

# Fisica in Medicina

n. 1/2009  
Gennaio-Marzo

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



www.aifm.it

## Associazione Italiana di Fisica Medica

### Presidente:

G. Pedrolì (Milano)

### Consiglieri:

A. Crespi (Monza)

A. Del Guerra (Pisa)

G. Gialanella (Napoli)

S. Maggi (Ancona)

G. Meleddu (Cagliari)

M. Reggìo (Verona)

R. Ropolo (Torino)

A. Valentini (Trento)

### Segretario-Tesoriere:

L. Bianchi (Busto Arsizio)

### 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)

C. Canzi (Milano)

R. Di Liberto (Pavia)

F. Di Martino (Pisa)

P. Isoardi (Torino)

P. Moresco (Pietra L.-SV)

L. Moro (Pavia)

L. Raffaele (Catania)

S. Squarcia (Genova)

M. Reggìo (Verona)

F. Turrini (Varese)

## Sommario

Atti Workshop Interdisciplinare FIRR "Radiazioni: Biologia, Clinica, Ambiente e Protezione .....	3
Verbale Assemblea Ordinaria - Sestri Levante, 3 ottobre 2008 .....	19
Accordo tra AIFM e IAHM "Il dovere di aiutare" a cura di S. Piraneo .....	26
Protocollo d'intesa tra AIFM e Ditte produttrici di Apparecchiature a R.M. per uso diagnostico .....	29
Verbale C.d.R. "Fisica in Medicina" .....	35
Gestione dei rifiuti radioattivi prodotti in acceleratori di alta energia: l'esempio del CERN di L. Ulrici e M. Magistris .....	36
La radioterapia dell'Amiloidosi tracheo-bronchiale: nuove vie nella cura della malattia di Alzheimer di F. Bistolfi .....	45
Impiego di un sistema di radiografia computerizzata (CR) per i controlli di qualità in radioterapia di C. Bassetti e M. Mapelli .....	52
Istruttorie autorizzative dell'ISPESL per l'installazione e uso di apparecchiature a RM con campo magnetico superiore a 2 Tesla di F. Campanella, A. Ledda, M. Mattozzi, A.S. Panebianco e T. Pennazza .....	59
Elaborazione di immagini scintigrafiche planari per una più accurata stima del volume tiroideo di S. Ren Kaiser, M.R. Fornasier, M. de Denaro e F. Dore .....	66
Il progetto CNAO a Pavia: a che punto siamo? di A. Mirandola e M. Ciocca .....	71
Il mistero del compasso di Hirtz, il radiologo col cappello a cilindro e l'ospedale volante di M. Reggìo .....	74
IAEA TEDOC 1583 a cura di M.G. Brambilla .....	82
Standard di sicurezza in RM: il Regolamento di M. Giannelli, M. Mascacchi, M. Mattozzi, A.S. Panebianco e F. Campanella .....	84
Novità ICRP, ICRU, NCRP a cura di N. Canevarollo .....	85
La pagina sindacale a cura di G. Capelli .....	86
Notizie dai gruppi interregionali: Emilia Romagna-Marche di Nitrosi, Giacometti, Rossi e Terenzi .....	87
Toscana di V. Marzulli, M. Quatrocchi e A. Lazzari .....	89
VI Congresso Nazionale AIFM Reggio Emilia 16-19 settembre 2009 .....	90
Anniversari: Pierre Curie (1859-1906) a cura di R. Cambria .....	92
Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics a cura di F. Levrero .....	94

Stampato nel mese di Aprile 2009

Trimestrale 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 - Abbonamento annuo per i non iscritti euro 40,00 (I.V.A. assolta dall'editore - art. 74 lett. c) D.P.R. 26/10/72 n. 633 e D.M. 28/12/72 - compresa nel prezzo dell'abbonamento). Tariffa R.O.C. - Poste Italiane S.p.A. Spedizione in Abbonamento Postale - D.L. 353/2003 (conv. in L. 27/02/2004 n. 46) art. 1 comma 1, DCB Genova

In copertina: quando la tecnologia diventa una "forma" d'arte: tubi di drift in un acceleratore lineare

# NOTIZIARIO DI MEDICINA NUCLEARE ED IMAGING MOLECOLARE

Anno V, n. 1 - Febbraio 2009



**PERIODICO ELETTRONICO BIMESTRALE D'INFORMAZIONE IN MEDICINA NUCLEARE  
A CURA DELL'ASSOCIAZIONE ITALIANA DI MEDICINA NUCLEARE ED IMAGING MOLECOLARE**

*Iscritto al n. 813/05 del registro stampa del Tribunale di Milano, con ordinanza del 24.10.2005 dello stesso Tribunale  
Direttore Responsabile: Luigi Mansi, [luigi.mansi@unina2.it](mailto:luigi.mansi@unina2.it)  
Segretario Editoriale: Vincenzo Cuccurullo, [vincenzo.cuccurullo@unina2.it](mailto:vincenzo.cuccurullo@unina2.it)*

**Noi, entusiasti del nostro lavoro - Diana Salvo**

**Lettera del Presidente del IX Congresso AIMN ed al XXX Corso AIMN - Alberto Pupi**

**La porti un bacione a Firenze - Luigi Mansi**

**Congresso AIMN Firenze - Riassunti degli Editor**

**A proposito della tecnologia innovativa 3D-CBS - Guido Pedrolì e Diana Salvo**

**Il ruolo dell'entropia nelle immagini - Andrea Casanova, Daniel Riccio, Michele Nappi, Sergio Vitulano**

**dal Forum dei Giovani AIMN - Stefano Panareo**

**La finestra su "Il Radiologo" - Giuseppe Villa**

**News TSRM-AIMN - Mauro Schiavini**

**News - Vincenzo Cuccurullo**

**IX CONGRESSO NAZIONALE AIMN 2009**  
Programma Preliminare



## IX Congresso Nazionale AIMN

XIX Corso di Aggiornamento Professionale  
in Medicina Nucleare ed Imaging Molecolare  
"IMAGING E TERAPIA MOLECOLARE"

20-24 MARZO 2009

Firenze, Palazzo dei Congressi

FEDERAZIONE ITALIANA RICERCHE SULLE RADIAZIONI



AIRB



ATTI WORKSHOP INTERDISCIPLINARE FIRR

## Radiazioni: Biologia, Clinica, Ambiente e Protezione

ENEA - Centro Ricerche Casaccia

Roma, 14 maggio 2009

Consiglio Direttivo FIRR

D. Tirindelli Danesi (Presidente), R. De Vita (Segretario/Tesoriere),  
G. Pedrolì, M. Benassi (AIFM); D. Salvo, M. Salvatori (AIMN); V. Tombolini, A. Morganti (AIRB);  
G. Trenta, R. Moccaldi (AIRM); P. Muto, L. Trodella (AIRO); V. Klamert, G. Gualdrini (AIRP);  
A. Siani, D. Visconti (SIRM); A. Tabocchini (SIRR)

Comitato Organizzativo FIRR

R. De Vita (Roma), G. Hagberg (Roma), M. Salvatori (Roma), A. Morganti (Campobasso),  
R. Moccaldi (Roma), L. Trodella (Roma), A. Giovanetti (Roma), A. Magistrelli (Roma), O. Sapora (Roma)

Con il Patrocinio di

Presidenza del Consiglio dei Ministri, ENEA Ente per le Nuove Tecnologie, l'Energia e l'Ambiente

Segreteria Organizzativa FIRR c/o Sezione Tossicologia e Scienze Biomediche

ENEA - Centro Ricerche Casaccia s.p. 016

Via Anguillarese 301 - 00123 Roma

### SOMMARIO

#### **FIRR: SCOPI E ATTIVITÀ**

Donatella Tirindelli Danesi

#### **CONSOLIDAMENTO E CAMBIAMENTO NELLE RACCOMANDAZIONI 2007**

#### **DELL'ICRP**

Marie Claire Cantone

#### **ICRP 2007: NUOVE INFORMAZIONI BIOLOGICHE ED INDICAZIONI DI RISCHIO DA RADIAZIONI**

Roberto Moccaldi

#### **CONTROLLI DI QUALITÀ ICRP E RUOLO DEL RESPONSABILE SANITARIO**

Dario Visconti

#### **VERSO UN NUOVO PARADIGMA IN RADIOBIOLOGIA**

Simonetta Pazzaglia

#### **APPLICAZIONE DEI MODELLI**

#### **RADIOBIOLOGICI IN RADIOTERAPIA E MEDICINA NUCLEARE**

Lidia Strigari

#### **IMPIEGO TERAPEUTICO DELLE BASSE DOSI IN RADIOTERAPIA**

Alessio G. Morganti

#### **L'IPOFRAZIONAMENTO: RAZIONALE BIOLOGICO ED APPLICAZIONI CLINICHE**

Michele Fiore

#### **RADIOBIOLOGIA E DIAGNOSTICA MEDICO-NUCLEARE**

Marco Chianelli

A cura di Raffaele De Vita e Gisela Hagberg

## FIRR: SCOPI E ATTIVITÀ

Donatella Tirindelli Danesi

La FIRR, Federazione Italiana Ricerche sulle Radiazioni, è un'associazione scientifica, senza fini di lucro, fondata nel 2001 con lo scopo di promuovere il progresso della ricerca scientifica sulle Radiazioni e sulle loro applicazioni e la collaborazione tra le Associazioni del settore.

Comprende attualmente 8 Associazioni scientifiche: AIFM Associazione Italiana di Fisica Medica, AIMN Associazione Italiana di Medicina Nucleare, AIRB Associazione Italiana di Radiobiologia, AIRM Associazione Italiana di Radioprotezione Medica, AIRO Associazione Italiana di Radioterapia Oncologica, AIRP Associazione Italiana di Radioprotezione, SIRM Società Italiana di Radiologia Medica e SIRR Società Italiana per le Ricerche sulle Radiazioni, che raggruppano complessivamente circa 12.000 Associati.

Negli ultimi anni l'opportunità di costituire un collegamento più stretto tra le diverse associazioni che si interessano di ricerche sulle radiazioni nel settore biomedico è divenuta più evidente per diversi motivi:

- la radiobiologia di interesse medico ha subito profonde innovazioni negli ultimi anni, richiedendo competenze che vanno dalla biologia cellulare e molecolare alla immunologia alla fisica medica, alla farmacologia e termobiologia, alla biochimica e radiochimica;

- è divenuta sempre più evidente la necessità di una stretta interazione con la ricerca clinica condotta dai radiologi, radioterapisti e medici nucleari nell'ottica di una ricerca "traslazionale", che permetta un trasferimento rapido delle acquisizioni di laboratorio all'applicazione sui pazienti;

- dal punto di vista radioprotezionistico, la ricerca radiobiologica può fornire un utile contributo per la migliore definizione dei livelli di rischio.

La FIRR, nel rispetto delle autonomie statutarie delle singole Associazioni, si propone i seguenti scopi:

- promuovere lo sviluppo della ricerca radiobiologica nei settori di interesse medico;
- organizzare convegni congiunti con calendario pluriennale, in maniera organica, che permettano momenti di aggregazione culturale multidisciplinare, senza interferire con le iniziative

scientifiche delle singole Associazioni;

- costituire un organo che rappresenti le Associazioni federate presso i mezzi di comunicazione di massa, l'interlocutore politico, gli enti erogatori di finanziamenti;
- promuovere attività scientifiche congiunte, anche allo scopo di favorire la creazione di network per accedere a finanziamenti nazionali ed internazionali;
- intervenire con una massa critica più rilevante a livello nazionale, comunitario e internazionale sui problemi socio-sanitari connessi con lo sviluppo e l'applicazione di normative legate all'impiego delle radiazioni;
- studiare forme organizzative originali per lo svolgimento di attività di formazione/informazione (workshop, corsi, etc), promuovere attività didattiche e di aggiornamento professionale, anche agendo da stimolo sui decisori per l'istituzione di scuole di specializzazione e dottorati di ricerca nel settore della radiobiologia di interesse biomedico.

La FIRR si propone, inoltre, come punto di contatto, di coesione e di rilancio della radiobiologia medica in Italia e come opportunità per molti giovani ricercatori di avvicinarsi ad un settore della ricerca biomedica che riserva grandi potenzialità di sviluppo.

In questo ambito la FIRR ha bandito premi di studio per giovani ricercatori sulla radiobiologia medica, nell'ambito di tesi di laurea, lavori originali e innovativi, tra cui il Premio Pietro Metallani nel 2004 e il Premio di Studio Marcello Quintiliani nel 2007.

Sono già programmate per il 2009 e 2010 altre iniziative congiunte che vedono impegnate a vario titolo le Società Federate.

Nell'ultimo anno notevole impulso alle attività della FIRR è venuto dai Colleghi del Consiglio Direttivo, che ha promosso la costituzione di un Comitato Organizzativo, con carattere immediatamente operativo, e la pubblicazione della Newsletter FIRR, Radiazioni: Biologia e Clinica, che viene inviata a tutti gli associati con la efficace e indispensabile collaborazione delle Segreterie delle Società federate.

Questo workshop è il risultato concreto dello spirito fattivo di collaborazione di cui sono grata a tutti i Colleghi che hanno fatto e fanno parte del Consiglio Direttivo e del Comitato Organizzativo.

## CONSOLIDAMENTO E CAMBIAMENTO NELLE RACCOMANDAZIONI 2007 DELL'ICRP

Marie Claire Cantone

*Università degli Studi di Milano, Facoltà  
di Medicina e Chirurgia, Dipartimento di Fisica,  
INFN Sezione di Milano*

Il sistema di protezione radiologica della Commissione Internazionale di Radioprotezione (ICRP) si interessa di tutti gli aspetti della protezione dalle radiazioni ionizzanti. Le Raccomandazioni ICRP evolvono nel tempo e alle Raccomandazioni ICRP 60, sviluppate negli anni 80, come evoluzione delle Raccomandazioni del 1977, è seguita una serie di pubblicazioni ogniquale si evidenziavano nuove situazioni e problematiche. La Commissione, pur riconoscendo la necessità di mantenere una stabilità a livello di disposizioni internazionale e nazionali, già nel 1997 lancia un progetto per consolidare e ricapitolare le Raccomandazioni e per andare verso un sistema più coerente e intelligibile. La prima bozza delle nuove raccomandazioni, presentata e aperta alla consultazione nel giugno 2004, è seguita a due anni di distanza da una seconda bozza, che ha tenuto in considerazione buona parte delle richieste avanzate dalla comunità di radioprotezione. Fin dall'inizio si è trattato di un processo di consultazione aperta e molte organizzazioni e associazioni nazionali e internazionali hanno dedicato energie nella partecipazione al dibattito. In ambito AIRP è stato istituito, nell'ottobre 2004, un gruppo di lavoro che ha elaborato i commenti ricevuti da ICRP sulle bozze di raccomandazioni. Nel marzo 2007 sono state approvate le nuove Raccomandazioni sulla protezione dell'uomo e dell'ambiente dalle radiazioni ionizzanti, raccomandazioni rese disponibili come pubblicazione ICRP 103 nel dicembre 2007. In aggiunta ai due annex, che ne sono parte integrante: il primo che contiene le informazioni biologiche ed epidemiologiche sui rischi; il secondo che fornisce le basi sulle grandezze dosimetriche, altri cinque documenti ICRP sono di supporto alle Raccomandazioni stesse. Alcuni sono stati pubblicati in precedenza alla pubblicazione ICRP 103 e altri in tempi successivi. In particolare, nella pubblicazione ICRP 91, riguardante l'impatto delle radiazioni ionizzanti sulle specie non umane, nella quale la Commissione, prendendo anche lo spunto da un documento IAEA del 2002, suggerisce di andare verso una nuova struttura della protezione dell'ambiente basata su principi scientifici ed etico-filosofici, vengono messe le basi per la definizione di un set

di animali e piante di riferimento. La pubblicazione ICRP 99 sull'estrapolazione per le basse dosi dei rischi di cancro da radiazioni, che considera quali siano le evidenze per la relazione dose-effetto a basso LET e basse dosi, osserva che l'esistenza di una soglia per l'induzione di tumore non sembra essere improbabile, ma la Commissione indica che ciò non va nella direzione di definire una soglia universale. La pubblicazione ICRP 101, contiene due documenti: il primo riguarda la valutazione della dose alla persona rappresentativa ai fini della radioprotezione della popolazione e il secondo si interessa al processo di ottimizzazione, che viene visto come un processo di più ampio profilo che riflette il ruolo crescente del concetto di equità sugli individui della cultura di sicurezza e del coinvolgimento degli stakeholders. La pubblicazione ICRP 104, concernente il campo di applicazione della normativa di protezione radiologica, si rivolge alle autorità nazionali raccomandando i criteri per la definizione delle esposizioni considerate escluse, *de minimis non curat lex*, e all'interno della legislazione quali considerare esenti, *de minimis non curat praetor*. La pubblicazione ICRP 105 sulla protezione radiologica in medicina rivede la pubblicazione ICRP 73 sulla protezione radiologica e sicurezza in medicina del 1996 e include un breve riassunto delle altre pubblicazioni di interesse nell'uso medico delle radiazioni ionizzanti, quali le pubblicazioni ICRP 84, 85, 86, 87, 93, 94, 97, 98. Nelle nuove Raccomandazioni la filosofia della radioprotezione rimane basata sull'ipotesi di linearità senza soglia per l'induzione di effetti stocastici, e questa ipotesi è vista dalla Commissione non come verità da un punto di vista biologico, ma come approccio prudente rispetto alle basse dosi e come strumento utile in radioprotezione. I principi di giustificazione dell'esposizione, di ottimizzazione della protezione e di limitazione delle dosi, formulati in precedenza dalla Commissione, continuano ad essere pietre miliari nella radioprotezione, con un rafforzamento del principio di ottimizzazione della protezione.

Rispetto al precedente approccio di protezione, basato sulla distinzione fra pratiche e interventi, viene ora considerato un nuovo approccio basato sulle situazioni di esposizione, distinguendo fra situazioni relative a esposizioni programmate, di emergenza ed esistenti. Quindi il termine pratica indica una attività, impresa o produzione che causa aumento di esposizione e che può dar luogo ad esposizione programmata e di emergenza, mentre il termine intervento è limitato a descrivere l'azione di ridurre l'esposizione e il termine emergenza viene usato per descrivere la situazione che richiede una azione. Nel cuore della Raccomandazioni c'è una

maggior attenzione sul significato e l'uso dei vincoli e si presta una maggior attenzione alla protezione dell'ambiente e alle strategie per trattare le situazioni di emergenza e di esposizioni preesistenti.

Sulla base dei dati disponibili è stata effettuata una revisione dei fattori di ponderazione per le radiazioni in riferimento a protoni e neutroni, e dei fattori di ponderazione per i tessuti con una riduzione del valore riferito alle gonadi, da 0.20 a 0.05, con un aumento del valore riferito alle mammelle, da 0.05 a 0.12, e con l'inserimento di altri due tessuti (cervello e ghiandole salivari) con specifico fattore di ponderazione. Nelle Raccomandazioni del 2007 si precisa che la dose efficace viene calcolata sulla base di valori di riferimento e che quindi non può essere usata per valutazioni epidemiologiche o retrospettive, ma rappresenta solo un mezzo per valutare in prospettiva la rispondenza rispetto alle restrizioni di dose e ancora si precisa che per la dose collettiva sono da evitare le applicazioni a situazioni di piccole dosi protratte o riferite a grandi numeri di persone.

I coefficienti di rischio nominale per gli effetti stocastici sono aggiornati, con una riduzione relativa agli effetti genetici, dovuta principalmente alla scelta di esprimere il rischio fino alla seconda generazione, piuttosto che all'equilibrio teorico considerato nelle precedenti raccomandazioni. I nuovi dati

restano comunque compatibili con quanto espresso in precedenza e considerando le incertezze associate, la Commissione precisa che la riduzione non ha un significato pratico. Quindi il detrimento totale del 5% per Sv, sul quale già si basano gli standard di sicurezza, continua ad essere appropriato. Le Raccomandazioni del 2007 sono il risultato di un progetto di evoluzione iniziato ben nove anni prima che, attraverso consultazioni caratterizzate da apertura e trasparenza, ha visto una ampia e significativa partecipazione della comunità scientifica interessata alla radioprotezione. Si può affermare che le nuove raccomandazioni, continuando ad essere guidate da aspetti scientifici, vedono in più una maggior attenzione verso alcuni punti, cari alla società moderna, quali la protezione dell'ambiente e il coinvolgimento degli stakeholder nei processi decisionali e ci pongono di fronte ad un consolidamento, ad una continuità rispetto alla Raccomandazione 1990, più che ad un suo cambiamento.

- *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP Volume 37/2-4, 2008.*

- Traduzione della *ICRP Publication 103 "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection"* a cura del Comitato Internazionale AIRP, Milano, 27 giugno 2008, ISBN 88-88648-08-9.

## ICRP 2007: NUOVE INFORMAZIONI BIOLOGICHE ED INDICAZIONI DI RISCHIO DA RADIAZIONI

Roberto Moccaldi  
CNR-Roma

Attualmente la filosofia ICRP è basata sulla teoria LNT, secondo la quale il rischio complessivo stimato di cancro radioindotto a basse e moderatamente basse dosi (dell'ordine di meno di 100 mGy) e rateo di dose (meno di 6 mGy/h medio nelle prime ore) è proporzionale rispetto a quello osservato alle dosi maggiori. Sebbene la teoria non è universalmente accettata come verità biologica, poiché non è noto e quantificabile il livello di rischio associato alle bassissime dosi, è comunque considerata dai più come prudente regola generale per le politiche pubbliche finalizzate ad evitare il rischio da esposizioni indebite.

Tale impostazione:

- deriva dall'evidenza epidemiologica rilevata

alle dosi intermedie,

- consegue alla logica plausibilità e ragionevolezza scientifica nel ritenere che lo stesso andamento si verifichi anche a dosi più basse di 100 mSv,
- si basa sul peso dell'evidenza relativa ai fondamentali processi cellulari nella determinazione delle trasformazioni precorritrici dei processi oncogeni,
- fornisce una base prudente per gli scopi pratici,
- costituisce il migliore approccio pratico per la gestione del rischio (es. additività delle dosi).

Tale posizione è in accordo con UNSCEAR 2000, NCRP 2001 (Pub. 136) e BEIR VII, ma la Commissione cita in contrasto la posizione dell'Accademia di Francia.

Tuttavia la Commissione, sulla base delle considerazioni precedenti e rilevando la natura ipotetica dell'assunto, tende a precisare, forse per la prima volta in modo così chiaro, che è errato considerare lo strumento della "linearità senza soglia" (LNT) e

impiegare la dose collettiva (basata evidentemente sulla linearità senza soglia) al di fuori dei fini della Radioprotezione; esse non devono essere intese come uno strumento epidemiologico di conteggio dei morti di tumore nelle proiezioni di rischio. È da sperare che questa posizione possa chiarire definitivamente gli obiettivi dell'ICRP e modificare il comportamento di quanti fino ad oggi si sono serviti in modo non corretto di questo strumento. C'è un generale accordo che i metodi epidemiologici impiegati per la stima di rischio oncogeno non abbiano la potenza sufficiente per rivelare direttamente il rischio di cancro nel range di dose al di sotto di circa 100 mSv.

Pertanto, nonostante le incertezze dichiarate, il sistema pratico raccomandato dall'ICRP continua ad esser basato sull'assunzione che, a dosi inferiori a circa 100 mSv, un dato incremento di dose produca un incremento direttamente proporzionale alla probabilità di incorrere in tumori o in effetti ereditari. Ma la stessa ICRP precisa chiaramente che l'ipotesi LNT è per i fini della Radioprotezione e pertanto non rigetta aprioristicamente altre ipotesi (The Commission consider that. LNT provides a prudent basis for the practical purposes of radiological protection); e rileva peraltro che mentre l'LNT resta scientificamente plausibile nel sistema pratico di Radioprotezione, l'informazione biologica di verifica dell'ipotesi è improbabile che sia vicina ("whilst the LNT remains a scientifically plausible element in its practical system of radiological protection, biological information that would ambiguously verify the hypothesis is unlikely to be forthcoming").

#### **Le informazioni biologiche e di rischio**

Le evidenze radiobiologiche identificano la induzione dei DSBs del DNA ed il più complesso danno a grappolo (clustered) del DNA come probabilmente il più importante meccanismo attraverso il quale le RI contribuiscono al processo di danno cellulare. È stato dimostrato che questi eventi sono il risultato di una singola traccia elettronica a bassa energia prodotta dalla interazione del substrato biologico con un raggio X o un fotone. A basse dosi e bassi ratei di dose, l'accadimento di tali eventi è proporzionale alla dose di radiazione ed al numero di cellule irradiate.

Da un punto di vista radiobiologico e radioepidemiologico si sono consolidate le conoscenze sugli effetti stocastici sia somatici che ereditari. Per quanto riguarda gli effetti deterministici la Commissione suggerisce di impiegare la dizione, a suo avviso più pertinente, di "effetti tissutali".

Lo schema degli effetti presi in considerazione

è quello nel quale le reazioni tissutali vengono suddivise in immediate e ritardate; le prime a loro volta vengono distinte in reazioni infiammatorie, come l'eritema, e in reazioni dovute a necrosi cellulare, come la mucosite e la desquamazione. Le reazioni ritardate invece a loro volta comprendono quelle di tipo generico, come l'occlusione dei vasi e quelle di tipo consequenziale, come le stenosi cicatriziali.

A proposito delle reazioni tissutali tardive la Commissione rileva che queste sono correlate con l'architettura dell'organo: nel rene e nel polmone, in cui i tessuti sono organizzati in SubUnità Funzionali (FSU, nefroni e alveoli) disposte in parallelo, l'inattivazione di alcune FSU non determina una riduzione della funzionalità dell'organo fino a che il numero di FSU coinvolte non raggiunge un valore critico; nel midollo spinale invece, gli elementi sono disposti in serie, quindi l'inattivazione di alcuni elementi è molto probabile che determini paralisi.

Le reazioni tissutali sono caratterizzate da una soglia; in particolare:

- la dose soglia per la depressione del sistema immunitario è di circa 0,3-0,5 Gy,
- nella maggior parte dei tessuti degli adulti e dei bambini non si manifestano reazioni gravi al di sotto di dosi annue di 0,1 Gy protratte per molti anni,
- studi recenti (in particolare conseguenti all'incidente di Chernobyl) hanno indicato una maggiore sensibilità del cristallino sia per cataratta corticale che subcapsulare posteriore. La soglia di dose > di alcuni Gy precedentemente individuata per questo effetto potrebbe essere rivista (in ribasso) sulla base delle medesime osservazioni.

Per quanto riguarda gli effetti somatici stocastici, la valutazione viene questa volta effettuata sulla base della incidenza delle malattie neoplastiche, invece che sulla base della mortalità dovuta alle medesime. La Commissione (ed altri organismi es. BEIR VII) considera i dati di incidenza più attendibili in quanto risultano meno affetti dalle incertezze connesse con le cause di morte, forniscono una descrizione più completa specialmente per i tumori ad alta sopravvivenza, ed infine i registri tumore sono più accurati nella registrazione delle diagnosi cliniche e nella definizione dell'età alla diagnosi.

La stima di rischio ereditario da radiazioni è stata quella che, dalla Pubblicazione 60, ha subito le modifiche più rilevanti. Diversi fattori hanno condotto a questa revisione delle stime di rischio genetico, tra i quali quello più rilevante è stato l'aver considerato il rischio solamente per due generazioni. Come conseguenza di tali considerazioni, la

ICRP ha stimato che il rischio di effetti ereditari nell'intera popolazione correlabili con la dose alle gonadi sia intorno a 20 casi per 10 000 persone per Sv, piuttosto che circa 100 casi per 10.000 per Sv indicati nelle precedenti Raccomandazioni.

L'insieme di queste modifiche porta ad una riduzione (anche se piccola) dei "coefficienti nominali di detrimento", dizione alla quale è stata aggiunta l'aggettivazione di "adjusted" come per dire che sono coefficienti non solo "nominali" in quanto abbondantemente "mediati", "trasportati" e "proiettati", ma anche che sono stati "adattati" al detrimento con riguardo alla mortalità e alla qualità della vita. Questa specie di "grandezza", che sta tra il biologico e il fisico, si è modificata secondo quanto illustrato nella seguente tabella.

Nell'ambito degli effetti stocastici la Commissione evidenzia il fatto che i geni oncogeni ad alta espressività e penetranza sono troppo rari per poter causare una significativa distorsione delle stime di rischio per la popolazione alle basse dosi e pertanto le stime sono sufficientemente cautelative.

Per quanto riguarda le esposizioni in utero, la Commissione ritiene che a dosi < 100 mSv effetti letali sull'embrione sono "very infrequent", né ci sono da temere effetti significativi dopo la nascita. C'è una "true dose-threshold" attorno a 100 mGy per l'induzione di malformazioni. Il ritardo mentale grave ha una soglia di almeno 0,3 Gy, con riduzione di 25 punti di QI per Gy; non si può però escludere l'assenza di soglia. Il rischio di induzione oncogena infantile è valutata circa 3 volte maggiore quella della popolazione generale.

Vengono prese in considerazione, in particolare per gli adulti, anche possibili malattie diverse dal cancro. In particolare si rileva che alle dosi dell'ordine di 1 Sv si è registrato, tra i sopravvissuti giapponesi, un aumento delle malattie cardiache, digestive, respiratorie e cerebrali (ictus) nelle popolazioni esposte. I dati del LSS sono consistenti sia con assenza di soglia sia con la presenza di una dose soglia attorno a 0,5 Sv. Non c'è pertanto motivo di includerle nelle stime di detrimento al di sotto di 100 mSv.

Tabella 1 Coefficienti di rischio nominale corretti per il detrimento ( $10^{-2}$  Sv<sup>-1</sup>) per effetti stocastici a seguito di esposizione a radiazione a basso rateo di dose.

Popolazione esposta	Cancro		Effetti ereditari		Totale	
	Stima attuale	Pub. 60	Stima attuale	Pub. 60	Stima attuale	Pub. 60
Intera popolazione	5,5	6,0	0,2	1,3	5,7	7,3
Adulti	4,1	4,8	0,1	0,8	4,2	5,6

## CONTROLLI DI QUALITÀ ICRP E RUOLO DEL RESPONSABILE SANITARIO

Dario Visconti

*Radiologia APSS – Cavalese, Trento*

Le raccomandazioni dell'ICRP, come noto, costituiscono la base di riferimento per le Direttive EURATOM, che successivamente ogni Stato Membro CE deve recepire nella legislazione nazionale. Dalla Raccomandazione 60 del 1990, attraverso la 73 del 1996, si è arrivati alla presente 103 del 2007. Il presente intervento tratterà delle novità apportate da questa Raccomandazione per la figura del Responsabile Sanitario, figura professionale peraltro già prevista nel D.Lgs. 187/2000 (che recepiva la Direttiva 97/43/EURATOM): il Responsabile del-

l'Impianto Radiologico (RIR).

In effetti, le novità introdotte dall'ICRP 103/2007 investono indirettamente la figura del RIR: dal concetto di *pratiche* (azioni umane che aumentano l'esposizione, attraverso l'introduzione di nuove sorgenti o percorsi di esposizione o tipologia di individui esposti) e *interventi* (azioni umane che fanno diminuire l'esposizione globale, attraverso l'eliminazione di sorgenti, modifiche dei percorsi e diminuzione degli esposti) si è passato al concetto di *situazioni di esposizione* alle radiazioni.

Queste situazioni sono classificate in:

- Esposizioni pianificate (intese come esposizioni normali più quelle potenziali, prevedibili)
- Esposizioni di emergenza (per situazioni impreviste, o dolose)
- Esposizioni esistenti (quelle già presenti nel momento di un controllo, quali le esposizioni

naturali e residue dopo incidenti)

Le esposizioni sono classificabili anche in:

- Lavorative
- Del Pubblico (qui il concetto di *gruppo critico*, che prima caratterizzava un individuo che riceveva una dose rappresentativa di quella ricevuta dagli individui maggiormente esposti nella popolazione, viene sostituito da quello di *Persona Rappresentativa*: figura che può essere ipotetica e che rappresenta anche le abitudini di vita - per esempio, consumo di derrate alimentari, tasso di respirazione, luoghi frequentati, uso delle risorse locali - tipiche di un piccolo numero di individui rappresentativi di quelli maggiormente esposti e non le abitudini estreme di un singolo membro della popolazione. Si possono prendere in considerazione alcune abitudini estreme o insolite, ma queste non dovrebbero determinare le caratteristiche delle Persone Rappresentative considerate)
- Mediche su pazienti
- Su persone che assistono e confortano i pazienti
- Su volontari per scopi di ricerca

La Raccomandazione 103 ribadisce in pieno i tre principi-pilastro della radioprotezione: essi si applicano a tutti i tipi di esposizione (programmata, di emergenza ed esistenti), due di essi (giustificazione e ottimizzazione) riguardano la sorgente, mentre il terzo (limiti di dose) è riferito all'individuo ed alle sole esposizioni programmate. Il principio dell'ottimizzazione (*“la probabilità di incorrere in esposizioni, il numero di persone esposte e l'entità delle loro dosi individuali dovrebbero essere tenute tanto basse quanto ragionevolmente ottenibile, in considerazione dei fattori economici e sociali”*) è senz'altro il fulcro del sistema di radioprotezione; è un processo continuo che comprende:

- valutazione della situazione di esposizione, compresa qualsiasi esposizione potenziale (inquadramento del processo);
- scelta di un valore adatto per il vincolo o il livello di riferimento;
- identificazione delle eventuali opzioni di protezione;
- scelta dell'opzione migliore nelle condizioni esistenti; e
- esecuzione dell'opzione scelta.

Esso considera gli sviluppi sia tecnici che socio-economici, richiede giudizi sia qualitativi che quantitativi; l'obiettivo non è la minimizzazione della dose, bensì la ricerca di un buon equilibrio tra detri-

mento e risorse disponibili per la tutela dell'individuo. La dose al paziente è determinata principalmente dalle necessità mediche; la definizione di vincoli di dose per i pazienti risulta pertanto inadeguata, contrariamente alla loro importanza nell'esposizione lavorativa e della popolazione. Ciò nonostante, una modalità di gestione dell'esposizione del paziente è necessaria, e a tale scopo è raccomandato l'utilizzo dei livelli diagnostici di riferimento, di cui alla Pubblicazione 73 (ICRP, 1996a) e alle successive linee guida contenute nella pubblicazione Supporting Guidance 2 (ICRP, 2001b). La limitazione della dose al singolo paziente non è raccomandata perché essa può arrecare più danni che benefici, riducendo l'efficacia della diagnosi o del trattamento terapeutico del paziente. Viene pertanto posta particolare enfasi sulla giustificazione delle procedure sanitarie e sull'ottimizzazione della protezione.

Da quanto sopra detto, possiamo dire che l'impatto della nuova Raccomandazione sul sistema della garanzia dell'ottimizzazione (di cui è responsabile il RIR) è praticamente assente. Ciò vuol dire che ci si dovrà comportare come già stabilito dal D.Lgs. 187/2000. Il RIR:

- ❖ Definisce programmi di garanzia della qualità e predispone il manuale di qualità dell'unità operativa in collaborazione con l'esperto in fisica medica.
- ❖ Provvede che siano effettuate prove di accettazione e di funzionamento delle apparecchiature radiologiche e verifica la rispondenza ai criteri di accettabilità.
- ❖ Esprime giudizio sull'idoneità all'uso clinico delle apparecchiature, adottando criteri oggettivi di valutazione della qualità dell'immagine, riportando il giudizio nel manuale di qualità delle attrezzature.
- ❖ Adotta protocolli scritti di riferimento per ciascuna attrezzatura radiologica (per la radiodiagnostica specialistica e per le attività radiologiche complementari) e pratica radiologica standardizzata, con modalità operative di esecuzione degli esami che consentano il rispetto dei LDR
- ❖ Promuove la verifica, ogni due anni, degli LDR utilizzati nelle procedure di cui all'allegato II.
- ❖ In caso di non rispondenza ai criteri di accettabilità di un'apparecchiatura o di un superamento costante dei LDR, senza motivo clinico, lo segnala all'esercente e promuove le necessarie azioni correttive (compreso il “fuori uso”) e ne verifica il risultato.
- ❖ Nella valutazione degli interventi correttivi

sulle apparecchiature tiene conto dell'entità del costo dell'intervento manutentivo in relazione all'età della apparecchiatura, al suo ammortamento economico, all'evoluzione tecnologica con particolare riferimento alle apparecchiature obsolete.

- ❖ Collabora con l'esercente per predisporre un adeguato piano di sostituzione delle apparecchiature radiologiche in relazione al loro livello di qualità.
- ❖ Registra e conserva per almeno 5 anni, i dati relativi a programmi, controlli di qualità e prove effettuate.

- ❖ Nell'ambito delle pratiche speciali (bambini – screening – procedure con alte dosi per il paziente quali rx-interventistica e TC) promuove, in collaborazione con l'esercente l'utilizzo di attrezzature radiologiche, tecniche ed adeguate attrezzature ausiliarie, tenuto conto dei principi di giustificazione ed ottimizzazione.
- ❖ Valutazione delle dosi alla popolazione (articolo 12): esercente e RIR, per quanto di relativa competenza, provvedono affinché le indagini con radiazioni ionizzanti vengano registrate singolarmente, anche in forma sintetica.

## VERSO UN NUOVO PARADIGMA IN RADIOBIOLOGIA

Simonetta Pazzaglia

ENEA C.R. Casaccia,

Sezione di Tossicologia e Scienze Biomediche, Roma

Un dogma centrale della radiobiologia è rappresentato dall'assunzione che l'energia della radiazione deve essere depositata nel nucleo di una cellula per produrre un effetto biologico. Classicamente, gli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti sono stati considerati una conseguenza del danno al DNA cellulare dovuta all'azione diretta delle radiazioni nel nucleo e soprattutto all'azione indiretta mediata dai radicali liberi e specie reattive dell'ossigeno, generate dall'azione radiolitica sull'acqua cellulare. Ricerche radiobiologiche hanno progressivamente evidenziato l'esistenza di una varietà di effetti *non targeted* che possono essere osservati in localizzazioni spazialmente o temporalmente distinte dal sito del danno iniziale, in risposta a segnali molecolari emessi da cellule irradiate. I risultati di tali studi hanno sottolineato la complessità della risposta cellulare mettendo fortemente in discussione il paradigma classico della radiobiologia e la concezione DNA-centrica del danno biologico da radiazioni. Fenomeni che appartengono a questa ampia categoria includono l'effetto *bystander*, l'instabilità genomica, la risposta adattativa e sono soprattutto osservati a basse dosi in sistemi cellulari *in vitro*.

*Effetto bystander*: questo fenomeno consiste nella induzione di effetti biologici in cellule non direttamente attraversate dall'energia radiante, ed è mediato dal rilascio di segnali molecolari da cellule irradiate<sup>1</sup>. È stato osservato per radiazioni di diversa qualità ed in numerosi tipi cellulari. Risposte *bystander* sono state dimostrate per una serie di *end-point* dannosi per le cellule, quali instabilità cromo-

somica, mutazioni geniche e apoptosi<sup>2-4</sup>.

*Instabilità genomica*: questo fenomeno è caratterizzato dalla insorgenza di nuove alterazioni genetiche nella progenie di cellule sopravvissute all'irraggiamento. L'instabilità è misurata in vari *end-point* quali alterazioni cromosomiche, variazioni nella ploidia, formazione di micronuclei, mutazioni e amplificazioni geniche, instabilità dei microsatelliti e ridotta efficienza di clonaggio<sup>5-7</sup>.

*Risposta adattativa*: la risposta adattativa è un fenomeno biologico che causa diminuzione della suscettibilità ad una determinata dose di radiazione (*challenging dose*) quando la cellula è stata precedentemente esposta ad una bassissima dose (*priming* o *conditioning dose*) della stessa radiazione. Questo fenomeno, conosciuto da decenni<sup>8</sup>, è focalizzato sulla sopravvivenza cellulare.

Non è noto se tutti gli effetti *non targeted* condividano meccanismi d'azione comuni e non si conosce nemmeno l'evento iniziante associato alla deposizione di energia radiante nella cellula che innesca la sintesi e/o la liberazione dei fattori solubili. Potenziali candidati sono la sintesi di radicali OH•, la formazione di elettroni idrati, la formazione di singole o doppie rotture del DNA. Circa le modalità di trasmissione del segnale prodotto dalle cellule irraggiate, sono state formulate molte ipotesi riconducibili a due principali meccanismi basati sul rilascio di fattori diffusibili<sup>9</sup> o sulle comunicazioni intercellulari (*gap junction*)<sup>10</sup>, ma l'identificazione dei segnali è una delle problematiche aperte. La mediazione da parte delle citochine, in particolare IL-8, IL-2, TNF $\alpha$  e TGF $\beta$  raccoglie un crescente consenso. L'analisi dei profili di espressione ha anche mostrato una correlazione causale tra un numero di vie di segnale, quali cyclooxygenase-2 (COX-2) e asse IGF, e fenomeni *bystander*. Inoltre cellule difettive nel DNA mitocondriale hanno mostrato una riduzione nella risposta *bystander*,

suggerendo un ruolo dei mitocondri in questo processo. La componente di trasmissione dell'effetto attraverso le *gap junction*, date le dimensioni dei canali, può unicamente avvenire tramite composti di basso peso molecolare. Ioni  $Ca^{++}$ , cAMP e ossido nitrico (NO) sono stati proposti tra i mediatori della cascata di segnale, così come specie molecolari reattive dell'ossigeno (ROS) e dell'azoto (RNS). Recentemente effetti *bystander* sono stati anche associati a fenomeni epigenetici, quali alterata metilazione del DNA e silenziamento di geni da parte di microRNA.

Comunque, dato il ruolo chiave delle comunicazioni cellulari negli effetti *non targeted*, è importante che la ricerca si focalizzi sulle interazioni cellulari nel microambiente tissutale e di organo, dove le comunicazioni intercellulari assumono grande importanza, piuttosto che sugli eventi che riguardano singole cellule<sup>11</sup>. In questo contesto si inserisce uno studio sperimentale condotto nei nostri laboratori in cui, per la prima volta, è stato messo in evidenza che, in condizioni sperimentali strettamente controllate e riproducibili, meccanismi di tipo *bystander* possono dare un contributo importante alla cancerogenesi da radiazioni<sup>12</sup>. In questo esperimento animali suscettibili all'induzione di tumori del cervello da radiazioni, quando irraggiati con il capo schermato da cappucci di piombo (4 mm), hanno mostrato trasmissione di danno genetico (doppie rotture del DNA) dai tessuti irraggiati al cervello schermato, oltre ad una significativa induzione di tumori nel cervello stesso. Alla luce delle crescenti evidenze sperimentali che testimoniano l'esistenza di effetti *non targeted* delle radiazioni è fondamentale una migliore comprensione dei meccanismi coinvolti in tali effetti per stabilire un nuovo paradigma in radiobiologia che consideri, oltre al danno indotto direttamente dalla deposizione di energia nel nucleo della cellula irraggiata, anche gli effetti indiretti delle radiazioni. Tali effetti, infatti, possono avere conseguenze importanti per l'applicabilità del modello "lineare senza soglia" (LNT) nella estrapolazione dei dati relativi al rischio da radiazioni nella regione delle basse dosi. Il modello LNT presuppone che il danno fisiologico sull'organismo cresca in modo direttamente proporzionale alla dose di radiazione assorbita, e che questo valga per qualsiasi valore della dose. Tale funzione lineare è considerata valida anche per il rischio di tumori. È attualmente oggetto di discussione se questo possa ritenersi valido anche per esposizione a basse dosi e a basso rateo di dose<sup>13</sup>. In particolare, esiste un dibattito aperto sull'effettivo ruolo degli effetti *non targeted*, il cui bilancio potrebbe avere conseguenze benefiche o nocive sottraendo o aumentando il numero di cellule a rischio. Una più approfondita

conoscenza di questi effetti e delle loro interazioni è necessaria perché il loro impatto possa essere considerato come un fattore nella stima del rischio da basse dosi di radiazioni per la popolazione umana. Le implicazioni degli effetti *non targeted* sono particolarmente importanti anche per la radioterapia dove gli effetti a distanza possono essere responsabili sia degli effetti abscopali<sup>14</sup>, cioè della riduzione della crescita tumorale fuori dal campo di irradiazione, che della induzione di tumori secondari nei pazienti esposti. La delucidazione dei *pathway* molecolari coinvolti negli effetti a distanza potrebbe, ad esempio, permettere di manipolare tali fenomeni contribuendo al miglioramento dei protocolli di radioterapia.

### Bibliografia

1. Nagasawa H, Little JB. Induction of sister chromatid exchanges by extremely low doses of alpha-particles. *Cancer Res.* **52**, 6394-6 (1992)
2. Morgan WF. Non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation: I. Radiation-induced genomic instability and bystander effects in vitro. *Radiat Res.* **159**, 567-80 (2003)
3. Morgan WF. Non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation: II. Radiation-induced genomic instability and bystander effects in vivo, clastogenic factors and transgenerational effects. *Radiat Res.* **159**, 581-96 (2003)
4. Coates PJ, Lorimore SA, Wright EG. Damaging and protective cell signalling in the untargeted effects of ionizing radiation. *Mutat Res.* **568**, 5-20 (2004)
5. Morgan WF, Day JP, Kaplan MI, McGhee EM, Limoli CL. Genomic instability induced by ionizing radiation. *Radiat Res.* **146**, 247-58 (1996)
6. Wright EG. Radiation-induced genomic instability in haemopoietic cells. *Int J Radiat Biol.* **74**, 681-7 (1998)
7. Little JB. Radiation carcinogenesis. *Carcinogenesis.* **21**, 397-404 (2000)
8. Olivieri G, Bodycote J, Wolff S. Adaptive response of human lymphocytes to low concentrations of radioactive thymidine. *Science* **223**, 594-7 (1984)
9. Mothersill C, Seymour C. Medium from irradiated human epithelial cells but not human fibroblasts reduces the clonogenic survival of unirradiated cells. *Int J Radiat Biol.* **71**, 421-7 (1997)
10. Azzam EI, de Toledo SM, Little JB. Direct evidence for the participation of gap junction-mediated intercellular communication in the trans-

- mission of damage signals from alpha -particle irradiated to nonirradiated cells. *Proc Natl Acad Sci U S A.* **98**, 473-8 (2001)
11. Barcellos-Hoff MH, Costes SV. A systems biology approach to multicellular and multi-generational radiation responses. *Mutat Res.* **597**, 32-8 (2006)
  12. Mancuso M, Pasquali E, Leonardi S, Tanori M, Rebessi S, Di Majo V, Pazzaglia S, Toni MP, Pimpinella M, Covelli V, Saran A. Oncogenic bystander radiation effects in Patched heterozygous mouse cerebellum. *Proc Natl Acad Sci U S A.* **105**, 12445-50 (2008)
  13. Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT, Hall EJ, Land CE, Little JB, Lubin JH, Preston DL, Preston RJ, Puskin JS, Ron E, Sachs RK, Samet JM, Setlow RB, Zaider M. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc Natl Acad Sci U S A.* **100**, 13761-6 (2003)
  14. Mole RH. Whole body irradiation; radiobiology or medicine? *Br J Radiol.* **26**, 234-41 (1953)

## APPLICAZIONE DEI MODELLI RADIOBIOLOGICI IN RADIOTERAPIA E MEDICINA NUCLEARE

Lidia Strigari

*Istituto Regina Elena - Roma*

La disponibilità di nuove apparecchiature e metodiche di trattamento sempre più sofisticate consente di effettuare un maggior numero di modalità di trattamenti (per esempio ipofrazionamento) con buoni risultati in termini di controllo e limitata tossicità. Analogamente, nel campo della brachiterapia le moderne metodiche di imaging consentono di determinare la dose con maggior accuratezza, sia nelle procedure a basso che ad alto dose-rate. Similmente nel caso della medicina nucleare gli studi dosimetrici sono allo stato sempre più numerosi.

Tali progressi nel campo della dosimetria consentono di descrivere meglio le relazioni dose-risposta del tumore e anche di determinare i livelli di tolleranza degli organi sani. I fattori fisici-dosimetrici e biologici, l'utilizzo di criteri comuni con cui valutare il controllo e la tossicità indotta dal trattamento, e l'omogeneità dei dati raccolti relativi sia al paziente nonché all'outcome, consentono alla modellistica radiobiologica di mostrare appieno la sua utilità nella descrizione dei fenomeni.

In tal senso, la qualità di un piano di cura non può prescindere da considerazioni radiobiologiche. Infatti, la risposta dei tumori alle radiazioni ionizzanti non dipende solo dalla distribuzione di dose sul volume bersaglio e sui tessuti sani e dal tempo di trattamento, ma è legata anche e soprattutto ad alcuni fattori biologici intrinseci "classici", che condizionano la risposta alla radioterapia e sono costituiti dal numero di cellule clonogeniche <sup>[I,II]</sup>, dalla radiosensibilità intrinseca <sup>[III]</sup>, dalla cinetica prolifera-

tativa, dall'ipossia <sup>[IV,V,VI]</sup>, ecc.. Storicamente, le indicazioni radioterapiche sono sempre state formulate in base a criteri essenzialmente clinici, basati sull'esperienza accumulata a seguito di un approccio "prova e guarda", che hanno consentito di adattare, entro certi limiti, l'irradiazione alle differenti situazioni cliniche, individuando empiricamente la dose totale necessaria al controllo tumorale e modificando variamente i fattori tempo e frazionamento. Successivamente, sono stati messi a punto modelli descrittivi della risposta tissutale che forniscono la probabilità di controllo del tumore (TCP) e la probabilità di insorgenza di complicanze a carico dei tessuti sani (NTCP). Dal valore di queste due probabilità, che dipendono dai parametri fisici, biologici e dal trattamento, può scaturire la scelta della strategia più appropriata da applicare al caso in esame.

La risposta biologica può essere stimata usando il modello lineare quadratico, attraverso il calcolo della Biological Equivalent Dose (BED), che rappresenta il fulcro della radiobiologia attraverso il quale possiamo stimare l'equivalenza di trattamenti effettuati con diverse modalità e/o combinare le dosi biologicamente efficaci su tumori ed organi sani. Uno dei problemi che rende difficile per un clinico l'applicazione dei modelli è la presenza della disomogeneità nella distribuzione della dose. In questi modelli, infatti, la dose viene considerata uniforme nel volume irradiato, ipotesi questa non realistica nei casi clinici ove la distribuzione della dose è sempre disomogenea, soprattutto nel tessuto normale. Questo significa che trattamenti che somministrano la stessa dose, nello stesso tempo totale, allo stesso punto di riferimento, possono produrre differenti risposte se la distribuzione della dose e di dose-rate è differente. Emerge quindi la necessità di applicare strumenti matematici in grado di convertire la distribuzione di dose disomogenea in una omogenea biologicamente equivalente, quali ad esempio il fattore F <sup>[VII,VIII,IX]</sup>. È comunque da evidenziare che di

recente i modelli radiobiologici di TCP/NTCP sono integrati nei sistemi per piani di trattamento. Inoltre, nonostante i continui progressi tecnologici, nell'ambito degli acceleratori e dei sistemi di imaging, la prognosi di alcuni pazienti affetti da particolari neoplasie non è significativamente migliorata negli ultimi anni. Tale insuccesso clinico deriva essenzialmente dalla marcata eterogeneità del comportamento biologico di questi tumori, conseguente all'accumulo, da parte di un clone cellulare, di mutazioni genetiche multiple, spesso diverse da tumore a tumore. Negli ultimi tempi, sulla base dei recenti sviluppi di radiobiologia e biologia cellulare e molecolare, si è giunti ad una vera e propria riformulazione del modello radiobiologico "classico" per la spiegazione degli effetti biologici delle radiazioni. Nel modello radiobiologico "classico", l'assunzione fondamentale è che la rottura della doppia elica del DNA, il dsb, è la causa principale di tutti gli effetti biologici delle radiazioni e la diversa induzione dei dsb ne riflette la diversa radiosensibilità; gli enzimi nucleari sono in grado di riparare alcuni danni e l'ambiente extracellulare ha il compito di fornire l'ossigeno che li incrementa. Nel modello radiobiologico "riformulato", le radiazioni, oltre a causare il danneggiamento del DNA, possono attivare vie di trasduzione del segnale a livello citoplasmatico per trasmettere l'informazione al nucleo, attivando geni della risposta precoce e tardiva, perturbazioni del ciclo cellulare, alterazioni delle membrane, apoptosi, mentre l'ambiente esterno non fornisce esclusivamente fattori nutritivi, ma è anche in grado di intervenire, qualora perturbato, nella regolazione dei processi cellulari, influenzando in questo modo, la risposta al trattamento. Tale approccio trova evidenza nella pratica clinica nel fenomeno noto come "abscopal effect", per la prima volta segnalato nel 1953 [X]. Tale fenomeno, alla luce dei recenti conoscenze, può essere spiegato dal fatto che la risposta alle radiazioni in aree lontane dai tessuti irradiati è presumibilmente mediata da fattori solubili secreti come conseguenza dell'irradiazione. Con gli attuali sviluppi della biologia molecolare nasce la necessità di associare ad obiettivi essenzialmente clinici, quali la valutazione dei differenti regimi di frazionamento, anche end-points biologici riguardanti la validazione clinica di test predittivi della risposta radioterapica [XI]. Emerge, allora, la necessità di prevedere la risposta all'irradiazione su base individuale, associando ai criteri tradizionali tutta una serie di parametri biologici con l'obiettivo di raggiungere la più accurata e specifica caratterizzazione neoplastica del singolo paziente. In particolare, l'importante ruolo rivestito dai vari geni indotti in risposta alle radiazioni, sia nei tessuti tumorali che normali, apre

tutta una serie di prospettive riguardanti il possibile intervento su questi processi a fini terapeutici. Il potenziale ruolo prognostico e predittivo dei fenomeni, che sono alla base della risposta cellulare ai chemioterapici e alla radioterapia, è ancora in fase di valutazione sperimentale, ma l'obiettivo finale è di giungere alla formulazione di una mappa di markers, derivati da test di immuno-istochimica o studi cellulari, da associare ai più convenzionali parametri clinici. Questo potrà consentire di caratterizzare la neoplasia del singolo paziente nella maniera più accurata e specifica possibile. Il fattore prognostico ideale dovrebbe fornire informazioni sul comportamento biologico del tumore, così da poterne prevedere l'evoluzione e la risposta alle varie opzioni terapeutiche; in questo modo si potrebbe definire la strategia terapeutica e lo schema di follow-up ottimali, basandosi sull'aggressività di ogni singola neoplasia.

#### Bibliografia

- I Cividalli A, Creton G, Ceciarelli F, Strigari L, Tirindelli Danesi D, Benassi M. Influence of Time Interval between Surgery and Radiotherapy on Tumor Regrowth. *J Exp Clin Cancer Res.* 2005; Sep 24 (1) ; 109-116
- II Strigari L, D'Andrea M, Abate A, Benassi M. A heterogeneous dose distribution in simultaneous integrated boost: the role of the clonogenic cell density on the tumor control probability. *Phys Med Biol.* 2008 Oct 7;53(19):5257-73. Epub 2008 Aug 29.
- III Sanchez-Nieto B, Nahum AE, Dearnaley DP. Individualization of dose prescription based on normal-tissue dose-volume and radiosensitivity data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 49:487-499
- IV Chapman JD, Zanzonico P, Ling CC. On measuring hypoxia in individual tumors with radiolabeled agents. *J Nucl Med* 2001; 42: 1653-1655.
- V Ruggieri R. 2004 Hypofractionation in non-small cell lung cancer (NSCLC): suggestions from modelling both acute and chronic hypoxia *Phys. Med. Biol.* 49, 4811-4823
- VI Fowler JF, Tomé W A, Fenwick JD, Metha MP. A challenge to traditional radiation oncology *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 60 (4): 1241-1256
- VII Begnozzi L, Gentile FP, Chiatti L, Carpio S, Fragomeni R, and Benassi M, Study of reference dose level in radiotherapy treatment planning, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol, Phys* 1994; 28,

- 515–522
- VIII Strigari L, D'Andrea M, Maini CL, Sciuto R, Benassi M. Biological optimization of heterogeneous dose distributions in radionuclide direct therapy. *Med. Phys.* 2006, 33 (6): 1857- 1866.
- IX Strigari L, Orlandini LC, Andriani I, d'Angelo A, Stefanacci M, Di Nallo AM, Benassi M. A mathematical approach for evaluating the influence of dose heterogeneity on TCP for prostate cancer brachytherapy treatment. *Phys Med Biol.* 2008 Sep 21;53(18):5045-59. Epub 2008 Aug 22.
- X Mole RH, Whole body irradiation: radiobiology or medicine. *Br. J. Radiol.* 1953; 99, 13765-13770
- XI Nanni S et al. Endothelial NOS, estrogen receptor beta, and HIFs cooperate in the activation of a prognostic transcriptional pattern in aggressive human prostate cancer. *J Clin Invest.* 2009 Apr 13. pii: 35079. doi: 10.1172/JCI35079

## IMPIEGO TERAPEUTICO DELLE BASSE DOSI IN RADIOTERAPIA

Mariangela Massaccesi<sup>(1)</sup>, Samantha Mignogna<sup>(2)</sup>,  
Caterina Montoro<sup>(2)</sup>, Rosa Tambaro<sup>(2)</sup>,  
Alessandro Cociolo<sup>(2)</sup>, Vincenzo Valentini<sup>(3)</sup>,  
Alessio G. Morganti<sup>(1,2,3)</sup>

*U.O. Radioterapia (1), UO Terapie Palliative (2),  
Centro di Ricerca e Formazione ad Alta Tecnologia nelle  
Scienze Biomediche "Giovanni Paolo II",  
Università Cattolica del Sacro Cuore, Campobasso;  
Cattedra di Radioterapia, Policlinico "A. Gemelli",  
Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma (3)*

L'ipersensibilità a piccole dosi di radiazioni ionizzanti è un fenomeno descritto in vitro per alcune linee di cellule tumorali. È stato infatti osservato che un'esposizione a dosi inferiori a 0,5 Gy può determinare, in alcuni casi, una riduzione della percentuale di cellule clonogeniche sopravvivenenti superiore rispetto a quanto predetto dal modello lineare-quadratico.

Il meccanismo molecolare alla base di questo fenomeno è tuttora oggetto di studio. Una delle ipotesi più accreditate è l'induzione della morte per apoptosi di una sottopopolazione di cellule che fallisce nella riparazione del danno radio-indotto, per un difetto nell'arresto della progressione del ciclo cellulare nella fase G2 [1].

L'impiego a scopo terapeutico di un ultrafrazionamento della dose potrebbe avere il suo razionale nel fatto che il tessuto tumorale, costituito da cellule che progrediscono rapidamente attraverso le varie fasi del ciclo cellulare, recupererebbe più rapidamente la sua sensibilità all'irradiazione con piccole dosi rispetto ai tessuti sani. Questi, al contrario, sono costituiti prevalentemente da cellule lentamente proliferanti. Studi preclinici suggeriscono inoltre un possibile sinergismo tra radioterapia ultrafrazionata e chemioterapia.

In molte linee cellulari tumorali è stato dimostrato che piccole dosi di radioterapia possono

potenziare l'effetto di molti agenti chemioterapici tra cui derivati del Platino, Taxani, Gemcitabina ed Etoposide [2,3,4,5]. In particolare hanno mostrato risultati promettenti alcune strategie di combinazione chemio-radioterapica finalizzate ad arricchire la popolazione cellulare tumorale della frazione di cellule in fase G2, prima dell'esposizione a piccole dosi di radioterapia. Inoltre, altri fattori potrebbero contribuire in vivo alla risposta tumorale all'irradiazione con piccole dosi. Per esempio, l'effetto anti-infiammatorio di basse dosi di radiazioni è un fenomeno noto da tempo [6]. Questa azione antiflogistica potrebbe avere un effetto sulla massa tumorale, modificando il microambiente che supporta la proliferazione della cellule neoplastiche. In poche esperienze cliniche sono state esplorate fattibilità ed efficacia di un regime di radioterapia ultrafrazionato. In un'esperienza condotta da Harney e colleghi un trattamento radioterapico ultrafrazionato è stato più efficace di un trattamento con frazionamento standard, nel ritardare la crescita di lesioni cutanee, a parità di durata e dose totale somministrata [7].

Un limite all'utilizzo di un simile regime terapeutico nella pratica clinica potrebbe essere quello di richiedere un numero troppo elevato di frazioni giornaliere. Più interessante è invece la possibilità di sfruttare le potenzialità chemio-sensibilizzanti del fenomeno.

Una simile strategia terapeutica è stata testata in pazienti affetti da neoplasie epiteliali solide, per la maggior parte da neoplasie precedentemente trattate del polmone e del distretto testa-collo, con buona tolleranza e risultati promettenti in termini di risposta clinica [8]. In uno studio di fase I, Regine W.F. e colleghi hanno dimostrato la fattibilità di un trattamento radioterapico ultrafrazionato in associazione con Gemcitabina in pazienti con neoplasia del pancreas inoperabile, ottenendo un tasso di risposta incoraggiante [9]. Analogamente, in pazienti con carcinoma squamoso localmente avanzato del distretto testa-collo, un trattamento chemioterapico

con Paclitaxel e Carboplatino associato con piccole dosi di radioterapia (quattro frazioni da 0.8 Gy), è stato ben tollerato, ha determinato una risposta nell'83% dei pazienti e non ha costituito un fattore limitante per il successivo trattamento radio-chemioterapico con frazionamento convenzionale e dosi radicali di radioterapia [10].

Se l'associazione delle piccole dosi di radioterapia alla chemioterapia sembra essere una strategia promettente, molti quesiti rimangono aperti, primo tra tutti quale possa essere il migliore ambito clinico in cui testare questa nuova modalità terapeutica. L'impiego di piccole dosi di radioterapia potrebbe per esempio avere un razionale nel caso di una malattia con estensione loco-regionale tale da precludere un trattamento radioterapico convenzionale a dosi radicali, al fine di potenziare l'efficacia di una chemioterapia di induzione oppure in caso di neoplasie che tendono a disseminare a livello delle siero-se, come i tumori ovarici o alcune neoplasie del distretto gastroenterico, in concomitanza a trattamenti chemioterapici adiuvanti. Potrebbe trovare inoltre un impiego nel trattamento di neoplasie pre-irradiate non suscettibili di terapie a finalità radicale allo scopo di aumentare l'efficacia locale della chemioterapia. Altri quesiti aperti sono quale sia il farmaco chemioterapico con più promettente efficacia in associazione alle piccole dosi di radioterapia e quale il miglior timing di associazione.

#### Bibliografia

- 1 Marples B, Wouters BG, Joiner MC. An association between the radiation-induced arrest of G2 phase cells and low-dose hyper-radiosensitivity: A plausible underlying mechanism? *Radiat Res* 2003;160:38–45
- 2 Dey S, Spring PM, Arnold S, et al. Low-dose fractionated radiation potentiates the effects of Paclitaxel in wild-type and mutant p53 head and neck tumor cell lines. *Clin Cancer Res* 2003;9:1557–1565
- 3 Gupta S, Arnold AM, Spring P, et al. Low-dose fractionated radiation potentiates the effect of cisplatin independent of the hyper-radiation sensitivity phenomenon in human lung cancer cell lines [Abstract]. *Proc Am Assoc Cancer Res* 2004;45
- 4 Chendil D, Oakes R, Alcock RA, et al. Low dose fractionated radiation enhances the radiosensitization effect of paclitaxel in colorectal tumor cells with mutant p53. *Cancer* 2000;89:1893–1900
- 5 Spring PM, Arnold SM, Shajahan S, et al. Low dose fractionated radiation potentiates the effects of taxotere in nude mice xenografts of squamous cell carcinoma of head and neck. *Cell Cycle* 2004;3:479–485
- 6 Rödel F, Keilholz L., Herrmann M., Sauer R., Hildebrandt G. Radiobiological mechanisms in inflammatory diseases of low-dose radiation therapy *Int. J. Radiat. Biol.* 2007; 83; 6:357–366
- 7 Harney J, Short SC, Shah N, Joiner M, Saunders MI. Low dose hyper-radiosensitivity in metastatic tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; 59; 4:1190–1195
- 8 Valentini V, Massaccesi M, Balducci M et al. Low dose hyper-radiosensitivity: is there a place for future investigation in clinical settings? *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* [in press]
- 9 Regine WF, Hanna N, Garofalo MC, et al. Low-dose radiotherapy as a chemopotentiator of gemcitabine in tumors of the pancreas or small bowel: a phase I study exploring a new treatment paradigm. *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68: 172–177
- 10 Arnold SM, Regine WF, Ahmed MM, et al. Low-dose fractionated radiation as a chemopotentiator of neoadjuvant paclitaxel and carboplatin for locally advanced squamous cell carcinoma of the head and neck: Results of a new treatment paradigm. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;58:1411–1417

## IPOFRAZIONAMENTO: RAZIONALE BIOLOGICO E APPLICAZIONI CLINICHE

Michele Fiore, Lucio Trodella

*Unità di Radioterapia  
Università Campus Bio-Medico, Roma*

L'ipofrazionamento è una modalità di irradiazione in cui la dose giornaliera è maggiore rispetto al frazionamento cosiddetto "convenzionale" (1.8-2 Gy); la dose totale ed il numero delle frazioni del trattamento sono ridotte, determinando un accorciamento del tempo totale della terapia. Il ricorso a questi schemi di frazionamento non rappresenta una novità in ambito radioterapico, spesso impiegati nei trattamenti con finalità palliativa; in ottica curativa, invece, valutazioni di ordine radiobiologico limitano la diffusione di questi schemi di irradiazione, se eseguiti con tecniche convenzionali, per il maggiore rischio di tossicità radioindotta. La risposta alla radioterapia, sia per il controllo del tumore che per le complicanze, è dominata dall'uccisione cellulare, ed il modello Lineare-Quadratico è un modello meccanicistico del "killing" cellulare. Secondo tale schema, la sopravvivenza cellulare dopo radioterapia è determinata dalla seguente relazione:

$$SF = e^{-n} = e^{-\alpha D - \beta D^2}$$

dove  $n = (\alpha D + \beta D^2)$  = numero dei danni letali radio-indotti;  $D$  = dose somministrata di radioterapia;  $\alpha, \beta$  = coefficiente dose-effetto del danno letale, e  $\alpha/\beta$  = dose alla quale l'effetto di  $\alpha$  è uguale all'effetto di  $\beta$ . Con questo modello applicativo viene quantizzata la sensibilità al frazionamento dei tessuti radiotrattati, ovvero quanto l'uso di dosi elevate per frazione influisca sull'effetto biologico, in termini di rapporto  $\alpha/\beta$ . I tessuti che rispondono più lentamente per turnover cellulare basso hanno una maggiore capacità di riparare il danno e sono i tessuti cosiddetti "late responders". I tessuti che

rispondono più rapidamente per turnover elevato hanno una minore capacità di riparare il danno e sono quelli cosiddetti "acute responders". La capacità riparativa è variabile per ciascun tipo cellulare in funzione della sua "radiosensibilità": le cellule neoplastiche a parità di dose assorbita, e quindi di danno inizialmente subito, possiedono una capacità di recupero inferiore rispetto alle cellule sane. Accanto a questo meccanismo radiobiologico di "riparazione" concorrono a giustificare il frazionamento anche il "ripopolamento cellulare" da parte delle cellule normali sopravvissute alla irradiazione, il "reclutamento" delle cellule neoplastiche in fasi del ciclo cellulare più radiosensibili, e la "riossigenazione" della componente ipossica meno radiosensibile. La dose totale somministrata non è quindi in grado, da sola, di caratterizzare un trattamento radiante, in quanto in primo luogo è importante conoscere la modalità del suo frazionamento. Radiobiologicamente, l'incremento della dose per frazione, nel contesto di un trattamento radiante, ha infatti un impatto rilevante sulla probabilità di indurre manifestazioni di tossicità da trattamento, in quanto i tessuti sani a risposta tardiva sono più sensibili alle variazioni del frazionamento rispetto alle cellule tumorali. In tale contesto, per garantire un rischio accettabile di tossicità, è spesso necessario diminuire in un trattamento ipofrazionato la dose totale con il rischio di ridurre l'efficacia del trattamento; questo effetto negativo viene però compensato dalla riduzione del tempo totale di trattamento e, conseguentemente, dalla riduzione del ripopolamento tumorale nel corso delle diverse frazioni.

Gli sviluppi tecnologici e la possibilità di ottenere tecniche di irradiazione estremamente selettive, hanno recentemente rinnovato l'interesse clinico per queste modalità di trattamento, non solo nell'ambito della palliazione, ma anche nel contesto di strategie terapeutiche mirate all'incremento del controllo locale della malattia.

## RADIOBIOLOGIA e DIAGNOSTICA MEDICO-NUCLEARE

Marco Chianelli

*Ospedale Regina Apostolorum, Albano, Roma;  
University Medical Centre Groningen, The Netherlands*

### Cos'è la radiobiologia e perché è importante

La radiobiologia descrive l'interazione delle radiazioni con le cellule e i tessuti viventi. Qualsiasi radiazione, a qualsiasi dose, ha un effetto sui tessuti viventi; è importante, tuttavia, distinguere tra effetto biologico ed effetto clinico. La maggior parte degli effetti biologici che vengono indotti ogni giorno nella pratica clinica viene riparato senza conseguenze cliniche, nel contesto di un complesso, ed efficiente, sistema di protezione che viene utilizzato non solo per riparare i danni indotti dalle radiazioni, ma per la maggior parte dei possibili rischi ambientali quali il fumo, i raggi solari, l'alcool o, più semplicemente, il cibo.

È, tuttavia, diffusa, nell'opinione pubblica e non solo, una certa radiofobia a cui credo contribuisca la confusione soprattutto nei seguenti argomenti:

1. la differenza tra radiologia e medicina nucleare;
2. la differenza tra le basse dosi (per uso medico) e le alte dosi (per uso medico, ma soprattutto per uso bellico o energia nucleare).

### Perché la radiobiologia per la medicina nucleare?

La maggior parte dei dati disponibili sull'effetto delle radiazioni ionizzanti deriva da studi effettuati con raggi X, per diagnosi e terapia, o neutroni, o elettroni accelerati per applicazioni terapeutiche. Nonostante le caratteristiche fisiche dei raggi X e dei raggi gamma, degli elettroni accelerati e dei raggi beta siano simili, esistono delle differenze tra questi tipi di radiazioni, quali il rateo di dose, che sono molto importanti e fanno una grande differenza in termini di effetti biologici e dei rischi associati.

È ben noto che la radioterapia esterna è associata a un aumento della incidenza tardiva di tumori e di leucemie che non è osservato nei pazienti trattati per ipertiroidismo o tumori differenziati della tiroide, se non eccezionalmente alle dosi più alte. Basti pensare alla ben nota incidenza di tumori tiroidei in pazienti che, in passato, venivano irradiati in giovane età per patologie locali benigne. Numerosi studi hanno contribuito a chiarire il motivo di tale differenza. E' ormai chiaro, per esempio, che il numero di micronuclei, (alterazioni nucleari radioindotte), indotti dall'uso terapeutico di <sup>131</sup>I (per ipertiroidi-

smo o tumori tiroidei) è di 10/20 volte inferiore a quello indotto dalla radioterapia esterna (p.e. del tumore uterino o nel morbo di Hodgkin's). La ragione principale per tale differenza risiede nel diverso rateo di esposizione delle due procedure.

La radiobiologia in medicina nucleare, quindi, non può essere sovrapponibile alla radiobiologia in radiologia, né per la diagnostica, né per la terapia.

### Danni da radiazioni a basse dosi nel contesto di altri danni tissutali ossidativi

Uno dei punti di maggiore confusione riguarda la differenza degli effetti biologici da radiazioni a basse dosi (dose efficace (ED) <100mSv) e radiazioni ad alte dosi. Le dosi prodotte da esami diagnostici medico nucleari rientrano tutte nelle basse dosi e anche quelle della maggior parte delle singole procedure terapeutiche. In un complesso sistema biologico come quello umano il risultato netto dei danni biologici è uguale ai danni indotti meno quelli riparati. Quando, per le alte dosi, i danni indotti superano la capacità riparativa dell'organismo o, anche per elevati ratei di dose, i meccanismi di riparazione non vengono stimolati, residua un danno biologico che può esitare in danno clinico.

Alle basse dosi, tuttavia, danni clinici non si verificano, se non in condizioni molto particolari. Le cellule dell'organismo, infatti, sono costantemente esposte ad agenti potenzialmente tossici che derivano principalmente dal metabolismo ossidativo cellulare sotto forma di specie reattive dell'ossigeno (ROS), quali i radicali liberi dell'ossigeno e il superossido. I danni indotti da radiazioni ionizzanti sono in tutto simili a quelli indotti da altri stress ossidativi. I tessuti biologici sono fisiologicamente provvisti di sistemi di riparazione del danno senza i quali l'uomo non sarebbe compatibile con la vita. In condizioni fisiologiche, circa 10.000 modifiche genetiche si verificano spontaneamente ogni ora nel corpo umano. Il contributo delle radiazioni ionizzanti per uso medico è molto scarso: si ritiene che 10 alterazioni del DNA vengono prodotte ogni 10 mSv. Si ritiene che i danni indotti da radiazioni di fondo (circa 2 mGy/anno), siano circa 1000 volte inferiori a quelli indotti dalle ROS. Basse dosi di radiazioni inducono la attivazione dei sistemi di riparazione che vengono massimamente espressi per esposizioni a dosi comprese tra 0,1 e 0,5 Gy. Tali sistemi non vengono indotti da dosi superiori o per ratei di dose elevati. Tali processi riparativi, indotti dopo una singola esposizione alle radiazioni, persistono per ore o settimane; i danni indotti da radiazioni, invece, vengono riparati normalmente in 10-30 minuti. Gli effetti biologici delle radiazioni, quindi, possono conferire una protezione, anche nei confronti dei

danni ossidativi non indotti da radiazioni, molto maggiore rispetto ai danni prodotti. Questi meccanismi sono alla base del complesso fenomeno noto come risposta adattativa.

#### **Le procedure medico nucleari sono pericolose?**

È ragionevole concludere che alte dosi di radiazioni sono certamente associate con un aumento del rischio di sviluppare tumori. Il rischio, tuttavia, associato a dosi basse di radiazioni ( $ED < 100$  mSv) è ancora controverso. Le osservazioni disponibili a tutt'oggi indicano un rischio molto inferiore rispetto a quello atteso secondo le ipotesi correntemente utilizzate nel calcolo del rischio radiologico (ipotesi lineare senza soglia). Sulla base delle conoscenze attuali sugli effetti biologici delle radiazioni e i meccanismi di riparazione, è possibile ipotizzare che bassi livelli di radiazioni inducono effetti biologici che possono essere riparati completamente e in breve tempo. Se la dose di radiazioni o il rateo di dose aumenta, i meccanismi di riparazione diventano insufficienti e una conseguenza clinica si può sviluppare. Possiamo concludere che eseguire un esame diagnostico medico nucleare non è associato con un significativo rischio biologico. Come recentemente affermato dalla società americana di fisica medica, in una persona adulta esposta a basse dosi di

radiazioni ( $< 50$  mSv in un anno o  $< 100$  nella vita), il rischio da radiazioni non esiste o è troppo piccolo per essere misurato.

#### **Bibliografia essenziale**

- Ernst M, Freed ME, Zametkin AJ. Health hazards of radiation exposure in the context of brain imaging research: special consideration for children. *J Nuc Med* 1998; 39:689-698.
- Hall E. Radiobiology for the radiologist. Lippincott Williams and Wilkins. 2000 Philadelphia.
- ICRP. Radiation and your patient: a guide for medical practitioners. A web module produced by committee 3 of the International commission on radiological protection (ICRP). [www.icrp.org](http://www.icrp.org).
- Pollycove M, Feinendegen LE. Biological responses to low doses of ionising radiation: detriment versus hormesis. Part 1: dose responses of cells and tissues. *J Nucl Med* 2001; 42(7):17N-27N.
- Pollycove M, Feinendegen LE. Biological responses to low doses of ionising radiation: detriment versus hormesis. Part 2: dose responses of organisms. *J Nucl Med* 2001; 42(9):26N-32N.

## Verbale dell'Assemblea Ordinaria dei soci AIFM Sestri Levante (GE), 3 ottobre 2008

Non essendo stato raggiunto il quorum previsto in prima convocazione, l'Assemblea Ordinaria dei soci dell'Associazione Italiana di Fisica Medica si è riunita in seconda convocazione il giorno 3 ottobre 2008 alle ore 8,30 presso il Centro Congressi Media Terraneo di Sestri Levante con il seguente Ordine del Giorno:

- relazione del Presidente
- relazione del Segretario
- approvazione del bilancio consuntivo 2007 e preventivo 2008
- ratifica nuovi soci
- votazione modifiche di Statuto e Regolamento
- nomina soci onorari
- varie ed eventuali

Il Presidente nomina Segretario dell'Assemblea il Segretario Generale Dott. Lorenzo Bianchi.

Il Presidente apre l'Assemblea presentando la propria relazione sull'attività svolta nell'ultimo anno, che viene allegata al presente verbale (all. 1) e successivamente illustra i punti essenziali delle modifiche di statuto e regolamento proposte dal Consiglio Direttivo, pubblicate nel sito dell'Associazione in data 9 settembre e inviate a tutti i soci per posta elettronica.

Viene quindi invitato il Segretario Generale Tesoriere a tenere la relazione sulle attività sociali dell'esercizio 2007 e ad illustrare il bilancio consuntivo dell'anno 2007 e preventivo dell'anno 2008. I documenti relativi sono allegati al presente verbale e ne costituiscono parte integrante (all. 2).

L'Assemblea approva all'unanimità il bilancio consuntivo dell'anno 2007 e quello preventivo dell'anno 2008.

Si passa successivamente alla ratifica dei nuovi soci, le cui domande di iscrizione erano state presentate dopo l'ultima Assemblea Ordinaria, tenutasi a Castelvechio Pascoli il 19.9.2007, e che erano già state approvate dal Consiglio Direttivo, come da elenco allegato al presente verbale, che ne costituisce parte integrante (all.3). L'Assemblea ratifica all'unanimità.

Il Presidente passa al punto successivo dell'ordine del giorno proponendo all'Assemblea che la votazione delle modifiche di Statuto e Regolamento prosegua sino al termine dell'ulti-

mo punto all'ordine del giorno dell'assemblea, considerati i tempi necessari per consentire la verifica che i soci votanti siano in regola con la quota associativa e che non abbiano già espresso il loro voto per posta. L'Assemblea approva.

Il Presidente nomina quale scrutatore per la votazione, oltre al Segretario Generale, il Dott. Gianni Taccini.

A questo punto il Presidente dichiara aperta la votazione delle modifiche di Statuto e Regolamento e invita tutti i soci presenti, che non avessero già espresso il loro voto mediante voto postale, a votare l'approvazione o meno delle suddette modifiche recandosi presso il seggio predisposto a tal fine.

Il Presidente assume temporaneamente anche le funzioni di Segretario dell'Assemblea.

Quindi il Presidente conferisce ufficialmente a Giampiero Tosi, per il suo importante contributo allo sviluppo della fisica medica italiana, la nomina di Socio Onorario, così come approvato dal Consiglio Direttivo del 18.5.2007.

Al termine della breve cerimonia il Presidente apre la discussione sulla relazione presentata.

Dagli interventi dei soci presenti vengono evidenziati i seguenti punti:

- la necessità di una maggiore valorizzazione della professione dello specialista in fisica medica, che vada anche oltre il riconoscimento dell'AIFM come associazione professionale, perseguendo l'obiettivo di ottenere specifici provvedimenti legislativi riguardanti in prima istanza, se possibile, la professione sanitaria dello specialista in fisica medica o più in generale la professione di fisico, suddivisa nei principali settori professionali, tra cui quello dello specialista in fisica medica;
- la necessità di un'interazione più organica e proficua della componente universitaria dell'associazione con quella professionale mediante azioni che, da un lato, portino a privilegiare, nell'ambito delle cattedre di fisica medica, coloro che operano effettivamente in tale campo e, dall'altro, favoriscano nelle attività di ricerca una maggiore collaborazione tra ambiente universitario e ambiente ospedaliero, dando spazio anche a progetti più vicini alle necessità scientifiche dell'attività ospedaliera di tutti i giorni;

- una maggiore attenzione da parte degli organi associativi alle realtà locali al fine di una loro conoscenza più approfondita in modo di consentire interventi più mirati in base alle esigenze specifiche e di poter anche usufruire di competenze scientifiche e professionali attualmente ignorate.

Al termine della discussione il Presidente dichiara chiusa la votazione delle modifiche di Statuto e Regolamento e si passa allo scrutinio delle schede.

Il Segretario Generale comunica il risultato dello scrutinio delle schede di votazione delle Modifiche di Statuto e Regolamento:

#### *Modifiche di Statuto*

- soci votanti: 431 - voti favorevoli: 421
- voti contrari: 9 - schede bianche: 1

#### *Modifiche di Regolamento*

- soci votanti: 431 - voti favorevoli: 420
- voti contrari: 9 - schede bianche: 2

Considerato un quorum necessario per l'approvazione delle modifiche pari a 374, in altre parole il 50% dei soci in regola con la quota associativa (746) + 1,

**LE MODIFICHE DI STATUTO E REGOLAMENTO RISULTANO ESSERE APPROVATE.**

I nuovi documenti vengono allegati al presente verbale e ne costituiscono parte integrante.

L'Assemblea si conclude alle ore 13,45.

Il Presidente *Guido Pedrolì*

Il Segretario dell'Assemblea *Lorenzo Bianchi*

**All. 1**

## **RELAZIONE DEL PRESIDENTE**

La presente relazione vuole fare il punto sugli aspetti più importanti della nostra realtà di fisici operanti nel campo della medicina e riassumere nel contempo, nei suoi punti più salienti, l'attività svolta dal Consiglio Direttivo in quest'ultimo anno.

Passerò pertanto in rassegna i vari temi.

### **Professione**

In questo ultimo anno l'attività del Consiglio Direttivo è stata indirizzata soprattutto al fine di ottenere un maggiore riconoscimento istituzionale della professione dello specialista in fisica medica. L'entrata in vigore di due provvedimenti legislativi, il D.Lvo 206/2007 e il DM 28 aprile 2008, che stabiliscono i requisiti necessari perché un'associazione possa essere riconosciuta come associazione professionale, seppure per un fine specifico, ha spinto il Consiglio Direttivo (CD) a intraprendere questa strada come primo passo realistico per ottenere un riconoscimento della nostra professione. Pertanto, poiché il riconoscimento come associazione professionale richiede che l'articolazione degli organi sociali e le modalità di gestione di un'associazione debbano avere determinati requisiti, il CD ha elaborato una proposta di modifiche di Statuto e Regolamento che dovrebbero consentire di ottemperare a tali requisiti.

Questa proposta, pubblicata nel sito dell'Associazione in data 9 settembre 2008 e inviata per posta elettronica a tutti i soci, sarà descritta più in dettaglio nel corso di questa Assemblea prima di dare inizio alle votazioni per la sua approvazione.

Il riconoscimento dell'AIFM come associazione professionale ovviamente non preclude che altre iniziative siano messe in atto per avere un riconoscimento della professione anche a livello legislativo, in particolare si cercherà di vedere se sarà possibile proporre a livello politico il riconoscimento legislativo della professione sanitaria dello specialista in fisica medica oppure potrà essere seguita la strada proposta da Gialanella per il riconoscimento della professione di fisico, suddivisa in diversi settori, tra cui quello del fisico medico.

### **Fabbisogno formativo e occupazione**

La definizione realistica del fabbisogno di specialisti in fisica medica nei prossimi anni è un punto fondamentale per garantire, da un lato, che le strutture sanitarie possano disporre di un numero di specialisti adeguato per una sanità di buona qualità e, dall'altro, che gli iscritti alle scuole, che devono affrontare un lungo e impegnativo iter scolastico, che non offre sbocchi particolari al di fuori del lavoro in ambito sanitario, possano trovare una giusta collocazione professionale. A questo proposito devo constatare che in questi ultimi anni il tempo di attesa fra l'ottenimento del diploma di specializzazione e l'inserimento in una occupazione "stabile" si è molto allungato. È quindi necessario definire una migliore programmazione e avanzare proposte per favorire l'inserimento dei giovani nell'attività lavorativa.

Anche quest'anno l'AIFM ha fornito al Ministero della Salute il fabbisogno di personale del ruolo fisici del Servizio Sanitario Nazionale al fine della determinazione del numero di immatricolazioni alla scuola di specializzazione di

fisica sanitaria/medica per l'anno accademico 2008/2009. Nel mese di maggio l'AIFM è stata anche convocata, per la prima volta, al ministero per partecipare a una riunione ministeriale sul fabbisogno formativo (presenti Gialanella e Meleddu).

Credo però che i numeri forniti, ricavati in base all'algoritmo messo a punto in passato, non abbiano un riscontro in termini reali e che in ogni caso debbano essere in qualche modo maggiormente validati per poter diventare oggetto di proposta a livello istituzionale.

Pertanto è nostro obiettivo cercare di produrre il più rapidamente possibile un documento analitico e "realistico", che definisca la necessità di specialisti in fisica medica nel breve e medio futuro, tenendo conto della realtà e delle effettive esigenze della tecnologia presente e futura utilizzata in campo medico. A tal fine, oltre a raffinare l'algoritmo attualmente utilizzato per la definizione del fabbisogno degli specialisti in fisica medica, vedremo di utilizzare un censimento della realtà della fisica medica nei vari stati d'Europa, che l'AIFM ha proposto all'EFOMP e che l'EFOMP ha approvato incaricando i nostri rappresentanti all'interno della Federazione di gestirne l'organizzazione. Il censimento dovrebbe fornire il quadro europeo della fisica medica (per esempio in termini di numero di fisici in funzione del numero di abitanti o di medici o per tipologia di apparecchiatura) in cui collocare la realtà italiana e il suo possibile sviluppo.

Questo documento potrebbe essere presentato a livello ministeriale per un avallo tecnico. In ogni caso dovrebbe diventare uno strumento importante da utilizzare a livello regionale per la definizione dei posti di fisico del servizio sanitario.

### **Formazione**

Per quanto riguarda la formazione ritengo che un punto fondamentale sia ottenere che i contratti di formazione specialistica previsti per gli iscritti alle scuole di specializzazione dell'area sanitaria, attualmente assegnati ai soli medici, siano assegnati anche agli specializzandi in fisica medica. Non è giusto e non è neanche sostenibile per uno studente affrontare un iter formativo lungo e impegnativo, come quello dello specialista in fisica medica, senza un adeguato supporto economico. Al momento, per quanto ne so, solo poche Università (forse solo Milano) mettono a disposizione in modo sistematico e in numero congruo borse di studio per la scuola di specializzazione in fisica sanitaria/medica.

In merito a questo problema l'AIFM ha inviato una lettera, a firma congiunta con lo SNABI,

al Ministro del Lavoro, della Salute e delle Politiche Sociali, al Ministro dell'Istruzione, Università e Ricerca e al Sottosegretario Fazio per sollecitare l'assegnazione di tali contratti. Nel contempo il Collegio nazionale dei Direttori delle Scuole di Specializzazione (CONDIR) ha comunicato di non voler attivare i corsi del I anno delle scuole di specializzazione per l'anno accademico 2008/09 in assenza dei contratti di formazione per gli specializzandi in fisica medica.

Spero che queste pressioni, supportate anche da contatti con i funzionari ministeriali, possa portare a qualche risultato positivo. In caso contrario credo che sia da condividere la posizione della CONDIR.

Ritengo anche che sia molto importante che i programmi delle diverse scuole si mantengano ad alto livello e che vi sia una maggiore uniformità tra le varie scuole per quanto riguarda i programmi formativi teorici e pratici e che soprattutto le scuole garantiscano un'adeguata attività di tirocinio. A tal fine l'AIFM cercherà di fare pressioni sulla CONDIR affinché siano definiti programmi di corsi teorici e di tirocinio comuni e di buona qualità.

### **Rapporti con gli organi istituzionali**

Oltre a quanto già detto in merito ai rapporti con il Settore Salute del Ministero del Lavoro, della Salute e delle Politiche Sociali per quanto riguarda il fabbisogno e i contratti di formazione, sono state messe in atto le seguenti iniziative:

- è stata inviata nel dicembre 2007 al Ministero della Salute e ai Presidenti delle Commissioni parlamentari la richiesta di modifica del Disegno di legge "Interventi per la qualità e la sicurezza del SSN", all'interno del quale venivano individuati i Servizi di Ingegneria Clinica come i servizi competenti nella programmazione, gestione e collaudo di tutte le tecnologie, al fine di considerare in tale contesto anche la competenza esclusiva delle strutture di Fisica Sanitaria sulla tecnologia radiologica (in ogni caso, a causa della fine della legislatura, il Disegno di legge è decaduto);

- è stata inviata nel febbraio 2008 al Ministero della Salute (Ministro, Sottosegretario, DG) in occasione dell'istituzione della Consulta Nazionale delle Professioni Sanitarie e Sociali, una lettera in cui si evidenzia ancora una volta che l'unica professione sanitaria non riconosciuta è la nostra.

### **Rapporti con le altre associazioni**

#### *Rapporti con EFOMP*

- come già detto in precedenza, è stato proposto all'EFOMP di organizzare un censimento della realtà della fisica medica nei vari stati

d'Europa: l'EFOMP ha approvato la proposta;

- è stato nominato quale terzo delegato AIFM presso l'EFOMP Paola Scampoli, che si aggiunge ad Annarita Savi e Cesare Gori;

- in occasione del rinnovo della carica di Segretario Generale dell'EFOMP, l'AIFM ha proposto la conferma di Renato Padovani, che è stato confermato;

- in occasione del Council EFOMP di Cracovia è stata attribuita ad Alberto Del Guerra l'"EFOMP Honorary Membership", recependo in parte la proposta AIFM di attribuire l'"EFOMP Gold Medal" ad Alberto Del Guerra e l'"EFOMP Honorary Membership" a Leopoldo Conte.

#### *Rapporti con ESMRMB*

L'AIFM si è affiliata all'ESMRMB ed è stato nominato referente AIFM nel Comitato delle Società affiliate a ESMRMB Danilo Aragno.

A seguito dell'affiliazione i Soci AIFM possono diventare membri associati dell'ESMRMB con il diritto di accedere gratuitamente a tutte le informazioni relative a ESMRMB e la possibilità, pagando la quota di 10 Euro/anno, di accedere on line alla rivista ufficiale dell'Associazione MAGMA.

#### *Rapporti con ESTRO*

Quale delegato AIFM nel Gruppo di lavoro ESTRO istituito al fine di definire il curriculum formativo dei fisici medici in ambito radioterapico è stata nominata Marta Bucciolini.

#### *Rapporti con ANPEQ E WORKSHOP EUTERP*

Premesso che EUTERP è un gruppo di studio, costituito da rappresentanti di varie istituzioni nazionali (per l'Italia l'ENEA), incaricato (e finanziato) dalla Comunità Europea di definire le figure di RPE (Radiation Protection Expert) e RPO (Radiation Protection Officer) e le loro relative competenze e modalità di formazione, in aprile si è tenuto a Vilnius un workshop di questo gruppo, a cui hanno partecipato per l'AIFM Annarita Savi e Cesare Gori. Nell'ambito del workshop sono stati discussi anche gli eventuali compiti di MPE (Medical Physics Expert) per quanto riguarda le attività di radioprotezione dei lavoratori e della popolazione in ambito sanitario, senza però arrivare ad alcuna conclusione.

In tale contesto, prima del workshop, è stata fatta ad ANPEQ una proposta per trovare un accordo a livello italiano sul ruolo futuro dell'esperto in fisica medica per quanto riguarda la radioprotezione dei lavoratori e della popolazione in campo sanitario. La proposta consisteva nel definire un settore di attività sanitaria (tutto meno l'odontoiatria) in cui attribuire all'esperto in fisica medica i compiti relativi alla radiopro-

tezione dei lavoratori e della popolazione, oltre che a quella del paziente, e un altro settore (odontoiatria) in cui invece consentire all'esperto qualificato la radioprotezione del paziente. L'ANPEQ non ha accolto la proposta.

#### *Rapporti con le altre Associazioni dell'Area radiologica*

Mentre si mantengono buoni i rapporti con SIRM, che ha organizzato il Congresso di Roma coinvolgendo i fisici in modo corretto, e molto buoni i rapporti con AIMN, con cui sono in corso attività di collaborazione fattiva, rimangono del tutto inesistenti i rapporti con AIRO.

Dal nostro punto di vista credo che si debba favorire sempre più i rapporti di collaborazione con i medici dell'area radiologica. A questo proposito nell'ambito del nostro Congresso nazionale di Reggio Emilia, che Borasi sta organizzando in modo impeccabile, cercheremo di coinvolgere il più possibile i medici esperti dei vari settori di interesse per rendere sempre più stretto il rapporto di collaborazione scientifica e professionale tra medici e fisici.

#### **Attività interne all'Associazione**

##### *Settori di attività del Consiglio Direttivo*

All'interno del CD sono stati definiti i seguenti settori di attività, attribuendo specifici compiti ai vari componenti il CD secondo quanto di seguito indicato:

- Affari generali: Bianchi
- Relazioni esterne e rapporti con il comitato scientifico: Pedrolì
- Settore affari professionali: Traino e Valentini
- Didattica (università e specializzazione): Gialanella
- ECM e qualità: Crespi
- Ricerca e sviluppo: Del Guerra
- Gruppi di studio e pubblicazioni: Ropolo
- Rapporti con i gruppi regionali: Maggi e Meleddu

##### *Commissioni e Gruppi di Lavoro*

Sono stati istituiti i seguenti gruppi di lavoro e commissioni:

- Commissione HTA, coordinata da Stefania Maggi
- Gruppo di lavoro MonteCarlo, coordinato da Danilo Aragno
- Gruppo di lavoro Emergenze radiologiche, coordinato da Alessandro Tofani
- Gruppo di lavoro RIS-PACS, coordinato da Giampietro Barai

**BILANCIO CONSUNTIVO 2007 e PREVENTIVO 2008**

<b>STATO PATRIMONIALE</b>	<b>Esercizio 2007</b>	<b>Esercizio 2008</b>
<b>ATTIVO</b>		
<b>Immobilizzazioni materiali</b>		
- Computer	2.628	
<b>Disponibilità liquide</b>		
- carte prepagate e paypol	1.347	
- banche c/c e c/c postale	24.766	46.726
	26.113	46.726
<b>Crediti diversi</b>		
<b>Ratei e risconti</b>		
- risconti attivi		
- ratei attivi	20.772	157
	20.772	157
<b>TOTALE</b>	<b>49.512</b>	<b>46.883</b>
<b>PASSIVO</b>		
<b>Fondo patrimoniale</b>		
- avanzo di gestione 1999	11.200	11.200
- disavanzo di gestione 2000	-5.823	-5.823
- disavanzo di gestione 2001	-33	-33
- avanzo di gestione 2002	12.996	12.996
- avanzo di gestione 2003	8.139	8.139
- disavanzo di gestione 2004	-9.912	-9.911
- disavanzo di gestione 2005	-5.154	-5.154
- disavanzo di gestione 2006	-22.269	-22.269
- avanzo di gestione 2007	24.466	
	13.610	-10.856
<b>Fondi ammortamento</b>		
-Fondo amm.to computer	526	
<b>Debiti a breve</b>		
- verso diversi	16.720	19.220
<b>RATEI E RISCONTI</b>		
- ratei passivi	18.656	38.519
- riscontri passivi		
	18.656	38.519
<b>TOTALE</b>	<b>49.512</b>	<b>46.883</b>
<b>RENDICONTO ECONOMICO</b>		
<b>ENTRATE</b>		
<b>ENTRATE ORDINARIE</b>		
- Quote associative	57.523	52.344
- Quote associative congressuali	21.128	
- Quote assoc. relative ad anni precedenti		4.556
- Erog.ni liberali	2.700	
	81.351	56.910

<b>PROVENTI STRAORDINARI</b>		
- Sopravvenienze attive	0	0
	<u>0</u>	<u>0</u>
<b>PROVENTI FINANZIARI</b>		
- Interessi attivi c/c	118	157
<b>TOTALE</b>	<b>111.562</b>	<b>62.263</b>
	Esercizio 2007	Esercizio 2008
<b>USCITE</b>		
- Locazioni	2.360	1.083
- Telefoniche	95	50
- Servizi di segreteria e da terzi	60	60
- Contributi ad altre associazioni	9.954	9.465
<b>- Stampa sociale</b>		
Fisica Medica	23.803	17.900
Ristorni Elsevier	-2.292	
Fisica in Medicina e Codice deontologico	20.631	14.307
- Stampati isituzionali		
- Ammortamento Notebook	526	
- Sito Internet ed abb.to	1.493	1.272
- Convegni e corsi e congressi		
- Corsi ECM (inclusi costi certificazione)	5.112	10.196
- Premi e Borse di studio		
- Corrieri e postali	268	
- Consulenze amm.ve e notarili	2.703	4.457
- libri e riviste	52	
- rimborsi spese segreterie regionali	3.058	2.782
- Rimborsi spese segreteria (viaggi amm.ve)	6.185	5.488
- Rimborso spese CD	7.528	15.000
- Rimborso spese viaggi istituzionali	2.697	
- Cancelleria e stampati e fotocopie		120
- Spese bancarie e di c.c.postale	2.503	2.169
- Omaggi e benemerenze	120	120
- Spese varie amministrative e manutenzioni	240	63
- Sopravvenienze passive		5.200
	<u>87.096</u>	<u>84.532</u>
		-22.269
Disavanzo di gestione	24.154	
Avanzo di gestione	<b>111.562</b>	<b>62.263</b>
<b>DETTAGLI AL BILANCIO 31.12.2007</b>		
<b>RATEI ATTIVI</b>		
- Contributi congresso da ricevere	18.00	
- Nota credito Elsevier da ricevere	2.292	
- Rimborsi doppio pagamento da ricevere	361	
- Interessi attivi c/c bancario	119	157
	<u>6.446</u>	<u>2.610</u>
<b>DEBITI DIVERSI</b>		
- Quote associative anno successivo	6.120	7.380
- Ritenute irpef da versare		
- Premi per tesi da erogare		
- Cruccolini conto assicurazioni	10.600	11.840
	<u>16.720</u>	<u>19.220</u>

<b>RATEI PASSIVI</b>		
- Istituto Edit. Poligr.		
- Iscrizione EFOMP		
- Iscrizione FIRR e IRPA	5.570	5.570
- Studio Colella - cons. fiscale-amm.va	2.703	2.621
- Rimborsi viaggi e ristoranti	514	2.633
- Contributo villa Cagnola	1.500	
- Omicron s.r.l.	4.155	3.825
- Easy nolo		28
- Physica Medica		17.900
- Spese bancarie e postali	94	196
- Versamento ECM		258
- Rimborso spese gestione sito	4.120	5.488
	<b>18.656</b>	<b>38.519</b>

<b>DETTAGLI REND. ECON. - 31.12.2007</b>	Esercizio 2007	Esercizio 2008
<b>CONTRIBUTI AD ALTRE ASSOCIAZIONI</b>		
- IOMP	1.636	1.442
- IRPA	5.420	5.420
- EFOMP	2.748	2.453
- FIRR	150	150
	<b>9.954</b>	<b>9.465</b>
<b>STAMPA SOCIALE</b>		
- Rivista "Fisica in Medicina" e cod. deontologico	20.630	14.307
- Report AIFM		
- Rivista "Phisica Medica"	21.511	17.900
<b>TOTALE</b>	<b>42.141</b>	<b>32.207</b>

<b>All.3</b>		
<b>NUOVI SOCI DA RATIFICARE</b>		
Gallo Stefano	Bampi Rossana	Fumagalli Maria Luisa
Pierelli Alessio	Andrei Mauro	Valentini Daria
Armando Abate	Cinzia Fabbri	Judy Fogli
Francesco Saverio Granata	Luca Gentile	Erminia Infusino
Laura Gargiulo	Francesca Palleri	Sergio Righi
Edoardo Micotti	Mariangela Lucente	Marcello Gava
Marialuisa Colombo	Carlo Castellana	Bona Rossana
Daniela D'Ambrosio	Francesco Bonacci	Nada Carota
Arginelli Dolores	Ren Kaiser Stefano	Valenti Marco
Mainardi Hae Song	Nardiello Barbara	Moraschi Narta
Della Monica Barbara	Nappo Maria Rosaria	Pozzi Liviana
Botta Anna	Santariano Ninfa Attilia	Brainovich Valentina
Emilia Basile	Emanuele Roberto	Chiara Pellegrini
Donato Maurizio Castelluccio	Gianluisa Sicignano	Mariagrazia Quattrocchi
Angela Terlizzi		

# Accordo tra AIFM e IAHM “Il dovere di aiutare”

a cura di Salvatore Piraneo

Sabato 31 Gennaio alla Biblioteca Lucchesiana di Agrigento si è svolto un meeting per promuovere la realizzazione di progetti finalizzati alla cooperazione internazionale a cui l'AIFM vuole dare il suo contributo, anche attraverso il recupero delle apparecchiature mediche, da destinare ai Paesi in Via di Sviluppo.

L'idea di organizzare un Meeting tra l'International Association for Humanitarian Medicine (IAHM) e l'Associazione Italiana di Fisica Medica (AIFM) nacque da un incontro con il Direttore Generale Italiano dell'IAHM, che mi illustrò l'attività di assistenza umanitaria sviluppata nel mondo.

Intuii che anche l'AIFM poteva offrire un contributo significativo in questa opera meritoria, interessandosi al recupero di apparecchiature mediche in Italia da destinare alle strutture sanitarie dei paesi in via di sviluppo.

La proposta di stipulare un patto di collaborazione tra le due associazioni, finalizzato ad aiutare chi, meno fortunato, chiede disperatamente aiuto, trova l'avvio in questo 1° Meeting che si è chiamato “Il dovere di aiutare”. Nel meeting organizzato lo scorso sabato 31 gennaio, alla Biblioteca Lucchesiana di Agrigento, si è firmata un'intesa tra l'International Association for Humanitarian Medicine (IAHM) e l'Associazione Italiana di Fisica Medica (AIFM) sui temi dell'assistenza umanitaria sviluppata nel mondo. Tra gli scopi dell'iniziativa quella di interessarsi del recupero di apparecchiature mediche in Italia da destinare alle strutture sanitarie dei paesi in via di sviluppo. Nel corso del meeting, la Onlus “Famiglia e Solidarietà” ha allestito una mostra fotografica sull'azione umanitaria nei paesi in via di sviluppo. Le foto potevano essere acquistate previa offerta da destinare all'assistenza sanitaria nel mondo.

Tra gli interventi in programma, quelli dell'arcivescovo Francesco Montenegro, del general manager dell'ospedale di Agrigento Giancarlo Manenti, di Guido Pedroli Direttore U.O. Fisica Sanitaria IEO di Milano e presidente AIFM, di Michele Masellis, direttore



*Il Presidente AIFM Guido Pedroli*

Generale IAHM e di Giovanni Ruvolo, Ordinario di Chirurgia Cardiaca al Policlinico Paolo Giaccone di Palermo. Intervento testimonianza quello della Dott.ssa Ruvolo psicologa moglie del presidente dell'associazione ONLUS “A cuore Aperto” che partecipa alle attività in Tanzania assieme al marito e l'intervento di Claudio Traino nostro responsabile delle attività di cooperazione internazionale Aifm.



*Claudio Traino - Responsabile attività di cooperazione internazionale AIFM*

Infine, ma non ultimo, l'intervento di Cesare Gori, che non ha bisogno di presentazioni, ha dimostrato tutta la sensibilità e le risorse che sono presenti nella nostra associazione. Il mio grazie a Cesare perchè mal-

grado gli impegni familiari è riuscito a venire e testimoniare con la sua presenza il suo interesse per l'iniziativa.



*Cesare Gori*

Per i Fisici Siciliani sono stati presenti Felice Vitulo di Messina, Filippo Russo di Taormina, Vincenzo Salamone e Alberto Grasso di Catania, Marilena Pisa da Caltagirone, Anna Rabito di Ragusa, Vittorio Caputo Federico Boris Abbate, Francesca D'Alia di Palermo e Giorgio Russo di Cefalù.

Molti anche i medici che hanno partecipato all'iniziativa, alcuni dei quali in rappresentanza di diverse organizzazioni umanitarie.

Oltre 85 persone erano presenti in sala; tra questi anche l'ing. Mimmo Di Mariano, già in pensione, al quale nel pomeriggio è stata consegnata una targa.

Tutte le strutture di Fisica Sanitaria sono state rappresentate compreso un gruppo di giovani neo specialisti. L'assenza di qualche collega è pienamente giustificata.



## ACCORDO INTEGRALE

Premesso che:

- IAHM e Aifm hanno in comune l'obiettivo di: promuovere, provvedere, fornire e sostenere la salute dei popoli dei Paesi in via di Sviluppo (PVS).

In particolare, l'IAHM facendosi portavoce di una visione più reale dell'assistenza medica umanitaria internazionale, che considera l'aiuto a chi soffre non più un atto di pietà ma un dovere, si propone di promuovere iniziative più conformi alle reali esigenze di una umanità che chiede aiuto, con l'impegno di fornire salute a tutti, la giustizia sociale, la pace e la dignità dell'uomo. L'Aifm, da parte sua, è impegnata a sviluppare politiche di cooperazione internazionale in campo sanitario, in particolare, ad indirizzare prioritariamente azioni di supporto delle istituzioni ed organismi internazionali, dei governi nazionali, regionali e locali dei PVS al fine di migliorare la salute e la vita dell'uomo.

- Entrambe le associazioni prevedono che, per raggiungere gli scopi previsti, vanno promosse iniziative comuni con altre società ed istituzioni scientifiche e professionali che perseguono gli stessi obiettivi.
- IAHM e l'Aifm hanno in comune alcuni strumenti operativi quali: corsi di formazione professionale, in loco o presso strutture universitarie ed ospedaliere dei paesi industrializzati; team specialistici di medici in grado di recarsi "in loco" per prestare assistenza medica e chirurgica o per assicurare il benessere di quanti necessitano di assistenza sanitaria; invio di apparecchiature, strumentazioni e materiale sanitario in genere, utilizzati per la diagnosi e la cura delle malattie, quale frutto di donazioni da parte di privati, aziende unità sanitarie locali ed aziende ospedaliere.

Concordano:

di sottoscrivere, in occasione del I° Meeting Congiunto su “ Il Dovere di aiutare”, che si svolge ad Agrigento in data 31 Gennaio 2009, un documento di collaborazione operativa finalizzato a:

- realizzare, in concorso, progetti di assistenza umanitaria a favore dei paesi in via di sviluppo;
- contribuire alla raccolta di apparecchiature sanitarie diagnostiche e terapeutiche, in particolare, nel settore della fisica medica, della radioprotezione e, in generale, delle scienze radiologiche, da inserire nei progetti di assistenza umanitaria suddetti;
- contribuire alla realizzazione dei progetti per quanto concerne l’invio, l’installazione e l’utilizzo delle apparecchiature donate;
- preparare il personale medico e paramedico dei paesi riceventi all’uso delle stesse, tramite corsi di formazione da tenersi in loco o presso strutture sanitarie italiane;
- partecipare a corsi, meeting, congressi etc. organizzati in accordo tra le due associazioni, da tenersi sia in Italia che nei PVS.

*Prof. Michele Masellis*  
Direttore Generale, IAHM

*Dr. Guido Pedroli*  
Presidente, Aifm

#### CONCLUSIONI

È importante non lasciare che l’iniziativa rimanga isolata e non vi sia un seguito e una piena attuazione dell’accordo. Anzi è necessario diffondere il contenuto dell’accordo stesso, per trovare quei colleghi, che sicuramente ci sono, disponibili a collaborare.

Pertanto chiedo al Presidente dell’associazione, a tutto il direttivo e in particolare al Claudio Traino che si occupa della cooperazione internazionale, di promuovere delle iniziative finalizzate a raccogliere le disponibilità e le forze all’interno dell’associazione.

**PROTOCOLLO D'INTESA**  
**TRA**  
**L'ASSOCIAZIONE ITALIANA DI FISICA MEDICA (AIFM)**  
**E**  
**LE DITTE PRODUTTRICI E FORNITRICI**  
**DI APPARECCHIATURE A RISONANZA MAGNETICA**  
**PER USO DIAGNOSTICO**  
**(ESAOTE-GENERAL ELECTRIC - PHILIPS-SIEMENS-TOSHIBA)**  
**PER**  
**ACQUISIZIONE-INSTALLAZIONE-FUNZIONAMENTO ORDINARIO**

### **Introduzione**

L'Associazione Italiana di Fisica Medica, di seguito indicata con AIFM, e le aziende produttrici di tomografi a risonanza magnetica per uso clinico. Esaote, General Electric, Philips, Siemens, Toshiba operanti sul territorio nazionale, di seguito indicate con AZIENDE, con questo Protocollo di intesa intendono definire le principali problematiche tecniche e procedurali nel processo di installazione e gestione di un tomografo a Risonanza Magnetica (RM) e fornire apposite linee guida essenziali che favoriscano le corrette procedure di intervento da parte dei diversi soggetti coinvolti in ogni fase del processo.

Il Protocollo di intesa, nel completo rispetto della normativa vigente, ha lo scopo di fornire agli utilizzatori ed alle strutture sanitarie pubbliche e private (Committenti) che intendono acquisire una apparecchiatura a Risonanza Magnetica per uso diagnostico procedure e metodiche che possano garantire un percorso gestionale razionale, condiviso ed adeguato a garantire i più alti standard di sicurezza e qualità delle prestazioni agli utenti.

Il protocollo vuole essere uno strumento flessibile (in grado di soddisfare le esigenze dei Committenti, dei Produttori e degli Utilizzatori) che possa essere integrato ed aggiornato con successivi elementi di valutazione e con eventuali riferimenti normativi e/o di buona tecnica che si delincheranno nel tempo.

### **PREMESSA**

- L'AIFM è l'associazione scientifica e professionale che coordina e promuove attività nel settore delle applicazioni della fisica in medicina rappresentativa dei fisici medici che lavorano nelle strutture sanitarie (pubbliche e private) oltre che di colleghi che si occupano delle applicazioni fisiche in medicina in enti di ricerca (ISS, ISPEL, INFN etc.) ed Università.

- I fisici medici (o fisici sanitari) sono figure professionali con uno specifico percorso formativo (laurea in fisica e specializzazione in fisica sanitaria o fisica medica) rivolto alle applicazioni della fisica alla medicina e più in generale alle attività sanitarie.

- La figura del fisico, specialista in fisica medica, è riconosciuta dalla legislazione italiana come una delle figure professionali necessarie al Servizio Sanitario Nazionale per l'espletamento di compiti con finalità cliniche, in particolare nei campi della radioterapia e della diagnostica per immagini nonché nella radioprotezione dei pazienti.

- Le prestazioni professionali dei fisici medici non si sovrappongono a quelle attribuite dalla legislazione vigente in materia alla esclusiva competenza della professione medica.

- Attualmente in Italia i fisici medici sono le figure professionali che ricoprono nel territorio italiano, nella stragrande maggioranza dei casi, le funzioni ed il ruolo di Esperto Responsabile della Sicurezza, figura professionale richiesta obbligatoriamente dalla vigente normativa (D.P.R. 542/94, D.M. 3/8/93, D.M. 2/8/91) nonché da diverse Leggi Regionali.

-I fisici medici sono le uniche figure professionali, tra quelle che possono svolgere le funzioni

di Esperto Responsabile della Sicurezza, per le quali è prevista, nel percorso formativo universitario, oltre alla laurea, la Specializzazione;

- Le AZIENDE sono società di primaria importanza nel settore della diagnostica per immagini a Risonanza Magnetica e svolgono una serie di attività tra le quali la progettazione, la realizzazione e la vendita delle apparecchiature diagnostiche a RM fornendo servizi innovativi e tecnologicamente avanzati;

- Le AZIENDE, nell'esercizio delle proprie attività statutarie, mirano al miglioramento della qualità delle prestazioni offerte agli Utilizzatori ed alla sicurezza dei lavoratori e dei pazienti.

#### **CONSIDERATO:**

- la necessità, riconosciuta dalle parti, di elaborare strategie comuni allo scopo di contribuire alla crescita della cultura della sicurezza e della garanzia della qualità in RM;

- la necessità di sensibilizzare i Committenti e gli Utilizzatori attraverso iniziative volte adattare concretamente e compiutamente quanto stabilito dalla normativa vigente in materia di sicurezza e garanzia della qualità in RM;

- l'obiettivo comune di operare al fine di garantire un percorso gestionale razionale ed adeguato a garantire i più alti standard di sicurezza e qualità delle prestazioni di diagnostica a RM agli utenti.

- che è emerso che spesso le richieste dei Committenti e degli Utilizzatori in fase di installazione sono molteplici e non sempre congrue ed uniformi sul territorio nazionale;

- che l'AIFM ha promosso, con il patrocinio dell'ISPESL, eventi formativi per i Fisici Medici che svolgono la funzione di Esperto Responsabile della Sicurezza ai quali hanno partecipato anche rappresentanti delle AZIENDE;

- che recentemente l'AIFM ha pubblicato un numero monografico sulla Risonanza Magnetica (Report AIFM n° 2: Raccomandazione per l'Assicurazione di Qualità in Risonanza Magnetica) con il quale si è inteso sviluppare il concetto di Garanzia della Qualità in RM a partire dalla fase di acquisto e prescrizione dei capitolati di gara, della progettazione del sito, della installazione delle apparecchiature e degli impianti accessori, delle Prove di Accettazione e della manutenzione;

- che i Siti RM mal progettati hanno effetti collaterali sulla produttività delle strutture sanitarie, sulla sicurezza dei lavoratori e dei pazienti;

- che un Sito RM ben progettato può portare ad una drastica riduzione sia dei costi di costruzione dell'impianto (fino al 50%) sia dei costi di esercizio e manutenzione.

- che la manutenzione è di vitale importanza per una gestione ottimale di un impianto RM ed è opportuno che venga previsto tra la Azienda ed il Committente già nel Capitolato di Acquisto un contratto manutenzione che preveda interventi di manutenzione preventiva e straordinaria e che analoghi contratti di manutenzione siano previsti con le eventuali ditte fornitrici ed installatrici di impianti accessori presenti nel sito RM.

#### **ATTESO**

- che le parti condividono che spesso uno dei problemi principali che ostacola un utilizzo efficace ed efficiente delle apparecchiature nell'attività diagnostica di routine nonché il rispetto delle vigenti prescrizioni di sicurezza anche connesso alla non adeguatezza delle prescrizioni contenute nei capitolati di gara rispetto alla specificità delle opere da realizzare;

- che congiuntamente si concorda sulla necessità di sensibilizzare e stimolare coloro che redigono i capitolati di gara, di seguito denominati Prescrittori, ad interfacciarsi attivamente e preventivamente con coloro che sono competenti per la corretta esecuzione delle indicazioni contenute negli stessi, relativamente agli aspetti di sicurezza e qualità, ovvero gli Esperti Responsabili della Sicurezza, ricordando anche che molto spesso i Prescrittori coincidono con i progettisti del Sito RM oppure con i responsabili dell'ufficio tecnico dell'ente/struttura appaltante o dell'impresa di costruzione incaricata di eseguire i lavori;

- che le parti, pertanto, ritengono auspicabile che i Prescrittori prevedano nei capitolati di gara il coinvolgimento dell'Esperto Responsabile della Sicurezza incaricato dal Committente sin dalla fase progettuale, ed in particolare, negli appalti "chiavi in mano" la sua partecipazione ai sopralluoghi preliminari all'esecuzione del progetto.

## TENUTO CONTO

- che la nomina dell'ER da parte del Committente è prevista dalla normativa vigente;
- che le disposizioni normative in vigore nel settore della diagnostica a RM prevedono attribuzioni e funzioni dell'Esperto Responsabile della Sicurezza sin dalla fase progettuale del Sito RM;
- che le Norme Tecniche e le linee guida esistenti nell'ambito della diagnostica con RM, nell'apportare rilevanti innovazioni nel settore, prevedono una ulteriore responsabilizzazione della figura dell'Esperto Responsabile della Sicurezza, in particolare per quanto attiene al progetto, alle prove di accettazione ed ai controlli di qualità nonché alla documentazione da acquisire in merito alla funzionalità ed alla sicurezza delle apparecchiature e degli impianti accessori.

## STABILISCONO

### ARTICOLO 1

Tutto quanto precede costituisce parte integrante del presente Protocollo di intesa.

### ARTICOLO 2

L'avvio di iniziative comune, tese alla diffusione e alla conoscenza del presente protocollo di intesa, al fine di implementare la attività di divulgazione ed informazione delle normative in materia di apparecchiature a RM anche promuovendo la qualità degli operatori coinvolti. A tal fine sono state predisposte specifiche linee guida operative (allegato QS) che costituiscono parte integrante del presente Protocollo di intesa e ne costituiscono capitolazione operativa.

### ARTICOLO 3

L'AIFM si impegna a continuare e sviluppare l'attività di formazione per i Fisici Medici che svolgono la funzione di Esperto Responsabile della Sicurezza con specifiche iniziative volte alla realizzazione degli obiettivi di cui sopra, coinvolgendo anche gli operatori delle Aziende.

### ARTICOLO 4

L'AIFM si impegna a diffondere capillarmente il presente Protocollo d'intesa tra i suoi soci dando indicazioni affinché venga attuato. Il Protocollo sarà pubblicato sul Periodico e sul Sito web dell'Associazione.

### ARTICOLO 5

Le Aziende si impegnano ad attuare e diffondere, anche al proprio interno, inclusi i settori commerciali, il presente Protocollo di intesa, nonché a renderlo noto ai committenti.

### ARTICOLO 6

Le parti si impegnano a riunire il gruppo di lavoro che ha elaborato il presente Protocollo di intesa con cadenza almeno biennale.

### ARTICOLO 7

Il presente Protocollo di intesa avrà durata triennale, a decorrere dalla data di sottoscrizione. Tale protocollo potrà essere rinnovato, anche tacitamente, qualora non disdetto da una delle parti, tre mesi prima della data di scadenza. Rimane comunque salva la facoltà di ciascuna delle parti di recedere, senza nessun tipo di penale.

18 settembre 2008

Firmato e sottoscritto

AIFM: Dr. Guido Pedrolì

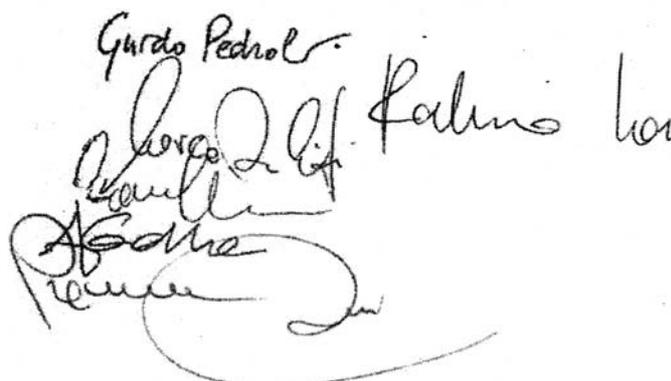
Esaote: Ing. Fabrizio Landi

General Electric: Ing. Marco De Luigi

Philips: Dr. Carlo Camnasio

Siemens: Ing. Federico Golla

Toshiba: Dott. Pasquale Rossi



**LINEE GUIDA OPERATIVE****FASE PROGETTUALE**

- 1) Le Aziende richiedono ai Committenti il nominativo ed i recapiti dell'Esperto Responsabile della Sicurezza incaricato che dovrà validare il Progetto Esecutivo.
- 2) Le Aziende, all'atto dell'aggiudicazione, comunicano all'Esperto Responsabile della Sicurezza (ER) incaricato il nominativo del loro Responsabile dell'installazione dell'impianto (RII) fornendo tutti i suoi recapiti;
- 3) Il RII e l'ER collaborano nella fase progettuale, in particolare per quanto riguarda gli aspetti di Sicurezza e Qualità.  
Il RII si impegna a consegnare all'ER tutta la documentazione tecnica e procedurale in possesso dell'Azienda necessaria per la corretta installazione dell'apparecchiatura diagnostica e per la progettazione del SITO RM.  
In particolare la documentazione includerà almeno: specifiche operative di funzionalità del sistema in relazione a temperatura ed umidità, definizione esatto percorso e specifiche tecniche quench pipe, eventuale necessità e localizzazione di schermi magnetici e loro caratteristiche, distribuzione teorica della linee isomagnetiche del campo disperso, specifiche tecniche del sistema di condizionamento e di ventilazione, specifiche del sistema di rilevazione ossigeno, specifiche costruttive del sistema di refrigerazione shield cooler (impianto criogenico), caratteristiche costruttive delle finiture della sala magnete (controsoffitto e pannellature), caratteristiche costruttive della gabbia di Faraday.  
L'ER si impegna a formalizzare per iscritto, con motivazioni esplicite, le proprie eventuali prescrizioni progettuali evidenziando eventuali riferimenti a disposti legislativi, norme di buona tecnica, linee guida e/o protocolli nazionali od internazionali;  
L'ER comunica all'estensore del progetto e all'RII le prescrizioni progettuali.
- 4) L'ER, dopo aver validato il progetto esecutivo (attribuzione di legge), ne da immediata comunicazione al RII.
- 5) RII e EE stabiliscono congiuntamente, per quanto di competenza, le modalità e tempi delle prove di accettazione e collaudo.

**FASE di INSTALLAZIONE**

- 6) Prima dell'inizio della fase di installazione, l'ER ed il RII si impegnano, ognuno per le rispettive competenze, a verificare che siano stati soddisfatti gli adempimenti di legge con particolare riguardo alla concessione, nei casi previsti, dell'Autorizzazione all'installazione e/o all'uso da parte della Regione o Provincia Autonoma o del Ministero della Salute.
- 7) Durante la fase di installazione l'ER e il RII collaborano per verificare la corretta esecuzione del progetto esecutivo;
- 8) L'ER verifica la corretta esecuzione del progetto ad installazione avvenuta (attribuzione di legge) acquisendo tutta la documentazione tecnica relativa all'apparecchiatura RM ed agli impianti accessori fornita dall'Azienda. In particolare l'ER verifica sperimentalmente la distribuzione di progetto delle curve del campo magnetico disperso.

**FASE di ACCETTAZIONE e COLLAUDO**

- 9) L'ER ed il RII effettuano congiuntamente sempre due tipologie di prove di accettazione del Tomografo così come riportato nel Report n°2 dell'AIFM:  
**Prove di accettazione del costruttore** (Prove di accettazione previste dai protocolli della ditta costruttrice o fornitrice ed effettuate con attrezzatura e metodiche indicate dalla ditta fornitrice stessa) e le **Prove di accettazione dell'utilizzatore** (Prove di accettazione previste ed effettuate dal Fisico Medico che hanno come riferimento protocolli e documenti internazionali ed effettuate con le metodiche e le attrezzature indicate in tali documenti).  
Le prove di accettazione vengono effettuate possibilmente tutte nello stesso giorno ed in maniera consecutiva. I risultati di tali prove saranno inclusi nella relazione tecnica di accettazione del Tomografo redatta dal Fisico Medico e sulla quale verrà riportato l'esito di ambedue i tipi prove (attribuzione di legge). La relazione tecnica di accettazione viene allegata al verbale di Collaudo.

- 10) Il RII fornisce all'ER dati ed informazioni sui dispositivi di controllo e sistemi di sicurezza presenti nell'apparecchiatura installata. In particolare procedure hardware ed software per determinare, impostare e limitare i valori di SAR e dB/dt in ogni modalità di funzionamento o tipologia di esame eseguibile.
- 11) Il RII, ove l'Azienda risulti coinvolta anche nell'installazione degli impianti accessori e di sicurezza, fornisce all'ER la documentazione tecnica e le informazioni sui dispositivi e procedure di controllo e sui sistemi di sicurezza presenti nel sito e congiuntamente verificano la corretta installazione e funzionalità di detti impianti. In particolare: sistemi di rilevazione del tenore di ossigeno, sistemi di sicurezza dell'impianto di ventilazione, sistema di estrazione dei gas criogenici e sulle procedure di *refilling* del liquido criogenico per magneti superconduttori, sistemi di disattivazione elettrica, sistemi di confinamento magnetico,

#### **FASE di GESTIONE**

- 12) Le Aziende prevedono, all'interno dei contratti di manutenzione offerti ai Committenti procedure standardizzate per concordare preventivamente con gli Utilizzatori le modalità degli interventi periodici e di verifica.  
Nel caso il Committente affidi alle Aziende anche la manutenzione degli impianti accessori (es: Gabbia di Faraday, sistema di condizionamento, e ove applicabile, sistema di rilevazione ossigeno, sistema di canalizzazione dei gas prodotti dai liquidi criogenici, sistema di ventilazione ed espulsione rapida dei gas) saranno previste analoghe procedure.
- 13) L' Azienda identifica per ogni SITO RM un Referente per gli interventi di manutenzione e ne comunica il nominativo e recapiti all'Utilizzatore ed all'ER.  
Il Referente per gli interventi di manutenzione, al fine del miglioramento continuo della qualità, fornisce tempestivamente, su richiesta dell'ER, informazioni relative agli aggiornamenti hardware e software, alle misure ed agli interventi effettuati riguardanti aspetti di qualità e sicurezza dell'impianto.
- 14) L'ER comunica alle Aziende il programma annuale dei Controlli di Qualità (attribuzione di legge), preventivamente definito, per gli aspetti organizzativi, con l'Utilizzatore ed il Medico Responsabile dell'impianto, al fine di concordare l'eventuale presenza di un tecnico incaricato dell'AZIENDA. L'ER invia al Referente per gli interventi di manutenzione una sintetica relazione annuale nella quale sono riportati i risultati e le conclusioni dei Controlli di Qualità effettuati.

#### **Gruppo di Lavoro**

Per l'AIFM: Aragno, Levrero, Mascaro, Stasi, Torresin

Per l'Esate: Primiterra

Per la General Electric: Pergolizzi, Vespignani

Per la Philips: Bonacina

Per la Siemens: Capodanno

Per la Toshiba: Marchitelli

## PROTOCOLLO D'INTESA TRA AIFM E DITTE PRODUTTRICI E FORNITRICI DI APPARECCHIATURE A RISONANZA MAGNETICA PER USO DIAGNOSTICO

### Presentazione

L'Associazione Italiana di Fisica Medica, che rappresenta sul territorio nazionale gli specialisti in fisica medica, in altre parole i professionisti, che svolgono sul territorio nazionale, nella stragrande maggioranza dei casi, le funzioni di Esperti Responsabili della Sicurezza delle apparecchiature RM, e le Aziende Esaote, General Electric, Philips, Siemens e Toshiba, che sono aziende di primaria importanza nel settore della diagnostica RM, hanno stilato un protocollo di intesa con lo scopo di definire i principali aspetti tecnico-procedurali del processo di installazione di apparecchiature RM per uso diagnostico. Il protocollo di intesa fornisce linee guida operative nelle quali sono indicate le corrette procedure di azione da parte dei diversi soggetti coinvolti nelle fasi di acquisizione, installazione, collaudo e funzionamento ordinario.

### Lo scopo

Il protocollo di intesa, nel completo rispetto della normativa vigente, vuole fornire, agli specialisti, che operano con le apparecchiature (Utilizzatori), e ai responsabili delle strutture sanitarie pubbliche e private (Committenti), che decidono di acquisire una apparecchiatura RM, procedure e metodiche che possano garantire un percorso gestionale razionale ed efficace atto a garantire i più alti standard di sicurezza e qualità delle prestazioni agli utenti.

La necessità del Protocollo di Intesa emerge da considerazioni, condivise dall'AIFM e dalle Aziende aderenti all'iniziativa, di seguito riportate:

- Un ostacolo al rispetto delle vigenti normative di sicurezza e all'uso efficiente delle apparecchiature diagnostiche nell'attività di routine è spesso dovuto alla non adeguatezza delle prescrizioni contenute nei Capitolati di gara rispetto alla specificità delle opere da realizzare. È pertanto fondamentale che coloro che redigono i Capitolati di Gara (Prescrittori) si interfaccino preventivamente ed attivamente con gli Esperti Responsabili della Sicurezza, cioè con coloro che sono competenti per la corretta formulazione delle indicazioni contenute nei Capitolati di Gara, coinvolgendoli nella stesura dei Capitolati di Gara stessi.

- Le richieste provenienti da parte degli utilizzatori e dai committenti sono molteplici e non sempre congrue ed uniformi sul territorio nazionale.

### La storia

L'idea nasce durante la prima edizione del Corso di formazione per Esperti Responsabili (ER) della Sicurezza in Risonanza Magnetica organizzato dalla Scuola Caldirola dell'AIFM a Roma nell'ottobre 2006. Durante la Tavola Rotonda tenutasi con la partecipazione dei rappresentanti delle diverse Aziende l'allora Presidente dell'AIFM, Giancarlo Candini, propose la creazione di un Gruppo di Lavoro congiunto tra specialisti in fisica medica e esperti delle diverse Aziende.

Nel maggio del 2007 si svolge a Milano la prima riunione congiunta tra i rappresentanti individuati dall'AIFM ed i rappresentanti delle Aziende.

La stesura del Protocollo di Intesa si sviluppa durante una serie di riunioni tenutesi nel corso del 2007 e del 2008.

A settembre 2008 il protocollo di intesa raggiunge la forma definitiva.

A gennaio 2009 è operativo con le firme di tutti i responsabili delle Aziende e del presidente AIFM Guido Pedrolì.

### La struttura

Il protocollo si suddivide in 4 sezioni: l'Introduzione, la Premessa, l'Articolato ed un Allegato che descrive le linee operative ed è suddiviso in quattro fasi: Progettuale, Installazione, Accettazione e Collaudo, Gestione.

Tutte le sezioni sono parte integrante del protocollo di intesa.

Hanno contribuito alla stesura del documento: per l'AIFM:

- Danilo Aragno, Fisica Sanitaria di Roma
- Fabrizio Levrero, Fisica Sanit. di Genova
- Lorella Mascaro, Fisica Sanitaria di Brescia
- Michele Stasi, Fisica Sanitaria di Torino
- Alberto Torresin, Fisica Sanitaria di Milano

per le AZIENDE:

- Giorgio Primiterra, Esaote
- Stefano Pergolizzi, GE
- Andrea Vespignani, GE
- Paolo Bonacina, Philips
- Alessandro Capodanno, Siemens
- Sergio Marchitelli, Toshiba

Sulla base di quanto sopra esposto l'AIFM raccomanda ai propri iscritti di attenersi alle indicazioni contenute nel protocollo di intesa siglato, che segue.

## VERBALE COMITATO DI REDAZIONE “FISICA IN MEDICINA”

In data 21/01/09, alle ore 10:30 presso la sede della Omicron Editrice di Genova, si riunisce il Comitato di Redazione del periodico, presieduto da Fabrizio Levrero.

Sono presenti: Giampiero Tosi, Fausto Turrini, Maria Grazia Brambilla, Marie Claire Cantone, Sandro Squarcia, Cristina Canzi, Luca Moro, Nuccia Canevarollo.

Assenti giustificati: Borasi, Traino, Isoardi, Moresco, Raffaele. Assenti ingiustificati: Di Liberto, Di Martino

Aprè l'incontro Levrero esponendo gli argomenti da trattare: linea editoriale, costi della rivista, varie ed eventuali. Relaziona inoltre sull'invito ricevuto a partecipare al Consiglio Direttivo AIFM nella seduta del 3/6/08, nella quale è stato fatto rilevare il rischio di costi troppo elevati, a seguito di una previsione fatta sulla prima fattura della rivista relativa all'anno 2008. Il rischio è stato perciò analizzato alla luce di ulteriori considerazioni ed è in seguito è stato ridimensionato, a fronte comunque dell'impegno allora assunto di restare, per le pubblicazioni rimanenti del 2008, entro i 3500 Euro.

Si affronta poi il tema delle osservazioni circa l'eccessivo taglio scientifico della rivista: si ricorda che *Physica Medica*, come recentemente sottolineato da Del Guerra, è deputata proprio a raccogliere lavori di taglio scientifico, si fa peraltro rilevare come le due riviste non siano concorrenti, ma piuttosto complementari. Cantone segnala l'opportunità di chiedere l'ISBN o il ISSN per il periodico, in modo da elevarne il livello. Levrero si impegna, sentito il parere di Pedroli, a procedere in tal senso.

Viene rimarcata la necessità di dare maggiore comunicazione circa le attività del CD.

Viene poi passata in rassegna l'attività del CdR, sottolineando che occorre aumentare il peso sulla rivista della comunicazione di tipo societario.

Tema delle copertine: Levrero propone fotografia artistica di un oggetto tecnologico di interesse per la fisica medica, raccogliendo il consenso generale.

Viene chiesto a Turrini di pubblicare alcune AIFM News dal sito, anche al fine di documentare la storia delle News dell'Associazione, ma soprattutto per informare in maniera efficace circa le attività del CD.

Si segnala la difficoltà a comunicare invece le attività dei Gruppi di Lavoro, Gruppi Regionali e Commissioni. In particolare i GdL spesso traggono obiettivi differenti da quelli iniziali.

Si stabilisce di richiedere, tramite lettera e-mail

di Levrero ai referenti istituzionali, di dare notizia dell'attività dei Gruppi, Moresco proseguirà poi l'incarico. Ancora più problematica l'informazione sui GR. Anche per questo tramite lettera e-mail Levrero chiederà ai referenti istituzionali i verbali delle riunioni, poi Moro proseguirà l'incarico.

Si identifica la necessità di dare notizie di tipo occupazionale, del tipo tendenze politiche regionali in relazione alla nostra attività, ecc. Levrero contatterà Candini, che potrà farsi coadiuvare nel fornire le informazioni di tipo sindacale.

Commissioni attive: se ne occupava Traino, che però rassegna le sue dimissioni.

Scuola Caldirola : si solleciterà Torresin di incaricare un frequentatore di redigere un breve sommario su ciascun Corso.

Scuola di Specializzazione: la rubrica è ben curata, si apre durante l'incontro una parentesi sulla problematica delle Scuole, che vedranno i test di ammissione unificati con Medicina, ma rimane aperta la questione finanziamenti

ECM: l'elenco dei Corsi non è più pubblicabile in tempo utile, poiché le regioni stanno accreditando molto più velocemente di una volta, non si fa in tempo a darne notizia. Si può però pubblicare un file "storico" degli eventi, Canzi lo invierà a Levrero.

Notizie ICRP, NCRP, ICRU: affidate a Canevarollo, la correzione delle bozze continuerà ad essere affidata a Isoardi e Canevarollo.

Pubblicità: la proposta di vendita degli spazi pubblicitari viene suddivisa e affidata ai presenti, per le possibili Ditte acquirenti.

In particolare: Canzi contatterà Carestream e GammaServizi, Moro contatterà Fuji e Konika, Tosi contatterà Tecnologie Avanzate e Gilardoni, Brambilla contatterà Nuclital, Levrero chiederà a Borasi di contattare Varian e contatterà Philips e Toshiba, Canevarollo contatterà XgammaGuard.

Levrero chiederà inoltre, su proposta di Turrini, di usufruire dello spazio delle Ditte sul sito a titolo di promozione a favore delle Ditte che fanno pubblicità sul Periodico.

Levrero relaziona circa la proposta di Raffaele per una nuova rubrica sull'adronterapia; la proposta viene adottata; viene inserito Mario Reggio nel Comitato di Redazione.

Alle ore 15:00 la riunione si chiude.

# Gestione dei rifiuti radioattivi prodotti in acceleratori di alta energia: l'esempio del CERN

Luisa Ulrici, Matteo Magistris

Commissione di Sicurezza, Gruppo di Radioprotezione - CERN, Ginevra, Svizzera

## Riassunto

Il CERN, l'Organizzazione Europea per la Ricerca Nucleare (Ginevra, Svizzera), da più di 50 anni mette a disposizione acceleratori di particelle, che vengono utilizzati da ricercatori di tutto il mondo per esperimenti di fisica delle alte energie. L'interazione delle particelle accelerate e delle particelle secondarie con la materia può provocare attività indotta negli elementi della macchina acceleratrice e nelle strutture circostanti. Il tipo di radionuclidi prodotti in queste interazioni e il livello di radioattività dipendono dalla durata dell'irraggiamento e dalla composizione dei materiali.

Una volta che i componenti della macchina non possono più essere riutilizzati e vengono definiti come rifiuti, è necessario procedere ad una caratterizzazione radiologica dell'attività residua. Questa caratterizzazione permette di definire se i componenti devono essere eliminati come rifiuti radioattivi oppure se possono essere smaltiti, rilasciati o riciclati come materiali convenzionali, nel rispetto della regolamentazione di radioprotezione. Una condizione necessaria per procedere all'eliminazione verso i depositi finali per rifiuti radioattivi o allo smaltimento e riciclo è la conoscenza dell'inventario radiologico

(lista esaustiva dei radionuclidi con indicazione dell'attività totale di ciascuno). Il CERN sta elaborando differenti metodi per la caratterizzazione radiologica dei materiali, basati su metodi in uso nelle centrali nucleari ed in altri istituti di ricerca, adattati alle specificità dei rifiuti prodotti da acceleratori.

Grazie al suo statuto internazionale, il CERN definisce ed applica un insieme di regole di sicurezza che sono derivate (pur con qualche differenza) dalle corrispondenti prescrizioni contenute nelle legislazioni dei due Paesi ospiti: la Francia e la Svizzera. Malgrado le libertà garantite dal suo statuto, nel contesto della gestione dei rifiuti radioattivi, e per tutte le pratiche di smaltimento, il CERN è tenuto ad osservare le legislazioni in materia dei due Paesi ospiti. Le differenze tra le legislazioni svizzera e francese nel campo della gestione dei rifiuti hanno un grande impatto sulle attività del CERN. Questo articolo si prefigge di descrivere la gestione dei rifiuti radioattivi del CERN, con particolare attenzione alle procedure di caratterizzazione e di smaltimento.

## 1. Introduzione

Il complesso degli acceleratori del CERN (Laboratorio Europeo per la Ricerca Nucleare, Ginevra, Svizzera), situato presso il confine tra Francia e Svizzera, è costituito da una successione di acceleratori di particelle dove fasci di adroni e ioni di varie energie sono accelerati e messi a disposizione per studi di fisica delle alte energie (Fig. 1). Gli attuali acceleratori possono raggiungere le energie massime di 33 TeV (ioni piombo nell'SPS) e 7 TeV (LHC, protoni). Nell'acceleratore LEP,

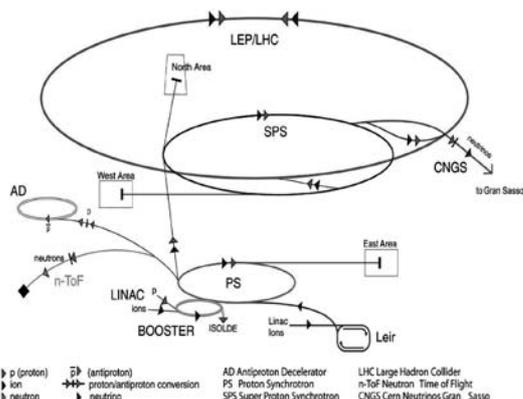


Fig. 1. Il complesso degli acceleratori del CERN (non in scala)

ormai smantellato, erano accelerati elettroni e positroni fino a una energia massima di 105 GeV per particella. A causa dell'interazione della radiazione con la materia, parte dei componenti delle macchine acceleratrici e delle strutture circostanti possono presentare tracce di attività indotta.

L'attivazione dei componenti in un acceleratore di particelle è un processo continuo. Durante i regolari interventi di manutenzione ed in caso di cambiamenti strutturali di un acceleratore per migliorarne le prestazioni, alcuni componenti vengono sostituiti. Se non è previsto alcun ulteriore utilizzo di questi componenti, si procede ad una valutazione dell'attività indotta residua. A seconda del risultato, i materiali vengono eliminati come rifiuti radioattivi o convenzionali. Questa decisione può rivelarsi complessa, poiché ogni Paese ha una diversa legislazione e diversi limiti di rilascio ("clearance levels"). Il processo decisionale deve quindi tenere in considerazione differenti parametri, alcuni dei quali non sono facilmente valutabili al momento dell'eliminazione di un componente. In particolare, la possibilità che un componente, una volta smaltito come materiale riciclabile, venga a trovarsi in un Paese diverso da quello in cui è stato originato e in cui i limiti siano più restrittivi, può trattenere dal riciclare certi componenti, anche se ci potrebbe essere un vantaggio economico e sociale dal riciclo.

L'attuale gestione prevede l'applicazione di procedure differenti a seconda del luogo di produzione del rifiuto radioattivo: i rifiuti provenienti da macchine acceleratrici, esperimenti o laboratori su territorio francese sono trattati secondo le norme vigenti in Francia e quelli prodotti su territorio svizzero vengono trattati secondo le norme svizzere [1].

## 2. I rifiuti radioattivi prodotti da acceleratori ad alta energia

I rifiuti radioattivi provenienti da un complesso di acceleratori di alta energia sono costituiti principalmente da oggetti solidi (metallici), che possono essere di grandi dimensioni. Rispetto ai rifiuti prodotti nei reattori nucleari, i rifiuti degli acceleratori sono caratterizzati da:

- livelli di attività alfa minimi o trascurabili
- livelli di contaminazione superficiale minimi (ad eccezione di alcuni bersagli

di fascio specifici)

- un largo spettro di radionuclidi.

Il livello di attività indotta varia considerevolmente a seconda del tipo di acceleratore (tipo di particelle, energia), della posizione del componente rispetto alle eventuali perdite di fascio e del tempo intercorso dalla fine dell'irraggiamento (decadimento).

Negli acceleratori di alta energia le reazioni nucleari che portano all'attivazione dei materiali sono molteplici e includono reazioni prodotte da neutroni, protoni, fotoni e pioni con energie in un range da una frazione di elettronvolt (neutroni) ad alcuni TeV (protoni). A seconda del tipo e dell'energia della particella iniziale, l'interazione con la materia può produrre una cascata elettromagnetica o adronica.

Gli acceleratori di adroni rappresentano attualmente la maggior parte degli acceleratori in operazione al CERN. Con l'inizio dell'operazione dell'LHC nel 2009 questa proporzione si accentuerà ulteriormente. Il fenomeno di attivazione in acceleratori di adroni ha inizio con reazioni di spallazione tra le particelle accelerate ed i nuclei stabili del bersaglio. Queste reazioni ad alta energia ( $E > 100$  MeV) producono una quantità di protoni e neutroni ad energie più basse, i quali a loro volta possono interagire con il materiale (cascata adronica). Se l'energia del proiettile supera i 270 MeV vengono prodotti anche pioni, che a loro volta danno origine ad una cascata elettromagnetica. A seconda dell'energia del proiettile e del peso atomico del nucleo bersaglio, il nucleo può disintegrarsi (fissione o Fermi break-up), emettere nucleoni ad alta energia o frammenti (pre-equilibrio), emettere neutroni a bassa energia (evaporazione) o raggi gamma. Se alla fine di questo processo il nucleo si trova ancora in uno stato eccitato si può parlare di radioattività indotta. Il nuclide risultante è normalmente instabile, di numero atomico più basso del nucleo bersaglio e caratterizzato da una carenza di neutroni. Quantitativamente, la maggior parte della radioattività indotta negli acceleratori di adroni è dovuta alla cattura di neutroni termici (come ad esempio la reazione  $^{59}\text{Co}(n, \gamma)^{60}\text{Co}$ ), prodotti con la moderazione dei neutroni emessi in fase di evaporazione. È importante osservare che un calcolo accurato della radioattività indotta richiede un codice Monte Carlo sofisticato,

capace di simulare i modelli nucleari qui menzionati e di trasportare le particelle ed i frammenti prodotti nelle varie reazioni. Per esempio, le particelle alfa prodotte nelle reazioni (n, alfa) contribuiscono considerevolmente all'attività indotta nel piombo. Per tenere conto di questo contributo occorre trasportare le particelle alfa prodotte e simulare le reazioni (alfa, n). Al CERN il codice Monte Carlo usato per gli studi di radioprotezione è FLUKA [2, 3].

Nel caso di acceleratori di elettroni, l'attività indotta nei materiali è inferiore rispetto ai

valori tipici di un acceleratore di adroni di energia e intensità comparabile. Se l'energia dei leptoni è sufficientemente elevata (come nel caso del LEP, Large Electron Positron Collider, smantellato nel 2000), la maggioranza dei radionuclidi è prodotta da reazioni fotonucleari, del tipo ( $\gamma$ , n), o ( $\gamma$ , xpyn). I neutroni prodotti in queste reazioni possono a loro volta attivare il materiale per cattura neutronica. La Tabella 1 riassume le reazioni di produzione di alcuni radionuclidi principali, misurabili tramite spettrometria gamma, riscontrabili in materiali di un acceleratore di elettroni [4].

Tabella 1. Reazioni di produzione di alcuni radionuclidi principali, misurabili tramite spettrometria gamma, riscontrabili in materiali di un acceleratore di elettroni. [4]

Materiale	Radio nuclide	Principali reazioni	$t_{1/2}$
Alluminio	$^{22}\text{Na}$	$^{27}\text{Al}(\gamma, 2p3n)$ , $^{24}\text{Mg}(\gamma, pn)$ ;	2.6 y
	$^{54}\text{Mn}$	$^{55}\text{Mn}(\gamma, n)$ , $^{56}\text{Fe}(\gamma, pn)$ , $^{54}\text{Cr}(p, n)$ ;	312 d
Rame	$^{51}\text{Cr}$	$^{50}\text{Cr}(n, \gamma)$ , $^{52}\text{Cr}(\gamma, n)$	27.7 d
	$^{52}\text{Mn}$	$^{52}\text{Cr}(p, n)$	5.6 d
	$^{54}\text{Mn}$	$^{55}\text{Mn}(\gamma, n)$ ;	312.2 d
	$^{56}\text{Co}$	$^{56}\text{Fe}(p, n)$ ;	77.7 d
	$^{57}\text{Co}$	$^{63}\text{Cu}(\gamma, 2p4n)$ ;	271.8 d
	$^{58}\text{Co}$	$^{63}\text{Cu}(\gamma, 2p3n)$ ;	70.9 d
	$^{60}\text{Co}$	$^{63}\text{Cu}(\gamma, 2pn)$ , $^{65}\text{Cu}(\gamma, 2p3n)$ ;	5.27 y
Piombo	$^{105}\text{Ag}$	$^{107}\text{Ag}(\gamma, 2n)$	41.3 d
	$^{122}\text{Sb}$	$^{121}\text{Sb}(n, \gamma)$	2.7 d
	$^{124}\text{Sb}$	$^{123}\text{Sb}(n, \gamma)$	60.2 d
	$^{203}\text{Hg}$	$^{202}\text{Hg}(n, \gamma)$ , $^{206}\text{Pb}(\gamma, 2pn)$ , $^{207}\text{Pb}(\gamma, 2p2n)$ ;	46.6 d
	$^{202}\text{Tl}$	$^{204}\text{Pb}(\gamma, pn)$	12.2 d
Acciaio inossidabile	$^{46}\text{Sc}$	$^{47}\text{VTi}(\gamma, n)$ , $^{48}\text{VTi}(\gamma, pn)$ ;	84 d
	$^{48}\text{V}$	$^{50}\text{Cr}(\gamma, pn)$ ;	16 d
	$^{51}\text{Cr}$	$^{50}\text{Cr}(n, \gamma)$ , $^{52}\text{Cr}(\gamma, n)$ ; $^{53}\text{Cr}(\gamma, 2n)$ , $^{56}\text{Fe}(\gamma, 2p3n)$	27.7 d
	$^{52}\text{Mn}$	$^{52}\text{Cr}(p, n)$ , $^{53}\text{Cr}(p, 2n)$ , $^{54}\text{Fe}(\gamma, pn)$ ;	5.6 d
	$^{54}\text{Mn}$	$^{55}\text{Mn}(\gamma, n)$ , $^{56}\text{Fe}(\gamma, pn)$ , $^{54}\text{Cr}(p, n)$ ;	312.2 d
	$^{59}\text{Fe}$	$^{58}\text{Fe}(n, \gamma)$ , $^{62}\text{Ni}(\gamma, 2pn)$ ;	44.5 d
	$^{56}\text{Co}$	$^{56}\text{Fe}(p, n)$ , $^{57}\text{Fe}(p, 2n)$ , $^{58}\text{Ni}(\gamma, pn)$ , $^{59}\text{Co}(\gamma, 3n)$ ;	77.3 d
	$^{57}\text{Co}$	$^{58}\text{Ni}(\gamma, p)$ , $^{57}\text{Fe}(p, n)$ , $^{59}\text{Co}(\gamma, 2n)$ ;	271.8 d
	$^{58}\text{Co}$	$^{60}\text{Ni}(\gamma, p)$ , $^{59}\text{Co}(\gamma, n)$ ,	70.9 d
	$^{60}\text{Co}$	$^{58}\text{Fe}(p, n)$ ; $^{63}\text{Cu}(\gamma, 2pn)$ , $^{61}\text{Ni}(\gamma, p)$ ;	5.27 y
	$^{95}\text{Nb}$	$^{96}\text{Mo}(\gamma, p)$ , $^{97}\text{Mo}(\gamma, pn)$	34.9 d

L'importanza di un certo canale di reazione può essere ricondotta al rateo di produzione e alla vita media del radionuclide prodotto. I radionuclidi più rilevanti per la gestione dei rifiuti radioattivi sono quelli con vite medie non brevi (maggiori di un anno). Il rateo di produzione di un radionuclide è un prodotto di tre fattori principali: la sezione d'urto della reazione in funzione dell'energia, lo spettro della particella coinvolta nella reazione e la quantità dell'elemento bersaglio nel materiale. Solo considerando i tre fattori allo stesso tempo si può dedurre l'importanza relativa di differenti processi nucleari nella produzione di un certo radionuclide. In Tabella 2 sono riportati i canali di reazione di alcuni radionuclidi, tipicamente riscontrabili in componenti di acceleratori di adroni [5, 6].

### 3. La gestione dei rifiuti radioattivi al CERN

I rifiuti radioattivi che non possono essere immediatamente smaltiti (tramite rilascio incondizionato o verso i depositi finali di rifiuti radioattivi), vengono stoccati temporaneamente al CERN.

Il deposito temporaneo permette non solo di effettuare la caratterizzazione radiologica dei rifiuti ma anche la ricerca della via di eliminazione più appropriata per il rifiuto stesso.

In questo processo si prendono in considerazione le caratteristiche fisiche (composizione chimico-fisica, tossicità, livello di attività specifica), tecniche (facilità di trasporto, possibilità di riduzione di volume) e commerciali (costo delle attività di condizionamento previste dal protocollo di accettazione, costo di stoccaggio e eliminazione, etc.) del rifiuto.

Attualmente i rifiuti radioattivi prodotti nella catena di acceleratori al CERN sono stoccati in una parte di un tunnel di 900 m di circonferenza che ospitava precedentemente un acceleratore (l'Intersecting Storage Ring – ISR) smantellato negli anni '90.

Il vantaggio dell'uso del tunnel ISR risiede nella praticità di avere a disposizione un'area di grandi dimensioni e con una schermatura sufficiente, anzi sovradimensionata, se comparata al rischio per la popolazione associato al deposito temporaneo dei rifiuti di bassa attività specifica. Lo svantaggio consiste nel dover adattare il deposito ad una struttura preesistente di forma allungata (15 metri di ampiezza contro centinaia di metri di lunghezza), non ottimale per l'ergonomia di stoccaggio e di trasporto di componenti di grandi dimensioni (alcuni magneti, camere a vuoto e cavità a radiofrequenza possono superare i 5 metri di lunghezza).

Tabella 2. Principali canali di produzione di alcuni radionuclidi, tipicamente riscontrabili in componenti di acceleratori di adroni. Nel caso di reazioni di spallazione (Spall), i principali elementi bersaglio solo indicate in parentesi [5, 6]

Radio Nuclide	T <sub>1/2</sub>	Rame	Acciaio inox	Alluminio	Cemento
<sup>7</sup> Be	53.3 d	Spall (Al, Cu)	Spall (C, N)	Spall (Al)	Spall (O, C)
<sup>22</sup> Na	2.6 y	Spall (Al, Cu)	Spall (Fe, Ni)	Spall (Al)	Spall (Ca, Si, Al)
<sup>46</sup> Sc	83.8 d	Spall (Cu)	Spall (Fe, Cr, Mn)	Spall (Mn)*	Spall (Fe)
<sup>54</sup> Mn	312.1 d	Spall (Cu)	Spall (Fe, Mn)	Spall (Mn, Fe)*	Spall (Fe)
<sup>57</sup> Co	271.8 d	Spall (Cu)	<sup>58</sup> Ni(n, pn);	/	/
<sup>58</sup> Co	70.8 d	Spall (Cu) <sup>59</sup> Co(n,2n)*	<sup>58</sup> Ni(n, p)	/	<sup>59</sup> Co(n,2n)*
<sup>60</sup> Co	5.27 y	Spall (Cu) <sup>59</sup> Co(n,γ)*	<sup>60</sup> Ni(n, p); <sup>59</sup> Co(n,γ)*	/	<sup>59</sup> Co(n,γ)*
<sup>65</sup> Zn	244.3 d	<sup>65</sup> Cu(p,n)	<sup>65</sup> Cu(p, n)* <sup>62</sup> Ni(α, n)	/	/

\* reazioni indotte su impurità chimiche del materiale.

La gestione dei rifiuti radioattivi al CERN è caratterizzata dalle seguenti azioni:

- ricezione, caratterizzazione radiologica preliminare (basata sul rateo di dose), registrazione nel data base;
- trattamento; in questa fase della gestione, utilizzando appropriati processi fisici e/o chimici, si perseguono i seguenti obiettivi:
  - la riduzione di volume (tramite presse industriali, cesoie idrauliche, etc.)
  - la predisposizione alla successiva fase di "condizionamento";
- stoccaggio in condizioni appropriate e secondo le norme di sicurezza previste dalla legge: al CERN è previsto un deposito temporaneo separato per i rifiuti provenienti da dispositivi irradianti situati su territorio svizzero e francese;
- eliminazione periodica dei rifiuti; questa azione viene intrapresa solo a seguito di una caratterizzazione radiologica completa e viene applicata solo ai rifiuti con via di eliminazione identificata (es. rifiuti destinati all'inceneritore).

La gestione dei rifiuti radioattivi prevede inoltre alcune azioni di base volte alla minimizzazione della produzione dei rifiuti stessi. Negli ultimi anni una sempre più intensa campagna di informazione e sensibilizzazione della comunità scientifica sulla problematica dei rifiuti ha portato alcuni frutti. La produzione di rifiuti radioattivi viene ridotta tramite una scelta appropriata dei materiali durante il design di una nuova macchina, tramite la minimizzazione delle perdite di fascio nelle macchine acceleratrici esistenti e tramite il riciclo di materiali attivati. Per esempio, l'uso di acciaio a basso contenuto di cobalto riduce il livello di radioattività indotta. Inoltre, materiale radioattivo può essere riutilizzato per i supporti della macchina oppure per la schermatura nelle zone ad alto livello di radiazione.

Il costante aumento della produzione di rifiuti radioattivi negli ultimi anni sta portando ad una situazione di saturazione delle aree di deposito temporaneo del CERN. In risposta a questa tendenza, il CERN ha lanciato un progetto per lo sviluppo e l'implementazione di nuove tecniche di gestione di rifiuti basate sui principi seguenti:

- ampliamento dell'attuale deposito tem-

poraneo di rifiuti;

- ampliamento del centro di trattamento dei rifiuti per poterli condizionare secondo le specifiche tecniche richieste dai depositi finali;
- ricerca e apertura di nuove vie di eliminazione.

Fondamentale per l'implementazione di questo progetto risulta la conoscenza approfondita dei rifiuti, della loro attività specifica, della loro storia radiologica e delle possibilità di eliminazione e riciclo. Questo rientra in un concetto complessivo di gestione dei rifiuti, che prende in considerazione l'intera "vita" del rifiuto dalla sua creazione alla sua destinazione finale. Un esempio è costituito dall'applicazione del principio "polluter pays", che prevede l'identificazione e la riserva del budget necessario allo smantellamento di una installazione e all'eliminazione dei rifiuti corrispondenti già dal momento dell'approvazione di un nuovo progetto.

### 3.1 Controlli di radioprotezione sui luoghi di stoccaggio

Nonostante la maggior parte dei rifiuti da acceleratori di alta energia presentino un rischio di contaminazione trascurabile, controlli di attività ambientale devono essere effettuati a frequenza regolare nelle differenti zone di gestione e stoccaggio di rifiuti radioattivi, in quanto la semplice presenza di elementi radioattivi costituisce un potenziale rischio di dispersione.

Controlli regolari vengono effettuati al CERN sull'attività specifica nell'aria, nell'acqua e nei sedimenti e sulla contaminazione superficiale in tutti i luoghi dove i rifiuti vengono manipolati e stoccati [7]. Questi controlli possono essere quantitativi o qualitativi: nel primo caso i controlli sono trimestrali e vengono effettuati tramite "smear tests" in zone predefinite, nel secondo caso i controlli sono mensili e vengono effettuati tramite uno strumento portatile capace di rilevare l'attività superficiale beta e gamma e di distinguere una eventuale contaminazione alfa.

### 4 L'eliminazione dei rifiuti radioattivi

Il riciclo di componenti e materiali provenienti da acceleratori di particelle è certamente un metodo di eliminazione vantaggioso per una frazione dei rifiuti. Per la maggior parte dei rifiuti, infatti, le vite medie dei radio-

nuclidi principali sono dell'ordine di qualche anno o decina di anni, e quindi compatibili con uno stoccaggio a medio termine e uno smaltimento successivo.

Per i componenti contenenti livelli d'attività residua che non permettono lo smaltimento dopo un breve periodo di stoccaggio (rifiuti di media e alta attività), la legislazione in materia di radioprotezione impone di procedere all'eliminazione verso i depositi finali per rifiuti radioattivi, seguendo le prescrizioni specifiche di ogni Paese.

La gestione dei rifiuti radioattivi al CERN si basa su un complesso di regole interne che sono state derivate dalle legislazioni in materia di radioprotezione vigenti in Francia e Svizzera, tenendo presente le raccomandazioni emesse dalla Unione Europea.

In Francia la legislazione di radioprotezione prevede la definizione di una classificazione a priori, definita "zonage", degli acceleratori di particelle come delle centrali nucleari: essa consiste nella separazione sulla base di calcoli delle zone dove si prevede di riscontrare dell'attività indotta (zone a rifiuti radioattivi) dalle zone dove sono previsti solo rifiuti non radioattivi (zone a rifiuti convenzionali). Il riscontro di una attività indotta artificialmente determina il passaggio da una classe all'altra. Non è prevista la possibilità di effettuare il rilascio incondizionato di materiale, e questo anche se tramite misure molto accurate si dovesse arrivare a provare che un componente appartenente ad una "zona a rifiuto radioattivo" è in realtà non radioattivo. Solo a seguito di uno studio di impatto ambientale, e dopo aver ricevuto l'autorizzazione dalla parte dell'autorità competente (ASN, Autorité de Sécurité Nationale) un materiale o componente proveniente da una "zona a rifiuto radioattivo" può essere riciclato attraverso un metodo approvato dalle autorità stesse [8, 9].

Il vantaggio dell'introduzione di questa classificazione a priori delle zone rispetto ai possibili tipi di rifiuti ivi prodotti risiede nel poter più facilmente pianificare gli interventi di manutenzione che prevedano la produzione di grosse quantità di rifiuti e di non dover applicare tecniche altamente sofisticate per la misura dei componenti provenienti dalle zone irradianti. Un controllo sistematico dei componenti estratti dalle varie zone è comunque prevista dalla regolamentazione

francese, ma lo scopo di questo controllo è la conferma dei calcoli fatti a priori.

In Svizzera, la legislazione concernente la radioprotezione prevede la possibilità di effettuare il rilascio di materiali provenienti da una zona controllata a condizione che soddisfino 3 criteri di base: una limitazione del rateo di dose (misurato a 10 cm di distanza dalla superficie dell'oggetto) a 10 micro Sv/h, il rispetto dei limiti di contaminazione superficiale fissati per ogni radionuclide in [10] ed il rispetto dei limiti di attività specifica (o attività assoluta) definiti per radionuclidi in [10]. In caso di presenza di più radionuclidi allo stesso tempo, si applica la regola di addizione seguente [10]:

dove:  $A_1, A_2, \dots, A_n$  sono le attività specifiche dei nuclidi 1, 2, ..., n in Bq/kg e  $LE_1, LE_2, \dots, LE_n$  sono i limiti di esenzione dei nuclidi 1, 2, ..., n in Bq/kg conformemente all'appendice 3, colonna 9 [10].

La possibilità di rilascio o riciclo di rifiuti, allorché le condizioni previste nella regolamentazione siano soddisfatte, semplifica notevolmente la gestione dei rifiuti di bassa attività specifica. Tuttavia, tecniche di misura appropriate devono essere messe a punto per dimostrare che il rifiuto soddisfa i criteri per essere rilasciato o riciclato. In caso di rifiuti con attività indotta non omogenea, la tecnica di fusione presso un centro accreditato per la fusione di materiale leggermente radioattivo può costituire una buona alternativa ad una analisi per campionamento che comporterebbe necessariamente un numero elevato di campioni. Inoltre, la fusione permette di uniformare la radioattività indotta, riducendo l'attività specifica degli "hot spots" e lasciando inalterata l'attività totale del rifiuto. Il CERN ha effettuato un progetto pilota negli ultimi anni in collaborazione con un centro di fusione di materiali in Svezia. Il progetto è consistito nel trattamento e fusione di bobine di magneti in rame che presentavano alcune disomogeneità nell'attività indotta. Bisogna notare che le legislazioni di radioprotezione svizzera e francese proibiscono l'aggiunta di materiale convenzionale al solo fine di "diluire" l'attività indotta. Nel caso del progetto pilota del CERN, il processo di fusione è avvenuto senza l'aggiunta di materiale estraneo al rifiuto stesso, ma, tramite il processo di fusione, si è ottenuta una certa omogeneizzazione dell'attività specifica nel

materiale del rifiuto.

## 5 I metodi di caratterizzazione dei rifiuti radioattivi da acceleratori

L'attivazione di un materiale dipende dalle condizioni di irraggiamento, che sono specifiche di ogni dispositivo irradiante. Per questo, non esiste attualmente un unico metodo di caratterizzazione radiologica dei rifiuti radioattivi che possa essere usato universalmente per tutti i tipi di rifiuti. Il CERN sta sviluppando dei metodi di caratterizzazione con campi di validità differenti, in modo che possano essere applicati a seconda del tipo di rifiuto radioattivo da caratterizzare. Data la varietà e la complessità dei componenti utilizzati negli acceleratori del CERN, lo scopo che ci si prefigge nella ricerca di un metodo di caratterizzazione è l'ottimizzazione delle tecniche e delle risorse disponibili rispetto alle specifiche tecniche di accettazione dei rifiuti stessi nei depositi finali in Svizzera e Francia, rispettando i limiti di tempo definiti dalle leggi dei due Paesi e i limiti di budget disponibile.

Le soluzioni adottate da altri laboratori di ricerca in Europa variano dal calcolo analitico, risultato di 15 anni di ricerca, come al Paul Scherrer Institute (PSI, Svizzera) [11], alle misure sistematiche e precise con sistemi complessi come al Joint Research Center di Ispra (EU-JRC, Italy), che richiedono un investimento economico considerevole.

La caratterizzazione dei rifiuti storici, costituisce un capitolo a parte. Alcuni metodi di caratterizzazione comunemente utilizzati per un acceleratore potrebbero non essere applicabili ai rifiuti storici del medesimo acceleratore a causa della indisponibilità di alcune informazioni fondamentali, quali le condizioni di irraggiamento, la composizione chimica dei materiali, le informazioni sulle perdite di fascio e sulla posizione dei componenti rispetto a queste ultime. In questi casi, devono essere sviluppati metodi specifici o si deve ricorrere a una misura accurata del rifiuto stesso tramite tecniche di spettrometria.

### 5.1 Il metodo a Matrice

Il metodo a Matrice è basato sul calcolo degli yields di produzione dei radionuclidi per i materiali bersaglio e sugli spettri di irraggiamento, scelti fra quelli più rappresentativi di ogni acceleratore. Il calcolo richiede la cono-

scenza delle sezioni d'urto per tutte le particelle costituenti il campo di irraggiamento, le energie e le reazioni di interesse. Gli spettri rappresentativi inoltre devono essere misurati o calcolati a priori tramite Monte Carlo [12].

Questo metodo richiede l'investimento iniziale del tempo di calcolo degli spettri rappresentativi, che può risultare un processo laborioso in caso di campi di irraggiamento complessi e molto variabili. Il calcolo analitico degli yields richiede anche lo sviluppo di una base di dati con le reazioni d'urto e di un software specifico per il trattamento dei dati. Il metodo non è applicabile nei casi in cui ci sia una forte variazione dello spettro d'irraggiamento con la posizione ovvero, in prossimità delle linee di fascio e all'interno di oggetti di grandi dimensioni capaci di moderare i neutroni. Il metodo viene comunemente utilizzato per oggetti di piccole dimensioni (cavi, infrastrutture) che siano sufficientemente lontani dalle zone di perdita di fascio e che grazie alle loro dimensioni ridotte non influenzino sostanzialmente il campo di radiazione.

Il metodo a matrice, per il fatto stesso che si basa su un calcolo sistematico di tutte le reazioni possibili, ha il vantaggio di produrre una lista esaustiva di tutti i radionuclidi e quindi di poter stimare quantitativamente anche i radionuclidi difficili da misurare sperimentalmente (emettitori beta puri, emettitori gamma di intensità bassa etc.). è anche indicato nei casi in cui l'autoassorbimento influenzi in modo sostanziale il processo di misura tramite spettrometria gamma, ciò che rende difficile una quantificazione dell'attività all'interno del materiale. In caso di utilizzo di questo metodo per effettuare il rilascio o il riciclo di materiale, l'attività degli emettitori gamma serve da guida per conoscere i livelli di attività di radionuclidi difficili da misurare. L'attività dei principali emettitori gamma per un specifico rifiuto viene valutata sulla base di una misura di rateo di dose e viene utilizzata per normalizzare le attività di tutti gli altri radionuclidi.

### 5.2 Calcolo Monte Carlo

Un rifiuto radioattivo può essere caratterizzato radiologicamente tramite calcolo Monte Carlo se si conoscono i parametri dell'irraggiamento e le caratteristiche chimico-fisiche del rifiuto stesso. Questo metodo è indicato principalmente per la caratterizza-

zione di situazioni complesse e di rifiuti di grandi dimensioni. Il metodo Monte Carlo permette il trasporto delle particelle attraverso geometrie complesse e permette il calcolo dell'attività indotta anche nei casi in cui il campo di radiazione varia sostanzialmente a seconda della posizione. L'applicazione di questo metodo per la caratterizzazione dei rifiuti ha tuttavia lo svantaggio che ogni studio è molto specifico e richiede l'implementazione della geometria precisa, un lungo tempo di calcolo e di analisi dei risultati.

Nel caso di acceleratori di alta energia, uno dei codici Monte Carlo più largamente utilizzato è FLUKA (sviluppato e mantenuto da una collaborazione tra l'INFN e il CERN). L'ultima versione di questo codice (FLUKA 2008) contiene dei modelli fisici aggiornati per l'evaporazione e la multiframmentazione, che sono fondamentali per il calcolo dell'attività indotta. Recenti esperimenti effettuati alla facility CERF (CERN-EU High Energy Reference Field) hanno mostrato che l'attività indotta in materiali e prodotta dal campo di radiazione degli acceleratori di alta energia risulta riproducibile tramite l'utilizzo di FLUKA con una accuratezza del 20% per la maggior parte dei radionuclidi [5, 6]. Nonostante ciò, la caratterizzazione di rifiuti effettuata tramite il metodo Monte Carlo deve essere completata da misure di spettrometrie gamma, volte a verificare e confermare quanto previsto tramite il calcolo.

### 5.3 Il metodo dei "fingerprint"

Comunemente utilizzato per la caratterizzazione dei rifiuti da centrali nucleari, il metodo chiamato dei "fingerprint" si basa su un inventario radiologico predefinito, calcolato tramite simulazioni Monte Carlo, e sulla normalizzazione della lista di radionuclidi risultante tramite una misura di spettrometria gamma e di rateo di dose su un campione rappresentativo di materiale. Queste misure servono a calibrare l'attività specifica dei radionuclidi presenti nel materiale a partire dalla misura di alcuni radionuclidi principali (i "fingerprint") [13].

Al CERN questo metodo è stato finora applicato alla caratterizzazione di una particolare famiglia di rifiuti, quella dei bersagli a protoni della macchina Isolde. Di questi bersagli si conosce sia la composizione chimica che le condizioni di irraggiamento. Inoltre a causa dell'alta energia dei protoni primari

(>1 GeV), lo spettro di particelle secondarie è simile per i diversi bersagli e si può quindi supporre una composizione abbastanza simile di radionuclidi principali [14].

Questo metodo ha un campo di validità complementare al metodo a matrice presentato precedentemente, in quanto si può applicare quando si abbia un campo di radiazione complesso e dipendente dalla posizione e in caso di rifiuti complessi. Tuttavia il metodo dei fingerprint richiede la conoscenza dei parametri di irraggiamento e una certa precisione nelle misure di spettrometria gamma dei campioni rappresentativi. L'estensione di questo metodo a rifiuti provenienti da acceleratori a elettroni richiede uno studio complementare.

### 5.4 Le incertezze

Tutti i modelli usati per la caratterizzazione dei rifiuti contengono delle incertezze, principalmente associate alle ipotesi sulle condizioni di irraggiamento che hanno determinato la presenza di attività indotta e sulla composizione chimica precisa dei materiali. L'esperienza ha infatti mostrato che le reazioni di cattura neutronica su alcune impurità nei materiali possono essere determinanti per l'attività indotta totale di un certo tipo di materiale. Le incertezze legate alle fluttuazioni statistiche delle simulazioni Monte Carlo e ad errori sistematici nei modelli nucleari sono normalmente di secondaria importanza rispetto alla mancanza di informazione sulle esatte condizioni di irraggiamento.

Nel computo delle incertezze e nella scelta del metodo più appropriato per la caratterizzazione di un rifiuto si deve anche tenere presente se il rifiuto è destinato a essere inviato a un deposito finale di rifiuti radioattivi (con conseguenze sulla precisione richiesta dalle specifiche tecniche di accettazione del rifiuto nel deposito finale), o se è destinato al rilascio per il riciclo. In generale, la lista dei radionuclidi contenuti in un rifiuto destinato ad un deposito finale deve essere la più esaustiva possibile (emettitori alfa e beta puri inclusi) ma la precisione richiesta nella quantificazione dell'attività specifica non è alta (un fattore 10 è generalmente accettabile). Nel caso del riciclo e rilascio del materiale come convenzionale è invece la precisione nella determinazione quantitativa dell'attività indotta che è di importanza basilare. Se il risultato del metodo di caratterizzazione è

affetto da un livello di incertezza importante, tale che il risultato si avvicina alla soglia di decisione per l'eliminazione, un calcolo economico deve essere effettuato per decidere sull'opportunità di investire maggiori risorse per una caratterizzazione più dettagliata in rapporto al vantaggio economico dal riciclo del rifiuto stesso.

## 6. Conclusione

Gli acceleratori di particelle di alta energia producono rifiuti radioattivi che comprendono oggetti complessi e di grandi dimensioni. Questi rifiuti sono caratterizzati normalmente da una bassa attività specifica e da una larga varietà di radionuclidi. Al CERN, l'operazione di acceleratori di alta energia a scopo scientifico, ha portato all'accumulo di importanti quantità di rifiuti che sono attualmente catalogati e caratterizzati in vista della loro eliminazione. L'eliminazione può avvenire sia verso i depositi finali dei due Paesi ospiti (la Francia e la Svizzera) sia tramite l'applicazione della procedura di rilascio e riciclo, ove questa sia prevista dalla regolamentazione di radioprotezione (in Svizzera). La mancanza di pratiche comuni nei due Paesi ospiti del CERN ha delle ripercussioni sulle procedure di gestione dei rifiuti radioattivi prodotti negli acceleratori del CERN, che sono collocati su entrambe le parti della frontiera franco-svizzera. La presenza di livelli di rilascio omogenei porterebbero ad una semplificazione della gestione dei rifiuti, che attualmente richiede il trattamento dei rifiuti con procedure differenti a seconda del loro luogo di produzione.

## Bibliografia

- [1] CERN, Safety Code 42, Radiation Protection (2006).
- [2] G. Battistoni, S. Muraro, P.R. Sala, F. Cerutti, A. Ferrari, S. Roesler, A. Fasso', J. Ranft, "The FLUKA code: Description and benchmarking" Proceedings of the Hadronic Shower Simulation Workshop 2006, Fermilab 6-8 September 2006, M. Albrow, R. Raja eds., AIP Conference Proceeding 896, 31-49, (2007).
- [3] A. Fasso', A. Ferrari, J. Ranft, and P.R. Sala, "FLUKA: a multi-particle transport code" CERN-2005-10 (2005), INFN/TC\_05/11, SLAC-R-773.
- [4] D. Forkel-wirth, M. Hofert, "On the Release of Radioactive Material Produced at High-Energy Accelerators", Proc. 2<sup>nd</sup> International Symposium "Release of Radioactive Material from Regulatory Control". Hamburg, Germany, 8-10 November 1999, (1999). Ed. TÜV NORD Akademie.
- [5] M. Brugger, et al., "Benchmark study of radionuclides production with FLUKA", Proc. of the Conference "The Monte-Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World", Chattanooga, Tennessee, USA, April 17-21 (2005).
- [6] M. Brugger, et al., "Validation of the FLUKA Monte Carlo for predicting induced radioactivity in high-energy accelerators", Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A, NIM A, 562 (2006), issue 2, 814-818.
- [7] Y. Algoet, Rapport de surveillance radiologique des zones de gestion et d'entreposage des déchets radioactifs année 2008, CERN-SC-2009-018-RP-SN, (2008).
- [8] Direction generale de la surete nucleaire et de la radioprotection, Methodologies d'assainissement des installations nucleaires. Note DGSNR/SD3 n. 0349/2004, 11 Mai 2004.
- [9] O. Brigaud, Management of very low level waste from nuclear installations. Proceedings of the 2<sup>nd</sup> International Symposium "Release of Radioactive Material from Regulatory Control". Hamburg, Germany, 8-10 November 1999, (1999). Ed. TÜV NORD Akademie.
- [10] Federation Suisse, Radiation Protection Ordinance 22 Juni 1994 (StSV), rev. 2008, 814.501, [http://www.admin.ch/ch/i/rs/c814\\_501.html](http://www.admin.ch/ch/i/rs/c814_501.html).
- [11] S. Teichmann, et al., "Charakterisierung und Klassifizierung radioaktiver Abfälle aus den Beschleunigeranlagen des PSI", Publication "Fortschritte im Strahlenschutz: Strahlenschutzaspekte bei der Entsorgung radioaktiver Stoffe", 37. Jahrestagung des Fachverbandes für Strahlenschutz e.V., Basel, Switzerland, ISSN 1013-4506, 192, (2005).
- [12] M. Magistris, "The matrix method for radiological characterization of radioactive waste", Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. B, NIM B, 626 (2007), 182.
- [13] M. Magistris, L. Ulrici, "The fingerprint method for characterization of radioactive waste in hadron accelerators", Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A, NIM A, 591 (2008), 343-352.
- [14] L. Ulrici, et al., "Radionuclide characterization studies of radioactive waste produced at high-energy accelerators", Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A, NIM A, 562 (2006), 596-600.

# LA RADIOTERAPIA DELL'AMILOIDOSI TRACHEO-BRONCHIALE SUGGERISCE NUOVE VIE NELLA CURA DELLA MALATTIA DI ALZHEIMER

di Franco Bistolfi

1. Generalità sull'amiloidosi
2. Radioterapia dell'amiloidosi tracheo-bronchiale
3. Come agisce la radioterapia sull'amiloidosi tracheo-bronchiale?
4. "The rationale for weekly long-term low dose amyloid-based fractionated radiotherapy of localized amyloidosis"
5. Ipotesi di una radioterapia lungo frazionata nell'amiloidosi encefalica (m. di Alzheimer ed encefalopatia spongiforme di Kreutzfeldt-Jacob)
6. Considerazioni conclusive

NOTA Per un più completo sviluppo di questo tema v. F. Bistolfi "Localized Amyloidosis and Alzheimer's disease: the Rationale for Weekly Long-Term Low dose Amyloid-based Fractionated Radiotherapy". The Neuroradiology Journal 2008; 1: 683-692 <sup>(32)</sup>.

## Generalità sull'amiloidosi

Per amiloidosi <sup>(1-6bis)</sup> si intende una discrasia plasmacellulare con accumulo di proteine fibrillari insolubili negli spazi intercellulari di diversi organi e tessuti, in quantità tale da comprometterne la funzione e portare, alla lunga, alla morte del paziente.

Se ne conoscono diverse forme cliniche, ma tutte le proteine presenti nei depositi di amiloide condividono la struttura fibrillare e la conformazione in piani beta, tanto che per indicare l'insieme delle forme cliniche di amiloidosi si è coniato il termine di *beta-fibrillosi* <sup>(6)</sup>.

Il trattamento <sup>(2,3,4,7-12)</sup> è principalmente diretto contro le plasmacellule midollari e si avvale di chemioterapici antiblastici e prednisone; quando la chemioterapia sia condotta ad alte dosi a scopo mieloablativo, essa viene seguita da trapianto autologo di cellule staminali midollari. In questi casi, però, la mortalità correlata può anche raggiungere e superare il 40% <sup>(3)</sup>. In casi di grave interessamento di un singolo organo, è stato tentato con successo il trapianto di fegato, di reni o di cuore <sup>(2)</sup>. Un trattamento innovativo, proposto da Merlini e coll. <sup>(11,12)</sup> punta a ridurre direttamente i depositi di amiloide somministrando 4'-iodo-4'-deoxydoxorubicina (I-DOX).

I diversi trattamenti dell'amiloidosi, a parte i risultati su qualità e durata della

sopravvivenza, hanno dimostrato un fatto fondamentale: che *i depositi di sostanza amiloide non rappresentano un processo irreversibile* e che pertanto ogni nuova via chimica o fisica mirante alla degradazione e al riassorbimento dell'amiloide, indipendentemente da un'azione inibitrice portata sulle plasma cellule, va considerata con grande attenzione.

## 2. Radioterapia dell'amiloidosi tracheo-bronchiale (ATB)

L'interessamento amiloidosico della trachea e dei grossi bronchi può far parte di un'amiloidosi sistemica, ma anche presentarsi come forma localizzata <sup>(13)</sup>. L'amiloide si deposita nella trachea e nei bronchi sia sotto forma di placche sottomuose che di masse pseudotumorali con riduzione conseguente della pervietà respiratoria. Trattasi di una forma rara, la cui gravità dipende dalle complicanze respiratorie e/o infettive.

Broncoscopia e TAC sono indispensabili ai fini diagnostici ed anche per attuare certe manovre terapeutiche (resezione laser endoscopica, palloncini dilatatori, applicazione temporanea di stent al silicone). Negli ultimi 10 anni, a partire dalla segnalazione di Kurus e coll. <sup>(14)</sup>, la radioterapia esterna con fasci X di alta energia (4 MV, 6 MV, 10 MV) è stata applicata a una decina di pazienti <sup>(14-17)</sup> con tecnica standardizzata: due campi contrapposti AP-PA, personalizzati al fine di

ridurre l'esposizione del parenchima polmonare, con dose totale di 20 Gy in 10 frazioni di 200 cGy in 2 settimane nominali.

I risultati sintomatici e la risposta obiettiva alla broncoscopia e alla TAC sono definiti *buoni* con periodi di follow-up anche lunghi: 18 mesi <sup>(14,16)</sup>, 21 mesi <sup>(17)</sup>, 10-69 mesi (mediana 40 mesi) <sup>(15)</sup>, *ma differiti nel tempo*. Infatti, mentre il miglioramento dei sintomi respiratori può verificarsi da 1 a 7 mesi dopo il trattamento (mediana di 4 mesi) <sup>(15)</sup>, la risposta obiettiva alla broncoscopia e alla TAC è molto più lenta, potendo impiegare da 10 a 16, mesi per manifestarsi a pieno <sup>(14-17)</sup>.

Gli effetti collaterali non mancano e vi ritorneremo in seguito: esofagite in 5 dei 7 pazienti di Neben-Wittich e coll. (di grado 1 in 4 pazienti, di grado 2 in un paziente) e radiopolmonite di grado 2 in uno dei 7 pazienti dello stesso gruppo <sup>(15)</sup>.

### 3. Come agisce la radioterapia sull'amiloidosi tracheo-bronchiale?

I meccanismi d'azione della radioterapia sull'amiloidosi tracheo-bronchiale (ATB) non sono stati ancora chiariti <sup>(15)</sup>. Si è ipotizzato che i depositi di amiloide siano il risultato della deposizione di catene leggere (immunoglobuline) da parte di plasmacellule (PC) presenti in loco <sup>(15)</sup>. Pertanto, alcuni autori <sup>(16,18)</sup> ritengono che la radioterapia agisca sulle PC presenti nei depositi.

Senonchè, le indagini anatomopatologiche hanno rivelato che nei depositi amiloidotici si trovano PC soltanto in scarso numero <sup>(14,15,17)</sup>, il che viene a indebolire l'ipotesi di un meccanismo *esclusivamente* plasmacellulare per la riduzione volumetrica dei depositi stessi.

V'è inoltre da considerare che le PC, ultima tappa differenziativa dei linfociti B, sono molto radioresistenti, tanto da non essere lese - in vitro - con dosi di 100 Gy (10.000 cGy) <sup>(19)</sup>. Dato radiobiologico indirettamente confermato dalla radioterapia del plasmocitoma solitario (tumore plasmacellulare osseo ed extraosseo), per il cui controllo stabile occorrono dosi comprese fra 35-40 Gy e 50-70 Gy in 5-8 settimane <sup>(20)</sup>.

Pertanto, senza poter escludere un'azione diretta sulle poche PC presenti nei depositi, sembra poco probabile che 20 Gy in 2 settimane possano ridurre la quantità di amiloide nei depositi unicamente attraverso un me-

canismo plasmacellulare. Sono quindi stati proposti altri meccanismi d'azione <sup>(14,15,17)</sup>, coinvolgenti ora una lesione all'endotelio dei vasi locali, ora una risposta immune antiamiloidica od anche uno stimolo alla degradazione dell'amiloido da parte dei radicali liberi.

### 4. "The rationale for an amyloid-based, long-term, low dose, weekly fractionated radiotherapy of localized amyloidosis"

Con questo titolo sintetico ma esplicativo lo scrivente proponeva su *The Neurology Journal* <sup>(32)</sup> un possibile meccanismo d'azione delle radiazioni ionizzanti direttamente amiloidotropo e PC-indipendente, basandone il razionale sui seguenti presupposti fisico-chimici.

- 1) Alcuni glucosaminoglicani (GAG), molecole polisaccaridiche altamente polimerizzate, accompagnano invariabilmente le fibrille amiloidi <sup>(13)</sup> e sono ritenuti possibili bersagli terapeutici <sup>(21)</sup>. Per giunta, i GAG sono estremamente radiosensibili, depolimerizzandosi entro pochi secondi dopo dosi comprese fra 20 e 100 cGy <sup>(22)</sup>.
- 2) L'azione delle radiazioni sulle proteine in genere consiste principalmente nella rottura dei legami idrogeno intramolecolari di bassa energia, con successivo svolgimento parziale o totale della macromolecola proteica <sup>(23)</sup>.
- 3) I legami H hanno un ruolo fondamentale nella sostanza amiloide, in quanto mantengono uniti i piani beta giustapposti che costituiscono la struttura caratteristica delle fibrille amiloidi (fig. 1 e 2).
- 4) Sia la depolimerizzazione dei GAG che la rottura dei legami H intramolecolari sono processi DNA-indipendenti, sicchè perde molta importanza il dover rispettare un preciso rapporto dose/tempo per ottenere l'effetto.
- 5) Oltre alla rottura dei legami H intramolecolari (e la conseguente apertura dell'amiloido), le radiazioni ionizzanti possono indurre nella macromolecola proteica processi di *crosslinking* intramolecolare, ai quali consegue una riduzione di volume della molecola stessa <sup>(23)</sup>.
- 6) Anche se i due processi (rottura dei legami H e crosslinking intramolecolare) dovessero verificarsi simultaneamente, non vi sarebbe un contrasto ai fini terapeutici. Il *crosslinking* infatti, favorendo la

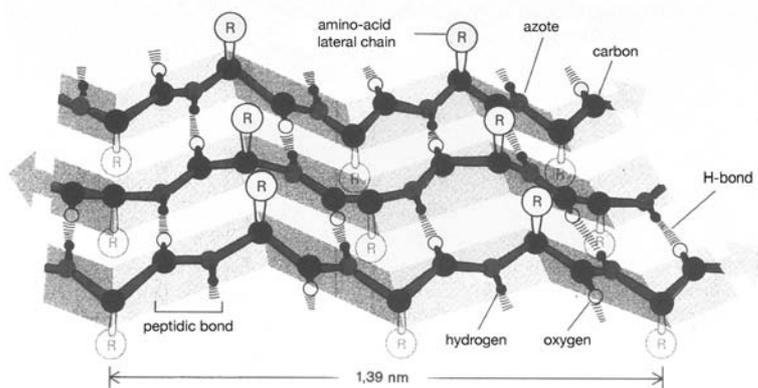


Fig. 1 - Struttura a piani beta in una proteina globulare. Le catene molecolari formanti il piano sono tenute insieme da legami idrogeno (H-bond).

Da B. Alberts e coll. (eds.) "Biologia Molecolare della Cellula", traduzione italiana di M. Guardo e A. Poyrot. Zanichelli editore, Bologna, ©1984

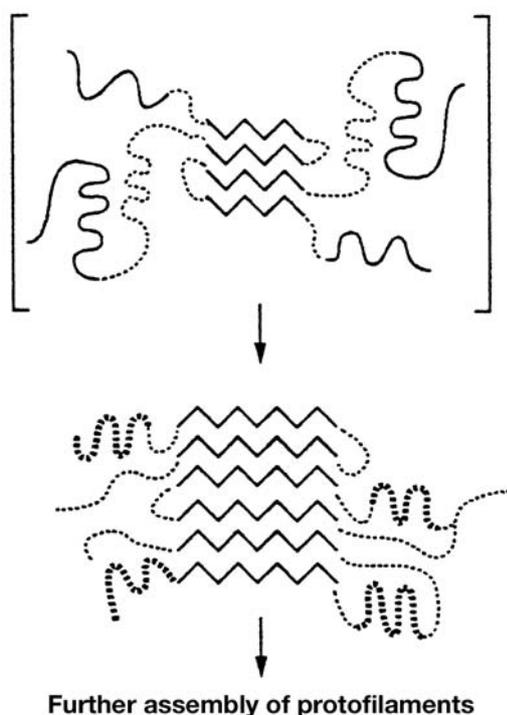


Fig. 2 - Meccanismo proposto per la formazione di fibrille amiloide. Da J.D. Gillmore e P.N. Hawkins: Amyloidosis and the respiratory tract. Thorax 54: 444-451, 1999, parzialmente modificata

riduzione di volume dei depositi amiloidi ne diminuirebbe l'azione compressiva; mentre la rottura dei legami H resterebbe l'agente principale per la degradazione dell'amiloide e il suo successivo riassorbimento.

I punti sopra enunciati hanno una notevole rilevanza non solo per la radioterapia dell'amiloidosi localizzata in organi radiosensibili (reni, fegato e polmoni), ma anche nella ipotesi di una radioterapia della forma più frequente di amiloidosi, la malattia di Alzheimer (v. par. 5).

Il regime radioterapico rivelatosi efficace nell'indurre miglioramento di sintomi e

regressione dei depositi di amiloide nell'ATB si configura in 10 x 200 cGy in 2 settimane (v. par. 2), cronodose già capace di provocare danni microvascolari e reazioni infiammatorie <sup>(20)</sup>: intenso eritema cutaneo seguito da desquamazione secca; radiopolmonite (nella irradiazione di estesi volumi polmonari); radionefrite (nella irradiazione simultanea dei due reni). Non sorprende, pertanto, che nei 7 pazienti irradiati per ATB da Neben-Wittich e coll. <sup>(15)</sup> figurino 5 casi di esofagite (71%) e un caso di radiopolmonite grado 2 (14%). Deve essere notato che questa differente incidenza di bioeffetti infiammatori non dipende da differenze di radiosensibilità tra esofago e polmone, bensì dall'impiego di campi AP-PA perso-

nalizzati, con esclusione conseguente di gran parte del parenchima polmonare, mentre l'esofago resta obbligatoriamente in pieno campo.

Va inoltre considerato che i risultati della radioterapia nell'ATB si manifestano con estrema lentezza (fino a 16 mesi), fattore che - unitamente alla DNA- indipendenza dei due processi biofisici individuati (depolimerizzazione dei GAG e rottura dei legami H intramolecolari) - spinge a rivedere il trattamento radioterapico dell'amiloidosi nelle sue localizzazioni in organi radiosensibili o nel cervello.

Questo insieme di considerazioni ci ha spinto a proporre quanto sinteticamente espresso nel titolo inglese, e precisamente un trattamento frazionato con una sola dose di 50(100) cGy alla settimana e protratto per alcuni mesi, con eventuali pause, con lo scopo di adattare l'azione puramente biofisica delle radiazioni sull'amiloidosi alla lentissima risposta obbiettiva di quest'ultima. Ovviamente, la *dose totale* di una siffatta radioterapia lungo-frazionata non è al momento individuabile. Soltanto in via di ipotesi si può presumere che essa sarà compresa fra 20 e 30 Gy in un tempo totale di circa un anno (100 cGy x 20-30 settimane o 50 cGy x 40-60 settimane).

Treatmento sicuramente molto meno flogogeno dei 20 Gy /in 2 settimane, ma la cui efficacia terapeutica dovrà essere dimostrata con trial preliminari su pazienti affetti da ATB, miranti a confrontare i *nuovi* risultati della radioterapia lungo-frazionata con i *vecchi* risultati del regime 20 Gy/2 settimane.

### 5. Ipotesi di una radioterapia lungo-frazionata nell'amiloidosi encefalica (m. di Alzheimer ed encefalopatia spongiforme di Kreutzfeldt-Jacob)

Le diverse forme cliniche dell'amiloidosi oggi includono anche la malattia di Alzheimer e le encefalopatie spongiformi trasmissibili<sup>(13)</sup>, tanto che la malattia di Alzheimer è considerata la forma più comune di amiloidosi. Essa consiste in una amiloidosi vasculo-cerebrale a diverse componenti anatomicopatologiche: placche neuritiche, grovigli neurofibrillari, degenerazioni cellulari, angiopatia congofila<sup>(6)</sup>.

Le placche senili, composte da proteina beta amiloide, precedono anche di anni l'in-

sorgenza dei sintomi e possono essere dimostrate dagli esami a risonanza magnetica per mezzo di sostanze amiloidofile marcate con <sup>19</sup>F e iniettate in vena<sup>(24)</sup>. Un'altra tecnica di imaging, atta a dimostrare le placche amiloidi encefaliche nei pazienti di Alzheimer, utilizza un composto beta-amiloidofilo marcato con <sup>14</sup>C e quindi analizzato alla PET<sup>(25)</sup>. Le differenze fra le immagini PET di un cervello affetto da Alzheimer e un cervello normale sono così marcate, che la PET sicuramente diventerà un mezzo utilissimo per controllare gli effetti di una radioterapia *whole-brain* in casi di Alzheimer.

La presenza di placche amiloidi nel cervello e nel cervelletto caratterizza anche la malattia di Kreutzfeldt-Jacob, grave encefalopatia spongiforme causata da proteine prioniche (non batteri né virus), capaci di polimerizzare in filamenti a bastoncino il cui aspetto cristallografico alla diffrazione con i raggi X è quello tipico dei piani beta formanti le fibrille amiloidi<sup>(6,26)</sup>. Mentre l'encefalopatia di K.J. colpisce adulti di 50-70 anni, la BSE (Bovine Spongiform Encephalopathy, o sindrome della mucca pazza) è una *nuova variante* atipica che colpisce soggetti più giovani e si ritiene essere causata dall'uso alimentare di carni bovine infette da prioni.

Il razionale presentato nel precedente paragrafo come base logica di una radioterapia "*amyloid-based*" ha per obbiettivo finale l'irradiazione terapeutica dei malati di Alzheimer, tuttavia preceduta da un adeguato trial radioterapico su pazienti affetti da amiloidosi tracheo-bronchiale. Qualora questo trial ne dimostrasse l'efficacia terapeutica unitamente alla mancanza di tossicità, la *radioterapia whole-brain dell'Alzheimer* potrebbe diventare una procedura clinicamente utile oltre che radiobiologicamente sicura, a patto che il paziente non fosse contemporaneamente trattato con chemioterapia.

Importanti studi sulla tolleranza del cervello alle radiazioni ionizzanti<sup>(20,27,28,29)</sup> hanno infatti dimostrato che i livelli di rischio encefalopatico nella irradiazione *whole-brain* si raggiungono con schemi dose/tempo estremamente più concentrati nel tempo e di alta dose rispetto allo schema qui proposto: una dose alla settimana di 50(100) cGy per molti mesi (circa un anno), con pause, e sotto stretta sorveglianza clinico-radiologica (RM, PET). È stato inoltre dimostrato<sup>(30,31)</sup> che la

concomitante chemioterapia in pazienti irradiati sul cranio per carcinoma polmonare a piccole cellule aumentava il rischio puramente radioterapico da 2 a 9 volte\*.

### 6. Considerazioni conclusive

Il trattamento corrente dell'amiloidosi si basa prevalentemente su chemioterapici antiblastici e steroidi, ma non è privo di morbilità e - in certi casi - di mortalità anche elevata.

Negli ultimi 10 anni è stato dimostrato su una decina di pazienti che anche la radioterapia con fasci X di alta energia può essere efficace nell'amiloidosi tracheo-bronchiale (ATB), ma lo schema dose/ tempo adottato (20 cGy in 2 settimane) si accompagna a reazioni infiammatorie acute-subacute che ne sconsigliano l'uso in caso di amiloidosi localizzata in organi radiosensibili (reni, fegato, polmoni) e in particolare nell'amiloidosi cerebrale (pazienti di Alzheimer).

Chi scrive ha individuato due possibili meccanismi d'azione delle radiazioni ionizzanti sulla sostanza amiloide, meccanismi puramente biofisici e DNA-indipendenti; la depolimerizzazione dei glucosaminoglicani sempre presenti nell'amiloide, e la rottura dei legami idrogeno intramolecolari. Di conseguenza, il ruolo del fattore dose/tempo ed anche il possibile ruolo della radioterapia sulle poche plasmacellule presenti nei depositi, peraltro radioresistenti, vengono a perdere molta della loro importanza.

Da tutto ciò e dalla osservazione che la risposta involutiva dell'amiloide irradiata è estremamente lenta (nell'ordine dei mesi), lo scrivente propone una radioterapia frazionata con fasci di alta energia (6 Mv), basata sugli effetti biofisici indotti nell'amiloide e condotta con una sola dose alla settimana di 50(100) cGy, ripetuta per molti mesi; frazionamento avente lo scopo di adattare il trattamento alla lentissima risposta involutiva dell'amiloide.

Si propone inoltre l'avvio di un trial preliminare su pazienti affetti da ATB al fine di testarne l'efficacia terapeutica. In caso di risposta positiva, la radioterapia lungo-frazionata potrà applicarsi ai pazienti affetti da *amiloidosi encefalica* (Alzheimer e Kreutz-

feldt-Jacob), quale trattamento potenzialmente utile e sicuramente molto meno tossico rispetto a quelli basati su schemi dose/tempo più concentrati.

Il confronto fra la nostra "amyloid-based, long-term, low dose, weekly fractionated radiotherapy" e quanto oggi sappiamo in tema di tolleranza cerebrale alle radiazioni ionizzanti ne rende sicura l'applicazione ai malati di Alzheimer, a patto che questi non siano contemporaneamente esposti a un trattamento chemioterapico, notoriamente peggiorativo degli effetti radiobiologici sul cervello.

### Bibliografia

1. Gertz MA. Amyloidosis: Recognition, Prognosis, and Conventional therapy. *Hematology*, 339-347, 1999
2. The Merck Manual, Sec. 2, Ch. 18, Amyloidosis. <http://www.merck.com/pubs/manual/section2/chapter10/10a.htm>
3. Gertz MA, Lacy MQ, Dispenzieri A. Myeloablative chemotherapy with stem cell rescue for the treatment of primary systemic amyloidosis: a status report. Review. *Bone Marrow Transplantation*, 25: 465-470, 2000
4. Gertz MA, Lacy MQ, Lust JA et al. Prospective randomized trial of melphalan and prednisone versus vincristine, carmustine, melphalan, cyclophosphamide, and prednisone in the treatment of primary systemic amyloidosis. *J Clin Oncol*, 17(1): 262-267, 1999
5. Blake CC, Serpell LC, Sunde M, Sandgren O, Lundgren E. A molecular model of the amyloid fibril. *Ciba Foundation Symposium*, 199: 6-15; discussion 15-21, 40-45, 1996
6. Dammacco F, Palumbo A. Amiloidosi e Beta-fibrillosi. In Dammacco F (ed.) "Immunologia in Medicina". EDI ERMES, Milano 1989 vol. I, pag. 181-210
- 6bis. Bombardieri S. Malattie Reumatologiche, Amiloidosi. In Dammacco F, Paoletti R, Pozza G "Argomenti di Clinica Medica Pratica", Nuovo Roversi (Diagnostica e Terapia). Ariete Salute Editore. Milano 1999, vol. II, pag. 255-260
7. Kyle RA, Gertz MA, Greipp PR, Witzing TE, Lust JA, Lacy MQ, Therneau T. A trial of three regimens for primary amyloidosis: colchicine alone, melphalan and prednisone, and melphalan prednisone and colchicine. *New*

\* Per una più accurata analisi della tolleranza encefalica alle radiazioni ionizzanti in funzione dei parametri dose totale, dose-frazione, numero di frazioni e tempo totale di trattamento, vedasi il lavoro originale su *The Neuroradiology Journal* <sup>(32)</sup>

- England J of Med. 336(17): 1202-1207, 1997
8. Comenzo RL. High-dose therapy for the treatment of primary systemic amyloidosis. *Hematology*, 347-357, 1999,
  9. Kyle RA, Gertz MA, Greipp PR et al. Long-term survival (10 years or more) in 30 patients with primary amyloidosis. *Blood*, 93(3): 1062-1065, 1999
  10. Comenzo RL, Vosburgh E, Falk RH; et al. Dose-intensive melphalan with blood stem-cell support for the treatment of AL (Amyloid Light Chain.) Amyloidosis: survival and response in 25 patients. *Blood*, 91(10): 3662-3670, 1998
  11. Gianni L, Bellotti V, Gianni AM, Merlini G. New drug therapy of amyloidoses: Resorption of AL-type deposits with 4'-iodo-4'-deoxydoxorubicin. *Blood*, 86: 855, 1995
  12. Merlini GP, Anesi E, Garini P et al. Treatment of AL Amyloidosis with 4'-iodo-4'-deoxydoxorubicin: An Update. *Blood*, 93: 1112-1113, 1999
  13. Gillmore JD, Hawkins PN. Amyloidosis and the respiratory tract. *Thorax*, 54: 444-451, 1999
  14. Kurrus JA, Hayes JK, Hoidal JR, Menendez MM, Elstad MR. Radiation therapy for tracheobronchial amyloidosis. *Chest*, 114(5): 1489-1492, 1998
  15. Neben-Wittich MA, Foote RL, Kaira S. External beam radiation therapy for tracheo-bronchial amyloidosis. *Chest*, 132(1): 262-267, 2007
  16. Monroe AT, Walia R, Zlotecki RA, Jantz MA. Tracheobronchial amyloidosis: a case report of successful treatment with external beam radiation therapy. *Chest*, 125(2): 784-789, 2004
  17. Kaira S, Utz JP, Edell ES, Foote RL. External beam radiation therapy in the treatment of diffuse tracheobronchial amyloidosis. *Mayo Clinic Proceedings*, 76(8): 853-856, 2001
  18. O'Regan A, Fenlon HM, Beamis JF jr., Steele MP, Skinner M, Berk JL. Tracheobronchial amyloidosis. The Boston University Experience from 1984 to 1999. *Medicine*, 79(2): 69-79, 2000
  19. Biagini C. *Radiobiologia e Radioprotezione*. Piccin Nuova Libreria, Padova 1999 pag. 292 e 369
  20. Bistolfi F. *Radiation Oncology. Time-dose charts/Clinical imaging/Therapeutic management*. Edizioni Minerva Medica, Torino, 1997, p. 80-8
  21. Kisilevsky R. Anti-amyloid drugs: potential in the treatment of diseases associated with aging. *Drugs & Aging*, 8: 75-83, 1996
  22. Mitchell JS. Effetti delle radiazioni sul metabolismo dei tessuti e dei tumori, In Zuppinger A (ed.) "Summa Radiologica, Radiobiologia". Piccin Editore, Padova 1972 Vol. II, parte I, pag. 385-386
  23. Alexander P. Alterazioni macromolecolari prodotte dalle radiazioni ionizzanti. In Zuppinger A (ed.) "Summa Radiologica, Radiobiologia". Piccin Editore, Padova, 1972, vol. II, parte I, pag. 178-211
  24. Higuchi M, Iwata N, Matsuba Y, Sato K, Sasamoto K, Saido TG. <sup>19</sup>F and <sup>1</sup>H MRI detection of amyloid beta plaques in vivo. *Nature Neuroscience*, 8(4): 527-533, 2005
  25. Giacobini E. Una spia per l'Alzheimer. È possibile evidenziare gli accumuli della proteina che distrugge le cellule nervose. *La Stampa*, 18 settembre 2002. Rubrica tSt, tuttoScienze-tecnologia
  26. Bresolin N. *Malattie Neurologiche*. In Dammacco P, Paoletti R, Pozza. G. "Argomenti di Clinica Medica Pratica". Nuovo Roversi, Diagnostica e Terapia, Ariete Salute Editore, Milano 1999, vol. II, pag. 1644
  27. Gutin, quoted by ref. 19. Original in Gutin PH et al. *Radiation Injury to the Nervous System*. Raven Press, New York, 1991
  28. Ciccirello R, Russi E, Albiero F et al. Metabolismo cerebrale e permeabilità della barriera ematoencefalica in un modello sperimentale di trattamento radioterapico cerebrale. *Radiol Med*, 80: 709-712, 1990
  29. Cohen L, Creditor M. Iso-effect tables for tolerance of irradiated normal human tissues. *Int J Rad Oncol Biol Phys*, 9: 233-241, 1983
  30. Herskovic AM, Orton CG. Elective brain irradiation for small cell anaplastic lung cancer. *Int J Rad Oncol Biol Phys*, 12: 427-29, 1986
  31. Chak LY, Zatz LM, Wasserstein P et al. Neurology dysfunction in patients treated for small cell carcinoma of the lung: a clinical and radiological study. *Int J Rad Oncol Biol Phys*, 12: 385-389, 1988
  32. Bistolfi F. Localized amyloidosis and Alzheimer's disease: the rationale for weekly long-term low dose amyloid-based fractionated radiotherapy. *The Neurology J* 2008; 1: 683-692

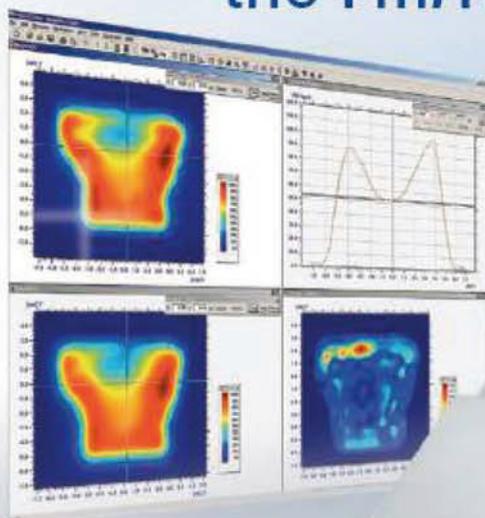


Distributore per l'Italia

El.Se. Srl - Via Pier della Francesca, 26  
20090 Trezzano sul Naviglio (MI)  
Tel. +39 2 48.40.92.90  
Fax +39 2 48.40.92.94  
e-mail: [elsales@tin.it](mailto:elsales@tin.it)  
Web: [www.el-se.it](http://www.el-se.it)



There are **1020** reasons for using  
the **ImRT MatriXX**.



The three most important are: It is the

**FAST**est + most **ACCURATE** + most **RELIABLE**

two dimensional array  
for digital IMRT verification



# IMPIEGO DI UN SISTEMA DI RADIOGRAFIA COMPUTERIZZATA (CR) PER CONTROLLI DI QUALITÀ IN RADIOTERAPIA

Bassetti Chiara, Mapelli Marco

*Dipartimento di Radioterapia, Fisica Sanitaria e Ipertermia - Policlinico di Monza*

## Introduzione e scopo

Da alcuni anni, nei reparti di diagnostica per immagini di un numero sempre crescente di ospedali, si assiste alla progressiva sostituzione dei tradizionali sistemi radiologici schermo-pellicola, con i più innovativi sistemi “*computed radiography*” (CR) e “*digital radiography*” (DR); il passaggio al digitale comporta l’abbandono e una graduale dismissione di camere oscure e sviluppatrici, ritenute obsolete. Come conseguenza, anche nelle attività di radioterapia basate sull’utilizzo di pellicole tradizionali (controlli di qualità, film-dosimetria) si rende necessario individuare metodi e strumenti alternativi.

In questo articolo l’attenzione è rivolta, in particolare, al problema dell’esecuzione dei controlli di qualità su acceleratori lineari, che richiedano un rivelatore planare bidimensionale.

Le principali soluzioni commerciali in questo ambito consistono in due tipologie di strumenti: pellicole radiocromiche (che non richiedono il processo di sviluppo chimico) e rivelatori costituiti da una matrice discreta di camere a ionizzazione o diodi. Una descrizione delle caratteristiche di questi sistemi esula dagli scopi del presente lavoro e può essere reperita nella pertinente letteratura. Alternativamente, presso alcuni Centri è stata studiata la possibilità di adottare, per alcuni controlli di qualità in radioterapia, i dispositivi elettronici portali (EPID) montati sugli acceleratori lineari; oppure, le stesse piastre ai fosfori fotostimolabili (“*imaging plate*”, IP) utilizzate nella CR <sup>[1,2,4,5]</sup>.

Alcuni autori <sup>[1,5]</sup> hanno descritto un possibile utilizzo di IP radiologici per le verifiche di costanza sulle caratteristiche geometrico-meccaniche delle unità radianti: corrispondenza tra campo luminoso e campo radiante, dimensioni e centratura del campo, corrispondenza tra isocentro meccanico e isocentro radiante, accuratezza di posizionamento

delle lamelle di un collimatore multilamellare (MLC).

Altri studi <sup>[2,4]</sup> presentano una caratterizzazione completa di sistemi CR per applicazioni in radioterapia (verifiche portali su pazienti, controlli di qualità sulle unità radianti).

Rispetto alle pellicole tradizionali, il cui impiego in radioterapia è consolidato (si pensi ai modelli Kodak X Omat V e EDR2), gli IP, sviluppati per applicazioni diagnostiche, presentano una maggiore sensibilità alla radiazione diffusa di bassa energia (dell’ordine dei keV) e alle basse dosi (nell’intervallo compreso tra  $\mu\text{Gy}$  e mGy).

L’impiego in radioterapia richiede, pertanto, una valutazione preliminare della risposta di tale rivelatore, quando esposto a fasci di fotoni di alta energia (dell’ordine dei MeV) e ad un livello di dose di circa tre ordini di grandezza superiore (tipicamente, da 10 mGy a 1 Gy). In particolare, per ogni energia di interesse clinico, è necessario valutare l’andamento della curva di risposta caratteristica dell’IP (variazione del segnale digitale in funzione della dose assorbita, eventuale livello di saturazione), la riproducibilità nel tempo (in funzione della dose accumulata) e l’omogeneità della risposta spaziale dell’IP.

Un aspetto da non trascurare è l’assicurazione di qualità del dispositivo laser di scansione e del sistema di elaborazione delle immagini <sup>[6]</sup>; per la lettura del segnale immagazzinato nell’IP è necessario adottare un protocollo di conversione lineare, tale da mantenere la proporzionalità tra la dose assorbita dall’IP esposto e il valore del segnale digitale sull’immagine prodotta.

Il lavoro qui presentato si è proposto i seguenti obiettivi:

- 1) Studiare le variazioni nella risposta dell’IP irradiato in diverse condizioni ed ottimizzare la modalità di irraggiamento
- 2) Valutare la possibilità di utilizzare il siste-

ma CR per l'esecuzione dei seguenti controlli di qualità:

- A) Analisi delle caratteristiche geometriche e dosimetriche del fascio radiante: corrispondenza tra campo luminoso e campo radiante, penombra, omogeneità, simmetria del fascio;
- B) Determinazione della radiazione di fuga (*leakage*) per collimatori multilamellari.

### Materiali e metodi

L'IP utilizzato è un Fuji ST-VI Type C (*general purpose*), abbinato ad un dispositivo CR Fuji FCR5000MA.

L'IP è stato irradiato con i fasci di fotoni da 6 MV e 15 MV prodotti da un acceleratore lineare Varian Clinac 2100C/D, equipaggiato con collimatore micromultilamellare 3DLine-Elekta (DMLC) e da un acceleratore lineare Varian Clinac 600C/D dotato di collimatore multilamellare Varian Millennium da 80 lamelle (MLC80).

Il segnale immagazzinato nell'IP è stato estratto mediante un protocollo di scansione lineare ("QC Tests-Linearità" con parametri: GA=1.0; GS=0; S=200; L=3).

Le immagini in formato DICOM ottenute sono state analizzate con il *software* a licenza libera ImageJ (<http://rsb.info.nih.gov/ij/>).

I profili di dose lungo gli assi (OAR) ricavati con il sistema CR sono stati confrontati con analoghi profili di dose, misurati con camera a ionizzazione in fantoccio ad acqua (Blue Phantom e camere cilindriche CC13, Scanditronix-Wellhöfer) oppure acquisiti da pellicole Kodak X Omat V digitalizzate con uno scanner Vidar VXR-16 DosimetryPro. Il *software* utilizzato per il calcolo dei parametri del fascio e per il confronto tra i profili è OmniPro Accept versione 6.0A (Scanditronix-Wellhöfer).

- 1) Caratterizzazione dell'IP e ottimizzazione dell'esposizione

Preliminarmente è stata verificata l'uniformità spaziale della risposta dell'IP: per tale scopo, esso è stato collocato sul pavimento, ad una distanza fuoco-superficie (DFS) di 230 cm ed è stato irradiato con un campo di fotoni da 6 MV avente dimensioni 40 cm x 40 cm. Sull'immagine ottenuta (Figura 1) sono state sovrapposte 12 regioni di interesse (ROI) disgiunte e i valori medi del segnale

entro ciascuna ROI sono stati calcolati con ImageJ. L'uniformità dell'immagine è stata quindi valutata calcolando il rapporto tra la differenza tra il massimo e il minimo dei valori medi del segnale nelle 12 ROI e il valore medio del segnale in una ROI che ricopre l'intera superficie dell'IP.

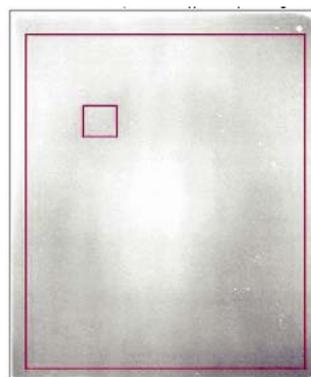


Figura 1: immagine prodotta per valutare l'uniformità spaziale della risposta dell'IP. In rosso un esempio delle ROI utilizzate.

Successivamente, per entrambe le energie disponibili, l'IP è stato irraggiato perpendicolarmente con un campo quadrato di 10 cm x 10 cm alla DFS di 100 cm (campo di riferimento) con 1 unità monitor (MU) oppure 2 MU; sono state sperimentate le seguenti condizioni di esposizione dell'IP:

- IP collocato sulla superficie in fibra di carbonio del lettino di trattamento, senza alcun materiale o spessore di *build up* aggiuntivo;
- IP collocato in cassetta standard per radiodiagnostica (Fuji IP Cassette Type 3A) posta sul lettino di trattamento con e senza l'aggiunta di spessori di fantoccio solido (lastre di RW3) sopra e sotto la cassetta;
- IP collocato sul lettino di trattamento in cassetta per applicazioni radioterapiche (Fuji IP Cassette Type PC, contenente uno schermo in piombo dello spessore di 0.13 mm<sup>[3]</sup>);
- IP collocato sul lettino di trattamento con l'aggiunta di spessori differenti di piombo, realizzati mediante la stratificazione di due coppie di lastre artigianali aventi spessore di 1 mm e 1.5 mm; sono state condotte diverse prove, con spessori variabili tra 1 mm e 5 mm, sistemati solo sopra all'IP, solo sotto all'IP, sopra e sotto all'IP.

Gli OAR ricavati dalle immagini sono stati confrontati con i corrispondenti profili di un campo di riferimento misurati in fantoccio d'acqua e con pellicole tradizionali ed è stata individuata una modalità di irraggiamento "ottimizzata", tale da massimizzare la concordanza tra l'OAR misurato con l'IP e con i due sistemi di verifica tradizionali. Tale modalità è stata assunta come riferimento per l'esposizione dell'IP ed è stata pertanto adottata nelle prove successive.

## 2) Controlli di qualità

### A) Caratteristiche geometriche e dosimetriche del fascio radiante

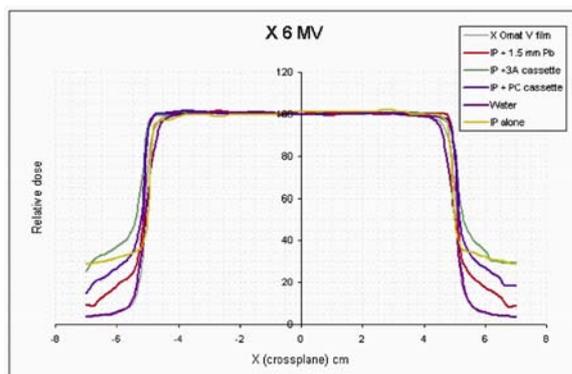
L'IP è stato irradiato nella modalità assunta come riferimento ad 1 MU per entrambe le energie disponibili e gli OAR ottenuti sono stati confrontati con i corrispondenti profili misurati in fantoccio d'acqua o con pellicole tradizionali.

### B) Determinazione della radiazione di fuga (*leakage*) per collimatori multilamellari (MLC)

Sono stati messi a punto e valutati due metodi per la determinazione della *leakage* (Metodo 1 per MLC80 e Metodo 2 per DMLC).

Preliminarmente è stata misurata la *leakage* dei MLC mediante metodo tradizionale utilizzando pellicole X Omat V collocate in RW3 (2 cm di profondità, DFS = 100 cm); una pellicola è stata irradiata con un fascio di fotoni da 6 MV rispettivamente con campo di riferimento per 40 MU e con campo completamente schermato dalle lamelle per 400 MU.

La pellicola sviluppata è stata digitalizzata mediante lo scanner Vidar VXR-16 utilizzando per l'acquisizione il *software* PhotoShop, impostando la scala di conversione lineare ("linOD"), una risoluzione spaziale di 71 dpi e salvando l'immagine ottenuta in formato



TIFF (16 bit). Utilizzando il *software* ImageJ sono stati rilevati i valori digitali di ROI posizionate sulla pellicola per ottenere i valori di fondo (valore medio della ROI,  $S_{bkg}$ ), del campo di riferimento (valore medio della ROI,  $S_{ref}$ ) e in corrispondenza delle zone di giunzione tra lamelle (valore massimo della ROI,  $S_{leak}$ ). La *leakage* ( $L_{film}$ ) viene determinata attraverso la formula:

$$L_{film} = ((S_{leak} - S_{bkg}) / 400) / ((S_{ref} - S_{bkg}) / 40) \quad (1)$$

Successivamente sono state costruite le curve di calibrazione dalle quali ricavare i valori di *leakage*. Adottando la modalità ottimizzata di esposizione dell'IP, sono stati effettuati irraggiamenti con un fascio di fotoni da 6 MV (campo quadrato di riferimento: 1 MU; campo completamente schermato dalle lamelle: 2, 5, 7, 10, 12, 15, 20, 25, 30 MU); tra un irraggiamento e quello successivo l'IP è stato letto ed azzerato. Mediante il *software* ImageJ sono stati rilevati i valori digitali di ROI posizionate rispettivamente nel campo di riferimento (valore medio della ROI,  $SU_{ref}$ ) e in corrispondenza delle zone di giunzione tra lamelle (valore massimo della ROI,  $SU_{leak}$ ). Per ottenere valori di segnale svincolati dalle variazioni nel rendimento dell'acceleratore lineare, i valori di  $SU_{leak}$  sono stati divisi per il valore di  $SU_{ref}$  ottenendo il segnale digitale normalizzato ( $SU_{norm}$ ).

## Risultati

### 1) Caratterizzazione dell'IP e ottimizzazione dell'esposizione

L'uniformità spaziale dell'IP è risultata pari a 1.9%.

Nelle Figure 2 e 3 è mostrato un confronto tra gli OAR ottenuti nelle diverse modalità di irraggiamento esaminate.

Per entrambe le energie e più marcatamente per i fotoni da 15 MV rispetto ai 6 MV, nelle code dei profili si evidenziano gli effetti della maggior sensibilità dell'IP alla radiazione diffusa di bassa energia, rispetto alle pellicole tradizionali. Tale effetto è apprezzabile anche in termini qualitativi sulle immagini originarie (v. Figura 4). Come si può osservare, l'impatto della radiazione diffusa appare ridotto introducendo la cassetta Type PC.

Figura 2: Confronto OAR per fotoni da 6 MV

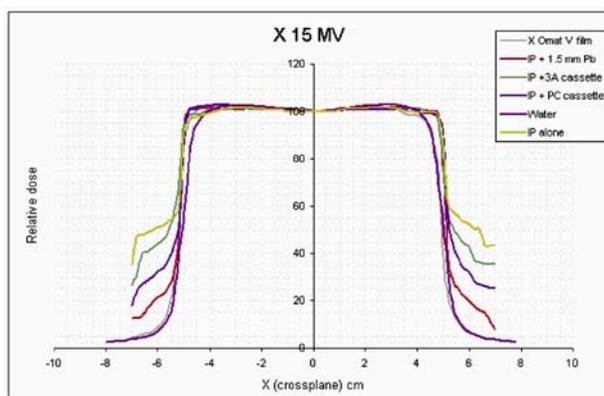


Figura 3: Confronto OAR per fotoni da 15 MV

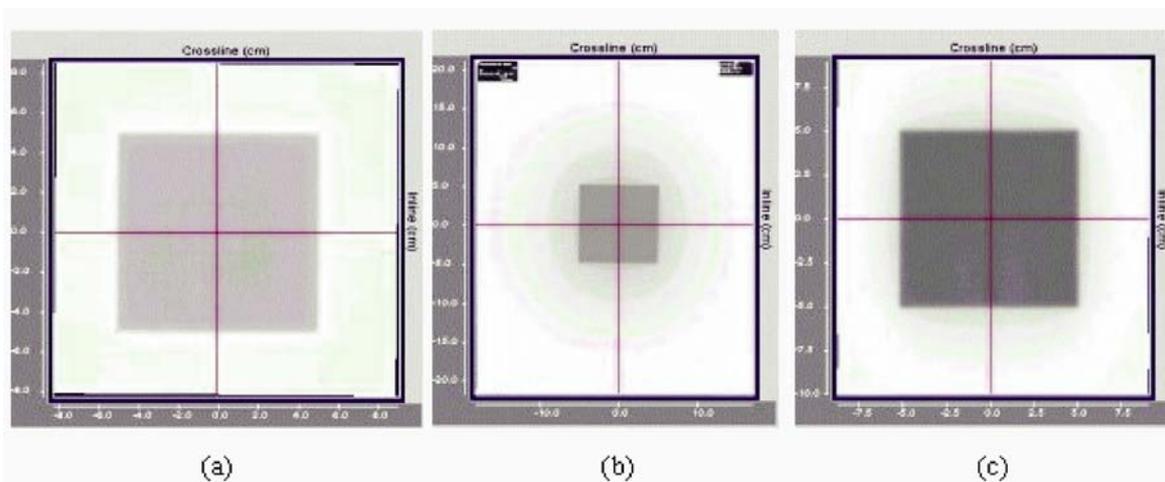


Figura 4: Immagini ottenute con fotoni da 6 MV, rispettivamente su pellicola X Omat V (a), da IP senza cassetta e senza materiali di buildup (b), da IP con sovrapposizione di 1.5 mm di piombo (c)

Tuttavia, per la presenza di questa componente non è possibile utilizzare gli OAR per valutare in modo accurato alcuni parametri dei fasci, quali la penombra e la dimensione del campo radiante che risultano sovrastimati in tutte le condizioni, rispetto allo standard rappresentato dagli OAR misurati in acqua e su pellicola tradizionale. Rispetto alle condizioni sperimentate, il miglior compromesso è stato ottenuto utilizzando le lastre in piombo artigianali. Come è mostrato nella Figura 5, non si riscontra una significativa dipendenza della forma e dei parametri degli OAR dalla combinazione di spessori e dalla collocazione degli schermi; tale considerazione è valida sia per i fotoni da 6 MV che per i fotoni di energia superiore (15 MV, non rappresentati in figura).

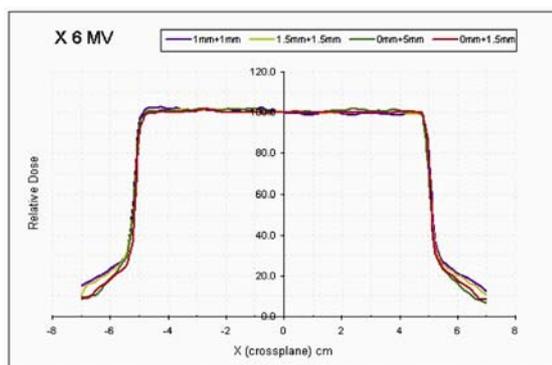


Figura 5: Confronto OAR per fotoni da 6 MV, IP esposto con diverse combinazioni di spessori in piombo, sopra e sotto (1 mm+ 1 mm, 1.5 mm+ 1.5 mm) oppure solo sopra all'IP (5 mm, 1.5 mm)

In base all'analisi condotta, si è concluso di assumere, come modalità di irraggiamento ottimizzata, la seguente: IP esposto senza cassetta, con la sovrapposizione di un singolo strato aggiuntivo di piombo dello spessore di 1.5 mm. In questo modo, infatti, viene

minimizzata la componente di radiazione diffusa di bassa energia e la differenza nelle "code" dei profili, rispetto allo standard, si riduce dal 27% al 12% per i fotoni da 6 MV e dal 45% al 13% per i 15 MV (si veda la Tabella I).

	IP alone	IP + 3A cassette	IP + PC cassette	IP + 1.5 mm Pb
X 6 MV	+ 26.7%	+ 29.6%	+ 21.4%	+ 12.1%
X 15 MV	+ 45.5%	+ 35.7%	+ 25.2%	+ 12.9%

Tabella I: differenze percentuali (a 6 cm dall'asse del fascio) nelle code degli OAR per IP esposto in diverse condizioni, rispetto alla pellicola tradizionale

## 2) Controlli di qualità

### A) Caratteristiche geometriche e dosimetriche del fascio radiante

Nella Tabella II sono confrontati i parametri geometrici e dosimetrici dei fasci, rispettivamente ottenuti da OAR in acqua, mediante pellicola tradizionale e mediante IP. I valo-

ri di simmetria e omogeneità appaiono confrontabili, con differenze entro 0.5%, nel caso dei fotoni da 6 MV, mentre l'accordo è meno soddisfacente per i fotoni da 15 MV. Per entrambe le energie, la dimensione del campo radiante e la penombra risultano sovrastimate di circa 3 mm.

X 6 MV	Water	X Omat V film	IP + 1.5 mm Pb
Simmetry (%)	0.30	0.30	0.30
Flatness (%)	0.90	1.00	1.30
Penumbra (cm)	0.53	0.32	0.82
Field Width (cm)	10.13	10.13	10.27

X 15 MV	Water	X Omat V film	IP + 1.5 mm Pb
Simmetry (%)	0.30	1.70	0.30
Flatness (%)	1.40	2.10	0.80
Penumbra (cm)	0.61	0.46	1.00
Field Width (cm)	10.09	10.16	10.31

Tabella II: confronto tra i parametri dei fasci radianti determinati in acqua, con pellicola tradizionale e con IP nella modalità di esposizione ottimizzata

B) Determinazione della radiazione di fuga (*leakage*) per collimatori multilamellari.

Nelle Figure 6 e 7 è riportato l'andamento di  $SU_{norm}$  in funzione delle MU erogate, rispettivamente per MLC80 e per DMLC; ciascuna curva è relativa ad una fissata coppia di lamelle e quindi ad un fissato valore di *leakage* misurato tramite metodo tradizionale ( $L_{film}$ ).

I metodi applicati nei due casi differiscono per il tipo di analisi matematica utilizzata.

Metodo 1.

Ciascuna curva di Figura 6 è interpolabile da una relazione lineare rispetto alla variabile  $\ln(MU)$  e parametrizzata al valore di *leakage*  $L_{film}$  misurata con metodo tradizionale:

$$SU_{norm}(MU, L_{film}) = a \ln(MU) + b \quad (2)$$

Assumendo che ci sia proporzionalità tra la dose impartita all'IP (D) e le MU erogate, la (2) è equivalente alla:

$$SU_{norm}(D, L_{film}) = a \ln(D) + c \quad (3)$$

È possibile utilizzare la relazione analitica ottenuta per determinare la *leakage* della medesima coppia di lamelle effettuando un nuovo irraggiamento con un campo di riferimento (1 MU) e con campo completamente schermato dalle lamelle (10 MU) da cui si ricava il valore  $SU_{norm}'$ . Dalla (2) si ricava:

$$MU' = \exp((SU_{norm}' - b) / a) \quad (4)$$

che è proporzionale alla dose assorbita dall'IP (D').

Il rapporto  $MU'/10$  è uguale al rapporto  $D'/D$  e poiché la quantità di dose all'IP del campo di riferimento è la medesima nei due irraggiamenti, tale rapporto è uguale al rapporto tra le *leakage*  $L'/L_{film}$  da cui è possibile determinare il valore attuale di *leakage* (L'):

$$L' = L_{film} MU'/10 \quad (5)$$

Metodo 2.

Dalla Figura 7, considerando i valori di  $SU_{norm}$  in corrispondenza di 10 MU erogate, è possibile costruire un grafico in cui la *leakage* (L) è messa in relazione a  $SU_{norm}$  (Figura 8) attraverso una funzione esponenziale:

$$L(SU_{norm}) = 0.0007 \exp(4.3751 SU_{norm}) \quad (6)$$

$(R^2 = 0.9899)$

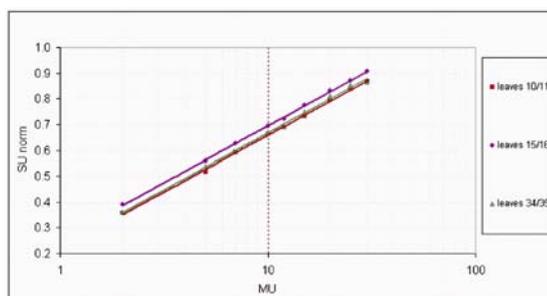


Figura 6: Curva di calibrazione segnale digitale normalizzato ( $SU_{norm}$ ) vs. MU erogate per la determinazione della *leakage* del MLC80

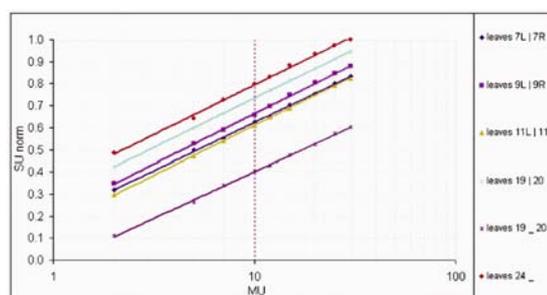


Figura 7: Curva di calibrazione segnale digitale normalizzato ( $SU_{norm}$ ) vs. MU erogate per la determinazione della *leakage* del DMLC

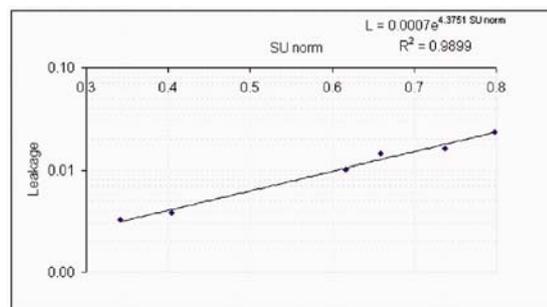


Figura 8: Curva di calibrazione *leakage* del DMLC vs. segnale digitale normalizzato ( $SU_{norm}$ )

In questo modo si ottiene una curva di calibrazione che permette di ricavare la *leakage* in funzione di  $SU_{norm}$  una volta che siano state fissate le MU da erogare (nel nostro caso, 10 MU).

Per convalidare il metodo, è stata determinata la *leakage* esistente tra alcune coppie di lamelle non considerate in fase di costruzione della curva di calibrazione utilizzando la relazione analitica trovata. In Figura 9 è mostrato il grafico della differenza tra il valo-

re di *leakage* calcolato mediante la relazione analitica e quello misurato mediante metodo tradizionale. La massima differenza rilevata tra i valori è 0.02.

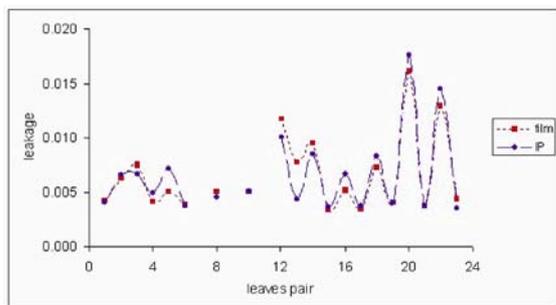


Figura 5. Valori di leakage tra le lamelle dei DMLC misurati con pellicola tradizionale e con IP

### Conclusioni

In questo lavoro è stata analizzata la possibilità di sostituire le pellicole tradizionali con un IP radiologico, per l'esecuzione di alcuni controlli di qualità in radioterapia.

La risposta dell'IP è stata caratterizzata per le energie dei fasci di fotoni di utilizzo clinico ed è stata individuata una modalità di esposizione ottimizzata, in modo tale da minimizzare l'impatto della radiazione diffusa di bassa energia sui risultati delle misure.

La riproducibilità e l'omogeneità della risposta dell'IP sono risultate accettabili (<2%).

L'impiego dell'IP per la valutazione delle caratteristiche geometriche e dosimetriche del fascio radiante (simmetria, omogeneità, penombra, corrispondenza campo luminoso-radiante) è semi quantitativo e appare appropriato solo nelle prove di costanza a patto che venga acquisita preliminarmente un'esposizione di riferimento abbinata ad una misura degli OAR con dosimetri idonei (camere a ionizzazione, diodi).

Le metodologie studiate per la valutazione della radiazione di fuga tra le lamelle di un MLC sono risultate robuste e permettono una valutazione quantitativa accurata della grandezza in questione. Esse appaiono particolarmente indicate anche in occasione di interventi manutentivi in cui sia necessaria una valutazione immediata della radiazione di fuga.

Rispetto ai sistemi commerciali dedicati

(pellicole radiocromiche, rivelatori a matrice di camere a ionizzazione o a stato solido) l'impiego dell'IP non richiede risorse economiche aggiuntive in quanto già disponibili nei dipartimenti di diagnostica per immagini. Allo stato attuale rimane il problema della verifica della calibrazione rispetto ad un rivelatore di riferimento, una volta che non sia più possibile disporre delle pellicole radiografiche tradizionali, in caso di deterioramento dell'IP.

Disponendo di rivelatori CR sviluppati per applicazioni specifiche in fasci radioterapici, appare promettente una prospettiva di impiego più complessa come la misura di distribuzioni spaziali della dose in fantocci, come già discusso da altri autori [2] per sistemi diversi da quelli in oggetto nel presente lavoro.

### Bibliografia

- [1] L. Conte et al. : The use of photostimulable phosphor systems for periodic quality assurance in radiotherapy. *Phys Med* 24(1): 34-37 (2008)
- [2] A.J. Olch: Evaluation of a computed radiography system for megavoltage photon beam dosimetry. *Med Phys* 32(9): 2987-2999 (2005)
- [3] Fuji IP Cassette Type P C Product Specifications 010-142-00 10.2005
- [4] R. Vidimari et al.: Caratterizzazione di un sistema CR e confronto con le metodiche tradizionali per applicazioni in radioterapia. *Atti IV Congresso Nazionale AIFM: 944-948 (2005)*
- [5] T. Peace et al. : An experimental study on using diagnostic computed radiography system as a quality assurance tool in radiotherapy. *Australas Phys Eng Sci Med.* 31(3): 226-234 (2008)
- [6] Gruppo di lavoro per la valutazione e il controllo della Qualità delle apparecchiature di Computed Radiography. *Apparecchi di radiografia digitale con piastre ai fosfori fotostimolabili (Computed Radiography). Linee guida per i controlli di qualità. Versione 1.0, Novembre 1999 ([http://www.fisicamedica.org/aifm/ris/04\\_gdl\\_s/IMG/cqcr1.PDF](http://www.fisicamedica.org/aifm/ris/04_gdl_s/IMG/cqcr1.PDF)).*

# Studio statistico relativo alle istruttorie autorizzative gestite dall'ISPESL per l'installazione e l'uso di apparecchiature a Risonanza Magnetica con campo magnetico statico superiore a 2 Tesla

F. Campanella, A. Ledda, M. Mattozzi, A.S. Panebianco, T. Pennazza  
 ISPESL, Dipartimento Igiene del Lavoro, Laboratorio Radiazioni Ionizzanti

## Introduzione

Nel corso degli ultimi anni, lo sviluppo di metodiche di diagnostica per immagini a risonanza magnetica (RM) con l'impiego di campi superiori ai 2 Tesla sta cogliendo risultati sempre più consolidati, di fatto garantendo, da un lato un continuo incremento delle possibili applicazioni cliniche, dall'altro quella che sarebbe un'oramai acclarata utilità degli alti campi nell'attività RM routinaria. Tutti gli addetti di settore concordano sulla necessità di un aggiornamento normativo che faccia uscire la RM ad alto campo dall'alveo "ufficiale" della ricerca scientifica, e consenta la sua adozione anche nell'ambito clinico generale, in particolar modo per gli studi Funzionali e di Spettroscopia, dove il valore aggiunto è tale da consentire screening avanzati e diagnosi veloci con risultati di eccellenza.



L'attuale quadro normativo consente l'installazione e l'uso di apparecchiature aventi campo statico di induzione magnetica > 2 Tesla "...solo per grandi complessi di ricerca e studio ad alto livello scientifico (...) ai fini della validazione clinica di metodologie di R.M. innovative..." (art. 4 comma 2 del DPR

542/1994). Tuttavia, nonostante quanto illustrato in precedenza, occorre considerare con attenzione anche i nuovi aspetti legati all'utilizzo in sicurezza delle apparecchiature RM ad alto campo che, per esposizioni superiori ai 2 Tesla, aprono nuove frontiere rispetto agli attuali modelli di gestione della sicurezza adottati per apparecchiature caratterizzate da campi magnetici statici inferiori ai 2 T.

## Materiali e metodi

L'installazione e l'uso di apparecchiature a Risonanza Magnetica con campo statico di induzione magnetica superiore a 2 Tesla è attualmente disciplinato dall'art. 6 del DPR 542/1994 che richiede "...l'autorizzazione preventiva da parte del Ministero della Salute, sentito il Consiglio Superiore di Sanità, l'Istituto Superiore di Sanità e l'ISPESL...".

Sulla base dei compiti autorizzativi e di quelli ispettivi assegnati dal medesimo DPR 542/1994 nell'art.7 comma 2, il Laboratorio Radiazioni Ionizzanti dell'ISPESL è titolare, fra l'altro, di un archivio delle richieste autorizzative per apparecchiature RM > 2 Tesla, e recentemente ha provveduto all'informaticizzazione del sistema con la creazione di un vero e proprio database elettronico.

Il database contiene la sintesi di presenti dati significativi selezionati:

- ◆ Dati amministrativi;
- ◆ Caratteristiche architettoniche;
- ◆ Caratteristiche generali;
- ◆ Controlli di qualità;
- ◆ Sensore ossigeno;
- ◆ Impianto di ventilazione;
- ◆ Gabbia di Faraday;
- ◆ Dati relativi alle eventuali ispezioni.

Il programma di gestione del database prevede una schermata iniziale che contiene tutti i dati amministrativi necessari alla caratterizzazione anagrafica della Struttura presso cui è installata l'apparecchiatura, e all'identificazione dei responsabili (Medico ed Esperto) per la gestione della sicurezza.

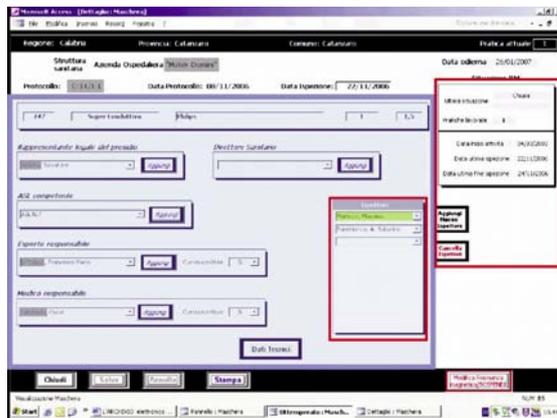


Figura 1: Schermata iniziale del database

A seguire, la seconda pagina del database contiene le "informazioni tecniche principali" divise per aree tematiche comprensive delle informazioni relative agli eventuali accertamenti ispettivi effettuati.

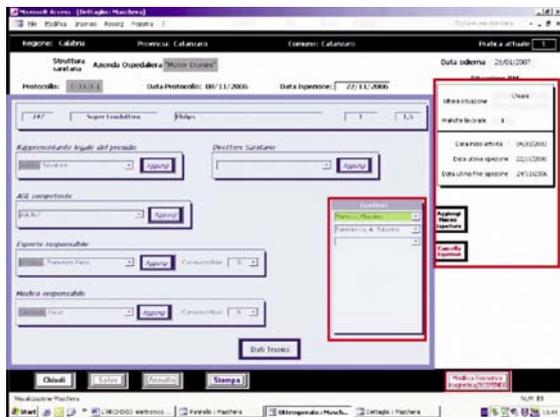


Figura 2: La schermata con i dati tecnici del database

Sulla base dei dati a disposizione nel database elettronico così realizzato, è stato fatto uno studio statistico sulle attuali apparecchiature installate ed installande sul territorio nazionale, finalizzato alla divulgazione di dati utili alla comunità scientifica di settore. Tali statistiche sono state effettuate nel rispetto delle vigenti leggi sulla privacy e sul trattamento dei dati sensibili nella gestione delle singole pratiche esaminate.

Lo studio ha avuto inizio con la realizza-

zione di una tabella elettronica che, nei suoi campi caratteristici, ricalca le macro aree che ritroviamo nel database di gestione, e sintetizza quanto riportato nella pratica cartacea consentendo l'estrazione dei dati riassuntivi ritenuti più significativi.

Figura 3: Tabella utilizzata per l'analisi statistica

### Risultati e discussione

Il campione esaminato è composto da tutte le apparecchiature per le quali l'ISPESL ha già formalmente emesso il previsto parere di competenza. Ciò non significa che tutte le richieste esaminate dall'ISPESL abbiano terminato l'intero iter autorizzativo, e che le apparecchiature interessate siano ad oggi già installate e funzionanti: un iter autorizzativo nel suo complesso infatti può durare, tipicamente, fra i 6 ed i 9 mesi

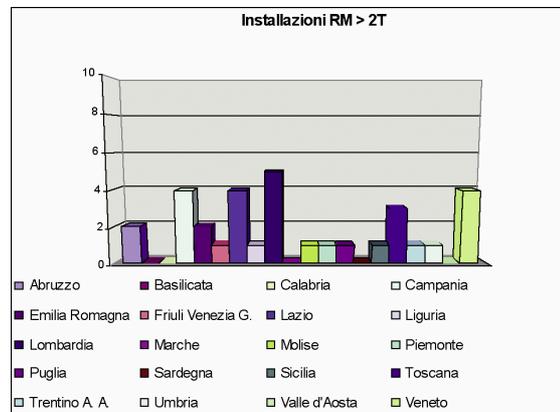


Figura 4: Distribuzione per Regione delle proposte di installazione di apparecchiature sopra i 2 Tesla

Il numero totale di richieste esaminate dall'ISPESL è di 32 apparecchiature, di cui ben 30 con campo magnetico statico pari a 3 Tesla e 2 con campo superiore.

Relativamente a questo ultimo dato è opportuno precisare come attualmente la normativa italiana preveda la possibilità di installare apparecchiature con utilizzo "total body" fino a 4 Tesla, mentre campi superiori possono essere autorizzati "...esclusivamente per specifiche motivate esigenze di ricerca sperimentale scientifica clinica, ed utilizzate

limitatamente agli arti...” (Art. 6-comma 4 del DPR 542/1994).

La distribuzione delle richieste di autorizzazione per area geografica vede la prevalenza delle regioni del Nord con il 47 % delle apparecchiature, mentre a seguire vengono le regioni del Centro (31%) e quelle del Sud (22%).

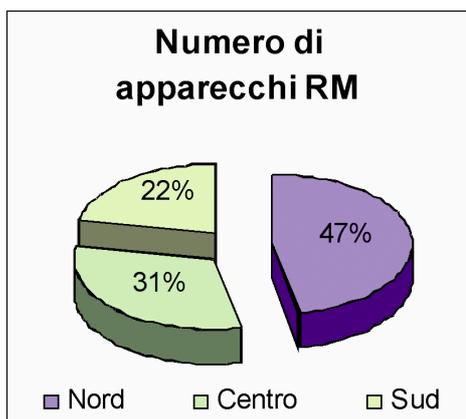


Figura 5: Distribuzione per area geografica delle installazioni

La regione col maggior numero di “proposte” è la Lombardia con 5 apparecchiature, seguita da Lazio, Veneto e Campania con 4 ciascuna.

La distribuzione sul territorio prevede la dislocazione dei tomografi ad alto campo in prevalenza nelle grandi città, per lo più in Strutture Ospedaliere o IRCCS.

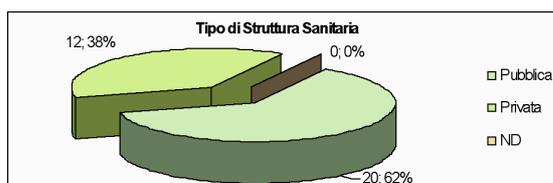


Figura 6: Distribuzione delle apparecchiature per tipo di Struttura Sanitaria

Che le installazioni siano presenti prevalentemente in strutture quali quelle evidenziate si evince dai requisiti previsti per legge, che non consentirebbero di fatto autorizzazioni diverse da “...università, enti di ricerca, policlinici, istituti di ricovero e cura a carattere scientifico...” ai fini di giustificarne “...la collocazione ... esclusivamente presso grandi complessi di ricerca e studio ad alto livello scientifico...”. (Art.4 – comma 2 del DPR 542/1994)

Per quanto attiene **lo studio delle caratteristiche strutturali del sito** particolare inte-

resse riveste l’analisi della scelta adottata dei locali/aree dedicati alle attività di preparazione ed emergenza medica.

Nella totalità delle Strutture tali ambienti sono risultati chiaramente individuati, dichiarati attrezzati ed adeguatamente posizionati; nella maggior parte dei casi (75%) è stato previsto che le due aree siano coincidenti, così da ottimizzare gli spazi a disposizione in considerazione della prevista gestione di un solo paziente alla volta. Infatti nelle strutture di ricerca non sono rappresentate quelle esigenze di turn-over veloce che invece sono fondamentali per le installazioni utilizzate nella diagnostica routinaria. La scelta di locali non dedicati in via esclusiva ad una specifica postazione di emergenza è di fatto consentita dagli standard di sicurezza vigenti in materia, (ovvero gli allegati 1 e 4 del D.M. 2.8.91 e gli allegati 1 e 3 del DM 3.8.93): ciò significa, da un lato limitare la presenza di un solo paziente alla volta nella ZAC (Zona ad Accesso Controllato), e dall’altra rallentare i ritmi di gestione dell’attività operativa.



Figura 7: Presenza e costituzione delle aree per l'emergenza medica e per la preparazione

Per quanto attiene gli aspetti riguardanti la completezza delle informazioni documentali, nella figura che segue sono illustrati i dati statistici relativi alle pratiche 32 esaminate.

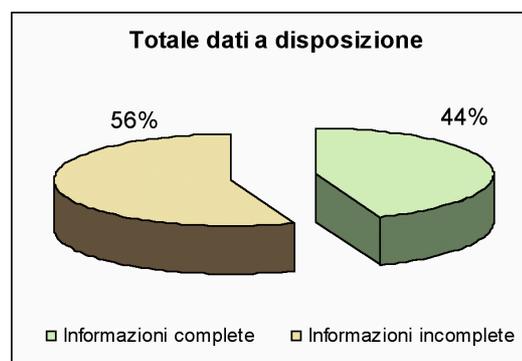


Figura 8: Completezza delle pratiche autorizzative inoltrate

Come si può vedere nel 56% dei casi la pratica è risultata carente di dati, ovvero di informazioni necessarie - per legge - all'espressione - da parte delle competenti autorità - del proprio parere autorizzativo.

Nello specifico la figura seguente mostra come le carenze rilevate nella documentazione riguardino prevalentemente gli aspetti tecnici per il 71%, ed in particolare nel 61% la descrizione dei sistemi di sicurezza, mentre nel 39% dei casi si tratta di carenze di documenti a carattere amministrativo.

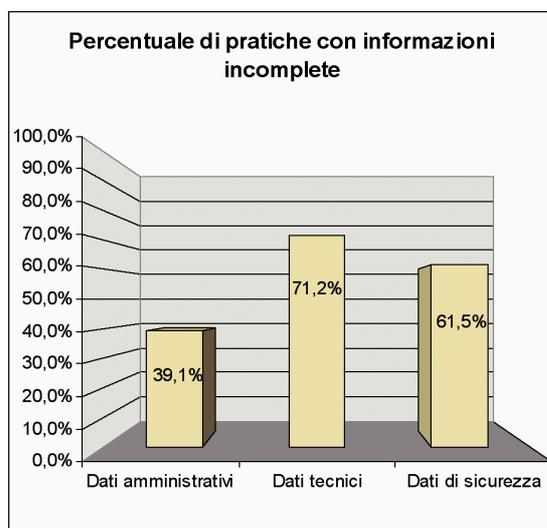


Figura 9: Carenza nelle informazioni relative alle aree di interesse analizzate

Ogni volta che l'Istituto riscontra carenze importanti, è costretto a richiedere informazioni integrative e ciò a volte comporta l'allungamento dei tempi necessari a completare l'intero processo autorizzativo, ed a tal riguardo esistono casi in cui si è arrivati anche a 15-18 mesi.

#### Aspetti legati alla Sicurezza: consigli per l'uso

Tutti gli studi fino ad oggi effettuati sui rischi legati all'esposizione ai campi magnetici statici sono concordi nell'affermare che ogni possibile controindicazione a tale esposizione diventa estremamente più accentuata all'innalzarsi del campo statico di induzione magnetica. Pertanto il livello di attenzione da parte dei medici nella fase di accettazione dei pazienti nella compilazione del questionario pre-esame va mantenuto alto e mai va sottovalutato ogni possibile dubbio o incertezza sull'eventuale presenza di una possibile controindicazione. L'eventuale screening

preventivo del paziente con altre tecniche diagnostiche in caso di incertezza anamnestica è da ritenersi in ogni caso la soluzione migliore da adottare.

Molta importanza rivestono i rischi legati alle notevoli variazioni di campo in spazi brevi, situazione che si ha nelle vicinanze del magnete ed al suo interno. Movimenti veloci o scatti/gesti improvvisi possono comportare variazioni di campo repentine tali da far perdere facilmente l'equilibrio e la conoscenza, sia per gli operatori che per i pazienti. Pertanto è consigliato per i pazienti di mantenere quanto più possibile statica la propria posizione all'interno del gantry, evitando qualsiasi movimento brusco ed improvviso, e agli operatori di procedere all'inserimento ed alla fuoriuscita del paziente dalla macchina con una velocità molto moderata.



Per quanto concerne la sicurezza degli operatori, tutto ciò che succede nelle immediate vicinanze dell'apparecchiatura va eseguito con movimenti lenti cercando di soffermarsi il meno possibile nelle aree a maggiore esposizione, opportunamente individuate a terra dall'Esperto Responsabile con una linea che indica la soglia dei 200 mT. Spetta infatti all'Esperto incaricato effettuare una valutazione dosimetrica del carattere di esposizione del personale al fine di dare le necessarie indicazioni comportamentali e di permanenza all'interno della sala magnete al personale interessato. Inoltre il livello di cautela va tenuto alto anche, se non soprattutto, in funzione del fatto che poco si sa sugli effetti derivanti da livelli di esposizione a campi statici così elevati, sia per i pazienti che per i lavoratori in risonanza Magnetica, pertanto è bene mantenere un grado di attenzione elevato in ogni caso, senza mai sottovalutare possibili rischi ad oggi sconosciuti.

Inoltre il paziente è esposto durante l'esame a campi magnetici variabili e a radiofre-

quenze, di ben altro grado e livello rispetto a quelli utilizzati per le apparecchiature fino a 2 Tesla. Pertanto, in caso di adozione delle apparecchiature da 3 Tesla nella routine diagnostica, sarà bene limitare le diagnosi in funzione delle effettive necessità di indagine, ovvero operare costantemente in relazione al rapporto rischio/beneficio, tenendo oltremodo conto dell'appropriatezza dell'esame. Il rispetto delle procedure da parte di tutti gli addetti al settore, una corretta formazione degli operatori ed una chiara informazione ai pazienti rappresentano sicuramente l'archetipo su cui fondare un buon modello gestionale della sicurezza.

### Conclusioni

Il numero di richieste di autorizzazione di apparecchiature RM ad alto campo è da considerarsi in crescita esponenziale negli ultimi 2 – 3 anni. L'ISPESL, a fine 2008, si è già espresso complessivamente su 32 richieste autorizzative che hanno presentato analoghe problematiche di carenza documentale, soprattutto di tipo tecnico e di sicurezza. Al fine di esprimere giudizi di merito omogenei e trasparenti nei confronti di tutta l'utenza, si è provveduto a richiedere per ogni installazione modifiche o integrazioni documentali al fine di raggiungere uno stesso standard procedurale per la concessione dell'autorizzazione.

La volontà, oggi, da parte della comunità scientifica di settore di poter utilizzare questo tipo di apparecchiature anche nella routine della diagnostica per immagini sta portando il Ministero della Salute ad ipotizzare, molto concretamente, la modifica del sistema autorizzativo vigente, al fine di estendere la potestà regionale fino ai 3 Tesla. I dati oggi a

disposizione in merito alla sicurezza evidenziano senz'altro che i rischi legati all'esposizione ad alti campi da parte di pazienti ed operatori possono essere, in determinate situazioni, quanto meno significativi, comportando quindi un innalzamento del livello di guardia nella gestione del rischio, ovvero una maggiore attenzione sia nella fase valutativa, sia in quella di gestione e operativa.

Sulla base dei dati statistici in possesso dell'ISPESL, nella realizzazione del sito RM le strutture tendono a considerare sistemi di gestione che prevedono la presenza di un solo paziente alla volta all'interno della ZAC, aspetto in questo caso legato, evidentemente, alla necessità di stressare la garanzia della di una giusta strategia di prevenzione e di protezione rispetto ai rischi presenti.

La descrizione del sito RM fa parte delle informazioni tecniche che vengono incluse nella pratica autorizzativa: preme al riguardo evidenziare come, nonostante la norma sia piuttosto chiara al riguardo, nella quasi metà delle richieste esaminate l'Istituto ha riscontrato carenze documentali che hanno comportato un rallentamento dell'intero iter procedurale. Si auspica pertanto che alla luce di una probabile revisione del DPR 542/1994, ci sia spazio per chiarire in via definitiva tutto quanto, sotto l'aspetto procedurale, consente poi una rapida ed efficace espressione di parere da parte delle autorità competenti. Quanto sopra dovrebbe ovviamente accompagnarsi alla riconferma di quel sistema di vigilanza "mista" ASL – ISPESL che fino ad oggi ha garantito una certa uniformità di applicazione, sul territorio nazionale, di tutto quanto previsto dagli standard di sicurezza vigente.

Com

necer

# Elaborazione di immagini scintigrafiche planari per una più accurata stima del volume tiroideo nel trattamento radiometabolico dell'ipertiroidismo

Ren Kaiser S. \*, Fornasier M. R. §, de Denaro M. §, Dore F. #

(\* ) *Struttura Operativa Complessa di Fisica Sanitaria ,Centro di Riferimento Oncologico, Aviano (PN)*

(§) *Struttura Complessa di Fisica Sanitaria, AOU "Ospedali Riuniti" Trieste*

(#) *Struttura Complessa di Medicina Nucleare, AOU "Ospedali Riuniti" Trieste*

## I. Introduzione

La stima dell'attività da somministrare alla tiroide nel trattamento radiometabolico dell'ipertiroidismo comprende, tra le misurazioni previste, la misura della massa tiroidea<sup>1</sup>. A tale scopo è importante individuare il volume metabolicamente attivo dell'organo, pertanto, tra le varie tecniche di *imaging* descritte da diversi autori<sup>2,3,4,5</sup>, quelle medico-nucleari risultano particolarmente indicate<sup>6,7,8,9</sup>, anche considerati gli aspetti pratici legati all'utilizzo di apparecchiature presenti nello stesso reparto ove normalmente viene effettuata la terapia.

La misura del volume, descritta in linee guida di recente pubblicazione<sup>1</sup>, prevede l'applicazione di un'opportuna soglia di isoconteggio per evidenziare le strutture anatomiche dal fondo circostante e approssima il lobo tiroideo ad un ellissoide di rotazione, il cui volume  $V$  è rappresentato dalla formula

$$V = \frac{\pi}{6} \cdot a \cdot b^2 \quad (1)$$

ove  $a$  e  $b$  indicano rispettivamente l'asse maggiore e minore dell'ellissoide, con l'approssimazione che il terzo asse coincida con

l'asse minore.

Oltre a imprecisioni introdotte dalla semplificazione del modello geometrico, la stima volumetrica è influenzata dalla scelta della soglia di isoconteggio e dalla soggettività dell'operatore nella collocazione degli assi tiroidei sull'immagine.

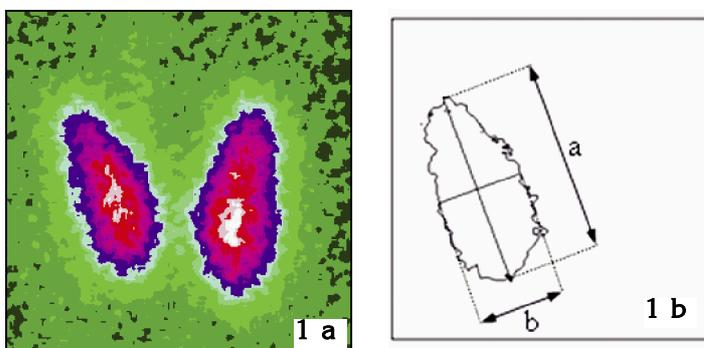
Il presente lavoro propone un metodo per il miglioramento della stima del volume, individuando un valore ottimale per la soglia di isoconteggio e introducendo un algoritmo di calcolo in grado di ridurre la variabilità intra- e inter-operatore nel delimitare gli assi dell'ellissoide di rotazione. L'efficacia dell'algoritmo è stata verificata su tre oggetti test di forma e dimensioni diverse acquisiti con gamma camera.

## II. Materiali e metodi

La procedura di calcolo volumetrico è stata realizzata per mezzo di un programma sviluppato con il software di programmazione Interactive Data Language (Research Systems Inc., Washington) e si articola nei seguenti punti:

- 1) evidenziazione del contorno del volume bersaglio;
- 2) selezione del lobo di interesse e individuazione degli assi della tiroide;
- 3) calcolo del volume relativo alla regione selezionata.

Al fine di migliorare la lettura dell'immagine sono stati evidenziati i bordi dell'organo captante: l'immagine acquisita è stata convertita in immagine binaria in base ad una soglia di isoconteggio predefinita ed è stato applicato il filtro di Roberts per evidenziare i contorni dei lobi tiroidei<sup>10</sup> (figura 1).



**Figura 1:** Immagine scintigrafica della tiroide: immagine originale (1 a) e immagine elaborata con filtro di Roberts (1 b). In questa immagine sono visualizzati, per il lobo destro del paziente, gli assi del lobo computati dall'algoritmo di calcolo.

La fase successiva della procedura di calcolo è stata applicata ad ogni singolo lobo tiroideo, mediante selezione manuale della opportuna regione di interesse. L'asse maggiore  $a$  è calcolato come la massima distanza tra i punti del contorno del lobo tiroideo; l'asse minore  $b$ , invece, è uguale all'asse minore di un'ellisse di area equivalente all'area del lobo selezionato, secondo la formula

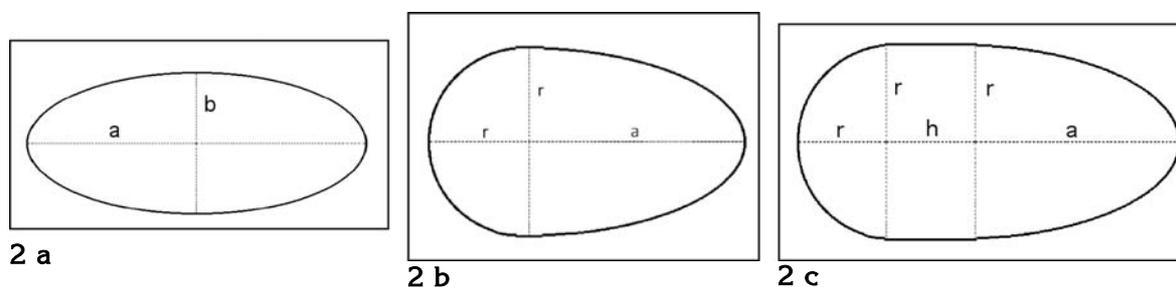
$$b = \frac{4A}{\pi a} \quad (2)$$

essendo  $A$  l'area del lobo, ossia il numero di pixel situati sopra la soglia di isoconteggio e contenuti all'interno del lobo. La sua posizio-

ne è individuata dalla retta ortogonale all'asse maggiore passante per il suo centro; una traslazione è applicata all'asse minore in modo da sovrapporre uno dei suoi estremi sul contorno del lobo tiroideo e facilitare l'interpretazione visiva (figura 1 b).

Il programma calcola infine il volume di ciascun lobo secondo la formula (1).

Si sono valutate le stime volumetriche ottenute mediante l'algoritmo di calcolo per tre possibili modelli di lobo tiroideo: un lobo a forma di ellissoide di rotazione, un lobo a forma di goccia e un lobo a forma di goccia allungata (figura 2).

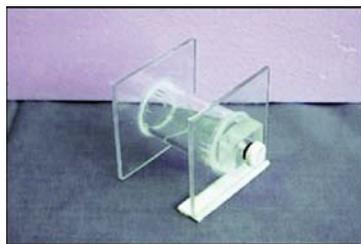


**Figura 2:** Modelli di lobi tiroidei: ellissoide di rotazione (2 a), lobo a forma di goccia (2 b) e lobo a forma di goccia allungata (2 c)

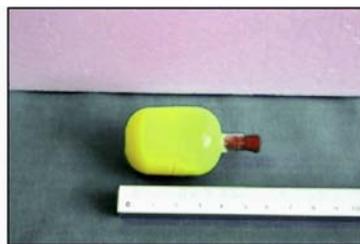
Nel caso del lobo ellissoidale (fig. 2 a) il volume computato dall'algoritmo di calcolo coincide con quello dell'ellissoide di rotazione e con quello che si prevede possa essere stimato dall'operatore. Nel lobo a forma di goccia (fig. 2 b) l'algoritmo di calcolo assegna all'asse maggiore una lunghezza pari ad  $(a+r)$  e all'asse minore una lunghezza pari a  $2r$  e il volume stimato dall'algoritmo coincide con quello del solido di rotazione, mentre la stima volumetrica fornita dall'operatore molto probabilmente porterebbe a collocare il diametro in una posizione più centrale, con una sottostima del volume. Nel lobo a forma di goccia allungata, infine, l'algoritmo assegna all'asse maggiore una lunghezza pari ad  $(a+h+r)$  e all'asse minore una lunghezza superiore al diametro  $2r$ ; il volume calcolato dall'algoritmo è superiore a quello del lobo e, nel caso limite in cui l'asse maggiore tende all'infinito, la sovrastima raggiunge il valore massimo, che è pari a 8%. L'operatore, invece, dopo aver definito correttamente l'asse maggiore, difficilmente traccerebbe l'asse minore eccedente il contorno dell'oggetto,

con conseguente sottostima del volume; nel caso limite in cui l'asse maggiore tende all'infinito la sottostima è massima ed è pari a 33%.

Per ottenere un riscontro sperimentale sull'efficacia dell'algoritmo di calcolo, sono stati realizzati tre oggetti test di forma e volumi diversi (figura 3). Il primo oggetto (cilindrico) è un tubo rigido in plexiglas. Il secondo oggetto (ovoidale) è in plastica, ed è un tubo chiuso da due calotte cave emisferiche. Il terzo oggetto (ellissoidale) è in gomma e consiste in un contenitore chiuso e cavo di forma quasi ellissoidale. Su una delle estremità di ogni oggetto test è stato praticato un foro, a chiusura ermetica, che consente di riempirlo di soluzione di  $^{99m}\text{Tc}$ . Le dimensioni sono riportate in tabella I. Sulla base delle dimensioni e della forma del secondo oggetto test, assimilabile al lobo ideale a forma di goccia allungata, si prevede che l'algoritmo di calcolo sovrastimi il suo volume di circa il 2%, mentre l'operatore lo sottostimi di circa il 13%.



3 a



3 b



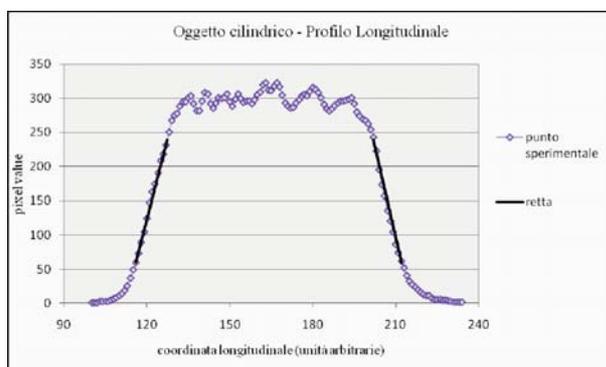
3 c

**Figura 3:** Immagine dei tre oggetti: cilindrico (3 a), ovoidale (3 b) ed ellissoidale (3 c).

I tre oggetti test sono stati riempiti ciascuno con una soluzione di  $^{99m}\text{Tc}$  di attività pari a 48 MBq. Una gamma camera a due testate (GE Infinia AWAKE) è stata impiegata per acquisire un'immagine planare di ciascun oggetto, frapponendo uno spessore di 10 mm (7 mm nel caso dell'oggetto cilindrico) di plexiglas tra l'oggetto e la testa del rivelatore per simulare l'attenuazione del collo del paziente. L'immagine è stata acquisita con un collimatore a fori paralleli ad alta risoluzione LEHR distante 12 cm dall'asse longitudinale di simmetria di ciascun oggetto. La matrice di acquisizione è 256 x 256 pixel, zoom pari a 4, dimensione pixel 0.55 mm, condizione terminale di acquisizione 1000 kcounts. Le immagini acquisite sono state infine elaborate con un filtro di smoothing a 9 punti come previsto dalle citate linee guida.

Oggetto test	Asse maggiore (mm)	Asse minore (mm)	Volume Iniettato (ml)
CILINDRICO	46.5	24.2	21.5
OVOIDALE	42.8	30.5	26.0
ELLISSOIDALE	80	42	60.5

**Tabella I:** Dimensioni e volumi dei tre oggetti test



**Figura 4.** Profilo longitudinale dell'oggetto cilindrico. Sovrapposte al profilo sono tracciate le due rette che ne individuano la pendenza

Per individuare la soglia di isoconteggio più idonea ai fini della determinazione volumetrica è stata eseguita un'analisi del profilo longitudinale e trasversale delle immagini degli oggetti test, calcolando per ognuno la pendenza del profilo, ossia il coefficiente angolare della retta costruita sui punti che individuano il 20% e l'80% del valore medio dei conteggi del plateau (figura 4).

### III. Risultati

La tabella II riporta le pendenze dei profili longitudinali e trasversali di ciascun oggetto test. Dalla tabella si osserva che l'oggetto cilindrico e l'oggetto ovoidale hanno pendenze paragonabili tra loro, entro l'1% circa: ciò significa che la soglia di isoconteggio ottimale è la stessa per entrambi gli oggetti ed è diversa da quella dell'oggetto ellissoidale.

PROFILO	OGGETTO CILINDRICO	OGGETTO OVOIDALE	OGGETTO ELLISSOIDALE
Long.dinale	86.6	86.0	75.3
Trasversale	85.9	85.8	81.5

**Tabella II:** Angoli in gradi delle pendenze dei profili longitudinali e trasversali dei tre oggetti

Considerando il metodo di calcolo dell'operatore e applicando la formula (1), per ottenere una corrispondenza tra volume calcolato e volume dell'oggetto test è necessaria l'adozione di tre soglie distinte: 32% per l'oggetto cilindrico, 20% per quello ovoidale e 28% per quello ellissoidale. Questi risultati dimostrano che l'operatore non considera il profilo dell'oggetto test per eseguire la stima volumetrica.

Al contrario dell'operatore, l'algoritmo di calcolo è sensibile al profilo in quanto

fornisce una stima accurata del volume adottando un'unica soglia (28%) per gli oggetti cilindrico ed ovoidale, e una diversa (20%) per quello ellissoidale. La tabella III riporta le stime volumetriche fornite dall' algoritmo di

calcolo per la soglia di isoconteggio del 28%, individuata facendo coincidere il volume stimato dall' algoritmo con quello somministrato all' oggetto cilindrico, che è indeformabile e di geometria nota.

Oggetto test	Volume operatore (ml)	Volume algoritmo (ml)	$100*(V_{op} - V)/V$	$100*(V_{al} - V)/V$
CILINDRICO	24.0	21.4	+ 11.6	- 0.5
OVOIDALE	22.4	26.5	- 13.8	+ 1.9

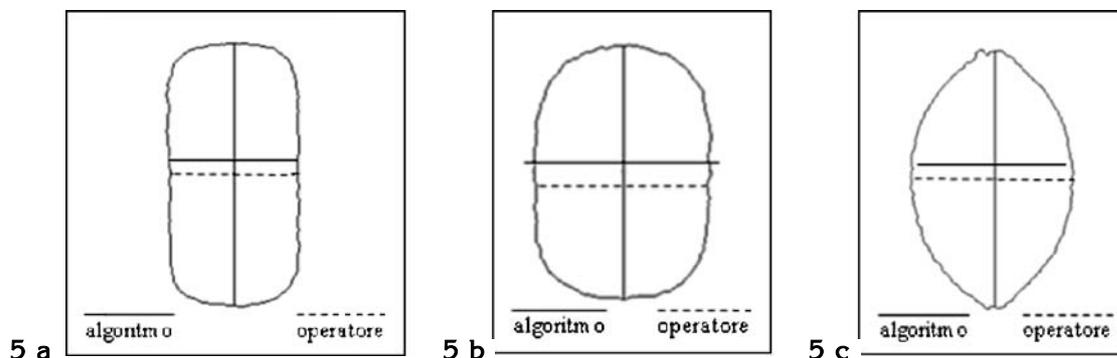
**Tabella III:** Volumi stimati dall' operatore e dall' algoritmo di calcolo impiegando la soglia del 28%. Le stime volumetriche dell' operatore sono i valori medi di 15 valutazioni per considerare la variabilità intra-operatore nella collocazione degli assi

Dalla tabella III si vede che l' algoritmo di calcolo fornisce per l' oggetto ovoidale un volume superiore a quello somministrato di circa il 2%; ciò concorda col fatto che l' asse minore computato dall' algoritmo è superiore al diametro dell' oggetto come è evidenziato in figura 5 b: entrambi questi risultati sono in accordo con quelli previsti.

L' operatore fornisce una stima volumetri-

ca dell' oggetto cilindrico superiore a quella somministrata di circa il 12% a causa dell' impiego di un valore di soglia inappropriato per questo oggetto.

Per l' oggetto ovoidale, invece, era previsto che il volume stimato dall' operatore fosse inferiore a quello somministrato di circa il 13%: tale valore è confermato dal risultato sperimentale.



**Figura 5:** Immagini scintigrafiche, elaborate con filtro di Roberts, dei tre oggetti con sovrapposte gli assi maggiori e minori: oggetto cilindrico (5 a), oggetto ovoidale (5 b) e oggetto ellissoidale (5 c). Nelle immagini i diametri, che risulterebbero sovrapposti, sono stati separati per facilitare la lettura: l' asse minore disegnato dall' algoritmo di calcolo (linea continua) è stato spostato in alto rispetto a quello tracciato dall' operatore (linea tratteggiata)

#### IV. Conclusioni

Per limitare la variabilità inter e intra-operatore nell' individuazione degli assi della tiroide è stato introdotto un algoritmo di calcolo che provvede a disegnarli in modo automatico e a calcolare il volume dell' organo captante considerando nell' immagine l' estensione della superficie metabolicamente attiva dell' organo. Dai risultati dello studio risulta che il metodo di calcolo implementato

è in grado di fornire una stima volumetrica riproducibile, veloce, indipendente dall' arbitrarietà dell' operatore nell' assegnazione degli assi e, per oggetti di forma quasi ellissoidale, più accurata rispetto alle stime volumetriche fornite dall' operatore.

Al fine di individuare la soglia di isoconteggio più idonea per la determinazione del volume è stata eseguita un' analisi dei profili di tre oggetti test di forma e volumi distinti.

Dai risultati ottenuti si conclude che il valore di soglia dipende dalla pendenza del profilo dell'oggetto.

Si ritiene che l'oggetto test ideale ai fini della determinazione volumetrica debba avere una forma geometrica regolare, facilmente misurabile e che abbia un profilo la cui pendenza si avvicini il più possibile a quella dei lobi tiroidei dei pazienti. A tal fine si dovrebbe prevedere un oggetto di forma e dimensioni simili a quella della tiroide, senza spigoli netti e di tessuto equivalente a quello biologico; su tale oggetto è consigliato individuare la soglia di isoconteggio per mezzo dell'algoritmo di calcolo, essendo sensibile alla pendenza del profilo degli oggetti. Si è dimostrato poco opportuno demandare l'individuazione della soglia di isoconteggio all'operatore, in quanto non è in grado di individuare il valore di soglia ottimale in base alla sola corrispondenza tra volume stimato e volume somministrato all'oggetto test.

Un possibile sviluppo è rivolto alla realizzazione di oggetti test di forma geometrica nota, in cui le pendenze dei profili riproducano il più possibile quelle dei lobi tiroidei di un gruppo statisticamente significativo di pazienti. L'individuazione, mediante algoritmo di calcolo, della soglia di isoconteggio su tali oggetti test consentirebbe, in linea di principio, l'individuazione della soglia più opportuna per ogni paziente sulla base della pendenza del profilo del lobo. La misura della pendenza, indice dell'anatomia dello specifico paziente, può essere agevolmente ricavata dallo stesso software impiegato per il calcolo del volume e potrebbe pertanto rappresentare un ulteriore elemento utile per arrivare ad una valutazione dosimetrica ancor più personalizzata.

### Bibliografia

- 1 M. E. Dottorini, E. Inglese, M. Salvatori, A. Signore, S. Squatrito, P. Vitti: *Il trattamento radiometabolico dell'ipertiroidismo*, Gruppo di lavoro AIFM "Dosimetria in radioterapia metabolica", Linee guida SIE-AIMN-AIFM, 2005.
- 2 H. Zaidi: *Comparative Methods for Quantifying Thyroid Volume Using Planar Imaging and SPECT*. J Nucl Med 37: 1421-1426 (1996).
- 3 D. C. Crawford, M. A. Flower, B. E. Pratt, C. Hill, J. Zweit, V. R. McCready, C. L. Harmer: *Thyroid volume measurement in thyrotoxic patients: comparison between ultrasonography and iodine-124 positron emission tomography*. Eur J Nucl Med 24: 1470-1478 (1997).
- 4 J. W. van Isselt, J. M. H. de Klerk, P. P. van Rijk, A. P. G. van Gils, L. J. Polman, C. Kamphuis, R. Meijer, F. Beekman: *Comparison of methods for thyroid volume estimation in patients with Graves' disease*. Eur J Nucl Med Mol Imaging 30: 525-531 (2003).
- 5 G. S. Pant, R. Kumar, A. K. Gupta, S. K. Sharma, A. K. Pandey: *Estimation of thyroid mass in Graves' disease by a scintigraphic method*. Nucl Med Commun 24: 743-748 (2003).
- 6 L. Mortelmans, J. Nuyts, G. Van Pamel, V. Van den Maegdenbergh, M. De Roo, P. Suetens: *A new thresholding method for volume determination by SPECT*. Eur J Nucl Med 12: 284-290 (1986).
- 7 P. H. Pretorius, A. van Aswegen, C. P. Herbst, M. G. Lötter: *The effects of different correction techniques on absolute volume determination with SPECT using a threshold edge detection method*. Med Phys 18: 390-393 (1991).
- 8 D. T. Long, M. A. King, J. Sheehan: *Comparative evaluation of image segmentation methods for volume quantitation in SPECT*. Med Phys 19: 483-489 (1992).
- 9 G. Sgouros, K. S. Kolbert, A. Sheikh, K. S. Pentlow, E. F. Mun, A. Barth, R. J. Robbins, S. M. Larson: *Patient-Specific Dosimetry for <sup>131</sup>I Thyroid Cancer Therapy Using <sup>124</sup>I PET and 3-Dimensional-Internal Dosimetry (3D-ID) Software*. J Nucl Med. 45: 1366-1372 (2004).
- 10 R. C. Gonzalez, R. E. Woods: *Digital Image Processing*, pag. 572-581, Prentice Hall, 2<sup>nd</sup> edition, New Jersey, 2002.

# Il progetto CNAO a Pavia: a che punto siamo?

Alfredo Mirandola <sup>1</sup>, Mario Ciocca <sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Fondazione CNAO, Pavia - <sup>2</sup> Istituto Europeo di Oncologia, Milano

La Fondazione Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica (CNAO) è stata istituita nel 2001 per volontà del Ministero della Salute Italiano, con la finalità di costituire il primo centro italiano di radioterapia con adroni di alta energia, principalmente protoni e ioni carbonio. Oltre al trattamento dei pazienti, scopo primario di CNAO è la ricerca in ambito radiobiologico e clinico. La realizzazione del centro, ubicato a Pavia, è stata resa possibile grazie al sinergico contributo degli Enti Fondatori: Ospedale Maggiore di Milano, Policlinico San Matteo di Pavia, Istituto Europeo di Oncologia di Milano, Istituto Neurologico Besta di Milano, Fondazione TERA di Novara e Istituto Nazionale Tumori di Milano. CNAO si avvale inoltre delle competenze tecniche e scientifiche derivanti da un'intensa e preziosa collaborazione con Istituti nazionali ed internazionali, quali l'INFN, l'Università degli Studi di Milano e quella di Pavia, il Politecnico di Milano, il CERN di Ginevra e il GSI di Darmstadt.

Dal punto di vista clinico, sono stati sinora attivati i seguenti 7 gruppi di lavoro su patologie specifiche per le quali l'adroterapia può risultare particolarmente efficace, anzi in alcuni casi elettiva: sarcomi ossei e dei tessuti molli; melanomi oculari e della mucosa; tumori dell'encefalo e paraspinali; tumori di testa e collo; tumori del fegato; tumori del polmone; neoplasie pediatriche.

CNAO sarà munito inizialmente di tre sale dedicate al trattamento dei pazienti, oltre ad una sala per la sperimentazione radiobiologica e dosimetrica; in una fase di ampliamento successiva, è prevista inoltre la costruzione

di due sale che verranno equipaggiate con altrettanti gantry di nuova concezione rispetto all'unico oggi esistente al mondo per ioni carbonio, ad Heidelberg (Germania).

Due delle tre sale di trattamento saranno dotate di un unico fascio orizzontale, mentre

la sala centrale sarà dotata sia di un fascio orizzontale che di uno verticale, in modo da poter irraggiare il paziente con maggiore versatilità. Per quanto riguarda gli aspetti più prettamente tecnici, il sistema di accelerazione del fascio di CNAO consente di accelerare le particelle (p e C<sup>6+</sup>, ma sarà

in futuro possibile anche accelerare altre particelle quali He<sup>2+</sup>, Li<sup>3+</sup>, Be<sup>4+</sup>, B<sup>5+</sup> e O<sup>8+</sup>) prodotte dalle due sorgenti già testate con successo, fino all'energia stabilita per lo specifico trattamento del paziente. Il sistema di accelerazione è costituito da una linea di trasferimento dalle sorgenti (Low Energy Beam Transfer - LEBT), da un sistema di pre-accelerazione costituito da una RFQ e da un acceleratore lineare (che accelera le particelle fino a 7 MeV /u) e infine da un sincrotrone di circonferenza pari a 78 metri, in grado di accelerare il fascio di particelle fino a circa 400 MeV/u (ioni carbonio) o 250 MeV (protoni). In particolare il range di energia, e quindi la profondità in tessuto z, può essere variato attivamente dal sincrotrone ad ogni ciclo di estrazione ("spill"), coprendo dunque le necessità cliniche di utilizzo, da pochi centimetri sino a circa 27 di profondità acqua-equivalenti. Il fascio prodotto dal sincrotrone viene poi indirizzato alternativamente in una



Foto 1- In primo piano: vista dall'alto dell'edificio che ospita il CNAO. Sullo sfondo (da destra) la Fondazione Salvatore Maugeri, la Fondazione Casimiro Mondino e la Facoltà di Ingegneria dell'Università di Pavia

delle tre sale di trattamento, con dimensioni variabili tra 4 e 10 mm (FWHM), in step di 1 mm. Il sistema di Dose Delivery (in avanzata fase di realizzazione) è di tipo completamente attivo, a scansione. In dettaglio, il fascio sottile (pencil beam) viene spostato lungo le direzioni  $x$  e  $y$  tramite due magneti di scansione posti ortogonalmente l'uno rispetto all'altro, permettendo così una sorta di "painting" della dose tale da colpire il volume bersaglio pixel per pixel. A differenza della metodica di spot scanning adottata per esempio al PSI (Villingen, Svizzera), nel caso di CNAO il fascio non viene normalmente spento nella transizione da uno spot al successivo (raster scanning). I magneti di scansione consentono di spazzare il fascio su un'area di  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup>. Il sistema di Dose Delivery è dotato anche di due sofisticati sistemi di monitoraggio della dose, indipendenti e ridondanti, costituiti da camere integrali, camere a strip e a pixel. Il sistema di Dose Delivery (camera monitor) è alloggiato in una struttura denominata "nozzle", una per ogni linea di fascio. All'interno di tale struttura possono essere anche alloggiati i "ripple filter", lastre sottili di PMMA opportunamente sagomate, impiegate per omogeneizzare lo Spread Out Bragg Peak (picco di Bragg allargato). La produzione di tali "nozzle" presso l'INFN di Torino è quasi ultimata.

Allo stato attuale, CNAO ha già in sede il sistema di Treatment Planning della ditta Siemens, che ha commercializzato in un prodotto certificato CE per utilizzo clinico le esperienze accumulate in parecchi anni di lavoro dai gruppi del GSI di Darmstadt e del DKFZ di Heidelberg (entrambi in Germania) sul calcolo della dose fisica e radiobiologica per fasci di ioni carbonio.



Foto 2 - Veduta d'insieme della sala del sincrotrone

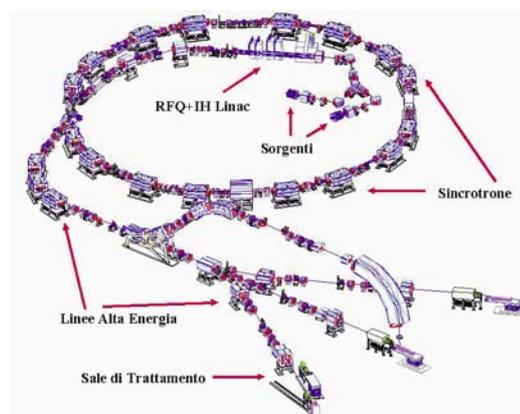


Foto 3 - Rappresentazione schematica del sincrotrone e delle tre sale di trattamento

All'inizio del mese di aprile, verrà avviata la procedura di installazione vera e propria del TPS e di implementazione nella rete informatica di CNAO, a cui seguirà la fase di caratterizzazione dosimetria dei fasci.

Le attrezzature e la strumentazione dosimetrica di competenza fisico-sanitaria sono state già scelte ed acquistate: un apposito laboratorio dosimetrico è già equipaggiato e consta, fra gli altri, di un fantoccio d'acqua motorizzato specifico per la determinazione di profili di dose su fasci adronici, varie camere a ionizzazione (Markus, Bragg-Peak Chambers), elettrometri di precisione, una matrice di camere a ionizzazione, oltre ad un sistema per l'analisi di pellicole radiocromiche. Altra strumentazione dedicata è in fase avanzata di studio e realizzazione, in collaborazione con la Fondazione TERA.

Per quanto riguarda le apparecchiature diagnostiche, già acquistate e di prossima installazione, la dotazione iniziale consiste in un'apparecchiatura di Risonanza Magnetica, una CT multislice e una CT-PET, prodotte dalla Ditta Siemens. Esse intendono coprire tutte le necessità di identificazione dei volumi di interesse radioterapico e di follow-up dei pazienti. In particolare, la Risonanza Magnetica è dotata di un'intensità di campo magnetico di 3 T, adatta a valutazioni particolarmente avanzate anche nel campo della spettroscopia. La CT a 40 slices consentirà, tra l'altro, studi del movimento respiratorio. Infine la CT-PET di ultima generazione consente di unire sinergicamente le informazioni morfologiche della CT con quelle della PET, per una valutazione più accurata del target anche da un punto di vista fisiologico-funzio-

nale, indispensabile per un corretto approccio terapeutico.

Contrariamente a quanto avviene in radioterapia convenzionale, nel caso di CNAO la procedura quotidiana di immobilizzazione e posizionamento del paziente avverrà in due step: il primo, di immobilizzazione e pre-allineamento, verrà effettuato in una delle 3 apposite sale C.A.P.H. (Computer Aided Positioning in Hadrontherapy), già pronte per l'eventuale allestimento di una CT e/o di un sistema di tracking ottico. Successivamente, il paziente verrà trasportato, mediante un'apposita barella, in una delle sale di trattamento, in ciascuna delle quali è installato un sistema di verifica stereoscopica a raggi X ed uno di posizionamento estremamente accurato, a 6 gradi di libertà, entrambi realizzati da una Ditta svizzera specializzata (Schaer Engineering AG). Al sistema di posizionamento sarà possibile agganciare, oltre che il piano porta-paziente in fibra di carbonio, una sedia, utilizzata per esempio nei trattamenti oculari. Una descrizione più dettagliata di questi sistemi verrà riportata nei prossimi numeri del periodico.

In conclusione, la costruzione degli edifici che ospitano il centro è pressoché ultimata ed entro fine marzo i locali saranno ufficialmente agibili. I lavori nella sala del sincrotrone, come pure nelle tre sale di trattamento, stanno procedendo speditamente e si prevede di poter iniziare le valutazioni fisico-dosimetriche sui fasci in sala di trattamento entro la fine del 2009. Parallelamente, ferve l'attività dei gruppi addetti all'informatizzazione del centro (IT) per la predisposizione della rete informatica, dell'intero sistema di controllo e dei vari sotto-sistemi. Dal punto di vista della fisica sanitaria, appena verrà approvata dal Consiglio di Amministrazione della Fondazione la pianta organica del Dipartimento Medico complessivo, si potrà procedere alla definizione della struttura di Fisica Sanitaria, a cui farà seguito la richiesta di convenzionamento con la Scuola di Specializzazione dell'Università di Milano, in modo da rendere finalmente possibile il tirocinio dei fisici specializzandi presso il centro. Ulteriori aggiornamenti verranno forniti nei prossimi mesi.



## Report No.158 Uncertainties in the Measurement and Dosimetry of External Radiation (2007)

L'obiettivo di questo report è di rivedere le conoscenze attuali delle incertezze nelle misure e nella dosimetria delle irradiazioni a fasci esterni e dei coefficienti di conversione usati per legarle all'assorbimento di dose dal corpo umano. Lo scopo è limitato alle sole esposizioni esterne. Benché il Report non focalizzi direttamente la dosimetria diagnostica e terapeutica, i concetti discussi possono essere utili anche in tali aree.

Un numero limitato di copie in prepubblicazione del Report No.160, intanto, sono state presentate al meeting annuale NCRP tenutosi a Bethesda il 2 e 3 marzo scorsi. Come anche *www.auntminnie.com* ha segnalato, il Report tratta del massiccio aumento delle dosi da esposizioni mediche dovute alla CT.

La crescita delle esposizioni nella popolazione degli Stati Uniti sarebbe addirittura di sette volte dal 1980 al 2006 e deriverebbe non solo dagli esami CT, ma anche dall'aumento della diagnostica di medicina nucleare.

L'esposizione medica di 300 milioni di individui avrebbe comportato una stima di dose efficace per individuo di 3 mSv, da confrontare con una stima di dose efficace di 0,53 mSv nei primi anni 80.

## Il mistero del compasso di Hirtz, il radiologo col cappello a cilindro e l'ospedale volante

**Il compasso di Hirtz.** Tempo fa, mentre ero occupato in certe ricerche sulla radiologia della prima guerra mondiale, il dott. Gérard Braye, segretario generale della Associazione per la Salvaguardia del Patrimonio dell'Arte Dentaria (ASPAD), dell'Università di Parigi (<http://www.bium.univ-paris5.fr/aspad/>), mi segnalò un quadro dipinto ad olio (fig.1) che riproduceva la scena dell'impiego di un particolare dispositivo dedicato alla individuazione radiologica della posizione di proiettili o schegge nei corpi dei feriti sul campo di battaglia, il compasso di Hirtz.

Il dispositivo, denominato "compasso di Hirtz" (fig.2) dal nome del suo inventore, è

costituito da una struttura metallica che veniva posizionata sul corpo del ferito e, mediante due proiezioni radiografiche ortogonali, consentiva di individuare con precisione la posizione del corpo estraneo e di guidare così la mano del chirurgo per la sua estrazione (una descrizione delle modalità di impiego di



Fig. 2  
Il compasso di Hirtz  
(Per gentile concessione del Museo Belga di Radiologia)

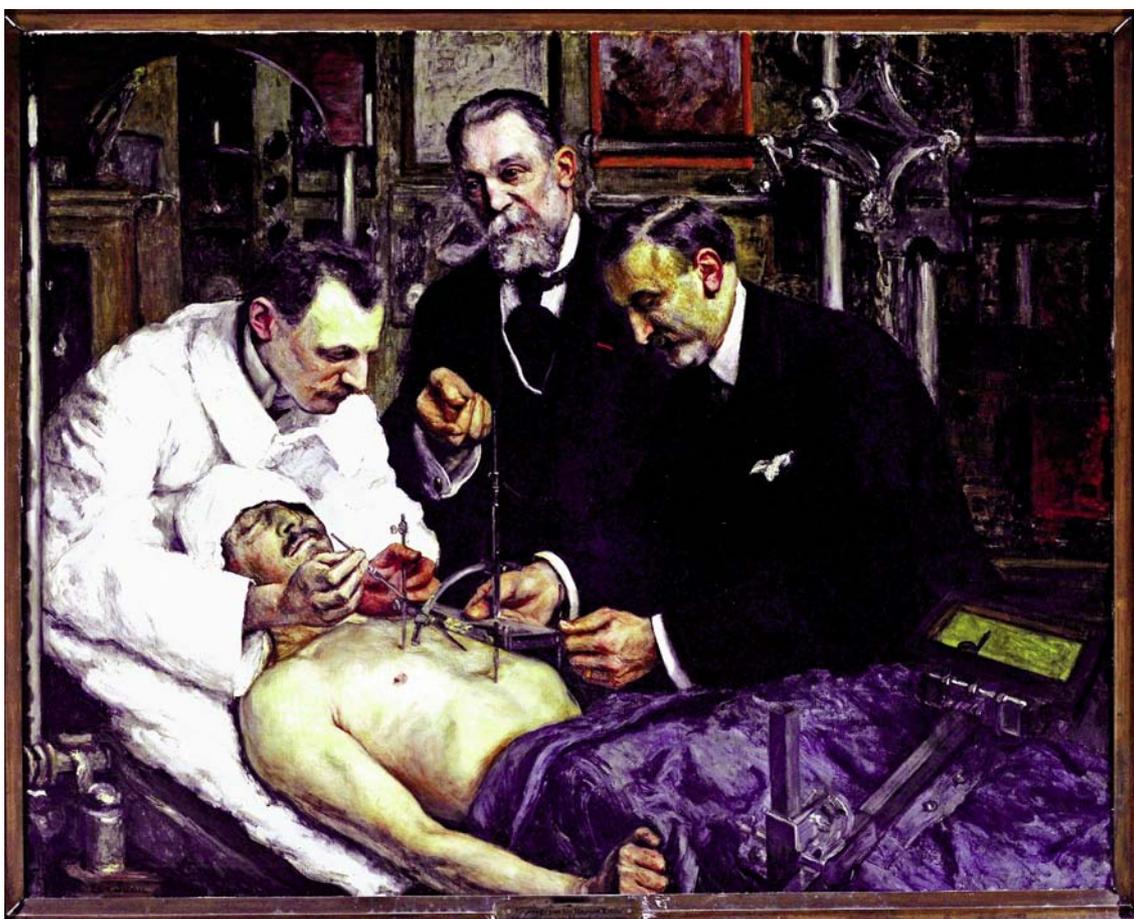


Figura 1

questo dispositivo si può trovare sul sito del Museo Belga della Radiologia, <http://www.radiology-museum.be>). Secondo il dott. Braye, il quadro doveva trovarsi al “Musée du Service de santé des armées” (Val de Grace, Parigi).

Poiché ero interessato a riprodurre il dipinto mi rivolsi al Museo, gestito dal Ministero della Difesa Francese: circa due mesi dopo il Conservatore del Museo, luogotenente Xavier Tabbagh, con lettera prot. n.9.206/EVDG/MUSEE del 14 maggio 2008, mi informava che non poteva concedermi alcuna autorizzazione, in quanto il Museo non possedeva affatto il dipinto in oggetto, del quale rimanevano pertanto sconosciuti il nome dell'autore e la collocazione. Nemmeno al documentatissimo Museo Belga della Radiologia, cui mi ero anche rivolto per informazioni, sapevano dirmi qualcosa su questo quadro.

**Il radiologo col cappello a cilindro.** Qualche tempo dopo, mi ricordai di un altro dipinto, realizzato agli inizi del '900, che avevo utilizzato in una presentazione preparata per un corso di aggiornamento: era un dipinto ad olio abbastanza celebre, che poteva forse essere opera dello stesso autore. Si trattava di una rappresentazione di un trattamento roentgenerapico di un tumore al seno: distolto lo sguardo dalla bella paziente adagiata su un lettino, subito l'attenzione veniva attirata dall'immagine del medico, in camice bianco, ma con un vistoso cappello a cilindro, nero, sul capo. Al “radioprotezionista” non potevano però sfuggire alcuni dettagli: il tubo RX con l'ampolla bene in vista, priva di ogni sorta di schermature, e il medico, privo di qualsiasi protezione, con il cronometro in mano, ad indicare che stava misurando il tempo durante l'esposizione. Avevo trovato la riproduzione di questo quadro in un volume sull'imaging mammografico (Tonegutti M., 1987), e la didascalia spiegava che si trattava di un dipinto del 1907 di G. Chicotot, conservato a Parigi al Musée de l'Assistance Publique ([www.aphp.fr](http://www.aphp.fr)). Era già una traccia: la qualità del dipinto, l'epoca, il soggetto medico-radiologico mi incoraggiavano a pensare che l'autore del quadro con il compasso di Hertz fosse lo stesso del dipinto del radiologo con “tuba”.

Una rapida ricerca in internet, e risultò che il quadro (fig.3), posto in vendita come riproduzione artistica su vari siti, rappresen-

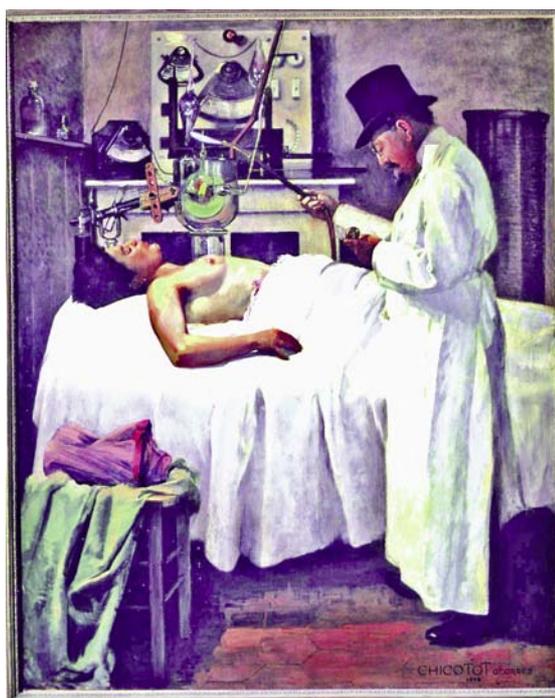


Fig. 3 Trattamento roentgen terapeutico del tumore al seno (1907)  
(Per gentile concessione del Museo dell'Assistenza Pubblica di Parigi)

tava il “primo” trattamento radioterapico del tumore al seno e che il medico ritratto era il dott. Georges Chicotot. Nasceva lecito il dubbio: Chicotot era dunque l'autore del quadro o il medico radioterapista? La risposta non fu facile né immediata; dovunque si cercassero notizie di Georges Chicotot, subito venivano proposte in vendita riproduzioni artistiche di varie fogge e dimensioni, e diversi prezzi, del medesimo quadro, ma le notizie sull'autore erano praticamente assenti.

Alla fine, mettendo insieme alcuni frammenti di notizie, potei chiarire il rebus: il medico ritratto era un radiologo, ma era anche un valente pittore. Il quadro era quindi un autoritratto.

Ma chi era infine Georges Chicotot? Cosa si sapeva della sua vita e della sua arte? Neanche questa fu una risposta facile: nessuno dei miei amici esperti di storia dell'arte seppe darmi una risposta. Solo dopo ripetute ricerche su internet, quando ormai avevo quasi perso la speranza di trovare notizie su di lui, mi imbattei in un sito dal nome “1789-1939 L'Histoire par l'Image” ([www.histoire-image.org](http://www.histoire-image.org)), dove, ad opera di Anne Nardin trovai alcune note abbastanza estese sulla vita di questo medico-pittore, che riporto in

parte qui sotto, e sul dipinto che lo ritrae all'opera come radioterapista.

**Georges Chicotot.** Georges Chicotot (1868-1921) era un promettente studente della scuola di Belle Arti di Parigi, ma, nel corso dei suoi studi fu preso da tale passione per l'anatomia, che decise di iscriversi alla facoltà di medicina, pur senza rinunciare alla sua attività di pittore (espose sue opere al Salone degli artisti francesi ogni anno, dal 1877 al 1913). Discussa la tesi nel 1899, viene assunto all'Ospedale Broca (un ospedale di assistenza pubblica ancora oggi esistente a Parigi), dove viene promosso a capo del "laboratorio di radiologia" nel 1908. Nel ritrarre con il massimo realismo e la precisione dell'uomo di scienza le scene della sua attività "in un'epoca in cui la radiologia era nella sua infanzia", egli si prefiggeva di "documentare per il futuro", con immagini che non erano certo destinate "ai salotti mondani", quale fosse lo stato dell'arte della sua professione nell'epoca in cui lui stesso la esercitava (le frasi tra virgolette sono sue).

Nelle note di Anne Nardin, si fa anche un accenno ad una certa forma di rimprovero nei confronti del Nostro (traduco ancora liberamente): "... mentre non rinuncia, con una certa gigioneria, a raffigurarsi col cappello a cilindro, ... avrebbe fatto meglio a prestare maggiore attenzione all'opera del Dr. Antoine Bèclère (il padre della radiologia francese) pubblicata nel 1904 e intitolata *'Mezzi di protezione del medico e del malato contro l'azione nociva delle nuove radiazioni'*. I paraventi schermati, le cabine protette, gli occhiali e i guanti anti-X sono già disponibili commercialmente in Germania ...". Chicotot in effetti morirà nel 1922, in conseguenza della prolungata esposizione ai raggi X.

**La radioprotezione, i tubi di Crookes ed altri misteri.** Ma le accuse di trascuratezza che gli sono rivolte sono giustificate? Prima di rispondere a questo interrogativo, vale la pena di esaminare più approfonditamente quello che il quadro ci può comunicare.

Innanzitutto va precisato che la scena riprodotta "non" rappresenta la prima applicazione dei raggi X per la terapia dei tumori del seno in assoluto: esiste almeno una immagine fotografica risalente al 1903 in cui viene raffigurato un trattamento roentgente-papico della mammella (Mould, 1993). Poi-

ché anche in questa immagine il tubo radiologico risulta a vista, con un collimatore in vetro trasparente, la didascalia commenta che "... a meno che non fosse in vetro al piombo, il che non è noto ..." il collimatore non era di nessuna utilità. Anche questa però è una affermazione che richiede di essere approfondita.

Va inoltre premesso che in quest'epoca, almeno fino al 1913, anno in cui fu inventato il tubo radiologico di Coolidge a catodo caldo, gli unici dispositivi utilizzati per la produzione dei raggi X erano i tubi di Crookes, a catodo freddo e a scarica in atmosfera di gas residuo (con una pressione interna compresa tra 0,2 e 0,5 mm Hg). Il funzionamento di questi tubi doveva essere monitorato attraverso l'esame della fluorescenza prodotta dalla scarica dell'alta tensione nel gas contenuto nell'ampolla (fluorescenza ben visibile e resa magistralmente nel quadro di Chicotot; si noti anche la luce emessa dall'anodo incandescente, al color giallo): per questo motivo era indispensabile poterli osservare continuamente, in quanto la pressione del gas, e con essa le caratteristiche di fluorescenza, poteva variare con l'uso, modificando l'intensità e lo spettro dei raggi emessi. Ciò spiega perché i tubi di Crookes "dovevano" essere osservati direttamente, e non potevano essere racchiusi in schermature.

Torniamo ora al nostro dipinto del dr. Chicotot: solo dopo averlo visto scritto da qualche parte mi sono reso conto che il Nostro tiene un cronometro nella mano sinistra, ma con la destra impugna un cannello Bunsen acceso, la cui fiamma azzurrina si staglia, appena un po' obliqua, proprio sopra il tubo RX. A cosa serviva una fiamma ossidrica durante un trattamento di radioterapia?

Tra i vari artifici escogitati all'epoca per mantenere al giusto livello la pressione del gas all'interno dell'ampolla, quello noto come compensatore di Villard consisteva in un capillare di platino o palladio sigillato all'estremità esterna, ma comunicante all'altra estremità con l'interno del tubo RX. Quando il capillare veniva riscaldato mediante una fiamma ossidrica, lasciava entrare un po' di idrogeno per osmosi, ripristinando il giusto valore della pressione interna; condizione resa appunto visibile e controllabile esaminando l'aspetto della fluorescenza.

Cercando ancora di carpire qualche altro

segreto al quadro, mi sono improvvisamente reso conto di un dettaglio importante: il profilo della fluorescenza all'interno del tubo di Crookes, è semisferico, come doveva essere, data la forma dell'ampolla, ma risulta separato e distinto dalle pareti in vetro (fig.4) a cui è raccordato il collimatore, pure in vetro, come quello della fotografia del 1903. Ma ciò significa che il tubo di Crookes era inserito in una struttura in vetro che fungeva da involucro e collimatore: perché tanta complessità?



Fig. 4 Dettagli

Perché l'involucro, e con esso il collimatore, dovevano essere di vetro al piombo, e quindi, contrariamente ai tubi per diagnostica, più economici e dall'emissione più contenuta, quelli per terapia erano schermati, sia pure con schermature trasparenti. Pertanto, per le conoscenze dell'epoca, gli operatori non dovevano essere necessariamente protetti ulteriormente. Non dimentichiamo che il primo a segnalare gli effetti schermanti del vetro al piombo fu lo stesso Roentgen, fin dai primissimi inizi della sua scoperta.

Si deve pertanto riabilitare il comportamento di Chicotot dall'accusa di imprudenza, o, peggio, di ignoranza. Lo stesso dicasi per la funzionalità dei collimatori in vetro (viste anche le energie disponibili in quel tempo) che sicuramente erano di vetro al piombo.

Altri dettagli tecnici. Nel corso dei miei vagabondaggi su internet alla ricerca di notizie su questo dipinto, ho avuto modo di trovare la soluzione di un quesito cui non sapevo dare risposta e ad un dubbio che chiedeva conferma: cosa erano quei due bulbi di vetro che sovrastavano il tubo di Crookes? La struttura alle spalle di Chicotot era una bobina di Tesla per l'alta tensione? Non si vedeva infatti il classico rocchetto di Ruhmkorff. Ancora una volta mi fu utile curiosare tra le pagine del sito del Museo Belga della Radiologia, dove è conservato un

apparecchio radiologico con caratteristiche molto affini e sicuramente dello stesso costruttore di quello di Chicotot. Questo apparecchio (fig.5) elaborato da D'Ansoval (Francia, 1851-1940) e costruito da G. Gaiffe (Francia, 1857-1943), veniva alimentato per mezzo di un elevatore di tensione a bobina di Tesla, e lavorava quindi con tensioni ad alta frequenza (come i nostri apparecchi a raggi X più moderni!). Poiché l'alimentazione a bassa tensione veniva fornita da un accumulatore, e quindi a tensione continua, la corrente pulsante ad alta frequenza veniva generata mediante un ruttore a turbina di mercurio (visibile sotto il pannello di comando). La bobina di Tesla è la struttura cilindrica a destra della figura n.5, ed è facilmente riconoscibile anche nell'oggetto alle spalle di Chicotot, a destra (fig.4).



Sulla sommità della consolle dell'apparecchio di fig.5 ai lati della grossa bobina (anch'essa utilizzata per l'alta tensione) sono presenti due bulbi in vetro: si tratta di valvole raddrizzatrici a gas di tipo Villard. Sebbene il diodo ad effetto termoionico, con le sue proprietà raddrizzatrici, fosse già noto (fu brevettato da J. A. Fleming nel 1904), prima che fossero introdotti i tubi di potenza a cato-

do caldo, per gestire circuiti di potenza si utilizzavano i diodi a gas, a catodo freddo, in cui l'effetto raddrizzatore era affidato alla grande differenza di superficie dei due elettrodi, uno dei quali era avvolto a spirale, come si può osservare nel dettaglio dell'apparecchiatura del Museo belga (fig.6).



Fig. 6 Dettagli

Due ampole identiche a queste, visibilmente collegate in serie, sono riprodotte fedelmente nel quadro di Chicotot, direttamente sopra il tubo di Crookes, con la consolle sullo sfondo. Anche per quanto riguarda la consolle, e la strumentazione associata, la somiglianza con l'apparecchiatura del Museo belga è assolutamente evidente.

**E il dipinto con il compasso di Hirtz?** Cercando di cogliere qualche dettaglio rivelatore, all'improvviso mi è apparso in evidenza un particolare dell'uomo in borghese, in piedi dietro al ferito. Con l'indice della mano destra proprio sopra il compasso di Hirtz sembra dire: ecco qui, con questo strumento e la mia arte abbiamo individuato la posizione del corpo estraneo.

Chi se non Chicotot in persona poteva rappresentare con tanta arte ed orgoglio uno strumento così tecnico? Guardando bene, l'uomo in borghese ritratto dietro al ferito sembrava essere proprio lui, il radiologo col cappello a cilindro, qualche anno dopo il quadro del 1907 (siamo ora all'epoca della prima guerra mondiale), un po' invecchiato, con la barba ingrigita. Benoit Deshayes, del sito "L'Istoire par l'image" che avevo interpellato per avere notizie sull'attribuzione di questo quadro, fornendomi per altro alcuni riferimenti a cui rivolgermi per cercare di risolvere il mio quesito, mi ha scritto di non essere in grado di rispondere alla mia richiesta, pur asserendo che il dipinto sembrerebbe proprio attribuibile a Chicotot. Personalmente ne ero ormai quasi certo: l'uomo col dito teso sopra il compasso di Hirtz, il radiologo col cappello, e l'autore di entrambi i dipinti, doveva essere proprio lui, il pittore-radiologo Georges Chicotot, che aveva volu-

to lasciare di sé e della sua professione una testimonianza più viva e vibrante delle fredde immagini fotografiche in bianco e nero del suo tempo. Ma quando tutto sembrava praticamente risolto, ecco un nuovo colpo di scena. Dominique Plancher-Souveton, Responsabile delle collezioni del Museo dell'Assistenza Pubblica di Parigi (Musée de l'AP-HP, [www.aphp.fr](http://www.aphp.fr)), a cui mi ero rivolto per informazioni e per l'autorizzazione a riprodurre il quadro di Chicotot, mi comunica che il quadro intitolato "Repérage par les rayons X d'un projectile sur un blessé de guerre" non è opera di Chicotot, ma di Eduard Suau, e che i tre personaggi riprodotti sono (da sinistra a destra) il dott. Tilmant, il dott. Foveau de Courmelles e l'ing. Nemirowsky, sostenendo che Nemirowsky è l'inventore del compasso. Ma come? Nemirowsky l'inventore del compasso ... di Hirtz? E chi sono costoro per essere immortalati in un importante dipinto ad olio? A questo punto mi viene in soccorso il dott. Van Tiggelen, il responsabile del Museo Belga della Radiologia: Nemirowsky era un ingegnere francese, che lavorò per ospedali russi e spagnoli, mentre Tilmant era un medico francese, che era però attivo presso la U.S. Army (missione medica del Maggiore Strong). Per inciso, questo intreccio di attività spiega l'equivoco di alcuni autori (Mould, 1993) che definiscono Nemirowsky di nazionalità russa e Tilmant di nazionalità americana. Nemirowsky e Tilmant conobbero una certa notorietà come progettisti dell'*Aerochir*, il primo "ospedale volante", in grado di trasportare un pilota, un chirurgo, un radiologo assieme ad un apparecchio a raggi X ed al necessario per interventi chirurgici di emergenza. Supposto generalmente come semplice progetto risalente al 1918 (Mould, 1993), esso fu in realtà realizzato nel 1919: i documenti fotografici (figg. 7 e 8) dell'*Aerochir* "in carne ed ossa" sono tratti da un esauriente articolo sul "primo ospedale volante" (Lam, 2005).

L'articolo è consultabile on-line sul sito dell'Aerospace Medical Association ([www.asma.org](http://www.asma.org)) nelle pagine dedicate alla rivista. In realtà l'apparecchio illustrato non ebbe seguito, ma l'idea venne applicata su alcuni esemplari di aerei giudicati più idonei, che furono utilizzati nelle successive guerre coloniali francesi del 1920.

La notizia non andrebbe al di là della semplice curiosità storica, e potrebbe apparire

fuori tema rispetto a ciò di cui ci stiamo occupando in questo lavoro, ma, nella stessa pubblicazione compare un'altra immagine dello stesso apparecchio in una dimostrazione di impiego chirurgico-radiologico (fig.8):

Se consideriamo un dettaglio di questa immagine e lo capovolgiamo (fig.9) , non possiamo non notare una forte somiglianza al quadro di Suau.

La similitudine si rafforza ulteriormente, se consideriamo che il personaggio senza cappello è il dott. Foveau de Courmelles, proprio il medico ritratto nel quadro, e, come nel quadro, sta utilizzando un dispositivo per l'individuazione di corpi estranei in un ferito. Si completa così la terna dei personaggi del dipinto: Nemirovsky e Tilmant progettisti dell'Aerochir, e Foveau de Courmelles il medico che ne dimostra l'utilità.

Cosa dire infine del dispositivo? Compasso di Hirtz o compasso di Nemirovsky? Ancora una volta mi sono giunte preziose le informazioni di Van Tiggelen: sebbene quello di Hirtz fosse molto diffuso e conosciuto, anche Nemirovsky aveva progettato un dispositivo (molto meno noto) per la localizzazione dei corpi estranei. I due dispositivi sono appena superficialmente simili: quello di Hirtz progettato per l'uso in grafia, quello di Nemirovsky era previsto per l'uso in scopia. Logica vuole quindi che il compasso riprodotto nel quadro (e, a maggior ragione nella fotografia) sia quello di Nemirovsky, illustrato appunto assieme al ritratto del suo inventore.

Tutto chiaro, ora? In realtà nessuno mi sa dire chi sia Edouard Eugène Suau, l'autore del dipinto...: ma questa sarà l'occasione per un'altra indagine.

Mario Reggio



Figura 7



Figura 8



Figura 9

**Appendice.** Ne ho parlato in continuazione, ma, infine, Hirtz: chi era costui? Eugène Hirtz (1869-1936) è il più famoso medico radiologo militare francese del periodo della prima guerra mondiale. Nel 1910, al Congresso internazionale di Fisioterapia (la radiologia non era ancora chiaramente inquadrata) presenta un importante lavoro sul suo compasso, destinato a diventare celebre. Nel 1913 creò il primo Servizio di Elettroterapia dell'ospedale militare "Val de Graces". Per tutta la durata della "grande guerra" fu all'opera col "suo" compasso, e nel 1920 divenne il primo professore di Radiologia alla scuola medica militare dell'Ospedale Val de Graces (fonte: R. Van Tiggelen). Ancora oggi una proiezione radiologica assiale del cranio è definita col suo nome.

## Ringraziamenti

Desidero ringraziare particolarmente le seguenti persone, che con la loro collaborazione e i preziosi suggerimenti, mi hanno consentito di completare i variegati tasselli di questo lavoro:

- Il dott. Gérard Braye, segretario generale della Associazione per la Salvaguardia del Patrimonio dell'Arte Dentaria (ASPAD), dell'Università di Parigi
- Il dott. Rene Van Tiggelen, Curatore e Conservatore del Museo Belga della Radiologia
- Dominique Plancher-Souveton, Responsabile delle collezioni del Museo dell'Assistenza Pubblica di Parigi

Si fa presente che tutte le immagini sono pubblicate su gentile concessione dei proprietari di copyright, che ne mantengono l'esclusiva. Fanno eccezione le fotografie estratte dalla rivista Aviation, Space, and Environmental Medicine, che sono da considerare di pubblico dominio.

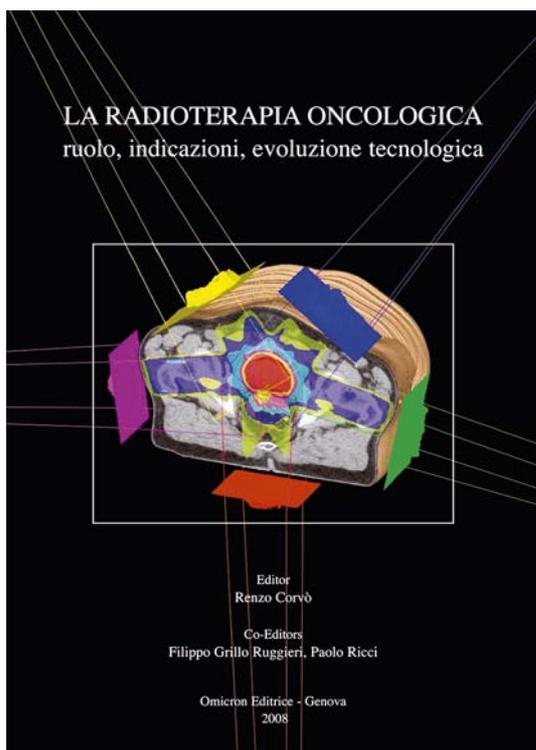
## Bibliografia

**"Presupposti Tecnico-Biologici all'Immagine Mammografica"** [Libro] / aut. Tonegutti M. Pistolesi G.F. - Verona: Edizioni Libreria Cortina, 1987.

**A Century of X-rays and Radioactivity in Medicine** [Libro] / aut. Mould Richard F. - London : Institute of Physics Publishing, 1993.

**The first "Flying Hospital"** [Rivista] / aut. Lam David M. // Aviation, Space, and Environmental Medicine. - Alexandria, VA 22314-3579: Aerospace Medical Association, December 2005. - 12: Vol. 76. - p. 1174-1179.

## Recensioni



Editors:

Renzo Corvò, Filippo Grillo Ruggieri, Paolo Ricci

Con il contributo di: S. Agostinelli, S. Barra, C. Boncore, F. Cavagnetto, P. Cavazzani M. Dini, F. Foppiano, S. Garelli, A. Grimaldi, M. Guenzi, M. Orsatti, T. Scolaro, S. Squarcia, G. Taccini  
Presentazione di L. Derchi e G. Garlaschi



Dalla Prefazione: " ....il compendio ha lo scopo di realizzare un programma di studio ed una preparazione di base per gli Studenti iscritti ai Corsi di Laurea Specialistica in Medicina e Chirurgia, ai Corsi di Laurea Triennale in Tecniche Radiologiche e per i Medici Specializzandi iscritti a diverse Scuole dove è previsto l'insegnamento della Radioterapia".

"Il testo agevola lo studente ad avere una visione unitaria dei molteplici aspetti multidisciplinari (che includono la fisica, la biologia, la clinica e la tecnologia) che compongono la moderna Radioterapia Oncologica. Il compendio è suddiviso in tre parti rispettivamente focalizzate sui principi generali, sul ruolo e sulle indicazioni della radioterapia in oncologia (parte generale), sulle fasi operative che portano alla preparazione e all'esecuzione del trattamento radiante nell'assistenza (parte specifica) e sulle moderne tecniche radioterapiche che sono oggi adottate con l'introduzione di innovative tecnologie (tecniche speciali di radioterapia)".

## INDICE

### PARTE GENERALE

- Introduzione alla Fisica delle Radiazioni
- Le radiazioni ionizzanti utilizzate in Radioterapia
- Gli effetti radiobiologici sul tumore e sul tessuto sano
- Le attrezzature radianti di comune utilizzo: gli Acceleratori Lineari e la Brachiterapia
- Il frazionamento della dose radioterapica
- Le associazioni della Radioterapia con la Chemioterapia, l'Ormonoterapia e le nuove terapie biologiche
- Il ruolo radicale della Radioterapia
- Il ruolo neoadiuvante (preoperatorio) della Radioterapia Il ruolo adiuvante (postoperatorio) della Radioterapia
- Il ruolo palliativo della Radioterapia
- La Radioterapia pediatrica: indicazioni e problematiche. La tossicità radioindotta acuta, conseguenziale e tardiva
- La Radioprotezione in Radioterapia

### PARTE SPECIFICA

- La preparazione del trattamento radiante, i sistemi di immobilizzazione, la definizione e il contornamento del volume bersaglio e degli organi a rischio; le norme ICRU. La fusione di immagini (TC/RM/PET) in Radioterapia
- Il piano fisico dosimetrico
- L'esecuzione del trattamento
- La verifica della precisione del trattamento
- La Radioterapia guidata dalle immagini. I controlli dosimetrici delle attrezzature radianti

### LE TECNICHE SPECIALI IN RADIOTERAPIA

- La Brachiterapia interstiziale ed endocavitaria
- La Radioterapia ad intensità modulata
- La Radiochirurgia e la Radioterapia stereotassica
- L'irradiazione corporea totale (TBI)
- L'irradiazione cutanea totale con elettroni
- La Radioterapia intraoperatoria (IORT)
- La Tomoterapia elicoidale
- La Radioterapia con Adroni



## Hack Margherita - Le mie favole

Da Pinocchio a Harry Potter (passando per Berlusconi)

a cura di Sandro Squarcia

Ho sempre ammirato Margherita Hack sia come scienziata che come donna sempre acuta, spesso polemica, fortemente schierata, ma ogni volta coinvolgente per la perspicacia delle sue idee.

Quando ho visto questo libricino, mentre cercavo qualcosa per passare due ore attendendo una visita medica, lo ho comprato di getto anche perché sono solo sessanta pagine. Da buon genovese forse rammaricandomi un po' per il prezzo.

Favole? Margherita Hack rievoca storie che hanno accompagnato la sua infanzia e rilegge con noi storie notissime: Pinocchio, Alice, Peter Pan, Ulisse, ma anche della Bibbia. In effetti considerare la Bibbia come una favola la dice lunga sul pensiero dell'autrice tra la separazione tra fede e scienza. I racconti spaziano infatti tra la fantasia, con una sintesi ad esempio del libro di Collodi, che, purtroppo, ricordo di aver letto per l'ultima volta mezzo secolo fa, e le conquiste della scienza, inframmezzate al mondo fiabesco con frequenti, e polemici, riferimenti anche all'attualità e alla politica (Berlusconi). I personaggi immaginari che hanno frequentato la nostra infanzia sono spunto per svelare in modo quasi giocoso, i segreti della fisica, dell'astronomia, dell'astrofisica e della visione del mondo della scrittrice che, raffinata e popolare insieme, rivela un piglio sempre ironico e uno stile appassionato e accattivante.

La stroncatura di Harry Potter è forse, come suggerisce l'autrice, di tipo generazionale, ma stigmatizza la malsana convinzione di un paese che, spendendo miliardi per i maghi e ospitando, anche nelle migliori testate giornalistiche, la pagina degli oroscopi, pensa che il "magico" possa esistere e che un esercito di ciarlatani possano influenzare la nostra vita.

Un libro che consiglio a chi voglia fare un tuffo nel passato, credendo nel presente e sperando nel futuro.

# Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques

IAEA TEDOC 1583 – January 2008

a cura di Maria Grazia Brambilla

S. C. di Fisica Sanitaria- A.O. Ospedale Niguarda Ca' Granda - Milano

Il documento prende avvio dalla pubblicazione precedente IAEA TSR No. 430 (2004), affermando che questo costituisce un riferimento generale, con la sua dettagliata descrizione dei molti test e procedure che dovrebbero essere applicati per l'implementazione clinica di un sistema di pianificazione computer assistito (*treatment planning system*, TPS).

Nella pubblicazione oggetto di questa recensione, si ravvisa però che il carico di lavoro necessario alla completa applicazione di IAEA TSR No.430 è notevole e richiede parecchie risorse in termini di personale, strumentazione e tempo di lavoro sull'unità radiante. Ciò potrebbe penalizzare i centri più piccoli o comunque con risorse più limitate, mettendoli in condizioni tali da non essere in grado di far fronte all'impegno. In particolare, per quanto riguarda le verifiche dosimetriche, si è evidenziata la necessità di predisporre dei documenti operativi sintetici che riportino un limitato numero di casi test, sufficientemente affidabili ed esaustivi, ma comportanti un limitato impiego di tempo. Affiancando il presente documento alla precedente pubblicazione IAEA TEDOC-1540, che coinvolge pesantemente il venditore come parte attiva dell'accettazione e del *commissioning* dei sistemi, è possibile raggiungere un ottimo grado di affidabilità dei controlli, liberandosi degli oneri imposti da IAEA TSR No.430.

Questo documento inoltre completa il lavoro programmato per un progetto di ricerca coordinato (CRP E2.40.13 "Development of procedures for dosimetry calculation in radiotherapy"), destinato a produrre una guida pratica per l'applicazione dell'IAEA TSR No. 430, soprattutto nei centri privi di adeguata disponibilità di personale e apparecchiature.

Lo scopo della pubblicazione è confermare, seguendone con indagini specifiche nelle

tappe principali, l'affidabilità pratica del flusso di lavoro necessario alla predisposizione di un piano di trattamento radioterapico, che va dall'acquisizione delle immagini, alla produzione del modello anatomico del paziente, all'impostazione del piano con il conseguente calcolo della distribuzione della dose e delle UM e la conseguente valutazione dell'accuratezza dei risultati. In tale modo, può essere predisposto un vero e proprio *commissioning* clinico.

La pubblicazione contiene una breve introduzione nella quale sono specificati gli obiettivi del documento, i destinatari e le modalità di utilizzo delle informazioni contenute. Seguono la descrizione del fantoccio ideale per l'esecuzione dei controlli e delle modalità di esecuzione degli stessi.

La restante parte del documento si articola in una serie di appendici, dedicate a sviluppare in modo completo l'argomento trattato.

L'appendice A si articola nella descrizione dettagliata dei controlli, che comprende anche la definizione dei parametri che descrivono la discrepanza tra il dato misurato e quello calcolato. In particolare, per i test dosimetrici vengono indicati lo scopo del singolo controllo, una tabella con la descrizione dei parametri d'irradiazione, la sequenza delle istruzioni necessarie all'esecuzione del test e una tabella riassuntiva dei risultati dello stesso. Solitamente una figura del fantoccio con la distribuzione della dose sovrapposta correda le informazioni.

Nell'appendice B sono invece riportati i risultati dello studio pilota mediante il quale il documento ha visto comprovata la sua applicabilità. Sono stati sottoposti a controllo 14 algoritmi differenti, implementati sui sistemi in uso in diversi centri. Alcune tabelle forniscono indicazioni riguardanti le deviazioni

relative ciascun test centro per centro, con dettaglio riportato in grafico sulle maggiori differenze, e il tempo medio necessario per l'esecuzione completa del test.

L'appendice C riporta invece un confronto tra diversi fantocci utilizzabili nell'applicazione dei test. Il paragone è particolarmente utile, poiché, pur essendo il documento predisposto per uno specifico strumento, non vincola l'utilizzatore in tal senso, consentendogli l'uso di materiale diverso, ma lo rende consapevole dei limiti della strumentazione utilizzata.

Nell'appendice D, è descritta l'integrazione dei risultati dei controlli necessari per il *commissioning* del sistema precedentemente descritti in un programma periodico di controllo della qualità delle sue prestazioni. Un esempio di tale implementazione viene poi riportato con descrizione dettagliata e tabella riassuntiva del controllo specifico e della sua frequenza, fornendo così un valido riferimento, soprattutto per coloro che si accostino per la prima volta all'argomento.

Infine, l'ultima appendice dà il dettaglio dei test specifici per il calcolo sui singoli fasci, fondamentale nel caso in cui i controlli riportati in precedenza non rivelino un'adeguata corrispondenza tra il dato misurato e quello calcolato. Si tratta di controlli su irradiazioni a fascio singolo in fantoccio d'acqua, pur se portati avanti in condizioni simili a quelle dei test proposti per il *commissioning* clinico. Essi sono strutturati in modo da non richiedere misure aggiuntive a quelle necessarie per l'implementazione della specifica

unità radiante nel TPS e hanno aspetto del tutto simile a quello dei controlli proposti nei precedenti documenti IAEA sull'argomento.

La pubblicazione è completata dai consueti bibliografica, glossario ed elenco delle abbreviazioni usate nel testo.

Al documento è allegato un CD-ROM, contenente un foglio di lavoro Excel che illustra un esempio di l'analisi del confronto tra dato misurato e calcolato dal TPS; un foglio di lavoro vuoto consente poi all'operatore di riportare i dati specifici del suo centro utilizzando automaticamente i criteri di confronto descritti nel documento.

Questa pubblicazione costituisce la più recente dell'IAEA in materia di controlli delle prestazioni sui TPS e potrà essere accolta con favore. Essa infatti trae sicuramente d'imbarazzo la maggior parte degli operatori che si sono visti imporre dal documento No. 430 una quantità di controlli comportante una mole di lavoro probabilmente sproporzionata alle possibilità della maggior parte dei centri di radioterapia, si potrebbe dire sia in Italia che all'estero. Inoltre, le proposte indicate in questo documento sono maggiormente operative e funzionali di quelle fatte in IAEA No.1540, che ha sicuramente il pregio di coinvolgere in modo diretto chi costruisce o commercializza i sistemi di calcolo usati per la predisposizione dei piani di trattamento radioterapico, ma che richiederanno certamente un certo lasso di tempo prima che vengano recepite, almeno nella realtà italiana.

# Standard di Sicurezza in Risonanza Magnetica: Il Regolamento di Sicurezza

M. Giannelli <sup>1</sup>, M. Mascalchi <sup>2</sup>, M. Mattozzi <sup>3</sup>, A.S. Panebianco <sup>3</sup>, F. Campanella <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana - U.O. Fisica Sanitaria, Pisa

<sup>2</sup> Università degli Studi di Firenze - Dipartimento di Fisiopatologia Clinica, Firenze

<sup>3</sup> ISPEL - Dipartimento Igiene del Lavoro, Laboratorio Radiazioni Ionizzanti, Monteporzio Catone (RM)

Il Regolamento di Sicurezza (RdS) di un sito di Risonanza Magnetica (RM) è il documento di riferimento per la gestione delle attività all'interno del medesimo, alla luce degli specifici rischi in esso presenti. Il RdS è anche prodromico alla "valutazione del rischio" da espletare ai sensi dell'art. 28 del D.Lgs. 81/08 e va redatto, ciascuno per quanto di propria competenza, dall'Esperto Responsabile (ER) per la sicurezza e dal Medico Responsabile (MR) dell'impianto RM, figure formalmente incaricate dal datore di lavoro ai sensi della normativa vigente in materia (art. 2 del D.M. 29-11-1985, Allegati I e IV del D.M. 02-08-1991). I contenuti del Regolamento di Sicurezza sono determinati dall'applicazione di quanto previsto dagli Allegati I e IV del D.M. 02-08-1991, i quali sono stati successivamente definiti quali "standard" di sicurezza dall'art. 2 del D.P.R. 08-08-1994 n. 542. Per tutti gli operatori autorizzati all'accesso al sito RM, il RdS deve rappresentare lo strumento operativo finalizzato alla definizione delle regole da rispettare per la minimizzazione dei potenziali scenari di rischio.

Nel Regolamento di Sicurezza devono essere indicate tutte le norme di comportamento che devono essere osservate da pazienti, volontari sani, accompagnatori, visitatori, lavoratori che prestano servizio presso il sito RM, personale addetto al rabbocco dei criogeni ed alle manutenzioni, personale addetto alle pulizie e tutti coloro che accedono per giustificato motivo al sito RM.

Al fine di consentire l'applicabilità del RdS, occorre in primo luogo che siano individuate le aree di rischio prevedendone un'opportuna regolamentazione. Devono, inoltre, essere indicate specifiche procedure per la gestione dei pazienti, nonché per lo svolgimento delle attività programmate che si svolgono all'interno del sito RM, anche in funzione delle diverse tipologie di pazienti che pos-

sono accedere al sito medesimo (deambulanti, barellati, disabili, minori, detenuti, etc). Chiara ed esaustiva deve essere l'esplicitazione delle disposizioni di sorveglianza fisica finalizzate alla minimizzazione delle esposizioni ai campi elettromagnetici, ovvero al rispetto dei limiti previsti dalla normativa vigente sia per i pazienti che per gli operatori, e le procedure da mettere in atto per contrastare eventuali situazioni di emergenza (*quench* del magnete, deficienza di ossigeno nella sala magnete, incendio, *blackout* elettrico, emergenze mediche e/o anestesologiche, introduzione accidentale di oggetti ferromagnetici nel magnete, spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica, etc).

La gestione di alcune situazioni di rischio (in particolare, ad esempio, l'emergenza incendio connessa con l'obbligo di evacuazione dei locali) può necessitare dell'adozione di procedure di sicurezza di carattere più generale, per le quali è del tutto auspicabile un'interazione fra l'ER ed il Responsabile del Servizio di Prevenzione e Protezione.

Il Regolamento di Sicurezza, firmato dall'Esperto Responsabile e dal Medico Responsabile dell'impianto RM, deve essere trasmesso al datore di lavoro. Una copia del RdS deve sempre essere a disposizione e facilmente accessibile presso i locali del sito RM. È opportuno, inoltre, che un breve estratto, relativo alle sole principali procedure da osservare nei casi di emergenza, sia permanentemente esposto presso la consolle dell'apparecchiatura RM.

Tutto il personale che presta servizio presso il sito RM deve essere reso edotto, mediante specifici corsi di formazione, circa le norme contenute nel Regolamento di Sicurezza. In accordo a quanto disposto dal nuovo "Testo Unico sulla Sicurezza del Lavoro" di recente emanazione (D.Lgs. 09-04-

2008 n.81), è il datore di lavoro che, avvalendosi dell'Esperto Responsabile e del Medico Responsabile dell'impianto RM per i compiti di docenza e per quanto di competenza come indicato dal D.M. 02-08-1991 e s.m.i., organizza specifiche sessioni di formazione/informazione del personale, prevedendo la consegna "ad personam" di una copia del RdS e la controfirma dei discenti per ricevuta formazione. È compito del datore di lavoro, inoltre, provvedere affinché le varie componenti del Regolamento di Sicurezza siano trasmesse agli organi interessati, quali i responsabili del personale interno che afferisce al sito RM, i Vigili del Fuoco, il Responsabile del Servizio di Prevenzione e Protezione, le ditte incaricate della manutenzione dell'apparecchiatura RM e del rabbocco dei criogeni. I responsabili della sicurezza dell'impianto RM (MR, ER) devono vigilare sull'applicazione ed il rispetto delle norme contenute nel RdS.

Recentemente è stato pubblicato sul sito ufficiale dell'ISPESL (area documentazione di comparto/settore), a cura del Dipartimento Igiene del Lavoro, il documento "Standard di Sicurezza in Risonanza Magnetica: Il Regolamento di Sicurezza" in cui viene indicata una traccia per una stesura quanto più completa ed esaustiva del RdS. L'obiettivo prefisso è quello non solo di fornire uno strumento

operativo e funzionale per una maggiore ottimizzazione e standardizzazione della gestione della sicurezza all'interno di ogni impianto RM, ma anche quello di proporre un modello di confronto utile e stimolante per i professionisti impegnati nel settore della sicurezza in RM. Lo schema di RdS proposto è strutturato a blocchi per lo più indipendenti, anche al fine di garantirne la trasferibilità. Attualmente i maggiori problemi in termini di sicurezza si riscontrano negli impianti RM a magneti superconduttore. Pertanto il documento è stato redatto prendendo come riferimento un generico impianto RM da 1.5 Tesla a magneti superconduttore. Si evidenzia, tuttavia, che particolare attenzione è stata rivolta nel cercare di fornire uno schema generale che, integrato con gli elementi specifici di ogni sito RM, potesse adattarsi anche al caso di apparecchiature RM differenti per tipologia di applicazioni diagnostiche (*total body*, dedicate), tipo di magneti (permanente, superconduttore) ed intensità del campo statico di induzione magnetica. Il documento "Standard di Sicurezza in Risonanza Magnetica: Il Regolamento di Sicurezza", pur non avendo forza di legge, va comunque interpretato come un'indicazione operativa che può certamente essere di ausilio e supporto ai professionisti e al personale coinvolti nelle attività di un sito di Risonanza Magnetica.

## Novità ICRP, ICRU, NRCP ..... e altro

a cura di Nuccia Canevarollo



### Dosimetry Systems for Use in Radiation Processing (ICRU Report 80)

Il report ICRU esamina la dosimetria effettuata nelle applicazioni industriali delle radiazioni. Viene data una breve descrizione delle applicazioni principali che usano fotoni o fasci di elettroni, la dosimetria effettuata per queste applicazioni e la tracciabilità delle misure di dose assorbita sugli standard proposti dai laboratori nazionali. Vengono poi esaminate in dettaglio le proprietà di nove sistemi dosimetrici e alcuni sistemi di riferimento standard per il monitoraggio di routine.

Le descrizioni trattano dei meccanismi di reazione e del background storico che hanno ai sistemi presenti. In minore dettaglio vengono infine proposti alcuni ulteriori sistemi dosimetrici ora in uso e sistemi potenziali.

# La Pagina Sindacale

*A cura di Gabriele Capelli*

Con l'attivazione di questa pagina si intende aprire una finestra su uno dei tanti aspetti che concorrono a definire la presenza della nostra figura professionale all'interno del Servizio Sanitario Nazionale: l'aspetto Sindacale.

L'obiettivo che ci si propone è molto semplice: creare un'occasione di informazione, confronto e dibattito sui temi sindacali che spaziano dai contratti nazionali, agli accordi Regionali alla legislazione emanata sugli argomenti di competenza della Fisica Medica e che esercitano un notevole peso sui contenuti professionali della attività quotidiana dei Fisici che lavorano nel SSN.

Poiché l'AIFM ha tra le proprie finalità la difesa dei contenuti professionali, oltre che scientifici, del Fisico Medico, è giusto cercare di attivare tutte le collaborazioni possibili con le varie Istituzioni (tra le quali anche i Sindacati), in modo da poter creare sinergie nel raggiungimento di obiettivi comuni e condivisi tra Associazione e Sindacato.

Queste collaborazioni non devono però essere di esclusivo interesse dei Dirigenti dell'Associazione o del Sindacato, ma devono vedere partecipi e coinvolti tutti coloro che hanno a cuore il proprio lavoro e la propria dignità professionale.

Ecco perché questa pagina dovrà essere il risultato di una vivace interattività e partecipazione da parte dei soci-lettori; il mio ruolo si limiterà a quello di coordinatore e in qualche momento di suggeritore con l'aiuto del parere di colleghi più autorevoli del Sindacato.

Non c'è la presunzione di dare risposte esaustive o di risolvere tutti i problemi, ma la speranza è che cresca sempre di più, anche tra i Fisici del SSN una coscienza sindacale in quanto operatori sanitari che si trovano ad affrontare problemi di ordine economico, gestionale e professionale nella routine quotidiana.

Questa iniziativa non vuole essere il surrogato del Sindacato SNABI-SDS, che è sempre stato il Sindacato di riferimento dei Fisici Sanitari Italiani, né tanto meno il primo passo

verso un Sindacato dei Fisici Sanitari (sarebbe un assurdo e credo siano chiare a tutti le motivazioni), ma semplicemente un'occasione in più per acquisire conoscenza e consapevolezza sui temi contrattuali e legislativi della Nostra Professione.

Essendo questa solo l'introduzione ai temi che verranno sviluppati nei prossimi numeri, desidero comunque chiudere questa prima uscita con un'informazione relativa alla vicenda che ha visto protagonista in prima fila il sindacato SNABI-SDS nell'ultimo mese.

Nelle precedenti settimane si è tentato di far passare alla Camera dei Deputati e poi quella dei Senatori un articolo che prevedeva che la componente della retribuzione legata al risultato, per le Nostre figure professionali, venisse fissata per i dirigenti in una misura non inferiore al 30% della retribuzione complessiva.

Gli effetti perversi che si sarebbero avuti qualora fosse divenuta Legge l'ipotesi del DDL Brunetta (a onor del vero condivisa anche da parte dell'opposizione) che prevedeva di spostare a retribuzione di risultato il 30% della retribuzione complessiva vengono di seguito sintetizzati nelle considerazioni e nei calcoli sviluppati dal Dr. Torresani Ermidio Segretario Nazionale Aggiunto dello SNABI-SDS.

“Mediamente per la dirigenza sanitaria non medica, al 31/12/2005 il salario di risultato costituiva, il 3,24% della retribuzione complessiva lorda annua, comprensiva dell'indennità di esclusività.

In pratica, poiché il salario di risultato viene corrisposto a consuntivo se e solo se si raggiungono gli obiettivi prefissati, circa € 19.000,00 lordi annui (medi), già garantiti, sarebbero divenuti tutti da riguadagnare, con evidenti ricadute sull'orario di lavoro, in quanto subordinato a negoziato.

Ma, il danno maggiore sarebbe stato legato al trattamento pensionistico, almeno per chi andrà in pensione con il sistema retributivo o misto, ed al successivo trattamento di fine rapporto.

Infatti, la retribuzione di risultato è utile per il calcolo della pensione limitatamente alla quota B, mentre le voci retributive fisse e continuative sono valide per il calcolo della quota A.

Con il provvedimento oggetto delle presenti osservazioni, la quota A avrebbe subito una decurtazione di circa € 19.000,00.

Ciò avrebbe determinato una riduzione **annua lorda** della pensione da un minimo di € 4.588,68, per coloro che hanno iniziato il servizio nel dicembre 1992, ad un massimo di € 9.995,39 per coloro che oggi possono vantare 40 anni di anzianità contributiva.

Per quanto riguarda la liquidazione, poiché la retribuzione di risultato non rientra nella base di calcolo (*l'importo dell'IPS è pari a un quindicesimo dell'80% della retribuzione contributiva degli ultimi dodici mesi di servizio, per quanti sono gli anni utili - n.d.r.*), la perdita sarebbe, per coloro che hanno 40 anni di servizio, crescente da un minimo di € 3.411,39 ad un massimo di € 40.936,67 che si raggiunge a regime. Tale differenza crescente dipende dal fatto che l'indennità premio servizio è calcolata sulle ultime 12 men-

silità, quindi, all'aumentare dei mesi in cui compare la riduzione della retribuzione fissa sarebbe proporzionalmente aumentata la perdita

Infine, sulla retribuzione di risultato, poiché non è dovuto il contributo per l'IPS pari al 6,10% a carico delle amministrazioni ed al 2,50% a carico del lavoratore.

Pertanto, se la retribuzione di risultato fosse passata da € 2.322,59 (medie) ad € 21.511,65 le Amministrazioni ne avrebbero tratto un beneficio, in termini di risparmio contributivo annuo, pari ad € 1.170,53 per ciascun dirigente."

Quindi, grazie all'opera di convincimento esercitata dai dirigenti sindacali SNABI su deputati e senatori si è potuto rigettare l'ipotesi iniziale e raggiungere un risultato importante e positivo per difendere la dignità professionale che passa anche attraverso una adeguata valutazione economica da difendere.

Chi volesse proporre altri argomenti di carattere sindacale è invitato a scrivere al seguente indirizzo: [gabcupe@tin.it](mailto:gabcupe@tin.it)

Un cordiale saluto

(G.C.)

*Notizie dai Gruppi Regionali*

## Notizie dal gruppo interregionale Emilia Romagna – Marche

Il nuovo Gruppo di Coordinamento Interregionale Emilia Romagna - Marche insediato nei primi mesi del 2008 ha ritenuto necessario provvedere ad una indagine conoscitiva riguardo le esigenze formative dei soci delle due regioni, alla luce del fatto che a livello locale sono sempre poco numerose le iniziative formative con accreditamento ECM, che abbiano come oggetto argomenti di stretta competenza del Fisico Medico. Per questo è stato inviato ad ognuno dei soci un questionario nel quale si chiedeva di indicare le tematiche da voler approfondire durante giornate di formazione dedicate. L'iniziativa, per quanto nuova a livello locale, ha avuto un ottimo successo (sono giunte al Gruppo 16 proposte) e in seguito all'analisi delle propo-

ste pervenute si è deciso di organizzare un ciclo di tre incontri patrocinati dall'AIFM da tenersi nel corso dell'anno 2009; sono stati scelti temi in grado di ricoprire, per quanto possibile, tutti gli ambiti di interesse, dalla radiodiagnostica alla radioterapia alla medicina nucleare.

Il primo incontro "*L'evoluzione delle raccomandazioni ICRP: contenuti, applicazioni e prospettive della pubblicazione 103*" si è svolto il 12 dicembre 2008 presso l'Arcispedale S. Maria Nuova di Reggio Emilia ed è stato un momento di discussione sulle tematiche proposte dalla nuova e tanto attesa raccomandazione ICRP, pubblicata a inizio 2008 dopo un lungo lavoro di stesura e revisione.

La giornata, organizzata dal Servizio di Fisica Sanitaria dell'Ospedale di Reggio Emilia, è stata suddivisa in due parti: nella prima parte, tenuta durante la mattina, i relatori hanno affrontato temi generali, confrontando la pubblicazione 103 con la pubblicazione 60 del 1990. Nella seconda parte l'attenzione è stata focalizzata sull'esposizione a radiazioni ionizzanti delle donne in gravidanza. In particolare sono state fornite indicazioni sulle metodiche di calcolo per la valutazione della dose al feto, ed è stata fatta un'analisi e una descrizione dettagliata degli applicativi software (commerciali e freeware) attualmente disponibili per questo scopo.

La seconda giornata di formazione prevista "*la Terapia Radiometabolica in Emilia Romagna e Marche: Nuove terapie e protocolli in evoluzione: aspetti fisici, dosimetrici e radioprotezionistici*", organizzata dal Servizio di Fisica Medica dell'ospedale di Macerata, si è svolta il 5 febbraio 2009 presso l'Hotel Claudiani; l'esigenza formativa specifica nasce dalla consapevolezza che il Fisico Medico ha acquisito negli anni un ruolo fondamentale nella elaborazione del piano di cura e nella collaborazione con il Medico Nucleare. L'evoluzione dei protocolli però richiede un continuo aggiornamento, per poter assicurare al paziente la migliore valutazione dosimetrica pre e post terapia, con lo scopo primario di ottimizzarne i risultati.

Il Fisico Medico ha, in ambito nazionale, ben poche occasioni di poter confrontare la propria esperienza e le proprie conoscenze in maniera tecnica ed approfondita, poiché generalmente i corsi sono rivolti a diverse figure sanitarie (Medici, TSRM, etc..). In questa panoramica questo corso si è prefisso lo scopo di formare sull'argomento i Fisici Medici ospedalieri che lavorano in ambito di valutazione dosimetrica.

Nella prima parte del corso, dopo una panoramica storica sulla terapia radiometabo-

bolica, si è discusso dell'utilizzo dello Iodio<sup>124</sup> nella dosimetria per CDT, analizzandone gli aspetti clinici e fisici, e si è parlato del protocollo di dosimetria per metastasi in terapia, mentre nella seconda parte si sono analizzate metodologie innovative come la voxel dosimetry, la IART e la dosimetria con microsfere di Y90, valutandone anche gli aspetti radioprotezionistici.

Per entrambi i corsi tenutisi fino ad oggi la partecipazione è stata vivace e brillante. La presenza di esperti in qualità di docenti ha permesso anche uno scambio di vedute che ha portato anche alla definizione di alcuni parametri di lavoro che saranno utilissimi poi in campo applicativo.

Il terzo e ultimo degli incontri formativi si svolgerà ad Ancona e avrà come oggetto l'utilizzo delle nuove tecnologie in Radioterapia con particolare attenzione alla IGRT.

Le giornate formative sono state pensate inizialmente per essere rivolte ai Fisici Medici operanti nelle regioni Emilia Romagna e Marche, ma hanno riscosso un successo straordinario con partecipanti provenienti da tutt'Italia a riprova della valida scelta degli argomenti trattati e della sempre maggiore volontà da parte di tutti noi di partecipare a giornate che possano essere occasione di confronto e crescita professionale.

Per una completa visione dei contenuti dei corsi si rimanda al sito <http://www.aifm-erm.it/> da cui è possibile accedere ai programmi dettagliati e alla visione del materiale didattico.

Il nostro impegno, confortato dalla buona risposta ottenuta in termini di partecipazione, è di poter confermare, e se ci sarà la possibilità di ampliare, l'offerta formativa anche per il prossimo anno, partendo dall'analisi delle esigenze che emergeranno dal questionario.

Il consiglio direttivo del gruppo interregionale  
*Nitrosi, Giacometti, Rossi, Terenzi*

## Toscana

Il gruppo regionale toscano dell'AIFM ha recepito con soddisfazione l'impegno della Giunta Regionale Toscana sulla comunicazione della dose ai pazienti. Infatti la Regione Toscana, rispondendo ad un interesse crescente da parte dell'opinione pubblica sui temi del "rischio radiologico" e degli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti, ha inteso recentemente impegnarsi nel *"monitorare la dose alla popolazione derivante da esami medici ... utilizzando i sistemi RIS che consentiranno anche l'informazione ai pazienti della dose ricevuta nel singolo esame..."* (Regione Toscana, Piano Sanitario Regionale 2008-2010).

La tematica è particolarmente importante sotto diversi punti di vista e in particolare perché rientra in pieno nell'ambito della professionalità dei fisici medici e offre l'occasione di un maggiore riconoscimento e visibilità della nostra attività all'opinione pubblica.

È stata subito evidente la necessità di sviluppare un protocollo di lavoro omogeneo e auto-consistente che vedesse coinvolte in un unico progetto tutte le Strutture di Fisica Sanitaria presenti in ambito regionale. Se, infatti, tale richiesta risulta assai stimolante per la nostra figura professionale, appare altrettanto chiaro come sia necessario mediare tra la difficoltà di operare in ambiti molto diversi (Radiologia convenzionale, Interventistica, Angiografia, Medicina Nucleare, etc.), con degli strumenti che sono per loro stessa natura in evoluzione, fornendo al tempo stesso al paziente, o almeno al suo medico curante, un dato che possa essere interpretato e quindi utilizzabile negli anni.

Come primo step, il coordinamento regionale AIFM ha ritenuto opportuno realizzare una serie di 4 seminari (i primi indirizzati prevalentemente a Fisici Medici, i successivi aperti anche a quei Medici Specialisti che, per gli argomenti trattati, sono interessati all'argomento), che consentissero di :

1. individuare le grandezze dosimetriche attualmente ritenute necessarie ad una corretta valutazione radioprotezionistica del paziente sottoposto a indagine diagnostica che utilizza radiazioni ionizzanti;
2. illustrare tecniche di misura o di stima di tali grandezze nei vari ambiti in cui sono

attualmente utilizzate le radiazioni ionizzanti (è prevista la partecipazione di alcune ditte che presentano gli strumenti di ultima generazione facilmente interfacciabili con il sistema RIS-PACS);

3. individuare come tali grandezze possano essere gestite dagli attuali sistemi RIS-PACS (è prevista la partecipazione delle Associazioni Temporanee di Impresa che hanno realizzato i sistemi RIS-PACS nelle tre aree della regione Toscana), e in che forma possano essere comunicate al paziente;
4. chiarire, sulla base di considerazioni di carattere radiobiologico, se e come tali grandezze siano correlabili al detrimento dell'individuo, e quali siano le problematiche associate alle stime di rischio.

I primi due seminari si sono già svolti con successo il 10 ed il 24 febbraio, nell'Auditorium del Polo Didattico di S. Maria a Colle, ospitati dall'Azienda USL2 di Lucca. Si è registrata una presenza di circa 60 partecipanti, per la maggior parte di fisici medici toscani, ma anche di fisici della Liguria, dell'Emilia Romagna e del Piemonte.

Sono stati trattati molti argomenti: la Dose Efficace e le limitazioni alla sua utilizzabilità alla luce delle recenti raccomandazioni ICRP103; le grandezze dosimetriche e i relativi simboli introdotti nelle raccomandazioni ICRU, Report 74 (2005) per ridurre/eliminare le ambiguità attualmente presenti; le metodiche di rivelazione delle grandezze dosimetriche presentate nel Report IAEA n° 457 (2007).

Sono state passate in rassegna le tecniche di misura delle diverse grandezze dosimetriche nell'ambito della diagnostica tradizionale ed interventistica, nella radiologia endorale e panoramica, nella tomografia computerizzata, nella medicina nucleare e nella densitometria ossea.

A completamento di entrambi i seminari è seguita una vivace discussione che ha coinvolto la maggior parte dei presenti, a dimostrazione di come questi temi siano sentiti, attuali e professionalmente stimolanti per tutti.

Vincenzo Marzulli,  
Mariagrazia Quattrocchi  
Alessandro Lazzari



Complesso Universitario (ex Caserma Zucchi)  
Sede del Congresso

## VI Congresso Nazionale AIFM

### FISICA MEDICA E NUOVE FRONTIERE DELLA MEDICINA

Reggio Emilia  
16 – 19 Settembre 2009

*Organizzato dal Servizio di Fisica Medica dell'Arcispedale S. Maria Nuova di Reggio Emilia*

- Presidente del Congresso:** Gianni Borasi  
**Segretario del Congresso:** Andrea Nitrosi  
**Comitato Organizzatore:** Federica Fioroni, Mauro Iori, Marta Pausco, Vando Piccagli.  
**Segreteria organizzativa** CE@ - Centro E-Learning d'Ateneo - Università di Modena e Reggio Emilia - E-mail: [segreteria@aifm2009.org](mailto:segreteria@aifm2009.org)  
 Tel. 0522 522521 - Mob. 331 6685364 - Fax 0522 522512  
**Portale del Congresso:** [www.aifm2009.org](http://www.aifm2009.org)

#### Invito del Presidente del Congresso

*Nel 2009 si compirà il 25° anno da quando ho lasciato l'Ospedale di Niguarda di Milano e mi sono trasferito a Reggio Emilia, con l'incarico di costituire un Servizio di Fisica Sanitaria presso Arcispedale S. Maria Nuova. Qui ho visto crescere, insieme a settori fondamentali dell'Ospedale, quali la Radioterapia, la Diagnostica per Immagini e la Medicina Nucleare, anche il Servizio di Fisica Sanitaria, che sempre più è venuto a rappresentare un tassello importante dell'organizzazione ospedaliera. Un analogo processo ha visto nascere e svilupparsi i Servizi di Fisica Sanitaria nei principali Ospedali del territorio nazionale. Costituiscono, oggi, una rete saldamente interconnessa, con un organico collegamento con la componente Universitaria e degli Enti di Ricerca, in particolare nell'ambito delle Scuole di Specializzazione in Fisica Medica.*

*Oggi, l'accelerazione dello sviluppo scientifico e tecnologico, che sempre più integra la Medicina con i contributi della Fisica, Biologia, Informatica e Discipline correlate e la indirizza verso metodiche di carattere quantitativo, richiede, a chi opera nel settore, un continuo approfondimento dei fondamenti teorici, delle tecniche applicative e degli aspetti normativi, nonché un confronto puntuale con gli altri Professionisti che operano nel settore.*

*Il Congresso si rivolge quindi, in particolare, ai Professionisti Ospedalieri e ai Ricercatori Universitari e degli Enti di Ricerca nel campo della Fisica Medica, della Diagnostica per Immagini, della Neuroradiologia, della Radioterapia, della Medicina Nucleare, dell'Informatica Sanitaria, della Radioprotezione, dell'Ingegneria Clinica e delle discipline collegate.*

*Il Congresso AIFM 2009 vuole infatti caratterizzarsi non solo per i contenuti scientifici specifici, ma anche per un approfondito confronto tra gli Specialisti delle varie Associazioni e Società che operano nel settore.*

*È quindi con un grande piacere che Vi invito a questo incontro che, insieme ai contenuti scientifici e professionali, mi auguro Vi permetta di godere anche del profondo spirito di ospitalità che rappresenta una caratteristica precipua di questa città.*

*Gianni Borasi*

## Programma scientifico

**Mercoledì 16/09/2009**

- ❖ Saluto delle Autorità e lezioni magistrali.

**Giovedì 17/09/2009**

### La Fisica nella Diagnostica per immagini

- ❖ Risonanza Magnetica ad alti campi. L'ottimizzazione delle sequenze e delle tecniche di acquisizione in RM, in particolare: diffusione, perfusione, spettroscopia, functional MRI.
- ❖ Dose e qualità di immagine nella TC multistrato. Nuovi rivelatori, mammografia digitale e tomosintesi. Sviluppo dei sistemi di Computed Assisted Diagnosis.

### Radioprotezione

- ❖ Protezione dei pazienti e degli operatori dagli effetti delle radiazioni ionizzanti e non ionizzanti.

### Radiazioni non ionizzanti

- ❖ Innovazione nell'imaging con ultrasuoni, nell'imaging ottico e nelle applicazioni delle radiazioni non ionizzanti.

### Ottimizzazione e qualità globale

- ❖ Aspetti fisici nel Technology assessment, commissioning, garanzia della qualità.

*Nella giornata saranno organizzate sessioni congiunte con altre Associazioni, in particolare con la SIRM – Società Italiana di Radiologia Medica e di Associazione Italiana di Neuroradiologia AINR.*

**Venerdì 18/09/2009**

### La Fisica in Radioterapia

- ❖ Nuove apparecchiature e nuove metodiche di trattamento.
- ❖ Elaborazione fisica dell'immagine ai fini radioterapici. Pianificazione ed ottimizzazione fisica guidate dall'immagine. Sviluppo di nuove tecniche dosimetriche e nuovi algoritmi di calcolo. Applicazioni del Metodo di Monte Carlo.
- ❖ Progetti di adroterapia.
- ❖ Evoluzione dei sistemi informativi dedicati.
- ❖ Aspetti fisici nel technology assessment, commissioning, garanzia della qualità.
- ❖ Radioprotezione in Radioterapia.

### Fisica e Radiobiologia

- ❖ Nuove acquisizioni della Radiobiologia e della Biologia Molecolare e le loro possibili applicazioni in campo radioterapico e radioprotezionistico.

### Tecniche fisiche di chirurgia miniinvasiva e non

- ❖ Problematiche fisiche nell'impiego degli ultrasuoni focalizzati ad alta energia.

*Nella giornata saranno organizzate sessioni congiunte con altre Associazioni, in particolare con l'AIRO - Associazione Italiana di Radioterapia Oncologica e con l'AIRB - Associazione Italiana di Radiobiologia.*

**Sabato 19/09/2009**

### La Fisica nella Medicina Nucleare diagnostica e terapeutica

- ❖ Novità tecnologiche e loro impatto clinico. Ottimizzazione nell'imaging PET-CT e SPECT-CT. Aspetti fisici nella produzione e nell'impiego dei nuovi radiotraccianti.
- ❖ Imaging PET/CT ed applicazioni in radioterapia. Chirurgia radioguidata.
- ❖ Terapia medico nucleare: dosimetria e metodi calcolo.
- ❖ Radioprotezione dei pazienti e degli operatori in Medicina Nucleare.
- ❖ Imaging Molecolare: il contributo della Fisica.

### Tecnologia dell'informazione

- ❖ Evoluzione dei sistemi di "Information Technology" in ambito radiologico (RIS e PACS) e la loro integrazione con i sistemi aziendali.
- ❖ Nuovi programmi di supporto alla decisione clinica.

### Fisica Medica:

- ❖ Didattica, formazione e ricerca nel campo della Fisica Medica.
- ❖ Progetti avanzati.
- ❖ Coordinamento della ricerca di Fisica Medica in Italia (con la partecipazione di professionisti appartenenti a diverse istituzioni tra cui INFN – Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, CNR – Comitato Nazionale delle Ricerche, MIUR Ministero dell'Istruzione, dell'Università e della Ricerca, ISS Istituto Superiore di Sanità ed ENEA Ente Nazionale Energie Alternative).

*Nella giornata saranno organizzate sessioni congiunte con altre Associazioni, in particolare con la AIMN – Associazione Italiana di Medicina Nucleare ed Imaging Molecolare, la SIRM Società Italiana di Radiologia – Sezione di Radiologia Informatica.*

❖❖❖❖

Il contenuto scientifico del Congresso si articolerà in Corsi di aggiornamento, Comunicazioni ad invito, Tavole rotonde, Sessioni Scientifiche orali e poster, relazioni dei Gruppi di Lavoro AIFM, Contributi Tecnologici da parte delle Ditte Produttrici.

Il materiale scientifico congressuale sarà disponibile in formato cartaceo ed elettronico. Includerà riassunti, articoli brevi, videoregistrazione delle sessioni. Previo consenso dei relatori, i relativi contributi saranno resi disponibili sul portale del Congresso.



# Pierre Curie

Raffaella Cambria

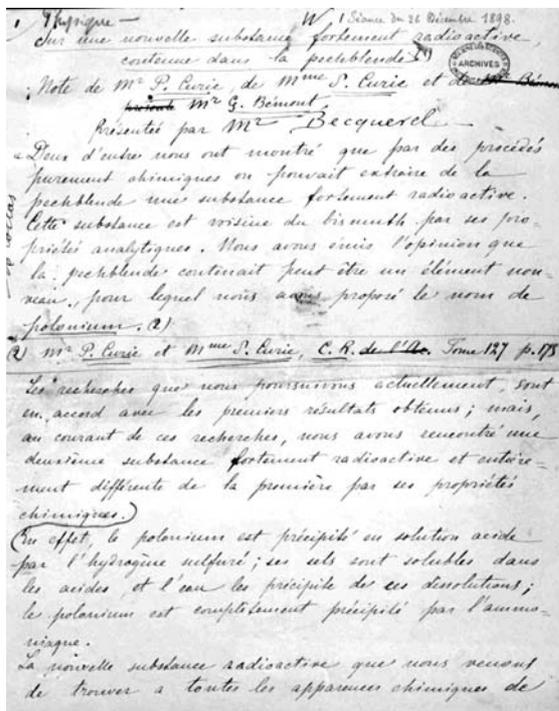
Fisica Sanitaria, Istituto Europeo di Oncologia - Milano

Pierre Curie nasce a Parigi 150 anni fa, il 15 maggio 1859.

La sua carriera è esemplare: 1867, *Licence és-science physiques* (18 anni); 1895, *Dottorato di ricerca* e nomina di *Professore di Fisica* alla Sorbonne; nel 1900 è promosso *Professore* presso la Facoltà di Scienze; nel 1904 diviene *Cattedratico*; nel 1903 consegue, insieme alla moglie Marie, il *premio Nobel per la Fisica* e ottiene l'onorifica *Davy Medal* della Royal Academy of London; nel 1905 è nominato membro dell'*Académie de Science*.

Numerosi sono i lavori presentati in prestigiose riviste come il *Compte Rendus* dell'*Académie de Science*, il *Journal de Physique* e gli *Annales de Physique and Chimie*.

In figura 1 è rappresentato il testo manoscritto: "Sur une nouvelle substance fortement radio-active contenue dans la pechblende". Note de P. et M. Curie et G. Bémont. C.R. T.127 (1898) 1215-1217.



Di tutti i lavori svolti da M. P. Curie, ci fa piacere recensire una piccola nota scritta per l'*Académie des sciences* con il collega M. H.

Becquerel. Questo, è uno fra i primi lavori, riguardanti gli effetti biologici delle radiazioni. In verità, quando Pierre e Marie Curie scoprirono il polonio nel 1898, gli effetti dannosi dei raggi X erano ben noti. Erano, infatti, stati riportati precedentemente sia gli effetti dell'arrossamento cutaneo, dovuto ai raggi X durante le lunghe esposizioni necessarie per impressionare le pellicole, sia i danni oculistici, risultanti dalle osservazioni sperimentali (riportati nel 1896 da T. Edison). I primi esperimenti di "auto-esposizione" al radio furono effettuati da due scienziati tedeschi, Walkoff e Giesel, che vengono citati nella nota di P. Curie e H. Becquerel. Essi riportarono non solo l'effetto dovuto all'arrossamento (dopo due ore di esposizione) ma osservarono anche gli effetti prolungati nel tempo, cioè l'aumento dell'arrossamento e l'infiammazione successiva. Torniamo dunque alla nota citata: *Action physiologique des rayons du radium*. (Note de P. Curie et H. Becquerel. C.R. Acad Sci 132;1289-129;1901). P. Curie ripeté l'esperimento di Giesel ed espose al radio un'area cutanea di circa 6 cm<sup>2</sup> per un tempo di 11 ore. Egli descrive: "l'apparenza è quella di una bruciatura ma la pelle non è dolorante o lo è appena. Alla fine di qualche giorno l'arrossamento, senza estendersi, aumenta d'intensità; il ventesimo giorno si formano delle croste, poi una piaga che abbiamo curato con delle bende; il quarantaduesimo giorno la pelle ha incominciato a riformarsi dai bordi verso il centro e, cinquantadue giorni dopo l'azione dei raggi, resta ancora allo stato di piaga soltanto una superficie di 1 cm<sup>2</sup>, essa ha l'aspetto grigiastro che indica una mortificazione più profonda.". La nota prosegue con la descrizione dell'esposizione di H. Becquerel. Il suo intento tuttavia, non fu quello di sperimentare, egli infatti subì accidentalmente l'esposizione mentre trasportava nella tasca del panciotto una provetta contenente del cloruro di bario. L'attività portata da H. Becquerel era più alta di quella dell'esperimento di P. Curie e portò a effetti più pesanti. Inoltre egli

notò che in un altro punto del corpo, in corrispondenza di un altro angolo dalla tasca, comparvero circa trenta giorni dopo l'irradiazione degli effetti tardivi e più "leggeri". I due scienziati conclusero la loro nota con due osservazioni importanti: "La durata dell'evoluzione delle alterazioni cambia con l'intensità dei raggi attivi e con la durata dell'azione eccitatrice". Queste affermazioni, unite a quella iniziale che asserisce "I raggi del radium agiscono energeticamente sulla pelle", pongono le basi per l'applicazione clinica e lo studio biologico della radioattività.

Nel concludere questo breve testo è d'uopo riportare le perplessità espresse da P. Curie, così come da altri grandi scienziati della storia, a proposito dell'impatto umano e sociale delle nuove scoperte scientifiche. Queste sono alcune parole della *Nobel Lecture* del 6 giugno 1905: "Si potrebbe persino pensare che il radio, in mano criminale, possa diventare molto pericoloso; qui emerge la questione, se la conoscenza dei segreti della Natura possa essere un beneficio per l'umanità e se essa sia pronta per approfittarne o se contrariamente, tale conoscenza non possa che essere dannosa".

#### Bibliografia breve

- R. Cambria, *P. Curie*, in *Fisici per la medicina*. G.Tosi editor, Ed. Omicron (Genova). 2005
- P. Curie, Nobel Lecture, *Radioactive Substances, Especially Radium*, June 6, 1905. From Nobel Lectures, Physics 1901-1921, Elsevier Publishing Company, Amsterdam, 1967
- R.F. Mould. *Priority for radium therapy of benign conditions and cancer*. *Curr Oncol.* 14(3): 118-122;2007.
- Marie and Pierre Curie and the Discovery of Polonium and Radium, in [http://nobelprize.org/nobel\\_prizes/physics/articles/curie/index.html](http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/articles/curie/index.html)
- Pierre Curie in Marie Curie and the science of Radioactivity, in <http://www.aip.org/history/exhibits/curie/pierre.htm>
- Curie, Marie, Pierre Curie/By Marie Curie, Electronic Text Center, University of Virginia Library, in <http://etext.virginia.edu/toc/modeng/public/CurPier.html>
- Membres de l'Académie des sciences depuis sa création, Pierre Curie, in [http://www.academie-sciences.fr/membres/in\\_memoriam/Curie/Curie\\_publi.htm](http://www.academie-sciences.fr/membres/in_memoriam/Curie/Curie_publi.htm)



INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION

#### ICRP 106 Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals A third amendment to ICRP Publication 53

Dal gennaio 2009 è disponibile online la Pubblicazione ICRP 106 Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - A third amendment to ICRP Publication 53. In essa, la Commissione fornisce modelli biocinetici e dosimetrici per 33 radiofarmaci, insieme alle raccomandazioni legate ai casi di allattamento delle madri che si sono sottoposte ad esami di medicina nucleare. Il report è basato sugli Addenda 3-9 della Pubblicazione 53. Gli Addenda 3-7 erano stati pubblicati sul sito web [www.icrp.org](http://www.icrp.org) come interim reports. Il lavoro è nato dalla collaborazione Joint Task Group degli ICRP Commettes 2 e 3. In esso sono riportati i modelli biocinetici, le dosi assorbite, le dosi efficaci dei seguenti radiofarmaci: 11C- acetato; 11C- sostanze

recettoriali per studi neurologici; 11Cmetionina; 18F-aminoacidi; 18F-FET; 18F-FDG; 111In-anticorpi monoclonali/frammenti; 123I-acidi grassi (BMIPP, IPPA); 123I-anticorpi monoclonali/frammenti; 131I-anticorpi monoclonali/frammenti; 201Tl-forma ionica. La pubblicazione ci fornisce anche modelli realistici per 11C e 18F, per i quali non esistono al momento modelli specifici. La Pubblicazione 106 era stata approvata dalla Commissione nell'ottobre 2007.

Intanto continuano i lavori per le prossime pubblicazioni, una delle quali porterà il titolo Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technology (il Draft n.ro 8 è in consultazione dal febbraio 2009). L'argomento è molto interessante: lo sviluppo delle nuove tecniche di radioterapia (IMRT, IMAT, tomoterapia, IGRT, radioterapia gated, radiochirurgia, sistemi di piani di trattamento sempre più complessi,

simulazioni virtuali e sistemi elettronici ed informatici all inclusive) è stato nell'ultimo decennio veramente impressionante, basti pensare che la tomoterapia, dalla sua nascita su prototipo clinico, dopo soli cinque anni, contava 200 sistemi installati nel mondo.

L'obiettivo della pubblicazione sarà duplice: da una parte raccogliere e riassumere le lezioni derivanti dall'esperienza concreta e dall'altra fornire una guida dell'approccio finalizzato alla riduzione del rischio di esposizione accidentale in radioterapia, con enfasi sull'uso di pianificazioni e distribuzioni di tec-

niche e tecnologie talvolta molto complesse.

Data la natura del tema, la commissione ha deciso di ridurre il periodo di consultazione del draft a soli due mesi, per giungere al termine entro il prossimo aprile.

Altre Pubblicazioni attese sono The ICRP Reference Computational Phantoms of The Adult Male and Female e quella che sostituirà la Pubblicazione 38, fornendo dati sulle energie e intensità di emissione di 1251 radionuclidi, dei quali 922 isotopi con emivita maggiore di 10 minuti e 329 isotopi con emivita minore di 10 minuti.

---

## Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

*Servizio di Fisica Sanitaria*

*Azienda Ospedaliera Universitaria S. Martino - Genova*

### **La PET/CT diventerà la procedura usuale per la simulazione e la pianificazione in radioterapia**

*Med. Phys. 35 (9), Settembre 2008*

L'uso della TAC per definire le strutture anatomiche nella pianificazione dei trattamenti di radioterapia è diventata una pratica usuale già da almeno dieci anni, tuttavia le immagini TAC, a dispetto della loro eccellente definizione anatomica, spesso non riescono a individuare completamente il bersaglio del trattamento. La PET al contrario permette l'individuazione metabolica del volume da trattare, e l'introduzione dei tomografi combinati che realizzano automaticamente immagini di fusione dalle due modalità, ha permesso alla radioterapia di basarsi su informazioni anatomiche e funzionali. Quanto questo approccio sia decisivo per l'efficacia del trattamento è il tema del dibattito corrente.

A favore di quanto affermato nel titolo interviene T Pan, precedentemente ricercatore presso l'*Applied Science Laboratory* di GE e ora Professore Associato nel Dipartimento di *Imaging Physics* e *Radiation Physics* dell'Università del Texas. Egli ripropone quanto già descritto nell'introduzione e aggiunge che, da quanto riportato in letteratura, si può stimare che le informazioni derivate dagli studi PET cambino il volume di trattamento in una frazione dei pazienti compresa tra il 30% e il 60%. Le variazioni maggiormente significative del volume di trattamento riguardano regioni che

sono attive in PET e completamente indifferenziate in TAC. L'autore conclude sostenendo che un ulteriore merito dell'informazione PET è di rivelare la necessità di cure palliative e non terapeutiche in caso di metastasi distanti diffuse.

Per il parere discorde interviene L Chen, in forza presso il *Fox Chase Cancer Center*, che ammette che l'introduzione delle immagini PET ha portato a informazioni di interesse per la radioterapia. Tuttavia cita numerose altre informazioni importanti che possono o potrebbero essere ottenute da altre modalità quali la RM, che permette una definizione altrettanto significativa del volume di trattamento e l'individuazione di alterazioni invisibili in TAC. In sostanza la PET, secondo l'opinione dell'autrice, è sicuramente una delle protagoniste degli attuali progressi della radioterapia basata sulle immagini, senza per questo esserne l'artefice esclusiva.

### **Nei prossimi 10-15 anni i protoni sostituiranno i fotoni quale radiazione maggiormente diffusa in radioterapia**

*Med. Phys. 35 (10), Ottobre 2008*

L'interesse verso la radioterapia protonica è enormemente cresciuto negli ultimi due anni, specie negli Stati Uniti. E' opinione diffusa che gli ovvi vantaggi derivanti da questo nuovo tipo di terapia radiante siano oscurati dal costo elevato delle apparecchiature. Tuttavia la presentazione di nuove tecnologie che promettono di ridurre i costi e i risultati

impressionanti che sono stati ottenuti negli attuali centri di adroterapia, possono far presagire che in tempi non troppo lontani la terapia con protoni potrebbe essere non soltanto un'alternativa possibile ai trattamenti convenzionali, ma la modalità di trattamento maggiormente diffusa.

Di questo parere è RL Maughan, Professore, *Vice Chair* e Direttore del Servizio di Fisica Medica del Dipartimento di *Radiation Oncology* all'Università della Pennsylvania. Egli ricorda l'impressionante impatto del progresso tecnologico sulla radioterapia: la terapia superficiale, la cobalto, i linac, la terapia conformazionale, l'IMRT e la tomoterapia. La terapia protonica è stata introdotta negli anni 50, ma la prima unità installata in ambito ospedaliero ha dovuto attendere il 1990. E' chiaro che tutti gli sviluppi tecnologici hanno comportato una maggiorazione degli investimenti, ma in questo caso il divario era talmente elevato da scoraggiare gli investimenti. La radioterapia ha dovuto così per lungo tempo rinunciare a una distribuzione ottimale della dose legata alla profondità del picco di Bragg: una unità di protonterapia in grado di operare anche per 40 anni può costare dal 50% al 300% in più rispetto a un sistema di trattamento a fotoni. L'autore conclude il suo intervento dimostrando che se il tasso di crescita delle unità di trattamento rispetta l'andamento degli ultimi anni, principalmente legato alla riduzione dei costi, si arriverà nel 2023 a 500 sale di trattamento, sufficienti a trattare più del 50% dei pazienti.

Per l'opinione contraria scrive F Van den Heuvel, Professore all'Università Cattolica di Leuven in Belgio e Direttore del Servizio di Fisica Medica del Dipartimento di Radioterapia Sperimentale all'Ospedale Universitario di Gasthuisberg a Leuven. Egli basa il suo intervento sull'assunto che ogni progresso tecnologico in Radioterapia ha comportato una riduzione delle complicità legate agli esiti del trattamento a prezzo di un appesantimento della gestione del trattamento stesso. Sicuramente l'argomentazione sul risparmio dei tessuti sani nei pazienti ha forti applicazioni su sedi specifiche e su pazienti giovani, che fortunatamente non sono la maggioranza. Egli concorda con l'opinione espressa in un lavoro citato in cui si confrontano le due tecniche e si conclude che ciascuna ha una applicazione elettiva per certe classi di patologie, e che pertanto devono essere considerate complementari piuttosto che alternative.

## **Le tecniche di immagini genomiche, funzionali e molecolari prepareranno la strada alla radioterapia personalizzata**

*Med. Phys. 35 (11), Novembre 2008*

L'analisi genetica attraverso la definizione del genoma individuale (*whole-genome arrays*) e le tecniche di immagini molecolari e funzionali (fMRI, MRSI, 4-D PET) cominciano a essere applicate per la definizione del trattamento di radioterapia e la valutazione della risposta del paziente. L'argomento di discussione di questo mese sono le potenzialità legate a queste nuove metodiche.

Per l'argomentazione introdotta dal titolo interviene J Stancanello, laureato in bioingegneria all'Università di Milano che, dopo aver frequentato il Servizio di Fisica Medica dell'Ospedale di Vicenza, coordina i progetti di ricerca che la divisione Oncologica di Siemens sviluppa in Europa. Egli basa il suo intervento sulla necessità di utilizzare in radioterapia le stesse analisi del profilo genetico combinate alle tecniche di *imaging* metabolico che permettono di personalizzare le terapie farmacologiche. Numerosi sono gli esempi citati: la radiochirurgia dell'encefalo basata su mappe fMRI, la radioterapia di volumi che includono linfonodi infiltrati pianificata su immagini PET, la radioterapia prostatica che si avvale di immagini di spettroscopia RM. Naturalmente la tecnologia deve permettere la gestione agevole di questo notevole carico di dati, e la gestione della sanità deve permettere in tempi ragionevoli l'inserimento di questi servizi tra quelli rimborsabili dai sistemi previdenziali-assicurativi.

Per il parere opposto scrive invece JE Bayouth, Direttore della Medical Physics Division del Department of Radiation Oncology dell'Università dell'Iowa. Nella sua nota considera due difficoltà nella realizzazione di una terapia maggiormente calibrata sulla risposta individuale del paziente: la grande variabilità di risposta individuale che necessiterebbe di una casistica di 30000 pazienti prima di valutarne l'efficacia e la necessità di affinare le procedure di radioterapia al punto di poter avvantaggiarsi delle indicazioni derivanti dalle nuove forme di indagini. In pratica egli considera che si debbano migliorare l'accuratezza e la precisione della somministrazione della dose, prima di cercare nuove informazioni su cui basare i piani di trattamento.

## ISTRUZIONI PER GLI AUTORI

- 1) Il materiale deve essere inviato al Direttore Responsabile del Periodico, preferibilmente per posta elettronica, all'indirizzo: **notiziario.direttore@aifm.it**. Il nome del file deve seguire il seguente standard: NOMEAUTORE\_ParolaChiave (esempio: EINSTEIN\_EffettoFotoelettrico). Il materiale inviato per posta deve essere presentato in due copie dattiloscritte e corredato di un floppy sulla cui etichetta saranno indicati: nome dell'autore, titolo dell'articolo, word processor usato (se diverso da Word).
  - 2) Il lavoro deve essere dattiloscritto in Times New Roman dimensione 12 con spaziatura singola e può essere in italiano o in inglese. Il word processor da utilizzare deve essere preferibilmente Word e il file deve essere salvato in formato .rtf. I simboli e le unità utilizzati devono essere quelli del sistema internazionale (SI).
  - 3) Ogni lavoro deve essere accompagnato da un foglio di frontespizio sul quale vanno riportati:
    - titolo del lavoro
    - cognome e nome (per esteso) di tutti gli autori
    - denominazione dell'Ente e del reparto di appartenenza degli autori
    - nome, Ente e reparto di appartenenza, numero di telefono e di FAX, indirizzo di posta e indirizzo e\_mail di uno degli autori indicato per la corrispondenza
  - 4) Gli articoli di carattere scientifico-tecnologico devono essere strutturati nel seguente modo:
    - introduzione e scopo
    - materiali e metodi
    - risultati
    - conclusione
    - bibliografia
  - 5) Le figure stampate (in formato JPEG o TIFF) devono riportare sul verso la numerazione in cifre arabe e l'orientamento (alto-basso); le tabelle devono essere numerate in cifre romane. Tabelle e figure devono essere inserite nel testo allo scopo di identificare la loro collocazione ottimale e inviate anche con un file separato; le figure debbono essere limitate al minimo numero necessario alla comprensione del testo.
  - 6) Le didascalie delle tabelle e delle figure devono essere riportate anche a parte.
  - 7) Le equazioni devono essere scritte di preferenza utilizzando Equation Editor di Word
  - 8) Nei lavori scritti in italiano, l'uso di termini in lingua inglese è consentito soltanto quando nella lingua italiana non esiste un termine corrispondente di significato chiaro e univoco. Nei casi in cui gli Autori riterranno indispensabile l'uso della lingua inglese, deve essere utilizzato il carattere corsivo (esempio: *gantry*). Se inseriti in un testo italiano, al plurale i sostantivi inglesi non prendono la s.
  - 9) La bibliografia deve comprendere solo i lavori citati nel testo e deve essere ordinata per citazione e numerata. Per ogni voce devono essere indicati nome degli autori, titolo dell'articolo, nome della rivista con il numero del volume, prima e ultima pagina e anno di pubblicazione: (esempio: J.C.H. Miles: Temporal variation of Radon Levels in houses and implications for radon measurement strategies. Rad Prot Dosim 93: 369-376 (2004)).  
 Per pubblicazioni non periodiche vanno indicati i nomi degli autori, il titolo, l'editore, il luogo e l'anno di pubblicazione (esempio: C.Collodi: Le avventure di Pinocchio, Mondadori, Milano, 2004).  
 Per capitoli di libri o di trattati si devono indicare a) nomi degli autori, titolo e pagine del capitolo; b) nome degli autori e titolo del libro; c) editore, luogo ed anno di pubblicazione (esempio: G.Leopardi: Dialogo della natura e di un islandese. In: G.Leopardi, Operette Morali, pag.32-79, Editori Riuniti, Milano, 1986).  
 Nel testo la citazione deve essere seguita solo dal numero del richiamo alla nota bibliografica, secondo l'esempio seguente: "...matrici di 1929x2304 pixel di Silicio amorfo di dimensione 0.1 mm<sup>2</sup> in grado di ricoprire un campo utile di 18x23 cm<sup>2</sup>, ricoperto da uno strato di CsI(Tl)"
- Gli articoli inviati dai Soci AIFM non sono di regola sottoposti ad alcun processo di revisione, né è previsto l'invio di bozze da correggere. Essi vengono quindi pubblicati sotto l'esclusiva responsabilità degli autori.
- Gli articoli inviati da soggetti esterni all'Associazione vengono pubblicati previo un giudizio di conformità del Comitato di Redazione del Periodico.