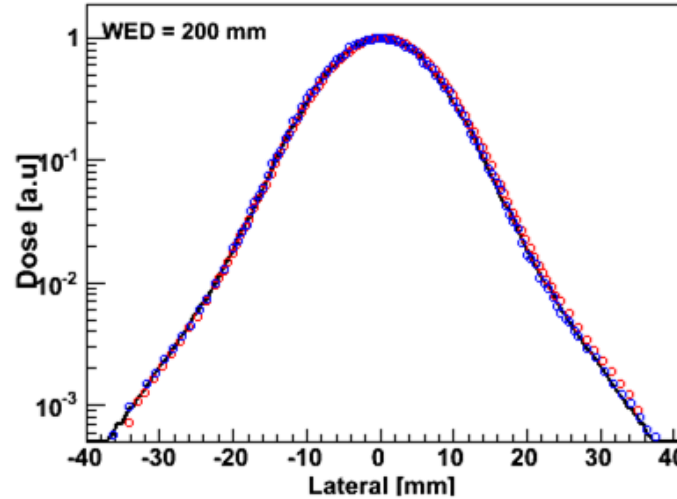
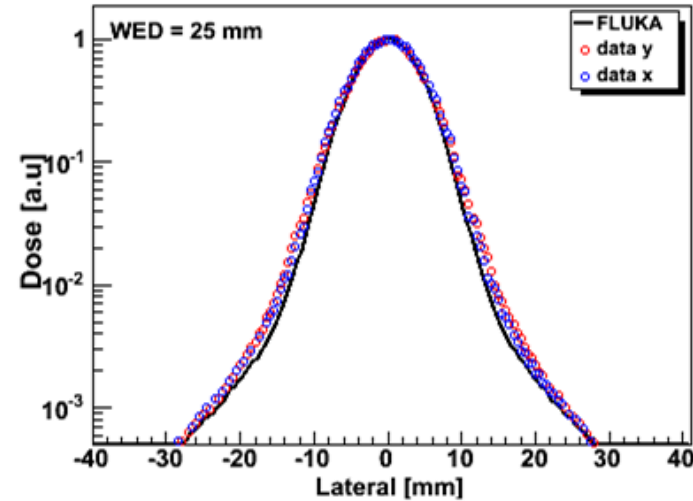
Canale di entrata

Vicino al Bragg Peak

p @ 173.12
MeV/u
At CNAO

FLUKA multiple
coulomb scattering
NIM B71,412
(1992); also for
ions. Further
refinements planned

^{12}C @ 299.94
MeV/u
At HIT
K. Parodi et al
JRR 54, i91–i96
(2013),



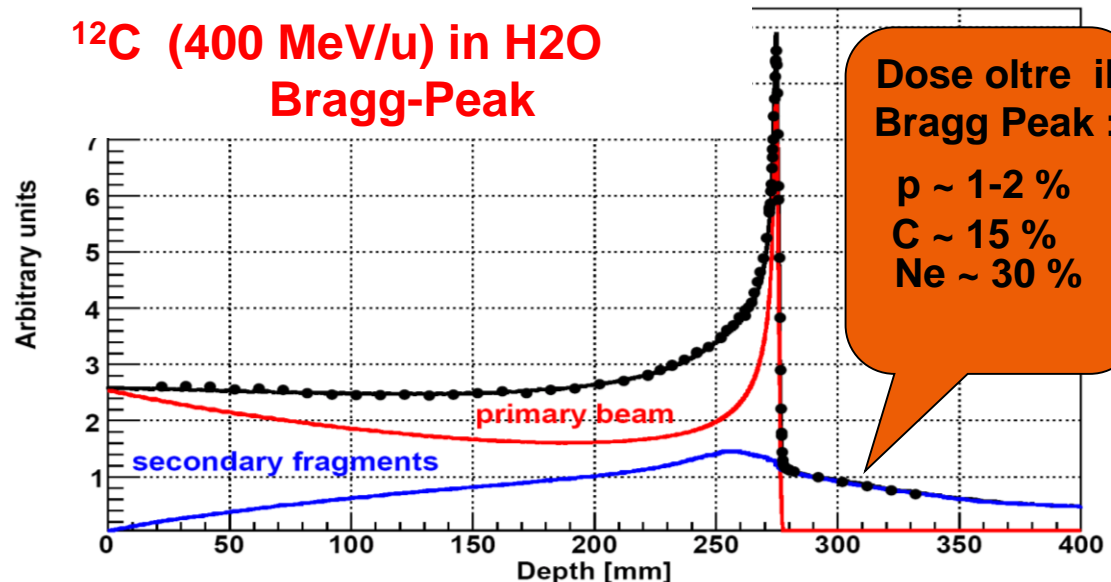
Frammentazione: il problema per $Z > 1$

Dose release nei tessuti sani:
possibili effetti a lungo termine.
(oncologia pediatrica...) → deve
essere considerata attentamente
nel Treatment Planning

- ✓ Produzione di frammenti che hanno range maggiore del primario
- ✓ Produzione di frammenti con direzione differente dal primario

- ✓ *Attenuazione del fascio primario*
- ✓ *Efficacia biologica diversa dei frammenti rispetto al primario*

^{12}C (400 MeV/u) in H_2O
Bragg-Peak

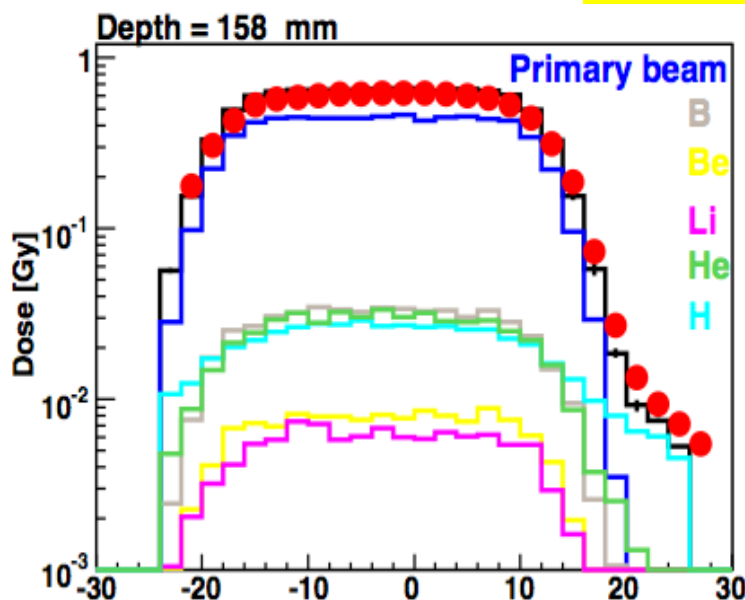


Frammentazione: Beam Broadening

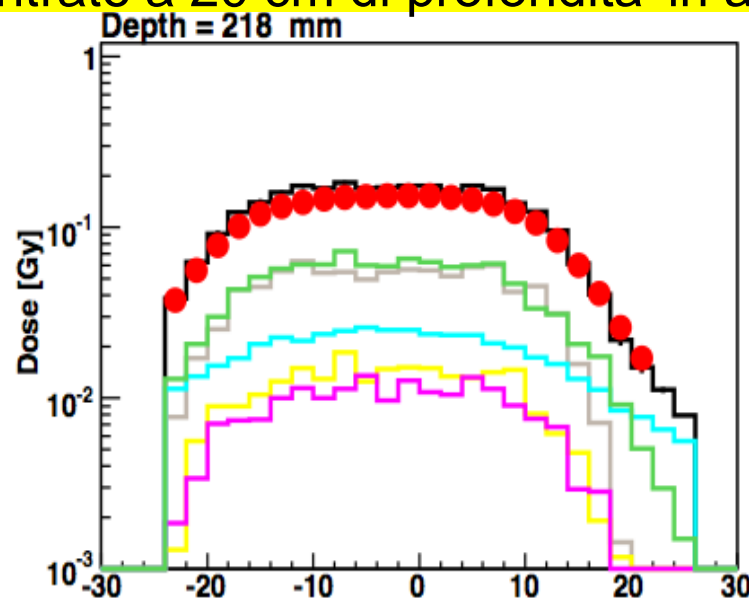
I frammenti secondary, specialmente quelli leggeri come H e He, allargano il profilo di dose laterale.

Tali effetti diventano sempre piu' importanti avvicinandosi e oltrepassando il Bragg Peak, cioe' proprio nella regione tumorale

SOBP centrato a 20 cm di profondita' in acqua



Lateral displacement(mm)



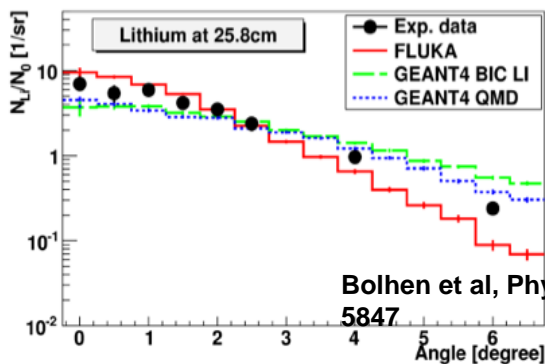
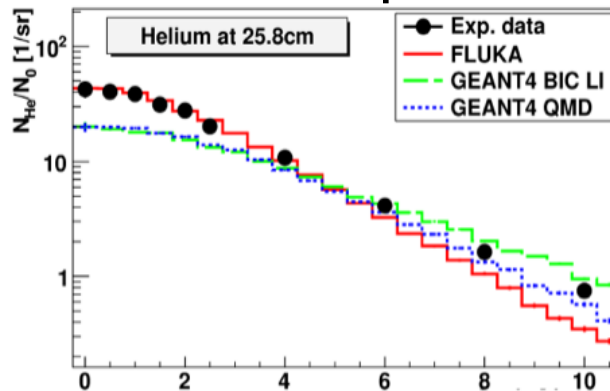
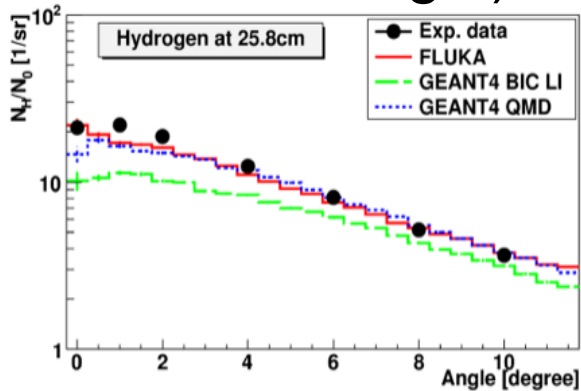
Lateral displacement(mm)

Data: S. Brons & K. Parodi (GSI)

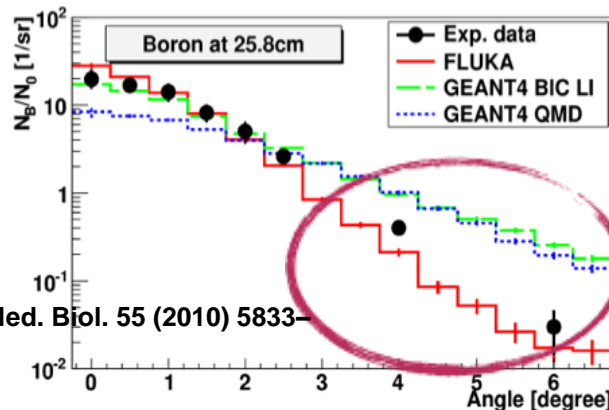
MC-FLUKA: A. Mairani PhD Thesis 2007 Pavia

Sezioni d'urto ^{12}C e confronto Dati-MC

Ad oggi non c'è una sufficiente conoscenza delle sezioni d'urto differenziali/doppio-differenziali (in angolo e/o energia) → differenze importanti nei modelli!



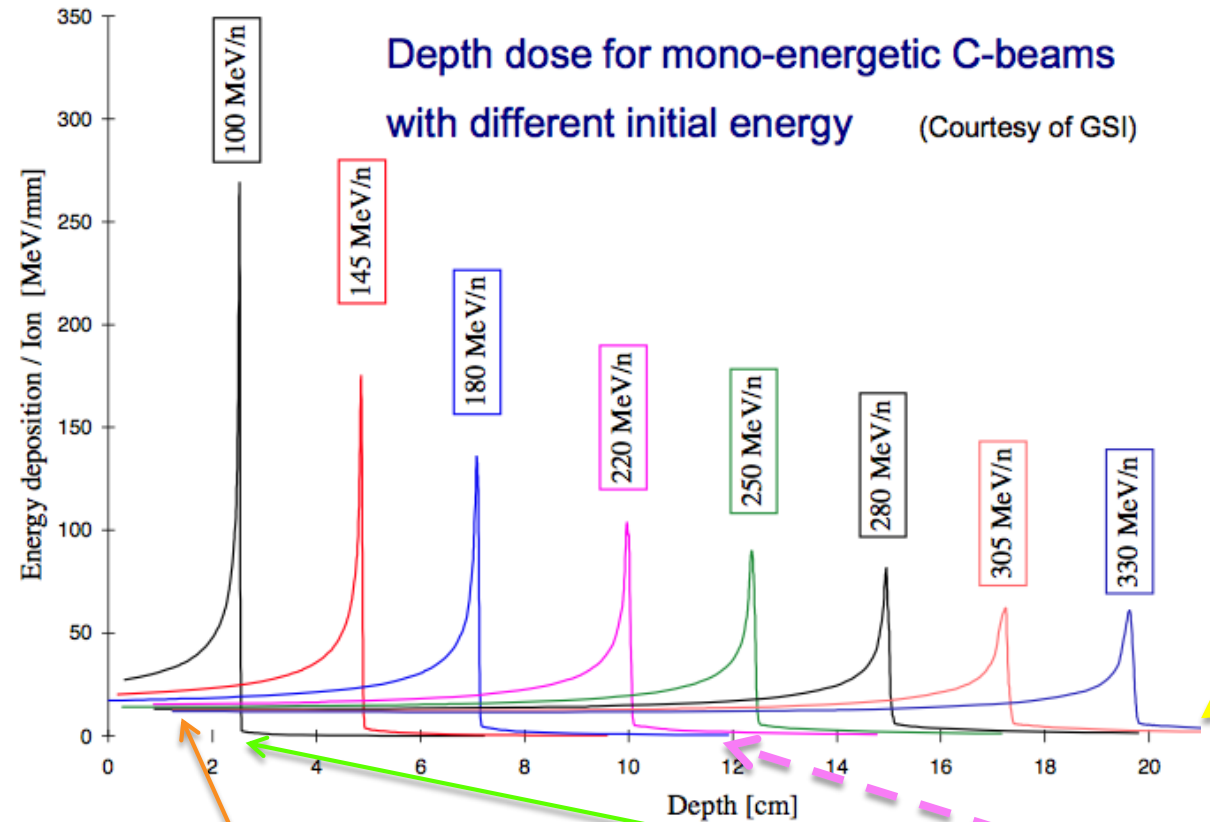
Bolhen et al, Phys. Med. Biol. 55 (2010) 5833-5847



NB: l'accuratezza nella dose DEVE essere dell'ordine di pochi%

Some MC benchmarks:
 Sommerer et al. 2006, PMB
 Garzelli et al. 2006, ArXiv
 Pshenichnov et al. 2005, 2009
 Mairani et al. 2010, PMB
 Böhlen et al. 2010, PMB
 Hansen et al. 2012, PMB

Recenti misure di Sezioni d'Urto Doppio-Differenziali C-C su targhetta sottile



GSI 400MeV C beam
FIRST experiment
This talk (2011)

LNS 62A MeV C
beam (2009)

GANIL 95A MeV C
beam - E600
collaboration (2011)

Proposal:
GSI 200A MeV C beam
FIRST experiment

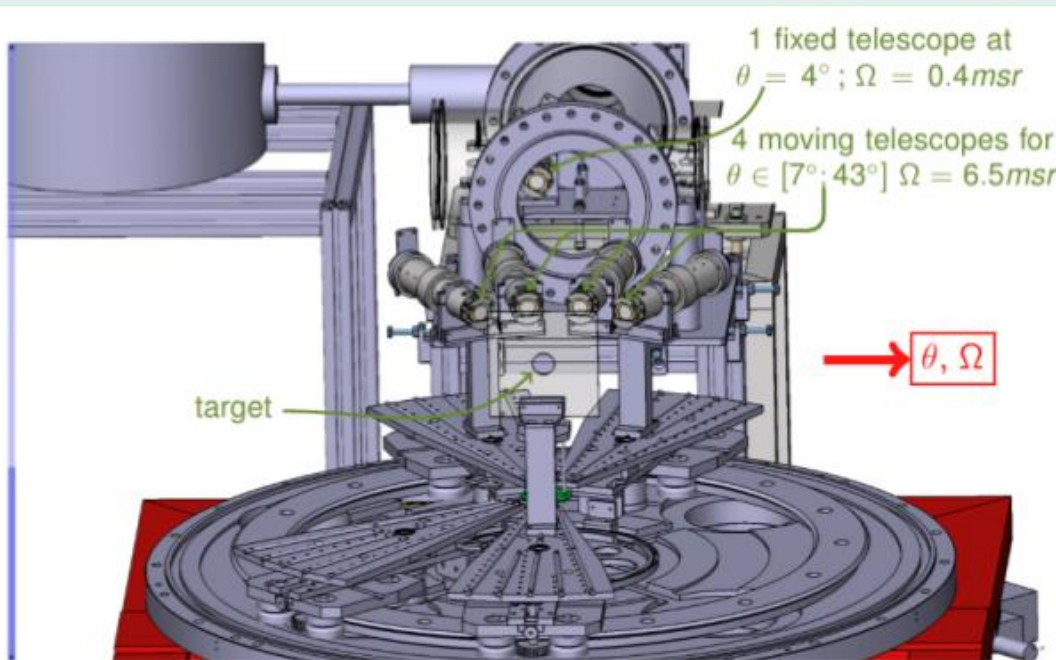
Misure a @95AMeV : ^{12}C

E600 experiment at GANIL (Caen ; may 2011)

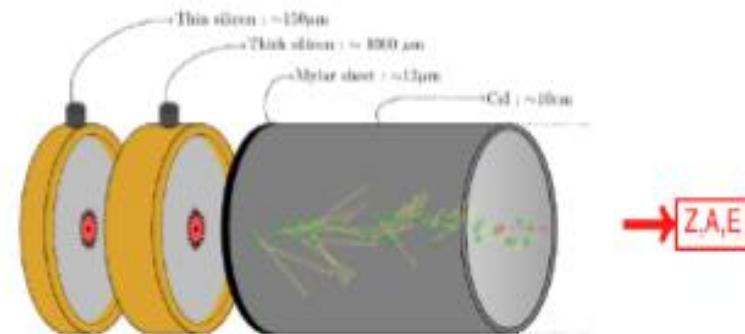
Courtesy of M. Labalme

- Projectiles : 94.6 MeV/u ^{12}C
- Thin Targets ($\sim 50\text{mg}/\text{cm}^{-2}$) : C, CH₂, Al, Al₂O₃, Ti

$\Rightarrow \frac{\delta^2\sigma}{\delta E \cdot \delta\Omega}$ fragmentation measurements of ^{12}C on C, H, O, Ca ($A_{\text{Ti}} \sim A_{\text{Ca}}$)
 $\approx 95\%$ of a human body composition

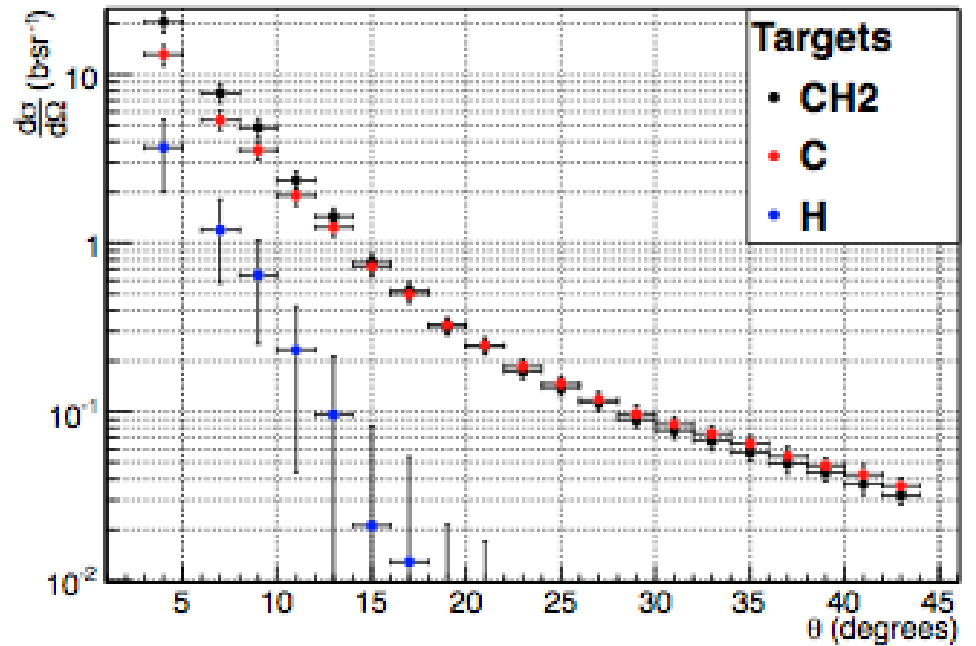
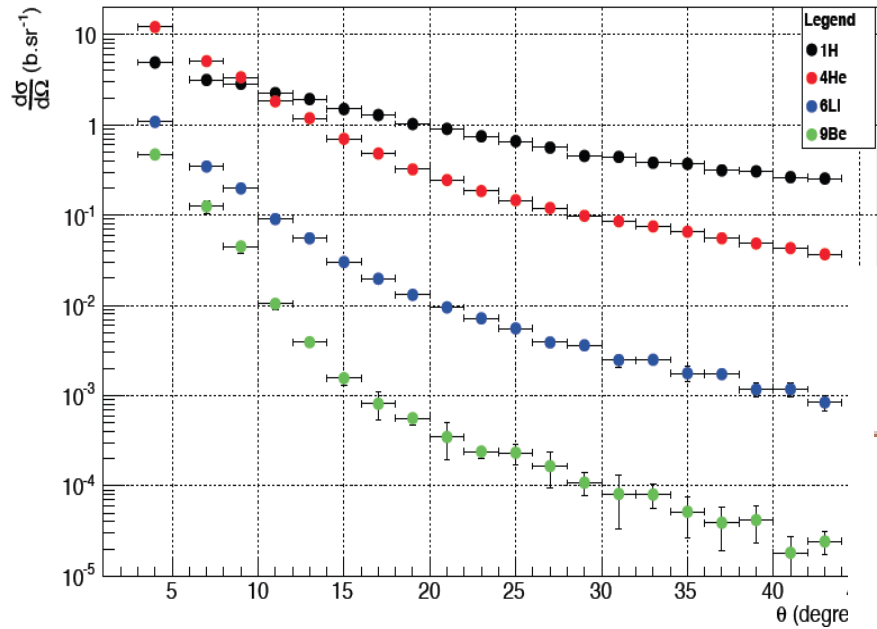


Array of 5 SI + CsI telescopes

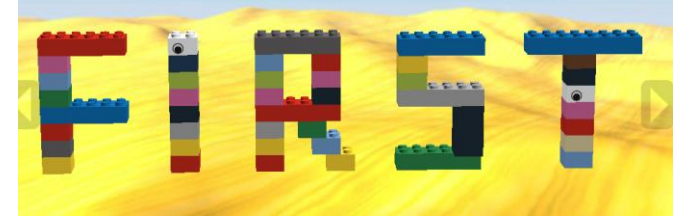


Misure a @95AMeV : ^{12}C

Angular Distribution : ^{12}C (95MEV/u) \rightarrow ^{12}C

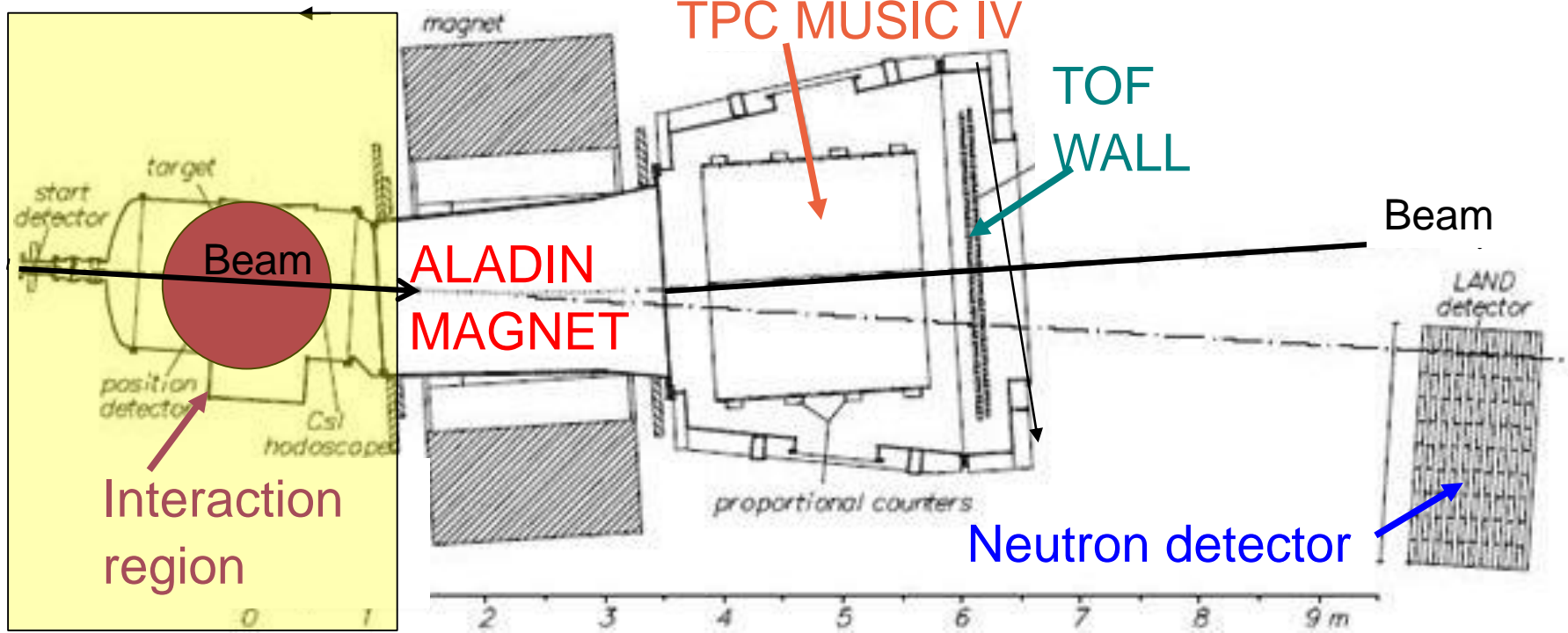


ALADIN setup @GSI



LNF LNS Roma 1 Roma 2
Mi To

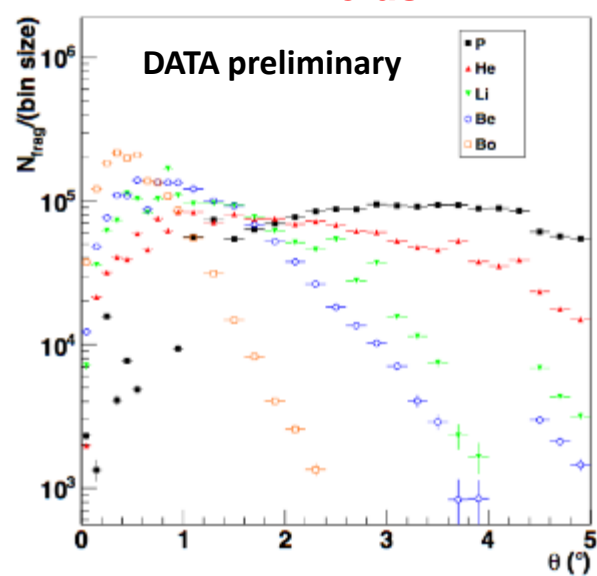
- ✓ Fasci "Terapeutici" di ^{12}C @ 200-400 AMeV
- ✓ Existing Setup esistente disegnato per E e Z maggiori:
- ✓ magnete dipolare, TPC di grande volume, TOF-wall, rivelatore di neutron a piccolo angolo



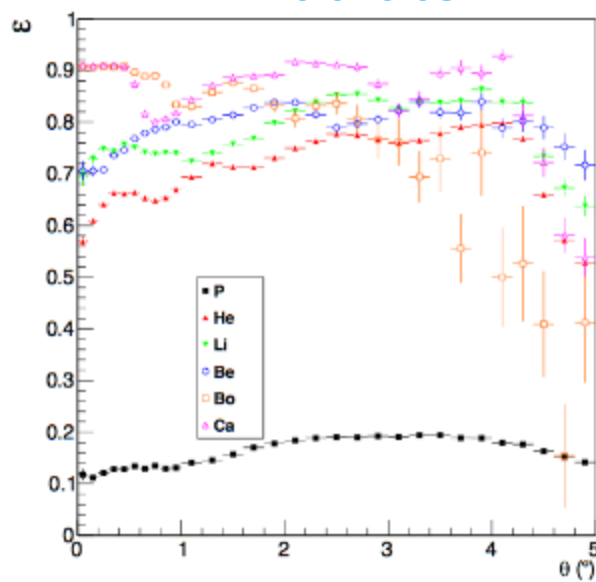
Preliminary Analisi Preliminare dei dati GSI 2011

$$\frac{d\sigma_i}{dE, d\theta} = \frac{Y_i}{N_{12C} \times N_{t,S} \times BW_E \times BW_\theta \times \Omega(\theta) \times \epsilon_{rec}(E, \theta) \times \epsilon_{sel}(E, \theta)}$$

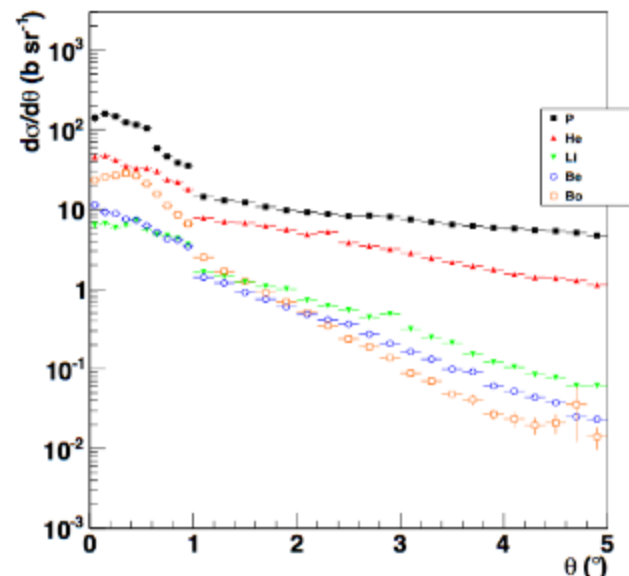
Yields



Efficiencies



dσ/dθ



▶ Per ora solo errori statistici (sistematica allo studio)

Il problema delle incertezze nella Particle Therapy

Incertezze di calcolo nel Piano di Trattamento

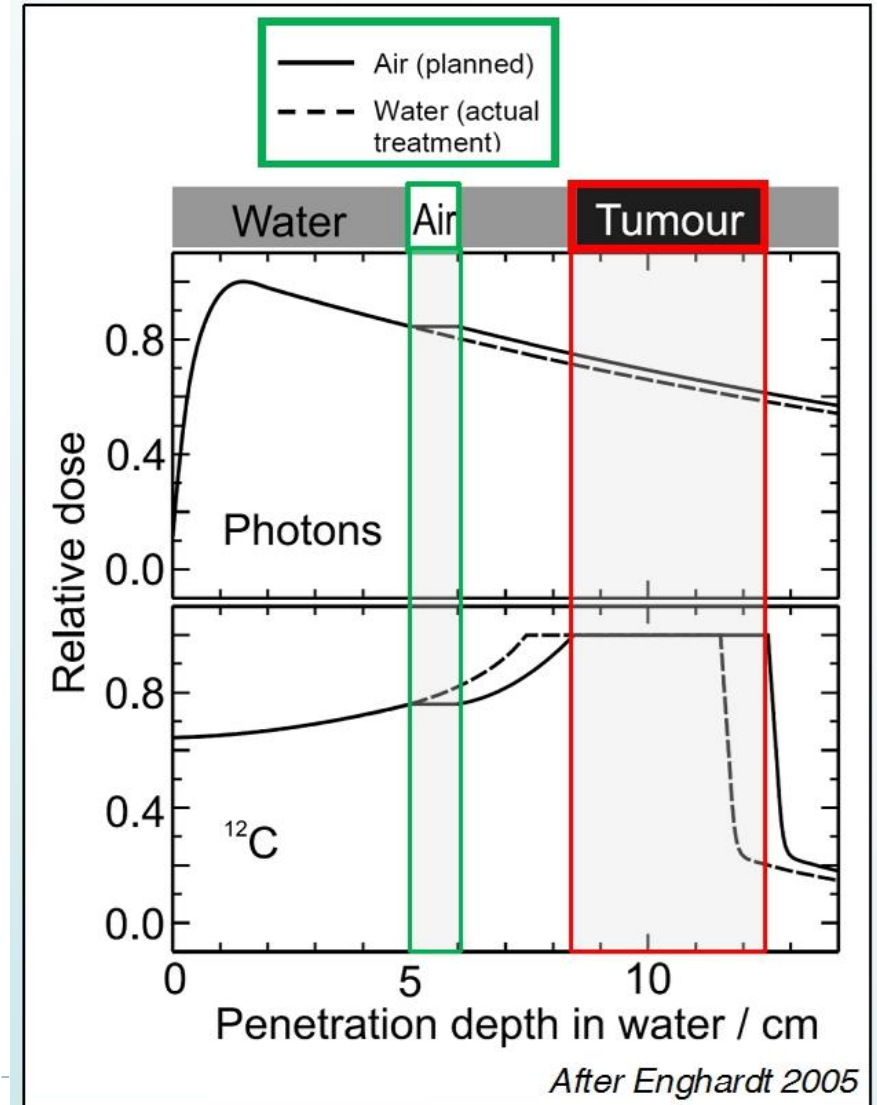
- artefatti delle CT
- conversione HU (densità elettronica) in range degli ioni
- disomogeneità

Differenze tra Piano di Trattamento e reale somministrazione di dose

- variazioni giornaliere del setup
- moto interno degli organi
- cambiamenti anatomici/fisiologici

Nella pratica si preferisce arrivare ad un compromesso nella conformazione di dose per sicurezza.

I vantaggi della PT sono ridotti

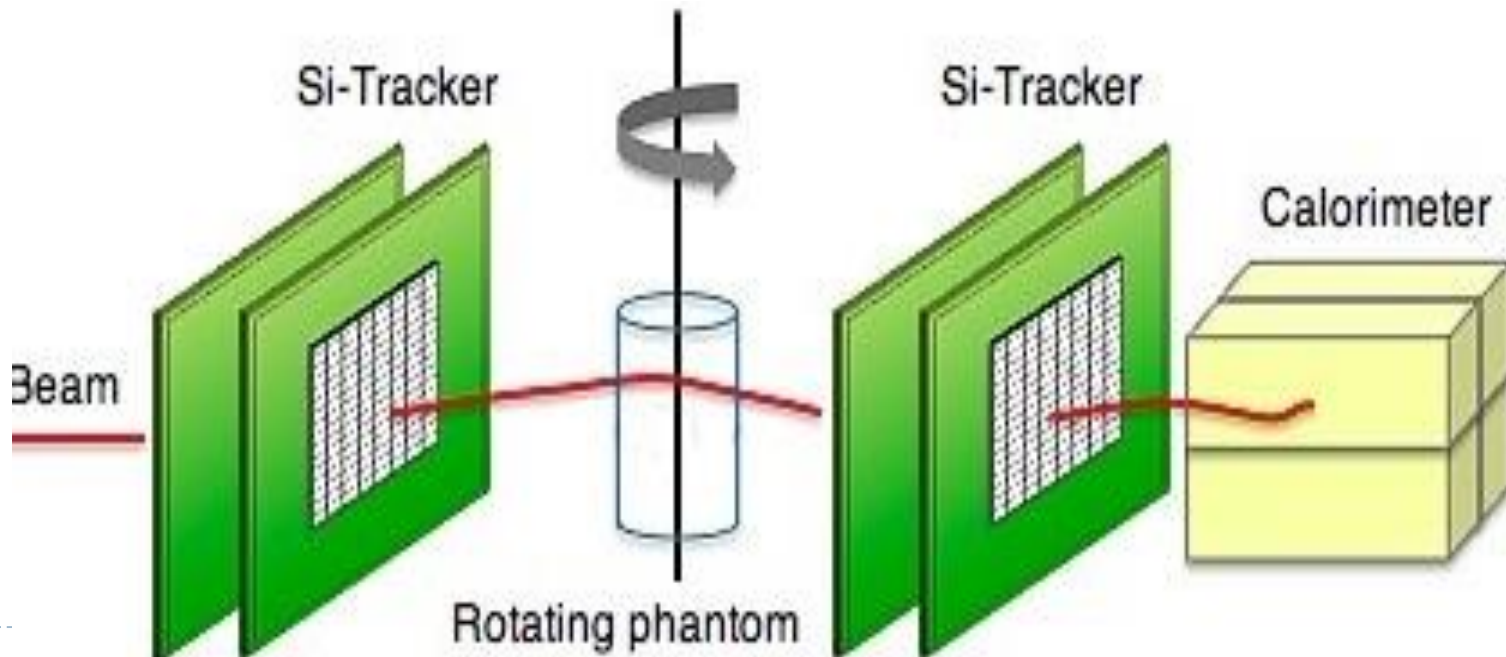


Valutazione del range effettivo per i protoni: il caso della Tomografia Computerizzata a Protoni

(INFN Fi – Ct)

Metodo di imaging che usa fasci di energia di protoni di energia cinetica di $\approx 250\text{MeV}$. Permette una misura diretta della distribuzione dello stopping power nei tessuti (altrimenti calcolata con i coefficienti di attenuazione dei X-rays). Permette di migliorare l'accuratezza del Treatment Planning

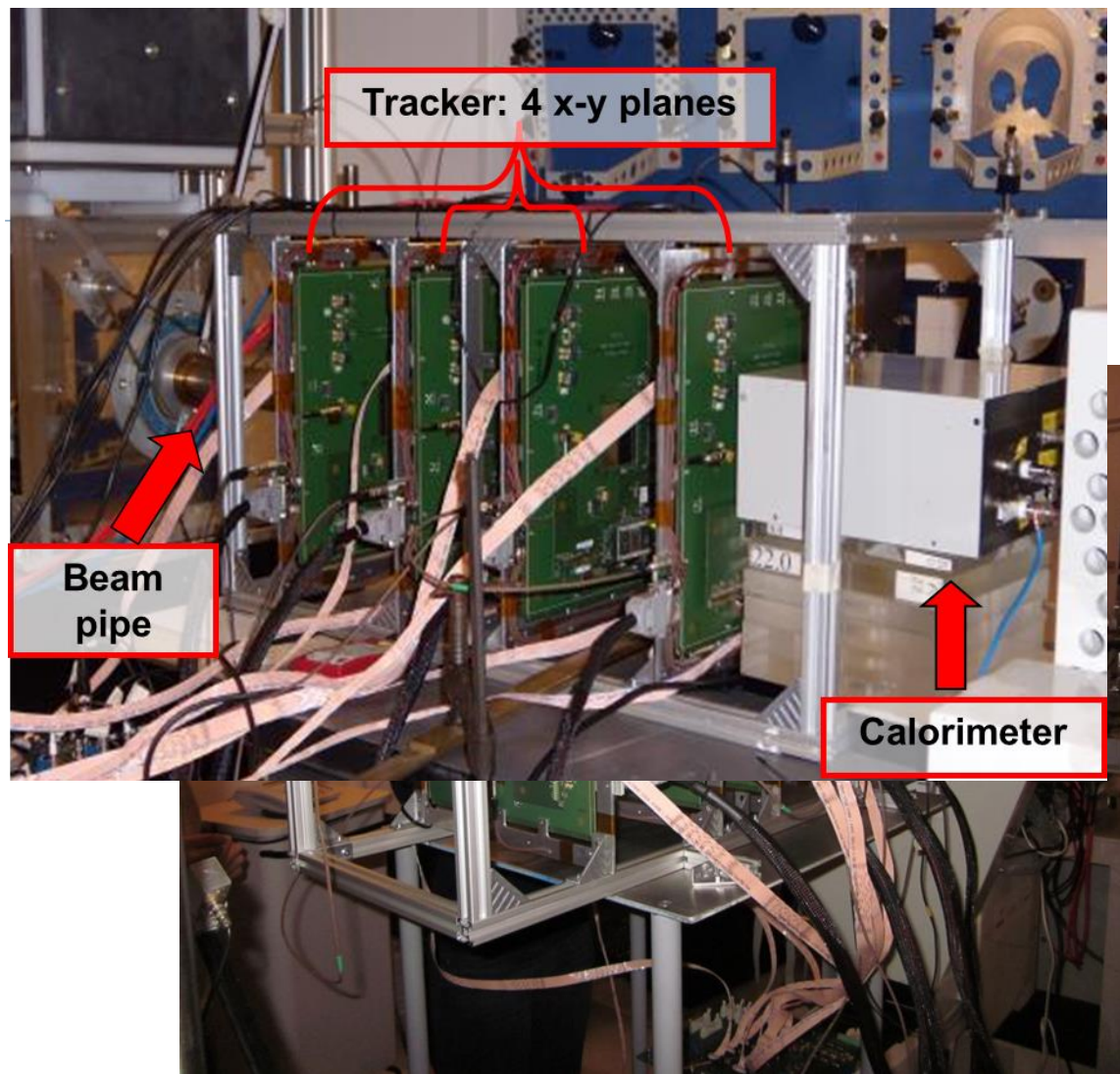
RDH WP3 pCT Prototype



Apparato pCT INFN Firenze - Catania

Primo test a INFN-LNS:
Maggio 2011

CATANA beam line:
fascio di protoni a 62 MeV



4 piani di tracking x-y con silicon
microstrip



Posizione e direzione di
protoni in ingresso e uscita

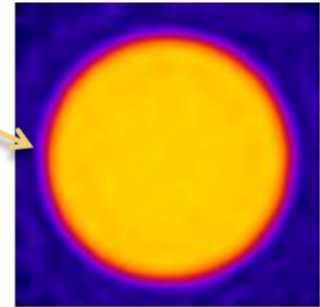
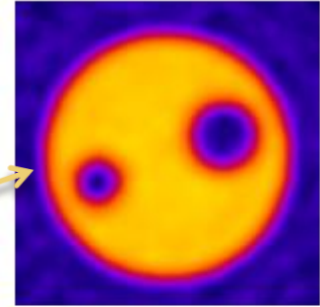
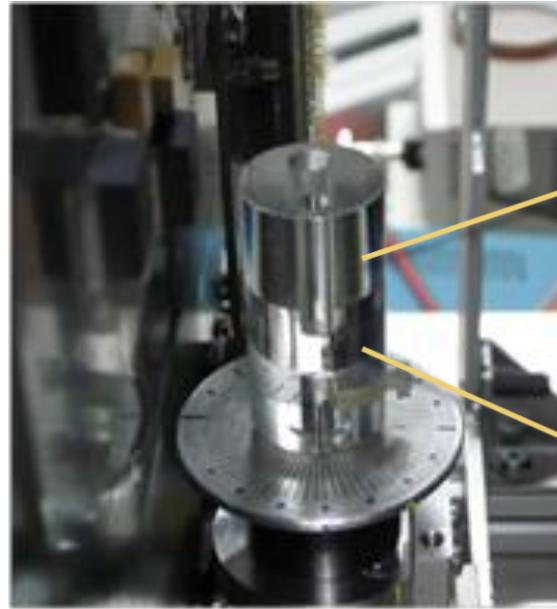
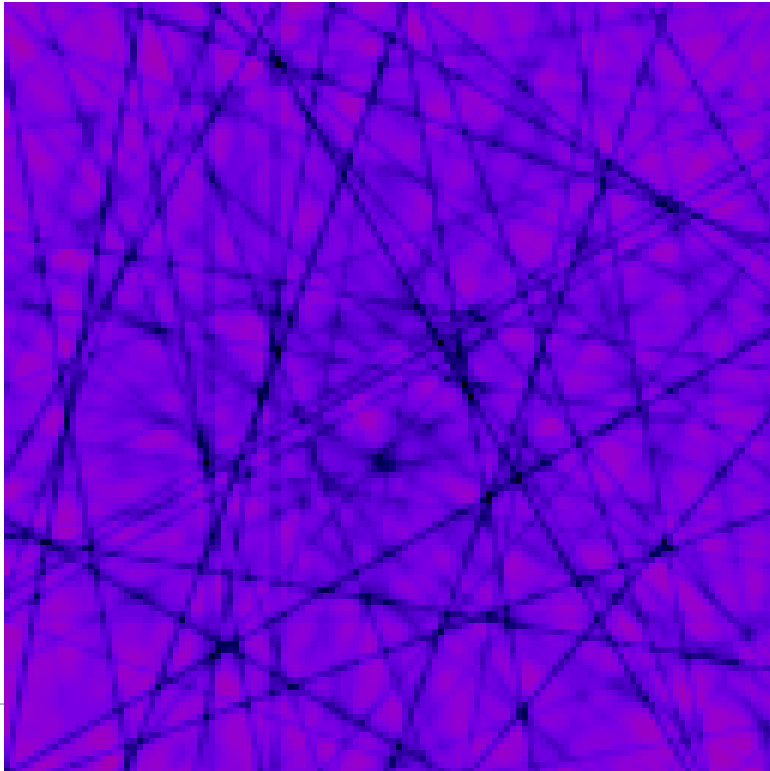
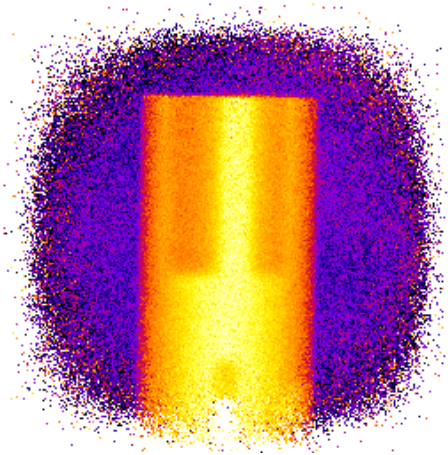
Calorimetro a cristallo Yag:Ce



Energia residua dei Protoni



Costruzione dell'immagine pCT



Non e' stata applicata alcuna selezione sul campione di dati

E. Vanzi et al. The PRIMA collaboration: preliminary results in FBP reconstruction of pCT data – RESMDD12 Conference

Le misure sono fondamentali e servono anche per validare i codici di calcolo: il ruolo indispensabile dei codici Monte Carlo

- ❖ Descrizione realistica delle interazioni, specialmente in geometrie complesse e in mezzi disomogenei, dove gli approcci analitici perdono di validità
- ❖ Possibilità di investigare separatamente i contributi alle quantità di interesse che in genere può non essere possibile da determinare e discriminare sperimentalmente
- ❖ **Startup e Commissioning degli impianti:** per esempio: calcolo delle schermature, costruzione dei modelli di fascio, generazioni di dati di input per Treatment Planning (*tempo di misura*)
- ❖ **Validazione dei calcoli di dose:** in sistemi acqua-equivalent e anche nell'anatomia dei pazienti (CT)
- ❖ **Applicazioni dedicate per il controllo della terapia:** imaging della radiazione secondaria emessa (PET, gamma-prompt, ...)

Punto cruciale: affidabilità dei modelli di fisica



Il controllo della Particle Therapy

Nella RadioTerapia convenzionale (cioè' con i fotoni) il fascio attraversa il corpo e puo' essere usato direttamente per il monitoring. **Nella PT il fascio e' invece assorbito nel paziente.**

Un dispositivo di monitor per la PT di principio dovrebbe:

- ▶ **Misurare la forma della distribuzione di dose e il suo valore assoluto, in modo da verificare l'accord tra il PTV (planned target volume) e il volume effettivamente irradiato**
- ▶ **La misura dovrebbe avvenire durante il trattamento (in-beam)**
- ▶ **Deve basarsi su secondari generati dal fascio per identificare la posizione del dose release.**
- ▶ Deve essere capace di discriminare il segnale dal fondo

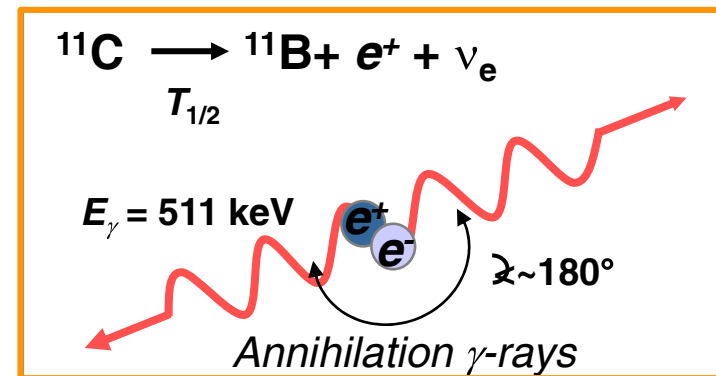


Baseline dose monitoring nella PT: PET

La baseline per il monitoring in PT e la PET : attivazione dovuta al fascio adronico, che genera emettitori β^+ .

- ▶ Isotopi di vita media breve ^{11}C (20 min), ^{15}O (2 min), ^{10}C (20 s) rispetto alla PET convenzionale.
- ▶ Bassa attivita' rispetto alla PET convenzionale: serve un tempo lungo di acquisizione (qualche minuto al massimo)
- ▶ Wash-out Metabolico, gli emettitori β^+ sono diluiti dal metabolismo del paziente

Non c'e' diretta correlazione spaziale tra l'attivita' β^+ e la distribuzione di dose (ma si puo' calcolare in maniera affidabile da MC)

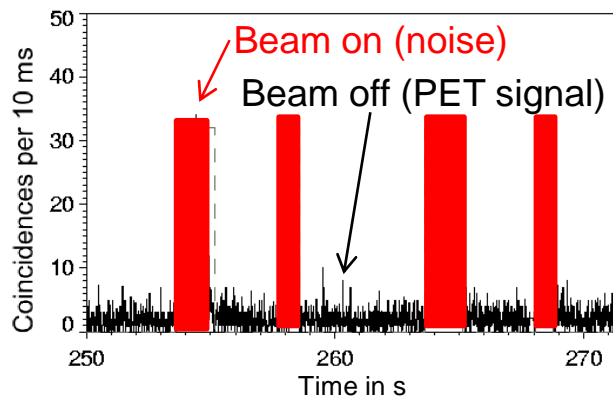
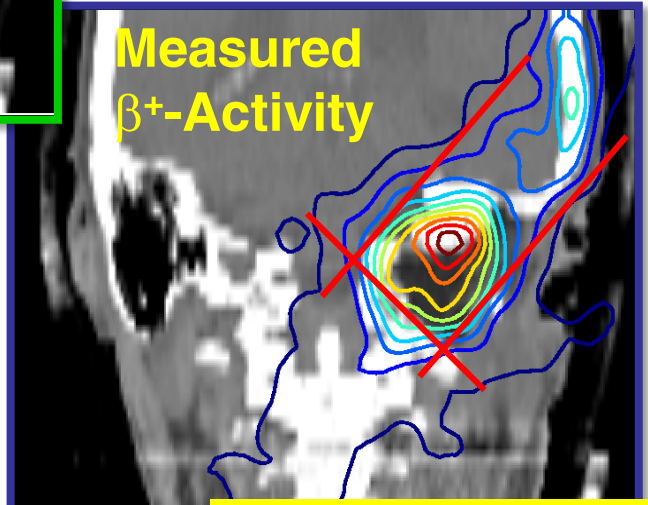
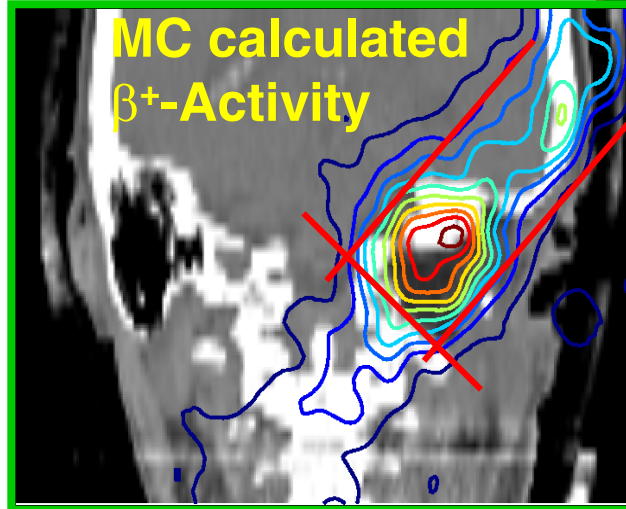
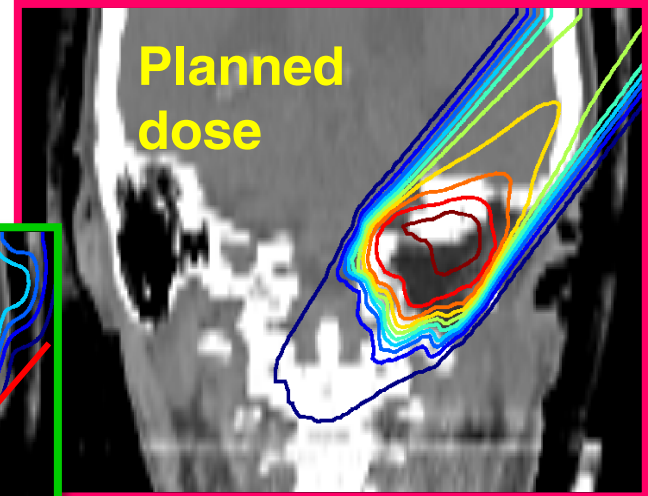
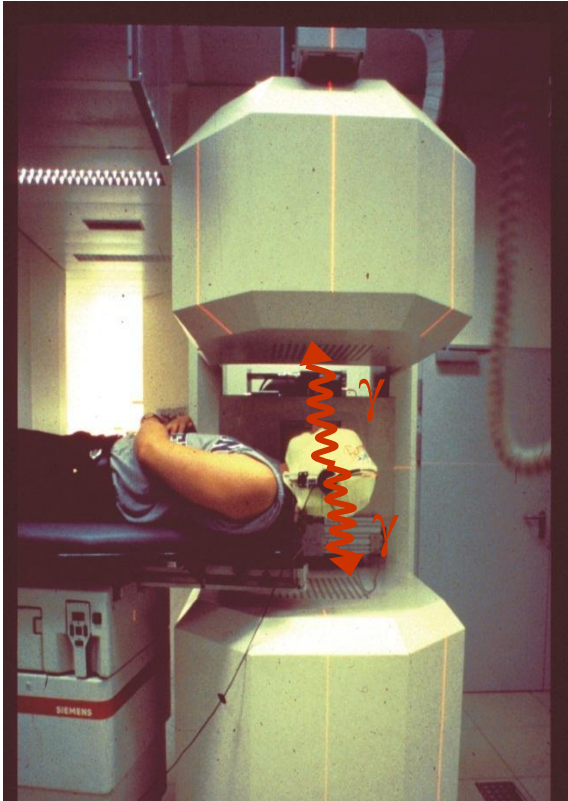


In-beam PET for scanned ^{12}C therapy at GSI

> 400 patients

For every fraction
(typically 20 d @ 1Gy)

Once



Verification of

- Beam range
 - Lateral position
- In case of deviation**
- Timely reaction

Courtesy of K.Parodi

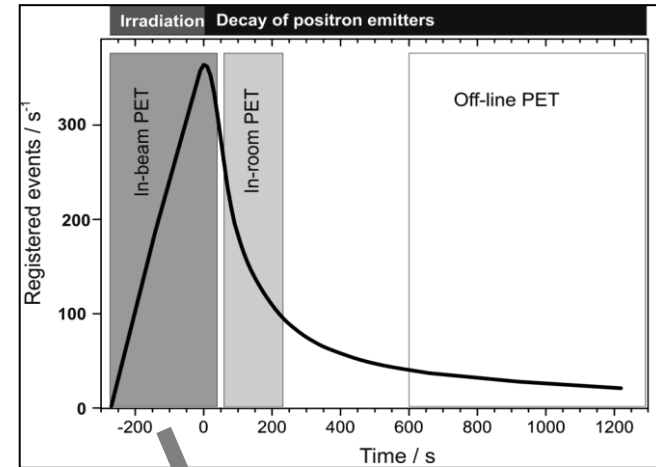
Towards better imaging strategies

Short delay ΔT improves S/N, reduces washout

Short scan time t_{meas} minimizes motion artifacts and maximizes patient throughput

But **optimal solution** depends on

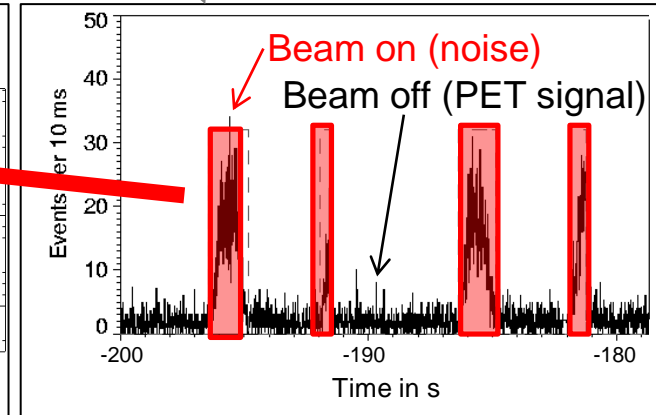
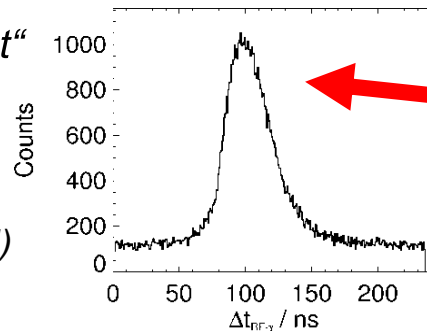
- Development and integration efforts
- Patient throughput in treatment room
- Beam macro- and micro-structure



Single γ -RF time correlation experiments at GSI

Random correction failure due to „prompt“ (sub-ns) radiation correlated with RF (problem even worse for cyclotron)

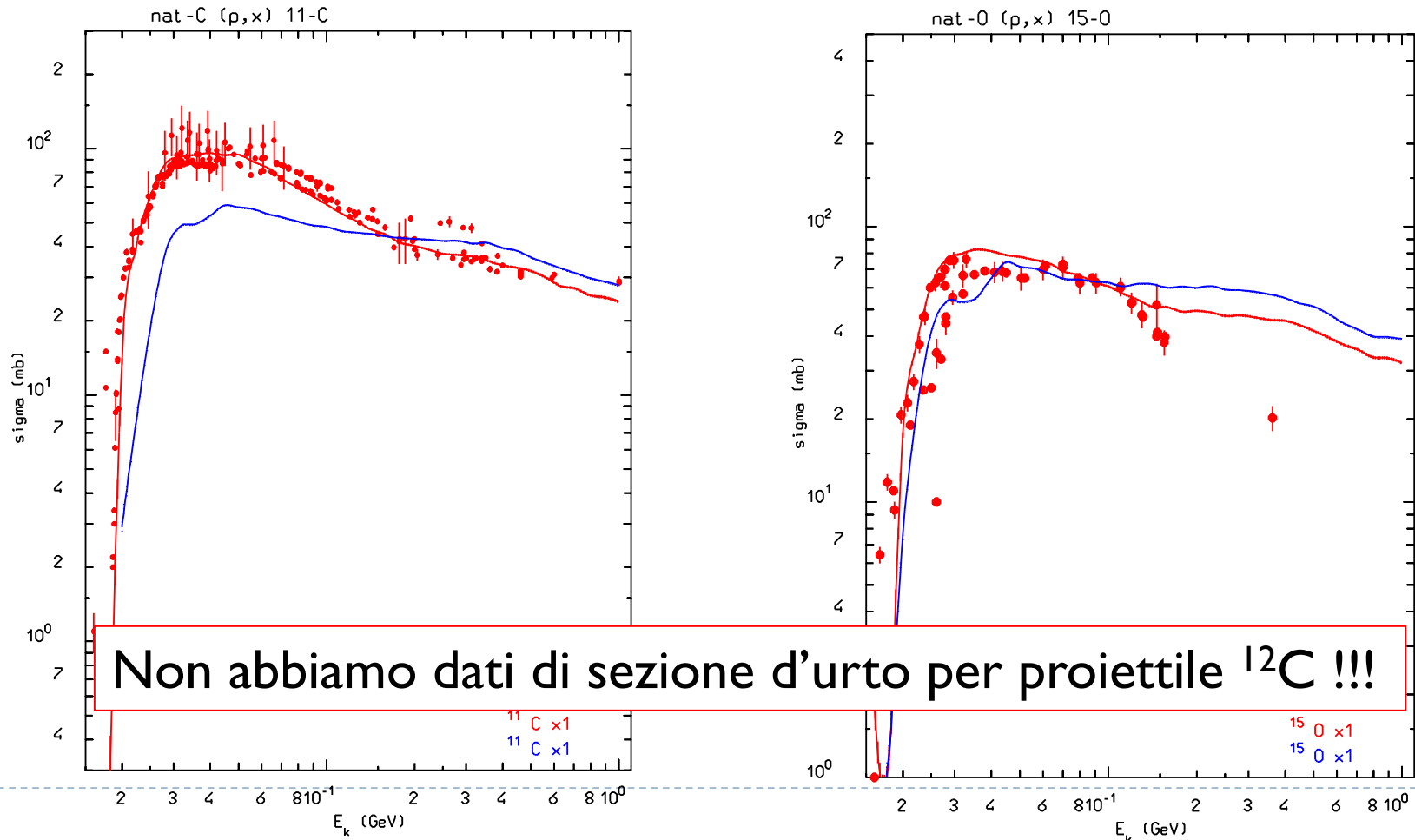
Dedicated data acquisition needed
(Enghardt, Crespo, Parodi, Pawelke, **patented**)



Worldwide active research on novel dedicated in-beam PET scanners

Miglioramento dei modelli: il caso FLUKA per le reazioni (p,d), (n,d):

Excitation functions $C(p,x)^{11}C$, left, $O(p,x)^{15}O$, right: **direct deuteron formation at low energies instead of coalescence** (Data: CSISRS, NNDC, blue Fluka2011.2, red Fluka2013.0)



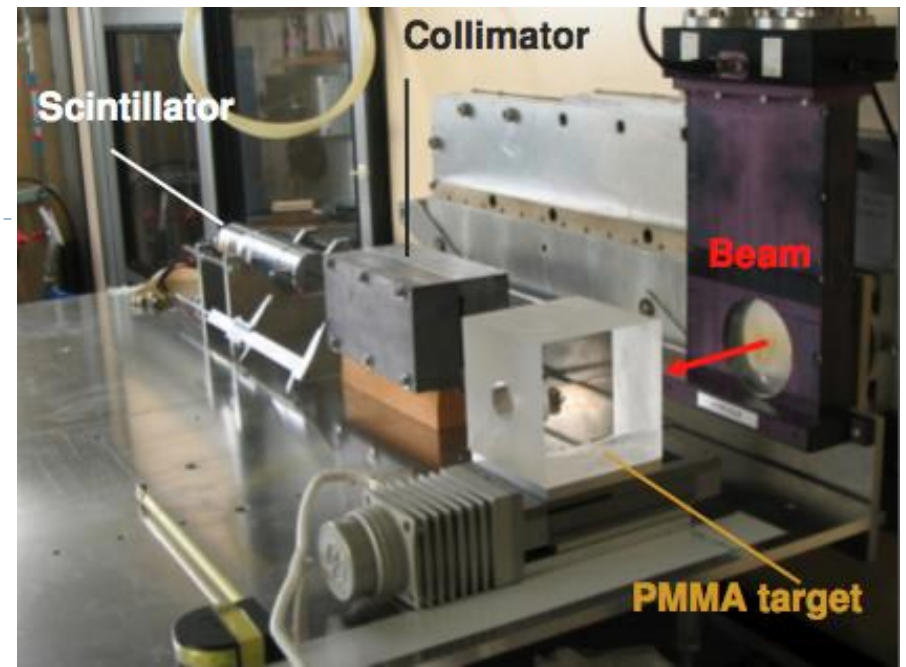
I gamma da de-eccitazione nucleare

- ▶ I gamma sono copiosamente prodotti sia da proton che ^{12}C attraverso l'eccitazione nucleare.
- ▶ La regione di emission si estende per tutto il percorso del fascio, ma e' stato mostrato che finisce in prossimita' del Bragg Peak per entrambi i proiettili
- ▶ C'e' un enorme fondo dovuto ai neutron: reazioni (n,gamma). Il fondo di neutron e' specifico per fascio, energia (e sito)
- ▶ Il backpointing della direzione dei γ non e' semplicissimo. Si possono sfruttare le tecniche SPECT. L'energia di questi γ e' nel range 1-10 MeV → non facile da collimare e da fermare!!

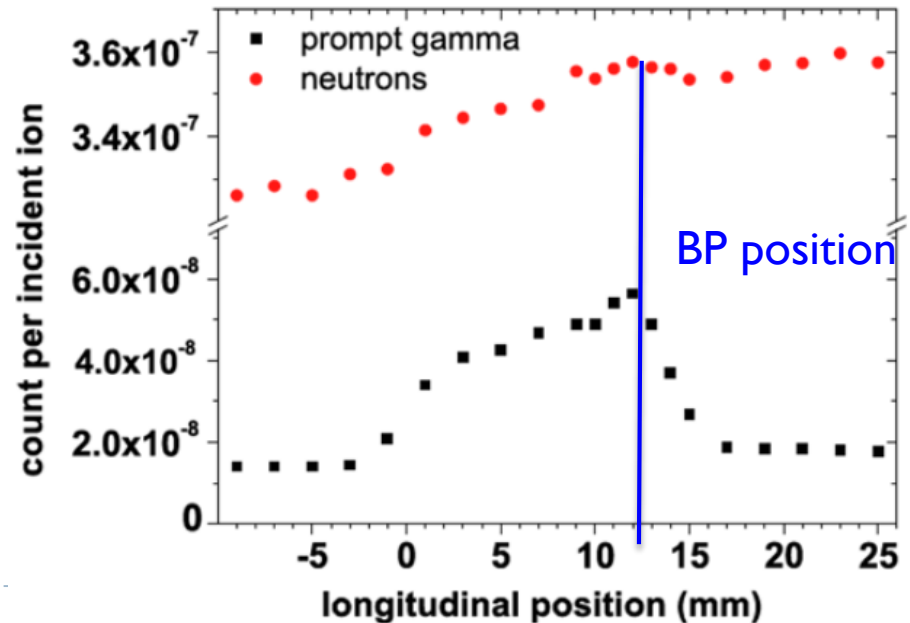
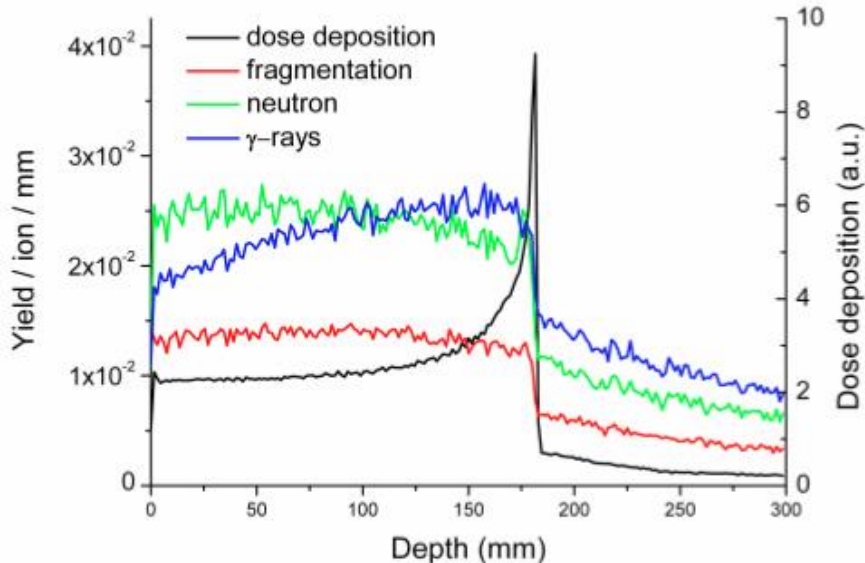


Prompt γ s @GANIL

- ▶ ^{12}C a 73 A MeV
- ▶ γ peak correlato con BP
- ▶ Statistica sufficiente?? (eff. rivelazione, accettazione, ecc...)?
- ▶ Fondo di neutron? (TOF rejection ?)

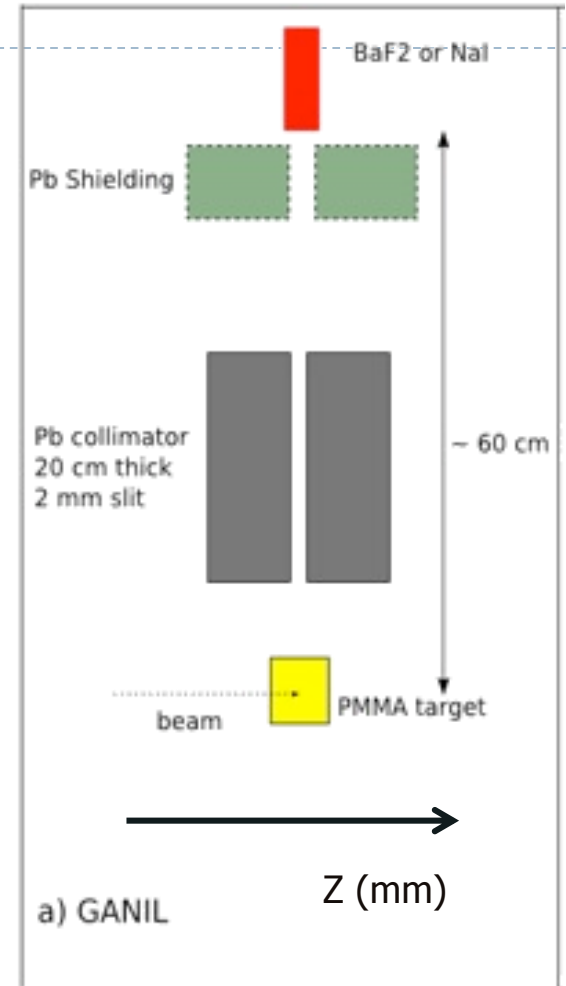
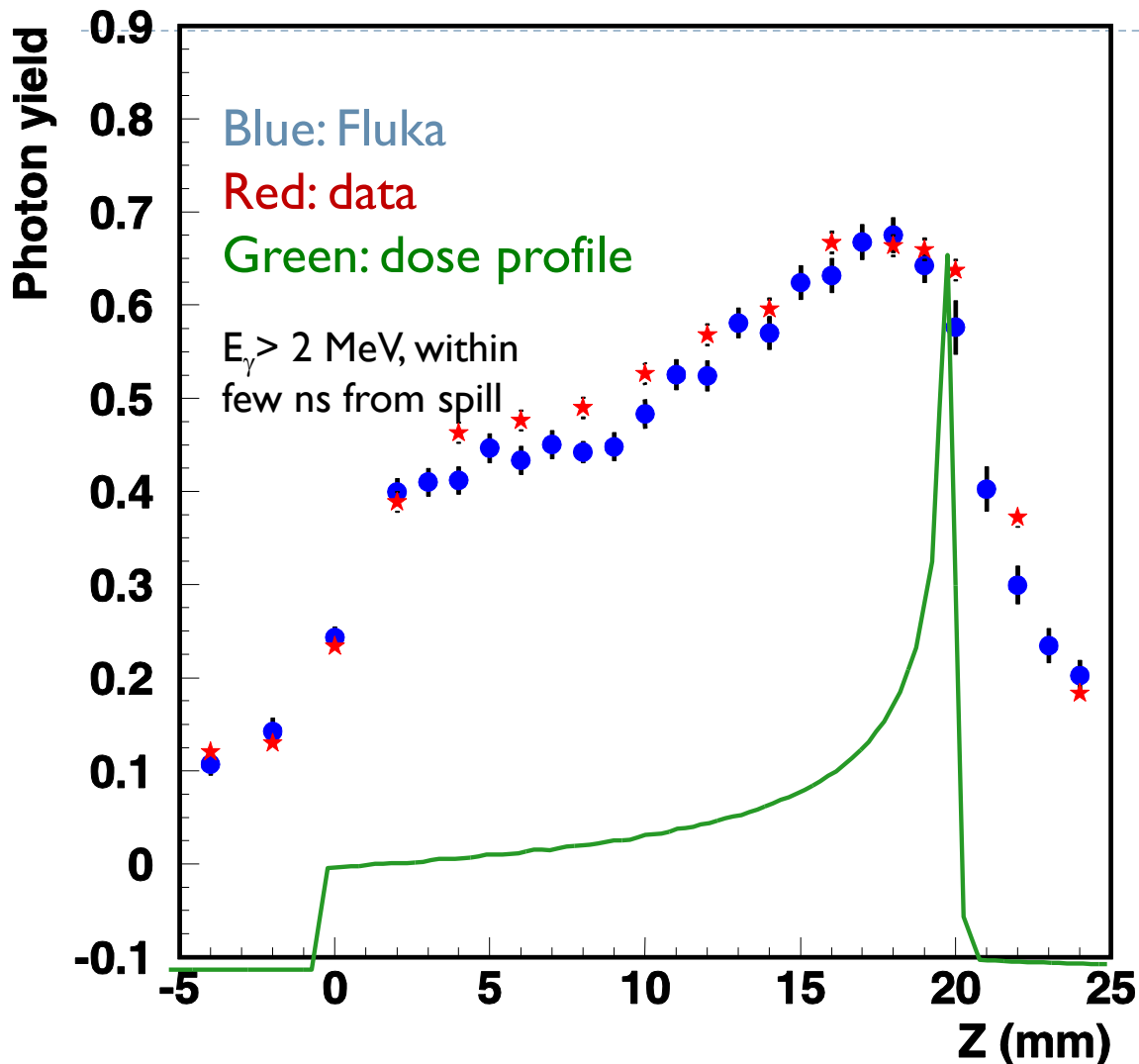


GEANT4 simulations (Binary cascade)
 ^{12}C 300 MeV/u into water



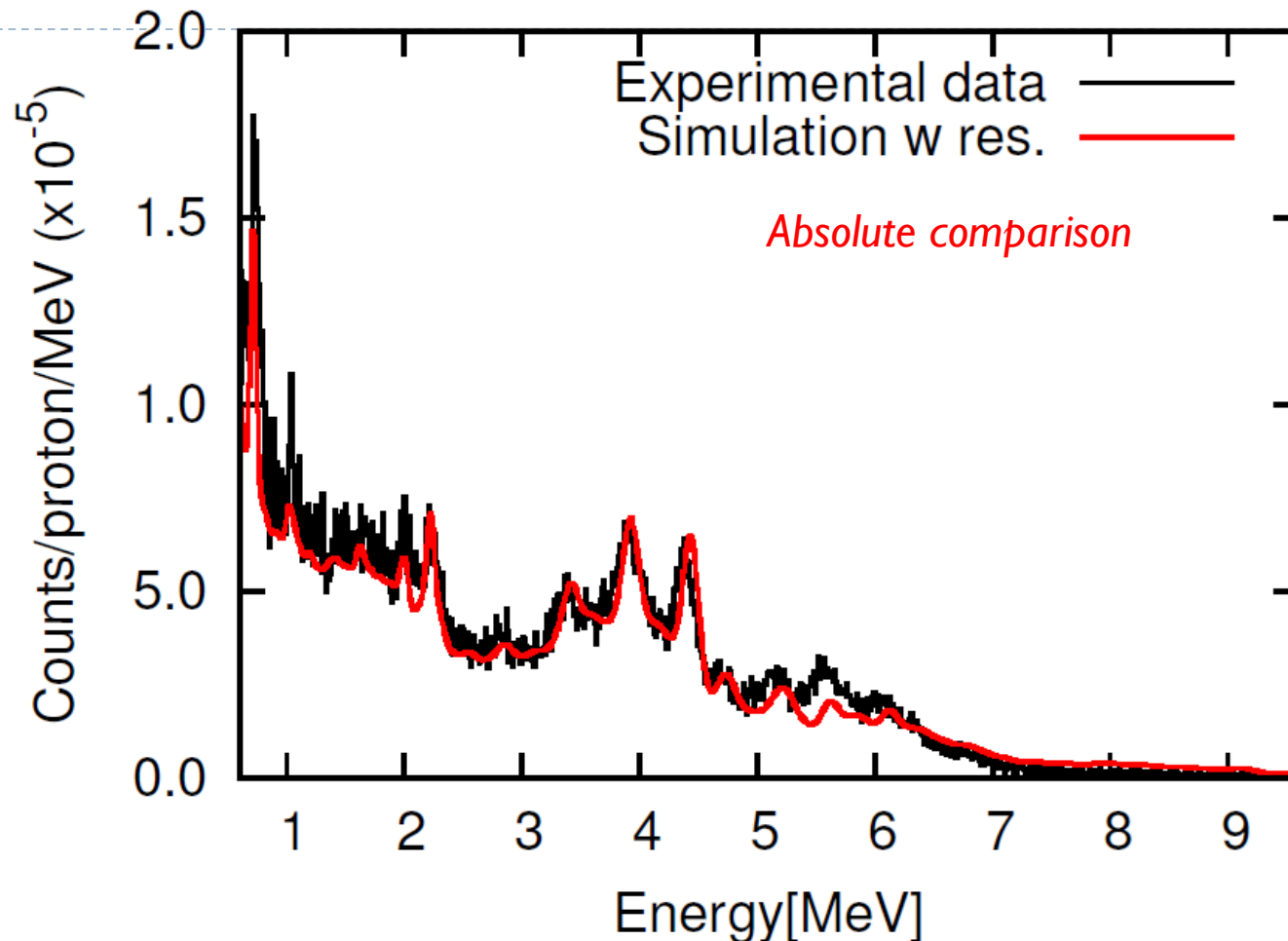
GANIL: Yield di fotoni da ^{12}C 95 MeV/n in PMMA a 90°

$\times 10^{-6}$



[sketch and exp. data taken from F. Le Foulher et al IEEE TNS 57 (2009), E. Testa et al, NIMB 267 (2009) 993. exp. data have been reevaluated in 2012 with substantial corrections]

Yield di fotoni con 160 MeV p in PMMA



Energy spectrum of “photons” after background subtraction (collimator open – collimator closed) for 160 MeV p on PMMA. FLUKA **red line** (with exp. resolution folded in), data **black line** (J.Smeets et al., IBA, ENVISION WP3)

Cosa altro possiamo sfruttare? particelle cariche

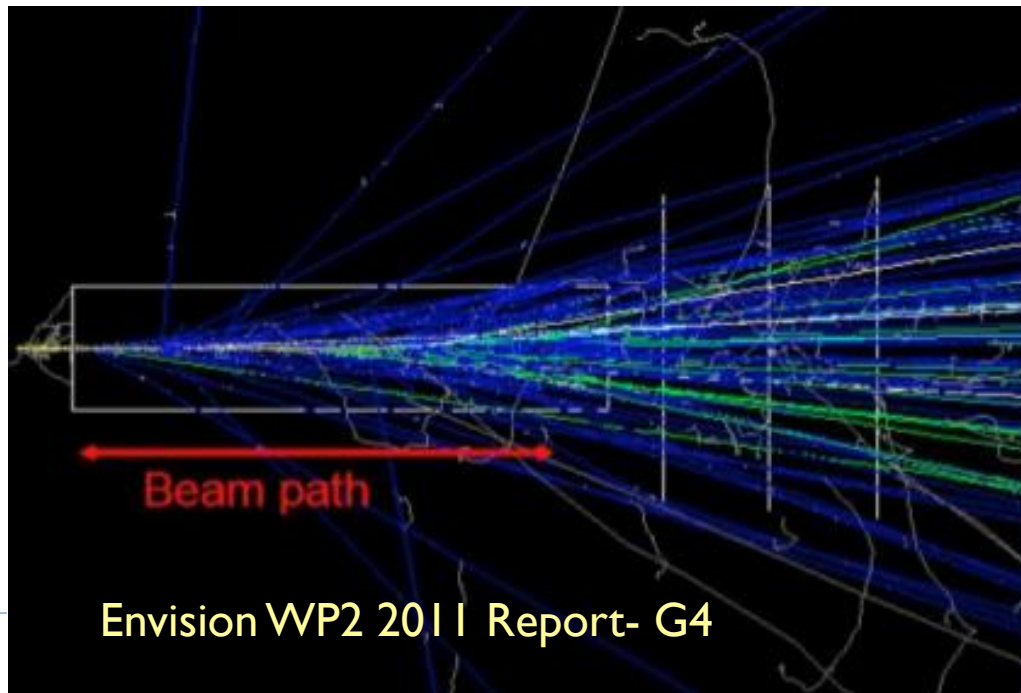
Si producono sicuramente protoni secondari di bassa energia. Anche da regioni vicino al BP? Hanno sufficiente energia per uscire dal paziente ed essere rivelati/

Anche per un fascio di protoni? (scattering elastico)

K Gwosch et al *Phys. Med. Biol.* 58 3755

C Agodi et al *Phys. Med. Biol.* 57 5667

- ▶ La miglior risoluzione spaziale la si ottiene a grande angolo → bassa statistica
- ▶ **I MC a grande angolo non hanno ancora una validazione certa.**



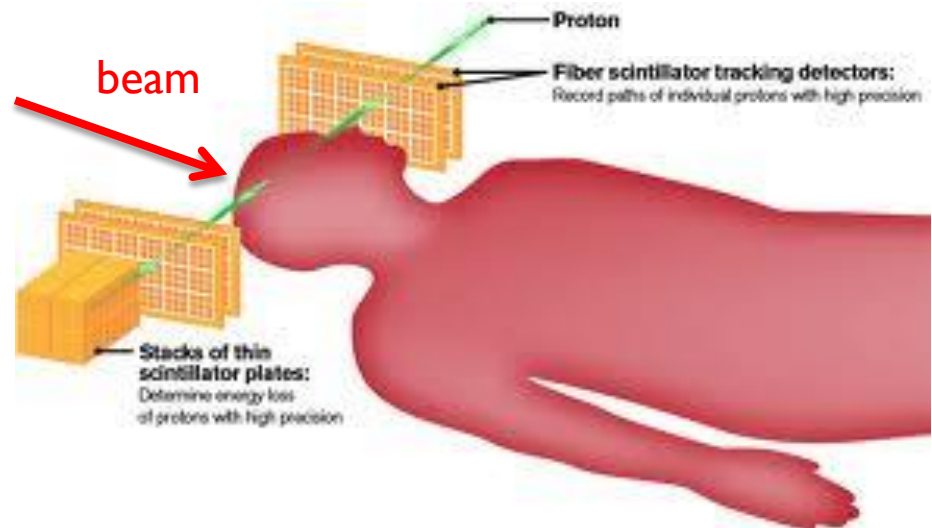
I vantaggi dell'uso di particelle cariche

Meglio dei gamma perche':

- ▶ L'efficienza di rivelazione e' circa 1
- ▶ il back-tracing al punto di emissione e' piu' facile → puo' essere correlate con profile del fascio & BP

MA...

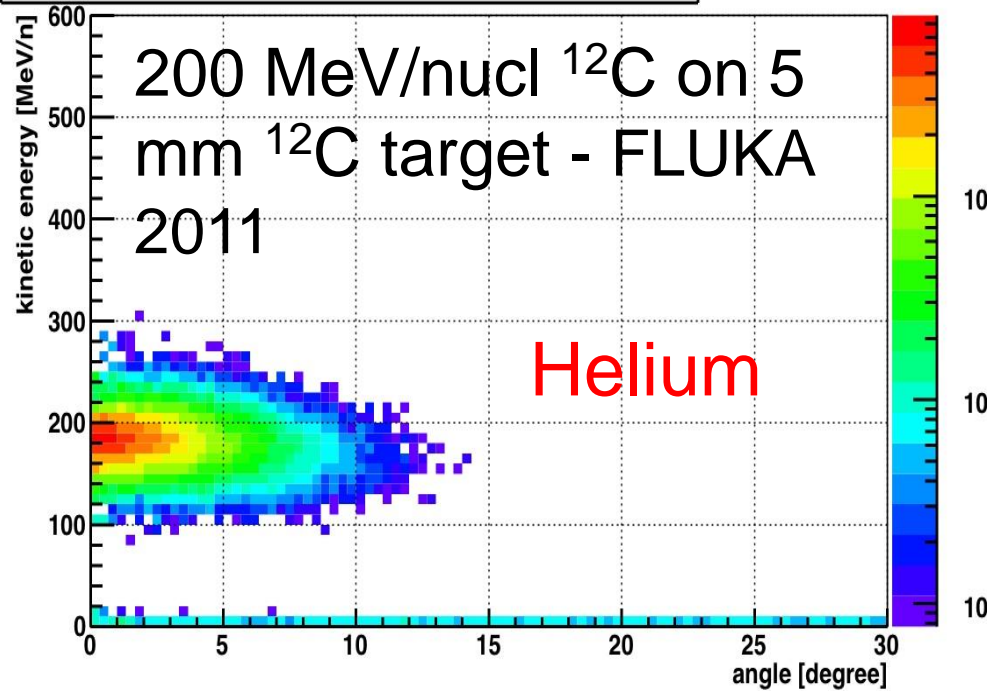
- Potrebbero non essere abbastanza
- La soglia in energia per uscire dal paziente deve essere dell'ordine di ~ 100 MeV
- subiscono scattering multiple nel paziente → peggioramento della risoluzione nel back-pointing



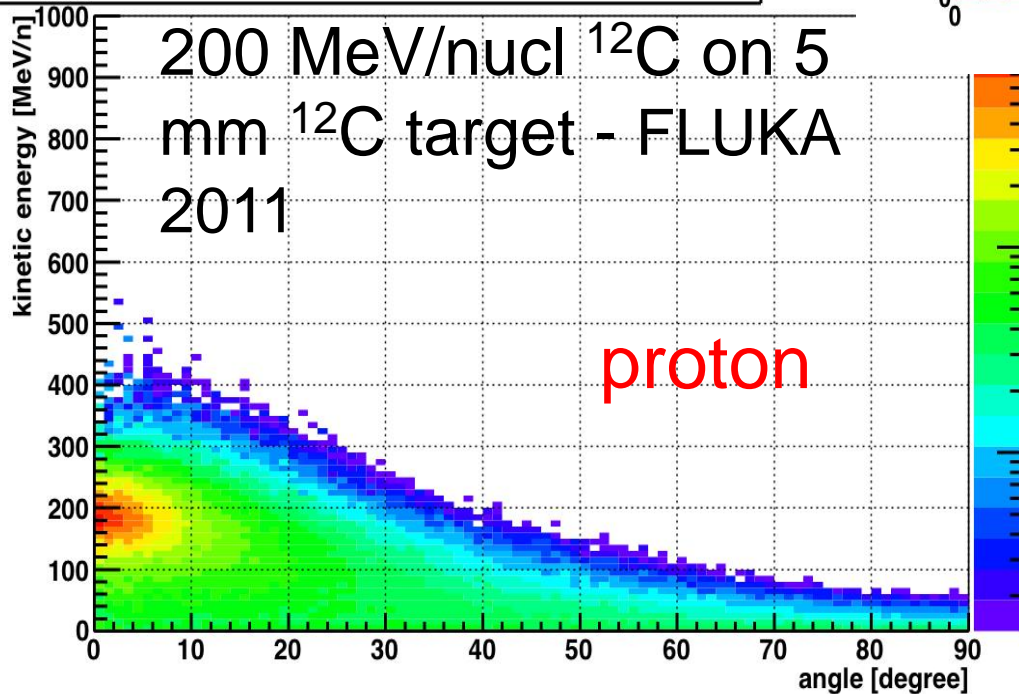
Predizione MC della produzione di p e He: angolo vs energia

I protoni potrebbero essere il candidato ideale per l'imaging (purché $E_{kin} > 100$ MeV)

Helium yield double-differential, $N_{prod He} / N_{prim C} [1/(sr \times MeV/n)]$



Hydrogen yield double-differential, $N_{prod H} / N_{prim C} [1/(sr \times MeV/n)]$

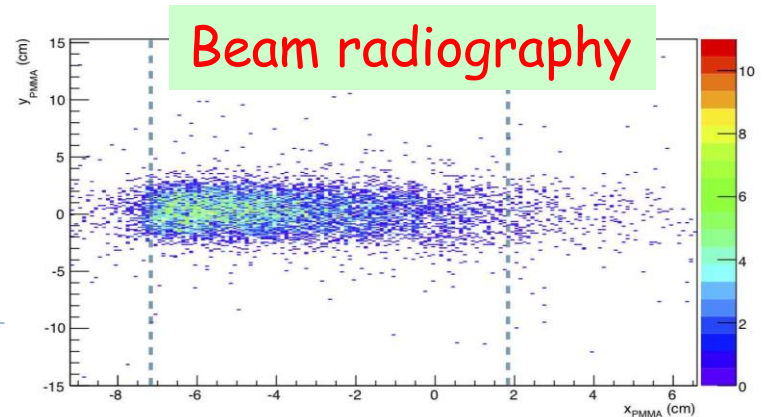
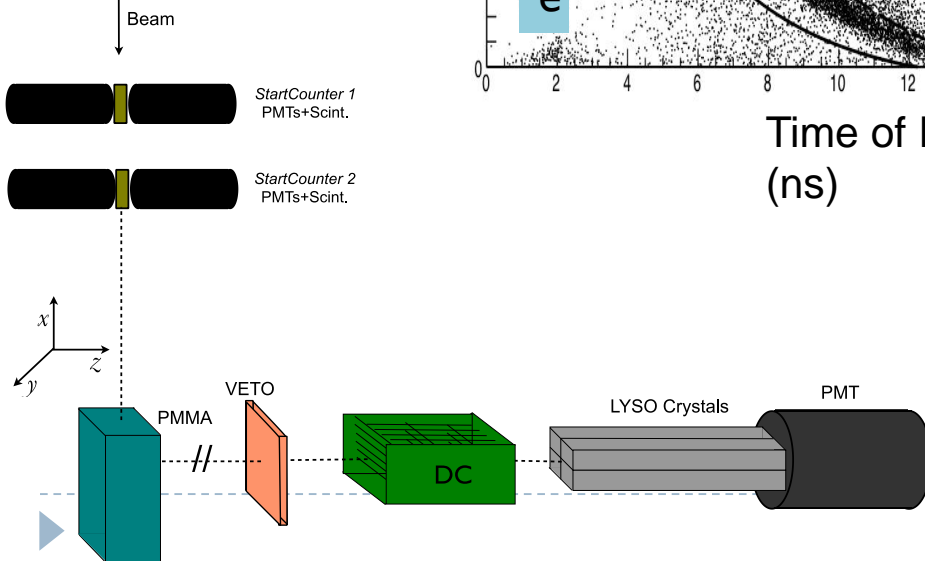
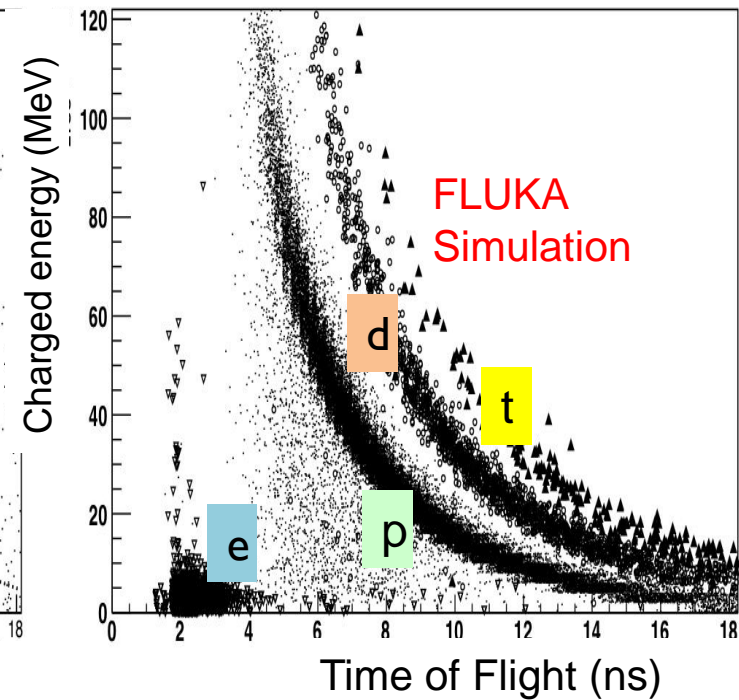
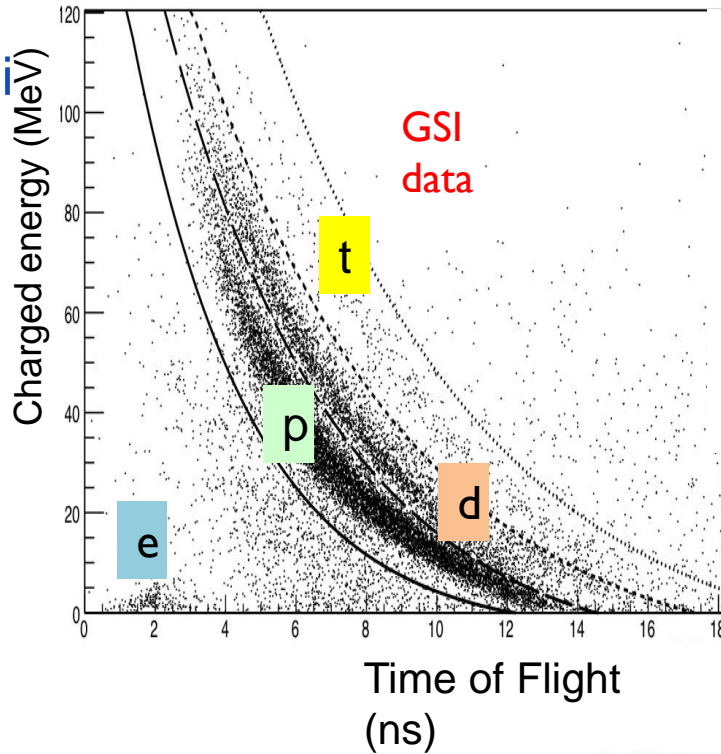


- il flusso di protoni a grande angolo e' dominato dalle basse energie.
- **WATCH OUT!!** incertezze dei modelli!!

Test sulla produzione di secondari carichi

L.Piersanti et al. to appear in PMB

Charged secondary carichi prodotti a 90° rispetto al fascio su PMMA con fascio di ^{12}C 220 AMeV al GSI

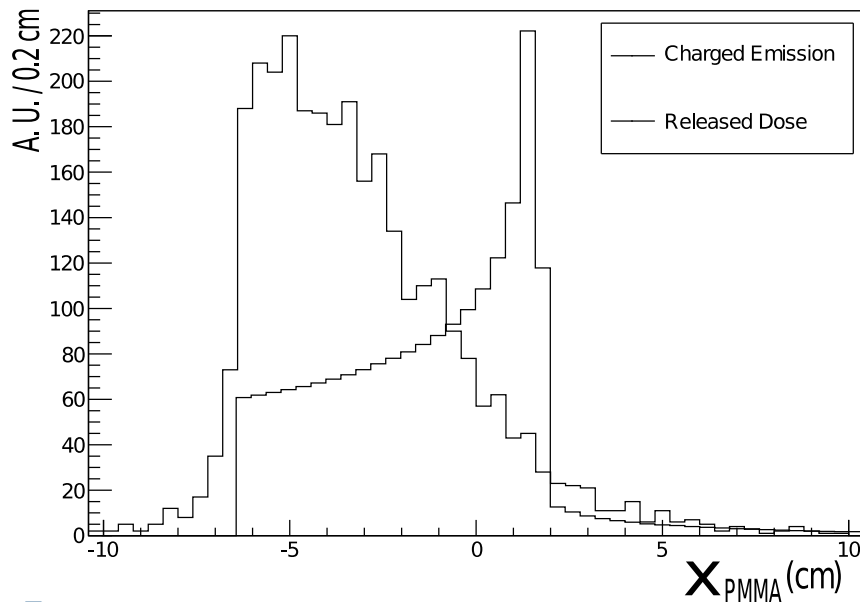


Uso delle informazioni di traccia

Ci sono indicazioni che la distribuzione ricostruita del punto di emission di protoni secondary a 100-150 MeV fornisca informazioni sulla posizione del BP

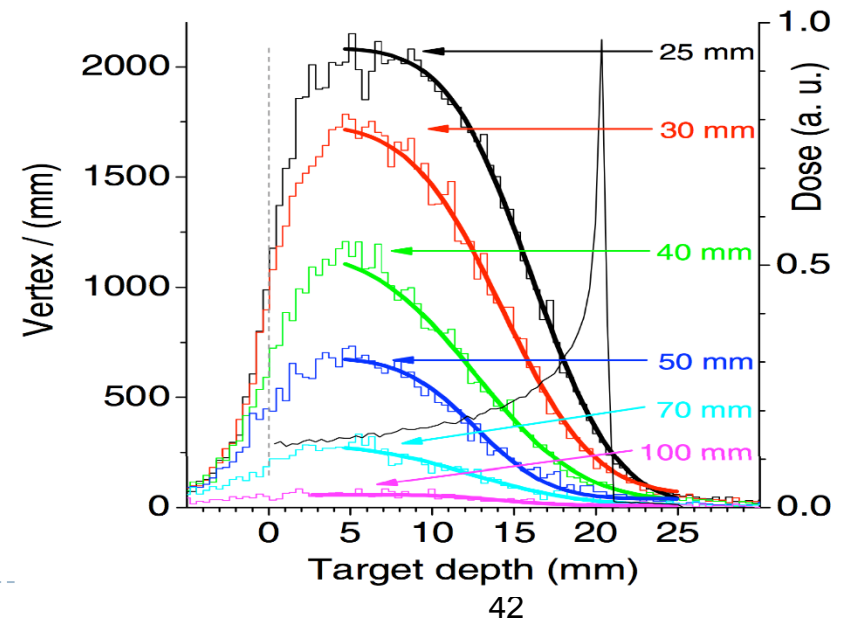
Measured emission distribution shape of protons as detected outside a 5 cm thick PMMA at 90° wrt the direction of 220 AMeV ^{12}C beam

L. Piersanti et al to appear on Phys. Med. Biol



Simulated emission distribution shape of protons as detected outside different PMMA thickness at 30° wrt the direction of 95 AMeV ^{12}C beam

E. Testa et al Phys. Med. Biol. 57 4655



Il progetto INSIDE @CNAO

INSIDE (Innovative Solutions for In-beam Dosimetry in Hadrontherapy) e' un progetto MIUR-INFN-Centro Fermi, in collaborazione con il CNAO. Prototipo da realizzare entro il 2016.

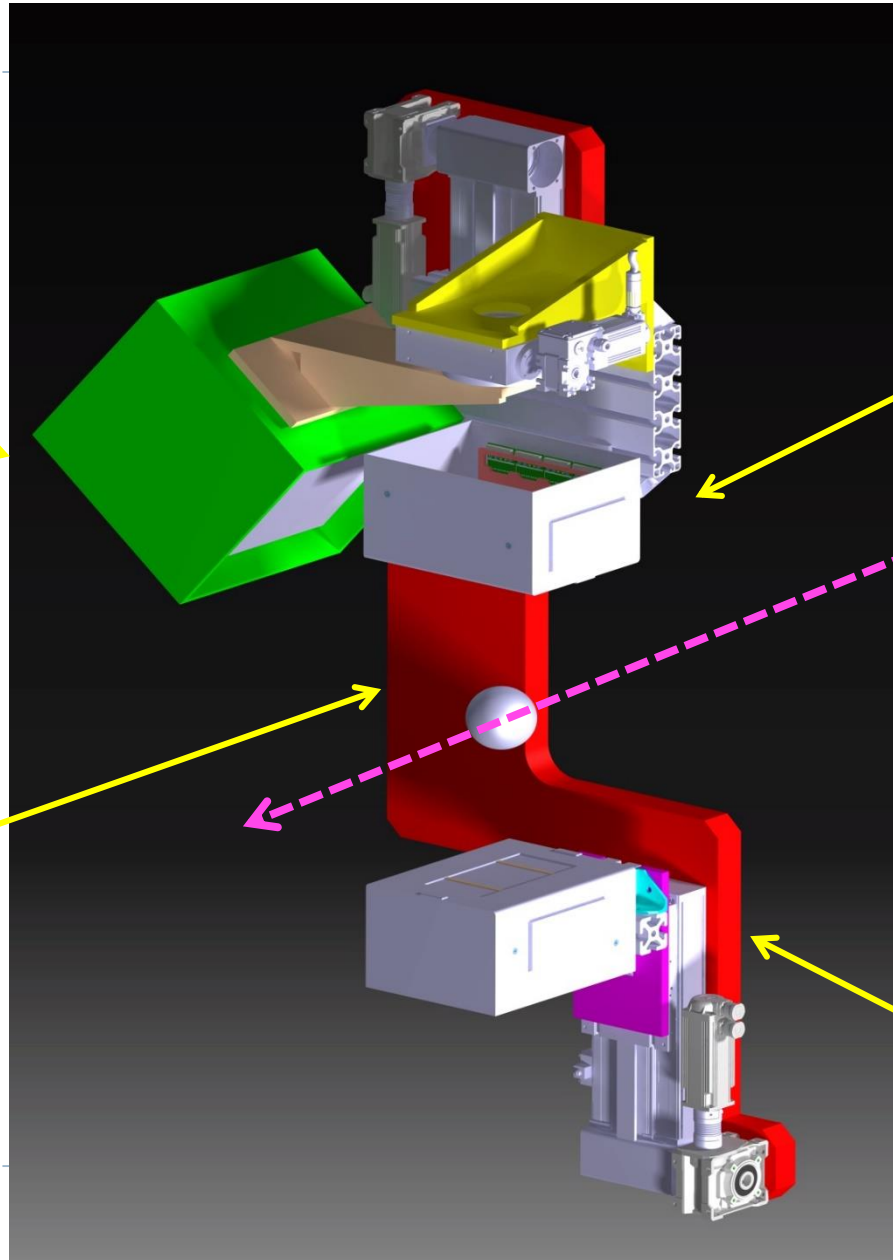
40 ricercatori dalle Univ. di Bari, Pisa*, Roma, Torino e le sezioni INFN di Milano LNS e Torino

- Profiling di dose multimodale In-beam, attraverso la rivelazione di **attività PET activities, prompt gamma e secondari carichi.**
- Meccanica e operazione ottimizzate per l'inserimento nel work-flow del CNAO

Il dispositivo di INSIDE

Tracciatore di carichi e gamma 90° - 60° rispetto al fascio (fibre scintillanti e LYSO)

braccio mobile



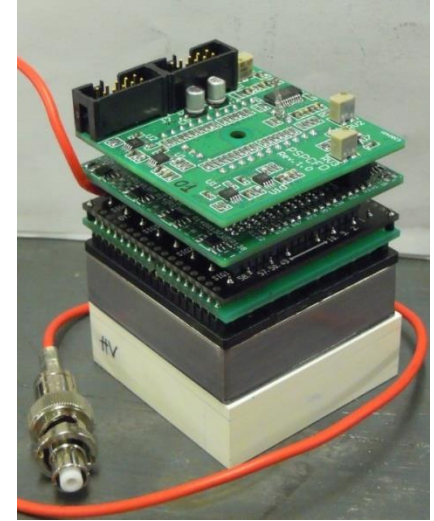
Testa PET (LYSO pixels) sliding posta sopra il lettino

Beam

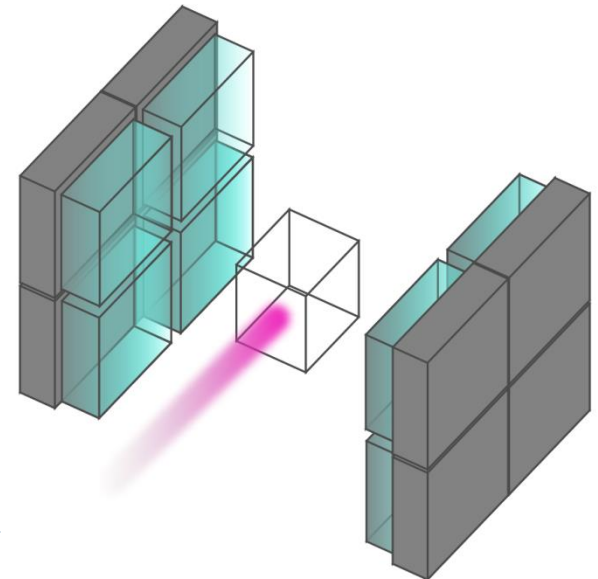
Testa PET (LYSO pixels) sliding posta sotto il lettino

INSIDE PET system: prototipo ed esperimenti

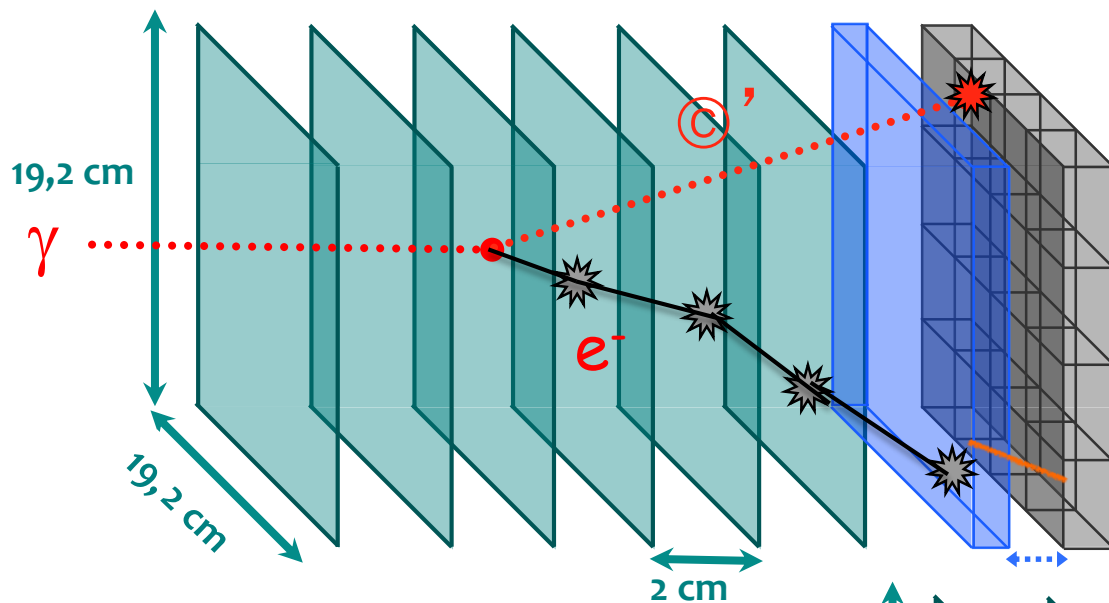
- dall' esperienza DO-PET INFN
- 2 teste PET heads, ciascuna 2x2 MA-PMT H8500 accoppiati a matrici della stessa misura di cristalli LYSO:Ce (pixel $2 \times 2 \times 18 \text{ mm}^3$).
- Area attiva di una testa: $98 \times 98 \text{ mm}^2$
- Ricostruzione Maximum Likelihood Expectation Maximization



- Test con p e ^{12}C (LNS & CNAO)
- Irradiati diversi fantocci
- Testate Dosi da 1 a 20 Gy
- Test In-beam vs off-beam
- Determinazione dell'attività'
- Confronto con MC FLUKA



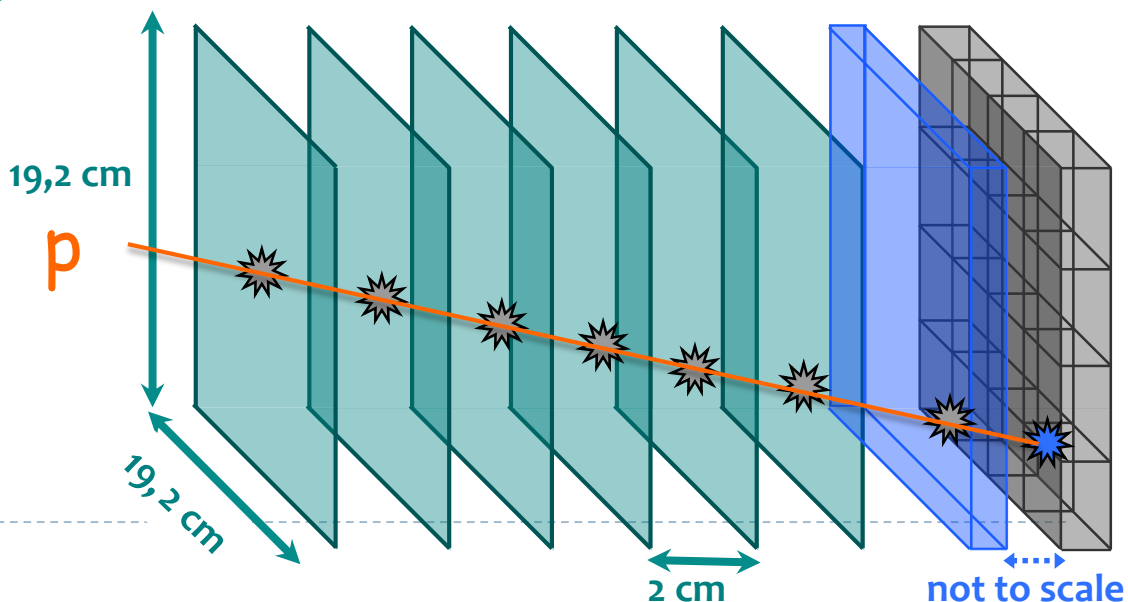
INSIDE Profiler per secondari prompt



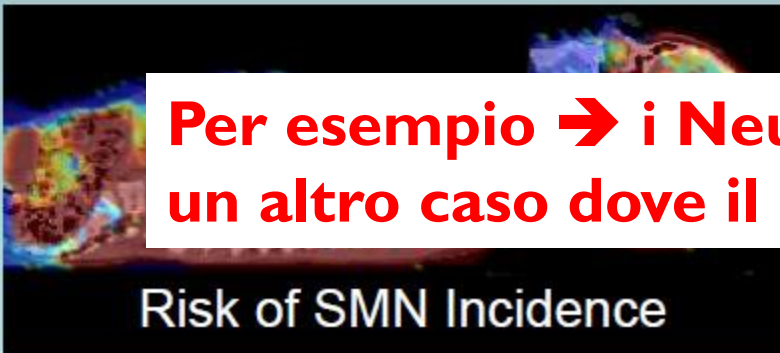
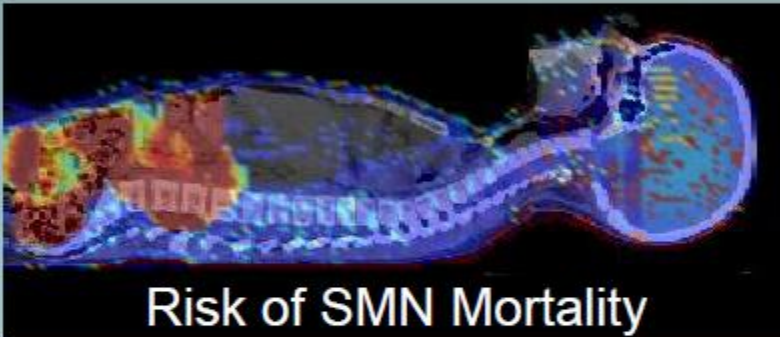
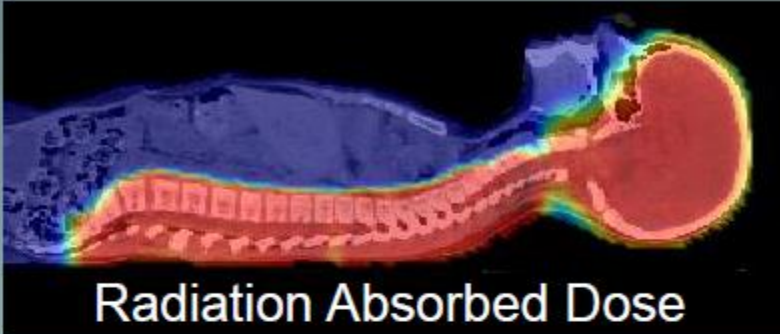
“dual mode” detector

- ▶ Compton camera per fotoni prompt ($E_\gamma \sim 1-10$ MeV)
- ▶ Tracking device per secondary carichi ($E_{kin} \sim 30-130$ MeV)

- I carichi secondary attraversano tutti i piani di TRK fino ai cristalli LYSO



Problema aperto in PT: effetti a lungo termine. Dose (bassa) deposta nei tessuti sani...



Secondary Malignant Neoplasms (SMN) in particle therapy

Comparison of relative radiation dose distribution with the corresponding relative risk distribution for radiogenic second cancer incidence and mortality. This 9-year old girl received craniospinal irradiation for medulloblastoma using passively scattered proton beams. The color scale illustrates the difference for absorbed dose, incidence and mortality cancer risk in different organs.

**Per esempio → i Neutroni secondari...
un altro caso dove il modello MC e' essenziale**

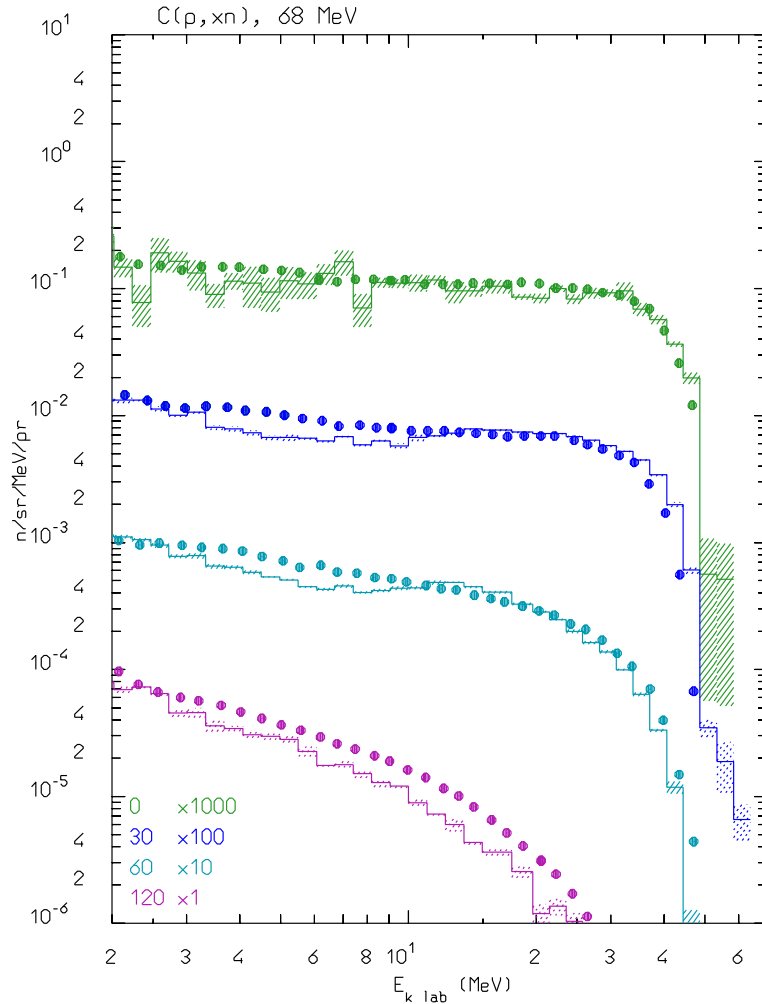
Nature Rev. Cancer 2011

MC. Esempio FLUKA:

produzione di neutroni su targhetta spessa

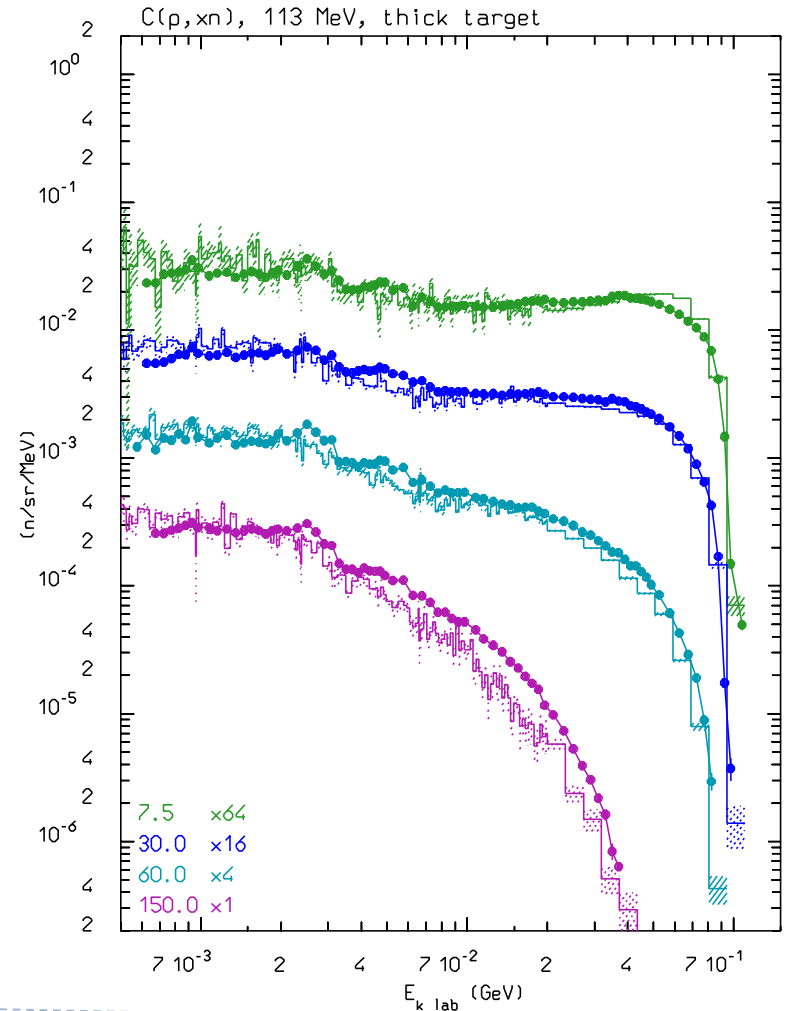
$^{nat}\text{C}(p,xn)$ @ 68 MeV, stopping target

Data: JAERI-C-96-008, 217 (1996)



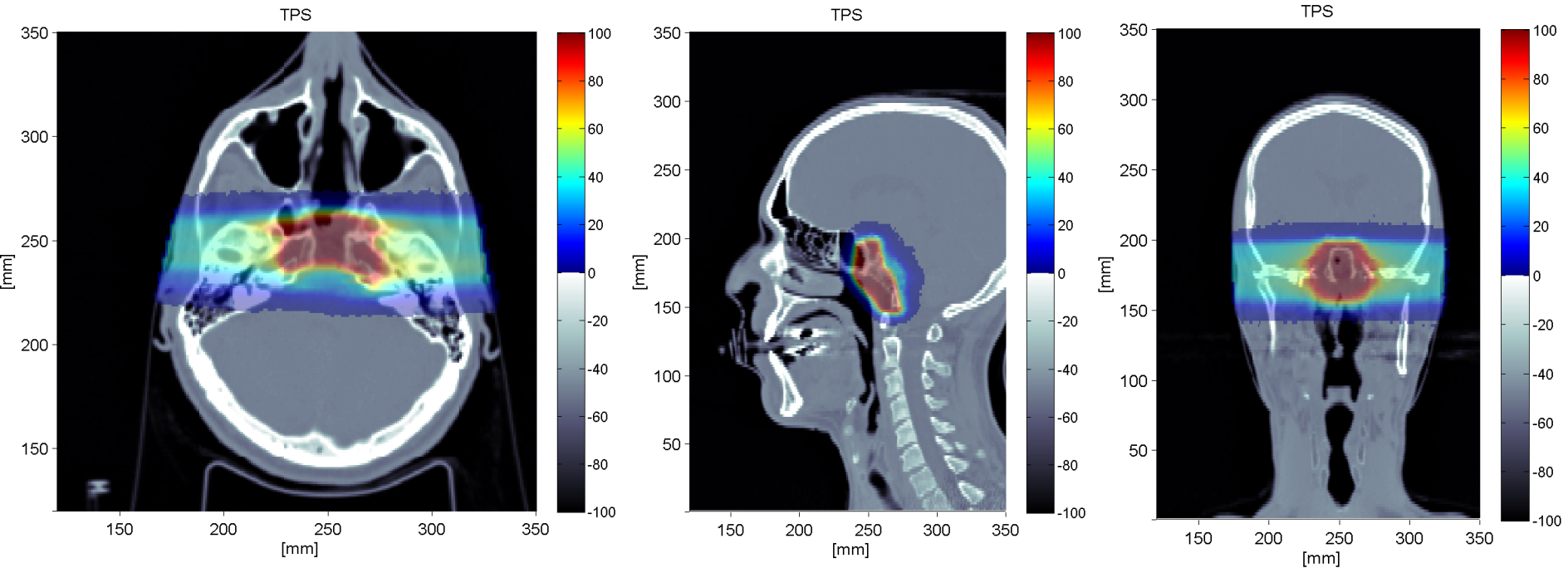
$^{nat}\text{C}(p,xn)$ @ 113 MeV, stopping target

Data: NSEI 10, 299 (1992)



Un caso realistico dal CNAO

Piano di trattamento ^{12}C . con 2 campi contrapposti

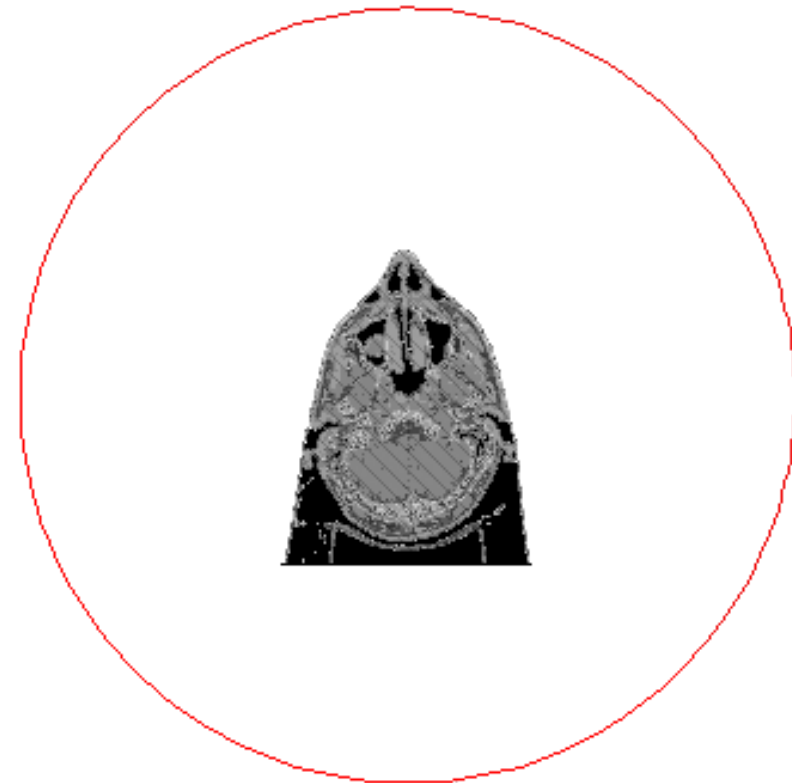
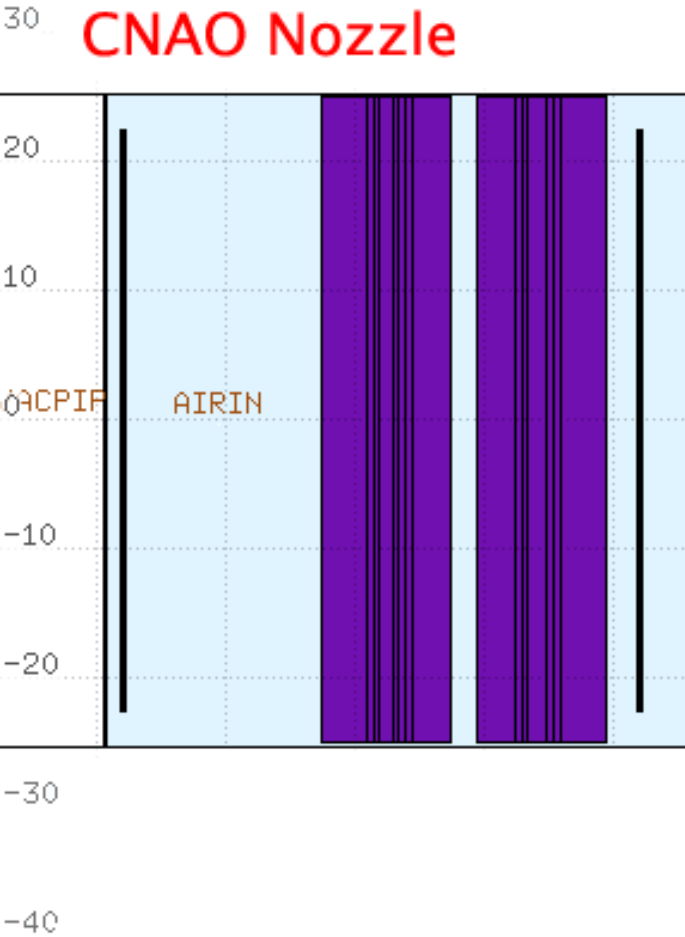


Dose prescription calcolata con il TP Syngo della Siemes

39 energie (da 137 a 243 MeV/u) su 4542 spots

Setup della simulazione

CNAO Nozzle

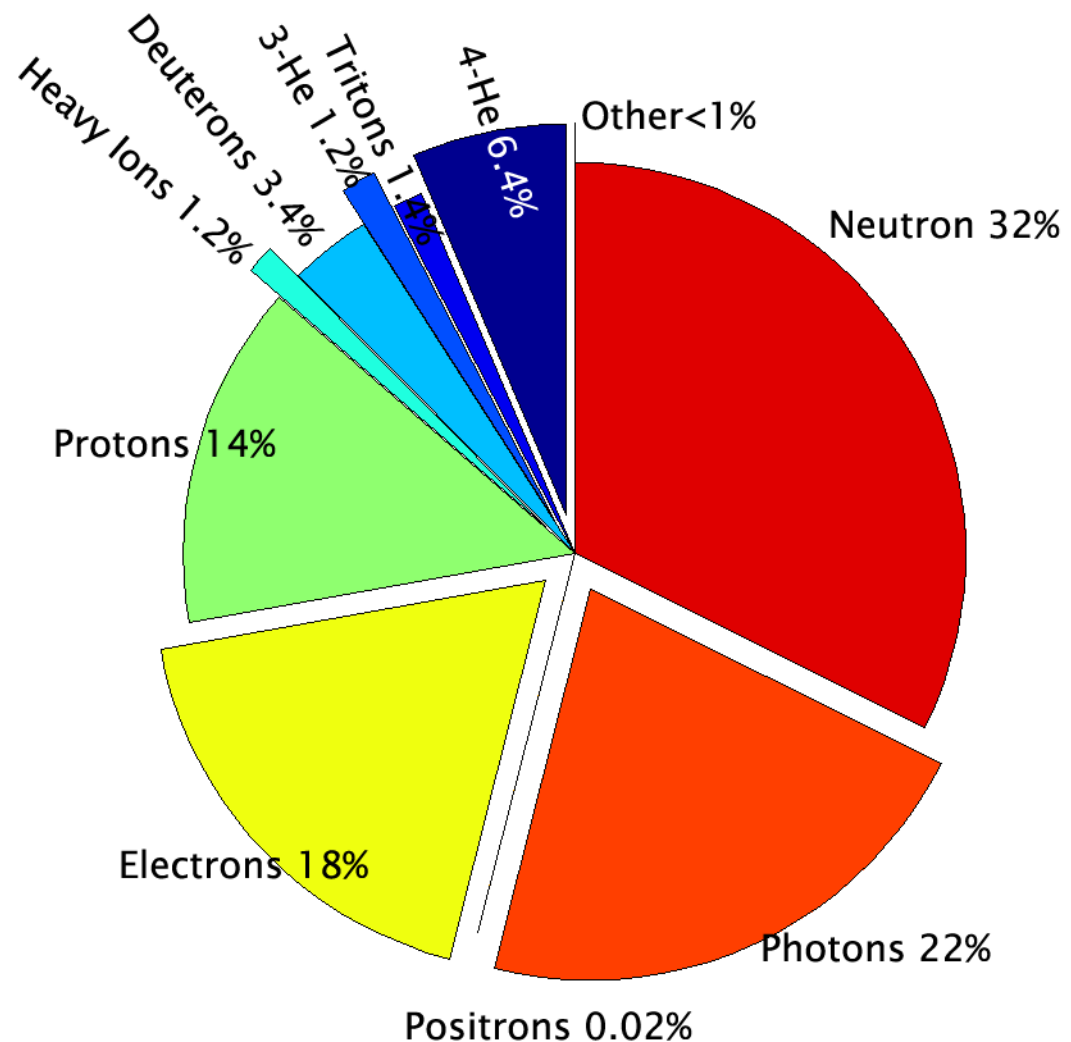


Sphere for
Phase space record

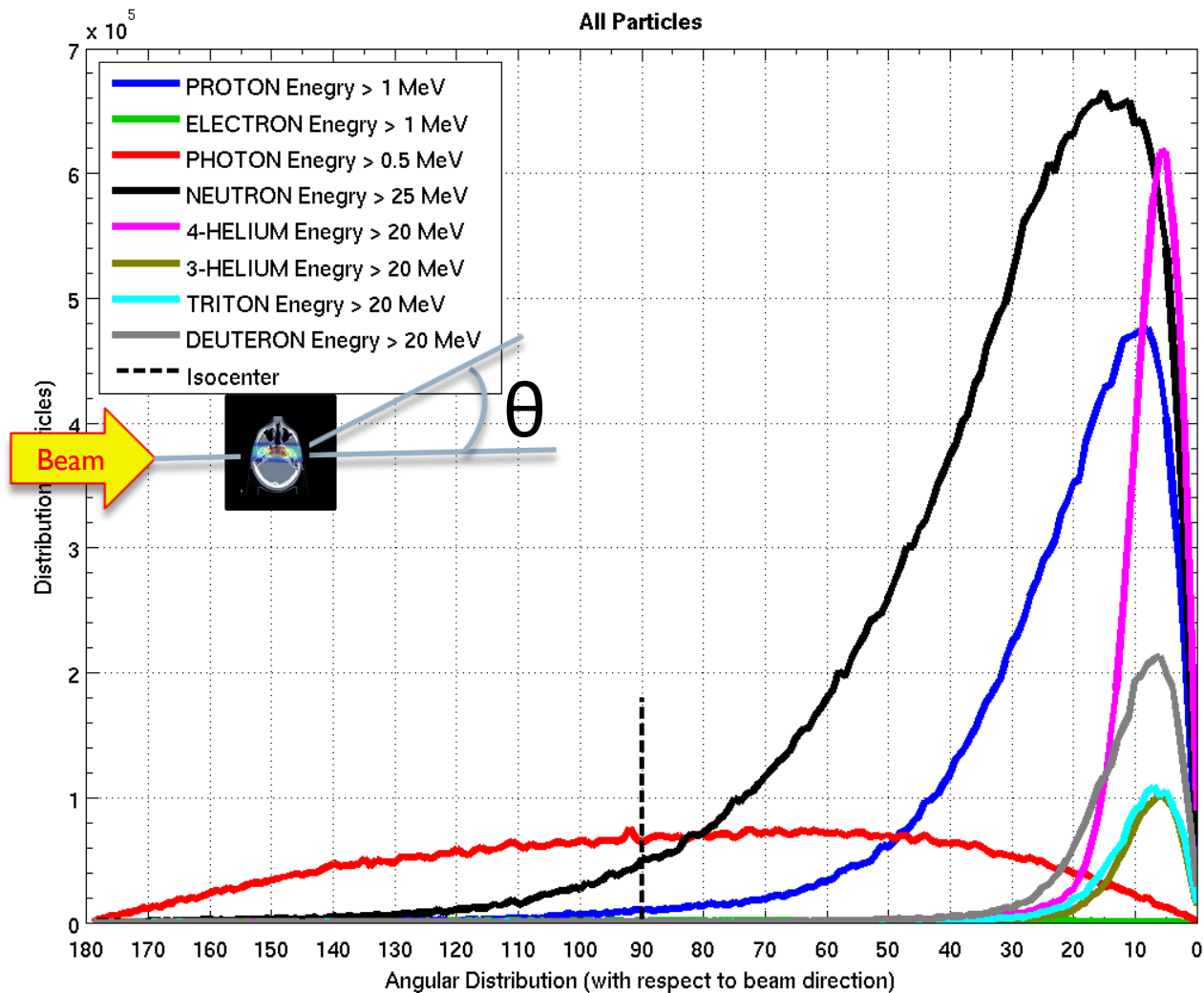


Risultati per una singola slice (energia): 229 MeV/u, 105 spots x-y

Number of crossing particles	Particle name	Percentage
6e+06	4-HELIUM	6 %
1e+06	3-HELIUM	1 %
1e+06	TRITON	1 %
3e+06	DEUTERON	3 %
1e+06	HEAVYION	1 %
1e+07	PROTON	10 %
2e+07	ELECTRON	20 %
2e+04	POSITRON	0.02 %
2e+07	PHOTON	20 %
3e+07	NEUTRON	30 %
2e+02	MUON+	0.0002 %
3e+02	MUON-	0.0003 %
3e+03	PION+	0.002 %
2e+03	PION-	0.002 %



Risultati per una singola slice (energia): 229 MeV/u, 105 spots x-y



Altri nuclei per la Particle Therapy

Attualmente:

- il caso dei protoni e' la baseline
- ^{12}C e' considerato la scelta preferibile per effetto biologico, MS, ma c'e' il problema della frammentazione e del costo maggiore dei sistemi di accelerazione (Giappone, Germania, Italia, Austria... non ancora in USA)

Per applicazioni specifiche si sta pensando al caso di fasci di ^{16}O (Heidelberg) per avere un boost di efficacia biologica

Forse nel futuro il miglior candidato e' ^4He (di nuovo Heidelberg e speriamo CNAO in pochi anni): OK fper MS e frammentazione, scelta sub-ottimale per effetto biologico. Piu' simile al caso dei protoni da un punto di vista costi/logistica

Conclusioni

- ▶ La Particle Therapy si sta affermando come radioterapia alternativa per un certo numero di protocolli oncologici.
- ▶ La capacità di sfruttare la precisione intrinseca e l'alta capacità di conformazione non è ancora ben sfruttata.
- ▶ Serve capacità di controllo e monitoraggio della dose.
- ▶ Serve comprendere se veramente ci sono dei vantaggi sicuri a lungo termine rispetto alle soluzioni convenzionali.
- ▶ Indispensabile l'accoppiamento dei trattamenti con simulazioni MC degli stessi
- ▶ Nuovi nuclei allo studio.
- ▶ Problemi a cui i fisici nucleari possono contribuire dal punto di vista modellistico e delle tecniche di rivelazione.
- ▶ C'è poi tutto un capitolo sulla Radiobiologia (che di nuovo è un terreno di applicazione della Fisica Nucleare)



Grazie per l'attenzione

Credits:

U. Amaldi, Tera Foundation, V. Patera, Univ Roma 1 and INFN, C. Civinini, INFN Firenze, K. Parodi, LMU, A. Ferrari, CERN, P. Sala, INFN, A. Mairani, e M. Ciocca CNAO, M. Durante. GSI

