



RELAZIONE FINALE STM 2016

Il Fruitore: **Pietro Pisciotta**

Istituto di afferenza: **IBFM - CNR**

con qualifica: **Assegnista di ricerca**

Il proponente: **Giorgio Russo**

Istituto di afferenza: **IBFM - CNR**

con qualifica: **Ricercatore**

TITOLO DEL PROGRAMMA:

Valutazione della sottostima della dose ottenuta in seguito all'utilizzo di rivelatori radiocromici modello EBT3 con fasci di carbonio che presentano un alto valore di Linear Energy Transfer (LET) nella regione del picco di Bragg utilizzando sia fasci non modulati che non, nella regione dello *Spread Out Bragg Peak* (SOBP) in fasci modulati.

OBIETTIVI

La ricerca è stata focalizzata sullo svolgimento di esperimenti di irraggiamento di pellicole gafcromiche con fasci di ioni carbonio in differenti configurazioni atte a verificare e stimare l'andamento della sottostima della dose al variare della posizione lungo il picco di Bragg puro. Si è studiata la dipendenza tra tale sottostima e il LET allo scopo di determinare un fattore di correzione adatto. Inoltre, è stato effettuato uno studio preliminare delle linee di trasporto del fascio di ioni carbonio con cui vengono trattati i pazienti sia presso l'Institute of Modern Physics della Chinese Academy of Sciences che presso il nuovo Gansu Tumour Hospital in Wuwei (provincia del Gansu, China) allo scopo di effettuare la simulazione del setup sperimentale attraverso il codice di simulazione Monte Carlo Geant4, precedentemente validato numerose volte, con il quale, oltre alle curve di dose in profondità, sarà possibile determinare le curve di variazione del LET in funzione della profondità di penetrazione del fascio e quindi dell'energia residua del fascio.

La relazione sarà suddivisa in una parte introduttiva e in tre sezioni:

1. Parte introduttiva
2. Studio delle linee di trasporto del fascio: attiva e passiva e studio del LET utilizzando il codice Geant4.
3. Turno di misure sperimentali utilizzando:
 - a. *Bragg Peak Chamber*
 - b. Pellicole gafcromiche

INTRODUZIONE

Ad oggi nel mondo sono in attività circa 70 centri di adroterapia di cui circa 60 utilizzano fasci di protoni e la restante parte utilizza ioni carbonio. Entrambe le specie ioniche presentano una maggiore precisione balistica rispetto ai trattamenti convenzionali di radioterapia che utilizzano raggi X, ma si differenziano per l'efficacia biologica mostrata. Infatti in seguito



all'interazione con il tessuto cellulare, gli ioni carbonio producono, a livello cellulare, un danno maggiore rispetto a quello mostrato dai protoni. D'altro canto però il carbonio presenta il

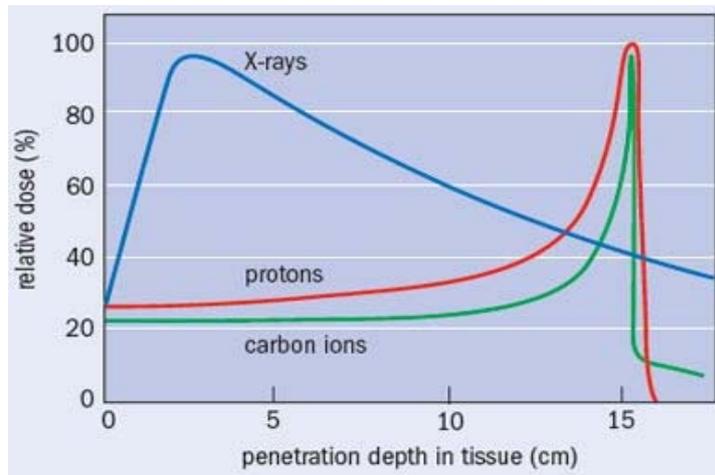


Figura 1 – Curve di rilascio di dose in profondità relative a fasci di protoni, ioni carbonio e raggi X.

problema della frammentazione che determina una piccola dose anche nelle regioni che si trovano a profondità superiori a quella del picco di Bragg; ciò non avviene nel caso di fasci di protoni come è possibile notare anche nella Figura 1.

Un problema da affrontare ogni qualvolta si vuole utilizzare le radiazioni ionizzanti per trattare delle lesioni tumorali è quello di determinare la distribuzione di dose puntuale in tutto il volume da trattare e in quello immediatamente limitrofo. A tale scopo sono stati redatti vari protocolli dosimetrici, tra cui il TRS-398 redatto dalla IAEA, e vengono utilizzati svariati tipologie di dosimetri sia assoluti (ad esempio le camere a ionizzazione), cioè che restituiscono direttamente un valore di dose, sia relativi (ad esempio le pellicole radiocromiche), che restituiscono il valore di dose solo dopo un interconfronto con un dosimetro assoluto (camere a ionizzazione).

Le pellicole radiocromiche sono dei film composti da polimeri che in seguito all'interazione con la radiazione ionizzante subiscono una variazione della colorazione la cui intensità è dipendente dalla quantità di energia rilasciata dalla radiazione e quindi la colorazione è strettamente legata alla dose rilasciata nel punto.

I dosimetri convenzionali, come camere a ionizzazione e la maggior parte dei semiconduttori, non hanno una risoluzione spaziale adeguata a causa delle dimensioni dell'area sensibile esposta al fascio relativamente grande, di solito dell'ordine del mm^2 . I dosimetri a termoluminescenza (TLD), anche se di piccole dimensioni (1 mm^3), sono comunque poco pratici se utilizzati per costruire curve di distribuzione di dose soprattutto nelle regioni di alto gradiente di intensità del fascio; inoltre, il processo di lettura comporta la distruzione dell'informazione da essi contenuti.

Tutti questi problemi possono essere evitati nel momento in cui si prende in considerazione l'utilizzo di film radiocromici in misure di dose. I film radiocromici sono dosimetri relativi, quindi, per ottenere misure assolute di dose devono essere calibrati attraverso un dosimetro assoluto come per esempio una camera a ionizzazione Markus.



I film radiocromici presentano una risoluzione spaziale dell'ordine del μm , sono facili da maneggiare e da un solo film irradiato si possono ottenere un gran numero di informazioni. In particolare, sono rivelatori 2-D, cioè sono capaci di immagazzinare informazioni sulla distribuzione di dose nel piano.

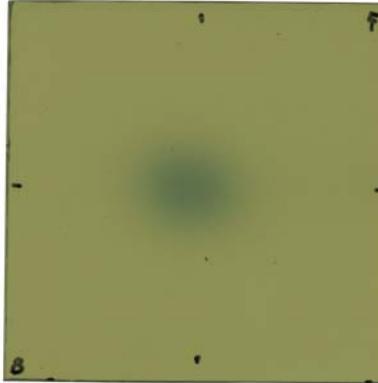


Figura 2 – Esempio di film radiocromico irradiato con uno spot beam proveniente dal sincrotrone

Quest'ultima caratteristica è peculiare dei film radiocromici e li rende più appetibili rispetto ad altri tipi di dosimetri. Infine, le informazioni contenute nei film non vengono perse durante i processi di lettura e possono, quindi, essere conservate per formare un archivio delle misure eseguite. La dosimetria con film è, inoltre, il metodo più rapido per ottenere le distribuzioni di dose e le relative informazioni dosimetriche di campi di radiazioni piccoli e dalla forma irregolare. I film radiocromici utilizzati nel corso del turno di misure sono stati gli EBT3 poiché presentano una sensibilità ottimale per le dosi utilizzate in ambito clinico (dai pochi cGy a circa 60 Gy).

Quello che è stato studiato in dettaglio nel corso di questo programma di mobilità è la dipendenza che i film radiocromici mostrano al variare del Linear Energy Transfer (LET) del fascio di ioni carbonio.

STUDIO DELLE LINEE DI TRASPORTO DEL FASCIO: ATTIVA E PASSIVA E STUDIO DEL LET UTILIZZANDO IL CODICE GEANT4

Uno degli obiettivi di questo *Short Term Mobility* è stato quello di instaurare una collaborazione internazionale con il centro di ricerca cinese in oggetto anche per quello che concerne lo sviluppo di nuove applicazioni utilizzando il codice di simulazione Monte Carlo ed in particolare il toolkit Geant4. A tale scopo è stato effettuato uno studio delle linee di trasporto del fascio di ioni carbonio per trattamenti clinici. Sono state esaminate le problematiche da affrontare sia quando si utilizzano sistemi di tipo *scatter* (sistema passivo) o sistemi che utilizzano sistemi di deflessione magnetica per indirizzare lo *spot beam* all'interno del volume tumorale (sistema attivo). Durante il periodo di mobilità si è cominciato a definire un *modus operandi* per quel che concerne lo sviluppo di tale applicazione che permetterà di apportare un ingente contributo alla collaborazione internazionale Geant4 in ambito di simulazioni di linee di trattamento adroterapiche con fasci di ioni carbonio oltre che accrescere il nostro *know-how*.



TURNO DI MISURE SPERIMENTALI

Le misure sperimentali sono state svolte interamente utilizzando le infrastrutture presenti presso il nuovo *Gansu Tumour Hospital* in completamento presso la città di Wuwei nella provincia del Gansu. In questa *facility*, gli ioni carbonio sono accelerati per mezzo di un sincrotrone e si possono avere fasci di carbonio di differenti energie: 120 Mev/A, 190 Mev/A, 260 Mev/A, 330 Mev/A, 400 Mev/A. Nel corso delle misure effettuate è stato scelto di utilizzare l'energia di 330 Mev/A di modo che il picco di Bragg raggiunga la profondità di circa 20 cm acqua equivalente.

Prima di eseguire di irraggiamenti utilizzando le pellicole gafcromiche si è provveduto all'acquisizione dell'andamento della dose in profondità utilizzando un fantoccio ad acqua e due

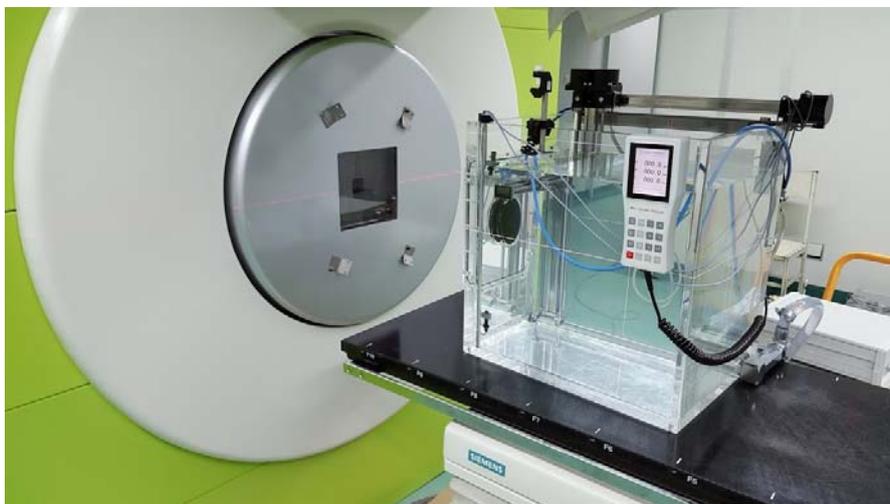


Figura 3 – Foto set-up sperimentale acquisizione picco di Bragg con camere a ionizzazione in fantoccio ad acqua.

camere a ionizzazione: una camera Bragg *peak* modello 34070, caratterizzata da un elettrodo con un diametro di 81.6 mm, un volume di misura di 10.5 cm³ ed una finestra di ingresso di 3.47 mm di spessore, ed una camera a trasmissione *thin-window Bragg peak* modello 34080, avente una finestra di ingresso di 0.62 mm e una finestra di uscita di 1.16 mm il che la rende adatta all'uso come camera di riferimento nella misura del picco di Bragg permettendo di correggere gli eventuali sbalzi nella corrente del fascio determinando una degradazione in energia del fascio trascurabile.



Al fine di eseguire le misure sperimentali, è stato utilizzato un fantoccio di PMMA che



Figura 4 – Configurazione di irraggiamento dei film radiocromici.

presentava blocchi di vario spessore allo scopo di inserire tra due blocchi differenti un film radiocromico modello EBT3, come indicato in Figura 4 ed alla fine di questo fantoccio è stato applicato uno stack di EBT3 al fine di acquisire in maniera molto più risoluta l'andamento del picco di Bragg. L'irraggiamento appena descritto è stato ripetuto altre due volte variando la profondità dello stack di EBT3 allo scopo di rendere più fitti i punti sperimentali all'interno del picco in maniera tale da apprezzare maggiormente l'andamento della dose in profondità. Come si può notare la sottostima di dose nella regione del picco di Bragg mostrata in Figura 5 dai film radiocromici è trascurabile nei primi 10 cm mentre diventa molto netta e marcata nella regione del picco di Bragg e torna nuovamente ad essere trascurabile nella regione immediatamente successiva al picco dove giungono solo quegli ioni prodotti dalla frammentazione del fascio primario e che presentano un LET inferiore.

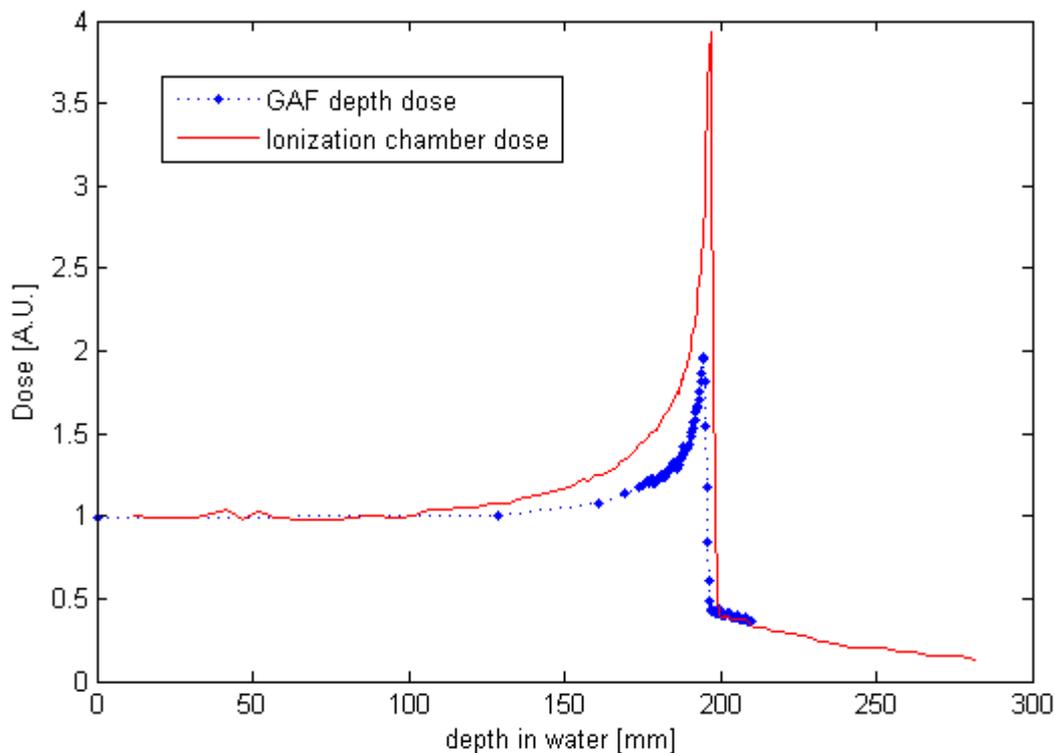


Figura 5 – Confronto tra la curva di dose in profondità ottenuta con la camera a ionizzazione e quella ottenuta con i film radiocromici



Nella Figura 6 è possibile notare l'andamento della sottostima della dose letta utilizzando la pellicola gafcromica rispetto a quella letta utilizzando la camera a ionizzazione.

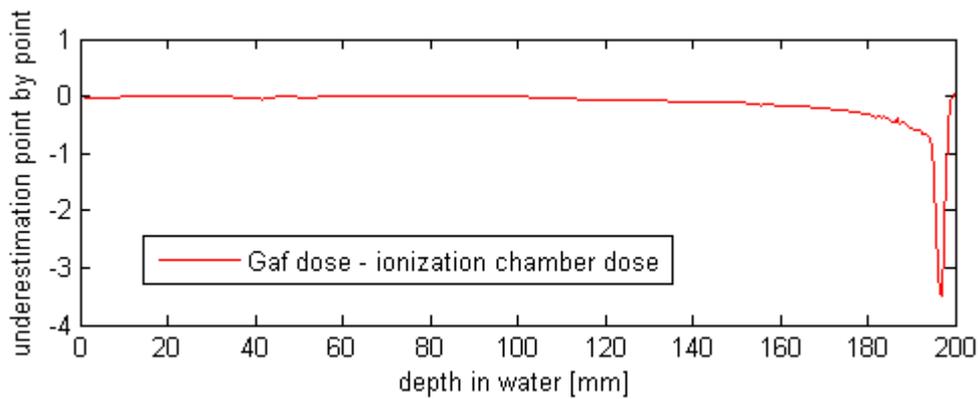


Figura 6 – Differenza tra la dose letta dal GAF e dalla camera a ionizzazione

Infine, eseguendo una simulazione utilizzando il codice di simulazione Monte Carlo Geant4 è stato possibile calcolare l'andamento del LET al variare della profondità all'interno del mezzo al fine di valutare una correlazione tra l'andamento della sottostima della pellicola gafcromica con quello del LET al variare della profondità.

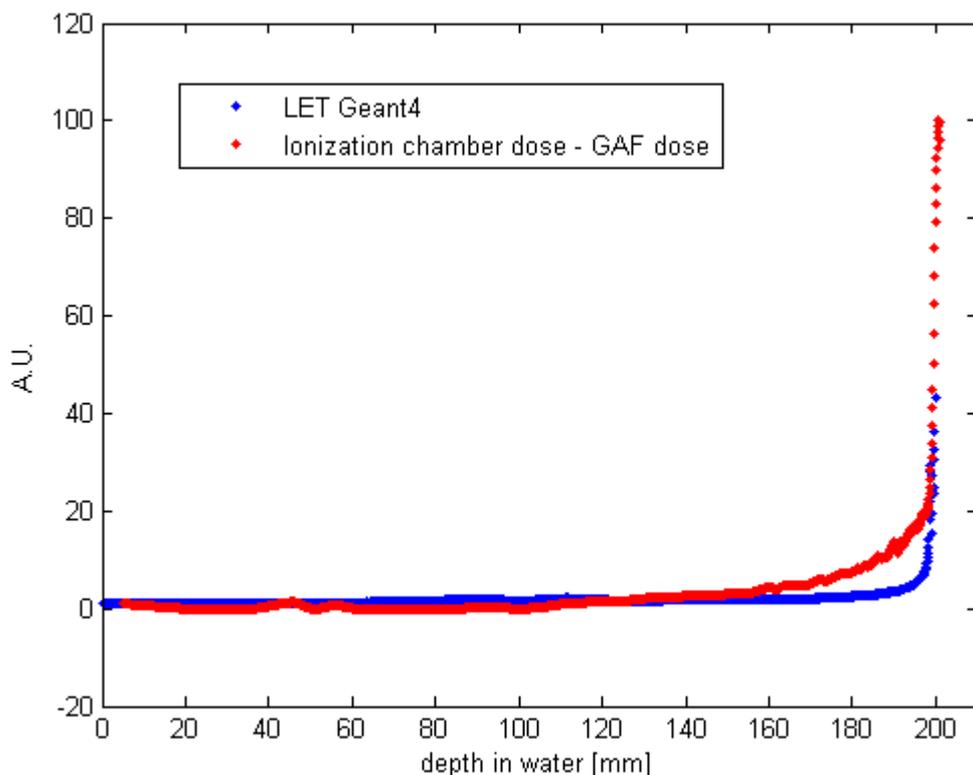


Figura 7 – Confronto dell'andamento del LET in funzione della profondità con quello della sottostima di dose riportata dalla pellicola radiocromica.

Come è possibile notare dalla Figura 7 vi è un legame tra l'andamento del LET con la sottostima di dose riportata dalla pellicola gafcromica nella regione del picco di Bragg e ciò può essere attribuito al fatto che la pellicola è composta da un numero finito di polimeri e che quindi un



aumento dell'energia depositata localmente non si traduce in un cambiamento più accentuato della colorazione del film ma in una saturazione locale.

CONCLUSIONI

Questo programma di *Short Term Mobility* ha permesso di instaurare una stretta collaborazione tra il nostro istituto e l'IMP e ciò ci consentirà di approfondire ulteriormente diverse problematiche legate alla dosimetria e, in generale, legate all'uso di adroni in ambito di ricerca ed in ambito clinico.