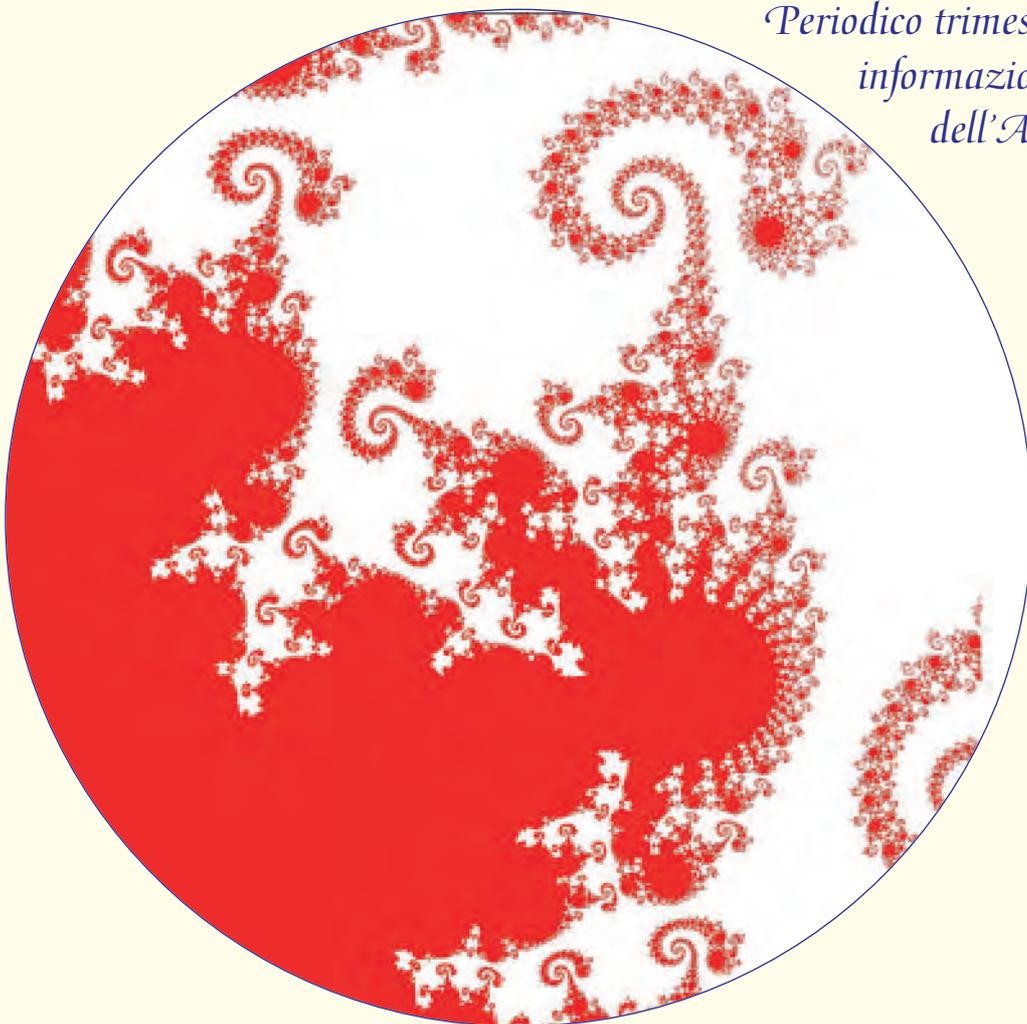


ISSN: 2039-7887

Fisica in Medicina

*Periodico trimestrale di formazione,
informazione e aggiornamento
dell'Associazione Italiana
di Fisica Medica*



www.aifm.it

n. 1/2 - 2012

Periodico trimestrale di formazione,
informazione e aggiornamento della
Associazione Italiana di Fisica Medica



www.aifm.it

Associazione Italiana di Fisica Medica

Presidente:

Luisa Begnozzi (Roma)

Consiglieri:

D. Aragno (Roma)

B. Augelli (Spoleto)

F. Bauci Buonamici (Firenze)

P. Bregant (Bergamo)

E. Carioggia (Bari)

R. Cirio (Torino)

R. Moretti (Bergamo)

L. Moro (Pavia)

Segretario:

S. Teodoli (Roma)

Tesoriere:

A. Nitrosi (Reggio Emilia)

Periodico

Fisica in Medicina

Direttore Onorario:

P. Tosi (Milano)

Direttore responsabile:

F. Levrero (Genova)

Segretario di Redazione:

N. Canevarollo (Genova)

Componenti del Comitato di Redazione:

G. Borasi (Reggio Emilia)

M.G. Brambilla (Milano)

M.C. Cantone (Milano)

G. Capelli (Cremona)

R. Di Liberto (Pavia)

F. Di Martino (Pisa)

P. Isoardi (Torino)

P. Moresco (Pietra L.-SV)

L. Moro (Pavia)

L. Raffaele (Catania)

M. Reggion (Verona)

S. Squarcia (Genova)

F. Turrini (Varese)

Sommario

Progetto Nazionale per lo studio di procedure di dosimetria in vivo con EPID di A. Piermattei, L. Azario, S. Cilla, A. Fidanzio, F. Greco, M. Russo, S. Zucca.....	3
Elettroni di alta energia prodotti con tecniche laser di A. Giulietti, F. Di Martino, L. Labate, C. Traino, L.A. Gizzi	9
Valutazione delle caratteristiche protezionistiche del telini schermati anti X proposti per l'impiego nel corso di attività Interventistica di Domenico Acchiappati, Paolo Bassoli, Alberto Mari, Giovanna Venturi	21
Un metodo analitico per la valutazione della distanza nominale di rischio oculare in riferimento alle radiazioni ottiche artificiali di E. Buono, M. Italiani.....	30
Ottimizzazione dell'acquisizione delle immagini TC e della valutazione dosimetrica in RT nel caso di trattamenti di protesi metalliche di M. Maurizio, M. Fortunato, L. Maffioletti, C. Italia, G. Gritti, R. Moretti.....	36
Novità ICRP, ICRU, NRCP a cura di N. Canevarollo.....	39
In memoria di Viviana di S. Sandri.....	43
Esiti della campagna ispettiva nelle installazioni di Risonanza Magnetica a scopo medico condotta nel 2011 dall'INAIL di F. Campanella, M. Mattozzi, L. Moretti, T. Pennazza, M.A. D'Avanzo.....	46
Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics a cura di F. Levrero.....	56

Edito nel mese di Luglio 2012

Semestrale dell'Associazione Italiana di Fisica Medica - autoriz. n. 24 del 18/11/94 Trib. di Genova Omicron Editrice - 16143
Genova, Via Imperiale 43/1 - tel. 010.510251/501341 - fax 010.514330 - e-mail: omicred@tin.it - www.omicred.com -

In copertina: "Propaggini frattali dell'Insieme di Mandelbrot"

Sicurezza in Risonanza Magnetica

Sistemi di rilevazione dei materiali ferromagnetici

Gli innovativi sistemi di rilevazione di oggetti ferromagnetici prodotti da Kopp Development, **differenti da normali metal detector**, con la loro sensibilità personalizzabile, si adeguano ad ogni esigenza di sicurezza e necessità di collocazione nei locali di risonanza magnetica. **HALO ENTRY** permette di segnalare il pericolo all'ingresso del locale magnetico mentre le soluzioni ad altissima sensibilità del **SISTEMA SOLO** e di **HALO PRESCREEN** possono segnalare la presenza di piccoli oggetti pericolosi sul corpo del paziente a completamento e supporto della procedura di gestione del rischio. Scoprili tutti su www.slt.eu.com.



◀ HALO PRESCREEN

▼ HALO ENTRY

SISTEMA SOLO ▶



Un Progetto Nazionale per lo studio di procedure di dosimetria in vivo con EPID

A. Piermattei¹, L. Azario¹, S. Cilla², A. Fidanzio¹, F. Greco¹, M. Russo³, S. Zucca⁴

¹Istituto di Fisica, Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma

²U. O. di Fisica Sanitaria, Fondazione per la Ricerca e Cura 'Giovanni Paolo II', Campobasso

³U. O. di Fisica Sanitaria e Radioterapia, AUSL, Viterbo

⁴U. O. di Fisica Sanitaria, Presidio Oncologico Businco, Cagliari

In relazione alla recente comunicazione ad invito, presentata all'AIFM di Catanzaro (13-16 settembre 2011), sul tema "Dosimetria in vivo con EPID", si è ritenuto utile riportare per il notiziario AIFM una sintesi di quell'intervento. Alcuni risultati sperimentali ottenuti presso l'Istituto di Fisica e l'UOC di Fisica Sanitaria dell'Università Cattolica del S. Cuore di Roma, sul tema 'dosimetria in vivo' in radioterapia, mediante sistemi elettronici portali per immagini (EPID), hanno portato al finanziamento del progetto DISO da parte dell'INFN-MED. Questa sigla fa riferimento al Gruppo 5° (Fisica Applicata) dell'Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN), ed ha come obiettivo la promozione di progetti strategici nel settore della ricerca applicata in fisica medica.

Il progetto DISO, finalizzato alla realizzazione di software dedicati per la ricostruzione della dose in paziente, si inserisce nell'ambito delle ricerche di nuove tecnologie per l'Assicurazione di Qualità in Radioterapia e prevede una durata di 3 anni. Va ricordato che la dosimetria in vivo ha l'obiettivo di verificare che i controlli dosimetrici relativi alla taratura dei fasci, l'implementazione del TPS e l'esecuzione del trattamento radioterapico siano stati eseguiti in modo adeguato. E' quindi di particolare interesse per i fisici assicurare l'accuratezza in radioterapia con questo controllo finale.

Recentemente i "media" americani hanno dato ampio riscontro agli incidenti accaduti in alcuni centri radioterapici. Il New York Time riportava, nel gennaio 2010 i seguenti titoli:

As technology sureges, radiation safeguard lag (January 16 2010)

Radiation offers new cures, and ways to do harm (January 23 2010)

Radiation Therapy's Harmful Side (January 27 2010)

In particolare quest'ultimo articolo riportava:

"Radiation treatment have helped save the lives of countless cancer patients, but when medical personnel get sloppy and manufacturers fail to provide technical safeguards the results can be devastating. Two tragic cases at hospitals in New York City illustrate the dangers, and a look at cases elsewhere reinforces the feeling that much more needs to be done to protect patients."

In Francia nel 2007 il Ministero della Salute aveva diramato una circolare che indicava gli interventi per la sicurezza in radioterapia, con particolare riferimento alla dosimetria in-vivo. Successivamente in riferimento ad incidenti (sovradosaggi) riscontrati in questo paese si sollecitavano tutte le categorie professionali a mettere in opera rapidamente una serie di tecniche supplementari per la sicurezza, come:

- l'applicazione della dosimetria in-vivo a tutti i trattamenti di radioterapia,
- l'organizzazione di un piano di controlli di qualità,
- la presenza dei medici in tutte le fasi di controllo del piano di cura,
- la formazione dei fisici alla luce delle nuove tecniche radioterapiche.

Più recenti comunicati indicano che dal 2012 in Francia la dosimetria in-vivo si renderà obbligatoria per i pazienti sottoposti a radioterapia.

In Italia l'Istituto Superiore di Sanità ha

coordinato e continua a coordinare la stesura di 'linee guida' in radioterapia e per quanto riguarda la *dosimetria in-vivo* è auspicabile un avvicinamento alle direttive francesi o a quelle di alcuni paesi scandinavi come la Scandinavian Society for Immunology che vedono questa tecnica ormai obbligatoria per ogni paziente.

Il progetto DISO intende sviluppare procedure dosimetriche, che fanno uso di immagini EPID facilmente gestibili dai centri di radioterapia e che forniscano risultati in tempo reale. Notizie dettagliate sugli sviluppi del progetto sono riportate nel website: www.infndiso.altervista.org

Attualmente al progetto afferiscono 6 Associati INFN:

- Angelo Piermattei (Università Cattolica S.C. di Roma),
- Luigi Azario (Università Cattolica S.C. di Roma),
- Savino Cilla (Unità Operativa di Fisica Sanitaria, Fondazione per la Ricerca e Cura 'Giovanni Paolo II' di Campobasso)
- Andrea Fidanzio (Università Cattolica S.C. di Roma),
- Maria Teresa Russo (Unità Operativa di Fisica sanitaria e Radioterapia, AUSL di Viterbo),
- Sergio Zucca (Presidio Oncologico Businco di Cagliari),

ed una contrattista:

- Francesca Greco (Università Cattolica S.C. di Roma).

La prima fase del progetto DISO, da concludersi entro il 2011, prevede lo sviluppo di un software dedicato in grado di:

- ricostruire la dose isocentrica e permettere confronti tra mappe e profili di segnali EPID per tecniche radioterapiche 3D-CRT utilizzando fasci filtrati e non;
- ridurre i tempi di 'commissioning' della procedura dosimetrica per i fasci di raggi x dei linacs Varian, Elekta e Siemens dotati di sistemi aSi EPID;
- interfacciarsi al sistema 'record and verify' del centro, permettendo la ricostruzione dosimetrica subito dopo il trattamento radioterapico, in un tempo medio di circa 20 s per fascio.

Il metodo di ricostruzione della dose in paziente fa uso di funzioni di correlazione ottenute dai rapporti tra i segnali di transito e le dosi misurate in fantoccio acqua equivalente. Al fine di rendere il metodo di ricostruzione generalizzabile, le funzioni di correlazione sono state ottenute da misure effettuate su 57 fasci (19 senza filtro, 38 con filtro) di 8 linac di cui tre Varian, due Siemens e tre Elekta operanti presso 5 centri radioterapici italiani. L'algoritmo matematico di ricostruzione della dose è descritto in numerosi articoli riportati sul Website del progetto. I livelli di tolleranza del metodo sono stati stimati essere del 6% per i tumori del polmone e del 5% per le neoplasie degli altri distretti anatomici.



In Figura 1 è riportata la sala comandi di un linac in cui è operativo il software DISO gestito dal Tecnico di Radiologia Medica. Il risultato del test di dosimetria in-vivo per tutti i fasci è disponibile dopo 1 o 2 minuti dal termine della frazione di trattamento.

Figura 1 Sala comandi di un linac in cui è operativo il software DISO. Il risultato del test è messo in evidenza sul video indicato con un cerchio.

La figura 2 riporta in dettaglio il risultato fornito dal software DISO per il controllo dosimetrico di un trattamento pelvico. In particolare viene visualizzata (a) la sezione TAC isocentrica del paziente, (b) i profili di segnali EPID nella direzione ortogonale all'asse, (c) l'immagine EPID del campo in esame, (d) i valori del rapporto R tra la dose ricostruita nel punto di isocentro e quella calcolata dal TPS. In questo caso il secondo test evidenziava dal confronto dei profili di segnale, un'attenuazio-

ne dovuta alla barra laterale del lettino mostrando uno scarto rispetto alla dose pianificata di circa il 10%. La procedura prevede inoltre un test off-line di confronto tra immagini portali ottenute nei vari giorni, da realizzarsi mediante γ -analisi.

In alcuni pazienti che hanno presentato graduali regressioni del tumore polmonare durante il trattamento è stato possibile monitorare la variazione di dose e quindi programmare un trattamento adattivo sul residuo di malattia.

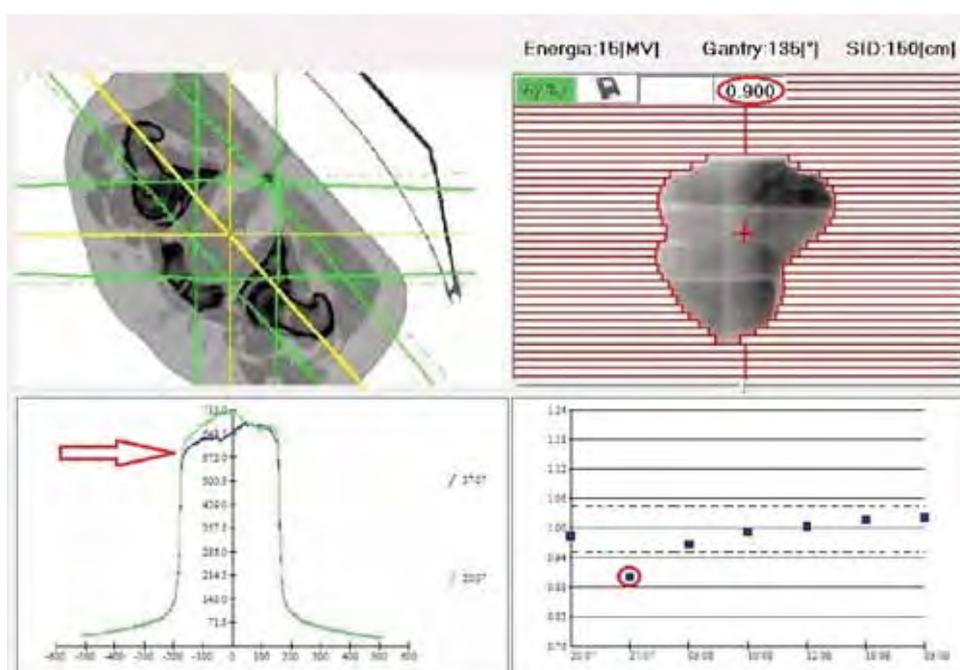


Figura 2 Visualizzazione del test dosimetrico per il campo a 135° di un trattamento pelvico eseguito con 6 campi da 15MV. (a) sezione TAC isocentrica del paziente; (b) profili di segnale EPID nella direzione ortogonale all'asse del fascio; (c) immagine 2D fornita dall'EPID; (d) rapporti R tra dose ricostruita e quella calcolata dal TPS per diversi giorni di trattamento

Regione	n° dei piani	n° dei campi	n° dei controlli	Controlli fuori tolleranza	Controlli fuori tolleranza (on-line)	Controlli fuori tolleranza (off-line)	Set-up	Mezzi attenuatori	Variazioni e spessori anatomici
Torace	26	92	1198	198	156	42	150	26	36
Addome, pelvi, retto	182	666	2724	456	404	52	182	76	210
Tangenziale	78	158	606	144	124	20	106	16	0
Claveo	26	36	152	24	20	4	4	16	0
Encefalo	20	36	88	6	4	2	6	0	0
Collo	10	20	76	8	8	0	8	0	0
Ossa	6	8	28	6	6	0	4	2	0
TOTALI	348	1016	4872	842	722	120	460	136	246
Percentuale rispetto al totale dei controlli				17%	15%	2%	9%	3%	5%

Tabella 1 Riepilogo dei controlli di dosimetria in vivo eseguiti nell'anno 2011 presso vari centri in cui il software DISO è utilizzato nella pratica clinica.

La tabella 1 riporta il riepilogo dei risultati dei test di dosimetria in-vivo ottenuti nell'anno 2011 in vari centri in cui il software DISO è attualmente utilizzato in fase sperimentale nella pratica clinica.

Il 17% dei test, su un totale di 4872, sono risultati fuori tolleranza; per il 15% le cause di errore sono state individuate subito dopo la frazione di trattamento, mentre per il 2% dei test è stata necessaria un'indagine più appropriata.

Comunque per tutti i pazienti esaminati è stato possibile ottenere un accordo tra dose totale testata e quella prevista ben entro il 5%.

L'applicazione del metodo dal 2007 ad oggi, ha permesso di individuare per i test fuori tolleranza, le seguenti cause:

- cambiamenti della morfologia del tumore o del paziente;
- errori nel set-up del paziente;

- presenza di sacche di gas a livello pelvico;
- presenza di attenuatori sui fasci;
- non corretta implementazione di un filtro a cuneo;
- non corretta taratura dei numeri CT;
- non corretta taratura dell' output factor;
- variazione del 'output factor' dovuto alla variazione del microclima in sala di trattamento.

Conclusioni

La prima fase del progetto DISO, che si concluderà il 2011, ha per obiettivi:

- lo sviluppo di un software dedicato di facile implementazione e utilizzo;
- la presentazione del risultato dosimetrico in *quasi-tempo* reale su un PC portatile (1D e quasi 2D ottenuto dal confronto dei segnali di transito dell' EPID)

- che consenta un rapido confronto tra Radioterapista, Fisico e Tecnico di Radiologia Medica (TRM) per l'attuazione di procedure di correzione da adottare in caso di presenza di errori dosimetrici o variazioni morfologiche del bersaglio;
- la possibilità di rendere autonomo il TRM in fase di esecuzione del test;
 - l'installazione del software presso i seguenti centri:
 1. UCSC Policlinico Universitario A. Gemelli di Roma
 2. Fondazione di Ricerca e Cura 'Giovanni Paolo II' di Campobasso
 3. Ospedale Belcolle di Viterbo
 4. Centro di Riferimento Oncologico Basilicata di Rionero in Vulture
 5. Ospedale Businco di Cagliari
 6. Università Campus Biomedico di Roma
 7. USI, Clinica Marco Polo di Roma
 8. Centro Oncologico Fiorentino (CFO) di Firenze

È inoltre in fase di studio una procedura di accreditamento del software DISO a livello CE ed è stata avviata una fase esplorativa di 'agreement' commerciale.

La seconda fase del progetto DISO da realizzarsi nel 2012 prevede l'applicazione del metodo per la dosimetria in vivo per tecniche speciali quali:

- intensità modulata (IMRT)
- terapia ad arco (Arc Therapy)

Un primo risultato dell'applicazione alle tecniche cinetiche è riportato nell'articolo: "Dynamic conformal arc therapy: Transmitted signal in vivo dosimetry". Med.Phys. 35(5), may 2008.

Al fine di utilizzare la procedura generalizzata, sviluppata per la tecnica 3D-CRT, anche per la tecnica IMRT *step-shoot* e *slide-windows*, sono attualmente in studio due problemi:

- la correzione della risposta dell'EPID in presenza di radiazioni trasmesse attraverso il sistema multi lamellare (MLC);

- la determinazione di fattori di correzione per le funzioni generalizzate ottenute da misure su fasci 3D-CRT.

I primi risultati indicano che:

- la correzione del segnale di transito dell'EPID, dovuta alla radiazione trasmessa attraverso l'MLC può superare il 10% per la tecnica *slide-window* a causa dell'erogazione continua del fascio (la correzione dipende dalle UM erogate con MLC chiuso). La correzione è invece trascurabile per la tecnica *step-shoot*;
- il fattore di correzione per le funzioni generalizzate non è sempre trascurabile.

La terza fase del progetto DISO da realizzarsi nell'anno 2013, prevede per le tecniche statiche (3DCRT o IMRT), la ricostruzione dosimetrica su piani (2D) passanti per l'isocentro, da realizzarsi con le funzioni di correlazione ottenute sull'asse e fuori asse della fluenza integrata sull'EPID.

Per quanto riguarda lo sviluppo del metodo di dosimetria in vivo per le tecniche dinamiche *Vmat*, *RapidArc* il problema è oggi legato alla possibilità di ottenere immagini EPID per ogni frame in tempi accettabili ed attualmente non tutti gli EPID sono in grado di offrire tale risultato.

Si può concludere affermando che le procedure di dosimetria in vivo 1D e quasi 2D sono oggi in grado di assicurare una valida verifica sulla corretta esecuzione del programma di QC per tecniche statiche 3DCRT e IMRT.

La procedura qui proposta, non è linac dipendente, presenta una forte semplificazione nel *commissioning* ed offre la presentazione dei risultati in quasi tempo reale. Si è dell'opinione che il crescente impiego di tali procedure potrà generare una maggiore sensibilità nel mondo scientifico perché si possano realizzare sistemi EPID sempre più versatili, anche per la dosimetria in vivo di tecniche più complesse.



Tema Sinergie si dedica con successo alla progettazione, produzione ed assistenza di dispositivi schermati e strumenti di misura legati all'utilizzo in sicurezza di sostanze radioattive, oltre ad essere distributore esclusivo per l'Italia di prodotti di aziende leader mondiali.



KAR 100

Il sistema di somministrazione di dose per radiofarmaci più piccolo e più sicuro



PTW

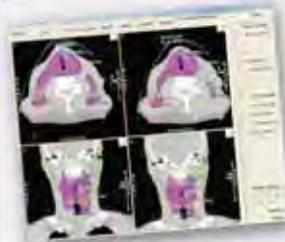
OCTAVIUS 4D

La soluzione più accurata ed efficiente per la verifica pre-trattamento VMAT



MIM Maestro

La miglior soluzione di imaging per la Radioterapia di oggi e di domani



Math
Resolutions, LLC

DOSIMETRY CHECK

...finalmente una soluzione per dosimetria In-Vivo 3D durante trattamenti VMAT!

PTW



NOMEX

La risposta PTW per i CdQ in Radiologia diagnostica



RaySafe™

i2

Sistema rivoluzionario che consente la verifica in tempo reale dell'esposizione del personale!

ELETTRONI DI ALTA ENERGIA PRODOTTI CON TECNICHE LASER

STATO DELL'ARTE E POSSIBILI RISVOLTI CLINICI

Antonio Giulietti, Fabio Di Martino*, Luca Labate, Claudio Traino*, Leonida A. Gizzi

Istituto Nazionale di Ottica del CNR - UOS di Pisa - Area della Ricerca CNR

**Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana - U.O. Fisica Sanitaria*

I "laser" hanno oggi un vastissimo e variegato impiego in campo biomedico. Ed è questa certamente la principale ragione della universale conoscenza di questa parola (che in realtà è un acronimo consolidatosi nei primi anni '60 del Novecento, *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) con una diffusione che ha pochi paragoni in ambito tecnico-scientifico.

La quasi totalità delle terapie coinvolte usa il laser per gli effetti diretti della sua radiazione elettromagnetica sul tessuto biologico o per effetti immediatamente conseguenti alla deposizione di energia laser sui tessuti (riscaldamento, ablazione, cambiamento di stato, ecc). In questa pagina tratteremo invece di un impiego indiretto del laser. Si tratta di una particolare tecnica laser per la produzione di elettroni di alta energia che riteniamo possa avere applicazioni mediche [1]. Nella prima parte descriveremo la tecnica, sia considerando lo stato dell'arte a livello internazionale, che presentando i nostri risultati sperimentali. Le caratteristiche degli elettroni da noi prodotti verranno infine messe a confronto con quelle degli elettroni generati da due diversi linac utilizzati per la tecnica radioterapica IORT (*Intra-Operative Radiation Therapy*). Infine verrà discusso in modo critico il potenziale utilizzo clinico degli elettroni-laser.

1. "Acceleratori laser" di elettroni (*LaserLinac*)

Il continuo progredire della fisica delle alte energie spinge verso macchine sempre più grandi e costose in grado di accelerare particelle elementari ad energie cinetiche sempre più elevate. Dimensioni e costi dell'ultima generazione di macchine hanno raggiunto limiti difficilmente valicabili. Tali limiti derivano a loro volta da un limite "tecnologico", cioè la differenza di potenziale oltre la quale anche i migliori materiali, pur sottoposti alle migliori lavorazioni possibili e pur operando sotto Ultra-Alto-Vuoto (UHV), "scaricano" creando flussi di materiale ionizzato con conseguente rottura del vuoto (*breakdown*) e delle condizioni di lavoro richieste. Per materiali speciali, lavorazioni accuratissime e vuoto estremo, tale limite rimane sempre nettamente al di sotto di 1MV/cm. Ecco perché macchine che accelerano particelle ad energie cinetiche dell'ordine del TeV hanno dimensioni di alcune decine di km.

Già prima dell'invenzione del laser si era pensato al plasma come mezzo in grado di sostenere campi elettrici acceleranti di ampiezze estremamente alte (nel plasma non può esserci *breakdown* essendo già ionizzato) e come mezzo caratterizzato da fenomeni collettivi che possono generare campi elettrici longitudinali di grande ampiezza, utili per l'accelerazione [2]. Più precisamente, in un plasma con una densità di elettroni pari ad n_e crescono e si propagano modulazioni longitudinali di densità (onde elettroniche di plasma) di periodo T_{pe} inversamente proporzionale alla radice di n_e . Tali onde possono svolgere nel processo di accelerazione un ruolo analogo alle onde a RF negli acceleratori lineari (*linac*) convenzionali ma, come vedremo, su scala molto più piccola.

Ebbene, sin dai primi sviluppi dei laser nei primi anni '60 del secolo scorso, idee e proposte per utilizzare la luce laser nell'accelerazione di particelle non sono mancate. Le più valide consideravano un plasma come mezzo di propagazione della

luce laser per l'accelerazione delle particelle e la "forza ponderomotiva" o "pressione di radiazione" di un impulso laser come motore dell'accelerazione. Tuttavia la vera spinta venne da due idee innovative, la prima teorica, la seconda sperimentale/tecnologica, pubblicate a distanza di sei anni l'una dall'altra.

Nel 1979 T. Tajima e J.M. Dawson descrissero per la prima volta in termini corretti la possibilità che un impulso laser breve ed intenso propagantesi in un plasma potesse eccitare onde di plasma dietro di sé, con un "effetto scia" analogo a quello generato da un motoscafo sulla superficie dell'acqua. Nel caso dell'impulso laser

si crea un "campo di scia" che dà l'avvio alla modulazione di densità periodica dell'onda di plasma. Il termine inglese è "wake-field" da cui la tecnica di accelerazione proposta fu denominata *Laser Wake-Field Acceleration* (LWFA). La condizione affinché il fenomeno possa innescarsi è [3] $T_{pe} \approx 2 \tau_L$, cioè che il periodo dell'onda di plasma sia circa il doppio della durata dell'impulso laser. Essendo T_{pe} dipendente dalla densità del plasma n_e , quella condizione impone che con un impulso laser di una certa durata si debba lavorare in un plasma di una ben determinata densità elettronica e non altre (vedi Fig 1).

VOLUME 43, NUMBER 4

PHYSICAL REVIEW LETTERS

23 JULY 1979

Laser Electron Accelerator

T. Tajima and J. M. Dawson

Department of Physics, University of California, Los Angeles, California 90024

(Received 9 March 1978)

An intense electromagnetic pulse can create a wake of plasma oscillations through the action of the nonlinear ponderomotive force. Electrons trapped in the wake can be accelerated to high energy. Existing glass lasers of power density 10^{16} W/cm² shone on plasmas of densities 10^{18} cm⁻³ can yield gigaelectronvolts of electron energy per centimeter of acceleration distance. This acceleration mechanism is demonstrated through computer simulation. Applications to accelerators and pulsers are examined.

Collective plasma accelerators have recently received considerable theoretical investigation. Early¹ considered cosmic-ray acceleration by moving magnetic fields.² In terms of present technology for collective present-day electron beams of $\sim 10^7$ V/cm and power densities of 10^{16} W/cm², and, as we shall see

the wavelength of the plasma waves in the wake:

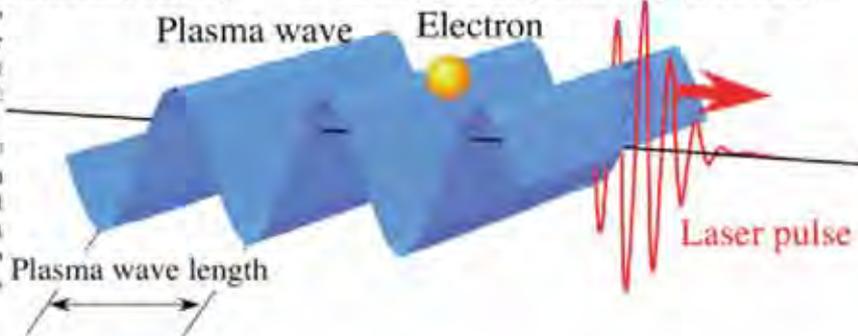


Fig. 1 - L'intestazione dell'articolo di Tajima e Dawson dove per la prima volta viene presentata l'idea di accelerare elettroni nel plasma per "onda di scia" di un impulso laser. In basso una rappresentazione grafica di quell'idea.

Il guaio era che nel 1979 impulsi laser di relativamente alta intensità erano disponibili solo con durate del nanosecondo (ns - miliardesimo di secondo). Le densità di plasma richieste dal criterio $T_{pe} \approx 2 \tau_L$ erano quindi così basse da rendere improponibile un esperimento di LWFA. Tra l'al-

tro, tempi del nanosecondo (e lunghezze spaziali corrispondenti dell'impulso) sono tali che effetti fluidodinamici ed instabilità hanno modo di svilupparsi ampiamente, alterando completamente "in corso d'opera" le condizioni iniziali necessarie all'accelerazione. Anche impulsi laser intensi di qualche decina di picosecondi (ps - un mil-

lesimo di ns) che cominciarono ad essere disponibili a quel tempo presentavano sostanzialmente gli stessi problemi. Affinché lo schema suggerito da Tajima e Dowson potesse essere messo alla prova sperimentalmente, occorrevano impulsi laser abbastanza intensi della durata di poche decine di femtosecondi (fs - un millesimo di ps) o più brevi. Per avere un'idea di tale brevità, si pensi che il periodo di un'onda elettromagnetica nella regione spettrale della luce visibile e del vicino Infra-Rosso (quella in cui emettono la maggior parte dei laser di potenza a stato solido) ha un periodo di qualche fs. Impulsi così brevi cominciavano ad essere generati in quegli anni, ma a bassissima potenza.

La svolta decisiva avvenne nel 1985 quando D. Strickland e G. Mourou pubblicarono [4] i risultati di un metodo altamente innovativo per ottenere impulsi ai fs di alta potenza. Si trattava della Chirped Pulse Amplification (CPA) che ha aperto nuovi vasti territori scientifici fino ad allora impraticabili [5]. In particolare la tecnica CPA ha reso possibili gli studi sull'accelerazione laser di elettroni in un plasma secondo l'intuizione di Tajima e Dowson. La fase di sperimentazione che ne è seguita è stata entusiasmante [6] ed è in continuo progresso. Fra i risultati recenti più significativi la generazione di fasci monocromatici collimati di elettroni da oltre 1 GeV attraverso un plasma contenuto in un capillare della lunghezza di 3 cm [7]. Contemporaneamente importanti progressi sono stati fatti nella capacità di controllare l'energia cinetica degli elettroni accelerati [8]. Ancora più di recente nuovi dati record sono stati ottenuti in una miscela di gas [9].

Nella ricerca sull'accelerazione di elettroni con impulsi laser si impiegano vari schemi ciascuno con numerose varianti. Il più semplice e diffuso [10], il solo cui ci riferiremo nel seguito, è costituito da un getto di gas di densità opportuna sul quale viene focalizzato un impulso laser di poche decine di fs. Il fascio laser attraversa il getto trasversalmente ed in corrispondenza del suo punto di uscita viene emesso anche un fascio di elettroni relativistici. Il fascio di elettroni ha una divergenza ed uno spettro di energia che dipende da vari parametri, tra cui la durata, l'intensità e

l'angolo di focalizzazione del fascio laser, la densità, la specie e la velocità del gas nel getto (vedi Fig 2).

Le formidabili potenzialità dell'accelerazione laser di elettroni sono ampiamente riconosciute, soprattutto per quanto riguarda la drastica riduzione delle lunghezze di accelerazione (oltre un fattore 1000 a parità di energia cinetica ottenibile) e dei costi di possibili macchine acceleratrici. La competizione con gli attuali acceleratori a RF impiegati in vari campi è quindi del tutto aperta e nuove infrastrutture ad essa destinate sono in costruzione od in fase di studio [11]. Tuttavia, prima di poter competere con i grandi acceleratori di uso scientifico, le tecniche laser devono ancora fare molti progressi. Infatti a tutt'oggi non si conosce uno schema, né leggi di scala affidabili, per andare oltre qualche decina di GeV. Inoltre anche ai livelli attuali di energie raggiunte (nel *range* dei GeV) con le tecniche laser, la "qualità" dei pacchetti di elettroni in termini di spettro energetico, divergenza, stabilità, riproducibilità, frequenza di ripetizione, sono ancora lontani dalle prestazioni degli acceleratori a RF.

Se si considerano invece alcune applicazioni correnti dei fasci di elettroni relativistici nell'industria, nella sanità, nella ricerca biologica, la valutazione sullo stato dell'arte delle tecniche laser può essere più ottimistica. Nel seguito ci concentreremo sulla possibilità e sui vantaggi di impiegare acceleratori laser di elettroni in ambito biologico e medico in luogo degli acceleratori attualmente in uso. Occorre notare che per molte applicazioni biomediche, dalla ricerca alla terapia, i requisiti relativi a spettro, collimazione e frequenza di ripetizione non sono così stringenti come per la fisica delle alte energie. Tra l'altro le energie cinetiche richieste sono in generale limitate a qualche decina di MeV. In questo ambito è invece rilevante che sia riproducibile impulso per impulso il pacchetto di elettroni generato. Inoltre la carica contenuta in ogni pacchetto di elettroni combinata con la frequenza di ripetizione degli impulsi deve garantire un dose-rate "terapeutico" (2-8 Gy/minuto).

È quindi importante individuare e consolidare regimi di accelerazione laser effi-

cienti e stabili nel produrre fasci di elettroni di alta corrente media, energia cinetica compresa tra 1 e 50 MeV, parametri di fascio accettabili (ma non estremi). Numerosi esperimenti hanno dimostrato che a regimi di questo tipo ci si può avvicinare con laser di potenza (tra 2 e 20 TW) e dimensioni contenute (*table-top laser*).

Tra questi esperimenti ne esaminiamo brevemente uno nel quale sono stati otte-

nuti risultati molto promettenti. Esso è stato condotto in un laboratorio del CEA (Commissariat pour l'Energie Atomique) a Saclay (Parigi) da un gruppo composto da 20 ricercatori provenienti da istituzioni italiane, francesi e tedesche. L'esperimento era stato progettato e proposto da ricercatori italiani del CNR di Pisa nell'ambito del network di grandi infrastrutture laser *LASERLAB Europe*.

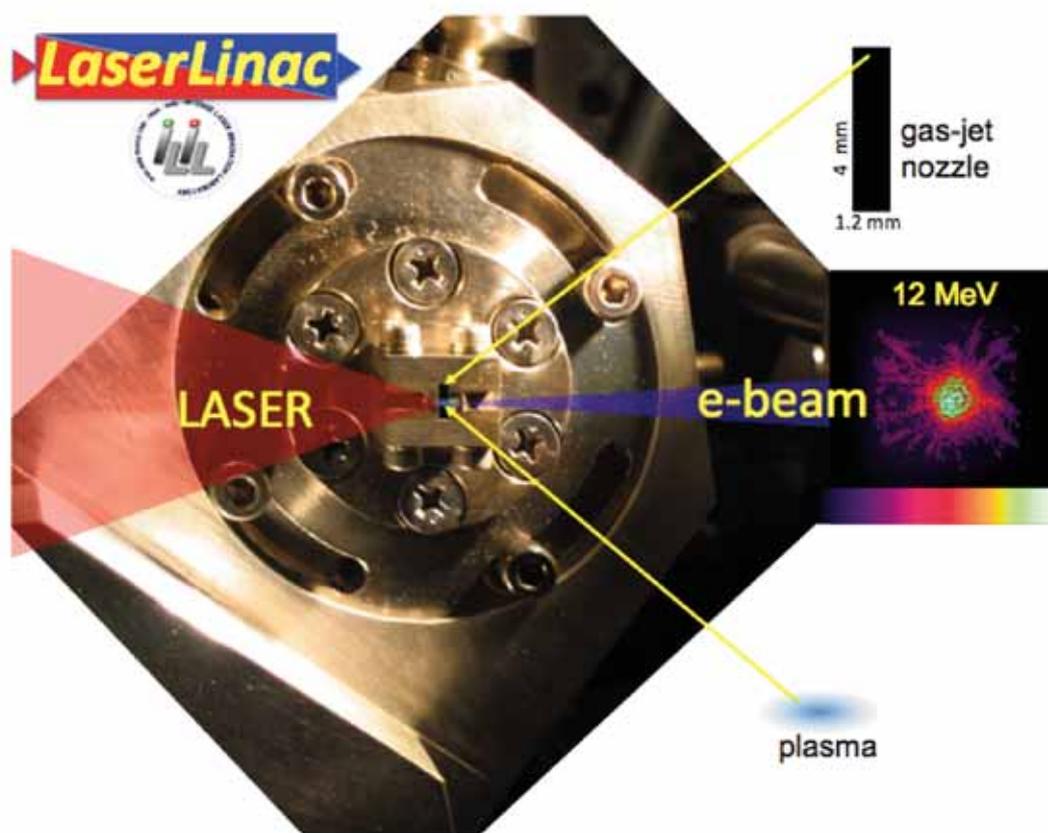


Fig. 2 - Fotografia dell'ugello (*nozzle*) da cui esce il getto di gas con sovrapposto il disegno schematico del fascio laser focalizzato, del plasma prodotto nel gas e del fascio di elettroni uscente. A destra la distribuzione trasversale osservata degli elettroni a 12 MeV. (Laboratorio ILIL dell'Istituto Nazionale di Ottica, presso l'Area della Ricerca CNR di Pisa).

È stato impiegato un laser a stato solido con materiale attivo Titanio/Zaffiro (Ti:Sa) pompato otticamente con la luce di vari laser a Nd convertita in seconda armonica (lunghezza d'onda $0.5 \mu\text{m}$). L'oscillatore emette treni di impulsi di bassa energia ultracorti (quindi a larga banda spettrale) ad altissima frequenza di ripetizione. Solo un impulso ogni decimo di secondo veniva

selezionato ed amplificato secondo la tecnica CPA citata sopra. In pratica ogni impulso viene allungato da una coppia di reticoli di diffrazione (*stretcher*), sfruttando la sua larga banda e portato alla durata di centinaia di ps. In questo modo la potenza di picco di ciascun impulso viene abbassata di vari ordini di grandezza ed esso può essere amplificato da vari stadi di amplificazione evitando il loro danneggiamento.

mento. Alla fine della catena di amplificazione si ha un impulso sempre a larga banda, ancora “lungo” ma di grande energia. Esso viene inviato in una “camera” sotto vuoto dove altri due reticoli costituiscono il “compressore ottico” che, con una operazione inversa allo *stretching*, riduce la sua durata fino al minor valore compatibile con la banda spettrale disponibile. Nel caso che consideriamo qui, si otteneva un impulso di 65 fs, potenza di picco 10 TW e frequenza di ripetizione 10 Hz.

Nell'esperimento di Saclay tali impulsi venivano focalizzati su un getto supersonico di gas Elio in una macchia focale dell'ordine di 10 μm . Il percorso compiuto dall'impulso laser nel gas era di 4 mm. Data l'elevata intensità della luce laser, superiore a 10^{18} W/cm² (e quindi elevata ampiezza del campo elettrico oscillante), il gas veniva totalmente ionizzato in pochi fs dal fronte dell'impulso mentre tutta la parte restante eccitava e sosteneva le onde di plasma concorrendo all'accelerazione di quegli elettroni che si trovavano “in fase” con l'onda. Nel corso dell'esperimento alcuni parametri del laser (tra cui il punto di focalizzazione) e del gas (tra cui la densità) sono stati variati in modo da trovare le condizioni più efficienti e stabili per la generazione di elettroni relativistici con energie cinetiche nell'intervallo richiesto (tra 1 e 50 MeV). È stato individuato in tal modo un regime particolarmente interessante nel quale era possibile generare in modo riproducibile pacchetti di elettroni relativistici con carica elevata. È stata successivamente condotta una sistematica campagna sperimentale dal CNR a Pisa utilizzando un apparato analogo (vedi Fig. 2). Nonostante il laser fosse di più bassa potenza i risultati sono stati soddisfacenti. Sia l'energia cinetica che la carica di ogni pacchetto sono tali da poter essere confrontati con quelli generati da una particolare classe di acceleratori di uso ospedaliero nella radioterapia dei tumori. Svilupperemo più avanti questo confronto.

È interessante notare che il regime di accelerazione scoperto non rispetta apparentemente il criterio originario di LWFA di Tajima e Dawson, $T_{pe} \approx 2 \tau_L$. Infatti la durata dell'impulso laser ($\tau_L = 65$ fs) era ben maggiore della metà del periodo dell'onda

di plasma ($T_{pe} = 25$ fs). Simulazioni effettuate con un codice numerico del tipo PIC (*particle-in-cell*) hanno mostrato che proprio questa anomalia è all'origine dell'alta efficienza ottenuta. Infatti l'impulso (“lungo” rispetto alla densità impiegata) propagandosi nel plasma dà luogo ad una serie di effetti “non-lineari” (che si innescano ad alta intensità ed a loro volta la aumentano) che lo frammentano in una serie di impulsi più brevi e prossimi alla condizione di LWFA, ciascuno di intensità ben maggiore che la intensità dell'impulso di partenza. Ciascun “mini-impulso” genera un suo “mini-pacchetto” di elettroni che, uno dopo l'altro, compongono il pacchetto complessivo di alta carica.

2. Fisica nucleare “table-top”

Ma l'esperimento di Saclay non si è limitato a questo. Nella sua seconda parte si è trasformato in un semplice ma significativo esperimento di fisica nucleare [12]. A pochi centimetri dal plasma è stato posto un foglio di Tantalio sul quale incideva il fascio di elettroni prodotto dall'impulso laser. Gli elettroni relativistici frenati dal Tantalio generavano per *bremstrahlung* radiazione con una forte componente Gamma con energia tra 10 e 20 MeV. Questo è proprio l'intervallo di energie all'interno del quale si colloca la Risonanza Gigante di Dipolo per gran parte dei nuclei di peso medio-alto. Questa risonanza aumenta di vari ordini di grandezza la sezione d'urto per i fotoni, rendendo possibili reazioni nucleari di foto-fissione anche a flussi fotonici moderati. Ed in effetti nell'esperimento si è riusciti a produrre un elevato numero di eventi di foto-fissione irraggiando, con i Raggi Gamma provenienti dal Tantalio, un foglio di Oro. Sono state cioè prodotte numerose reazioni di fotoattivazione del tipo $^{197}\text{Au}(\gamma, n)$ ^{196}Au nelle quali il fotone Gamma incide sul nucleo stabile ^{197}Au e lo trasforma nel nucleo radioattivo ^{196}Au con l'emissione di un neutrone. Il numero di nuclei radioattivi prodotti è stato tale da consentire la misura del loro tempo di decadimento attraverso la spettroscopia a tempi successivi delle righe di “fluorescenza” nucleare a 333 e 355 KeV che caratterizzano il decadimento dell' ^{197}Au (vedi Fig.3). Dall'intensità della fluorescenza si è risaliti al nume-

ro degli emettitori e da questi al flusso dei Gamma ed infine alla carica dei pacchetti elettronici. Queste misure hanno fornito un prezioso riscontro alle misure fatte

direttamente sugli elettroni e ci hanno permesso di caratterizzare ulteriormente la sorgente per usi terapeutici alla quale torneremo fra poco.

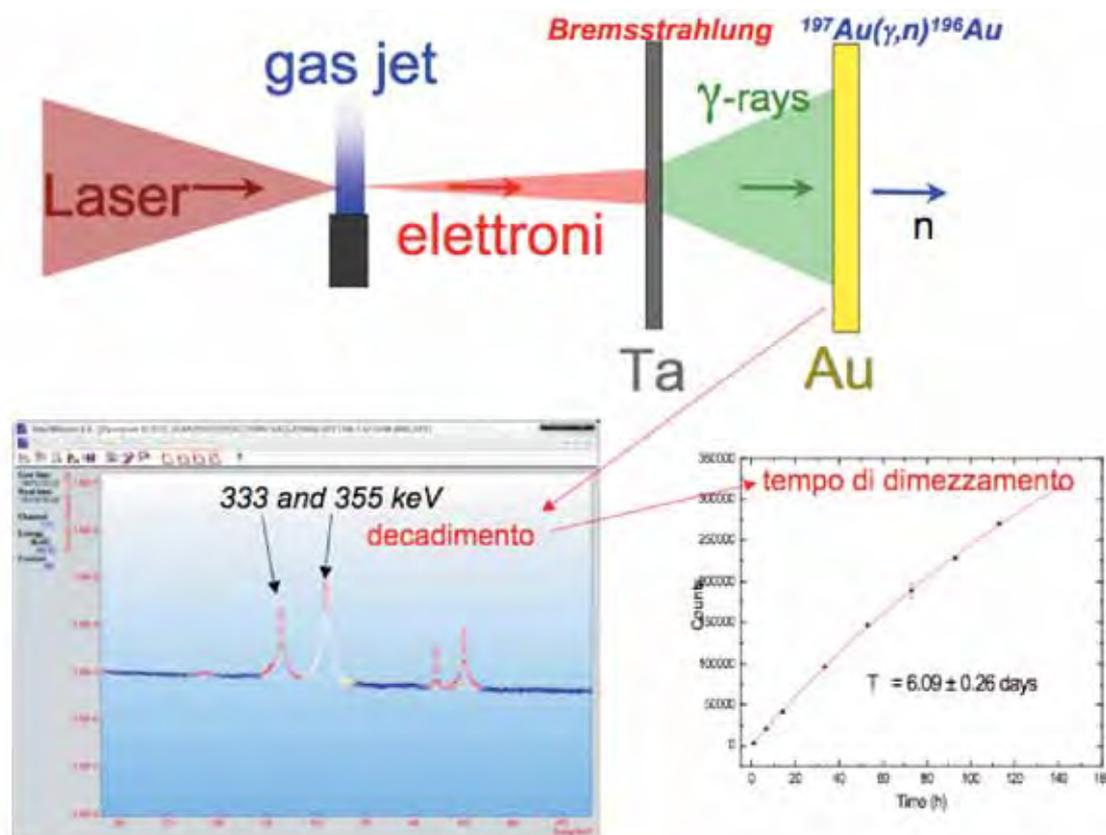


Fig. 3 - Esperimento di fotoattivazione "table-top" (A. Giuliotti *et al.* [12]). In alto lo schema dell'esperimento. In basso: a sinistra lo spettro degli X di "fluorescenza nucleare" con le righe caratteristiche dell'isotopo radioattivo ^{196}Au ; a destra la misura del tempo di dimezzamento.

Per concludere questo breve paragrafo possiamo immaginare l'apparato sperimentale ora descritto per produrre reazioni nucleari come una "macchina fotonica" che trasforma fotoni ottici ($h\nu \approx 1$ eV) in fotoni Gamma di alta energia ($h\nu \approx 10$ MeV), ciascuno 10 milioni di volte più energetico. La macchina sfrutta due processi in serie, l'accelerazione laser di elettroni in un plasma ed il frenamento di questi elettroni in un materiale solido. Le misure effettuate ci consentono anche di stimare l'efficienza di questa "macchina fotonica", cioè il rapporto tra l'energia contenuta nel-

l'impulso di raggi Gamma (considerando solo quelli con energie $h\nu > 8$ MeV) e quella contenuta nell'impulso laser di partenza. Si ottiene una efficienza di circa 1/10.000, non disprezzabile se si pensa che l'energia dei fotoni finali è aumentata 10 milioni di volte. Va detto che nel processo complessivo si perde una caratteristica molto importante dei fotoni laser iniziali, cioè la loro coerenza. È comunque rilevante che con questa tecnica si possa realizzare un laboratorio nucleare "table top" cioè sulla scala di un piccolo-medio laboratorio laser.

4. Acceleratori a confronto.

Ma torniamo sulla sorgente di elettroni realizzata con l'esperimento di Saclay e verifichiamone le potenzialità per la terapia dei tumori. Consideriamo in particolare la tecnica IORT di radioterapia intra-

operatoria che abbiamo citato all'inizio di questo articolo. Confrontiamo le prestazioni del nostro *LaserLinac* con quelle di acceleratori attualmente impiegati in IORT. Il confronto appare molto incoraggiante e per alcuni aspetti stimolante, come mostra la Tabella che segue.

Prestazione	NOVAC7 (HITESIS SpA)	LIAC (SORDINA SpA)	Laser-IORT (sperimentale)
Energia cinet. max	≤ 9 MeV	≤ 12 MeV	≤ 50 MeV
Energie disponibili	3,5,7,9 MeV	4,6,9,12 MeV	2-50 MeV
Carica per pacchetto	6 nC	1.8 nC	1.6 nC
Frequenza di ripetiz.	5 Hz	5-20 Hz	10 Hz
Corrente media	30 nA	18 nA (a 10 Hz)	16 nA
Durata pacchetto	4 μ s	1.2 μ s	< 1 ps
Corrente di picco	1.5 mA	1.5 mA	> 1.6 KA

In essa sono messi a confronto i due acceleratori per IORT di produzione italiana oggi disponibili sul mercato con un ipotetico

acceleratore laser (schematizzato in Fig.4) le cui prestazioni si basano sui risultati ottenuti sperimentalmente.

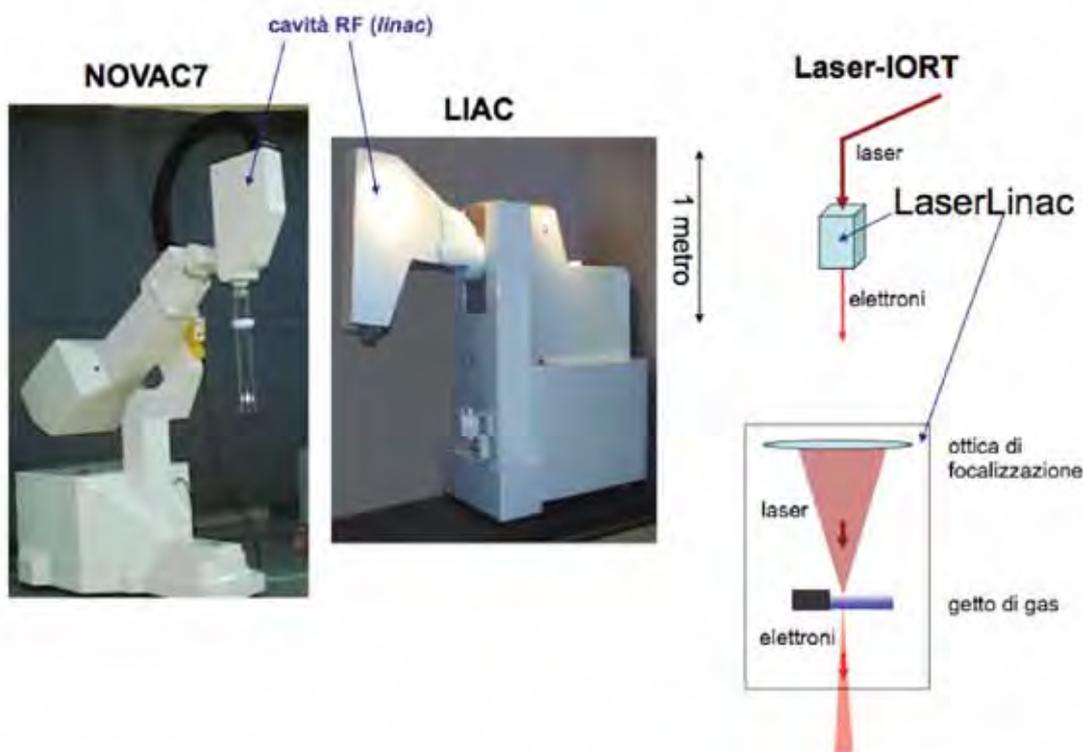


Fig. 4 - Confronto grafico tra le dimensioni di due acceleratori per IORT oggi impiegati in sala operatoria e quelle di un ipotetico dispositivo LaserLinac le cui componenti interne sono schematizzate in basso. In questa configurazione il LaserLinac è alimentato dal fascio di un laser che si trova all'esterno della sala operatoria.

Come si vede, un acceleratore laser (Laser-Linac) può in linea di principio fornire una gamma continua di energie cinetiche fino a 50 MeV, con alta capacità di penetrazione. Gli acceleratori a RF forniscono in generale pacchetti di elettroni con carica maggiore, ma non al punto da non poter essere compensata da una frequenza di ripetizione appena più alta. Per il LaserLinac sono stati indicati 10 Hz, ma sono tecnicamente possibili anche frequenze maggiori. Per le correnti medie, che restano comunque dello stesso ordine di grandezza, vale in discorso appena fatto per la carica di ciascun pacchetto. Ne consegue che anche le dosi che possono essere rilasciate durante il trattamento sono paragonabili. In conclusione il confronto appare positivo in termini di dose-per-pulse (dose erogata per impulso prodotto, funzione della carica di elettroni generata per impulso) e dose-rate (dose erogata per unità di tempo sulla durata del trattamento, funzione della dose-per-pulse e della frequenza degli impulsi) prodotti.

L'aspetto scientificamente più interessante e stimolante è contenuto nelle ultime due righe della tabella. Dobbiamo innanzitutto considerare che in ogni trattamento, e questo non vale solo per il caso IORT ma per la radioterapia in generale, la dose totale viene rilasciata in una serie di irraggiamenti elementari molto brevi della durata di un singolo pacchetto di elettroni. Ora questi pacchetti hanno una durata molto diversa nel caso RF e nel caso laser. Nel primo le durate tipiche sono dell'ordine del microsecondo, nel secondo caso inferiori al picosecondo. Se allora si vanno a considerare le correnti di picco di ciascun "trattamento elementare" si scopre che nel caso Laser-IORT le correnti sono oltre un milione di volte più elevate. Questo si traduce in un valore estremamente superiore dello "istantaneous dose-per-pulse".

5. Prospettive di ricerca radiobiologica

Il fatto che la tecnica laser consenta di irraggiare i tessuti con impulsi di elettroni estremamente brevi e concentrati apre un fondamentale campo di indagine con grandi potenzialità terapeutiche. Infatti gli effetti di tali alte correnti di elettroni relativistici su cellule e tessuti biologici non

sono oggi conosciuti e gli acceleratori laser offrono una preziosa opportunità. Si può per esempio depositare su due campioni identici la stessa dose ma, rispettivamente, con un acceleratore RF (in tempi elementari del μs) e con un acceleratore laser (tempi del ps). Successivamente si confrontano gli effetti biologici nei due campioni. Uno studio di questo tipo è l'oggetto di un progetto di ricerca [14], recentemente approvato e finanziato dal Ministero della Salute nell'ambito del Bando Ricerca Finalizzata e Giovani Ricercatori del 2009, che sarà svolto presso il laboratorio ILIL dell'INO-CNR a Pisa con un team formato da personale dell'Istituto Nazionale di Ottica, dell'Istituto di Fisiologia Clinica e dell'Istituto di Biofisica (tre istituti CNR operanti nell'Area della Ricerca di Pisa), dell'U.O. di Fisica Sanitaria e dell'U.O. di Radioterapia Oncologica (diretta dal Prof. Carlo Greco) dell'Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana. A questo importante progetto si affianca il Progetto CNR di grande Infrastruttura Laser ELI-Italia [15] (parte integrante del progetto europeo ELI [10]) che ha come *task* assegnato ad INO-Pisa proprio la ricerca sulle applicazioni biomediche degli acceleratori laser.

Questo sforzo progettuale si fonda, oltre che sui risultati sperimentali fin qui descritti, su un lavoro di simulazione relativo alle condizioni di pratico impiego degli elettroni accelerati. Come detto sopra, l'interazione laser-plasma per la produzione dei pacchetti di elettroni relativistici avviene in vuoto (tipicamente a valori di pressione dell'ordine di 10^{-4} - 10^{-5} mbar). Si rende necessario dunque studiare una interfaccia vuoto-aria che permetta di utilizzare gli elettroni sulla superficie da irradiare, in analogia a quanto avviene negli acceleratori convenzionali. Questa simulazione viene poi estesa anche al caso che il fascio sia "collimato" esternamente da una guida opportuna.

A tale scopo sono state effettuate simulazioni Montecarlo di un possibile set-up sperimentale per i primi esperimenti di caratterizzazione degli effetti su campioni biologici. Le simulazioni sono state effettuate utilizzando il codice numerico GEANT4 [16]. La Fig. 5 mostra la geometria presa in considerazione.

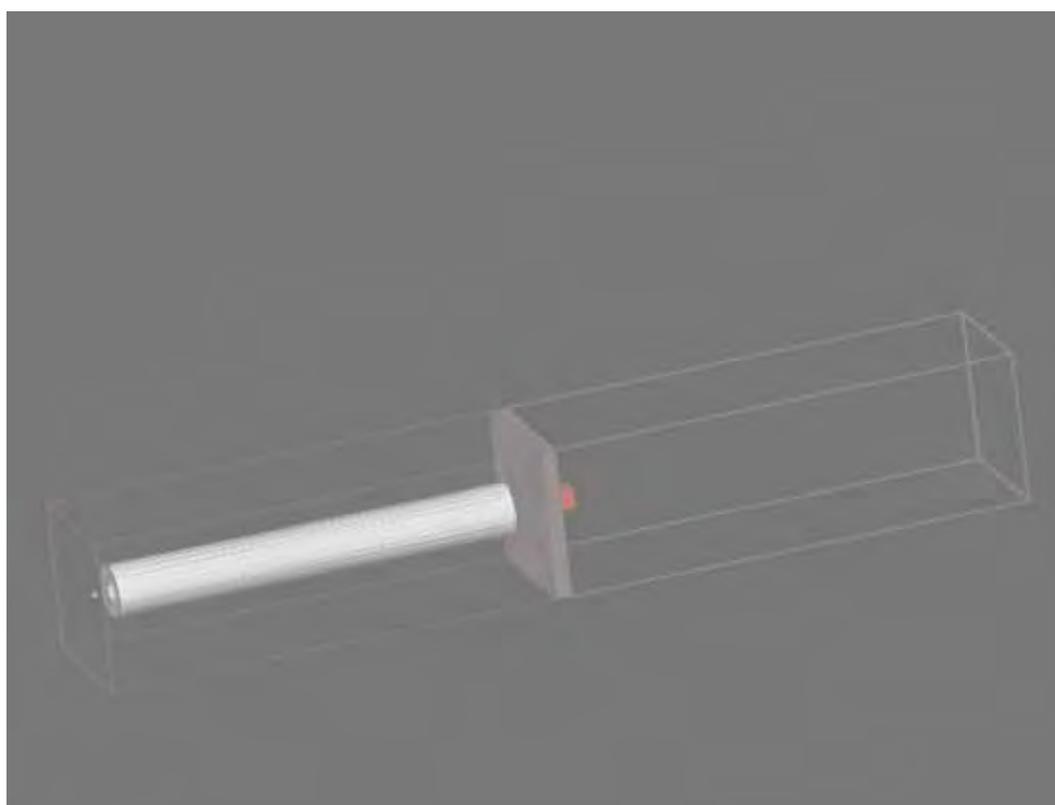


Fig. 5 - Sketch della geometria simulata mediante le librerie Montecarlo GEANT4. [La sorgente è rappresentata dal pallino giallo a sinistra ed il fantoccio dal cubo rosso. Tra la sorgente e la finestra da vuoto (che si trova al centro della flangia mostrata in grigio) e' posto un tubo collimatore di Perspex.

Il parallelepipedo mostrato in grigio rappresenta la flangia (di spessore 1 cm) che separa il vuoto (a sinistra) dall'aria. La sorgente di elettroni, rappresentata dalla sferetta in giallo, si trova a 30 cm dalla flangia. Gli elettroni vengono emessi verso la flangia con distribuzione angolare e spettrale descritta più avanti. Al centro geometrico della flangia si trova una "finestra" sottile di ottone, di spessore 500 μm (micrometri), attraverso cui gli elettroni escono dalla camera da vuoto. L'oggetto bianco visibile in figura è un cilindro cavo di PERSPEX che funge da collimatore. Gli elettroni vengono prodotti su un piano parallelo alla finestra d'uscita. La distribuzione degli elettroni su tale piano è gaussiana con larghezza a metà altezza (sia lungo x che lungo y) di 10 μm (micrometri). La distribuzione angolare è pure gaussiana, con larghezza a metà altezza di 20°. Infine, lo spettro degli elettroni primari è la somma di una componente esponenziale con energia caratteristica di 3MeV (50%

degli elettroni primari) e di una componente con distribuzione gaussiana centrata attorno a 6MeV con larghezza a metà altezza di 2MeV. Tutti questi valori sono stati scelti in accordo con quelli osservati sperimentalmente negli esperimenti più recenti presso il laboratorio ILIL-CNR.

L'obiettivo principale della simulazione era una valutazione della distribuzione di dose prodotta all'interno di un ipotetico contenitore di cellule biologiche dal fascio prodotto all'uscita della camera da vuoto (eventualmente collimato da un cilindro di PERSPEX all'interno della camera da vuoto). I risultati della simulazione danno un'indicazione preliminare sullo stato dell'arte, in termini di omogeneità della distribuzione prodotta, del fascio di elettroni prodotto e forniscono indicazioni sulla necessità di modificare eventuali parametri di collimazione per migliorarla. A tal fine è stato schematizzato l'oggetto da irradiare come un fantoccio cubico d'acqua di 1 cm di lato, posto a 2 cm dalla finestra d'uscita. La

simulazione mostra che l'effetto della finestra da vuoto è quello di modificare (attenuare) la parte dello spettro di elettroni a bassa energia (fino a circa 3MeV); vengono inoltre prodotti fotoni di Bremsstrahlung di energia < 1 MeV. La Fig. 6 mostra una mappa bidimensionale, nel piano trasversale, della dose media depositata nel campione.

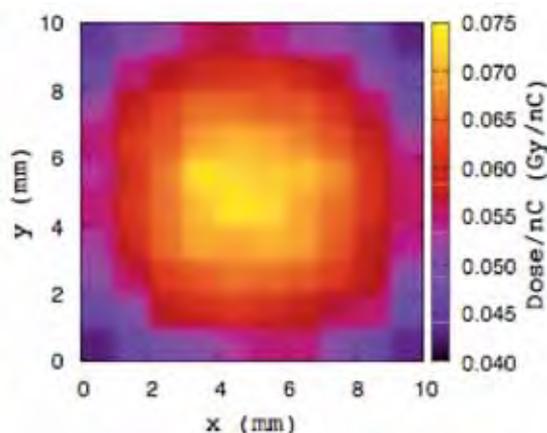


Fig. 6 - Mappa bidimensionale, nel piano trasversale, della dose media depositata sul fantoccio, espressa in Gy per nC di carica del pacchetto prodotto.

La dose viene data in Gy/nC in quanto si riferisce ad un pacchetto di elettroni primari di carica totale 1 nC; la carica totale emessa dalla sorgente a plasma attualmente operante presso l'ILIL-CNR è di una frazione di nC per impulso laser. Come si evince dalla figura, il profilo trasversale di dose non è ancora abbastanza omogeneo; sono in corso ulteriori simulazioni per studiare un set-up sperimentale che consenta di ottenere profili più omogenei. La dose massima depositata è di qualche cGy per impulso laser, confrontabile con quella degli acceleratori dedicati alla IORT convenzionali (1-10 cGy/pulse). È possibile operare ad una frequenza di ripetizione di 10 Hz.

Le simulazioni Montecarlo effettuate utilizzando GEANT4 permettono anche di stimare l'effetto dell'attraversamento della finestra da vuoto sulla durata del pacchetto di elettroni, mediante lo studio della distribuzione dei tempi di arrivo degli elettroni (primari e non) sul campione. Considerando che a) tutti gli elettroni primari

vengono prodotti nella simulazione allo stesso istante ($t = 0$) e b) la durata reale del pacchetto di elettroni è di qualche decina di fs, molto più piccola della durata effettiva dopo l'attraversamento della finestra, questa distribuzione fornisce una stima della durata del pacchetto di elettroni sul campione. In particolare sono stati ottenuti valori (leggermente differenti in base al particolare setup simulato) di qualche picosecondo; questo valore è da confrontare con le durate dei pacchetti di elettroni prodotti da macchine convenzionali, dell'ordine di qualche microsecondo, cioè un milione di volte più lunghe.

6. Possibili vantaggi della tecnica Laser-Linac

Come abbiamo appena visto, la tecnica LaserLinac applicata alla IORT può fornire in sala operatoria elettroni con energie cinetiche più alte di quelle oggi disponibili con acceleratori a RF, come auspicato dai chirurghi che utilizzano tale tecnica. Inoltre gli attuali acceleratori laser sperimentali possono aprire sin da oggi la strada per un nuovo filone di ricerca in campo biomedico grazie alla estrema brevità dei pacchetti di elettroni che generano. Tale ricerca potrebbe avere decisive ricadute terapeutiche.

Ma devono essere anche considerati una serie di vantaggi tecnologici e di pratico impiego della tecnica Laser-IORT rispetto a quella attuale. Tra di essi indichiamo i principali. La tecnica laser non richiede l'impiego di Ultra-Alto Vuoto (UHV) che è invece necessario nei dispositivi a Radio Frequenza. Tale vuoto estremo è lento da ottenere, delicato da mantenere e soggetto a guasti frequenti. Interventi di riparazione e manutenzione non sono banali considerando i requisiti di estrema sterilità delle sale operatorie. La tecnica laser non implica la presenza in sala operatoria di generatori ad alta potenza come sono quelli di RF. Il laser, che è la componente più ingombrante e più critica dell'apparato, può essere collocato all'esterno in modo che su di esso si possa intervenire senza problemi di sterilità. Nella sala operatoria sarà installato solo un "mini-linac", di dimensioni molto ridotte, sopra il paziente. È suffi-

ciente che il fascio laser raggiunga il *mini-linac* attraverso un condotto sotto vuoto (non UHV) così come avviene per l'ossigeno che si utilizza in sala operatoria. In tal modo un solo laser potrà servire più sale operatorie senza alcun problema di radio-protezione all'esterno di esse. In caso di malfunzionamento del *mini-linac*, una semplice procedura di smontaggio di esso potrà essere messa in atto da chi si trova in sala operatoria. La "scatola" verrà sostituita o ri-montata dopo la sua riparazione e sterilizzazione.

Ovviamente tali scenari ipotetici richiedono, prima di poter essere realizzati, una ulteriore fase di sperimentazione scientifica volta a stabilizzare il regime di accelerazione ad alta efficienza scoperto ed una accurata fase di progettazione ed ideazione tecnologica. Sugli aspetti innovativi di questa tecnica in campo biomedico il CNR ha già depositato una richiesta di brevetto [17].

Estremamente stimolante appare infine, dal punto di vista della ricerca radiobiologica di base, lo studio che si sta avviando sugli effetti di impulsi di elettroni eccezionalmente brevi e densi sulla materia vivente.

Bibliografia

- [1] Antonio Giulietti, "Fotoni ed elettroni in radioterapia", SAPERE, pag. 26, Aprile 2010.
- [2] V.I. Veksler, "CERN Symposium on High Energy Acceleratore and Pion Physics" - CERN, Geneva -1956, pag. 80.
- [3] T. Tajima and J.M. Dowson, "Laser electron accelerator", Physical Review Letters, **43**, 267 (1979).
- [4] D. Strickland and G. Mourou, "Compression of amplified chirped optical pulses", Optics Communications, **56**, 216 (1985).
- [5] L.A. Gizzi, *I laser per la fusione nucleare e per l'accelerazione di particelle con i plasmii* in "IL LASER Cinquant'anni d'idee luminose" ISBN: 978-88-8080-120-7. Edited by Consiglio Nazionale delle Ricerche (2010). L.A. Gizzi et al., Europ. Phys. Journal - Special Topics, **175**, 3-10 (2009).
- [6] Nel numero di Settembre 2004 la prestigiosa rivista Nature dedicò la copertina all'accelerazione laser di elettroni con il titolo significativo "Dream Beams": all'interno articoli di S.Mangles *et al*, C. Geddes *et al*, J. Faure *et al*, che con metodi diversi avevano ottenuto fasci quasi monoenergetici di elettroni relativistici.
- [7] W. Leemans *et al*, "GeV electron beams from a centrimetre-scale accelerator", Nature Physics, **2**, 696 (2006).
- [8] J. Faure *et al*., *Controlled injection and acceleration of electrons in plasma wake-fields by colliding laser pulses*, Nature **444**, 737 (2006)
- [9] C.E.Clayton *et al*., *Self-guided laser wake-field acceleration beyond 1GeV using ionization-induced injection*, Phys. Rev. Lett. **105**, 105003 (2010)
- [10] L. A. Gizzi *et al*., Il Nuovo Cimento C, **32**, 433 (2009).
- [11] Tra di esse "FLAME" presso i Laboratori Nazionali di Frascati dell'INFN, progettato per l'accelerazione e le sorgenti X basate sullo scattering Thomson. Tra le infrastrutture in fase preparatoria, quella paneuropea ELI (*Extreme Light Infrastructure*) con obiettivi molto ampi che includono l'accelerazione e la fisica nucleare [www.extreme-light-infrastructure.eu].
- [12] A. Giulietti *et al*., "Intense γ -ray source in the Giant-Dipole Resonance range driven by 10-TW laser pulses", Physical Review Letters, **101**, 105002 (2008).
- [13] J. Galy *et al*., "Bremsstrahlung production with high-intensity laser matter interactions and applications", New Journal of Phys **9**, 23 (2007).
- [14] L. Labate, "Study of Radiobiological and Radiotherapeutic Effects of a Novel Laser Driven Electron Accelerator", progetto di durata triennale finanziato dal Ministero della Salute nell'ambito del Bando Giovani Ricercatori 2009
- [15] ELI-Italy è una iniziativa del CNR correlata con il progetto europeo di Grande Infrastruttura Laser ELI [8]. Nel quadro di ELI-Italy è stata finanziata la ricerca "Biological effects of laser-plasma accelerated electrons" (responsabile A. Giulietti) che si svolge presso la sede di Pisa dell'Istituto Nazionale di Ottica
- [16] A. Agostinelli *et al*., Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A **506**, 250 (2003)
- [17] Domanda di brevetto Europeo No 09425435.6 depositata il 30/10/2009 dal titolo "Radiological treatment laser device and related surgical apparatus". Titolare: Consiglio Nazionale delle Ricerche. Inventori: A. Gamucci, A. Giulietti, L.A. Gizzi.



Active Radsys
www.activeradsys.it

Strumenti e Soluzioni per la Radioprotezione, Controlli di Qualità Radiodiagnostica e Radioterapia: Multimetri, Dosimetri, Fantocci, Accessori, Software.



Multimetro Quart Dido serie 2000



Dosimetro Identificatore di radioisotopi PGT 950

- Dosimetri identificatori di radioisotopi (RIID) portatili.
- Sistemi di monitoraggio con identificazione di radioisotopi sia in indoor che in outdoor.
- Sistemi di rivelamento e di protezione di persone nelle sale, ad irraggiamento.

Strumenti per la sorveglianza e la dosimetria, ambientali, portatili e fissi, sia per indoor che per outdoor: Survey Meter, Radiometer a camere di ionizzazione GM con sensori elettronici avanzati.



Il potentissimo Dosimetro survey meter a Camera d'ionizzazione serie OD-01



PGT X-Ray Detector: Lithium-Drifted Silicon Detectors (Si(Li))

Spettrometria nucleare e spettrometria raggi X: rivelatori al Germanio ad Alta Purezza (HPGe), sistemi di raffreddamento innovativi (senza azoto liquido), Multi-Element Arrays (MEA) per RX Silicon Drift Detectors (SDD), Germanium (IGX), Lithium-Drifted Silicon (Si(Li)), X-ray Fluorescence (XFR), scintillatori, analizzatori multicanale, software di altissima analisi e spettrometria.

Valutazione delle caratteristiche protezionistiche del telini schermati anti-X proposti per l'impiego nel corso di attività Interventistica

Domenico Acchiappati¹, Paolo Bassoli¹, Alberto Mari², Giovanna Venturi¹

¹S.C. Fisica Sanitaria AUSL Modena - ²S.C. Fisica Sanitaria A. Osp. Ancona

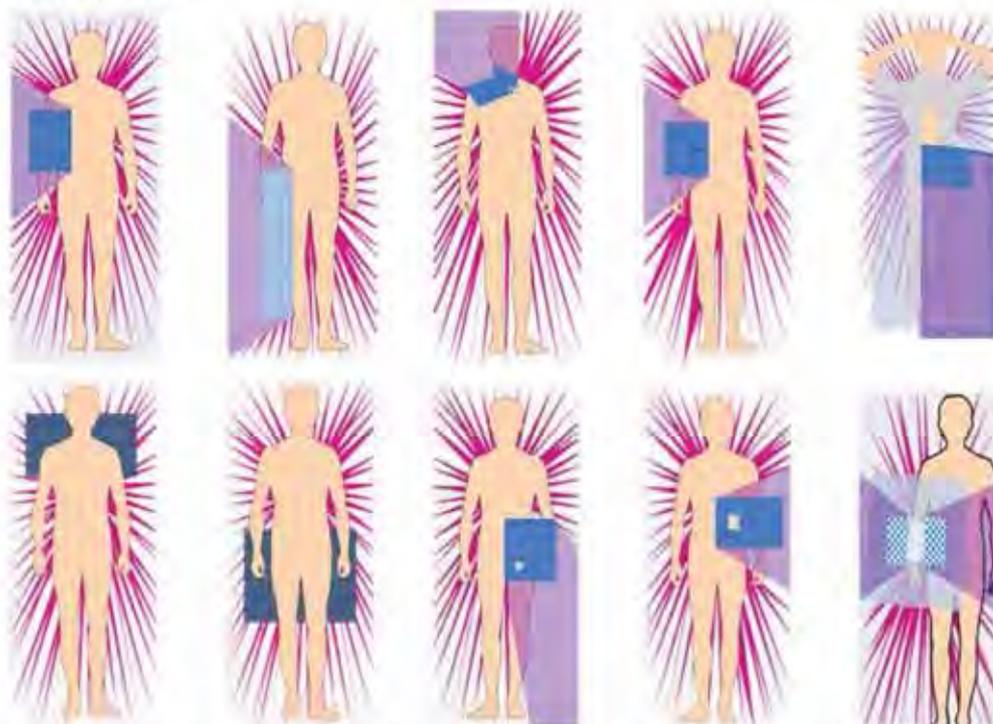
Premessa

Al fine di ridurre le dosi di radiazioni ionizzanti assorbite dagli operatori, in corso di attività interventistiche, vengono offerti telini, monouso e senza piombo, da "poggiare sul paziente" in prossimità del punto di accesso. Il loro uso dovrebbe, nelle intenzioni, abbassare il livello di radiazioni ionizzanti diffuse dal paziente limitando di conseguenza il rischio di esposizione per il lavoratore.

Questo dispositivo di protezione non sostituisce però gli altri, in genere già presenti nelle sale operatorie, di cui è una integrazione.

I telini vengono realizzati in varie dimensioni al fine di disporre di un prodotto specifico dedicato a ciascuna tipologia di intervento.

Sono quindi disponibili sul mercato "telini" specifici per: Emodinamica; Elettrofisiologia; Angiografia; Vascolare periferica; Neurochirurgia; Ortopedia; Posizionamento cateteri venosi centrali.



Sino allo scorso anno, sul mercato Italiano, era presente un unico prodotto (RADPAD[®]) che è stato oggetto negli anni di un significativo numero di pubblicazioni sia a livello internazionale sia nazionale ⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾⁽⁶⁾⁽⁷⁾⁽⁸⁾.

Da quest'anno è presente un secondo produttore (SORBX[®]) che dichiara per la sua linea di "telini" caratteristiche radioprotezionistiche molto simili a quelle attribuite al suo concorrente. Non è stata reperita letteratura relativa a questa linea di prodotti.

Scopo di questo lavoro è quello di comparare, dal punto di vista radioprotezionistico, i due prodotti e approfondire alcuni dei punti critici per l'adozione o meno di questa tipologia di dispositivi compreso anche l'eventuale aumento della dose somministrata al paziente a seguito della retrodiffusione, argomento questo rispetto al quale non sono stati reperiti dati di letteratura.

Sono state quindi valutate sia la curva di trasmissione, individuando il valore Piombo equivalente all'energia di riferimento, sia il grado di riduzione della dose al primo operatore in Sala Operatoria, sia l'incremento di dose al paziente a causa della retrodiffusione.

1. I Test effettuati

Per la nostra esperienza avevamo a disposizione quattro differenti tipologie di telini:

- ÷ Radpad da 1 strato;
- ÷ SorbX da 1 strato;
- ÷ SorbX da 2 strati;
- ÷ SorbX da 3 strati.

Per i due campioni monostrato i rispettivi produttori dichiarano uno spessore piombo equivalente pari a 0,125 mm a 90 kVp. Per il doppio strato vi è una dichiarazione di 0.278 mm di Pb equivalente e per l'ultimo modello si parla di 0.430 mm di Pb equivalente

Come si è detto in premessa si è ritenuto di procedere alla valutazione di quattro parametri:

1. curva di trasmissione e determinazione dello spessore Piombo equivalente all'energia di riferimento;
2. grado di riduzione della dose nella posizione assunta dall'operatore in occasione di una procedura interventistica;
3. contributo della retrodiffusione alla dose somministrata al paziente;
4. variazione, in modalità automatica, dei parametri tecnici a seguito della presenza del telino all'interno dell'area esposta al fascio diretto.

1.1 Determinazione e confronto delle diverse curve di trasmissione

Le prove di attenuazione sono state effettuate con l'apparecchio radiogeno marca General Electric modello Revolution XRD Light, tubo G.E. n° 2336058 matricola 27746BI 7, S.E.V. misurato 3.39 mm Al.

Il Set-up sperimentale è stato il seguente:

- ÷ Il campione da esaminare è stato posto alla distanza di 200 cm dalla macchia focale del tubo RX;
- ÷ il rivelatore di radiazione di riferimento è stato posto a 5 cm dall'oggetto di prova;
- ÷ quale rivelatore è stata utilizzata la camera a ionizzazione modello Radcal 2026 di volume sensibile pari a 180 cc;
- ÷ quale rivelatore monitor di radiazione è stata impiegata la camera DAP integrata nell'apparecchio radiogeno e posta all'uscita del tubo RX. Dopo averne verificato la calibrazione mediante camera DAP modello Doseguard 100;
- ÷ è stata mantenuta una distanza w maggiore di 70 cm tra il rivelatore di radiazione di riferimento e un qualsiasi oggetto o parete all'interno del locale;
- ÷ si è utilizzata la massima apertura dei diaframmi che limitano il fascio RX come previsto dalle norme tecniche di riferimento.

Il Set-up sperimentale è quindi conforme a quello rappresentato in Figura 1, indicato dalle normative IEC 1331-1 / EN 61331-1.

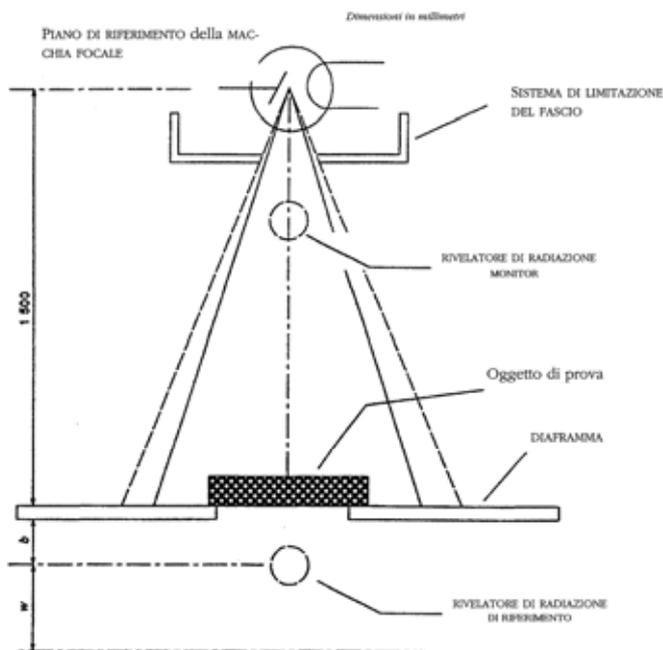


Figura 1 **Set-up sperimentale secondo norma IEC 1331-1 / EN 61331-1**

Per la misura dell'equivalenza in piombo sono stati utilizzati, nelle stesse condizioni di geometria sopra rappresentate, schermi di dimensioni 24 x 30 cm di vario spessore di mm di Pb (0.05, 0.10, 0.15 e 0.50) posizionati all'interno di telai dotati di chiusura superiore per il bloccaggio degli schermi.



La curva di trasmissione del fascio è stata ottenuta utilizzando la funzione:

$$f(x) = a e^{bx} + c e^{dx} + k$$

per approssimare (*best fit*) i punti sperimentali ottenuti per i vari spessori disponibili e per le diverse tensioni di irraggiamento: 60, 80 e 100 kVp .

Figura 2 **Set-up sperimentale per misura dell'equivalente in Piombo**

Per calcolare il coefficiente di trasmissione occorre prima determinare il fattore di calibrazione F tra il rivelatore di riferimento e la camera monitor senza Telino schermante interposto.

L'utilizzo della camera monitor, opportunamente calibrata con il fattore F , permette di risalire alla dose nel punto di misura come se non fosse presente l'oggetto di prova. La disponibilità quindi delle due misure (dose con e senza oggetto interposto) per la stessa emissione di raggi X permette di calcolare il valore di trasmissione

indipendentemente da eventuali fluttuazioni nell'output dell'apparecchiatura radiologica. Il coefficiente di trasmissione è stato dunque calcolato come rapporto:

$$\text{Trasmissione}\% = (\text{dose con oggetto interposto} / \text{dose senza oggetto interposto}) \times 100$$

I valori di trasmissione misurati per i materiale campione sono stati confrontati con i corrispondenti risultati ottenuti, nelle stesse condizioni geometriche e con il medesimo fascio radiante, per gli schermi in piombo (Figura 3).

L'equivalenza è stata determinata per confronto tra i valori di trasmissione misurati per il campione in esame e per gli spessori di piombo.

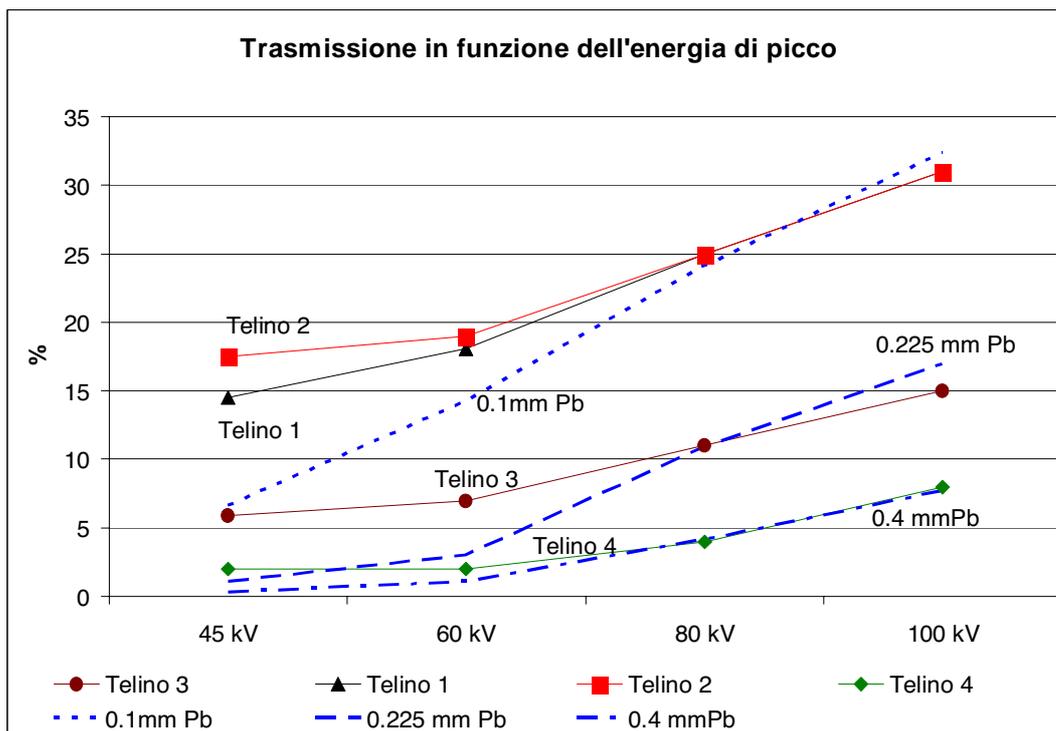
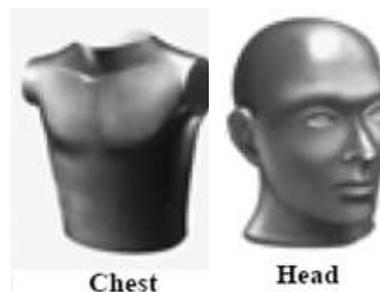


Figura 3 Confronto tra la trasmissione valutata per i campioni e quella misurata per gli schermi in piombo

1.2 Riduzione della dose nella posizione assunta dall'operatore

In questo caso i test sono stati effettuati in sala angiografica utilizzando:

- ÷ fantoccio antropomorfo (testa, torace, bacino);
- ÷ angiografo dotato di Intensificatore di brillantezza Siemens AXIOM ARTIS FA;
- ÷ dosimetri elettronici a lettura diretta (DMC 2000X della MGP instruments ed EDD-30 UNFORS Instruments);
- ÷ camera a ionizzazione in pressione Victoreen 451.



Scopo della prova era quello di verificare il grado di attenuazione, fornito dai soli telini, nel corso dell'attività interventistica nell'area a ridosso del lettino. Le condizioni geometriche riprodotte erano quelle "tipiche" di un intervento di elettrofisiologia con adozione del corrispondente telino sia in corso di esecuzione di proiezioni Postero Anteriori sia Latero-Laterale.

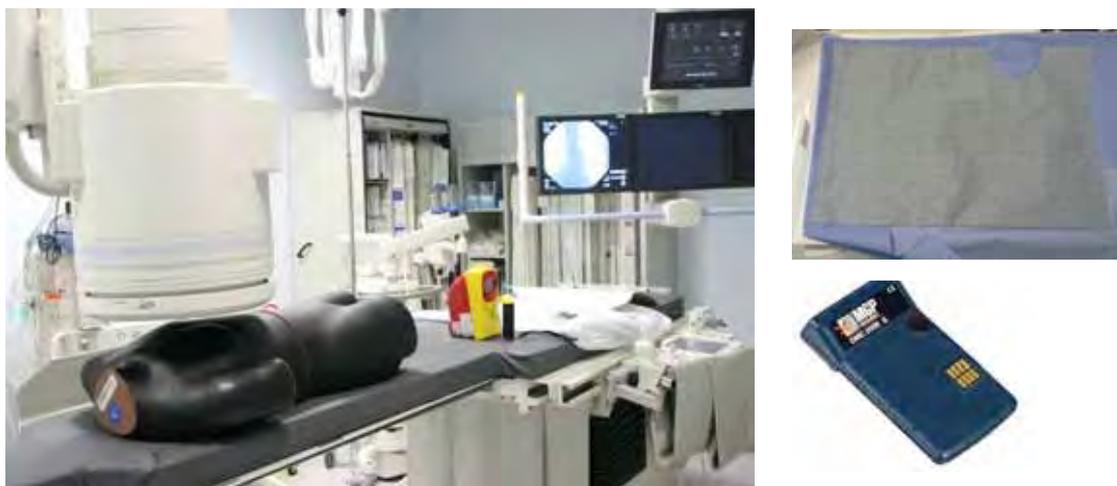


Figura 4 **Set-up sperimentale impiegato per la valutazione della dose all'operatore**

In entrambe i casi si è avuto cura di evitare l'intersezione del telino con il fascio primario e di collocare lo stesso così come indicato dalla documentazione tecnica a corredo del dispositivo.

Si è deciso di "esplorare", mediante l'uso dei dosimetri elettronici a lettura diretta, l'area posta a 50 cm dall'asse del fascio secondo lo schema in figura 5.

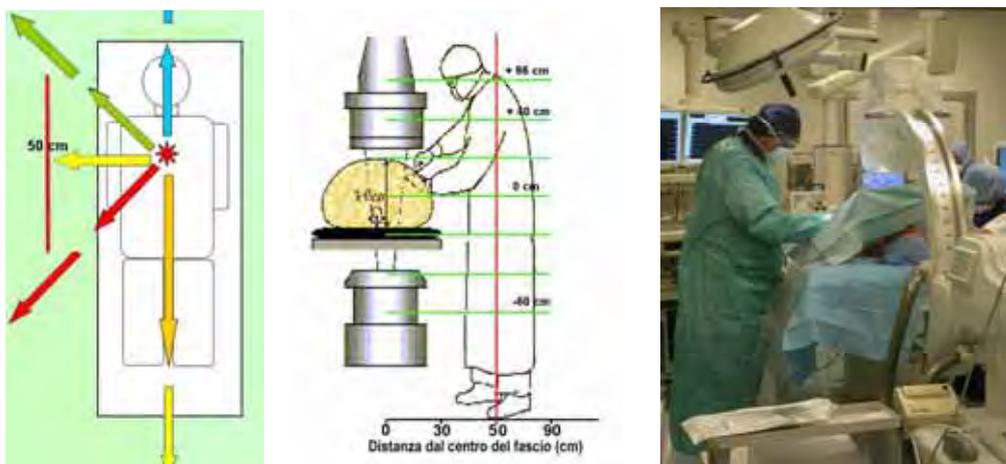


Figura 5 **rappresentazione dei punti in cui è stata effettuata la valutazione della dose all'operatore**

Così come riportato da vari autori in letteratura ⁽⁵⁾⁽⁷⁾⁽⁸⁾ l'efficacia del dispositivo si limita alla sola posizione occupata dal primo operatore ed è funzione della quota a cui si effettua la misura. Gli arti inferiori dell'operatore non sono assolutamente tutelati dal telino (per la tipologia di proiezioni da noi simulate) e il livello di protezione offerto ad altezza del bacino è diverso da quello all'altezza del petto e dell'occhio. I valori di attenuazione misurati, entro la zona d'ombra creata dal telino, variano in un intervallo compreso tra il 50 % e il 75 %.

E' stata eseguita anche una prima valutazione in vivo confrontando l'esito dosimetrico di 48 procedure eseguito con l'adozione del telino RADPAD e altrettante procedure di controllo.

Il posizionamento del Dispositivo di Protezione è stato eseguito dal medico su indicazioni del fisico e dello specialista di prodotto, si è avuta cura che il telo non

intercettasse il fascio primario, che fosse posizionato tra paziente e operatore e che non vi fosse sovrapposizione tra questo e altri presidi radioprotezionistici.

Le valutazioni sono state eseguite con dosimetri TLD (LiF100) sul primo e sull'eventuale secondo operatore. Sono state posizionate coppie di rivelatori in corrispondenza della fronte, della tiroide e del polso della mano maggiormente esposta, è stata inoltre impiegata una card dosimetrica filtrata per la valutazione della dose al copro intero. Tutti i dosimetri sono stati posti al di fuori di camici e collari anti-x. Per questo campione i risultati hanno mostrato una riduzione media della dose dell'80% alle mani e del 60% alla testa, va comunque sottolineata una forte variabilità tra procedure e tra operatori.

1.3 Contributo della retrodiffusione alla dose somministrata al paziente

Scopo della prova era quello di verificare la presenza e l'eventuale entità dell'incremento della dose al paziente a causa dell'uso dei telini schermanti. Per fare questo sono stati utilizzati dosimetri TLD posti sulla cute del fantoccio antropomorfo sotto il telino in esame. Trattandosi di valutazioni relative per somministrare, con tempi ragionevoli di esposizione (45 secondi), valori di dose adeguati (~2 mGy) ai dosimetri a termoluminescenza, sia in presenza sia in assenza di telino schermante, si è ritenuto di simulare la condizione peggiorativa di telino collocato entro il fascio diretto così come si può vedere in figura 6.

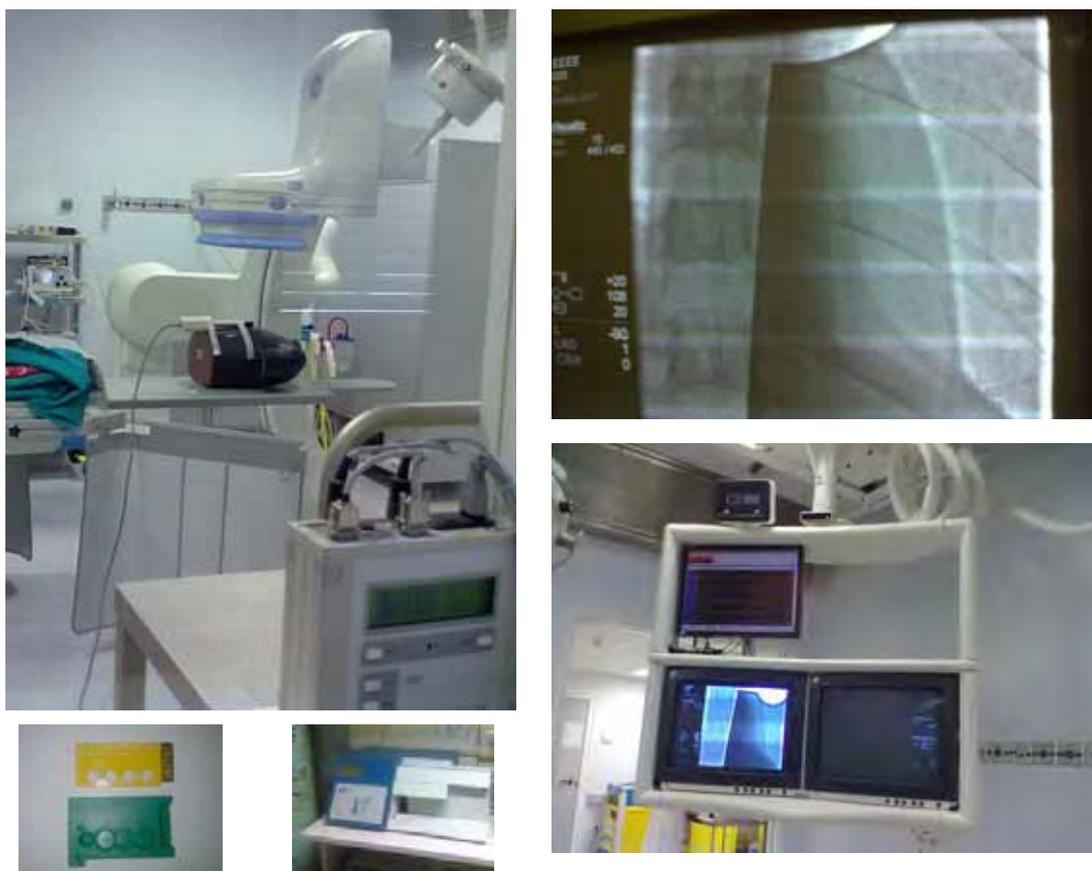


Figura 6 Set-up sperimentale impiegato per la valutazione della “retrodiffusione”

Si è utilizzato anche in questo caso un angiografo “fisso” (G.E. Innova 2000) simulando la sola proiezione postero anteriore. Sulla cute del fantoccio, nella regione

coperta dal telino, sono state individuate 3 posizioni in cui sono stati collocati, per ciascun irraggiamento, 12 dosimetri a termoluminescenza (3 gruppi da 4).

Le misure hanno evidenziato un significativo aumento della dose in cute a seguito della presenza del telino. In particolare l'aumento medio riscontrato con un telino è stato pari al 43 % mentre con l'altro, dichiarato ad esso "equivalente", l'incremento è stato del 79 %. In media i valori letti dai dosimetri nei due irraggiamenti differiscono del 26 % è questo è compatibile con la differenza valutata nelle due curve di trasmissione a "bassa energia".

Anche in questo caso si è monitorata la variazione di dose nell'area in cui si potrebbe trovare il primo operatore mediante tre dosimetri elettronici, collocati a 50 centimetri dall'asse del fascio così come per la prova precedente. I valori di attenuazione registrati per il Telino 1 ed il Telino 2 sono praticamente gli stessi con valori compresi, in funzione della posizione di misura, tra il 26 % e il 63 %.

1.4 Variazione dei parametri tecnici in caso di esposizione diretta del telino

L'angiografo utilizzato per la prova precedente funziona, così come avviene normalmente nell'uso clinico, in modalità automatica. Quindi la presenza dei Telini attenuatori, dentro l'area raggiunta dal fascio diretto, fa sì che l'apparecchiatura ridefinisca automaticamente i valori di tensione e corrente utilizzati ⁽¹⁾.

Pur nella sua banalità questa costituisce sicuramente una fonte di rischio di possibile esposizione aggiuntiva sia per il paziente sia per l'operatore.

E' bene quindi enfatizzare questo fatto sottolineando che, nel nostro caso, pur avendo noi mantenuto immutato il fantoccio e la posizione del fascio radiante, la presenza dei diversi telini ha dato luogo ad un incremento significativo dei parametri espositivi così come sintetizzato in tabella 1.

	Senza Telino	Telino 1	Telino 2	Telino 3	Telino 4
kV	69	71	71	74	79
mA	50	126	87	178	166

Tab. 1 **parametri tecnici registrati in occasione dell'interposizione dei diversi telini con il fascio "diretto"**

I valori diversi di corrente impiegati per i Telini 1 e 2, dichiarati dai produttori avere la stessa piombo equivalenza, è coerente con la differenza nella curva di trasmissione per loro ricavata nel nostro primo test.

2. Conclusioni

I valori di equivalente in piombo da noi valutati risultano coerenti con quanto riportato nel material illustrativi distribuiti dai due fornitori.

Trattandosi di prodotti dichiarati privi di piombo la loro curva di assorbimento non può sovrapporsi, lungo tutto lo spettro energetico, a quella caratteristica dello spessore di Piombo di cui viene certificata l'equivalenza. In particolare alle basse energie (< 50 kVp) il livello di trasmissione risulta essere nettamente superiore rispetto a quanto garantito dall'equivalente spessore di piombo dichiarato. In questa regione energetica la differenza tra i due telini "dichiarati equivalenti" appare significativa, mentre per il rimanente spettro energetico di interesse le due curve si sovrappongono coerentemente con quanto atteso.

Le prove effettuate in Sala Angiografica hanno confermato, la necessità di utilizzare questo dispositivo sempre in abbinamento con altri dispositivi di protezione quali le bandella in Pb poste sotto il lettino. Allo stesso modo la presenza del Telino risulta di una qualche utilità per il solo primo operatore e comunque solo per chi si trova stabilmente entro il cono d'ombra creato dal dispositivo.

Bibliografia

1. "Using a Sterile Disposable Protective Surgical Drape for Reduction of Radiation Exposure to Interventionalists" **J.N. King et All.** A.JR: 178 January **2002**
2. "Reduction of scatter radiation during percutaneous coronary interventions using a sterile, disposable radiation-absorbing shield" **W.S. Shear et. All.** The Society for Cardiac Angiography ad Interventions' 25th Annual Scientific Sessions Seattle, Washington May 15-18-**2002**
3. "The Value of Composite Protective Shields in Exposure Reduction during Interventional Procedures" **G.D. Hartwell et All.** SIR 30th Annual Scientific Meeting, New Orleans March 31- April 5 **2005**
4. "A novel Radiation Protection Drape Reduces Radiation Exposure during Fluoroscopy-Guided Electrophysiology Procedures" **J.J. Germano et All.** Journal of Invasive Cardiology Vol. 17 n. 9 September **2005**
5. "Heavy Metal Pad Shielding during Fluoroscopic Interventions" **S. Dromi et All.** J. Vasc. Interv. Radio. **2006**
6. "Radiation protection during Hybrid Procedures: Innovation Creates new Challenges" **J.M. Sawdy et All.** Journal of Invasive Cardiology Vol. 21 n. 9 September **2009**
7. "La Radioprotezione dell'Operatore nella Radiologia Interventistica" **A. Ostinelli et All.** Atti Congresso AIFM **2009**
8. "Efficacia del sistema RADPAD[®] per la protezione dell'operatore in radiologia interventistica" **A. Pierelli et All.** Atti Congresso AIFM **2009**

PIÙ SICUREZZA

PIÙ FLESSIBILITÀ

PIÙ PRATICITÀ

PIÙ PROTEZIONE



4 ottimi motivi per scegliere

KAR_ℓ100

The PET Infusion Revolution



**PIÙ SICUREZZA
PER IL PAZIENTE**

1



- Elimina ogni rischio di contagio da paziente a paziente
- Mantiene sterile il radiofarmaco
- Nessun rischio di sovradosaggio



PIÙ FLESSIBILITÀ

3



- Compatibile con ogni lead pot
- Preciso con qualsiasi concentrazione di attività



**PIÙ PROTEZIONE
PER L'OPERATORE**

2



- Apertura automatica del lead pot
- Gestione remota



PIÙ PRATICITÀ

4



- Piccolo iniettore facilmente trasportabile
- Contemporaneità di caricamento e somministrazione remota

UN METODO ANALITICO PER LA VALUTAZIONE DELLA DISTANZA NOMINALE DI RISCHIO OCULARE IN RIFERIMENTO ALLE RADIAZIONI OTTICHE ARTIFICIALI

Eduardo Buono - Marco Italiani
Fisica Sanitaria - A.O.S. Maria - Terni

INTRODUZIONE

La *Direttiva 2006/25/CE*, recepita dal D.Lgs. 81/2008 sulla sicurezza in Italia, costituisce il riferimento in cui individuare i valori limite di esposizione *MPE* (*Maximum Permissible Exposure*) su cui confrontarsi nella valutazione del rischio nel campo delle *Radiazioni Ottiche Artificiali* (*ROA*) sia *coerenti* che *non coerenti*. Tali valori limite stabiliscono, in termini di *Esposizione Radiante H*, *Irradianza E* e *Radianza L* i valori di esposizione al di sotto dei quali un operatore esposto non riceve un livello di radiazione che potrebbe arrecare danno alla salute degli *organi a rischio* interessati dalle *ROA* ovvero: l'occhio e la pelle. Pertanto, seguendo la nomenclatura della *Direttiva 2006/25/CE*, i valori di *MPE* a cui fare riferimento sono recepibili nelle tabelle 1.1 per le *ROA non coerenti* e 2.2, 2.3 e 2.4 per la radiazione laser *coerente*. Per le modalità di esecuzione delle misure e la definizione delle grandezze fisiche, nell'esposizione laser *coerente*, la *Direttiva 2006/25/CE* fa riferimento alla Norma tecnica *CEI EN 60825-1*. Tale Norma tecnica è disponibile nelle due versioni del 2005 e 2007 e, sulla base dei valori limite di *MPE*, definisce le modalità di calcolo della *Distanza Nominale di Rischio Oculare* (*DNRO*) utilizzata per delimitare la *Zona Laser Controllata* (*ZLC*) entro la quale l'operatore è tenuto ad adottare gli opportuni *Dispositivi di Protezione Individuale* (*DPI*) quali gli occhiali di protezione per gli occhi o camici in cotone spesso protettivi per l'esposizione della pelle. La *DNRO* è calcolata nella Norma *CEI EN 60825-1*, tenendo conto della sola potenza *P* incidente sulla *pupilla di ingresso* definita per l'organo a rischio preso in considerazione dall'esposizione. Tali pupille di

ingresso tengono conto della dissipazione del calore, trasferito dalla radiazione, apportata dal tessuto anatomico che permette di limitare il danno ricevuto dall'irraggiamento soltanto alla regione definita dalla pupilla di ingresso. Il diametro d_p di tali pupille di ingresso è stabilito, sia per l'occhio che per la pelle, dalla *Direttiva 2006/25/CE* nella terza colonna delle tabelle 2.2, 2.3 e 2.4, qui riportata in **Tabella I**, in funzione della regione spettrale di appartenenza e del *tempo di esposizione* (*Duration time*) t_{exp} definito dal problema di irraggiamento. Per calcolare la potenza *P* che interessa la pupilla di ingresso scelta per il problema di sicurezza laser è necessario conoscere, l'irradianza *E* del fascio laser alla distanza r_p della pupilla di ingresso dalla sorgente. In un problema di calcolo della *DNRO* la distanza r_p non è nota in quanto è proprio la distanza di sicurezza che si vuole calcolare. Interpretando tale situazione, una soluzione proposta è quella di fissare a priori la distanza r_p , per esempio a 10 cm, e utilizzare tale dato per il calcolo della potenza *P*. Tale soluzione produce un risultato ambiguo per la *DNRO* che dipende dall'errore commesso nel fissare a priori tale distanza r_p . Un'altra soluzione proposta è quella di eguagliare *P* con la *Potenza* totale P_0 emessa dal laser producendo una probabile sovrastima della *DNRO* in tutti quei casi, molto diffusi in medicina, di sorgenti laser *non collimate* con fascio fortemente divergente. Per superare tale problema, l'equazione della Norma *CEI EN 60825-1* che fornisce l'espressione della *DNRO* è stata qui rivista e resa indipendente, dalla potenza *P* e messa in relazione con la sola potenza massima del laser P_0 che è una costante del

sistema ottico. Come adottato dalla Norma CEI EN 60825-1, anche in questo caso, non vengono tenuti da conto gli effetti di diffusione e assorbimento dell'aria che non vengono considerati nel risolvere tali problemi di radioprotezione. Per provare il metodo, il calcolo della DNRO viene effettuato su

due laser utilizzati per applicazioni oftalmiche, ottenendo in entrambi i casi, una distanza di sicurezza DNRO meno cautelativa ma più oggettiva di quella ottenuta eguagliando la potenza P entrante in pupilla con la potenza massima P_0 del laser.

REGIONE SPETTRALE	Organo a rischio	duration time t_{exp}	d_p [mm]	
$180\text{ nm} \leq \lambda < 400\text{ nm}$	Occhio	$< 0.3\text{ s}$	1	
		$0.3\text{ s} \leq t < 10\text{ s}$	$1.5 \cdot t^{0.375}$	
		$\geq 10\text{ s}$	3.5	
<i>Qualsiasi</i>		7		
$400\text{ nm} \leq \lambda < 1400\text{ nm}$		$< 0.3\text{ s}$	1	
			$0.3\text{ s} \leq t < 10\text{ s}$	$1.5 \cdot t^{0.375}$
			$\geq 10\text{ s}$	3.5
$1400\text{ nm} \leq \lambda < 10^5\text{ nm}$	<i>Qualsiasi</i>	11		
$10^5\text{ nm} \leq \lambda < 10^6\text{ nm}$		3.5		
<i>tutto lo spettro</i>		<i>Qualsiasi</i>		
	Pelle	<i>Qualsiasi</i>	3.5	

Tabella 1: Diametro di apertura da considerare per l'occhio e la pelle nelle varie situazioni espositive

METODO

A causa della divergenza ϕ , il fascio laser decresce il suo contenuto di Irradianza nel procedere lungo il cammino ottico. Senza tenere da conto dei fenomeni di assorbimento e diffusione dell'aria, l'Irradianza E è calcolata a partire dalla massima potenza P_0 del laser dividendo per la superficie irradiata A :

$$\text{eq. 1} \quad E = \frac{P_0}{A} \quad W \cdot m^{-2}$$

Da ovvie considerazioni geometriche, si deduce che se il diametro d_{DNRO} del fascio laser, definito alla distanza DNRO della pupilla di ingresso dalla sorgente è più piccolo del diametro d_p della pupilla, la Potenza entrante P nella pupilla eguaglierà la massima potenza P_0 trasportata dal fascio (Figura 1a). Tale condizione invece costituisce una sovrastima del rischio se la dimensione d_p della pupilla di ingresso è minore del diametro d_{DNRO} del fascio laser, in tal caso la Potenza entrante P sarà più bassa della Potenza P_0 .

Considerata la propagazione di un fascio laser nella direzione z con divergenza ϕ e posto d_0 il diametro del fascio nel punto di inizio del percorso laser ($z = 0$: può essere individuato come il punto dell'apertura Laser o il fuoco del sistema ottico nel caso della presenza di sistemi di focalizzazione), a una distanza z dal punto di inizio del percorso, il diametro d_z del fascio laser può essere calcolato come:

$$\text{eq. 2} \quad d_z = d_0 + z \cdot \phi$$

dove la divergenza ϕ è da esprimersi in radianti. L'Irradianza trasportata alla distanza z è:

$$\text{eq. 3} \quad E = \frac{4P_0}{\pi \cdot (d_0 + z \cdot \phi)^2}$$

La Potenza P che contribuisce al danno, a causa del raggiungimento del limite di MPE, per l'occhio o la pelle è solamente quella che entra nella pupilla di ingresso di diametro d_p individuato dalla già citata terza colonna delle tabelle 2.2, 2.3 e 2.4, qui riportata in Tabella I. Considerando tale Potenza P , il valore di MPE e la DNRO sono legate dalla relazione:

eq. 4
$$MPE = \frac{4P}{\pi \cdot (d_0 + DNRO \cdot \phi)^2}$$

Da cui si ricava l'eq. 3 della sezione A.5 della Norma CEI EN 60825-1/2005 per la DNRO:

eq. 5
$$DNRO = \frac{1}{\phi} \left(\sqrt{\frac{4 \cdot P}{\pi \cdot MPE}} - d_0 \right)$$

Vogliamo ora rendere l'eq. 5 indipendente dalla Potenza P entrante nella pupilla di ingresso e sostituirla con una relazione che usi la sola Potenza totale del laser P_0 , costante su tutto il cammino ottico.

Dall'eq. 2 è possibile scrivere il diametro del fascio d_{DNRO} definito alla distanza $z = DNRO$, dal punto di inizio della propagazione laser, come:

eq. 6
$$d_{DNRO} = d_0 + \phi \cdot DNRO$$

Per calcolare la Potenza P dobbiamo distinguere i due casi **Figura 1** individuati con le lettere **a** e **b** per cui si verificano le due seguenti condizioni:

- a. $d_p > d_{DNRO}$
- b. $d_p < d_{DNRO}$

Per ognuno dei casi **a** e **b** di **Figura 1** si hanno le seguenti due diverse espressioni per la Potenza P entrante nella pupilla di ingresso di diametro d_p :

eq. 7

$$\begin{cases} P = P_0 & d_p \geq d_{DNRO} \\ P = \frac{P_0 \cdot d_p^2}{(d_0 + DNRO \cdot \phi)^2} & d_p \leq d_{DNRO} \end{cases}$$

Usando tale doppia scrittura della Potenza P riscriviamo l'eq. 4 per entrambe le condizioni definite come:

eq. 8

$$\begin{cases} DNRO = \frac{1}{\phi} \left(\sqrt{\frac{4 \cdot P_0}{\pi \cdot MPE}} - d_0 \right) & d_p \geq d_{DNRO} \\ DNRO = \frac{1}{\phi} \left(\frac{\sqrt{2} \cdot (P_0 \cdot d_p^2 \cdot MPE^3 \cdot \pi^3)^{\frac{1}{4}}}{MPE \cdot \pi} - d_0 \right) & d_p \leq d_{DNRO} \end{cases}$$

Infine osservando il caso limite **c** di **Figura 1**, possiamo calcolare l'utile distanza D_p , a cui il diametro dello spot laser d_{dp} eguaglia quello della pupilla di ingresso d_p , come:

eq. 9

$$\begin{cases} Dp = \frac{d_p - d_0}{\phi} & d_p \geq d_{DNRO} \\ Dp = 0 & d_p \leq d_{DNRO} \end{cases}$$

eq. 10

$$\begin{cases} DNRO = \frac{1}{\phi} \left(\sqrt{\frac{4 \cdot P_0}{\pi \cdot MPE}} - d_0 \right) & DNRO \leq Dp \\ DNRO = \frac{1}{\phi} \left(\frac{\sqrt{2} \cdot (P_0 \cdot d_p^2 \cdot MPE^3 \cdot \pi^3)^{\frac{1}{4}}}{MPE \cdot \pi} - d_0 \right) & otherwise \end{cases}$$

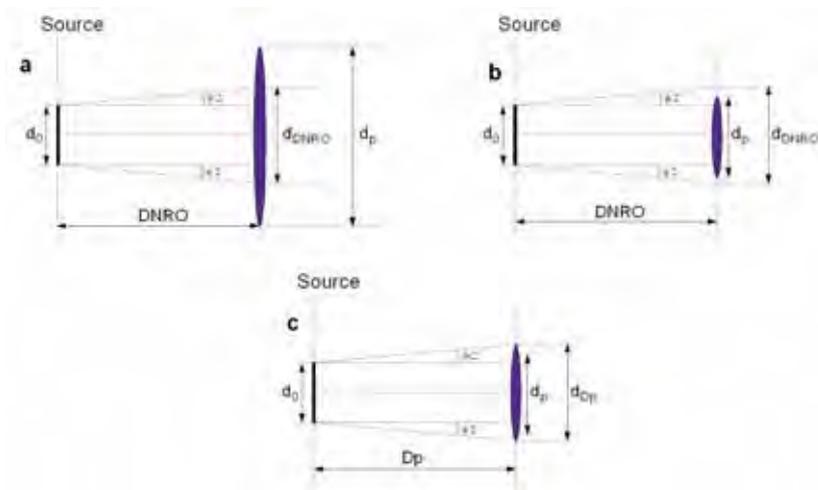


Figura 1: a) il diametro della pupilla d_p è maggiore del diametro dello spot laser d_{DNRO} . b) il diametro della pupilla d_p è minore del diametro dello spot laser d_{DNRO} . c) condizione di matching in cui il diametro della pupilla d_p è maggiore del diametro dello spot laser d_{DNRO} .

MATERIALI

Per avere un'idea degli effetti del metodo descritto sulla valutazione del rischio, prendiamo in esame due laser utilizzati in *oculistica* per applicazioni di tipo *oftalmico*. Il primo Laser osservato è del tipo *Nd:Yag* a irradiazione pulsata modello *Lumenis Aura* con lunghezza d'onda $\lambda = 1064\text{nm}$ e energia di picco per il singolo impulso $Energy_{pulse} = 15\text{mJ}$, la larghezza dell'impulso è $t_p = 4\text{ns}$, il diametro della sorgente nel fuoco è $d_0 = 8\mu\text{m}$ (FWHM) e la divergenza del fascio è $\phi = 16^\circ$ (280 mrad). Nelle peggiori condizioni di esercizio, tale Laser emette un burst di 3 impulsi con frequenza di *Duty Cycle* $f_{cicle} = 0.66\text{ Hz}$. Il secondo Laser è il modello *Coherent Innova 920D* con tubo ad *Argon* ed emissione continua nel range di lunghezze d'onda $\lambda = [488 - 514]\text{nm}$, la *Potenza* massima emessa è $P_0 = 4\text{Watt}$, la divergenza *minima* del fascio è $\theta = 78\text{mrad}$ e il diametro minimo della sorgente nel fuoco è $d_0 = 6\mu\text{m}$. Tutti i dati sono stati evinti dai rispettivi Manuali d'uso delle apparecchiature.

RISULTATI

Per il laser pulsato *Lumenis Aura*, viste le limitate dimensioni dello spot sul fuoco, è opportuno applicare la condizione per sorgenti collimate della Norma *CEI EN 60825-1* che consiste nel considerare la sorgente *puntiforme* con dimensione angolare, dal punto di osservazione della sorgente, $\alpha \leq 1,5\text{ mrad}$. Tale condizione si trasporta nella *Direttiva 2006/25/EC* nell'analoga condizione $C_E = 1$ dove C_E viene determinata nella serie di costanti della *Tabella 2.5* della *Direttiva*. Poiché la frequenza di *Duty Cycle*, di ripetizione del burst di impulsi, è superiore a $1/50 \cdot 10^{-6}\text{ s}$ non si applica la condizione 8.3f della Norma *CEI EN 60825-1* e l'energia da considerare per il singolo impulso rimane $Energy_{pulse} = 15\text{ mJ}$ che corrisponde per l'impulso del laser a una *Potenza* $P_0 = 3.75 \cdot 10^5\text{ W}$. Il *tempo di esposizione* t_{exp} da considerare per il rischio oculare è pari a $t_{exp}^{eye} = 100\text{ s}$, mentre per il rischio alla pelle consideriamo $t_{exp}^{skin} = 10\text{ s}$. Osservando la **Tabella I**, il diametro della pupilla di ingresso per il rischio oculare è pari a $d^{eye} = 7\text{ mm}$ e per il rischio alla pelle a $d^{skin} = 3,5\text{ mm}$.

Dalla Tab. 2.2 della *Direttiva 2006/25/EC* possiamo calcolare I seguenti valori di *MPE* per il rischio termico all'occhio:

$$E_{pulse}^{eye} = 1.25 \cdot 10^2\text{ W} \cdot \text{cm}^2$$

$$E_{train}^{eye} = 3.33 \cdot 10^1\text{ W} \cdot \text{cm}^2$$

$$E_{average}^{eye} = 5 \cdot 10^{-3}\text{ W} \cdot \text{cm}^2$$

Osservando la Tab. 2.4 della *Direttiva 2006/25/EC* possiamo calcolare I seguenti valori di *MPE* per il rischio alla pelle:

$$E_{pulse}^{eye} = 2.5 \cdot 10^6\text{ W} \cdot \text{cm}^2$$

$$E_{train}^{eye} = 1.19 \cdot 10^6\text{ W} \cdot \text{cm}^2$$

$$E_{average}^{eye} = 1\text{ W} \cdot \text{cm}^2$$

Con tali valori limite di *MPE*, considerando tutta la *Potenza* del laser entrante nella pupilla di ingresso dei due organi a rischio, si deducono i seguenti valori di *DNRO*:

$$a) \text{ DNRO}_{pulse}^{eye} = 222\text{ cm}$$

$$b) \text{ DNRO}_{train}^{eye} = 429\text{ cm}$$

$$c) \text{ DNRO}_{average}^{eye} = 10\text{ cm}$$

$$d) \text{ DNRO}_{pulse}^{skin} = 2\text{ cm}$$

$$e) \text{ DNRO}_{train}^{skin} = 2\text{ cm}$$

$$f) \text{ DNRO}_{average}^{skin} = 1\text{ cm}$$

Eseguendo il calcolo applicando le due condizioni dell'**eq. 10** otteniamo per la distanza di matching $D_p^{eye} = 2,5\text{ cm}$ e $D_p^{skin} = 1.3\text{ cm}$, da cui:

$$g) \text{ DNRO}_{pulse}^{eye} = 24\text{ cm}$$

$$h) \text{ DNRO}_{train}^{eye} = 33\text{ cm}$$

$$i) \text{ DNRO}_{average}^{eye} = 5\text{ cm}$$

$$j) \text{ DNRO}_{pulse}^{skin} = 1\text{ cm}$$

$$k) \text{ DNRO}_{train}^{skin} = 2\text{ cm}$$

$$l) \text{ DNRO}_{average}^{skin} = 1\text{ cm}$$

Anche per il laser ad *Argon* in continua *Coherent Innova 920D*, viste le limitate dimensioni dello spot laser sul fuoco, applichiamo la condizione per sorgenti collimate impostando la dimensione angolare, della sorgente $\alpha \leq 1,5\text{ mrad}$. Vista la regione spettrale di pertinenza del laser, nel caso in esame si dovrà considerare oltre al rischio oculare *termico*, anche il rischio oculare *fotochimico*. Il *tempo di*

esposizione t_{exp} da considerare per il rischio oculare *termico* è pari a $t_{exp}^{eye, th} = 0,25$ s, per il rischio oculare *fotochimico* consideriamo $t_{exp}^{eye, ph} = 10$ s, per il rischio alla pelle consideriamo $t_{exp}^{skin} = 10$ s.

Osservando la **Tabella I**, il diametro della pupilla di ingresso per il rischio oculare è pari a $d^{eye} = 7$ mm senza nessuna distinzione tra *termico* e *fotochimico* e per il rischio alla pelle a $d^{skin} = 3.5$ mm.

Osservando la Tab. 2.2 e 2.3 della *Direttiva 2006/25/EC*, possiamo calcolare i seguenti valori di *MPE* per il rischio all'occhio:

$$E_{thermal}^{eye} = 2.55 \cdot 10^{-3} W \cdot cm^{-2}$$

$$E_{photoc}^{eye} = 5.75 \cdot 10^{-3} W \cdot cm^{-2}$$

Osservando la Tab. 2.4 della *Direttiva 2006/25/EC* possiamo calcolare il seguente valore di *MPE* per il rischio alla pelle:

$$E_{skyn}^{eye} = 2.00 \cdot 10^{-1} W \cdot cm^{-2}$$

Con tali valori limite di *MPE* considerando tutta la *Potenza* totale $P_0 = 4$ W del laser entrante nella pupilla di ingresso dei due organi a rischio, deduciamo i seguenti valori di *DNRO*:

$$m) DNRO_{Thermal}^{eye} = 573 \text{ cm}$$

$$n) DNRO_{tPhotoc}^{eye} = 381 \text{ cm}$$

$$o) DNRO^{skyn} = 65 \text{ cm}$$

Eseguendo il calcolo applicando le due condizioni dell'**eq. 10** otteniamo per la distanza di matching $D_p^{eye} = 8.9$ cm e $D_p^{skyn} = 4.4$ cm, da cui:

$$p) DNRO_{Thermal}^{eye} = 72 \text{ cm}$$

$$q) DNRO_{tPhotoc}^{eye} = 58 \text{ cm}$$

$$r) DNRO^{skyn} = 17 \text{ cm}$$

CONCLUSIONI

Nel calcolo della distanza *DNRO* in un problema di sicurezza laser, considerando tutta la *Potenza* totale P_0 come responsabile del rischio, si è ottenuto il valore massimo di 429 cm per il laser pulsato *Lumenis Aura* e di 573 cm per il laser ad Argon in continua *Coherent Innova 920D*. Utilizzando la doppia espressione analitica dell'**eq.10** si è ottenuto per la *DNRO* il valore massimo di 33 cm per il laser pulsato *Lumenis Aura* e di 72 cm per il laser ad

Argon in continua *Coherent Innova 920D*. Tali risultati, forniscono uno scenario per la valutazione del rischio, completamente diverso. Nel caso si dovessero applicare le condizioni ottenute, considerando tutta la *Potenza* totale P_0 come responsabile del rischio, tutto il locale di installazione di entrambe le sorgenti dovrebbe essere considerato *ZLC*. Tale fatto comporterebbe delle misure restrittive per la segnalazione della fase di funzionamento della sorgente e per la regolamentazione dell'accesso degli operatori al locale di installazione che dovrebbero, durante la fase di funzionamento, indossare gli occhiali di protezione ovunque se presenti nella *ZLC*. La situazione del rischio ottenuta utilizzando la doppia espressione analitica dell'**eq.10**, limita la *ZLC* a una zona delimitata da un quadrato, centrato sul fuoco della sorgente, di lato pari a 2 volte la *DNRO* ottenuta per i rispettivi laser. Introducendo delle approssimazioni cautelative in riferimento al rischio di sovraesposizione, tale quadrato potrebbe avere lato 100 cm per il laser pulsato *Lumenis Aura* e 150 cm per il laser ad Argon in continua *Coherent Innova 920D*. Tale situazione non obbliga a misure restrittive per la segnalazione della fase di funzionamento della sorgente. Inoltre non impone agli operatori, di indossare gli occhiali di protezione ovunque nel locale di installazione della sorgente ma soltanto se devono svolgere operazioni che li portino a portare i propri bulbi oculari nel quadrato di delimitazione della *ZLC*.

La valutazione del rischio prospettata introducendo nel calcolo della *DNRO* la doppia espressione analitica dell'**eq.10**, si presenta più adeguata in considerazione del preesistente livello di attenzione rivolto verso la sicurezza degli operatori. Infatti la situazione precedente alla valutazione del rischio effettuata, vedeva tutti gli operatori entrare e uscire liberamente dall'ambulatorio senza mai usare dispositivi di protezione e soltanto il medico responsabile dell'intervento risultava protetto da filtri oculari protettivi. A differenza delle radiazioni ionizzanti che per le tipologie dei rischi e per il tipo di propagazione incontrata, prevedono una protezione che esclude l'accesso dell'operatore non protetto dalle zone di rischio, nel campo delle *ROA* utilizzare lo stesso metro, per la

valutazione del rischio, può risultare non adeguato in presenza di sorgenti non collimate tipicamente incontrate in ambito ospedaliero. Per ottenere dei risultati che permettano di innalzare il livello di sicurezza degli ambienti di lavoro osservati, l'Esperto incaricato della sicurezza laser deve misurare il rischio nel modo più accurato possibile, per descrivere una situazione che corrisponda all'effettivo pericolo esistente.

BIBLIOGRAFIA

- 1 D.Lgs. 81/2008: "Attuazione dell'Art. 1 della Legge 3 Agosto 2007 n. 123 in materia di tutela della salute e della sicurezza nei luoghi di lavoro". Capo V del Titolo VIII.
- 2 Direttiva 2006/25/Ce del Parlamento Europeo e del Consiglio del 5 Aprile 2006. Sulle prescrizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (radiazioni ottiche artificiali).
- 3 *CEI EN 60825-1* - Class. CEI 76-2 - CT 76 - Fascicolo 9891 - Anno 2009 - Edizione Quinta - Sicurezza degli apparecchi - laser Parte 1: Classificazione delle apparecchiature e requisiti.
- 4 Coordinamento Tecnico per la sicurezza nei luoghi di lavoro delle Regioni e delle Province autonome: "Decreto Legislativo 81/2008 Titolo VIII, Capo I, II, III, IV e V sulla prevenzione e protezione dai rischi dovuti all'esposizione ad agenti fisici nei luoghi di lavoro Indicazioni operative". in collaborazione con: ISPESL
- 5 A Non-Binding Guide to the Artificial Optical Radiation Directive 2006/25/EC - Radiation Protection Division, Health Protection Agency (2007).
- 6 Report AIFM N.5 (2009) - Laser medicali: tipologie, analisi dei rischi, procedure di sicurezza, controlli. A cura del: Gruppo di Lavoro AIFM NIR.

Ottimizzazione dell'acquisizione delle immagini TC e della valutazione dosimetrica in RT nel caso di trattamenti di protesi metalliche

M. Maurizio¹, M. Fortunato², L. Maffioletti³, C. Italia³, G. Gritti³, R. Moretti²

¹Corso di laurea in Tecniche di Radiologia Medica per immagini e radioterapia

²U.S.C. Fisica Sanitaria - Ospedali Riuniti di Bergamo

³U.S.C. Radioterapia Oncologica - Ospedali Riuniti di Bergamo

INTRODUZIONE

Nei trattamenti radioterapici, la presenza di protesi metalliche all'interno del volume da irraggiare comporta una alterazione della distribuzione di dose non sempre contabilizzata in maniera accurata da metodi di calcolo differenti dal Monte Carlo [1][2]. Tale variazione si manifesta nell'intorno dell'impianto, ed è dovuta alla radiazione retrodiffusa che si genera dall'interazione dei fotoni del fascio di trattamento con il materiale ad alto Z [1][3].

Allo scopo di minimizzare la presenza di artefatti nelle immagini CT e ottimizzare lo studio dosimetrico del trattamento radioterapico, sono stati indagati gli effetti di differenti protocolli di acquisizione TC sul calcolo dosimetrico e valutate le sovra-dosi nelle regioni limitrofe all'impianto, mediante l'impiego di pellicole radio cromatiche [4]. La tipologia di protesi studiata è quella del fissatore vertebrale in titanio EXPEDIUM® Spine System, (DePuy Spine). L'acquisizione delle immagini e l'erogazione dei fasci è stata effettuata su fantoccio osseo di suino immerso totalmente in acqua.

MATERIALI E METODI

Il fantoccio (Figura 1) è stato realizzato a partire dalla seconda, terza e quarta vertebra cervicale di suino giovane.

Le ossa sono state pulite, rivestite di cera al fine di rallentare il processo di decomposizione, e assemblate mediante fogli di materiale termoplastico per garantire la riproducibilità di posizionamento. Il fantoccio simula, per dimensione, una porzione del tratto dorso-lombare umano ed è stato fissato al fondo di una bacinella con-

tenente acqua a simulare il tessuto umano. L'impiego della maschera termoplastica, opportunamente sagomata, ha consentito il posizionamento riproducibile delle pellicole radiocromatiche entro gli spazi intervertebrali e lungo il canale midollare.



Figura 1: Vista coronale e sagittale del fantoccio osseo

La protesi utilizzata nello studio è l'EXPEDIUM® Spine System della DePuy Spine (Figura 2), ovvero un fissatore vertebrale per il tratto dorso-lombare, che si compone di due perni ed un'asta, realizzati in titanio.



Figura 2: Fissatore dorsale EXPEDIUM® Spine System (DePuy Spine)

Al fine di ottimizzare il protocollo di acquisizione TC per minimizzare gli artefatti [5] si è studiata l'influenza della scelta del protocollo di acquisizione sul calcolo dosimetrico. Lo studio è stato condotto a partire da cinque differenti protocolli (Tabella I) sui quali è stata applicata la medesima balistica e prescrizione di irraggiamento.

Serie	kV	mAs	Spessore di strato	Spessore di ricostruzione
1	130	61	2.5 mm	2.5 mm
2	130	108	1.25 mm	1.25 mm
3	130	108	2.5 mm	2.5 mm
4	130	108	10 mm	1 mm
5	130	70	1.25 mm	1 mm

Tabella I: Protocolli di acquisizione delle immagini TC

Le differenti distribuzioni delle curve isodose sono state confrontate mediante l'impiego della funzione $\Gamma(\delta r, \delta D)$.

$$\Gamma^2(\delta D, \delta r) = \left[\frac{\delta D(d_m, d_c)}{\Delta D} \right]^2 + \left[\frac{\delta r(r_m, r_c)}{\Delta r} \right]^2$$

dove:

$$\delta D(d_m, d_c) = D(d_m) - D(d_c)$$

$$\delta r(r_m, r_c) = |r_m - r_c|$$

L'errore di posizionamento δr è stato impostato al minimo valore possibile ($\Delta r = 1\text{mm}$) trattandosi di immagini TC con medesime coordinate DICOM. Le differenze in dose ΔD prese in esame sono state valutate per l'intervallo 1÷3 %. In questo modo si è utilizzata la funzione a due parametri come una funzione a singolo parametro rimuovendo la correlazione tra dose e posizione.

$$\Gamma(\delta D) = \frac{\delta D(d_m, d_c)}{\Delta D}$$

In questo modo le differenze dosimetriche tra i differenti protocolli possono essere apprezzate mediante l'analisi delle $\Gamma(\Delta D)$. Il TPS usato per elaborare i piani di trattamento è ECLIPSE 8.9 (Varian) sul quale sono state studiate differenti balistiche di irraggiamento e per quella più sfavorevole dal punto di vista della distribuzione di dose (campo diretto [6] di fotoni

da 6 MV normalizzato alla profondità di 6 cm) valutare le differenze dosimetriche.

La dosimetria è stata effettuata utilizzando le pellicole⁴ GAFCHROMIC EBT II posizionate in appositi intagli ricavati nella maschera termoplastica in corrispondenza degli spazi intervertebrali e lungo il canale midollare.

I trattamenti sono stati erogati per tre diverse configurazioni del fantoccio: fantoccio non provvisto di protesi, fantoccio con protesi, fantoccio con protesi e senza la vertebra centrale. L'ultima configurazione è stata ottenuta sostituendo il corpo vertebrale con uno spessore di poliestere.

L'analisi specifica sulla distribuzione della dose nell'immediato intorno della protesi è stata invece effettuata inserendo l'asta del fissatore in due supporti di poliestere affacciati e contenenti nell'interfaccia una pellicola radiocromica. La pellicola è stata opportunamente forata per consentire l'analisi della distribuzione nei primi millimetri dell'impianto. La balistica di irraggiamento è stata ottenuta mediante l'irraggiamento diretto lungo la direzione della pellicola in modo da intercettare l'asse.

Per confrontare la corrispondenza tra la dose pianificata e quella effettivamente erogata, sono state confrontate le distribuzioni di dose lette sulle pellicole poste negli spazi intervertebrali e le isodosi, calcolate sullo stesso piano, estratte dal TPS (Figura 3). La pellicola inserita all'interno del canale midollare, invece, ha fornito informazioni sull'andamento della dose lungo il canale e lungo le due circonferenze del foro vertebrale in corrispondenza dei perni del fissatore. Per la misura di dose sull'asta è stato considerato il profilo di dose lungo la direzione del fascio e passante attraverso il foro dell'asta di fissaggio.

RISULTATI

Dal confronto delle isodosi ricavate dai piani elaborati sulle diverse acquisizioni TC emerge che, per $\Delta D = 3\%$, si rileva una buona sovrapposibilità tra i diversi protocolli TC. Solamente per piccole differenze in dose ($\Delta D = 1\%$), il protocollo n° 2 risulta confrontabile con l'acquisizione standard di riferimento (Tabella II).

Serie	Assiali	Coronali	Sagittali
1 vs 2	100	100	98,9
1 vs 3	27,7	100	100
1 vs 4	26,1	100	100
1 vs 5	26,9	100	100

Tabella II: Percentuale di punti che passano il test $\Gamma(\delta D)$ rispetto all'acquisizione standard (serie 1)

La sostanziale compatibilità tra i risultati evidenzia la possibilità che la scelta del miglior protocollo di acquisizione TC sia da riferirsi alle sole ragioni cliniche.

Dal confronto tra dose pianificata e dose effettivamente erogata, si nota una buona corrispondenza tra le distribuzioni di dose lette dalle pellicole e quelle estratte dal TPS. La percentuale di punti NON coincidenti, con $\Gamma > 1.16$, è del 17%. Nelle pellicole si evidenzia un "riscaldamento" nella zona limitrofa all'impianto; mentre nelle distribuzioni estratte dal TPS, osserviamo un'alterazione del tratto lineare del fronte delle isodosi da imputare alla presenza del metallo (Figura 3).

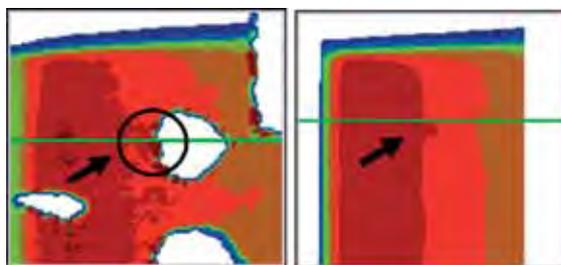


Figura 3: A sinistra la pellicola radiocromica esposta, la freccia indica la posizione in cui l'asta di fissaggio entra verticalmente; a destra le isodosi esportate dal TPS per il confronto tra erogato e pianificato

I profili di dose lungo il canale midollare non mostrano oscillazioni significative in corrispondenza dei perni metallici, a dimostrare che il materiale osseo tra midollo e gli stessi è sufficiente a schermare la radiazione prodotta dall'interazione dei fotoni con il materiale ad alto Z.

Questo risultato ha spinto alla valutazione dosimetrica dell'incremento di dose nell'interfaccia tra metallo e tessuto, svincolandosi dalla presenza del corpo vertebrale. La misura di dose nell'intorno dell'asta metallica, infatti, presenta un profilo

della distribuzione di dose con un forte incremento nella zona antistante il metallo (fino ad un massimo del 17%) e non significativo nella zona posteriore [3] (Figura 4).

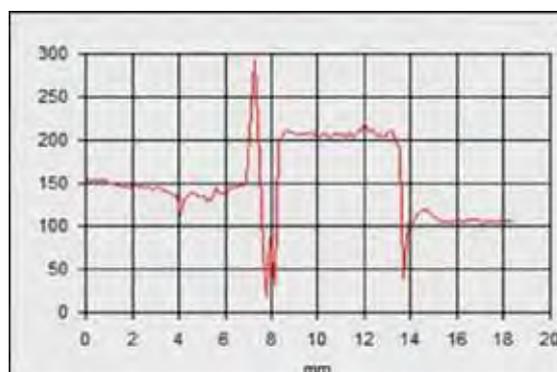


Figura 4: Profilo di dose secondo la direzione di propagazione del fascio di fotoni attraversante l'asta metallica

CONCLUSIONE

La scelta del protocollo di simulazione TC deve essere attuata in funzione dell'ottimizzazione della visualizzazione delle strutture di interesse. Lo studio ha infatti dimostrato che al variare dei parametri di acquisizione non si rivelano sostanziali cambiamenti nel calcolo della distribuzione di dose.

Il caso preso in considerazione ha mostrato che la presenza del fissatore vertebrale non inficia il trattamento radioterapico da un punto di vista dell'incremento di dose ai tessuti sani. L'aumento di dose non è rilevante data la distanza tra il materiale ad alto Z e l'organo seriale, anche per la presenza dello schermo naturale offerto dalla corticale dei corpi vertebrali. Qualora le protesi si trovino ad essere vicine (distanze $< 2\text{mm}$) ad organi particolarmente sensibili, si deve tenere conto dell'aumento di dose dovuto all'interazione tra il metallo ed i fotoni del fascio di trattamento; come nel caso delle gabbie in titanio utilizzate per la ricostruzione dei corpi vertebrali, posizionate a pochi millimetri dal canale midollare.

REFERENCES

- [1] Keall P. V., Siebers J. V., Jeraj R., Mohan R.: Radiotherapy dose calculation in the presence of hip prostheses. *Medical Dosimetry* 28, n. 2: 107-112, (2003).
- [2] Laub W., Nusslin F.: Monte Carlo dose cal-

- culations in the treatment of a pelvis with implant and comparison with pencil-beam calculations. *Medical Dosimetry* 28, n. 4: 229-233, (2003).
- [3] Ding G. X., Yu C. W.: A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 51, n. 4: 1167-1175, (2001).
- [4] Eng T. Y.: Dose attenuation through a titanium alloy hip prosthesis. *Medical Dosimetry* 25, n. 1: 7-8, (2000).
- [5] Lewis M., Toms A. P., Reid K., et al: CT metal artefact reduction of total knee prostheses using angled gantry multiplication reformation. *The Knee* 17: 279-282, (2010).
- [6] Barton R., Robinson G., Gutierrez E., et al.: Palliative radiation for vertebral metastases: the effect of variation in prescription parameters on the dose received at depth. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys* 52, n. 4: 1083-1091, (2002).
- [7] Pekmezci M., Dirican B., Yapici B., et al.: Spinal implants and radiation therapy: the effect of various configurations of titanium implant systems in a single-level vertebral metastasis model. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 88-A, n. 5: 1093-1100, (2006).

Novità ICRP, ICRU, NRCP

a cura di Nuccia Canevarollo



L'ICRP ha ora un nuovo sito web, aggiornato alle nuove e più ampie esigenze di consultazione. Dal sito è possibile scaricare liberamente la Pubblicazione 111 **"Application of the Commissions Recommendations to the Protection of People Living in Long-term Contaminated Areas after a Nuclear Accident or a Radiation Emergency"**. La Commissione ha infatti deciso di far sì che la pubblicazione sia disponibile in sostegno a coloro che si occupano in Giappone dell'incidente di Fukushima.

Sono inoltre disponibili, ma non scaricabili liberamente, la Pubblicazione ICRP 114 **"Environmental Protection: Transfer Parameters for Reference Animals and Plants"**, la Pubblicazione 115 ICRP **"Statement on Radon and Lung cancer risk from radon and progeny"**, delle cui consultazioni si era data notizia nel numero precedente del nostro periodico ed infine la Pubblicazione 116 **"Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposure"**. Quest'ultima aggiorna i coefficienti di conversione per il calcolo della dose efficace e della dose equivalente agli organi, in accordo alle Raccomandazioni ICRP del 2007. Il calcolo dei coefficienti è stato fatto usando i fantocci ICRP/ICRU standard, per uomo adulto e la donna adulta di riferimento, insieme a codici Monte Carlo che simulano il trasporto della radiazione entro il corpo umano, come EGSnrc, FLUKA, GEANT4, MCNPX e PHITS.

Le radiazioni incidenti e le energie considerate sono fasci esterni di fotoni monoenergetici nel range 10 keV-10 GeV, elettroni e positroni di 50 keV-10 GeV, neutroni di 0,001 eV-10 GeV, protoni di 1 MeV-10 GeV, ecc. Le quantità operative per fotoni, neutroni, elettroni continuano a fornire una buona approssimazione con i coefficienti di conversione per la dose efficace per le energie considerate nell'ICRP N.ro 74 e il Report ICRU N.ro 57, ma non alle energie più elevate, prese in considerazione nell'ultimo Report. I coefficienti di conversione in esso riportati rappresentano i valori di riferimento ICRP/ICRU. Sono stati stabiliti usando vari insiemi di dati originali, cui sono stati applicate tecniche quali la media, lo smoothing e il fitting dei dati. Sono in parte tabulati negli annessi, interamente tabulati nel CD in formato ASCII e software Microsoft Excel.

Sono inoltre state fatte simulazioni Monte Carlo separate per determinare la dose assorbita al cristallino dell'occhio per fotoni incidenti, elettroni e neutroni, usando un modello stilizzato per l'occhio. Allo stesso modo, sono stati derivati i coefficienti di conversione per la dose equivalente localizzata alla pelle per elettroni e particelle alfa da simulazioni Monte Carlo con fascio parallelo, incidente normalmente su una "slab" tessuto equivalente.



La NCRP ha pubblicato il Report No.168 “**Radiation Dose Management for Fluoroscopically-Guided Interventional Medical Procedures**” e il Report No. 170 “**Second Primary Cancers and Cardiovascular Disease After Radiation Therapy**”. La pubblicazione No.168 offre raccomandazioni e informazioni di utile aiuto nella gestione della dose da radiazione sia dei pazienti che dello staff medico, durante l'uso di sistemi fluoroscopici per guidare l'esecuzione di procedure diagnostiche e terapeutiche.

Le procedure interventistiche guidate da fluoroscopia (per esempio l'angiografia diagnostica, l'angioplastica, il posizionamento di stent) sono comunemente effettuate negli Stati Uniti e non solo, sia per la minore invasività che per il minor costo e consentono tempi di ricovero più brevi delle procedure chirurgiche. Vengono effettuate da medici radiologi e altri specialisti, come ortopedici e cardiologi, coadiuvati da equipe di supporto medico.

Il Report sarà di utilità per quei medici e operatori sanitari che prendono parte a queste procedure, ma non hanno ricevuto la formazione sufficiente negli aspetti di radioprotezione per usare le apparecchiature (per esempio la conoscenza dell'operatività dell'apparecchio radiologico, le tecniche di ottimizzazione dell'immagine, il contenimento della dose da radiazione per il paziente e per gli operatori, la valutazione del rapporto rischio-beneficio e il potenziale detrimento precoce o tardivo).

Il Report è altresì rivolto a coloro che hanno compiti di sorveglianza e che possono dare prescrizioni a coloro che utilizzano le procedure, in merito a:

- ✓ ottimizzazione dei protocolli di imaging;
- ✓ stima delle tempistiche delle procedure;
- ✓ utilizzo dei dispositivi di protezione e contenimento della dose;
- ✓ tracciabilità e comportamento temporale delle dosi assorbite dai pazienti e dagli utilizzatori;
- ✓ credenziali e specializzazioni dei medici per l'uso di queste procedure altamente specializzate.

Le raccomandazioni NCRP nel report sono elencate nel suo "Executive Summary" per un facile reperimento, e sono poi richiamate nel testo principale, in modo più completo ed approfondito. Non manca una estesa bibliografia.

Pubblicazione No. 170 “**Second Primary Cancers and Cardiovascular Disease After Radiation Therapy**” (2011): gli avanzamenti nella cura del cancro e la diagnosi precoce hanno contribuito a migliorare il rateo di sopravvivenza relativo a cinque anni per tutte le tipologie di cancro nel loro insieme, raggiungendo il 66,1% tra il 1999 e il 2006. La radioterapia rimane un cardine nel trattamento favorevole del cancro, con il trattamento di circa il 50% di tutti i pazienti malati. Per molti pazienti tuttavia, l'aumento di sopravvivenza ha comportato seri effetti tardivi associati al trattamento. Il cosiddetto Second Primary Cancer (SPC) e la malattia cardiovascolare (CVD) sono due dei più frequenti ed importanti eventi che minacciano la vita, associati alla RT. Il Report tratta del rischio di SPC e CVD tra un numero crescente di sopravvissuti al cancro nel mondo intero. Esso focalizza i temi epidemiologico e dosimetrico attinenti alle metodiche passate, convenzionali e nuove in RT, incluse la RT ad intensità modulata e la terapia protonica. Vengono presi in esame i trattamenti su bambini, adolescenti e adulti. C'è una chiara indicazione di aumento di SPC dopo irradiazione ad alta dose e irradiazione diffusa. Per esempio, viene riportato l'aumento di rischio specifico da radiazioni di cancri secondari per mammella, polmone, tiroide, cervello, osso, tessuti molli, leucemia. Le stime quantitative di rischio da CVD stanno emergendo ora e rappresentano un'area importante di ricerca futura. Nel Report vengono infine esposti gli approcci precedenti e quelli attuali per stimare le dosi specifiche individuali ad organi fuori dai campi di irraggiamento.



International Commission on Radiation Units and Measurements, Inc.

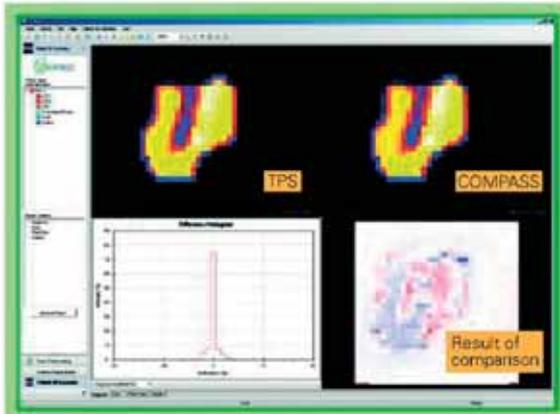
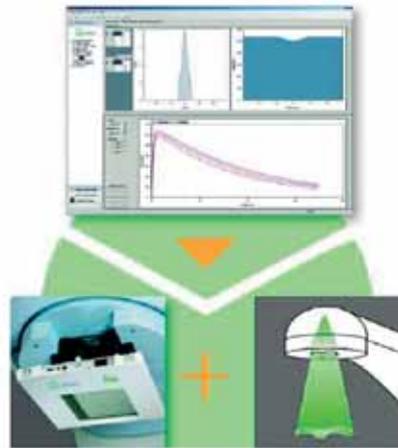
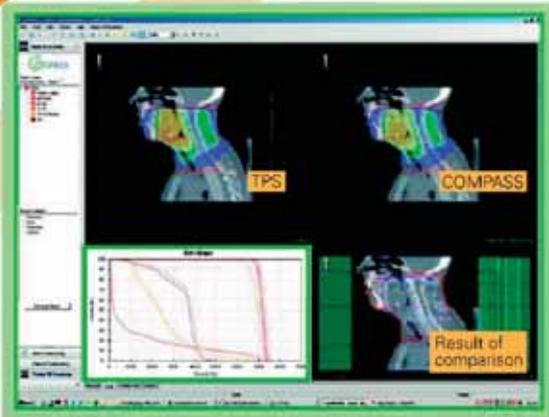
Nell'ultimo numero del periodico si era data notizia della pubblicazione del Report 84 **"Reference Data for the Validation of Doses from Cosmic Radiation Exposure of Aircraft Crew"**. Sono oggi disponibili il Report 85 **"Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation"** e il Report 86 **"Quantification and Reporting of Low-Dose and Other Heterogeneous Exposures"**.

In quest'ultimo documento, si tratta diffusamente della dose assorbita, che è il valor medio dell'energia impartita ad un volume di interesse diviso la massa del volume stesso, come di una grandezza molto efficace per descrivere l'esposizione alle radiazioni. Per esempio, in radioterapia e nei procedimenti industriali con radiazioni, essa è di solito adeguata per predire gli esiti dell'irradiazione. Comunque in situazioni in cui l'eterogeneità della deposizione di energia o della struttura del target risultino in una deposizione di energia a livello appunto del bersaglio (spesso una cellula o il nucleo cellulare) drammaticamente differente dal valor medio, la dose assorbita non offre sufficienti informazioni a comprendere le conseguenze dell'irradiazione o per l'uso di modelli di risposta alla radiazione. In alcuni casi, come nelle irradiazioni con fasci di dimensioni microscopiche, le esposizioni eterogenee sono state create intenzionalmente allo scopo di studiare i meccanismi di risposta. In altre situazioni, come in presenza di solo fondo naturale, l'eterogeneità si verifica come risultato di un basso livello di esposizione alla radiazione o come piccola concentrazione locale di radioattività. Quando la deposizione di energia è eterogenea, la descrizione convenzionale in termini di dose assorbita può essere fuorviante perché suggerisce che le strutture vicine si troveranno esposte alla stessa entità di danno e che la quantità ricevuta da un individuo bersaglio può essere diminuita quanto si vuole. Infatti, l'individuo target può ricevere deposizioni di energia altamente variabili, con una media ed una varianza determinate dalle proprietà fisiche della radiazione e del target. Affidarsi perciò al valor medio piuttosto che allo spettro della deposizione reale di energia, può portare a conclusioni inappropriate sulla relazione tra energia depositata ed avvio della risposta biologica. Anche con la stessa quantità di energia depositata, lo spettro di danno iniziale dipende dalla qualità della radiazione, talora espressa in termini di LET. Comunque, la combinazione complessa di processi biomolecolari che ha luogo a seguito dell'irradiazione fa sì che risulti improbabile che la descrizione di ogni singolo parametro sia soddisfacente per comprendere i processi biologici.

Il Report raccomanda quindi che, nei casi in cui la deposizione di energia sia eterogenea, venga data una descrizione dettagliata del campo di radiazione, con una rappresentazione appropriata del sistema irradiato. La descrizione completa della radiazione è la distribuzione energetica della radianza delle particelle in funzione del tempo ed il tipo di particelle. Comunque, una descrizione semplificata come la distribuzione del rateo di fluenza, la densità di probabilità dell'energia lineale e del rateo di eventi, o anche il rateo di dose assorbita e la qualità della radiazione costituiscono in molti casi descrizioni appropriate.

COMPASS

Your guide to next generation monitoring and verification



- Determinazione della distribuzione di dose durante il trattamento radioterapico del paziente (misura della mappa di fluenza e calcolo della distribuzione spaziale di dose).
- Visualizzazione della distribuzione di dose 3D sull'anatomia del paziente (immagini TAC).
- Comparazione tra la distribuzione di dose misurata e quella pianificata.



EL.SE. s.r.l.
Via Pier della Francesca, 26
20090 - Trezzano s/N (MI) - Italy

www.el-se.com
info@el-se.com



We work with Energy
In Radiation Technology

IN MEMORIA DI VIVIANA

Sandro Sandri

Presidente dell'AIIRP, Associazione Italiana di Radioprotezione

È passato qualche mese dalla scomparsa della cara Viviana Klamert, avvenuta venerdì 16 dicembre 2011, ma il suo ricordo è ancora vivo in tutti noi dell'AIIRP e sono sicuro che lo sia anche in tutti coloro che hanno avuto il piacere di conoscerla.

Con il passare del tempo ci rendiamo sempre più conto di quanto ci manchi il suo supporto nella conduzione di tutte le attività associative.

Viviana si è iscritta all'AIIRP nell'anno 1980 e ci ha quindi dato il suo contributo per oltre trent'anni, entrando a far parte del Consiglio Direttivo nel 1992, con la funzione di tesoriere fin dall'inizio del suo mandato. È stata un corretto, attento e puntiglioso tesoriere fino all'anno 2000, quando è stata nominata vicepresidente, per diventare poi nostro presidente nel 2007.

Come Presidente dell'AIIRP è sicuramente da ricordare per il rigore con il quale ha sostenuto la necessità di rispettare la tradizione in tutte le manifestazioni dell'Associazione. Decisa fautrice dell'applicazione letterale dei nostri Statuto e Regolamento, è sempre stata convinta che le regole condivise siano alla base dell'affidabilità e della credibilità di qualsiasi organizzazione e che non sia possibile applicarle in modo approssimativo o saltuario. Si è quindi sempre opposta fermamente a interpretazioni arbitrarie delle regole, anche quando la loro fedele applicazione poteva apparire troppo pedante. Se del caso, eventuali loro modifiche dovevano essere apportate, dopo analisi approfondite di tutte le loro conseguenze, con il gradimento convinto dei soci, oltre che, ovviamente, con il rigoroso rispetto delle procedure. In questo Viviana è stata una maestra per tutti noi, anche nel ricordarci ogni volta quali fossero le giuste regole da seguire o quando fosse necessario consultare scrupolosamente le norme per assicurarci che tutto fosse condotto con regolarità.

Nel suo ruolo di responsabile dell'AIIRP Viviana, nonostante il suo innato attacca-

mento alla tradizione, ha sempre dato spazio alle proposte che pervenivano dai soci, anche a quelle per lei troppo innovative.

Viviana non ha ripresentato la sua candidatura a far parte del CD per il triennio 2010-2012, essenzialmente per dare spazio ad altri colleghi che intendevano a loro volta impegnarsi più attivamente nella gestione dell'Associazione. Come ho avuto modo di notare in tante occasioni, ha comunque continuato a fornirci il suo validissimo supporto anche come semplice socio ordinario. In un recente verbale dell'associazione stilato dopo la sua uscita dal Consiglio Direttivo si può leggere:

...Viviana Klamert, per l'esperienza maturata, per la sua correttezza, nonché per la profonda conoscenza dello Statuto, del Regolamento e dei meccanismi formali dell'Associazione, eserciterà funzioni di controllo sull'attuazione delle decisioni assunte dal C.D., nel rispetto anche dell'etica professionale; inoltre assisterà, almeno in una fase iniziale, il tesoriere e il segretario....

La sua storia professionale è legata allo sviluppo della dosimetria in Italia, a cominciare dalla sua tesi di laurea in fisica su un nuovo dosimetro a termoluminescenza, discussa nel 1968, presso l'Università degli Studi di Milano. Questa passione è testimoniata, in particolare, dagli oltre 40 lavori scientifici pubblicati su riviste nazionali e internazionali, o negli atti di convegni, e dedicati appunto a studi e sviluppi nel settore della dosimetria esterna con dispositivi passivi.

Il suo nome è anche associato al Dipartimento di Ingegneria Nucleare (attuale Dipartimento di Energia)- CESNEF - del Politecnico di Milano, dove ha lavorato per quarant'anni, dal 10 febbraio 1969 al 30 giugno 2009.

La sua attività nel CESNEF e le sue qualità hanno fatto sì che fosse nominata Responsabile del Servizio di Dosimetria individuale di quel Dipartimento fin dal 1994.

Fondamentale è stato il suo contributo al “famoso” Gruppo di Lavoro ENEA-EDP, del quale ha fatto parte fin dalla sua costituzione, nel 1984. Il Gruppo è stato l’unico riferimento in Italia per la verifica dell’affidabilità dei servizi di dosimetria, e, dopo il suo scioglimento, ne sentiamo tutti la mancanza. Nonostante che la legge ne preveda in pratica la ricostituzione, non si è ancora riusciti a tutt’oggi a realizzarla, a testimoniare ancor più il grande valore e lo spirito d’iniziativa di Viviana e dei colleghi che fondarono quasi trent’anni fa l’ENEA-EDP.

L’impegno professionale di Viviana è sempre stato rivolto alla diffusione delle conoscenze tecnico-scientifiche e alla loro organizzazione in documenti standardizzati, che consentissero di uniformare le pratiche con indubbio vantaggio per tutti i laboratori coinvolti. Questa sua dedizione l’ha portata a collaborare attivamente all’interno degli organismi di normazione nazionali e internazionali. È stata, fra l’altro, presidente della Sottocommissione 2 “Protezione dalle radiazioni” dell’UNICEN e dei Gruppi di lavoro ISO “Dosemeters for external personal dosimetry” e “Reference radiation fields”. Ha anche fatto parte dell’Advisory Group dell’ISO/TC85/SC2, nonché del Comitato Tecnico 45/345 del CEI e del sottocomitato 45B dell’IEC “Radiation protection instrumentation”. Ha infine fatto parte, per molto tempo, del Gruppo Europeo per la Dosimetria delle Radiazioni (EURADOS), dove ha rappresentato il CESNEF.

La poliedrica versatilità di Viviana in campo professionale l’ha portata a svolgere

anche un’intensa attività operativa. Iscritta con il n. 77 nell’elenco degli Esperti Qualificati di III grado, si è sempre impegnata in prima persona nelle attività di sorveglianza fisica della Radioprotezione.

Vorrei concludere questa memoria sulla cara Viviana riportando il brano che ho scritto subito dopo la sua scomparsa. Esso è rimasto per molti mesi sul sito web dell’AIRP e riassume il sentimento che ho provato in quel momento. Credo, peraltro, che esso interpreti anche l’affettuosa e profonda commozione di tutti i soci, soprattutto di quelli che hanno avuto la fortuna di apprezzarne più da vicino le qualità umane e professionali.

Dal Presidente:

Con profonda tristezza devo annunciare la scomparsa della cara Viviana Klamert, avvenuta venerdì 16 dicembre 2011. Viviana è stata una colonna portante dell’Associazione per tanti anni, prima come tesoriere e poi come Presidente. Con i suoi modi schietti e diretti ci ha insegnato a condurre la vita Associativa nella correttezza e nel rispetto della tradizione. Fino a pochi giorni fa ha continuato a dare la sua disponibilità per collaborare all’attività dell’AIRP. Saluto l’amica Viviana e le assicuro che continuerò fino a quando mi sarà consentito, ad applicare i suoi insegnamenti che mi hanno sempre indicato la via migliore per rendere l’AIRP una società attiva e rispettata.

Ciao Viviana.

Sandro

Colleferro, 05 Aprile 2012



EuCheMS 8th International Conference on Nuclear and Radiochemistry

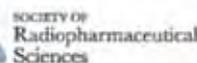
16 - 21 Sept 2012 - Grand Hotel di Como, Como, ITALY



Società Chimica Italiana



Gruppo Interdivisoriale
di Radiochimica



SOCIETY OF
Radiopharmaceutical
Sciences



Highlights of the Conference

Radiopharmaceutical Chemistry
(Radiodiagnostics, Radiotherapy,
Theragnostics)

Chairman: **Mauro L. BONARDI**
Università degli Studi
and INFN Milano, Italy

Chemistry of
Radioelements and
Superheavy Element Research

Co-Chairs: **Heinrich H. COENEN**
Forschungszentrum
Juelich GmbH, Germany

Isotope Effects, Reaction
Mechanisms and Recoils,
Nuclear Based Spectroscopies

Heinz W. GAEGGELER
PSI, Villigen, Switzerland

Nuclear Fuel Cycle and
Present NPP (including
Gen IV and Th Reactors)

Lake
of
Como

Nuclear Chemistry, Radionuclide
Production, High-Power Targetry

Education in Radiochemistry and
Dissemination of Culture in Nuclear
and Radiochemistry

Scientific Secretary: **Simone MANENTI**
nrc8@mi.infn.it

Radioactive Elements
in the Environment
and Health Physics

Secretary: **Ambra GIANOLA**
Giovanna LAPIETRA

Application of Radiotracers
and Nanoparticles

<http://nrc8.mi.infn.it>



EUROPEAN NUCLEAR SOCIETY

Esiti della campagna ispettiva nelle installazioni di Risonanza Magnetica a scopo medico condotta nel 2011 dall'INAIL

Area Ricerca, Omologazione, Verifica

Francesco Campanella, Massimo Mattozzi, Laura Moretti,
Teresa Pennazza, Maria Antonietta D'Avanzo

*INAIL - Area Ricerca, Omologazione, Verifica
Dipartimento Igiene del Lavoro, Settore per le verifiche autorizzative ed ispettive nelle radiazioni ionizzanti ed in risonanza magnetica*

1. Contesto dell'indagine

L'Inail, nel corso del 2011, ha effettuato una campagna di monitoraggio sui presidi di Risonanza Magnetica ad uso medico diagnostico, installati ed operanti sul territorio nazionale. In particolare, ha effettuato accertamenti ispettivi in Strutture Sanitarie Pubbliche, Private e Private convenzionate, per un totale di 43 Strutture e 58 Apparecchiature RM. Tali accertamenti sono stati effettuati sulla base della programmazione delle attività del Settore per le Verifiche Autorizzative ed Ispettive nelle Radiazioni Ionizzanti e Risonanza Magnetica, e nel rispetto delle attribuzioni di legge, ovvero ai sensi del D.P.R. 542/94 che cita:

“Art. 7 Vigilanza e Controlli”

- ✓ la vigilanza delle apparecchiature RM è demandata alle ASL;
- ✓ gli accertamenti Ispettivi per verificare la Conformità dell'installazione e dell'uso delle apparecchiature alle prescrizioni possono essere effettuati in ogni tempo dal Ministero nonché dall'ISS e dall'ISPESL, anche su richiesta del Ministero stesso, della Regione o Provincia Autonoma;
- ✓ l'accertata violazione delle prescrizioni può comportare la sospensione temporanea o la revoca dell'autorizzazione.

Tali compiti, espletati dal Settore sopra richiamato sulla base di uno specifico regolamento emanato con decreto com-

missariale nel 2009, saranno - auspicabilmente - del tutto confermati ed anzi ulteriormente potenziati all'atto dell'entrata in vigore della nuova Direttiva Europea n.40 del 2004, per la cui introduzione, al momento prevista per il 30 ottobre 2013, c'è grande attesa in tutta la comunità scientifica di settore.

L'attività ispettiva consiste di due fasi del tutto correlate fra loro: l'istruttoria documentale connessa allo studio della “Comunicazione di avvenuta installazione” pervenuta all'Istituto, e il successivo sopralluogo tecnico di verifica, finalizzato all'accertamento ispettivo della conformità dell'installazione agli standard di sicurezza vigenti ai sensi dell'articolo 2 del sopra richiamato DPR, ovvero:

- ✓ corretta installazione del tomografo e dei dispositivi di sicurezza ad esso associato;
- ✓ adeguatezza delle procedure tecniche e mediche adottate;
- ✓ verifica di funzionamento dei sistemi di sicurezza legati alle diverse tipologie di magneti installati.

L'atto che formalmente consente al Settore di venire a conoscenza delle nuove installazioni presenti sul territorio nazionale è la “Comunicazione di avvenuta Installazione” che ogni Struttura Sanitaria, preventivamente autorizzata ai sensi di legge, è tenuta a produrre agli organismi competenti ai sensi del D.M. 2/8/1991.

Con tale “Comunicazione” la Struttura

Sanitaria fornisce agli organismi di vigilanza tutte le informazioni sulle caratteristiche strutturali, tecnologiche e organizzative specifiche del proprio sito RM, consentendo all'Istituto la pianificazione e il successivo espletamento dell'attività ispettiva.

Lo strumento attraverso il quale il funzionario incaricato INAIL espone le risultanze del sopralluogo ispettivo è il Verbale d'Ispezione RM, peraltro reso disponibile all'utenza sul sito www.ispesl.it/documentazione/settautorispridil.asp; in esso sono contenuti i parametri di controllo a cui si fa riferimento nel corso dell'indagine, e, al termine della verifica, si esprime un giudizio di merito relativamente allo stato del sito esaminato, certificandone la conformità o non conformità ai requisiti di legge.

Il verbale è redatto al termine di ogni visita ispettiva: è un atto ufficiale rilasciato a nome per conto dell'istituto, contiene al suo interno tutti gli elementi di riferimento dell'ispezione che ne identificano le specificità e viene firmato da tutti i soggetti presenti al momento del sopralluogo ispettivo, in rappresentanza delle diverse istituzioni, compreso l'organo di vigilanza locale che, per correttezza di procedure, viene invitato a partecipare al sopralluogo.

Le disposizioni impartite nel verbale di ispezione INAIL si dividono in:

- ✓ **“indicazioni”**, ovvero azioni di rimedio che tendono ad ottimizzare il sito RM al fine di garantire il pieno rispetto degli standard di sicurezza in tutti gli aspetti, ma che, se non recepite dal presidio, di fatto non prevedono azioni, da parte degli organi di vigilanza, restrittive ai fini della sicurezza. Il mancato adempimento nei termini ritenuti solleciti, va trasmesso al Dipartimento di Prevenzione ASL territorialmente competente per le determinazioni del caso.
- ✓ **“prescrizioni di sicurezza”**, ovvero azioni di rimedio che il presidio è obbligato ad attuare per risolvere carenze significative riscontrate durante l'accertamento ispettivo. Nel caso in cui ciò comporti, oltre al non rispetto degli standard di sicurezza,

anche la possibilità di ingenerare rischi immanenti per la sicurezza dei lavoratori e della popolazione, è prevista la sospensione dell'attività diagnostica secondo specifiche procedure codificate nel regolamento di Settore sopra introdotto.

2. Obiettivo dello studio

Nell'espletamento dei compiti, che il disposto di legge di cui sopra gli assegna, l'Inail si è posto come obiettivo dello studio:

- ✓ l'individuazione dei parametri più critici dal punto di vista della sicurezza dei lavoratori e della popolazione al fine di analizzare nel modo più esauriente possibile le informazioni ottenute in sede di ispezione sui siti interessati e rendere così di facile identificazione quelle che sono le criticità maggiori e le carenze più frequentemente riscontrate, anche al fine di ispirare azioni di rimedio uniformi sul territorio nazionale;
- ✓ il confronto con i dati dell'attività ispettiva ex ISPEL svolta fra il 2000 ed il 2007, al fine di individuare eventuali evoluzioni negli approcci utilizzati dalle Strutture Sanitarie per la gestione del rischio in RM.

3. Caratterizzazione del campione analizzato

Il campione è stato selezionato considerando, per le varie zone geografiche d'Italia (nord, centro, sud) solo Strutture Sanitarie Pubbliche, Private e Private convenzionate aventi apparecchiature di Risonanza Magnetica con magneti superconduttori mai ispezionate, o comunque controllate da più di 5 anni.

A tal proposito, appare utile considerare che, per quanto appreso dal censimento effettuato dall'Inail nel 2011, le apparecchiature RM total body di tipo fisso operanti sul territorio Nazionale risultano essere pari a 1041 unità¹.

Tali apparecchiature RM sono state opportunamente classificate in base a:

- ✓ tipologia di magnete: Superconduttore, Permanente e Resistivo;
- ✓ valore del campo magnetico statico:

¹alla data del 31 dicembre 2011

inferiore o superiore a 2 tesla, essendo quest'ultimo il valore che discrimina il regime autorizzativo da applicare (regionale o ministeriale).

La loro distribuzione complessiva è rappresentata in Figura n.1:

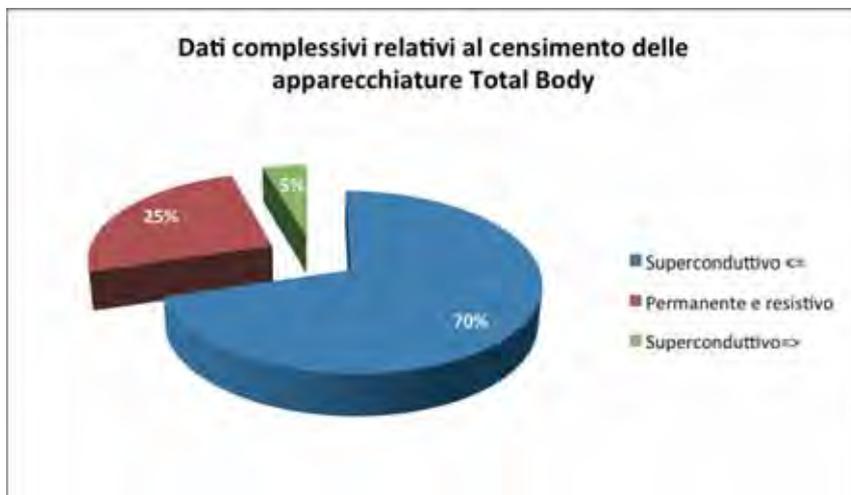


Figura n.1
Dati complessivi relativi al censimento delle apparecchiature RM total body

Vale la pena evidenziare che, da un punto di vista di gestione degli aspetti di sicurezza, quella più complessa è la tecnologia a magnete superconduttore, ed è su quella che l'ISPESL prima e l'INAIL poi, hanno concentrato la loro attenzione.

Delle 1041 apparecchiature RM installate sul territorio Nazionale, 475 risultano installate nelle Regioni del Nord, 264 nelle Regioni del centro e 302 nelle Regioni del

Sud (Fig.n.2).

La loro ripartizione per tipologia di Strutture è rappresentata da un totale di 630 apparecchiature installate in Strutture Private - di cui però 407 risultano comunque convenzionate con il SSN, e solo 223 non convenzionate - e 411 installate in Strutture Pubbliche (Fig.n.3) .

Delle 1041 installazioni, sulla base della pianificazione dell'attività ispettiva sono

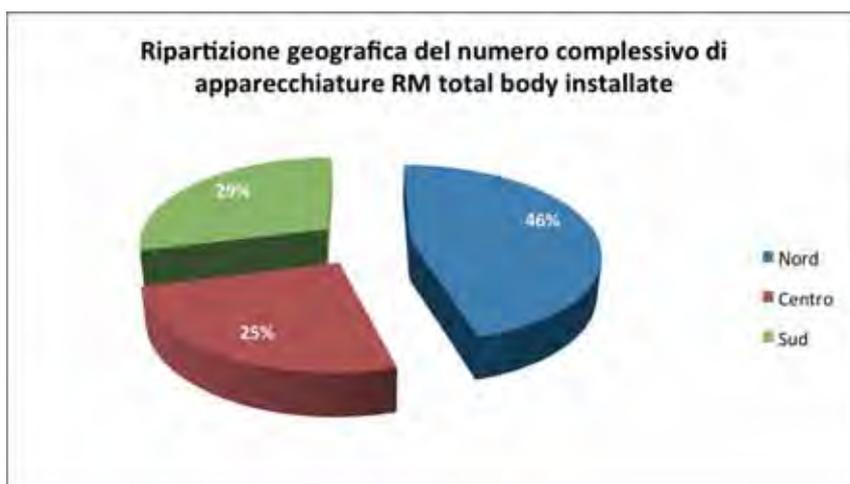


Figura n.2
Ripartizione geografica del numero complessivo di apparecchiature Total Body installate

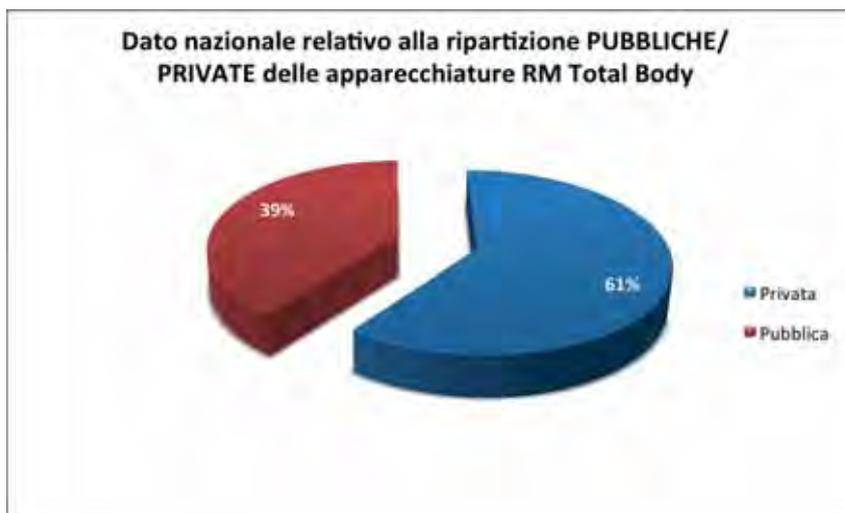


Figura n.3
Dato nazionale relativo
alla ripartizione delle
apparecchiature RM
total body in strutture
Pubbliche, Private

state esaminate, nel corso del 2011, 58 apparecchiature RM con magnete superconduttore per un totale di 48 Strutture Sanitarie dislocate in:

- ✓ n.3 regioni del nord : macchine ispezionate 15;
- ✓ n.3 regioni del centro: macchine ispezionate 24;
- ✓ n.4 regioni del sud: macchine ispezionate 19.

La suddivisione delle Strutture ispezionate

per tipologia di accreditamento è la seguente:

- ✓ Strutture Pubbliche 21;
- ✓ Strutture Private convenzionate 6;
- ✓ Strutture Private 12 .

La suddivisione delle Strutture ispezionate per appartenenza di area geografica è la seguente: diverse tipologie di strutture ispezionate per Regione è la seguente:

Regioni del Nord	Regioni del Centro	Regioni del Sud
Pubbliche ■ Private Priv.Conv <hr/> Pubbliche Private Priv.Conv	Pubbliche ■ Private Priv.Conv <hr/> Pubbliche Private Priv.Conv	Pubbliche ■ Private Priv.Conv <hr/> Pubbliche Private Priv.Conv

Tabella n.1 Suddivisione delle diverse tipologie di Strutture ispezionate per Regione

4. Presentazione dei risultati

Relativamente alla caratterizzazione degli aspetti di sicurezza connessi alla gestione dell'attività diagnostica, in sede di ispezione è necessario valutare sia il "modus operandi" degli operatori e sia l'intero processo di interfaccia fra la struttura ed il paziente, in modo da evidenziare le peculiarità e eventuali criticità inerenti l'architettura ospedaliera nonché le procedure gestionali e operative.

Tale analisi ha consentito di individuare,

dove necessario, interventi correttivi in grado di ottimizzare il livello di sicurezza del sito, con particolare riferimento alla prevenzione degli scenari di rischio a carico, sia degli operatori e sia di coloro che, a vario titolo, accedono al sito di Risonanza Magnetica, sempre ovviamente fatta salva la soddisfazione del paziente e la garanzia della fruibilità del percorso diagnostico, ed ha preso in considerazione:

- ✓ l'idoneità dei locali;

- ✓ il corretto funzionamento dei dispositivi di sicurezza;
- ✓ le verifiche periodiche degli impianti di sicurezza;
- ✓ le misure scelte per la salvaguardia e la sicurezza dei lavoratori.

In fase di progettazione la distribuzione dei locali presenti nel sito RM, dovrebbe essere effettuata in modo tale da garantire:

- ✓ la minimizzazione del rischio legato all'eventuale esposizione indebita ai campi elettromagnetici;
- ✓ un filtro efficace dell'accesso di operatori e pazienti nell'area di rischio;
- ✓ il rispetto di tutte le regole attinenti alla prevenzione dei rischi sia per i pazienti e sia per gli operatori.

In particolare, dalle verifiche effettuate durante gli accertamenti ispettivi sulle 58 apparecchiature RM, per quanto riguarda la parte strutturale è emerso che:

- ✓ **la zona di preparazione e emergenza.** Nelle regioni del nord risulta idonea in 12 strutture su 15, nelle regioni del centro in 19 strutture su 24 e infine nelle regioni del sud in 15 strutture su 19. Nel totale sono risultati necessari 12 interventi correttivi, al fine di garantire una corretta identificazione e gestione dei farmaci, nonché la presenza di dispositivi medici idonei e pronti all'uso;
- ✓ **la sala di attesa per pazienti barellati.** Nelle regioni del nord risulta idonea in 12 strutture su 15, nelle regioni del centro in 13 strutture su 24 e infine nelle regioni del sud in 11 strutture su 19. Nel totale sono risultati necessari 21 interventi correttivi, indispensabili a garantire essenzialmente la privacy del paziente attraverso la presenza di barriere fisse o mobili, e ad evitare indebiti stazionamenti di pazienti barellati in zone aperte al passaggio del pubblico;
- ✓ **la sala anamnesi.** Nelle regioni del nord risulta idonea in 13 strutture su 15, nelle regioni del centro in 22 strutture su 24 e infine nelle regioni del sud in 14 strutture su 19. Sono risultati quindi necessari in 9 siti, interventi

correttivi finalizzati ad assicurare il corretto espletamento di quello che è il primo atto medico da eseguire sul paziente prima dell'espletamento dell'esame, e che va condotto in un ambiente che deve avere la presenza di minima dotazione per l'espletamento di una eventuale visita medica che risulti necessaria per appurare possibili controindicazioni al sostenimento dell'esame;

- ✓ **i dispositivi di sicurezza e l'identificazione di tutti i pulsanti di emergenza (quelli rossi, tipicamente a fungo) in sala console.** Nelle regioni del nord risultano idonei in 14 strutture su 15, nelle regioni del centro in 21 strutture su 24 e infine nelle regioni del sud in 12 strutture su 19. Gli interventi correttivi sono risultati 11, necessari affinché i pulsanti di sicurezza siano sempre facilmente raggiungibili e chiaramente identificati, e i dispositivi di sicurezza siano sempre correttamente funzionanti e efficienti, in modo da minimizzare qualunque dubbio per la gestione di improvvisi eventi anomali;
- ✓ **la presenza ed identificazione del termigrometro in sala RM per il monitoraggio delle condizioni microclimatiche.** Nelle regioni del nord risulta idonea in 13 strutture su 15, nelle regioni del centro in 15 strutture su 24 e infine nelle regioni del sud in 10 strutture su 19. Nel totale sono stati richiesti 20 interventi correttivi al fine di garantire la presenza di un termigrometro in sala RM, collegato a un display visibile in console zona comandi, ciò evidentemente al fine di:
 - prevenire situazioni di disagio per il paziente;
 - rispettare i limiti di SAR al paziente nel corso dell'esame, essendo i medesimi indirettamente collegati anche alla temperatura presente nella sala RM, ovvero alla temperatura corporea del paziente stesso;
 - garantire condizioni per il funzionamento dell'apparecchiatura.

Di seguito vengono schematicamente riportati in tabella 2 i risultati sopra discussi.

Idoneità Locali Necessari		Regioni del Nord	Regioni del Centro	Regioni del Sud	Risultati Complessivi Interventi richiesti
Zona Preparazione ed Emergenza	Idonei	12 su 15	19 su 24	15 su 19	82
	Idoneità di interventi	3 su 15	5 su 24	4 su 19	
Sala Attesa Pazienti Barellati	Idonei	12 su 15	13 su 24	11 su 19	71
	Idoneità di interventi	2 su 15	11 su 24	8 su 19	
Sala Anamnesi	Idonei	13 su 15	22 su 24	14 su 19	9
	Idoneità di interventi	2 su 15	2 su 24	5 su 19	
Dispositivi di sicurezza ed identificazione pulsanti di emergenza in sala consolle	Idonei	14 su 15	21 su 24	12 su 19	11
	Idoneità di interventi	1 su 15	3 su 24	7 su 19	
Presenza ed identificazione termoisolmetro in sala rm	Idonei	13 su 15	15 su 24	10 su 19	20
	Idoneità di interventi	2 su 15	9 su 24	9 su 19	

Tabella n.2
Risultati dell'attività ispettive sulle 58 apparecchiature: idoneità dei locali necessari

Di seguito sono altresì riportati i dati relativi alla verifica delle condizioni di sicurezza riscontrate nei siti RM nel corso degli accertamenti ispettivi effettuati, e finaliz-

zata a garantire che le medesime siano conformi agli standard disposti dall'art.2 del DPR 542/94, e, più in generale, dal D.Lgs. 81/08 e s.m.i.

Idoneità Locali Necessari		Regioni del Nord	Regioni del Centro	Regioni del Sud	Risultati Complessivi Interventi richiesti
Zona Preparazione ed Emergenza	Idonei	12 su 15	19 su 24	15 su 19	82
	Idoneità di interventi	3 su 15	5 su 24	4 su 19	
Sala Attesa Pazienti Barellati	Idonei	12 su 15	13 su 24	11 su 19	71
	Idoneità di interventi	2 su 15	11 su 24	8 su 19	
Sala Anamnesi	Idonei	13 su 15	22 su 24	14 su 19	9
	Idoneità di interventi	2 su 15	2 su 24	5 su 19	
Dispositivi di sicurezza ed identificazione pulsanti di emergenza in sala consolle	Idonei	14 su 15	21 su 24	12 su 19	11
	Idoneità di interventi	1 su 15	3 su 24	7 su 19	
Presenza ed identificazione termoisolmetro in sala rm	Idonei	13 su 15	15 su 24	10 su 19	20
	Idoneità di interventi	2 su 15	9 su 24	9 su 19	

Tabella n.3
Risultati dell'attività ispettive sulle 58 apparecchiature: verifiche delle condizioni e della dispositiviistica di sicurezza

Da un'attenta analisi della tabella n.3 emergono i seguenti risultati che meritano, evidentemente, uno specifico commento:

- ✓ **il locale tecnico risulta conforme ai requisiti minimi previsti dal D.lgs 81/08** in 8 strutture su 15 nelle regioni del nord, in 13 strutture su 24 nelle regioni del centro e infine in 8 strutture su 19 nelle regioni del sud. Nel totale sono risultati quindi necessari 29 interventi correttivi indispensabili a garantire l'assenza di materiale posto indebitamente in giacenza, con particolare riferimento a quello infiammabile, e condizioni climatiche e di isolamento degli impianti tali da minimizzare il rischio incendio;
- ✓ **l'impianto di ventilazione risulta conforme ai requisiti minimi di sicurezza** in 11 strutture su 15 nelle regioni del nord, in 20 strutture su 24 nelle regioni del centro e infine in 8 strutture su 19 nelle regioni del sud. I 19 interventi correttivi sono risultati necessari per assicurare la corretta funzionalità della ventilazione "normale" e di quella d' "emergenza" presenti nella sala RM, garantendo così, rispettivamente, 6/8 e 18/22 ricambi/ora, questo secondo "regime" venendo attivato automaticamente quando il sensore di sicurezza (sensore ossigeno) rileva un eventuale deficit di ossigeno in ambiente;
- ✓ **il sensore O₂ risulta correttamente posizionato e tarato** in 12 strutture su 15 nelle regioni del nord, in 16 strutture su 24 nelle regioni del centro e infine in 11 strutture su 19 nelle regioni del sud. Nel totale sono risultati quindi necessari 19 interventi correttivi. Le principali carenze inerenti questo impianto hanno interessato il corretto posizionamento del sensore in prossimità della flangia di raccordo tra il tomografo e la condotta di espulsione dell'elio gassoso, la corretta funzionalità della centralina di comando del sistema, e la corretta taratura del sensore secondo le specifiche della norma CEI EN 50104;
- ✓ **il certificato di conformità del tubo del Quech ai sensi del D.M. 37/08**

nelle regioni del nord è risultato presente in 9 strutture su 15, nelle regioni del centro in 10 strutture su 24 e infine in 10 strutture su 19 nelle regioni del sud. Nel totale sono risultati quindi 29 i siti nei quali è stata evidenziata la mancanza di questa basilare certificazione che garantisce le caratteristiche di sicurezza della canalizzazione per l'espulsione dell'elio in atmosfera;

- ✓ **la presenza della canalizzazione di ripresa posta al di sopra del tomografo a implemento dell'impianto di ventilazione installato in sala RM** è risultata effettiva in 12 strutture su 15 nelle regioni del nord, in 15 strutture su 24 nelle regioni del centro e infine in 14 strutture su 19 nelle regioni del sud. L'assenza di questo "accessorio di sicurezza" in 17 dei 58 siti ispezionati, è un risultato non troppo lusinghiero, che testimonia un livello di sensibilità non così elevato rispetto ad una problematica che invece risulta, per la gestione delle sale di diagnostica ove è allocata un'apparecchiatura RM, del tutto significativa.

Di seguito vengono invece riportati i dati relativi alla verifica del rispetto delle procedure di sicurezza, prevenzione e protezione, con particolare riferimento ai rischi per gli operatori autorizzati ad accedere al sito RM.

Dall'analisi dei dati ottenuti dall'attività ispettiva in merito alla sicurezza e tutela del lavoratore, riportati in tabella n.4, è possibile osservare che:

- ✓ **le regole da seguire in caso di emergenza sono risultate presenti e regolarmente esposte** in 12 strutture su 15 nelle regioni del nord, in 15 strutture su 24 nelle regioni del centro e infine in 7 strutture su 19 nelle regioni del sud. Nel totale sono risultate quindi 24 le prescrizioni che hanno riguardato la richiesta di integrazione del Regolamento di sicurezza, evidentemente non esaustivo, nonché l'esposizione in zona comandi dell'estratto breve utile per la gestione delle emergenze;
- ✓ **le regole da seguire per il rabbocco dell'elio e il percorso del dewar** sono risultate presenti in 13 strutture su 15

Garanzia della Sicurezza a tutela del lavoratore		Regioni del Nord	Regioni del Centro	Regioni del Sud	Risultati Complessivi Interventi
Regole da Seguire in caso di emergenza presenti e Regolarmente Esposte	Idonei	12 su 15	15 su 24	7 su 19	24
	Presenza di documenti	3 su 15	9 su 24	12 su 19	
Regole da seguire per il Rabbocco dell'Elio ed percorso del dewar	Idonei	13 su 15	18 su 24	10 su 19	17
	Presenza di documenti	2 su 15	6 su 24	9 su 19	
Indicazioni sul massimo carico di lavoro da espletare per garantire i limiti di Esposizione	Idonei	12 su 15	18 su 24	11 su 19	17
	Presenza di documenti	3 su 15	6 su 24	8 su 19	
Sorveglianza Sanitaria Presente e Specifica per Attività Rm	Idonei	14 su 15	17 su 24	16 su 19	11
	Presenza di documenti	1 su 15	7 su 24	3 su 19	

Tabella n.4
Risultati dell'attività ispettive sulle 58 apparecchiature: procedure di sicurezza, prevenzione e protezione

nelle regioni del nord, in 18 strutture su 24 nelle regioni del centro, e infine in 10 strutture su 19 nelle regioni del sud. E' stata richiesta in 17 siti l'acquisizione del documento relativo alle procedure da utilizzare per l'effettuazione del rabbocco dell'elio, comprensivo del percorso dedicato al dewar: per lo più la carenza di tale documento è risultata più formale che sostanziale, ovvero, di fatto la procedura è stata spesso comunque definita verbalmente ed individuata all'attenzione degli interessati, ma non formalizzata a livello aziendale;

- ✓ **le indicazioni al personale sul massimo carico di lavoro da espletare, per garantire i limiti di esposizione al campo magnetico statico generato dall'apparecchiatura**, sono risultate presenti in 12 strutture su 15 nelle regioni del nord, in 18 strutture su 24 nelle regioni del centro, e infine in 11 strutture su 19 nelle regioni del sud. In 17 dei 58 siti ispezionati è stata fatta richiesta all'esperto responsabile di inserire nel Regolamento di Sicurezza, sulla base dei valori di campo magnetico statico presenti in sala RM, ovvero

della mappatura delle linee isomagnetiche effettuata, una specifica valutazione tecnica e conseguenti indicazioni al personale onde identificare procedure operative finalizzate al rispetto dei limiti di esposizione al campo magnetico statico come definiti dal D.M. 2/8/91;

- ✓ **per la sorveglianza sanitaria**, nelle regioni del nord è risultato regolarmente presente il protocollo di sorveglianza sanitaria e idoneità specifica all'attività in RM in 14 strutture su 15, nelle regioni del centro in 17 strutture su 24, e infine nelle regioni del sud in 16 strutture su 19. E' stata quindi richiesta in 11 siti su 58 l'acquisizione del protocollo di sorveglianza sanitaria utilizzato dal Medico Competente per rilasciare l'idoneità specifica al personale operante in Risonanza Magnetica, principalmente ciò essendo correlato alla volontà di acclarare una non ambiguità del documento sanitario personale, ovvero la sussistenza di idoneità disgiunte nel caso di operatori che sono esposti sia al rischio radiologico e sia a quello connesso con i campi elettromagnetici.

5. Discussione dei Risultati

Dall'attività ispettiva svolta dall'Istituto nell'anno 2011, sul campione costituito da 58 apparecchiature RM total body con magneti superconduttore, lo scenario complessivo delle carenze riscontrate è quello riportato in figura n.4.

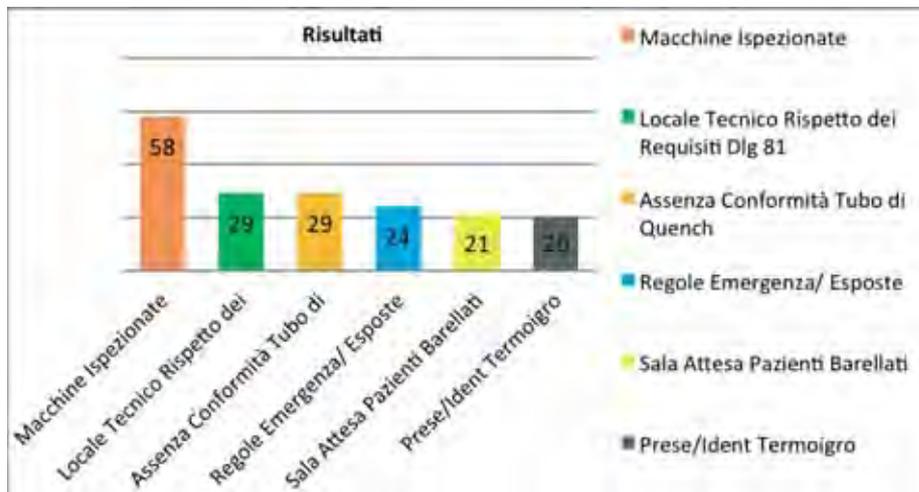


Figura n.4
Le carenze maggiormente riscontrate in sede ispettiva relativamente al campione analizzato

Delle 58 apparecchiature ispezionate,

- ✓ 2 sono risultate **"Pienamente Conformi"** agli "standard di sicurezza", non necessitando da parte dell'Istituto di alcuna prescrizione e neanche di eventuali indicazioni di ottimizzazione delle caratteristiche di sicurezza, ponendosi di fatto nell'ambito delle situazioni di eccellenza;
- ✓ 50 sono risultate **"Parzialmente Conformi"**, ovvero del tutto rispondenti ai requisiti minimi di sicurezza ma comunque necessitanti di interventi

correttivi o di "implementazioni di sistema", tali da garantire una ottimizzazione delle condizioni di sicurezza;

- ✓ 3 sono risultate **"Non Conformi"** agli standard di sicurezza previsti per legge, ovvero non rispettose dei requisiti di sicurezza minimi, con conseguente sospensione dell'attività diagnostica. Le problematiche riscontrate hanno riguardato in quattro casi l'inefficienza del sistema di monitoraggio dell'ossigeno, e nei rimanenti due una inadeguatezza del sistema di ventilazione di emergenza in sala magnete.



Figura n.5
Dato nazionale relativo alla ripartizione delle strutture ispezionate in strutture conformi, pienamente conformi e non conformi

Periodo	Presidi non conformi	Numero medio di Prescrizioni	Presidi pienamente conformi
ANNO 2011	1 su 15	8 - 9	2
ANNO 2007	1 su 12	10 - 12	
ANNO 2000	1 su 4	18 - 20	

Tabella n.5 Dati di confronto fra le campagne ispettive effettuate negli anni 2011, 2007, 2000

I dati complessivi, riportati in tabella n.5, mostrano il confronto tra il numero medio delle “prescrizioni” impartite alle Strutture Sanitarie nel corso della campagna ispettiva 2011 con quello relativo a campagne precedenti.

6. CONCLUSIONI

Confrontando i dati complessivi emersi dagli accertamenti ispettivi effettuati nel 2011 con quelli espletati in altri due anni scelti come punto di riferimento temporale, ovvero l'anno 2000 e l'anno 2007, appaiono evidenti i miglioramenti riscontrati nell'ultima indagine rispetto a quelle svolta in precedenza. Clamorosa appare la diminuzione del numero di presidi non conformi ai requisiti minimi di sicurezza che, per tale motivo, hanno visto sospesa, a seguito dell'intervento ispettivo effettuato, la propria attività diagnostica, con particolare disagio a carico, evidentemente, del paziente.

È evidente, quindi, come negli anni sia maturata una maggiore sensibilità verso la gestione delle problematiche di sicurezza in Risonanza Magnetica. Ciò è stato possibile grazie all'impegno sia dell'Associazione Italiana di Fisica Medica e sia della Società Italiana di Radiologia Medica, sempre pronte e disponibili all'organizzazione di eventi di formazione ed informazione particolarmente puntuali e significativi, ma anche per il capillare lavoro svolto in sede di vigilanza dall'ISPESL prima e dall'INAIL poi, che si è affiancato ad una ingente produzione tecnico scientifica concretizzata nella pubblicazione di Linee Guida, Indicazioni Operative ed Atti di Indirizzo - anche online, www.ispesl.it/documentazione/settautorispridil.asp - che hanno costituito ed ancora costituiscono, per l'utenza di settore, dei punti di riferimento elettivi nell'ambito dello studio e della gestione delle apparecchiature di diagnostica medica mediante tomografia RM.

Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

Servizio di Fisica Sanitaria

Azienda Ospedaliera Universitaria S. Martino – Genova

I trattamenti a ultrasuoni focalizzati ad alta intensità possono essere superiori alla terapia radiante per il trattamento del cancro prostatico in stadio iniziale

Med. Phys. 38 (7), Luglio 2011

L'uso di ultrasuoni focalizzati ad alta intensità (HIFU) per il trattamento delle patologie tumorali, quale alternativa alla radioterapia, sta continuamente aumentando. Taluni affermano che un uso così diffuso sia prematuro giacché non è stata ancora dimostrato che la loro efficacia possa competere con i trattamenti di radioterapia convenzionale o con quelli a intensità modulata (IMRT) o con la brachiterapia, specialmente per il cancro alla prostata in stadio iniziale. Il dibattito di questo mese è proprio tra chi condivide questa prudenza e chi al contrario ritiene di avere già evidenze tali da far pensare che l'affermazione del titolo sia veritiera.

A favore della tesi del titolo interviene SH Benedict, Professore Associato e Direttore dell'Unità di Fisica Radiologica del Dipartimento di Radio-Oncologia all'Università della Virginia. I trattamenti HIFU hanno il vantaggio della minima invasività (e questa è un'opinione dell'autore: ricordiamoci che sono utilizzati applicatori trans-rettali o trans-ureterali...), con possibilità di portare rapidamente la temperatura dei tessuti trattati a 55-70 °C, cioè a un livello letale per i tessuti neoplastici. Negli Stati Uniti questa tecnica rimane sperimentale ma nel mondo diverse migliaia di pazienti sono già state trattate con successo. Il trattamento si completa in un'unica seduta, le immagini RM sono utilizzate per guidare la localizzazione e per controllare la temperatura raggiunta; la terapia non utilizza radiazioni ionizzanti, può comunque essere perfezionata mediante radioterapia e gli effetti collaterali dei trattamenti prostatici in generale (stenosi delle vie urinarie, ritenzione, incontinenza, impotenza) si presentano con una frequenza inferiore.

Di parere opposto è invece G De Meerleer, Radio-Oncologo e Professore presso l'Ospedale dell'Università di Ghent in Belgio, dove è

responsabile dei trattamenti dei tumori urologici e ginecologici. Egli ribatte che una recente pubblicazione su *European Urology* considera i risultati ottenuti dall'HIFU "very poor", che i 2/3 dei pazienti trattati devono ricorrere alla soppressione androgena quale adiuvante e/o alla resezione trans-ureterale della prostata (TURP); l'autore si dichiara altresì stupefatto del fatto che la reiterazione del trattamento HIFU (che raggiunge anche le quattro ripetizioni) non venga considerato un fallimento della metodica.

L'utilizzo delle protezioni mammarie in bismuto per TC dovrebbe essere sconsigliato

Med. Phys. 38 (5), Maggio 2012

Un metodo di riduzione della dose al seno durante gli esami TC è ricoprire le mammelle con una protezione in bismuto. Questa pratica ha visto una crescente ondata di critiche che originano la discussione corrente.

A favore dell'affermazione di partenza si schierano CH McCollough, Professoressa di *Radiological Physics e Biomedical Engineering* alla Mayo Clinic di Rochester in Minnesota e J Wang, che collabora con l'autrice. Nel testo della rubrica è specificato che la presenza di un co-autore è un'eccezione, e che le istruzioni agli autori sono state esplicitamente modificate per evitarlo in futuro... Gli autori premettono che a causa dell'elevata radiosensibilità della mammella, è auspicabile l'applicazione di metodi di riduzione della dose all'organo durante esami TC toracici; disporre una schermatura in bismuto sopra alle mammelle sembrerebbe una soluzione semplice e ovvia. Tuttavia ci sono diverse considerazioni da fare: innanzitutto la schermatura comporta un'attenuazione del fascio X che emerge dal paziente quando il tubo durante la rotazione transita sotto il paziente, comportando una diminuzione della statistica dei fotoni che raggiungono i rivelatori con conseguente diminuzione del rapporto segnale/rumore; se la qualità d'immagine ottenuta può essere considerata accettabile, allora è possibile semplicemente

ridurre la corrente nel protocollo d'esame. Occorre inoltre considerare che l'utilizzo di sistemi automatici di controllo dell'esposizione può condurre a risultati assolutamente imprevedibili in termini di dose al paziente e qualità delle immagini.

Contro questa tesi si pronuncia RG Gould, Professore di Radiologia all'Università della California a San Francisco. Egli afferma che le protezioni in bismuto riducono la dose ai tessuti immediatamente sottostanti di almeno il 30%; poiché la tiroide e le mammelle sono considerate organi estremamente radiosensibili con fattori di peso assegnati dall'ICRP decisamente elevati, l'utilizzo di questi dispositivi, peraltro economici e riutilizzabili se collocati in sacchetti sterili. Il posizionamento di questi dispositivi è critico, giacché il bismuto influisce sul numero CT dei tessuti immediatamente sottostanti, incrementandolo anche di 100 HU, che si riducono se si allontana la protezione stessa che deve essere collocata su un cuscinetto distanziatore. Anche il prof. Gould ammette che l'interposizione della protezione tra il fascio uscente dal paziente e i rivelatori conduce a un detrimento della qualità dell'immagine, e proprio per questo conclude che gli schermi in bismuto non sono perfetti, ma semplicemente funzionanti.

Le professioni di Fisico Medico e Ingegnere Clinico dovrebbero confluire in una singola professione denominata "Scienza e Tecnologia Clinica"

Med. Phys. 39 (6), Giugno 2012

In Nord America la Fisica Medica e l'Ingegneria Clinica sono due professioni distinte, cui si accede con percorsi formativi differenti, che sono rappresentate da organizzazioni scientifiche e professionali differenti e che sono strutturate in unità operative separate all'interno dei dipartimenti ospedalieri e universitari. L'opportunità della fusione delle due professioni è l'argomento del mese.

Di questa opinione è WJM van der Putten, Direttore Fisico all'Ospedale Universitario di Galway in Irlanda e *Adjunct Professor* di Fisica Medica alla National University of Ireland di Galway. Egli afferma che la Fisica Medica è una branca della fisica applicata che è lo studio della Fisica e dei suoi metodi nell'ambito della Medicina; l'Ingegneria Clinica è l'applicazione dei principi ingegneristici ai dispositivi medici. E' chiaro che le due materie non si muovono in ambiti distinti ma rappresentano due approcci complementari allo stesso argomento, e utilizzano entrambi metodi riferibili all'altra disciplina. Permettere la confluenza delle discipline in un'unica professione comporterebbe un significativo miglioramento dell'efficienza in quest'ambito disciplinare.

Dissente totalmente da questo CE Smith, *Senior Associate Physicist* all'Henry Ford Health System di Detroit. Egli scrive che se quanto affermato dal titolo forse potrebbe essere possibile in Europa, risulta assolutamente impraticabile in Nord America, dove provocherebbe una confusione di ruoli che nuocerebbe gravemente alla formazione, alla certificazione, alla chiarezza dei ruoli visti dai professionisti e dai pazienti. La fondamentale differenza è che in ogni definizione della professione di Fisico Medico viene esplicitata la responsabilità diretta nei confronti del paziente, che è connaturata alla matrice di Scienza Naturale della disciplina, rafforzata da un programma di Specializzazione che si riconduce a quello delle professioni mediche; l'Ingegnere Clinico ha una formazione esclusivamente tecnica e assume responsabilità non meno significative ma esclusivamente nei confronti delle apparecchiature. La condizione di parte delle discipline che costituiscono la formazione di base di entrambe queste categorie di professionisti, non autorizza a una fusione che non trova riscontri nel reale esercizio dell'attività lavorativa.