

Michele Ferrarini

Rischio espositivo per i lavoratori di un centro di adroterapia e misure di protezione collettiva e individuale

Fondazione CNAO (Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica), Pavia

RIASSUNTO. Negli ultimi anni si sta assistendo a una notevole diffusione degli acceleratori per adroterapia, che utilizzano ioni (principalmente carbonio) e protoni per la cura di tumori radioresistenti o situati in prossimità di organi critici. Al progetto e l'utilizzo di queste macchine si accompagnano una serie di problemi di radioprotezione nuovi e diversi rispetto a quelli a cui spesso sono abituati i professionisti del settore.

Per gestire la radioprotezione di un impianto di questo tipo è necessario risolvere vari problemi: caratterizzare i campi di radiazione prodotti dalla macchina, disegnare le schermature, progettare le logiche di intervento dei sistemi di sicurezza, gestire i problemi legati all'attivazione dei materiali e delle strutture (Pe11). Bisogna inoltre implementare i sistemi di dosimetria ambientale e personale, particolarmente complessi a causa della natura dei campi di radiazione prodotti, che sono spesso campi misti (cioè costituiti da vari tipi di particelle) e di alta energia.

L'approccio ai problemi di radioprotezione è quindi solitamente più complesso di quello richiesto per macchine di energia inferiore, ed è mutuato dai metodi che si utilizzano per gestire i grandi acceleratori da ricerca. Vista la complessità della fisica delle interazioni radiazione/materia, le valutazioni vengono spesso effettuate tramite codici Monte Carlo, e affidandosi al corpus di misure su impianti esistenti descritte in letteratura (Na06). Le misure di radioprotezione operativa devono essere invece effettuate con strumenti pensati apposta per questo tipo di campi, o con strumenti convenzionali di cui si è in grado di ricostruire il comportamento anche in campi misti (Na04).

Il progetto delle schermature e la valutazione delle attivazioni dipendono ovviamente dalle diverse tecnologie prescelte (ciclotroni o sincrotroni), dalle particelle accelerate e dalle energie utilizzate. Le tecnologie impiegate per i sistemi di sicurezza sono piuttosto consolidate, mentre quelle per i sistemi di dosimetria ambientale o personale sono a tutt'oggi oggetto di studio e di sviluppo. Lo stato dell'arte della strumentazione risulta in alcuni casi ancora lontano dall'essere pienamente soddisfacente, ma sono comunque disponibili molti tipi di rivelatori, sia commerciali che sperimentali, che costituiscono spesso delle valide opzioni per affrontare i problemi che un impianto di questo tipo può porre.

Parole chiave: adroterapia, campi misti e di alta energia, radioprotezione.

ABSTRACT. In the last few years a wide dissemination of hadrontherapy facilities is taking place. In these facilities, proton or heavy ion (mainly carbon) accelerators are used to treat cancers in peculiar positions (i.e. close to critical organs),

Introduzione

L'Adroterapia è un tipo di radioterapia nella quale vengono utilizzate particelle cariche pesanti, quali protoni e ioni carbonio (ma sono oggetto di studio anche altri ioni leggeri, quali elio, litio o ossigeno) per la cura di tumori radioresistenti o situati in particolari distretti corporei.

La scelta di utilizzare queste particelle, invece dei raggi X di alta energia utilizzati con le tecniche più diffuse (e prodotti da piccoli acceleratori lineari, detti Linac, in grado di accelerare elettroni fino ad energie di 18-25 MeV) dipende fondamentalmente dalla fisica dell'interazione tra radiazione e materia. I raggi X rilasciano energia soprattutto all'inizio del loro percorso all'interno della materia, e si attenuano con un andamento circa esponenziale (rif. Figura 1). Le particelle cariche pesanti, invece, si fermano ad una profondità che dipende dalla loro energia di partenza (es. un protone da 60 MeV può percorrere circa 3,1 cm in acqua, mentre uno da 200 MeV circa 26), e rilasciano energia soprattutto alla fine del loro percorso nella materia (in quello che viene chiamato "picco di Bragg").

In questo modo è possibile ottenere distribuzioni di dose molto più favorevoli di quanto sia possibile ottenere con i raggi X, riuscendo così a trattare lesioni poste in zone critiche, vicino ad organi radiosensibili, e permettendo un significativo risparmio di dose indebita ai tessuti sani. Un confronto tra i diversi profili di rilascio di dose di fotoni di varie energie e di ioni carbonio è mostrato in Figura 1 (da Ro11).

Va anche citato il fatto che particelle cariche pesanti, in grado di rilasciare più energia per unità di percorso, sono anche in grado di danneggiare in modo più efficace il DNA delle cellule irraggiate, risultando così più efficaci (rispetto ai raggi X) nel trattamento di tumori resistenti.

L'utilizzo di questo tipo di terapia richiede però impianti piuttosto imponenti, con costi significativamente superiori a quelli dei più diffusi Linac per raggi X (indicativamente 40-50 milioni di € per un impianto di protonterapia, 200-250 per un centro di adroterapia con ioni). Ad oggi, in tutto il mondo sono operativi 83 centri di adroterapia, di cui 12 con fasci di carbonio e 71 solo con protoni (Ptocog). In Italia sono operativi il centro di Catania (Catana, presso i Laboratori del Sud dell'INFN), che effettua terapie all'occhio con protoni, il centro di protonterapia di

or with peculiar biological features that make them not eligible for conventional radiation therapy with photons.

During the design, the commissioning and the use of these facilities many radiation safety issues are to be addressed, that are different from the ones that the professionals in the field are used to facing.

Many problems need to be solved, among which the characterization of the radiations fields produced by the accelerators, the shielding design, the design of the interlock systems, and the management of the activated materials (PE11). Both the personal and environmental dosimetry systems need to be set up and implemented, taking into consideration the peculiarities of the involved radiation fields, that are often made of many different high energy particles.

So, the approach to this kind of problems is usually much more complex than the one that is required for lower energy machines, and the adopted techniques are much more similar to the ones used for the high energy research accelerators.

Due to the complexity of the physics involved in the radiation/matter interaction at these energies, the radiation safety calculations are often based on Monte Carlo simulations (that take into account all the physical processes for all the particles involved), and the data should be cross-checked with the experimental data available in literature (e.g. Na06).

Moreover, all the radiation measurements must be carried out with instruments conceived for this kind of radiation fields, or anyway with instruments whose behavior can be foreseen also when measuring in high energy mixed fields (Na04).

The shielding design and the activation evaluations obviously depend on the different accelerator technologies (e.g. if synchrotrons, or cyclotrons, are used) and on the energy and nature of the accelerated beam. On the other hand, while the technologies used for the interlock safety systems are well known, a big research and development effort is still ongoing about the technologies adopted for personal or environmental dosimetry. Anyway, while the state-of-the-art of instrumentation is still far from being completely satisfactory, many detectors are available, that can be a good option to solve some of the measurement problems found in such environments.

Key words: hadrontherapy, high energy fields, mixed fields, radiation safety.

Trento, e il CNAO di Pavia, che offre terapie sia con protoni che con ioni carbonio.

Tipologia di impianti

Un impianto per adroterapia deve essere dotato di un acceleratore in grado di accelerare protoni fino a 230/250 MeV, o ioni carbonio fino a 400/430 MeV per unità di massa atomica, in modo che le particelle abbiano un percorso in tessuto di almeno 27-30 cm. Inoltre, poiché per poter irraggiare un determinato volume è necessario disporre di fasci di diverse energie, l'acceleratore deve essere in grado di produrre un fascio con energie variabili, in modo che per ogni ciclo il massimo del picco di Bragg possa trovarsi a profondità diverse nel tessuto. Infine, è necessario un fascio di corrente ridotta (nell'ordine di 1 nA) in modo da poter somministrare ratei di dose adeguati ad una radioterapia.

Tutti gli impianti esistenti che accelerano ioni carbonio sono basati su sincrotroni (Am10), ovvero macchine basate su magneti a campo magnetico variabile, comandati da una

catena di alimentatori che ne aggiustano il campo magnetico man mano che le particelle vengono accelerate. Questo tipo di macchine, molto imponenti (con un diametro di 25-30 metri) e particolarmente complesse, sono però flessibili e in grado di accelerare il fascio ad energie variabili (diverse per ogni ciclo di accelerazione). Nei centri per protonterapia si trovano invece sia piccoli sincrotroni (con diametro di 6-8 metri) sia ciclotroni (AM10). Questi ultimi non sono in grado di produrre fasci di energie variabili, e per poter erogare fasci di bassa intensità (pochi nA) sull'intervallo di energia richiesto (tipicamente 60-250 MeV) devono accelerare il fascio alla massima energia, e poi rallentarlo facendolo passare per un sistema di selezione dell'energia. In questo processo il fascio viene degradato, e (in molti casi) nuovamente collimato per poter essere ulteriormente trasportato verso il paziente. Per questo motivo, per poter trasportare 1-2 nA di fascio al paziente, queste macchine devono essere in grado di accelerare correnti di fascio molto più elevate (centinaia di nA), e finiscono per perdere la grande maggioranza (in molti casi il 95-99%) della corrente accelerata sui collimatori del sistema di selezione dell'energia.

Problemi di radioprotezione

I problemi di radioprotezione posti da questo tipo di macchine sono piuttosto diversi da quelli che ci si trova ad affrontare in un tipico ambiente ospedaliero, e sono invece molto più simili a quelli che si presentano nei grossi impianti da ricerca.

I pericoli da cui tutelare i lavoratori sono quelli tipici degli ambienti di acceleratore: quello di essere colpiti direttamente da fascio primario, quello di essere esposti alle

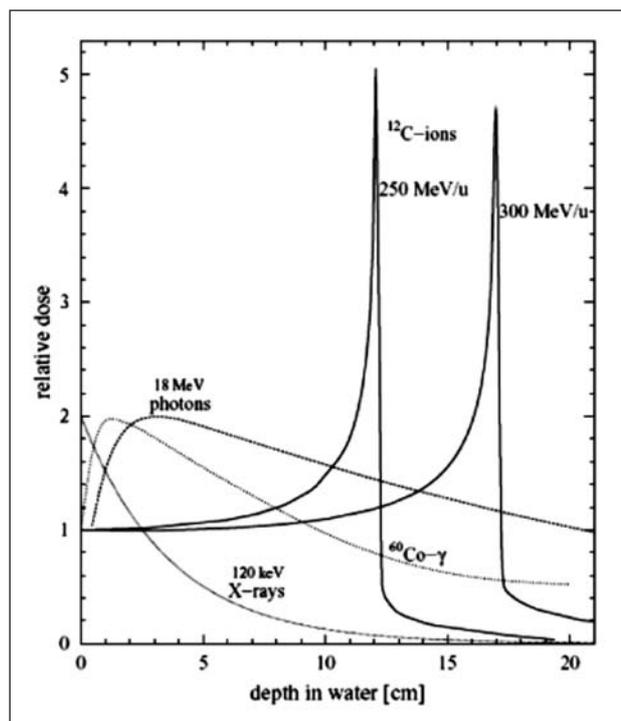


Figura 1. Profili di distribuzione di dose di fotoni di varie energie, confrontati con il profilo di distribuzione di dose di ioni carbonio (da Ro11)

radiazioni secondarie prodotte dall'impatto del fascio sui materiali irraggiati, quello di essere esposti alle radiazioni dovute alle attivazioni dei materiali (Pe11). Inoltre, dal punto di vista dall'Esperto Qualificato, esiste il problema di riuscire a caratterizzare adeguatamente i campi di radiazione prodotti, che sono campi misti di alta energia, ai quali spesso gli strumenti rispondono in modo inadeguato.

Rischio di irraggiamenti incidentali

L'incidente di riferimento in un impianto di questo tipo è quello di irraggiamento di un operatore che si trovi all'interno di una Sala di Trattamento o della Sala dell'acceleratore, quando la macchina è in funzione. In questo caso, l'operatore può trovarsi esposto direttamente al fascio o al campo di radiazioni secondarie, prodotto dal suo impatto sul paziente o sugli altri materiali posti sul suo percorso. Un fascio di adroni di queste energie, infatti, quando interagisce con la materia promuove un particolare tipo di reazione nucleare, chiamato cascata intranucleare. In questo processo, l'impatto di una particella accelerata con un nucleo del bersaglio ne rompe la struttura, portando all'emissione di varie particelle, quali neutroni, protoni, frammenti nucleari e particelle leggere (elettroni, fotoni ecc...), con energia massima confrontabile con quella del fascio incidente (Na06). Questa radiazione secondaria è quella per cui sono costruiti i bunker delle Sale di irraggiamento e quello dell'acceleratore.

Il caso di irraggiamento da parte del fascio primario è quello con conseguenze potenzialmente più gravi per l'operatore, e può portare ad effetti acuti, ma, stando alle statistiche degli incidenti (riportate per es. nel report Unsear 2008, annex C), si tratta di un evento estremamente raro.

Più statisticamente significativo è invece il rischio di irraggiamento di un operatore che si trovi esposto alla radiazione secondaria, per quanto, con le macchine da adroterapia, difficilmente si possano rischiare effetti acuti. In questo caso, comunque, la maggioranza della dose è spesso dovuta alle particelle cariche di alta energia, e, allo stato dell'arte della dosimetria personale (Fe18), è di difficile valutazione, proprio per la particolare natura e distribuzione di energia del campo di radiazione.

Vale comunque la pena dire che questi eventi sono, nella maggior parte degli impianti, statisticamente molto remoti, visti i sistemi di tutela che vengono abitualmente messi in campo: per prevenire questi eventi, infatti, in tutti gli acceleratori di particelle sono previsti sistemi di interlock che, in vario modo, impediscono l'accensione delle macchine se vi sono operatori nelle stanze interessate, e che, una volta verifi-

cata l'assenza di persone e permessa l'accensione delle macchine, ne bloccano immediatamente il funzionamento in caso di accessi accidentali. I sistemi di interlock, negli impianti per adroterapia (e in generale nei grandi impianti con acceleratori) gestiscono anche una serie di altri segnali e dispositivi, quali lampade di segnalazione, sirene, monitor di radiazioni.

Schermature

Come sopra citato, l'impatto del fascio su qualsiasi materiale genera un campo misto di particelle di alta energia, che, oltre ad essere la più significativa fonte di rischio per gli operatori che lavorano intorno ad un acceleratore per adroterapia, è anche la ragione principale per cui è necessario che le macchine e le sale di irraggiamento siano ospitate in bunker con pareti di calcestruzzo abbastanza spesse da schermare le radiazioni prodotte. Va detto che, tra le varie componenti del campo di radiazioni prodotto, tutte le componenti costituite da particelle cariche vengono schermate facilmente dai primi strati (30-50 cm) di calcestruzzo, ma i neutroni di alta energia interagiscono relativamente poco con la materia, arrivando a costituire la componente principale (responsabile di oltre il 90% della dose ambientale) del campo di radiazione all'esterno delle schermature (Ag01).

Alle energie in gioco (sia per macchine da protonteapia che per macchine che accelerano ioni) gli spessori necessari ad abbattere le dosi ambientali di un fattore 10 sono nell'ordine del metro (Na04, Si01), con il risultato che le schermature di queste macchine possono facilmente arrivare, nei punti più delicati, ad essere spesse 5-6 metri.

Per consentire l'accesso ai bunker, in alcuni casi le radiazioni sono attenuate per riflessione, costruendo dei labirinti di accesso al termine dei quali possono essere utilizzate porte non schermate (Ag05). In Figura 2, per esempio, è mostrato un layout di una tipica sala trattamento, in cui è evidenziato l'andamento del campo di radiazione lungo il labirinto.

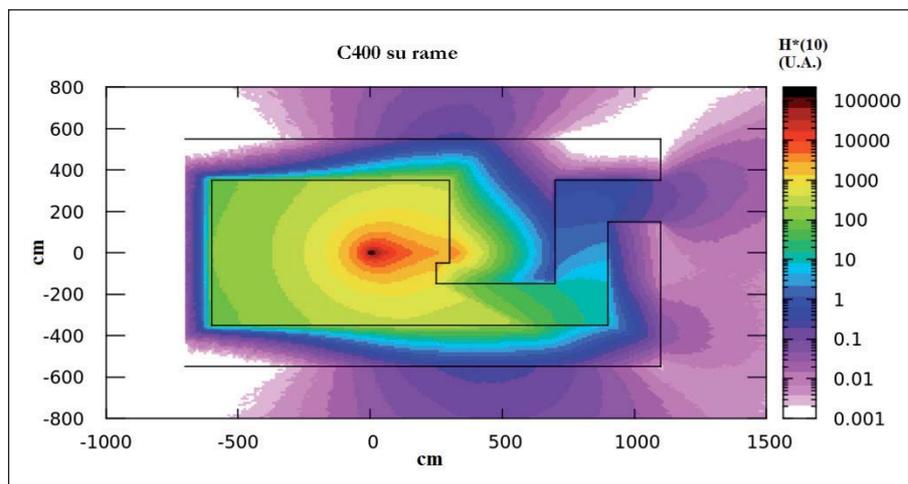


Figura 2. Mappa di dose, costruita con il software di simulazione Monte Carlo FLUKA, di una tipica sala di trattamento, a scopo esemplificativo dell'attenuazione del campo di radiazione attraverso schermature e labirinti. Campo di radiazione generato da ioni carbonio da 400 MeV/u su bersaglio di rame, curve isodose in unità arbitrarie (simulazione dell'autore)

Uno degli effetti più caratteristici degli acceleratori di particelle è l'effetto di skyshine (St94), ovvero la riflessione dei neutroni nell'atmosfera, che può portare a significativi contributi di dose in tutte le zone circostanti l'impianto. Questo effetto è da tenere in considerazione all'atto di dimensionare il tetto di un acceleratore, che va schermato adeguatamente, indipendentemente dal fatto che sia o meno poco frequentato (o addirittura interdetto a macchina accesa). Vale anche la pena ricordare che l'effetto di skyshine (e quindi la dose ambientale nelle aree circostanti) è tanto più significativo tanto maggiore è l'area del tetto. Per esempio, in Figura 3 è mostrato un particolare della costruzione del tetto del CNAO, dove, a causa di questo fenomeno è stato necessario schermare il soffitto della Sala Sincrotrone con spessori di calcestruzzo compresi tra 110 e 220 cm (Figura 3).



Figura 3. Fase di montaggio del tetto schermato del CNAO

Attivazioni

Come esito delle reazioni nucleari che avvengono quando il fascio interagisce con la materia vengono prodotti vari nuclidi instabili, che trasformano di fatto tutti i materiali irraggiati in potenziali sorgenti radioattive le cui caratteristiche (attività, tempi di decadimento, miscela di radionuclidi contenuti) dipendono da vari parametri, tra cui la composizione chimica del materiale irraggiato, natura e intensità del fascio e la durata dell'irraggiamento (NCRP144). Questo capita anche, in misura minore, per interazione delle radiazioni secondarie di alta energia prodotte dall'interazione del fascio.

In ambiente di acceleratore, le operazioni su materiali attivati sono inevitabili, e costituiscono la prima causa di esposizione degli operatori. Lo stesso avviene, in particolare, intorno alle macchine per adroterapia, dove le attività quotidiane prevedono, a titolo di esempio, manutenzioni su macchina e linee di trasporto del fascio, ma anche attività sui pazienti appena irraggiati, sui dispositivi di immobilizzazione (maschere, cuscini per il posizionamento) e sulla strumentazione utilizzata per i controlli di qualità del fascio.

Le scelte tecnologiche utilizzate nelle macchine influenzano pesantemente su questi aspetti. A titolo di esempio, le attivazioni intorno ai sincrotroni sono solitamente molto gestibili, viste le minori correnti accelerate e le minori perdite di fascio. Intorno ai ciclotroni di alta corrente, e in particolare intorno ai sistemi di selezione dell'energia, i ratei di dose possono invece facilmente arrivare nell'ordine dei mSv/h, richiedendo l'imposizione di tempi di attesa significativi per l'accesso alle macchine e per l'effettuazione delle operazioni di manutenzione.

L'attivazione dei materiali, inoltre, crea dei notevoli problemi per la gestione e lo smaltimento dei materiali irraggiati, che devono essere misurati e adeguatamente caratterizzati prima di deciderne il destino.

Misure

I campi di radiazione prodotti dalle macchine per adroterapia sono qualitativamente diversi da quelli che si trovano solitamente negli ambienti ospedalieri: sono campi misti (cioè costituiti da diverse particelle) e di alta energia (cioè con energie che si estendono fino a centinaia di MeV). Queste caratteristiche fanno sì che gli strumenti solitamente utilizzati in ambiente ospedaliero per dosimetria ambientale (es. camere a ionizzazione, contatori geiger, scintillatori plastici per i fotoni, e rem counter per i neutroni) possano risentirne in vari modi (Fe18).

Per esempio, un effetto tipico è quello per cui particelle diverse da quelle per cui è costruito lo strumento rilascino energia (e quindi segnale) nel volume sensibile del rivelatore, e questo segnale venga interpretato dall'elettronica dello strumento come dovuto alla particella per cui questo è costruito, dando luogo a letture fuorvianti. Allo stesso modo, diversi effetti (saturazione, risposta ai campi pulsati, risposta all'energia inadeguata all'estensione in energia del campo da misurare) possono inficiare la correttezza delle misure fatte dall'Esperto Qualificato (Ca14).

Una menzione a parte meritano i dosimetri personali, i cui risultati vengono utilizzati come base per le valutazioni di dose efficace ricevuta dal personale. I dosimetri per fotoni, come noto, sono soggetti alle incertezze di misura definite dalle cosiddette "curve a trombeta" (ICRP35) definite dall'ICRP (Figura 4) che alle basse dosi ammettono un'incertezza di misura che può essere superiore a un fattore 2. Una volta noto questo, va però detto che dal punto di vista misuristico questi dosimetri risultano sostanzialmente efficaci, considerato che la maggior parte della dose agli operatori, in ambiente di adroterapia, è dovuta al lavoro su parti attivate. Lo stesso non si può dire dei dosimetri per neutroni, che spesso funzionano in modo adeguato (i.e. entro le incertezze delle curve a trombeta) solo per certe geometrie di irraggiamento e solo in un ridotto intervallo di energie (Va10-Ha17).

In particolare in questo tipo di ambienti, il medico addetto alla sorveglianza sanitaria dovrebbe essere conscio dell'esistenza di questi limiti e delle incertezze delle dosi comunicate dall'Esperto Qualificato, e tenerne conto, quanto possibile, nei casi in cui sia necessario esprimere delle valutazioni in base ai dati ricevuti.

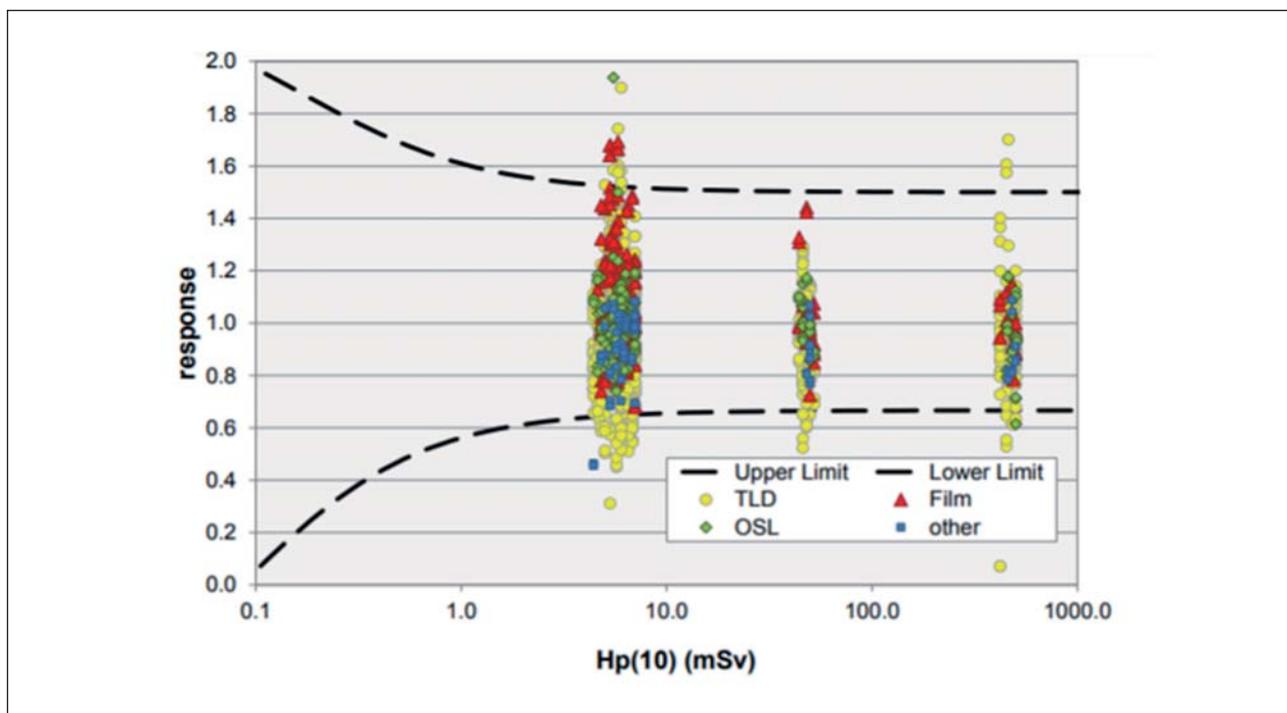


Figura 4. Esempio di distribuzione di letture di dosimetri personali rispetto alle curve a trombetta ICRP (da Ha17)

Bibliografia

- Ro11) Rossi S. The status of CNAO. Eur Phys J Plus 2011; 126: 78. DOI: 10.1140/epjp/i2011-11078-8
- Ptcog) <https://www.ptcog.ch/index.php/facilities-in-operation> sito controllato il 21/10/2019.
- Am10) Amaldi U, et al. Accelerators for hadrontherapy: From Lawrence cyclotrons to linacs. NIMA620 2010; 563-577.
- Unsear 2008) Sources and Effects of Ionizing Radiation: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2008 Report Volume II Annex C (Radiation exposures in accidents), pg 13, ch. 98-100, UNITED NATIONS PUBLICATION Sales No. E.11.IX.3 ISBN-13: 978-92-1-142280-1.
- Ca14) Caresana M, et al. Intercomparison of radiation protection instrumentation in a pulsed neutron field 2013 NIMA Volume 737, 11 February 2014, Pages 203-213.
- Na06) Nakamura T, Heilbron L. Handbook of secondary particle production and transport by high energy heavy ions. World Scientific, 2006 ISBN10:9812565582.
- SI01) Silari M. Special Radiation Protection Aspects of Medical Accelerators. RPD Volume 96, Issue 4, 1 August 2001, Pages 381-392.
- Ag05) Agosteo, et al. Monte Carlo simulations for the design of the treatment rooms and synchrotron access mazes in the CNAO Hadrontherapy facility. Radiation Protection Dosimetry, Volume 113, Issue 3, 28 April 2005, Pages 266-274.
- Ag01) Agosteo S. Radiation protection at medical accelerators. Radiation Protection Dosimetry, Volume 96, Issue 4, 2001, Pages 393-406.
- NCRP144) NCRP report n. 144, radiation protection for particle accelerator facilities, NCRP2003.
- St94) Stapleton, et al. Accelerator skyshine: tyger, tyger, burning bright particle accelerators. 1994; Vol 44(1): pp 1-15.
- Pe11) Pelliccioni M. Radiation protection at Hadron Therapy facilities. Radiation Protection Dosimetry, Volume 146, Issue 4, 1 July 2011, Pages 407-413.
- Na04) Nakamura T, et al. Overview of recent experimental works on high energy neutron shielding. Progress in Nuclear Energy 2004; 44, No. 2, pp 85-187.
- Fe18) Ferrulli F. Caratterizzazione di rivelatori a gas in campi misti e di alta energia in adroterapia. Tesi laurea magistrale, Politecnico di Milano - Ingegneria nucleare, 2018.
- ICRP35) ICRP, 1982. General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers. ICRP Publication 35. Ann. ICRP 9 (4).
- Va10) Vanhavere F. Testing 3 types of personal neutron dosimeters for application in a nuclear research centre. Radiation Measurements 2010; 45: 1593-1596.
- Ha17) Hajek M, et al. Overview of the IC2017n Results. Eurados meeting, LODZ 2017 (www.Eurados.org).
- EU12) EURADOS Intercomparison 2012 for Whole Body Dosimeters in Photon Fields, ISBN 978-3-943701-09-8.

Corrispondenza: Michele Ferrarini, michele.ferrarini@cnao.it