

Fisica in Medicina

n. 1/2004
Gennaio-Marzo

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



www.aifm.it

Associazione Italiana di Fisica in Medicina

Presidente:

G. Candini (Ferrara)

Vice Presidente:

G. Gialanella (Napoli)

Consiglieri:

L. Begnozzi (Roma)

M. Brambilla (Novara)

E. Crippa (Ravenna)

P.L. Indovina (Napoli)

M. Lazzeri (Pisa)

R. Novario (Varese)

S. Piraneo (Agrigento)

Segretario-Tesoriere:

L. Bianchi (Busto Arsizio)

Periodico

Fisica in Medicina

Direttore responsabile:

G. Tosi (Milano)

Segretario di Redazione:

F. Levrero (Genova)

Componenti del Comitato di
Redazione:

G. Borasi (Reggio Emilia)

M.G. Brambilla (Milano)

C. Canzi (Milano)

R. Di Liberto (Palermo)

F. Di Martino (Pisa)

G. Gagliardi (Stoccolma)

G. Gialanella (Napoli)

P. Isoardi (Torino)

P. Moresco (Pietra L.-SV)

L. Raffaele (Catania)

S. Squarcia (Genova)

C. Traino (Pisa)

F. Turrini (Varese)

Sommario

Una nuova linea editoriale	G. Tosi	3
Stato e prospettive della Fisica Medica in Italia	G. Candini, G. Gialanella	5
I protoni e la radioterapia delle patologie oculari	L. Raffaele, G. Cuttone, S. Lo Nigro, G.A.P. Cirrone, M.G. Sabini, V. Salamone, P. Lojacono, V. Patti, L. Valastro, A. Reibaldi, G. Privitera, C. Spatola, J. Ott, M.L. Rallo	17
Effetto delle radiazioni sulle funzioni cognitive	a cura di G. Gagliardi	22
NRPB - Radiation doses in infancy		24
Conoscenza e coscienza nella ricerca scientifica	F. Eulisse	26
La radioattività come elemento climatico	a cura di L. Moro	28
Prolegomeni della dosimetria interna	a cura di C. Traino	30
Caratterizzazione dosimetrica di un sistema di rivelazione MOSFET per utilizzo su fasci clinici	G.A.P. Cirrone, G. Cuttone, P.A. Lojacono, E. Mongelli, V.I. Patti, S. Pittera, L. Raffaele, G. Russo, M.G. Sabini, L.M. Valastro	42
Commissioning di un sistema TC multistrato a 16 banchi	C. Ghetti, R. Rossi, A. Borrini	50
Proposta di sperimentazione Formazione a Distanza		
Gruppo di Lavoro AIFM sull'ECM		58
FaD: valutazione della dose da rilascio di radionuclidi in acque superficiali		
E. Lorenzini, F. Fioroni, M. A. Sarti, S. De Crescenzo, G. Pedrolì, G. Borasi		59
Norma UNI ISO 10012-2	R. Di Liberto	70
Gestione informatizzata della radioterapia	a cura di M. Mapelli, C. Bassetti	74
Resoconto di un... Quench	a cura di L. Moro	77
The Physics of Radiation Therapy	Recensione a cura di M.G. Brambilla	79
Report 64 ICRU	Recensione a cura di M.G. Brambilla	82
Report 66 ICRU	Recensione a cura di S. Agosteo	84
Report 69 ICRU	Recensione a cura di F. Voltini	86
Comunicazioni Societarie		91
Aggiornamenti legislativi - DM 19 novembre 2003		93
Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics	a cura di F. Levrero	96
Notizie dalle Scuole di Specializzazione in Fisica Sanitaria		98

Stampato nel mese di Aprile 2004

Trimestrale dell'Associazione Italiana di Fisica in Medicina - 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: Particolare della cancellata di Villa Cagnola di Gazzada (VA), che ospita la sede della AIFM (Fotografia di F. Turrini)



AZIENDA OSPEDALIERA
ISTITUTI OSPITALIERI DI VERONA



U.O. di FISICA SANITARIA – Direttore: Dott. Giorgio Chiarego
Osp. Civile Maggiore - P.le A. Stefani, 1 - 37136 Verona ☎ 045 8072353-9 📠 045 8073240
e-mail: fisica.sanitaria.ocom@azosp.vr.it
UNITA' OPERATIVA CON SISTEMA QUALITA' UNI EN ISO 9001:2000 Certificato n. 7882/02/S

VERONA 2005

Cari Colleghi

nel ringraziare la redazione della rivista per lo spazio concesso, colgo l'occasione per annunciare con grande piacere, che il C.D. AIFM ha ufficialmente assegnato a Verona, come espressione del Gruppo Interregionale Triveneto, l'organizzazione del

IV° Congresso Nazionale AIFM

in programma nei giorni

14 - 17 Giugno 2005

L'apertura del Congresso è prevista per il pomeriggio di Martedì 14, mentre è già stata abbozzata la struttura organizzativa che di massima consisterà in

- "refresh courses"
- sessioni scientifiche
- sessione dedicata agli specializzandi/ti
- sessione dedicata agli affari professionali

oltre all'Assemblea dei Soci prevista per il pomeriggio di Giovedì 16.

Nell'intento di offrire valida ed efficiente organizzazione, anticipo che in Gennaio 2005 è prevista la scadenza di presentazione in forma elettronica degli *abstract*, mentre si presume che entro Marzo 2005 dovranno pervenire i lavori accettati in forma definitiva.

Ritenendo da tutti i partecipanti assai gradita la disponibilità degli atti all'inizio dei lavori congressuali Vi sollecito a rivolgere il pensiero ai contributi da proporre al Comitato Scientifico al fine di rispettare i termini sopraindicati.

Augurando a tutti buon lavoro e auspicando la Vostra fattiva collaborazione, Vi invito fin da oggi a marcare in modo indelebile sulla Vostra agenda le date indicate.

Arrivederci a Verona.

Giorgio Chiarego

Una nuova linea editoriale

La nostra Rivista, *Fisica in Medicina*, è nata all'inizio del 2000; il suo sottotitolo "Notiziario trimestrale di formazione, informazione e aggiornamento dell'Associazione Italiana di Fisica in Medicina" ne individuava chiaramente, insieme con gli obiettivi, i destinatari: i Soci dell'Associazione. Nei primi due anni e mezzo di vita, *Fisica in Medicina* ha mantenuto una consistenza numerica di 60-70 pagine, dando largo spazio alle informazioni sulla vita dell'Associazione: i verbali delle riunioni del Consiglio Direttivo, sino al terzo numero del 2001, sono sempre stati pubblicati integralmente, così come integralmente, quando venivano trasmessi al Comitato di Redazione, hanno trovato spazio sulle pagine della rivista, i resoconti delle riunioni dei Gruppi Regionali e i rapporti sulle attività e le iniziative inerenti all'Educazione Continua in Medicina (ECM).

Con il terzo numero del 2001, la consistenza del Notiziario è considerevolmente aumentata, passando a un centinaio di pagine; l'aumento sia del numero sia della qualità degli articoli pubblicati indusse il Comitato di Redazione, alla fine del 2002, a proporre al Consiglio Direttivo un aggiornamento del sottotitolo: non più "Notiziario", termine ritenuto troppo riduttivo, ma "Periodico", termine forse più anonimo ma che, facendo riferimento soltanto alla periodicità trimestrale di pubblicazione, non limitava gli orizzonti e le ambizioni della Rivista. Rivista che non soltanto ha riscosso successo fra i Soci, ma è stata apprezzata anche da singole persone esterne all'Associazione e persino da biblioteche, anche universitarie, che hanno chiesto di potersi abbonare.

Per questi motivi, il nuovo Consiglio Direttivo dell'Associazione, eletto in occasione del Congresso Nazionale di Agrigento, ha suggerito al Comitato di Redazione un aggiornamento della linea editoriale, il cui scopo principale è quello di diffondere la cultura e la conoscenza delle problematiche della moderna Fisica in Medicina anche al di fuori dell'ambito, ormai vasto ma pur sempre circoscritto, dei Soci dell'Associazione. Il Comitato di Redazione, che è stato potenziato, ha accolto questo suggerimento e, già con questo primo numero del 2004, ha cercato di adeguare forma e contenuti del Periodico ai suggerimenti, condivisi, del Consiglio Direttivo.

Fisica in Medicina che, almeno per questo anno, non modificherà né il titolo né il sottotitolo, sarà quindi, sostanzialmente, strutturata in tre parti: una prima parte sarà dedicata ad argomenti di carattere generale, che possano suscitare l'interesse e attrarre l'attenzione di un vasto pubblico di lettori "esterni" all'Associazione; una seconda ospiterà articoli di carattere specialistico, che consentano ai Soci che vogliano sfruttare questa possibilità, di portare tempestivamente a conoscenza del loro lavoro e delle loro ricerche, la comunità dei fisici medici iscritti all'Associazione. Una terza parte, infine, riporterà in forma sintetica, le Notizie Societarie, che i Soci potranno peraltro trovare in forma estesa sul sito dell'Associazione (www.aifm.it).

Accanto a *Fisica in Medicina* verrà inoltre pubblicata, con una periodicità ovviamente non prevedibile, una "Collana" di supplementi monotematici, relativi alle Linee Guida e ai Protocolli elaborati dai vari Gruppi di Lavoro dell'Associazione (sulla falsariga di quanto, da anni, fa l'AAPM). Per dare a questo aspetto fondamentale dell'attività scientifico-professionale dell'Associazione giusta visibilità anche a livello internazionale, si è deciso che questi Supplementi dovranno essere pubblicati in versione bi-lingue: italiano e inglese.

I progetti editoriali esposti sono ambiziosi: l'intero Comitato di Redazione conta sulla collaborazione, sulle proposte e sulle critiche costruttive di tutti i Soci, per realizzare un "giornale" i cui contenuti e le cui qualità siano in grado di dare all'intera comunità scientifica nazionale e al largo pubblico l'immagine dell'efficienza e del livello di eccellenza che la Fisica Medica italiana ha ormai raggiunto.

Il Direttore Responsabile del periodico

Considerazioni sullo stato e le prospettive della Fisica Medica in Italia

Giancarlo Candini
Presidente AIFM

Giancarlo Gialanella
Coordinatore Conferenza dei Direttori delle SSFS

INDICE

1. COSA È LA FISICA MEDICA
2. LA RICERCA IN FISICA MEDICA
3. LE PROFESSIONI SANITARIE NELLA LEGISLAZIONE ITALIANA
4. IL RUOLO DEI FISICI MEDICI SPECIALISTI
5. IL FABBISOGNO DI FISICI MEDICI SPECIALISTI
6. LA SCUOLA DI SPECIALIZZAZIONE IN FISICA SANITARIA
7. IL RUOLO DELLE REGIONI E DEL SSN NELLA FORMAZIONE DI FISICI MEDICI SPECIALISTI
8. GLI OBIETTIVI PROGRAMMATICI DELL'AIFM

1. Cosa è la Fisica Medica

Il Ministero dell'Istruzione, Università e Ricerca (MIUR) utilizza per il Settore Scientifico Disciplinare FIS/07 "Fisica applicata (a beni culturali, ambientali, biologia e medicina) la seguente (tralasciando i beni culturali) declaratoria di attività:

"Comprende le competenze atte allo studio e allo sviluppo di metodologie fisiche (teoriche e sperimentali) necessarie sia alla descrizione e alla comprensione della materia vivente nel contesto ambientale, biologico e medico, sia allo sviluppo e all'utilizzo della strumentazione necessaria al controllo e alla rivelazione di fenomeni fisici nell'ambito della prevenzione, diagnosi e cura. Le competenze di questo settore riguardano anche la ricerca nel campo della modellistica ambientale, della biofisica e delle tecniche fisiche della diagnostica biomedica, nonché nel campo della radioprotezione dell'uomo, dell'ambiente e delle cose".

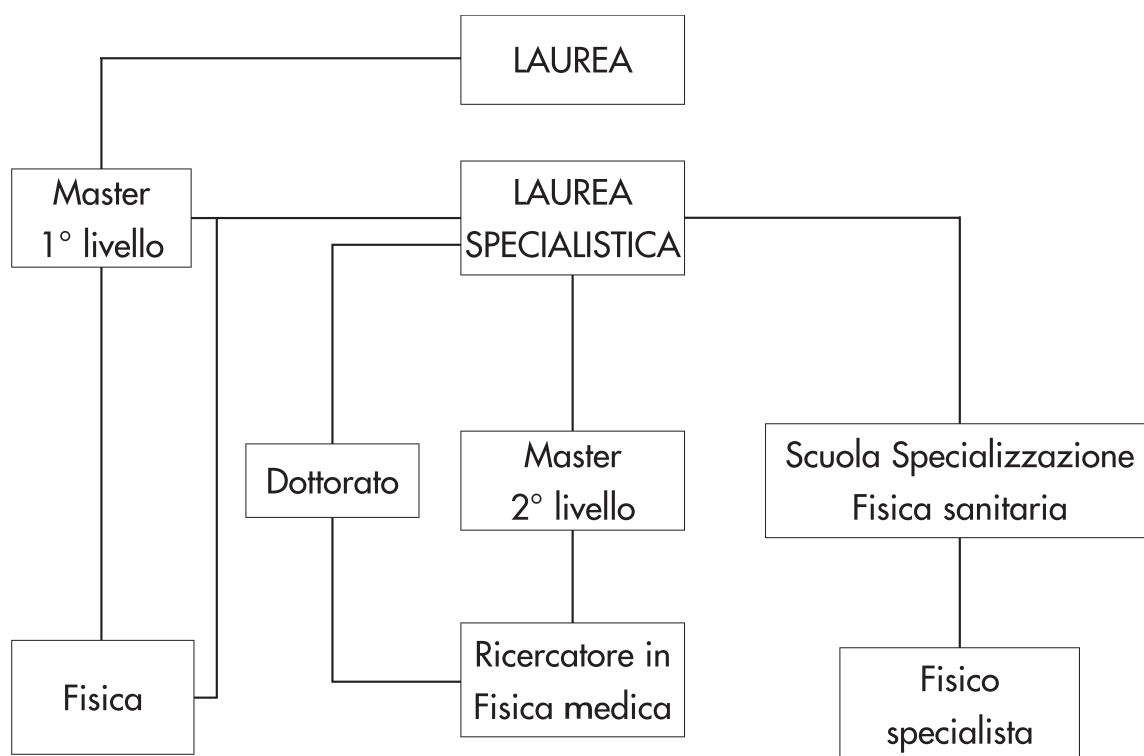
Una possibile (e necessaria) semplificazione è quella di definire la Fisica Medica come la disciplina fisica rivolta a problemi di interesse della medicina o della biologia.

In tale definizione, per la sua generalità, possiamo fare rientrare almeno le seguenti tre categorie di operatori:

- a) Il fisico che opera nelle Strutture del Servizio Sanitario Nazionale (SSN). La sua principale caratteristica è la professionalità di "operatore sanitario" che può essere acquisita solo attraverso un tirocinio ospedaliero, analogo a quello di un medico. La professionalità deve basarsi ed essere accompagnata da un'attività di ricerca e sviluppo.
- b) Il fisico che insegna e fa ricerca (di base, finalizzata o di sviluppo) nei campi di attività sopra dichiarati, operando nelle Università, negli Istituti di ricerca e anche nelle Strutture del SSN (Ospedali e IRCCS).
- c) Il fisico che opera per sviluppare e commercializzare tecnologie o apparecchiature medicali o software di interesse ospedaliero o simili, ad esempio nei laboratori di Industrie.

È ovvio che la formazione può, o deve, essere differenziata, anche per utilizzare al meglio l'offerta formativa attualmente disponibile nelle Università italiane.

Possono essere ipotizzate diverse soluzioni. Un esempio è contenuto nello schema seguente.



2. La ricerca in Fisica Medica

Ipotizzando che la declaratoria del SSD FIS07 descriva bene i contenuti delle attività, la ricerca in Fisica Medica può essere classificata nel modo seguente:

- ricerca (teorica e sperimentale) volta alla comprensione della materia vivente nel contesto ambientale, biologico e medico, ivi inclusa la biofisica e la modellistica;
- ricerca finalizzata allo sviluppo e all'utilizzo di metodiche fisiche e della strumentazione necessaria nell'ambito della prevenzione, diagnosi e cura, e della radioprotezione dell'uomo, dell'ambiente e delle cose.

Ambedue le categorie di ricerche sono presenti, a buon livello, in molte Università e in molte Strutture sanitarie. Per motivi non solo culturali ma anche gestionali, organizzativi e di fonti di finanziamento, c'è tutt'ora una divisione piuttosto netta tra le due tipologie nel senso che la prima si svolge prevalentemente nelle Università e la seconda prevalentemente nelle Strutture sanitarie. Riteniamo che tale situazione, anche se comprensibile, sia limitante per molti aspetti e

debba quindi essere superata.

La separazione, ricerca di base nelle Università e ricerca finalizzata nelle Strutture ospedaliere, rende più difficili le collaborazioni scientifiche, che invece sono di grande utilità per ambedue le istituzioni. Per le Università sono utili perché allargano il campo delle competenze, anche ai fini didattici, e facilitano la possibilità di svolgere tesi di laurea su argomenti altrimenti preclusi (ad esempio, dosimetria, radioprotezione diagnostica per immagini); per le Strutture sanitarie perché possono facilitare l'aggiornamento, e in taluni casi addirittura la possibilità di fare ricerca, dei fisici operanti in Strutture isolate.

L'AIFM intende promuovere, in stretta collaborazione con l'Università e gli Enti di ricerca iniziative che favoriscano lo sviluppo di tematiche di ricerca nel campo della Fisica Medica. A tal fine interverrà nelle sedi opportune (MIVR, Ministero della Sanità, Regioni etc.) per ottenere un maggior supporto economico per le attività di ricerca nel campo della fisica medica.

In particolare, l'AIFM sta già operando

lungo le seguenti linee di azione:

a) conoscenza approfondita e dettagliata della situazione attuale da acquisire con un censimento da svolgere con procedura adeguata;

b) diffusione delle informazioni ai soci, sollecitando e suggerendo, ove possibile, collaborazioni sia tra gruppi di Strutture ospedaliere sia tra questi e gruppi universitari;

c) stimolo e/o organizzazione di Workshop scientifici su temi specifici di interesse delle ricerche attuali dei soci che integrino, sul versante della ricerca, l'ottima rete di corsi di formazione in essere da anni;

d) utilizzazione della rete formativa delle SSFS non solo per il tirocinio professionalizzante degli specializzandi, ma anche come tramite per collaborazione scientifica;

e) richiesta dell'inserimento dell'attività di ricerca nell'ECM.

3. Le professioni sanitarie nella legislazione italiana

Il Ministero della Salute riconosce le seguenti "Professioni sanitarie":

- Farmacista	D.L. 258/1991
- Medico Chirurgo	D.L. 368/1999
- Odontoiatra	L. 409/1985
- Veterinario	L. 750/1984

Sono anche riconosciute le "Professioni Sanitarie infermieristiche e Ostetriche":

- Infermiere	D.M. 739/1994
- Ostetrica /o	D.M. 740/1994
- Infermiere Pediatrico	D.M. 70/1997

le "Professioni Sanitarie Riabilitative":

- Podologo	D.M. 666/1994
- Fisioterapista	D.M. 741/1994
- Logopedista	D.M. 742/1994
- Ortottista, Assistente di Oftalmologia	D.M. 743/1994
- Terapista della Neuro - e Psicomotricità dell'Età Evolutiva	D.M. 56/1997
- Tecnico Riabilitazione	

Psichiatria D.M. 182/2001

- Terapista Occupazionale	D.M. 136/1997
- Educazione Professionale	D.M. 520/1998

le "Professioni Tecnico Sanitarie", suddivise in:

Area Tecnico-diagnostica

- Tecnico Audiometrista	D.M. 667/1994
- Tecnico Sanitario di Lab. Biomedico	D.M. 745/1994
- Tecnico Sanitario di Radiologia Medica	D.M. 746/1994
- Tecnico di Neurofisiopatologia	D.M. 183/1995

Area Tecnico-assistenziale

- Tecnico Ortopedico	D.M. 665/1994
- Tecnico Audioprotesista	D.M. 668/1994
- Tecnico della Fisiopatologia Cardiocircolatoria e Perfusionazione Cardiovascolare	D.M. 316/1998
- Igienista Dentale	D.M. 137/1999
- Dietista	D.M. 744/1994

le "Professioni Tecniche della Prevenzione":

- Tecnico della Prevenzione nell'Ambiente e nei luoghi di Lavoro	D.M. 58/1997
- Assistente Sanitario	D.M. 69/1997

Infine ci sono le "Arti Ausiliarie delle Professioni Sanitarie":

- Ottico	art. 12: R.D. 1339/1928
- Odontotecnico	art. 11: R.D. 1339/1928

Come si vede il Fisico medico non è presente nella lista. Questa mancanza è foriera di una serie di difficoltà per le attività professionali dei Fisici medici specialisti operanti nel SSN e deve quindi essere colmata al più presto. L'AIFM si sta adoperando in tal senso.

4. Il ruolo dei fisici medici specialisti

Anche se la professione di Fisico medico non è (ancora) riconosciuta per legge, il ruolo dei fisici medici è previsto nella legislazione italiana.

Il ruolo e le funzioni dell'Esperto in Fisica medica sono fissati dal DECRETO n. 187/2000 (Attuazione della direttiva 97/43/EURATOM "Protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse ad esposizioni mediche).

Articolo 2 - Definizione di esperto in fisica medica

Una persona esperta nella fisica o nella tecnologia delle radiazioni applicata alle esposizioni che rientrano nel campo di applicazione del presente decreto legislativo e che, se del caso, agisce o consiglia:

- sulla dosimetria dei pazienti,
- sullo sviluppo e l'impiego di tecniche e attrezzature complesse,
- sull'ottimizzazione,
- sulla garanzia di qualità, compreso il controllo della qualità
- su altri problemi riguardanti la radioprotezione relativa alle esposizioni mediche.

Articolo 7 - Formazione

(Omissis)

Le attività dell'esperto in fisica medica sono quelle dirette prevalentemente a:

- la valutazione preventiva, ottimizzazione e verifica delle dosi impartite nelle esposizioni mediche,
- i controlli di qualità degli impianti radiologici.

L'esercizio di tali attività è consentito ai laureati in fisica in possesso del diploma di specializzazione in fisica sanitaria o ad esso equipollente.

Articolo 9 - Pratiche speciali

(Omissis)

4. Nelle attività di radioterapia il responsabile dell'impianto radiologico avvalendosi dell'esperto di fisica medica predispone le procedure per la valutazione delle dosi somministrate ai pazienti durante i trattamenti di radioterapia e ne verifica la corretta applicazione.

Da tale Decreto discende che la formazione dell'Esperto in Fisica Medica avviene attraverso la Scuola di Specializzazione in Fisica sanitaria. Per maggiore chiarezza, alla dicitu-

ra Esperto in Fisica medica è preferibile quella di Fisico medico specialista.

5. Il fabbisogno di Fisici medici specialisti

Ogni anno il Ministero della Salute deve valutare il fabbisogno delle Specializzazioni dell'Area Sanitaria, comprendenti tutte le specializzazioni mediche e sette specializzazioni non mediche, tra cui la Fisica Sanitaria, di interesse del SSN. Il numero di studenti da ammettere alle Scuole di Specializzazione è basato su tale valutazione.

L'Art. 6-ter del D.L.vo 502/92 prescrive:

"Entro il 30 aprile di ciascun anno il Ministro della Sanità, sentiti la Conferenza permanente per i rapporti fra lo Stato, le regioni e le province autonome di Trento e di Bolzano e la Federazione nazionale degli Ordini dei medici chirurghi e odontoiatri e degli altri Ordini e Collegi professionali interessati, determina con uno o più decreti il fabbisogno per il Servizio sanitario nazionale, anche suddiviso per regioni, in ordine ai medici chirurghi, veterinari, odontoiatri, farmacisti, biologi, chimici, fisici, psicologi, nonché al personale sanitario infermieristico, tecnico e della riabilitazione ai soli fini della programmazione da parte del Ministero dell'università e della ricerca scientifica e tecnologica degli accessi ai corsi di diploma di laurea, alle scuole di formazione specialistica e ai corsi di diploma universitario".

L'Art. 8 della L. 401/2001 prescrive:

1. Il numero di laureati appartenenti alle categorie dei veterinari, odontoiatri, farmacisti, biologi, chimici, fisici, psicologi iscrivibili alle scuole di specializzazione post-laurea è determinato ogni tre anni secondo le medesime modalità previste per i medici dall'articolo 35 del decreto legislativo 17 agosto 1999, n. 368, ferma restando la rilevazione annuale del fabbisogno anche ai fini della ripartizione annuale delle borse di studio nell'ambito delle risorse già previste.

L'Art. 35 del D. Lgs. n. 368/99 recita:

1. Con cadenza triennale ed entro il 30 aprile del terzo anno, le regioni e le province autonome di Trento e di Bolzano, tenuto conto delle relative esigenze sanitarie e sulla base di una approfondita analisi della situazione occupazionale, individuano il fabbisogno dei medici specialisti da formare comunicandolo al

Ministero della sanità e dell'università e della ricerca scientifica e tecnologica. Entro il 30 giugno del terzo anno il Ministro della sanità, di concerto con il Ministro dell'università e della ricerca scientifica e tecnologica e con il Ministro del tesoro, del bilancio e della programmazione economica, sentita la Conferenza permanente per i rapporti tra lo Stato, le regioni e le province autonome di Trento e di Bolzano, determina il numero globale degli specialisti da formare annualmente, per ciascuna tipologia di specializzazione, tenuto conto delle esigenze di programmazione delle regioni e delle province autonome di Trento e di Bolzano con riferimento alle attività del Servizio sanitario nazionale.

2. In relazione al decreto di cui al comma 1, il Ministro dell'università e della ricerca scientifica e tecnologica, acquisito il parere del Ministro della sanità, determina il numero dei posti da assegnare a ciascuna scuola di specializzazione accreditata ai sensi dell'art. 43, tenuto conto della capacità ricettiva e del volume assistenziale delle strutture sanitarie inserite nella rete formativa della scuola stessa.

L'AIFM ha elaborato, e approvato nella riunione del Consiglio Direttivo in data 8 marzo 2002, un modello per il calcolo del fabbisogno di Fisici medici specialisti nelle Strutture del SSN che possa servire da guida alle Regioni. Si tenga presente che il MdS nel 2002 ha riconosciuto l'AIFM come interlocutore in mancanza dell'Ordine professionale.

Il calcolo del fabbisogno può basarsi sul numero e la tipologia delle apparecchiature presenti nei diversi settori o sui carichi di lavoro previsti ed effettuati. Si è scelto un modello misto, che è anche quello seguito nei documenti europei, che tiene conto sia della necessità di garantire la funzionalità e la qualità di prestazioni di un sistema diagnostico o terapeutico sia della necessità di garantire una determinata quantità di prestazioni.

In sostanza, il modello calcola il numero di fisici necessario per ogni struttura, sulla base di coefficienti moltiplicativi del numero di apparecchiature presenti (principalmente le sorgenti di radiazioni per radioterapia e diagnostica) e del numero di trattamenti/anno. Il totale che si ottiene è aumentato del

30% per tenere conto delle attività di ricerca e sviluppo, dell'attività didattica nei confronti di allievi di Scuole di Specializzazione per operatori medici e non medici nelle discipline di competenza del fisico specialista nonché delle attività di aggiornamento e delle attività gestionali demandate per competenza ai fisici con funzioni dirigenziali. E' evidente che il fabbisogno così ottenuto è di tipo statico, cioè non tiene conto degli sviluppi delle strutture esistenti, della nascita di nuove strutture, né del turn over del personale.

Il modello è stato utilizzato per la prima volta nel 2003, dalla Conferenza dei direttori delle SSFS, per inviare al MdS il fabbisogno di formazione. Esso è stato calcolato su dati, strutture e apparecchiature, certamente per difetto. E' in corso, a cura dei coordinatori regionali dell'AIFM, l'aggiornamento della banca dati in modo che già per il 2004 si abbia una stima più realistica, che permetta all'AIFM di interagire in maniera unitaria con gli assessori regionali deputati a comunicare il fabbisogno al MdS.

Dall'analisi del 2003 sono derivate le seguenti considerazioni.

- A. Il numero di fisici in servizio (compresi i non strutturati), è pari al 62% del numero stimato e il loro rapporto non presenta grosse variazioni tra Nord, Centro e Sud+Isole. Maggiori sono le variazioni tra le Regioni, che vanno dal 19% della Campania al 119% della Basilicata, ma ciò può, presumibilmente, dipendere dalla lacunosità dei dati a disposizione e dalle diverse dimensioni delle strutture.
- B. Stante la relazione lineare tra il numero di fisici e la dotazione delle strutture, il numero di fisici per ML di abitanti è indicativo del numero di strutture presenti nella Regione e della loro dotazione. Tale numero può quindi essere utilizzato per caratterizzare il livello di presenza del S.S.N. nelle diverse Regioni. Il numero di fisici in servizio per ML di abitanti è pari a 7.8 a livello nazionale con variazioni molto ampie tra regione a regione (da 0.69 per la Campania fino a 15.7 per l'Emilia-Romagna) e anche tra Nord e Sud (11.4 per il Nord, 8.1 per il Centro e 2.9 per il Sud+Isole).

I dati accorpati per fascia danno:

- Regioni tra 15 e 10 fisici/ML abitanti:
EMILIA ROMAGNA, FRIULI V. GIULIA,
TRENTINO A. A, LIGURIA, LOMBARDIA,
UMBRIA, PIEMONTE
- Regioni tra 10 e 5 fisici/ML abitanti:
TOSCANA, VENETO, LAZIO, MARCHE,
ABRUZZO, SICILIA
- Regioni con meno di 5 fisici/ML abitanti:
CALABRIA, BASILICATA, PUGLIA, SARDE-
GNA, CAMPANIA.

C. Il valore medio dell'U.E., calcolato dall'EFOMP nel 1999 limitatamente ai Fisici sanitari addetti alla Radioterapia e Diagnostica per immagini, risulta pari a 7.0 fisici/ML abitanti. Tenuto conto che in tale valore non si tiene conto delle altre attività, in parte derivanti da esigenze normative intervenute successivamente (DLgs 187/00) finalizzate alla garanzia di qualità per la riduzione del rischio per il paziente, e in particolare del 30% aggiuntivo per la ricerca e l'aggiornamento professionale, il confronto conferma che il modello adottato porta a una stima corretta.

D. Infine va rimarcato che il modello, in quanto basato sulla situazione attuale, fornisce il numero necessario per utilizzare correttamente le strutture esistenti. Nulla dice, ovviamente, sull'adeguatezza delle apparecchiature e delle strutture alle esigenze del S.S.N., che non è compito dell'AIFM e quindi esula dalle finalità del modello. Sono, probabilmente, da attribuirsi a tale inadeguatezza le notevoli differenze tra Regione e Regione che si osservano.

6. La Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria

La Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria (SSFS), attualmente disciplinata dal D.M. 7 maggio 1997 del MURST, è una Scuola dell'area sanitaria di interesse del SSN, di durata quadriennale, a pieno tempo. Prevede 200 h/anno di lezioni o seminari e oltre 1300 h/anno di tirocinio e ricerca nell'Università e nelle Strutture sanitarie appartenenti alla Rete formativa.

Le Aree di formazione sono:

- a) area propedeutica (Biologia, Anatomia e Fisiologia);
- b) area delle terapie radianti
- c) area della diagnostica per immagini
- d) area dei sistemi informativi ospedalieri
- e) area della radioprotezione

È in fase di pubblicazione il Decreto del MIUR di riordino delle Scuole di Specializzazione di Area Sanitaria, sul quale il CUN ha già espresso parere favorevole, che dovrebbe andare in vigore con il prossimo A.A. 2004-05.

In base a tale decreto le Scuole di Specializzazione di Area Sanitaria sono raggruppate nelle seguenti Aree e Classi:

AREA MEDICA

Classi: Medicina clinica generale, medicina specialistica, neuroscienze e scienze cliniche del comportamento, medicina clinica dell'età evolutiva.

AREA CHIRURGICA

Classi: chirurgie generali, chirurgie specialistiche, chirurgie del distretto testa e collo, chirurgie cardio-toraco-vascolari.

AREA SERVIZI CLINICI

SOTTO-AREA DEI SERVIZI CLINICI DIAGNOSTICI E TERAPEUTICI

Classi: medicina diagnostica e di laboratorio, diagnostica per immagini e radioterapia, servizi clinici specialistici, servizi clinici biomedici, specializzazioni in odontoiatria.

SOTTO-AREA DEI SERVIZI CLINICI ORGANIZZATIVI E DELLA SANITÀ PUBBLICA

Classi: sanità pubblica, area farmaceutica, fisica sanitaria, area veterinaria

Le principali novità, in particolare per SSFS, sono le seguenti.

- Negli ordinamenti didattici è assegnato un peso preponderante alle attività formative che caratterizzano la specificità della Scuola. Oltre due terzi dell'impegno orario dello specializzando sono riservati alle attività pratiche professionalizzanti.
- È necessario che ciascuna Scuola sia dotata di autonomia funzionale e organizzativa, sia pienamente integrata in una rete

formativa di strutture universitarie ed extra universitarie, sia proporzionata al numero degli specializzandi e adeguata al conseguimento di un completo addestramento professionale secondo gli standard individuati dall'Osservatorio Nazionale.

- L'attività didattica formale, professionalizzante e tutoriale è affidata a docenti universitari e docenti affiliati operanti in strutture non universitarie inserite nella rete della Scuola. Ai Docenti affiliati, per i quali sarà predisposto un opportuno quadro normativo di riferimento, vengono, su proposta del Consiglio della Scuola, affidati compiti di attività didattica formale, professionalizzante e tutoriale in rapporto con le esigenze formative della Scuola.
- L'attivazione di consorzi (o analoghe forme organizzative) di Scuole di Specializzazione della stessa tipologia afferenti a Facoltà di Medicina e Chirurgia di diversi Atenei è prevista e raccomandata, ove opportuno, al fine di assicurare una vantaggiosa utilizzazione delle risorse strutturali e del corpo docente.

Attualmente sono attive 12 Scuole, distribuite su base regionale come segue:

Piemonte:	Università di Torino
Lombardia:	Università di Milano
Liguria:	Università di Genova
Emilia Romagna:	Università di Bologna
Toscana:	Università di Pisa
	Università di Firenze
Lazio:	Università di Roma "La Sapienza"
	Università di Roma Tor Vergata
	Università Cattolica del Sacro Cuore
Campania:	Università di Napoli "Federico II"
Sicilia:	Università di Catania
	Università di Messina

Sono in fase di attivazione altre due Scuole, presso l'Università di Padova e l'Università di Palermo.

7. Il ruolo delle Regioni e del SSN nella formazione dei Fisici medici specialisti

La formazione dei medici specialisti e il funzionamento delle relative Scuole di specializzazione sono già regolamentati dal D. L.vo 368/99; la regolamentazione delle Scuole specialistiche di interesse del SSN per i non medici non è ancora attuata con altrettanta organicità, ma necessariamente lo diventerà con l'entrata in vigore del decreto di riordino.

Di conseguenza, il ruolo delle Strutture del SSN, degli Assessori regionali alla sanità e della Conferenza Stato - Regioni, nella formazione dei Fisici specialisti sarà del tutto analogo a quello attualmente svolto nella formazione dei Medici specialisti, così come previsto dai seguenti articoli del citato D.L.vo 368/99.

Art. 37 - Contratti di formazione

- All'atto dell'iscrizione alle scuole universitarie di specializzazione in medicina e chirurgia, il medico stipula uno specifico contratto annuale di formazione-lavoro, (Omissis).
- Lo schema-tipo del contratto è definito con decreto del Presidente del Consiglio dei ministri, su proposta del Ministro dell'università e della ricerca scientifica e tecnologica, di concerto con i Ministri della sanità, del tesoro e del lavoro e della previdenza sociale, sentita la Conferenza permanente per i rapporti tra lo Stato, le regioni e le province autonome di Trento e di Bolzano.
- Il contratto è stipulato con l'università, ove ha sede la scuola di specializzazione, e con la regione nel cui territorio hanno sede le aziende sanitarie le cui strutture sono parte prevalente della rete formativa della scuola di specializzazione.

Art. 38 - Rete formativa

(Omissis)

- Le modalità di svolgimento delle attività teoriche e pratiche dei medici in formazione, ivi compresa la rotazione tra le strutture inserite nella rete formativa
- La formazione del medico specialista implica la partecipazione guidata alla totalità delle attività mediche dell'unità operativa presso la qua-

le é assegnato dal Consiglio della scuola, nonché la graduale assunzione di compiti assistenziali e l'esecuzione di interventi con autonomia vincolate alle direttive ricevute dal tutore, di intesa con la direzione sanitaria e con dirigenti responsabili delle strutture delle aziende sanitarie presso cui si svolge la formazione. In nessun caso l'attività del medico in formazione specialistica é sostitutiva del personale di ruolo.

- I tempi e le modalità di svolgimento dei compiti assistenziali nonché la tipologia degli interventi che il medico in formazione specialistica deve eseguire sono concordati dal Consiglio della scuola con la direzione sanitaria e con i dirigenti responsabili delle strutture delle aziende sanitarie presso le quali lo stesso svolge la formazione sulla base del programma formativo personale di cui al comma 2.

Art. 44 - Osservatorio regionale per la verifica dello standard delle attività

1. Presso le regioni nelle quali sono istituite le scuole di specializzazione di cui alla presente legge é istituito l'Osservatorio regionale per la formazione medico-specialistica, composto, in forma paritetica, da docenti universitari e dirigenti sanitari delle strutture presso le quali si svolge la formazione nonché da tre rappresentanti dei medici in formazione specialistica. (Omissis).

L'Osservatorio definisce i criteri per la rotazione di cui all'articolo 38, comma 2, e verifica lo standard di attività assistenziali dei medici in formazione specialistica nel rispetto dell'ordinamento didattico della scuola di specializzazione, del piano formativo individuale dello specializzando e dell'organizzazione delle aziende e strutture sanitarie, in conformità alle indicazioni dell'Unione europea.

(Omissis)

3. L'Osservatorio é nominato dalla regione ed ha sede presso una delle aziende sanitarie della rete formativa dei corsi di specializzazione. L'organizzazione dell'attività dell'Osservatorio é disciplinata dai protocolli d'intesa fra università e regione e negli accordi fra le università e le aziende, attuativi delle predette intese, ai sensi dell'articolo 6, comma 2, del decreto legislativo 30 dicembre 1992, n. 502, e successive modificazioni. L'Osservatorio fornisce altresì elementi di valutazione all'Osservatorio nazionale.

Sulla base di tali considerazioni l'AIFM e i Direttori delle SSFS, hanno già iniziato le opportune azioni presso gli Assessorati alla sanità delle Regioni per ottenere un'evoluzione positiva sui seguenti aspetti:

- Stima del fabbisogno di Fisici specialisti ai fini della formazione. A tale riguardo l'AIFM ha elaborato un modello di calcolo e sta completando la raccolta dei dati necessari per il calcolo del fabbisogno.
- Formazione dell'Osservatorio regionale per la formazione medico-specialistica che comprenda anche le SSFS.
- Individuazione da parte della Regione delle Strutture del SSN e loro inserimento nella rete formativa per le Scuole di Specializzazione.
- Istituzione di borse di studio regionali in aggiunta a quelle che saranno decise dal Ministero della Salute sulla base della stima del Fabbisogno.
- Sensibilizzazione degli Assessori per i problemi della Fisica sanitaria così da formare un orientamento positivo per la loro soluzione in ambito della Conferenza permanente per i rapporti tra lo Stato, le Regioni e le Province autonome di Trento e Bolzano.

A queste azioni a livello regionale si dovranno aggiungere analoghe azioni a livello della Conferenza Stato Regioni, cui é demandata la determinazione per ogni anno del numero di specialisti da formare e la conseguente ripartizione delle borse di studio. L'obiettivo (e la speranza) é di ottenere che, per il prossimo a.a. 2004-2005, la Conferenza deliberi l'accordo sulla determinazione del numero globale di medici e fisici specialisti da formare nelle scuole di specializzazione, in analogia a quanto é stato finora fatto per i soli medici. Per meglio chiarire la rilevanza di tale operazione si riporta la deliberazione assunta nella seduta del 10 dicembre 2003 (Repertorio Atti n. 1894), in base alla quale il fabbisogno totale (6000) di medici specialisti per il 2003-2004 é stato ripartito tra le Aree come segue:

- Area funzionale di Chirurgia : 1484
- Area funzionale di Medicina : 2575
- Area funzionale dei Servizi : 1941

La Conferenza permanente per i rapporti tra lo Stato, le Regioni e le Province autonome di Trento e Bolzano

(OMISSIS)

sancisce tra il Governo, le Regioni e le Province Autonome di Trento e Bolzano il seguente accordo nei termini sottoindicati:

- preso atto che la determinazione del fabbisogno del numero globale di medici specialisti da formare nelle scuole di specializzazione nell'anno accademico 2003/2004, sulla base degli elementi acquisiti dalle Regioni e Province Autonome, è di 6.000 medici nelle Aree funzionali di chirurgia, dei servizi e di medicina;
- considerato che le risorse finanziarie disponibili consentono per il medesimo anno accademico il finanziamento, a carico del bilancio dello Stato, di 5.490 borse di studio per lo stesso anno accademico nelle Aree funzionali di chirurgia, dei servizi e di medicina;
- preso atto che le eventuali borse di studio aggiuntive che le Regioni e Province Autonome riterranno di autorizzare, con oneri a carico dei propri bilanci, tese a soddisfare le specifiche esigenze regionali, dovranno essere deliberate prima della data di pubblicazione dei bandi, da parte delle Università, per l'assegnazione delle medesime borse da parte delle singole scuole alle quali sono da destinarsi, al fine di darne tempestivo avviso nei relativi bandi;
- si conviene sulla Tabella 1 "Fabbisogno 2003-2004" e Tabella 2 "Borse di studio a carico dello Stato per l'anno 2003-2004", che allegate sub A) e sub B) al presente atto ne costituiscono parte integrante.

8. Gli obiettivi programmatici dell'AIFM

Il Direttivo AIFM identifica, nei punti elencati di seguito, gli obiettivi programmatici che caratterizzano il proprio mandato, fermo restando che, ai fini di una loro maggiore condivisione possibile, il Direttivo stesso si impegna ad una verifica quanto più assidua possibile con i Direttivi Regionali, allo scopo di definire strategie operative più opportune e mirate alle singole realtà.

1. Riconoscimento normativo della professione

L'AIFM individua come obiettivo prioritario

il riconoscimento normativo della professione in quanto fondamentale per consolidare il ruolo del Fisico Medico in tutte le attività sanitarie. A tale scopo, l'AIFM impegna il Direttivo nella individuazione di un percorso che sfoci in una proposta di Legge che riconosca la "professione sanitaria di Fisico Medico" e istituisca il relativo "ordine professionale". I punti critici di tale proposta sono rispettivamente la definizione dell'oggetto della professione, le modalità di accesso e le norme di prima applicazione. Il Direttivo, coerentemente con tale obiettivo, si adopera per favorirne la condivisione da parte dei soci ed ottenerne la disponibilità a favorire il percorso mettendo a disposizione ogni risorsa che si renda necessaria.

2. Promozione della visibilità della professione e dell'Associazione

Tale obiettivo è strettamente connesso allo sviluppo di un "senso di appartenenza" che, pur nel rispetto della libertà individuale, sia di guida nelle scelte di comportamento di ogni socio. Tale obiettivo prevede un impegno specifico nel settore della "comunicazione" sia verso l'interno che verso l'esterno dell'Associazione con l'utilizzo di ogni supporto. In particolare, va curato il supporto editoriale ed i mezzi di comunicazione per via informatica, senza trascurare i canali di informazione a mezzo stampa o televisione che non rientrano nella tradizione dell'AIFM.

3. Rapporti con organismi istituzionali come Associazione di riferimento

Tra gli organismi istituzionali rientrano, tra gli altri,: il Ministero della Salute, il Ministero della Pubblica Istruzione, le Università, gli Istituti di Ricerca, l'Istituto Superiore di Sanità, gli Assessorati alla Sanità, le Regioni e le Aziende del Servizio Sanitario Nazionale.

Ogni occasione per favorire la visibilità della professione e dell'Associazione deve vedere impegnate le strutture centrali e periferiche dell'AIFM per proporsi quale interlocutore privilegiato su questioni che coinvolgono direttamente o indirettamente la figura del Fisico Medico.

4. Rapporto paritario con le altre professioni e relative Associazioni

Il rapporto paritario con le altre professioni e con le relative Associazioni costituisce obiettivo fondamentale per garantire una pari dignità professionale tra il Fisico Medico ed i professionisti con cui interagisce. In tale ottica, l'AIFM non intende certamente promuovere o alimentare posizioni di scontro ma perseguire la valorizzazione dell'attività professionale e scientifica del Fisico Medico, con iniziative e comportamenti coerenti con tale obiettivo.

5. Consolidamento del rapporto con l'Università

L'AIFM intende consolidare il rapporto con le Università per implementare lo sviluppo dell'attività di ricerca dei propri soci nel campo delle applicazioni della fisica in medicina. Il consolidamento di questo rapporto permetterà di affrontare con rinnovato interesse il problema della formazione di fisici medici nei corsi di laurea specialistica in fisica e nelle scuole di specializzazione in Fisica Sanitaria.

E' inoltre necessario che l'Associazione si faccia carico di iniziative atte a incoraggiare una più adeguata presenza al suo interno della componente universitaria.

6. Promozione della ricerca scientifica

Nell'ottica di una stretta collaborazione con l'Università e, più in generale, con gli Enti di ricerca (CNR, INFN, INFN, ISS etc.) l'AIFM cercherà di promuovere iniziative che favoriscano lo sviluppo di tematiche di ricerca nel campo della Fisica Medica che aggregino le varie competenze dell'Associazione. A tal fine l'AIFM inter-

verrà anche nelle sedi opportune (MIVR, Ministero della Sanità, Regioni etc.) al fine di ottenere un maggior supporto economico per le attività di ricerca nel campo della fisica medica.

Va ricordato che la ricerca scientifica rientra tra i compiti istituzionali non solo dei fisici universitari ma anche degli ospedalieri. L'Associazione deve favorire iniziative che aprano spazi di collaborazione tra università e servizi di fisica sanitaria per dare attuazione a progetti di ricerca di interesse nel campo della fisica medica.

7. Promozione dei Servizi di Fisica Sanitaria

I Servizi di Fisica Sanitaria costituiscono lo sbocco naturale per la collocazione operativa del Fisico Medico nel settore pubblico e privato accreditato. E' interesse dell'Associazione promuovere l'istituzione e la crescita dei Servizi di Fisica Sanitaria nelle Aziende del Servizio Sanitario Nazionale e gli organismi nazionali e periferici dell'Associazione si adoperano per favorire la condivisione di tale obiettivo da parte dei soci.

Pur nella consapevolezza dell'impossibilità di stabilire un modello organizzativo dei Servizi che si adatti ad ogni singola realtà, l'AIFM condivide la necessità di garantire i seguenti aspetti:

- autonomia funzionale e gestionale
- caratterizzazione clinico-assistenziale

A tale scopo, l'AIFM si impegna ad offrire il supporto per l'individuazione di un modello ideale di inserimento dei Servizi di Fisica Sanitaria nelle strutture Dipartimentali delle Aziende Sanitarie che garantisca il rispetto di tali requisiti.

LA RIVOLUZIONE DI ELEKTA INCORAGGIA L'EVOLUZIONE DELLA RADIOTERAPIA

Elekta Synergy™ è destinato a diventare il presidio principale nella radioterapia guidata da immagini

Entusiasmanti dati presentati all'incontro annuale della American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) dimostrano l'enorme potenziale del nuovo sistema Elekta Synergy™ per l'importante progresso della radioterapia nei pazienti affetti da tumore.

Una persona su tre si ammala di cancro durante la sua esistenza e quattro persone su dieci vengono sottoposte a radioterapia nel corso del trattamento. Per eliminare le cellule cancerogene le radiazioni vengono dirette al tumore del paziente, ma se ciò non viene effettuato in modo preciso, vi è il rischio di colpire anche le cellule sane circostanti. Normalmente, prima del trattamento, viene effettuata una scansione per individuare la posizione esatta della neoplasia. Tuttavia, viene spesso utilizzato un campo radiante allargato per rimediare all'indeterminatezza della posizione dei tumori. Questa indeterminatezza può essere dovuta a diverse cause:

- la precisione con cui il paziente viene posizionato nell'acceleratore lineare;
- il movimento all'interno del corpo (provocato, ad esempio, dalla respirazione);
- le variazioni tra il tempo della scansione e l'effettivo trattamento.

I dati presentati dal Dr. Mark Oldham, e dal Dr. Daniel Letourneau, Fisici della Divisione di Radioterapia del William Beaumont Hospital, Michigan, USA, dimostrano che, abbinando un sistema di imaging a raggi X per il rilevamento del volume all'acceleratore lineare per ottenere immagini 'in tempo reale' del tumore durante il trattamento, la qualità dell'immagine e la precisione del trattamento migliorano notevolmente. Uno studio preliminare sul trattamento del cancro alla prostata ha indicato che sarebbe possibile ottenere un'espansione del margine del volume bersaglio pianificato (PTV) inferiore a 5 mm rispetto al margine tradizionale di 10 mm (in un periodo di trattamento di 20 minuti).

Questo il commento del Dr. Oldham: "L'integrazione tra imaging e trattamento offre la possibilità concreta di migliorare la procedura radioterapica ed accrescere le prospettive per i pazienti affetti da tumore. I dati presentati alla ASTRO, unitamente ai dati precedenti, suggeriscono che l'introduzione di Elekta Synergy™ verrà apprezzata sia dagli oncologi radioterapisti, sia dai pazienti".

I dati presentati alla ASTRO avvalorano ulteriormente i dati incoraggianti presentati alla European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO), i quali riferiscono sull'applicazione clinica di Elekta Synergy™ descrivendo tale sistema come dotato di enorme potenziale per la radioterapia guidata da immagini e come la più avanzata tecnica di acquisizione, ricostruzione ed elaborazione delle immagini.

I reperti chiave ottenuti dai dati hanno dimostrato che:

- l'uso di scansioni ripetute per la valutazione della posizione e del movimento del tumore ha consentito la riduzione di errori sistematici da 0,4-1,3 cm (Deviazione standard) a 0,2-0,6 cm (DS);
- un'ulteriore riduzione degli errori sistematici a 0,1-0,3 cm (DS) è stata ottenuta trattando i pazienti adattando la radioterapia con una leggera variazione giornaliera (<1 cm DS) e tutti gli altri pazienti con radioterapia guidata da immagini.



Ulteriori dati presentati alla ESTRO dimostrano che l'elaborazione di immagini in linea (simultanea) e l'adattamento di un programma di trattamento in funzione della forma e della posizione effettive del volume bersaglio (tumore) sono in grado di migliorare l'esito in casi specifici di trattamento radioterapico del cancro.

Alvaro Martinez, primario di Radioterapia Oncologica dell'ospedale William Beaumont di Royal Oak nel Michigan, USA, dice: "Considerando che la maggior parte delle imprecisioni derivano dal movimento dell'organo interessato e da inaccuratezze nel posizionamento del paziente, l'attenzione

del nostro QA verterebbe sul paziente stesso." dice Martinez "La radioterapia guidata da immagini aggiungerà la quarta dimensione temporale alla radioterapia tradizionale e saremo così in grado di esaminare la storia clinica del paziente attraverso il trattamento e la direzione del raggio correttamente orientato sulle variazioni in fase di trattamento. Nel nuovo millennio, che si sta muovendo progressivamente dalla radioterapia 3D image-planned ad una 4D beam-guided attraverso il sistema Synergy™ di Elekta, è attualmente l'unica modalità disponibile di QA per i pazienti. Prevedo che diventerà il nostro strumento di lavoro quotidiano" conclude Martinez.

Il successo di Elekta Synergy™ è il risultato della stretta collaborazione fra Elekta e i seguenti Istituti di Ricerca:

- Princess Margaret Hospital, Toronto, Canada
- William Beaumont Hospital, Royal Oak, Michigan, USA
- Christie Hospital, Manchester, Regno Unito
- The Netherlands Cancer Institute (NKI), Amsterdam, Olanda

Volker Stieber, Responsabile della Direzione Sviluppo e Attuazione delle Tecnologie, ha così sottolineato l'appropriatezza del nome assegnato a questo nuovo prodotto: "Synergy rende l'idea di due o più organismi che lavorano insieme dando vita a qualcosa di molto più grande dei singoli contributi. Elekta Synergy™ aggiunge una tecnologia di imaging dedicata a una piattaforma di trattamento consolidata, creando un sistema che è effettivamente maggiore della somma delle sue parti".

Il gruppo Elekta ha sede a Stoccolma (Svezia) ed è composto da due divisioni:

- Elekta Oncology Systems con sede ed unità produttive a Crawley, UK e in Cina
- Elekta Neuroscience, con sede a Stoccolma e unità operative in Svezia e Stati Uniti.

Il Gruppo è fortemente orientato verso gli aspetti clinici nelle divisioni di radioterapia e neurochirurgia attraverso rapporti di collaborazione scientifica in atto con prestigiosi centri sia in America che in Europa. Queste partnership, unitamente a importanti investimenti nella ricerca e nello sviluppo (circa il 10% del fatturato) consentono innovazioni tecnologiche continue che permettono di migliorare la qualità della vita dei pazienti.

In Italia Elekta è presente dal 1997 con uffici commerciali a cui fanno capo una rete di agenti, distributori e servizi di assistenza che coprono tutto il territorio nazionale.

Note

- Per ulteriori informazioni relativamente a Elekta Synergy™ e agli altri prodotti Elekta, potete visitare il sito: www.elekta.com
- Le immagini di Elekta Synergy™ possono essere visionate al seguente indirizzo Web: www.elekta.com/investors

I protoni e la radioterapia delle patologie oculari: primi due anni di trattamenti clinici ai LNS

^{1,2)}L. Raffaele, ¹⁾G. Cuttone, ^{3,4)}S. Lo Nigro, ^{1,3)}G.A.P. Cirrone, ^{1,6)}M.G. Sabini

^{1,2)}V. Salamone, ^{2,4)}P. Lojacono, ^{1,3)}V. Patti, ^{1,3)}L. Valastro, ⁵⁾A. Reibaldi

²⁾G. Privitera, ²⁾C. Spatola, ⁵⁾J. Ott, ⁵⁾M.L. Rallo

¹⁾INFN - Laboratori Nazionali del Sud, Catania

²⁾Azienda Policlinico - Università degli Studi di Catania

³⁾Dipartimento di Fisica ed Astronomia e Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria, Università degli Studi di Catania

⁴⁾Centro Siciliano di Fisica Nucleare e Struttura della Materia, Catania

⁵⁾Istituto di Oftalmologia, Università degli Studi di Catania

⁶⁾Azienda Ospedaliera "Cannizzaro" Catania

Il progetto CATANA (Centro di Adro-Terapia e Applicazioni Nucleari Avanzate) nasce dalla collaborazione fra i Laboratori Nazionali del Sud (LNS) di Catania, la Clinica Oculistica, l'Istituto di Radiologia e il Dipartimento di Fisica dell'Università degli Studi di Catania. Esso si propone come obiettivo l'impiego di fasci di protoni per la cura dei tumori con localizzazione non profonda (massimo 4 cm), con particolare riferimento a quelli caratteristici della regione oculare. L'interesse verso questo tipo di terapia è stato negli ultimi anni sempre maggiore, come dimostrato dal crescente numero di progetti in itinere nel mondo. Le statistiche ad oggi note riportano in almeno 23000 il numero di pazienti radiotrattati con protoni. Alla luce degli interessanti risultati fin qui ottenuti in altri centri, considerando l'opportunità unica di disporre nella stessa città di un acceleratore capace di produrre, sotto opportune condizioni, fasci di protoni nell'intervallo di energia 50-90 MeV e delle significative esperienze cliniche universitarie acquisite in campo oftalmologico e radiologico, è stato deciso di sviluppare il progetto CATANA. Fra le patologie trattabili con fasci di protoni quelle di tipo oculare, quali i melanomi, i tumori dell'iride, i retinoblastomi e le degenerazioni maculari legate all'età, possono trovare in questo approccio radioterapico la risposta clinicamente più idonea alla loro risoluzione, sia alla lu-

ce dei risultati già ottenuti che come possibile prospettiva futura di sviluppo. Dal febbraio 2002 ad oggi in 10 turni di trattamento 66 pazienti sono stati trattati con fasci di protoni. Questi sono i primi pazienti trattati in Italia con questa tecnica radioterapica.



Linea di trattamento

Ai Laboratori Nazionali del Sud (LNS) è installato un Ciclotrone Superconduttore (CS) con sorgente assiale tipo **Electron Cyclotron Resonance** (ECR) superconduttiva (SERSE) che accelera fasci di protoni sotto forma di molecola (H_2) con una energia di 62 MeV, come richiesto per gli scopi di CATANA. È stata quindi progettata e realizzata una sala dedicata a trattamenti di protonterapia. Particolare attenzione è stata dedicata alla progettazione dell'ultimo tratto della linea di trasporto e di preparazione del fascio, nonché al sistema di immobilizzazione del paziente. Dato che solo una piccola parte del fascio incidente è utilizzato per il trattamento, si blocca la parte restante con collimatori di perspex in modo da lasciare il fascio ben collimato. Il sistema di diffusione scelto è di tipo passivo con doppio diffusore e stopper centrale. Il primo diffusore in tantalio di spessore 15 μm è posto sotto vuoto prima della finestra di uscita del fascio e funge da monitor della corrente di fascio. È quindi posto come primo elemento della linea in aria un secondo diffusore anch'esso di tantalio dello spessore di 25 mm con uno stopper centrale di ottone del diametro di 4 mm e dello spessore di 7 mm. La finestra di uscita del fascio in aria è realizzata in kapton dello spessore di 50 mm. Subito dopo il secondo diffusore è posto un collimatore anti-scatter da 30 mm.

La profondità del trattamento è variata utilizzando modulatori di percorso, (**RANGE SHIFTER**) in perspex. È stata realizzata la libreria di RANGE SHIFTER che permette di spostare il picco in profondità fra 0 e 30 mm acqua equivalenti con passo da 0.2 mm. In prossimità del **RANGE SHIFTER**, è posto un diffusore rotante (Modulatore) utilizzato per allargare il Picco di Bragg a una profondità (plateau) variabile tra 5 e 30 mm acqua equivalente. Attualmente sono disponibili 5 modulatori capaci di realizzare un picco di Bragg allargato delle dimensioni di 10, 15, 18, 20, 25 mm di **eye tissue**. Quindi sono poste due camere monitor indipendenti che permettono la misura della dose somministrata al paziente durante il trattamento.

Esse sono tarate prima di ogni trattamento per confronto con la camera a ionizzazione utilizzata come dosimetro di riferimento. Una terza camera a ionizzazione a trasmissione a quattro settori viene utilizzata per la verifica del centraggio del fascio durante il trattamento. Ultimo elemento della linea in aria è il sistema per il posizionamento del led di fissaggio per il paziente e per il posizionamento del collimatore personalizzato. All'isocentro è posto il sistema di immobilizzazione del paziente costituito da una sedia progettata e realizzata presso il Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università di Catania con sette gradi di libertà interamente controllati via computer: tre per il posizionamento della testa e quattro per quello del corpo. Per l'immobilizzazione della testa e del collo del paziente viene utilizzata una maschera di materiale termoplastico trasparente, modellata sul viso del paziente. Due tubi Rx **Philips Practice** posti ortogonalmente fra loro sono utilizzati per verificare la posizione del paziente tenendo come riferimento le clips radiopache posizionate dall'oculista per contornare la base del tumore da trattare. La linea CATANA è capace di garantire un range pratico massimo (caduta al 10% del picco) di 30 mm in acqua ed una omogeneità nella distribuzione laterale di dose di 35 mm entro $\pm 2.5\%$.

La dosimetria clinica assoluta è effettuata in fantoccio ad acqua con una camera di tipo **Markus** ed **Advanced Markus** in accordo al protocollo IAEA 398 (Nw).

La dosimetria relativa (distribuzioni longitudinali e laterali di dose) viene effettuata con rivelatori al silicio, film radiografici e radiocromici, microcubi TLD-100.

Sulla base dei picchi di Bragg acquisiti interponendo **Range Shifter** di differenti spessori è stata quindi calcolata la funzione di attenuazione, costituita da un polinomio di terzo grado, interpolando le altezze relative dei picchi. Grazie a tale funzione è possibile calcolare la forma delle singole parti dei modulatori. È stata così realizzata una prima libreria di modulatori che permette di ottenere dei picchi di Bragg allargati con una modulazione

di 10, 12, 15, 20, 25, e 30 mm in *eye tissue*.

Abbiamo quindi avviato uno studio dei fattori di campo del fascio clinico dei LNS al variare del diametro dei collimatori nell'intervallo fra 25 e 5 mm. Per tale studio sono stati utilizzati 4 differenti rivelatori: camera Markus, diodo stereotassico Scanditronix, TLD-100 microcubi e rivelatori **GAFChromic HS**. I risultati hanno mostrato come la camera Markus non sia più utilizzabile sotto 10 mm. Diodo e microcubi presentano una sottostima del 7% circa a 5 mm. Il GAF letto 48 ore dopo l'irradiazione dà una risposta costante fino a 5 mm ed è quindi da considerarsi assieme al diodo rivelatore d'elezione per questa specifica applicazione con fasci clinici di protoni. Nella pratica clinica il fattore di campo è sempre determinato quando il collimatore del paziente ha una area minore di 150 mm².

Trattamento Radioterapico

La preparazione del paziente prima del trattamento, costituisce sicuramente una fase delicata e complessa: tutti i pazienti vengono dapprima sottoposti a visita oculistica per la conferma della diagnosi e per l'esatta dimensione e posizione della massa tumorale rispetto al nervo ottico. Di fondamentale importanza risulta la delimitazione del melanoma oculare, mediante l'applicazione chirurgica di 4-5 *clip* in tantalio (diametro 2.5 mm spessore 0.6 mm), che oltre a mettere in evidenza la forma reale del melanoma, forniscono punti di riferimento costanti riguardo al controllo della sua posizione rispetto al fascio di protoni.

Il primo passo per l'applicazione radioterapica, compito dell'esperto di fisica medica, consiste nell'elaborazione del piano di trattamento con il programma EYEPLAN installato ai LNS. Vengono infatti inseriti in EYEPLAN i dati del paziente forniti dall'oculista per una ricostruzione virtuale dell'occhio da trattare, e in modo da individuare l'angolazione e la direzione più opportune del fascio, durante l'irradiazione dell'occhio. La neoplasia viene così ricostruita in tridimensionale basandosi sulle dimensioni reali ed utilizzando una

geometria sferica, che ben approssima la forma dell'occhio. Durante la simulazione, una volta rappresentati il profilo del tumore sul piano retinico ed il suo spessore nell'ambito del modello elaborato dal computer, sono anche prestabilite le curve di isodose, secondo valori di distribuzione costante ed omogenea dal centro ai bordi. Le curve di isodose devono essere comprese nel campo di radiazione per scongiurare il coinvolgimento di tessuti sani. In generale la strategia consiste nel comprendere nella isodose il 90% dell'intera patologia da trattare, con margine di sicurezza di circa 2.5 mm, cercando di risparmiare la macula ed il nervo ottico. Requisito fondamentale per il paziente sottoposto a trattamento con protoni accelerati, è l'immobilità, così da poter rilasciare nel volume bersaglio un'alta dose risparmiando i tessuti circostanti. Il paziente posizionato sulla sedia, fissa volontariamente un *led* luminoso e mediante monitors, dalla sala di controllo si ottengono informazioni in tempo reale riguardo i movimenti dell'occhio. La durata di una singola seduta del trattamento solitamente è compresa fra 60 e 90 sec, con una dose d'irradiazione di circa 15 Gy. In totale sono necessarie quattro sedute effettuate nell'arco di una settimana, per una dose totale d'irradiazione di 60 Gy.

DATI CLINICI INIZIALI

Durante i primi 2 anni di esperienza di trattamenti adroterapici al centro CATANA, 66 pazienti si sono giovati di tale forma di terapia radiante per la cura delle neoplasie della regione oculare di cui essi soffrivano. La provenienza di tali pazienti comprende quasi tutte le diverse regioni italiane (26 Sicilia, 9 Campania, 7 Puglia, 6 Toscana, 5 Lombardia, 4 Lazio, 3 Calabria, 2 Abruzzo, 2 Molise, 1 Sardegna, 1 Marche).

La maggior parte dei pazienti era affetta da melanoma uveale, 61 casi, gli altri 5 soffrivano di altre patologie neoplastiche meno frequenti o non usualmente trattate con fasci di protoni (2 casi di melanoma congiuntivale, 1 di rhabdomyosarcoma congiuntivale, 1 di Linfoma non-Hodgkin tipo MALT congiunti-

vale e 1 di epiteliooma palpebrale) . Tutti i pazienti erano affetti da una malattia localizzata, in assenza di metastasi sistemiche, e avevano specifiche indicazioni al trattamento con PBRT, in relazione alla loro dimensione o alla loro sede.

Considerando i pazienti affetti da **melanoma uveale (61 pz.)**, 31 erano donne (51%) e 30 uomini (49%); l'età dei pazienti variava da 32 ad 81 anni (media 57 anni). La stadiazione pre-trattamento ci consente di classificare i pazienti in base ai criteri internazionalmente accettati, cioè quelli del Sistema TNM-AJCC, arrivato oramai alla sua VI edizione (2002); in relazione a tale Classificazione 2 pazienti presentavano una malattia allo stadio T1 (4%), 13 avevano una lesione di stadio T2 (21%), 46 di stadio T3 (75%).

Riguardo la localizzazione delle lesioni, 35 tumori invadevano la sola coroide (57%), 1 solo l'iride (2%), 23 la coroide ed il corpo ciliare (38%, di cui 22 originati dalla coroide con secondaria infiltrazione del corpo ciliare, 1 invece era un tumore del corpo ciliare con successiva diffusione alla coroide), 2 tumori invadevano coroide, corpo ciliare e iride allo stesso tempo (3%).

L'invasione del disco ottico o della macula è il fattore prognostico più strettamente correlato alla funzione visiva: una invasione diretta da parte del tumore era presente in 14 pazienti, ma complessivamente i pazienti che hanno ricevuto il 100% della dose al disco ottico stesso o alla macula (sia per invasione diretta, appunto, o perché tali strutture venivano ad essere incluse all'interno della isodose di trattamento) sono stati 19; tutti questi pazienti molto probabilmente perderanno la funzione visiva relativa all'occhio trattato.

Riguardo le patologie concomitanti, in 21 pazienti (40%) la lesione causava lo sviluppo di un distacco retinico essudativo di vario grado, in 5 pazienti si era sviluppato un emovitreo, trattato con vitrectomia e sostituzione con olio di silicone. Rari i casi di pazienti affetti da retinopatia diabetica (2 casi) o glaucoma (1 caso). Tali co-morbidità avranno probabilmente un impatto negativo sulla pro-

gnosi di tali pazienti. Inoltre, 11 pazienti presentavano già al momento della diagnosi cataratta a carico dell'occhio affetto, una parte dei quali dovuto al contatto con la massa neoplastica.

RISULTATI E TOSSICITÀ

Il melanoma uveale è una patologia a lenta risposta (**late-responding tissue**), per cui sono necessari diversi mesi affinché la neoplasia risponda al trattamento radiante.

Il **follow-up** prevede controlli frequenti, ogni 3 mesi, durante il primo anno e, successivamente, ogni 6 mesi. Si è già precedentemente detto che i primi dati aventi significatività da un punto di vista prognostico sono quelli a 6-8 mesi di distanza dal trattamento: tale dato è stato confermato da diversi studi disponibili nella letteratura. Al momento attuale, abbiamo a disposizione un **follow-up** di almeno 6 mesi per **52 pazienti**, dei quali 32 ad 1 anno o più.

Si è già detto in precedenza che il principale **endpoint** dell'adroterapia oculare è il **controllo locale della neoplasia** e che tale parametro viene monitorato grazie all'ausilio dell'ecografia oculare A-Mode e B-Mode: si ricorda, a tale proposito, che tale patologia si considera localmente controllata qualora il suo spessore si riduca o si stabilizzi, e/o qualora la sua riflettività ecografica aumenti. Dei 52 pazienti con **follow-up** di almeno 6-8 mesi, lo spessore tumorale si è ridotto in 39 pazienti (75%), mentre in 13 pazienti (25%) è risultato essersi stabilizzato rispetto al valore iniziale. A conferma di tali dati la riflettività ecografia A-Mode presenta un incremento nella stragrande maggioranza dei pazienti, 48 su 52 (92%). Bisogna, comunque, mettere in evidenza che i pazienti con spessore tumorale stabile avevano tutti un incremento dei valori di riflettività.

Dai risultati preliminari di cui si dispone si può affermare che una risposta locale al trattamento si è evidenziata in quasi tutti i pazienti trattati, e che tali dati iniziano ad avere una valenza statistica, dato che per una buona parte dei pazienti il **follow-up** supera la durata di 1 anno. Inoltre, tutti i pazienti so-

no vivi, ad eccezione di un caso di decesso dovuto a cause non correlate alla malattia neoplastica o al trattamento.

Riguardo la tossicità del trattamento, la maggiore preoccupazione è relativa a quei danni secondari a carico della retina e del disco ottico che possono portare allo sviluppo di un glaucoma neovascolare, patologia che frequentemente richiede l'enucleazione del globo oculare. La presenza di un pregresso distacco retinico essudativo costituisce il maggior fattore di rischio per lo sviluppo di una neoscolarizzazione retinica: attualmente, sui 20 pazienti che presentavano tale evenienza prima del trattamento, circa la metà presenta una stabilizzazione di tale distacco, mentre 4 di essi hanno un grado maggiore di distacco, di cui solo uno ha già sviluppato un glaucoma neovascolare. Quindi, per nessun paziente si è resa necessaria l'enucleazione, per cui il tasso di **conservazione oculare** è del 100%; tale dato è, comunque, assolutamente preliminare dato che i fenomeni di neovascolarizzazione si manifestano anche dopo alcuni anni dal trattamento.

Altri effetti collaterali di minore importanza, come ad esempio la cataratta, si sono sviluppati in una consistente percentuale di pazienti, circa la metà; frequente anche lo sviluppo di un congiuntivite cronica per coloro i quali la neoplasia era più anteriore, oppure la perdita delle ciglia (madarosi).

La Protonterapia del melanoma uveale, essendo un trattamento conservativo, pone particolare attenzione anche al mantenimento di una adeguata funzione visiva, pur non costituendo esso il principale obiettivo della tera-

pia. Escludendo i casi in cui la crescita neoplastica aveva dato segni di sé soltanto con una cospicua riduzione del visus, fenomeno in gran parte dovuto all'infiltrazione da parte della neoplasia del disco ottico o della macula e, pertanto, non più reversibile, circa un 40% dei pazienti è riuscita a mantenere una buona funzione visiva (20 su 52). L'apparente esiguità di questo dato viene spiegata tenendo conto anche dei molti casi in cui la vicinanza della neoplasia al disco ottico o alla macula rendeva impossibile una loro esclusione dall'isodose di trattamento.

Conclusione

Il progetto CATANA ha ottenuto le autorizzazione del Ministero della Sanità per l'avvio della sperimentazione clinica su pazienti ai LNS. La Regione Sicilia, prima regione in Italia, ha definito i costi del trattamento. Sessantasei pazienti affetti da melanoma oculare sono già stati trattati. È stata richiesta l'autorizzazione alla estensione delle autorizzazioni cliniche anche per i trattamenti clinici delle degenerazioni maculari. CATANA rappresenta oggi la prima facility italiana per l'applicazione clinica della protonterapia. Grazie alla esperienza fin qui maturata la Regione Sicilia ha deliberato la costituzione di un centro di eccellenza sanitario regionale esclusivamente dedicato all'applicazione clinica di fasci di protoni e ioni carbonio da 250 MeV basato su di un ciclotrone superconduttore studiato e progettato dall'INFN-LNS e che dovrà entrare in funzione entro il 2008 e che troverà la sua localizzazione in una azienda sanitaria dell'area di Catania.

Effetto delle radiazioni sulle funzioni cognitive: riassunto e osservazioni su un recente studio svedese

Giovanna Gagliardi

Effects on low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: swedish population based cohort study

Per Hall, Hans-Olov Adami, Dimitrios Trichopoulos, Nancy L Pedersen, Pagona Lagiou, Anders Ekblom, Martin Ingvar, Marie Lundell, Fredrik Granath

BMJ, vol 328, 3 January 2004-03-17

Objective: *To determine whether exposure to low doses of ionising radiation in infancy affects cognitive function in adulthood.*

Design: *Population based cohort study*

Setting: *Sweden*

Participants: *3094 men who had received radiation for cutaneous hemangioma before age 18 months during 1930-59.*

Main outcome measurements: *Radiation dose to frontal and posterior parts of the brain, and association between dose and intellectual capacity at age 18 or 19 years based on cognitive tests (learning ability, logical reasoning, spatial recognition) and high school attendance.*

Results: *The proportion of boys who attended high school decreased with increasing doses of radiation to both the frontal and the posterior parts of the brain from about 32% among those not exposed to around 17% in those who received >250 mGy. For the frontal dose, the multivariate odds ratio was 0.47 (95% CI 0.26 to 0.85, P for trend 0.0003) and for the posterior dose it was 0.59 (0.23 to 1.47, 0.0005). A negative dose response relation was also evident for the three cognitive tests for learning ability and logical reasoning but not for test of spatial recognition.*

Conclusions: *Low doses of ionising radiation to the brain in infancy influences cognitive abilities in adulthood.*

L'effetto suscitato dalla pubblicazione di questo studio è stato grandissimo, sia per quanto riguarda l'informazione nazionale e internazionale, sia per quanto riguarda l'opinione pubblica.

La conseguenza clinica dello studio, condotto dal **Department of Medical Epidemiology and Biostatistics** del **Karolinska Institute** a Stoccolma è infatti che l'esposizione del cervello a bassi dosi di radiazione nell'infanzia può influenzare le capacità cognitive in età adulta. L'aspetto più preoccupante è che spiega le reazioni dell'opinione pubblica

è che le dosi di cui si parla nello studio sono dello stesso ordine di grandezza delle dosi rilasciate durante la TAC del cranio a pazienti pediatrici.

La coorte di 3094 pazienti, studiata e pubblicata in precedenza, è composta di neonati sottoposti a radioterapia per emangioma cutaneo in età inferiore a 18 mesi. Le informazioni sulle capacità cognitive sono state estrapolate dai questionari conservati presso le autorità militari che stabiliscono l'idoneità al servizio militare. Dai registri sono state estratte anche tutte le informazioni riguar-

danti età al momento del test, idoneità e formazione scolastica, stato socio-economico.

Il trattamento radioterapeutico per emangioma cutaneo comprendeva raggi β , γ , X. Il trattamento più comune era basato sull'uso di applicatori di Ra 226. Per il trattamento con Ra la stima della dose è stata fatta tramite ricostruzione su fantoccio pediatrico, altrimenti sono state usate le curve dose risposta e le tabelle originali (questo lavoro è oggetto di una tesi di dottorato svolta presso il *Karolinska Institute* e discussa nel 1995: "Carcinogenetic effects of low dose irradiation in early childhood: a dosimetric and epidemiologic study" di Marie Lundell).

Per l'analisi statistica le dosi sono state divise in vari gruppi: 0, 1-20, >20-100, >100-250, >250 mGy. Per quanto riguarda le misure di *outcome*, i test di idoneità al servizio militare svedese includevano test su nozioni generali, discriminazione dei concetti, comprensione tecnica, ricognizione spaziale.

I risultati dello studio sono i seguenti: dei 2211 soggetti dello studio analizzabili per le funzioni cognitive (*drop out* dovuti a varie ragioni), il numero di emangiomi per soggetto era 1.5. Il 49% della popolazione in studio è stata irradiata ad età inferiore ai sei mesi. La dose media assorbita stimata è di 52 mGy (*range* 0 - 2800 mGy); il contributo maggiore proviene dall'irradiazione dell'emangioma nella regione della testa. La dose alla parte frontale del cervello è risultata leggermente inferiore che alla parte posteriore.

Per quanto riguarda la frequenza delle scuole superiori, è stata osservata una diminuzione in tutti i gruppi che avevano ricevuto una dose superiore a 100 mGy, a prescindere dalla condizione socio-economica.

Secondariamente una relazione significativa di dose-risposta è stata osservata per tutti i test cognitivi eccetto che per la ricognizione spaziale.

Questi i risultati principali dello studio. L'ultimo punto riguarda il paragone con le dosi da esami TC: secondo una pubblicazione dell'Istituto di Radioprotezione svedese basata su un'indagine nazionale riferita al

1999, la dose media al cervello dovuta a una TC è di circa 70 mGy per un adulto e 30% in più nel caso di un bambino. Una recente pubblicazione americana quantifica la dose da TC ai pazienti pediatrici a 100 mGy. Sulla base di queste cifre la conclusione finale dello studio è che l'irradiazione del cervello con dosi dell'ordine di grandezza di quelle impartite dalla TC potrebbero influire negativamente sullo sviluppo intellettuale.

Questo è il riassunto del lavoro. Lo *Svenska Dagbladet*, uno dei più importanti giornali nazionali svedesi, riporta lo studio in un articolo pieno di preoccupazione, e titola "I raggi X al cervello danneggiano l'intelletto dei neonati". In un'intervista uno degli autori commenta lo studio e auspica la definizione delle linee guide per l'uso della TC nel caso di bambini molto piccoli; non tutte le indagini sarebbero infatti clinicamente giustificate. Anche la televisione e la radio svedese si sono occupate dell'argomento. *The Guardian* in Gran Bretagna titola con "CT scans may harm children's brains"; l'articolo è prudente e conciso, e si limita a un riassunto dello studio, senza allarmismi. Come era prevedibile la pubblicazione di questo studio sui vari media è stata seguita da moltissime telefonate ed e-mail da parte di privati agli autori; molti erano ovviamente genitori preoccupatissimi di bambini piccoli sottoposti a TAC.

Molte lettere da parte di medici e fisici sono state inviate direttamente al BMJ; alcune sono di sostegno ed esprimono il "compiacimento" scientifico per il disegno dello studio e per il fatto che una coorte così numerosa e così ben documentata per quanto riguarda sia l'esposizione dosimetrica che l'*outcome* clinico contribuisca a far luce sull'effetto delle bassi dosi. In alcune si condivide la preoccupazione per l'uso crescente della TC e per il suo possibile abuso. In particolare una nota del *Deputy Director* del *National Radiological Protection Board* in Gran Bretagna appoggia le preoccupazioni suscitate dallo studio e aggiunge per quanto riguarda la pratica clinica che "if stringent efforts are not made to adjust the CT scanning protocols to the small size of very young patients, the dose to the brain

from localised head exposure can possibly exceed 100 mGy, and will fall within the upper range of doses encountered in the Swedish study. Therefore, the results of this study reinforce the need for optimising CT scan protocols to minimise the dose to the patients without losing essential diagnostic information and for restricting such examinations to those cases where there is a clear clinical indication". Altre lettere sono molto meno incoraggianti ed esprimono scetticismo sui risultati ottenuti, in particolare sul paragone delle dosi terapeutiche con quelle diagnostiche. Alcuni criticano anche la scelta del BMJ di accettare e dare priorità a lavori destinati a creare molta risonanza a scopo soprattutto pubblicitario.

La mia opinione personale è che lo studio ha affrontato un argomento molto importante e utile; è basato su un set di dati molto solido ed è stato condotto da uno staff multidisciplinare di autori. Il problema della quantifi-

cazione della dose-risposta a bassi dose non ha solo interesse accademico e i dati dosimetrici e clinici a disposizione non sono numerosissimi. Anche questo aspetto contribuisce a rendere lo studio unico, almeno per ora.

Un'osservazione che si potrebbe azzardare è che la valutazione retrospettiva delle dosi assorbite è difficile; in particolare la distribuzione di dose impartita nei trattamenti con il Ra è molto disuniforme. L'uso della dose massima, invece di quella media, nella correlazione con i dati epidemiologici potrebbe dare un risultato diverso e potrebbe spostare le dosi fuori dall'ambito delle dosi diagnostiche. In questo caso i risultati ottenuti sarebbero ugualmente di grande importanza, ma ristretti all'ambito terapeutico. Uno studio di dati più recenti, basati su coorti di pazienti sottoposti a TC in giovanissima età, potrebbe aggiungere informazioni molto preziose su questo argomento.

NRPB – Response Statement

Radiation doses in infancy and cognitive function in later life

Con l'autorizzazione del *National Radiological Protection Board* (NRPB), che ringraziamo, siamo in grado di pubblicare questo importante documento, emesso nel gennaio 2004. Tutti gli Esperti in Fisica Medica che si occupano degli aspetti fisici e radioprotezionistici della diagnostica per immagini, e in particolare della TC, sono invitati a leggerlo con grande attenzione e a portarlo a conoscenza dei medici radiologi con i quali collaborano. Per ulteriori informazioni sui rischi da "basse dosi" invitiamo a consultare sito del NRPB: www.nrpb.org

Recent newspapers headlines suggested that new researches showed that CT examinations of infant's head might damage their brains. This response statement summarises the evidence and points out that existing guidelines restrict all medical uses of radiation, and CT in particular, to ensure that the clinical benefit to the patient outweighs any radiation hazard.

A new study from Sweden has reported adverse effects on cognitive function in adulthood among males treated with radiation for skin hemangioma during infancy (Hall et al, BMJ, 328, 19-21, 2004). The proportion of boys who attended high school decreased with increasing radiation dose to the brain. Furthermore, there was a negative trend with dose to the brain for three cognitive tests for learning ability and logical reason-

ning, but not for a test of spatial recognition. The mean brain dose was 50 mGy. The evidence for the effects reported was stronger among males who received the highest doses, and it is unclear whether there was a dose threshold below which no effects occurred.

This appears to be a well-conducted study, based on a sizeable cohort. Data on exposures and outcomes were collected in an objective manner, so reducing the possibility of bias. In such studies it was always necessary to consider whether factors relating to the original condition may have driven the findings. However in this study, comparisons were made of cognitive function among haemangioma patients with different levels of brain dose, rather than using an external comparison group. Confounding would seem plausible only if the severity of the clinical condition both affected IQ AND was correlated with the brain dose.

Comparisons of these results with previous studies is not straightforward, since many of these studies had considered higher doses, exposures received in utero rather than in infancy, or may have been subject to confounding by the clinical condition that gave rise to the exposure. However, there does appear to be consistency across studies, in indicating adverse effect of radiation on intellectual development.

Established principles of radiation protection call for unnecessary exposures to be avoided and for all exposures to be kept as low as reasonably practicable. This is to control well-established risks, largely of radiation-induced cancers.

Much of the commonest significant doses to infants are from medical procedures. Ordinary X-rays give low dose, but Computed Tomography (CT), which can give more detailed clinical information, involves higher doses. However, CT of the head is not a first line examination for children, except in the case of a severe head injury. In the UK, guide-

lines have been produced by the Royal College of Radiologists and by the National Institute of Clinical Excellence. These guidelines specify that CT head scans are not appropriate for minor head injuries, but only in those few cases where there are specific clinical symptoms suggesting the possibility of significant brain injury which may require neuro-surgical intervention.

Nevertheless, if stringent efforts are not made to adjust the CT scanning protocol to the small size of very young patients, the dose to the brain from localised head exposure can possibly exceed 100 mGy, and would fall within the upper range of doses encountered in the Swedish study. Therefore, the results of this study reinforce the need for optimising CT scan protocols to minimise the dose to the patient without losing essential diagnostic information and for restricting such examinations to those cases where there is a clear clinical indication.

Note

The Swedish study discussed the consequences of doses to the brain; where the head is irradiated the dose to other organs and tissues of the infants concerned will generally be much lower. For protection purposes it is common to express the potential harm from inhomogeneous partial body exposures in terms of the "effective dose", a weighted sum of doses to many organs and tissues. The dose to the brain will be much higher than the effective dose from a CT brain scan, since (as the most highly irradiated "remainder" organ) dose to brain is multiplied by a tissue weighing factor of 0.025 to form the major contributor to the effective dose. Provisional NRPB calculations of organ doses from CT head scans on infants suggest that effective dose of about 5 mSv and corresponding brain dose of about 100 mGy would be possible if adult CT scanning protocols were applied to infants aged below 18 months.

Riflessione su conoscenza e coscienza nella ricerca scientifica

Francesca Eulisse
Laureanda in filosofia

Sono ormai trascorsi quasi sessant'anni dal disastro atomico di Hiroshima; il ricordo di quei tragici giorni dovrebbe continuare anche ora, a più di mezzo secolo di distanza, a turbare le coscienze degli uomini di scienza, ai quali sembra non essere più concessa un'evasione da responsabilità morali. "Questa coscienza di vivere nel punto più basso e tragico di una parabola umana, di vivere tra Buchenwald e la bomba H, - scrive Italo Calvino nel 1955 - è il dato di partenza d'ogni nostra fantasia, d'ogni nostro pensiero". Dopo il disastro di Hiroshima, gli uomini cominciano a interrogarsi sulle finalità della scienza e in particolare sul ruolo degli uomini di scienza, nelle cui mani è racchiuso un sapere che, se non sorretto da un'azione morale, può portare a conseguenze drammatiche o non prevedibili.

L'Ottocento ha un atteggiamento ottimistico nei confronti della Scienza, che viene celebrata come fonte di conoscenza autentica e di vero progresso, e insegue l'idea di una civiltà scientifica planetaria in cui l'uomo possa realizzare interamente se stesso. Con i drammatici eventi della seconda guerra mondiale crolla il dogma ottocentesco dell'intrinseca bontà della Scienza e con esso l'illusione che progresso scientifico, innalzamento morale, miglioramento delle condizioni di vita dell'umanità siano strettamente legati. In tal senso, emblematica è un'affermazione del fisico Joseph Rotblat, uno degli scienziati che fece "il gran rifiuto" a Los Alamos: "Gli armamenti non sono lo scopo della Scienza, e nemmeno della tecnologia. Il fatto è che nel passato c'era una netta separazione tra scienza pura e applicata, ci volevano decenni per trovare delle applicazioni pratiche delle scoperte scientifiche. Gli scienziati potevano quindi non ritenersi responsabili per le ricadute delle loro ricerche. Ma col *Progetto*

Manhattan la separazione è svanita, e gli scienziati non possono più autoassolversi con la scusa che fanno solo ricerca. Chiunque di noi, scienziato o cittadino comune, oggi è direttamente responsabile delle ricadute delle sue applicazione".

Nel Novecento l'uomo diventa drammaticamente consapevole che la Scienza, tramite la tecnica, rappresenta un potere che rischia, se male usato, di annullare ogni forma di vita sulla Terra. Comincia, dunque, a emergere verso la Scienza un atteggiamento più criticamente cauto, sia per quanto riguarda le sue possibilità conoscitive, sia per quanto concerne i suoi esiti pratici sia, infine, per quanto riguarda le responsabilità morali degli uomini di scienza. In un clima di accesi dibattiti scientifici, filosofici e politici, viene portata a "processo" anche la figura dello scienziato puro, che svolge il proprio lavoro di ricerca e progettazione privo di un'integrazione con l'umanità vivente, che non si preoccupa della funzione delle proprie conoscenze scientifiche, che costruisce bombe atomiche o comunque dispositivi di cui non sa la destinazione sociale e a cui l'impegno esclusivo nel far bene il proprio mestiere non può bastare a mettere a posto la coscienza.

È bene tuttavia precisare che la Scienza, intesa come attività di ricerca e di progettazione, e la tecnica, intesa come realizzazione pratica delle conoscenze scientifiche, di per sé non sono dei saperi di tipo valutativo: le conquiste della scienza, infatti, sono state possibili solo disantropomorfizzando e spersonalizzando la natura, riducendola a un ordine oggettivo spogliato di ogni attributo, valore, qualità umana (la scienza, si è soliti dire, non è *né buona né cattiva*). È, invece, l'uomo a essere un soggetto che si muove in un mondo di valori e il cui compito consiste nel far interagire le conoscenze tecnico-scientifiche

con riflessioni morali-valutative.

Dunque l'uomo, attraverso la Scienza e la tecnica, manipola la realtà, ma è bene ricordare che ogni manipolazione non ha confini se non quelli che è l'uomo a dare. In questo modo, due atteggiamenti sono possibili all'uomo di scienza: da una parte, egli ha la possibilità di servirsi del progresso scientifico per innalzare le sorti dell'umanità; dall'altra, invece, egli può adoperare questo stesso sapere in modo arbitrario e indiscriminato, senza porsi interrogativi etici. La scelta di uno dei due atteggiamenti dipende dalla forza e dalla moralità individuale e collettiva. E per questo che l'indagine scientifica può essere pura e disinteressata ma l'uomo di scienza, cui compete una responsabilità maggiore e una moralità non arbitraria, non deve esserlo.

Tuttavia, la critica rivolta all'evasione morale di persone impegnate in attività scientifiche, come in qualunque altra pratica umana, non deve condurre a respingere *tout court* la civiltà scientifico-tecnologica. Un simile rifiuto, infatti, non costituisce altro che l'esatto e dogmatico rovescio delle mitizzazioni ottocentesche. A questo riguardo, non bisogna dimenticare che la Scienza e la tecnica, se ben indirizzate, possono aiutare a migliorare le condizioni di vita di individui, popoli, paesi interi.

La Medicina rappresenta uno dei campi in cui l'applicazione di conoscenze scientifiche può portare benefici all'uomo. Luogo di scambio dei saperi, la medicina coinvolge contemporaneamente discorso scientifico, formale e astratto, e discorso sui valori. Nel libro *Il mestiere di medico*, Giorgio Cosmacini scrive in modo emblematico: "La medicina non è una scienza, è una pratica basata su scienze che opera in un mondo di valori. È, in altri termini, una tecnica – nel senso ippocratico di *technè* – dotata di un suo proprio sapere, conoscitivo e valutativo, e che differisce dalle altre tecniche perché il suo oggetto è un

soggetto: l'uomo. La *technè iatriche*, l'originaria *ars curandi*, la perenne "arte della cura", è una tecnica, un'arte, un mestiere – il mestiere di medico – che ha una sua propria tradizione, una sua propria vocazione, una sua propria cultura. In seno a tale cultura, la tecnica è il mezzo, ma l'*antropos*, l'uomo, è il fine ultimo, o primo".

Negli ultimi decenni la strumentazione biomedica si è arricchita notevolmente, anche grazie all'applicazione di fenomeni fisici noti da tempo secondo modalità nuove: l'energia luminosa applicata al laser, l'energia nucleare alla medicina nucleare, l'energia sonora alla ecografia. Tra gli innumerevoli esempi di corrette e felici applicazioni delle conoscenze scientifiche in campo medico si può ricordare anche la recente assegnazione del premio Nobel per la Medicina 2003 al chimico-fisico americano Paul Lauterbur e al fisico inglese Peter Mansfield per i loro lavori che riguardano lo sviluppo della risonanza magnetica nell'ambito medico-diagnostico.

Per concludere, è significativo menzionare un passo di un testo sui pericoli della proliferazione nucleare bellica. Il documento, oltre a essere sottoscritto da decine di scienziati eccellenti e ad essere stato reso noto nel 1955 da Bertrand Russell, fu firmato anche da Einstein una settimana prima di morire, e per questo viene considerato il suo testamento spirituale. La solenne dichiarazione si conclude con un appello all'umanità intera, perché non dimentichi di operare salvaguardando la propria dignità: "Se vogliamo possiamo avere davanti a noi un continuo progresso in benessere, conoscenza e saggezza. Vogliamo invece scegliere la morte perché non siamo capaci di dimenticare le nostre controversie? Noi rivolgiamo un appello come esseri umani ad altri esseri umani: ricordate la vostra umanità e dimenticate il resto. Se sarete capaci di farlo vi è aperta la via di un nuovo Paradiso, altrimenti è davanti a voi il rischio della morte universale".

LA RADIOATTIVITÀ COME ELEMENTO CLIMATICO

Prof.ssa G. Aliverti - Istituto Nazionale di Geofisica - Osservatorio Geofisico di Pavia

dagli atti del I Convegno di studi sulla

RADIOATTIVITÀ IDROCLIMATICA

Consorzio Terme radioattive - Merano

1949 - Grafiche Trevisan - Castelfranco Veneto

a cura di Luca Moro

Servizio di Fisica Sanitaria - Fondazione S. Maugeri, Pavia

Con l'emanazione del Decreto Legislativo 26 maggio 2000, n. 241, è stata recepita la Direttiva Euratom 96/29 del 13 maggio 1996 in materia di esposizione alle sorgenti naturali di radiazioni ionizzanti e si è posto in giusto rilievo l'interesse radioprotezionistico per la radioattività naturale e, in particolare, per il radon, considerato la fonte principale di esposizione media a livello mondiale, secondo quanto riferito dal Comitato Scientifico delle Nazioni Unite sugli Effetti delle Radiazioni Ionizzanti (UNSCEAR 2000).

Di certo questi problemi non furono affrontati durante il primo Convegno di Studi sulla Radioattività Idroclimatica, svoltosi a Merano nel maggio 1948 e promosso dall'Azienda di Soggiorno e Cura e sotto l'alto Patronato del Presidente del Consiglio Alcide De Gasperi. Si riteneva, infatti, che Merano fosse una delle più apprezzate stazioni climatiche delle Alpi, "nella quale il fico d'India si sviluppava rigogliosamente accanto all'abete e alla flora montana", a motivo dell'emanazione radioattiva che dal sottosuolo si diffondeva nell'atmosfera, creando un clima radioattivo locale assai favorevole. Inoltre, grazie alla potenzialità terapeutica dell'emanazione, lo sfruttamento delle sorgenti di acque radioattive avrebbe significato per Merano una notevole risorsa economica, sull'esempio di altre località termali italiane ed europee.

E noto che le sostanze radioattive naturali che si trovano oltre che nei minerali radioattivi in tracce anche in quasi tutte le rocce costituenti la crosta terrestre si raggruppano in tre famiglie, aventi ciascuna un capostipite (rispettivamente: Uranio 238, Uranio 235, Torio). È pure noto che dal capostipite per disintegrazione spontanea, si passa via via ai successivi termini della famiglia, fino ad arrivare ad un ultimo elemento inattivo stabile.

Di particolare importanza, per le conseguenze che ne derivano, è il fatto che in quelle tre famiglie di atomi si riscontra a un certo punto un termine che nelle condizioni normali di temperatura e pressione è gassoso; si tratta delle emanazioni di Ra, di Ac, di Th. Mentre gli atomi attivi geneticamente precedenti le emanazioni possono essere asportati

dal materiale in cui si trovano soltanto se si hanno azioni di lavaggio e se la sostanza cui appartengono è solubile, le emanazioni migrano spontaneamente attraverso i canalicoli e i pori, della roccia in cui sono incorporati, distribuendosi nei materiali vicini e arricchendo



chendo soprattutto l'aria tellurica di una notevole attività.

Dall'aria tellurica del terreno le emanazioni escono poi diffondendosi nell'aria atmosferica, richiamatevi con l'aria tellurica dalle variazioni di pressione che avvengono continuamente nell'atmosfera.

Così presso il suolo, alle abbondanti radiazioni, soprattutto penetranti, prodotte dagli atomi attivi esistenti nel suolo, si aggiungono quelle penetranti e no delle emanazioni e dei successivi atomi attivi che vengono a trovarsi nell'aria atmosferica.

Tenuto conto delle possibili azioni delle sostanze radioattive sull'uomo, la radioattività dell'aria come quella del suolo e delle acque va considerata fra gli elementi climatici di una regione.

Importante è il fatto che la radioattività dell'aria è soggetta a variazioni sia diurne che annue; sovente si trova che l'andamento diurno è a onda semplice con il minimo verso le ore calde della giornata.

Il contenuto dell'aria presso il suolo (cioè fra 1,5 e 2 metri) in atomi attivi è relativamente notevole; con le emanazioni sono presenti anche, come si è detto, gli atomi attivi discendenti dalle emanazioni. Per un contenuto per es. di cinque atomi di emanazione di radio per centimetro cubo e un atomo di emanazione di torio ogni cinque litri di aria (sono i contenuti medi da me misurati nell'aria di Torino), si calcola che in un litro di aria vi siano complessivamente, oltre i cinquemila di Rn, altri quarantacinque atomi attivi suc-

cessori del radon e circa centocinquanta atomi discendenti del thoron.

Quanto all'attività, se si presuppone l'equilibrio radioattivo come di solito c'è, si disintegra un atomo di Rn, un atomo di RaA, un atomo di RaB, un atomo di RaC, un atomo di RaC' ogni cento secondi. Cioè in cento secondi si hanno tre raggi alfa e due raggi beta e conseguenti raggi gamma; per la famiglia del torio si può ripetere l'analogo calcolo e si trova che in mille secondi si disintegrano da due a tre atomi per ogni elemento della serie; quindi in mille secondi si hanno da 7 a 8 raggi alfa e cinque raggi beta (per litro d'aria).

Nell'aria di Merano è probabile che gli atomi di radon siano anche 10 volte di più di quelli presenti in media e ora considerati, e quindi le radiazioni possono essere dieci volte più numerose.

La radioattività dell'aria è causa della più grande parte di ionizzazione dell'aria; infatti delle circa dieci coppie di ioni che si producono in media per centimetro cubo e per secondo, un po' più della metà sono dovute alla radioattività dell'aria, circa il 52%, il 32% alla radioattività del suolo e soltanto il 16% alla radiazione cosmica. Ora, mentre l'azione delle ultime due cause è costante o quasi, quella della prima, la radioattività dell'aria, è notevolmente variabile col tempo. In un'aria fortemente attiva come quella di Merano le percentuali ora citate che si riferiscono a contenuti medi, subiscono notevoli spostamenti poiché perde quasi importanza la ionizzazione della radiazione cosmica che si riduce a meno del 2% mentre la radioattività dell'aria contribuisce alla ionizzazione per il 61% e quella del suolo per il 38% circa; globalmente la ionizzazione è da valutare circa nove volte più intensa di quella media.

Si comprende quindi anche come tutti gli elementi elettrici del clima siano strettamente legati alla radioattività locale.

Relazioni di interdipendenza esistono anche con altri elementi del clima; così per es. è certa una relazione tra la radioattività e le variazioni di pressione atmosferica e fra la radioattività e lo stato del terreno, umido o secco.



PROLEGOMENI DELLA DOSIMETRIA INTERNA

Traduzione autorizzata, a cura di Claudio Traino
Servizio di Fisica Sanitaria - Azienda Ospedaliera Pisana

di un manualetto dal titolo

DEMISTIFYING INTERNAL DOSE CALCULATIONS

scritto da Michael G. Stabin

Michael G. Stabin, attualmente professore presso la *Vanderbilt University*, è forse oggi il massimo esperto mondiale nel campo della dosimetria interna. È membro corrispondente del *MIRD Committee*, dell'*ICRP Task Group on Radiopharmaceutical dosimetry*, dell'*ICRP 30 Recalculation Task Group*. Il Comitato di Redazione di *Fisica in Medicina* lo ringrazia per aver messo a disposizione dei fisici medici italiani un testo che, nel rispetto del massimo rigore scientifico, rende accessibili anche ai neofiti dell'argomento i fondamenti metodologici del calcolo della dose agli organi dovuta all'incorporazione di radionuclidi.

Introduzione

Molte persone potenzialmente interessate alla dosimetria interna, si sentono intimidite da algoritmi in apparenza molto complicati, nei quali vengono utilizzati in gran numero simboli astrusi e incomprensibili. In realtà, i calcoli della dose derivante da incorporazione di radionuclidi non sono poi così difficili, anche se indubbiamente un minimo di complessità può scaturire dal numero di termini che intervengono nel calcolo: è questa una materia in cui le potenzialità dei computer possono e debbono essere impiegate laddove possibile. I principi che sono alla base dell'unica equazione che deve essere imparata, perché alla base dell'intera materia, non sono difficili e, una volta compresi, consentono di capire le equazioni usate negli algoritmi comunemente utilizzati per il calcolo dosimetrico. In questo lavoro questa unica equazione fondamentale verrà sviluppata, dimostrando così come essa sia alla base di tutti i più importanti sistemi di calcolo pubblicati in letteratura. Verranno presentati anche alcuni esempi, con la convinzione che se quanto contenuto in questo lavoro verrà compreso, allora i principi di base della dosimetria interna verranno compresi e ciascuno sarà in grado di affrontare la maggior parte dei problemi che gli si presenteranno, con la consa-

pevolezza che per quanto all'apparenza complessi, essi introdurranno soltanto termini aggiuntivi all'equazione fondamentale.

Concetti di base

Per prima cosa definiamo le grandezze che vogliamo valutare. Le più importanti tra queste grandezze sono la dose assorbita e la dose equivalente. Si definisce dose assorbita D (ICRU 33, 1980), la grandezza:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (1)$$

in cui $d\varepsilon$ è l'energia media ceduta dalle radiazioni ionizzanti a una massa dm . L'unità di misura della dose assorbita è il **gray** il cui simbolo è Gy (1 Gy = 1 J/kg). La dose equivalente H non è altro che la dose assorbita moltiplicata per un "fattore di qualità" Q che tiene conto del fatto che, a parità di dose assorbita, differenti tipi di radiazione possono causare effetti biologici diversi

$$H = QD \quad (2)$$

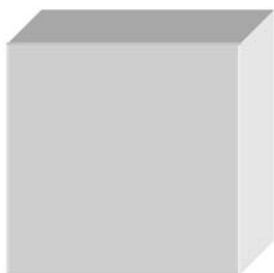
Poiché il fattore Q è adimensionale, l'unità di misura della dose equivalente H è la stessa della dose assorbita D (cioè il J/kg). Per tenere conto che D e H sono grandezze fisiche diverse, comunque, si dà all'unità di misura di quest'ultima il nome di **sievert** (Sv). Il valore numerico di Q cambia ogni volta che si hanno informazioni nuove circa l'efficacia dei diver-

si tipi di radiazione. Nella tabella 1 sono indicati i valori di Q raccomandati nella pubblicazione ICRP 30.

Tab. 1 - TIPO DI RADIAZIONE	Q
Particelle α	20
Particelle β (+/-)	1
Radiazione γ	1
Raggi X	1

Equazione fondamentale

Stimare la dose assorbita da organi e tessuti di interesse vuol dire determinare per ciascuno di essi la quantità di energia assorbita per unità di massa. Una volta determinata la dose assorbita è possibile risalire, se si vuole, alla dose equivalente utilizzando i fattori di qualità Q. Ma di cosa abbiamo bisogno per effettuare il calcolo delle grandezze chiave, energia e massa? Per chiarire questo punto immaginiamo un oggetto che sia uniformemente contaminato da materiale radioattivo.



In funzione del tipo di radionuclide che si sta considerando, avremo a che fare nel tempo con una quantità di particelle o radiazioni di una certa energia, in dipendenza dall'attività presente del radionuclide stesso. Inoltre l'oggetto contaminato avrà una certa massa. Abbiamo quindi quasi tutto quello che ci serve: energia emessa per ogni decadimento, attività del radionuclide contaminante e massa dell'oggetto contaminato e cioè del bersaglio. In realtà manca un altro fattore importante: la frazione di energia emessa che viene effettivamente assorbita nel bersaglio.

Quest'ultima quantità viene di solito rappresentata mediante il simbolo ϕ . I fotoni (radiazioni γ e raggi X) sono caratterizzati dal fatto che una parte dell'energia emessa non viene assorbita in bersagli le cui dimensioni

sono dell'ordine della decina di centimetri (dimensioni caratteristiche degli organi di interesse in dosimetria interna) e vengono perciò definite "radiazioni penetranti"; gli elettroni e le particelle β , invece, cedono interamente la loro energia in bersagli di piccole dimensioni, e quindi $\phi = 1$ ("particelle non penetranti"). Possiamo ora scrivere un'equazione generica che descriva il rate temporale di dose assorbita nel nostro bersaglio come:

$$\frac{dD}{dt} = \frac{kA \sum_i n_i E_i \phi_i}{m} \quad (3)$$

in cui:

dD/dt = rateo temporale di dose assorbita (Gy/s)

k = costante di proporzionalità ($\text{Gy} \cdot \text{kg} / \text{MBq} \cdot \text{s} \cdot \text{MeV}$)

A = attività del radionuclide (MBq)

n_i = numero di radiazioni di energia E_i emesse per decadimento

E_i = energia emessa (MeV)

ϕ_i = frazione dell'energia E_i assorbita nel bersaglio

m = massa del bersaglio (kg).

La costante k è estremamente importante e deve essere calcolata e utilizzata in maniera corretta al fine di rendere consistenti tutte le unità di misura usate nella (3). È chiaro che il fattore di qualità Q, applicato alla (3) darebbe la possibilità di calcolare la dose equivalente, ma andando avanti nella discussione, da ora in poi non faremo mai riferimento a quest'ultima grandezza, ma solo alla dose assorbita.

Di solito non si è interessati al rateo di dose, ma al valore della dose totale assorbita in conseguenza della somministrazione del radionuclide. La dipendenza temporale nell'equazione (3) è dovuta alla presenza della grandezza A (che esprime il numero di decadimenti nell'unità di tempo). È possibile ottenere il valore cumulativo della dose D calcolando l'integrale temporale di $A(t)$ e sostituendolo nella (3), che diventa quindi:

$$D = \frac{k \tilde{A} \sum_i n_i E_i \phi_i}{m} \quad (4)$$

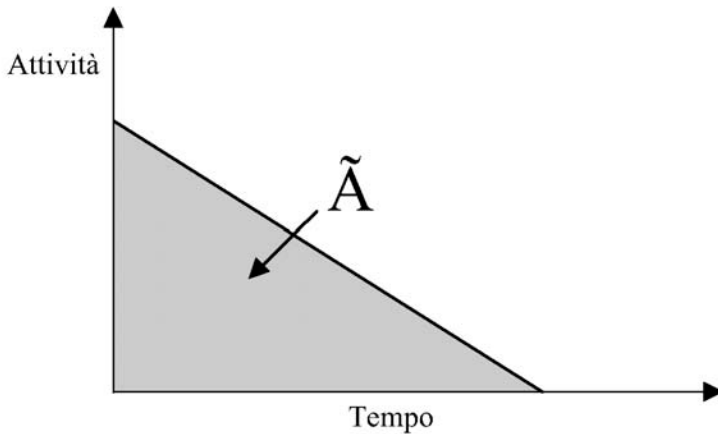
in cui:

D = dose assorbita dal bersaglio (Gy)

$\tilde{A}$ = attività cumulata (MBq · s).

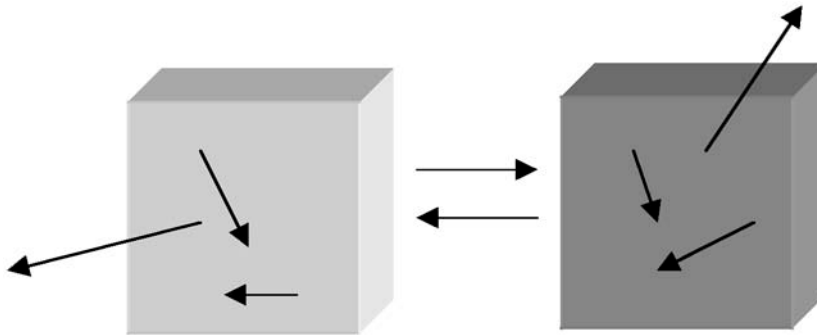
La quantità $\tilde{A}$ (attività cumulata) è l'area sottesa da una curva attività-tempo:

Se l'attività è espressa in Bq e il tempo in secondi (s) allora l'unità di misura di $\tilde{A}$ sarà Bq · s. $\tilde{A}$ rappresenta il numero totale di decadimenti della sorgente radioattiva nel tempo considerato;



bisogna infatti ricordare che Bq vuol dire disintegrazioni al secondo e quindi Bq · s vuol dire disintegrazioni totali.

Prendiamo ora in considerazione il caso in cui siamo in presenza di due oggetti contaminati da materiale radioattivo. Questi due oggetti sono in grado di irradiarsi reciprocamente, e anche di irradiare altri bersagli che si trovano nelle vicinanze.



Per ottenere la dose totale assorbita da ciascuno degli oggetti del sistema bisogna conoscere la frazione di energia assorbita $\phi(j \leftarrow k)$ dovuta all'irradiazione del k -esimo oggetto sul j -esimo. Se per esempio volessimo conoscere qual è la dose assorbita dall'oggetto 1 in conseguenza dell'interazione con gli oggetti 2, 3, ..., n (e naturalmente anche con se stesso), dovremmo tenere in considerazione e sommare i diversi contributi:

$$D_1 = \frac{k\tilde{A}_1 \sum_i n_i E_i \phi_i(1 \leftarrow 1)}{m_1} + \frac{k\tilde{A}_2 \sum_i n_i E_i \phi_i(1 \leftarrow 2)}{m_1} + \dots + \frac{k\tilde{A}_n \sum_i n_i E_i \phi_i(1 \leftarrow n)}{m_1} \quad (5)$$

Dal punto di vista del calcolo la cosa può sembrare complicata, e in effetti lo sarebbe senza l'aiuto del computer, che può essere utilizzato con facilità in calcoli di questo genere, una volta conosciute tutte le grandezze e i fattori numerici che intervengono nel secondo membro dell'equazione (5).

I "sistemi dosimetrici"

L'equazione (4) fornisce un modo del tutto generale per calcolare una dose cumulativa. Negli anni questa equazione è stata sviluppata in un modo o nell'altro, adattandola a diverse situazioni pratiche. Di solito molti dei fattori che compaiono nella (4) vengono raggruppati insieme e trattati come un'unica quantità, in special modo quando si ha a che fare con radionuclidi il cui spettro di emissione è complesso. Anche quantità fisiche come la frazione di energia assorbita (ϕ) e la massa possono essere combinate in un unico fattore, ma comunque vengano assemblate e trattate le varie grandezze, i principi fondamentali e i concetti alla base dei vari "sistemi dosimetrici" sono sempre quelli espressi dalle equazioni (3) e (4). Questo vuol dire che alla fine i vari sistemi sono tutti equivalenti, a patto, naturalmente, che utilizzino gli stessi valori numerici. Non è il caso quindi di lasciarsi intimidire da equazioni più o meno complicate: un'attenta analisi mostrerà infatti che il punto di partenza sono sempre la (3) e la (4) e che quando si conoscono i valori numerici delle quantità che in esse compaiono queste equazioni sono tranquillamente utilizzabili per i calcoli di dose cumulativa. Proveremo adesso ad analizzare alcuni tra i "sistemi dosimetrici" più usati, dimostrando la loro equivalenza.

Metodo di Marinelli-Quimby

Marinelli (Marinelli et al 1948) ed Edith Quimby (Quimby e Feitelberg 1963) indicano nelle loro pubblicazioni un algoritmo che consentiva di calcolare la dose dovuta a incorporazione di un β -emettitore:

$$D_{\beta} = 73.8CE_{\beta}T \quad (6)$$

in cui: D_{β} è la dose espressa in rad; C è la concentrazione del radionuclide in mCi/g; E_{β} è l'energia media emessa per decadimento del radionuclide; T è la vita media del radionuclide nell'organo/tessuto. Dimosteremo più tardi che l'attività cumulata non è altro che 1.443 volte la vita media del radionuclide per l'attività iniziale nell'organo. Se si confrontano le equazioni (4) e (6) si vede che: $k = 73.8/1.443 = 51.1$; $C = A/m$; e $\phi = 1$ (per emet-

titori β). Per i radionuclidi emettitori γ i valori di ϕ possono essere stimati considerando i fattori geometrici di Hine e Brownell (1956) per sfere e cilindri di dimensioni fissate. Il rateo di dose è allora basato sull'espressione della dose in prossimità di una sorgente γ -emettitrice puntiforme, integrata sul volume della sorgente stessa:

$$D_{\gamma} = 10^{-3} \Gamma C \int \frac{e^{-\mu r}}{r^2} dV \quad \text{rad/hr} \quad (7)$$

Non è così facile vedere come la (7) sia in effetti un altro modo di scrivere la nostra equazione generale (4), ma di fatto lo è. C è ancora l'attività per unità di massa; Γ fornisce essenzialmente il rateo di esposizione per disintegrazione in un mezzo infinito per effetto di una sorgente puntiforme (è equivalente al $k \cdot \sum \eta_i E_i$ nella nostra equazione generale). Infine, l'integrale volumetrico rappresenta la frazione di energia assorbita nel bersaglio (ϕ) (μ è un coefficiente di assorbimento e $1/r^2$ è essenzialmente un fattore geometrico). Nell'espressione (7) l'integrale può essere calcolato per via analitica soltanto per geometrie particolarmente semplici (per alcuni oggetti standard come sfere, cilindri, ecc., la soluzione è fornita nella pubblicazione di Hine e Brownell).

Il metodo ICRP

L'ICRP ha sviluppato due modelli per la dosimetria interna per l'applicazione ai lavoratori del settore nucleare. I due modelli, descritti nelle pubblicazioni ICRP 2 (1960) e ICRP 30 (1979), sembrano essere completamente differenti. In realtà essi sono del tutto identici dal punto di vista dei principi e le loro differenze sono dovute solo a differenti assunzioni circa la forma e le dimensioni degli organi interni. Bisogna mettere in evidenza che entrambi questi sistemi, essendo stati concepiti per essere applicati ai lavoratori (esposizione occupazionale), sono stati utilizzati per il calcolo della dose equivalente invece che della dose assorbita.

Il modello ICRP 2 esprime il rateo di dose equivalente come:

$$\dot{H} = \frac{51.2 A \xi}{m} \quad (8)$$

Questa equazione ricorda un po' l'equazione (3) anche se, rispetto a quella, sembra che nella (8) alcuni termini non siano presenti. In realtà essi sono compresi nel fattore ξ , che quindi risulta essere:

$$\xi = \sum_i n_i E_i \phi_i Q_i \quad (9)$$

Il termine 51.2 corrisponde al k dell'equazione (3) e consente di esprimere il rateo di dose equivalente in rem/giorno quando l'attività è espressa in μCi , la massa in g e l'energia in MeV . Da questi modelli l'ICRP ha sviluppato un sistema di limiti, per i lavoratori, della concentrazione dei radionuclidi in aria e in acqua: si tratta delle MPC, concentrazioni massime ammissibili, il cui significato è che i lavoratori possono essere continuamente esposti a queste concentrazioni senza superare ai cosiddetti organi critici un rateo di dose annuale superiore ai limiti stabiliti.

Nel modello descritto dall'ICRP 30 l'equivalente di dose cumulativa è calcolabile mediante la relazione:

$$H_{50,T} = 1.6 \cdot 10^{-10} \sum_s U_s SEE \quad (10)$$

Questa sembra un'equazione del tutto nuova, ma non è altro che la solita equazione travestita in modo diverso. Il fattore SEE non è altro che:

$$SEE = \frac{\sum_i n_i E_i \phi_i Q_i}{m} \quad (11)$$

U_s è un altro simbolo per esprimere l'attività cumulata e il fattore $1.6 \cdot 10^{-10}$ corrisponde a k . In questo sistema questo valore di k consente di calcolare l'equivalente di dose in Sv partendo da un'attività in Bq, massa in g , energia in MeV e opportuni fattori di qualità. Come per il modello ICRP 2 anche questo modello ha consentito lo sviluppo di un sistema di limiti per i lavoratori; a differenza, però, dell'ICRP 2 in questo caso i limiti sono stati imposti all'incorporazione annuale di radionuclide che impedisce alla dose cumulativa (non si parla di rateo di dose) di superare i valori limite annuali. Queste quantità sono state chiamate ALI (limiti annuali di incorporazione). Le concentrazioni derivate in aria

(DAC) sono analoghe agli MPC per l'aria e sono derivate direttamente dagli ALI.

Il contributo originale e innovativo dato dall'ICRP 30 è il cosiddetto "equivalente di dose efficace", rappresentato con H_e . Ad alcuni organi sono stati assegnati dei "fattori di peso" adimensionali che sono funzione della loro presunta radiosensibilità relativa verso tumori mortali o danni genetici (Tab. 2):

Tab. 2 - ORGANO	FATTORE DI PESO
Gonadi	0.25
Seno	0.15
Midollo rosso	0.12
Polmone	0.12
Tiroide	0.03
Superficie ossea	0.03
Resto del corpo	0.30

La radiosensibilità dei vari organi è valutata tenendo conto delle osservazioni degli effetti delle radiazioni su popolazioni esposte per vari motivi (incidenti, esposizioni mediche, bomba atomica). Moltiplicando l'equivalente di dose all'organo per il corrispondente fattore di peso si ottiene un equivalente di dose pesato. La somma degli equivalenti di dose pesata dovuta a un'esposizione alle radiazioni è l'equivalente di dose efficace. Per capirci, si tratta dell'equivalente di dose che, se ricevuta uniformemente da tutto il corpo, darebbe luogo allo stesso rischio di indurre tumori letali dovuto all'irradiazione non uniforme effettivamente subita dai vari organi. Si tratta di una grandezza completamente differente rispetto all'equivalente di dose al corpo intero calcolata usando i valori di SEE per tutto il corpo. Di solito la dose al corpo intero è una grandezza meno significativa perché l'irradiazione effettiva che è quasi sempre non uniforme e localizzata viene mediata sulla massa dell'intero corpo (che per un uomo standard è 70 kg).

La sola differenza reale tra i modelli usati nell'ICRP 2 rispetto a quelli dell'ICRP 30 (e di altri sistemi tipo il MIRD), è che nell'ICRP 2 vengono usati fantocci molto semplificati per il calcolo delle frazioni di radiazione assorbi-

te. Tutti gli organi vengono rappresentati come sfere di composizione uniforme. Ancora: gli organi possono irradiare solo se stessi, ma non altri organi. Così, anche se vengono considerati i contributi dovuti a tutte le emissioni, per il singolo organo non si tiene in considerazione il contributo degli altri organi, che in caso di radiazioni γ può essere non trascurabile. La frazione di dose assorbita dovuta ai fotoni è quindi considerevolmente diversa da quella calcolata utilizzando i fantocci più avanzati di cui si fa uso nell'ICRP 30 e nel MIRD.

Il sistema MIRD

L'equazione per la dose assorbita proposta dal sistema MIRD (Loevinger et al. 1988) è ingannevolmente semplice:

$$D = \tilde{A}S \quad (12)$$

In realtà, accanto all'attività cumulata c'è il fattore S che comprende tutti gli altri termini:

$$S = \frac{k \sum_i n_i E_i \phi_i}{m} \quad (13)$$

Se nell'equazione (13) $k = 2.13$ la dose sarà in rad quando l'attività sarà espressa in μCi , la massa in g e l'energia in MeV. Il sistema MIRD è stato sviluppato principalmente per consentire il calcolo delle dosi a pazienti ai quali vengono somministrati radiofarmaci e non per fini di radioprotezione dei lavoratori.

Considerazioni pratiche

Abbiamo fin qui descritto le equazioni che sono alla base dei modelli dosimetrici più usati. In realtà negli anni alcuni dei fattori che intervengono in queste equazioni sono stati calcolati per un certo numero di radionuclidi e di combinazioni tra organi sorgente ed organi bersaglio nonché per diversi fantocci (rappresentazioni matematiche del corpo umano). La presenza di questi fattori precalcolati facilita considerevolmente il calcolo.

Calcolo dei fattori S per l'uomo standard

Nel 1975 il gruppo di ricercatori che lavorava al modello MIRD pubblicò una lista di valori del parametro S (Snyder et al 1975) calcolato in un fantoccio non omogeneo svilup-

pato ai Laboratori Nazionali di Oak Ridge (ORNL) da Fisher e Snyder (Snyder et al 1969). Questo fantoccio è il cosiddetto fantoccio di Fisher-Snyder, chiamato anche fantoccio MIRD in quanto le sue specifiche furono pubblicate per la prima volta in un documento MIRD. Il fantoccio è formato da una serie di figure geometriche che simulano in forma, dimensioni e massa i vari organi presenti nel corpo umano, come descritto nell'ICRP 23 del 1975. Le superfici dei vari organi sono descritte da funzioni matematiche e il loro contenuto comprende tessuti molli, tessuto osseo o polmonare la cui composizione e densità è definita nello stesso ICRP 23. Questo fantoccio è stato utilizzato per il calcolo effettuato con metodi Monte Carlo della frazione di energia fotonica assorbita da organi sorgente nell'autoirradiazione e nell'irradiazione di altri organi. La frazione di energia assorbita per gli elettroni (e) e le particelle β viene considerata uguale a 1.0 per l'autoirradiazione di un organo e a 0.0 per l'irradiazione di un organo sorgente su un organo bersaglio. Questo vuol dire che in generale la radiazione β presente in un organo non contribuisce all'irradiazione di altri organi, diversamente a quanto accade per la radiazione di tipo γ (fotonica), più penetrante. Le due eccezioni a questa regola sono: il caso in cui uno stesso organo contenga sostanze diverse in zone separati da una parete (in questo caso i diversi contenuti sono le sorgenti e la frazione di energia assorbita dalla parete per unità di massa è $1/(2x m_c)$ in cui m_c è la massa delle quantità di sorgente contenute; segmenti di osso e midollo, in quanto gli elettroni che si originano nell'osso corticale o trabecolare possono raggiungere parti di midollo. In quest'ultimo caso le frazioni di energia dovuta alle particelle β che viene assorbita vengono definite in vario modo.

Una volta stabilite le regole che definiscono nei vari casi le frazioni di energia assorbita, i valori di S possono essere calcolati (equazione 13) per ciascun radionuclide e per le varie combinazioni sorgente-bersaglio. Nella pubblicazione MIRD 11 (Snyder et al, 1975) i valori S sono tabulati per 117 radio-

nuclidi e 20 regioni sorgente/bersaglio. Se si riesce quindi a valutare l'attività cumulata per tutti i più importanti organi sorgente, è possibile calcolare le dosi assorbite da qualunque organo bersaglio utilizzando la relazione:

$$D(r_k \leftarrow r_h) = \sum_h \tilde{A}_h S(r_k \leftarrow r_h) \quad (14)$$

in cui r_h rappresenta l'organo sorgente ed r_k l'organo bersaglio.

L'equazione (14) riduce il calcolo della dose a un'operazione molto semplice quando siano note le quantità $\tilde{A}_h$ e cioè gli integrali al di sotto delle curve attività-tempo per i vari organi sorgente. In realtà, molto spesso è proprio la determinazione di $\tilde{A}_h$ a presentare la maggiore difficoltà nel calcolo dosimetrico. Bisogna sempre ricordare che la dose assorbita calcolata usando la (14) è corretta per un uomo standard di 70 kg con un'attività uniformemente distribuita in ogni regione sorgente. L'equazione (14) è molto potente, ma una sua corretta applicazione implica una perfetta comprensione delle ipotesi che ne sono alla base.

I fantocci pediatrici

Nel 1987 Mark Cristy e Keith Eckerman dei Laboratori Nazionali di Oak Ridge (ORNL) hanno sviluppato una serie di fantocci che rappresentano bambini a cinque stadi di sviluppo differenti: neonati, 1 anno di età, 5 anni, 10 anni e 15 anni.

Essi hanno inoltre sviluppato un nuovo fantoccio adulto di 70 kg (Cristy ed Eckerman 1987). Questi fantocci, la cui realizzazione ha tenuto conto delle caratteristiche dei vari organi riportate sulla letteratura medica, hanno dato luogo a nuove definizioni delle frazioni di energia assorbita nei vari organi e quindi a nuovi valori dei fattori S.

In ogni modo il software MIRDose 3, disponibile sin dal 1994 (Stabin, 1996) e un nuovo lavoro di poco successivo (Stabin, 1997) hanno reso disponibili i valori S calcolati per l'uomo standard, la donna standard, i fantocci pediatrici e anche nuovi fantocci che rappresentano donne in stato di gravidanza (3 mesi, 6 mesi e 9 mesi).

Fantocci che rappresentano donne in gravidanza

Evelyn Watson e Michael Stabin dell'*Oak Ridge Institute for Science and Education* (ORISE) hanno sviluppato una serie di tre fantocci che rappresentano donne in stato di gravidanza alla fine di ogni trimestre (Stabin et al, 1995). Sebbene nella pubblicazione indicata siano disponibili le frazioni di energia assorbita per i tre fantocci, tuttavia i valori di S sono disponibili nel software MIRDose e nel *RIDIC S-values compendium*.

Prima di trattare qualche esempio numerico di calcolo introdurremo alcune quantità che hanno un'importanza critica per il calcolo stesso e che rischiano, soprattutto dal punto di vista della terminologia, di creare qualche confusione.

Tempo di dimezzamento effettivo:

È ben noto che le sostanze radioattive decadono con una cinetica del primo ordine. Questo significa che durante un certo intervallo di tempo viene rimossa la stessa frazione di attività (p.es: dire che un radionuclide ha un tempo di dimezzamento fisico di x giorni vuol dire che ogni x giorni l'attività residua si dimezza). Dal punto di vista numerico questo può essere espresso dalla seguente equazione:

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad (15)$$

la cui soluzione, anch'essa ben nota è:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \text{ o } A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (16)$$

dove $N(t)$ rappresenta il numero di atomi presenti al tempo t , N_0 il numero iniziale di atomi che decadono e quindi $A(t)$ è l'attività al tempo t ed A_0 è l'attività iniziale di radionuclide che stiamo considerando ($A=\lambda N$). In realtà molte sostanze vengono dismesse dal corpo umano o da particolari organi seguendo una cinetica del primo ordine e quindi l'equazione che descrive il fenomeno è analoga alla (15) e la sua soluzione è perciò simile alla (16):

$$X(t) = X_0 e^{-\lambda t} \quad (17)$$

in cui $X(t)$ è la quantità di sostanza presente

al tempo t , X_0 è la quantità di sostanza iniziale, λ_p è la costante di decadimento che è legata al tempo di dimezzamento biologico T_b dalla relazione $\lambda_p = 0.693/T_b$. Il tempo di dimezzamento biologico è assolutamente analogo al tempo di dimezzamento fisico: si tratta cioè dell'intervallo di tempo necessario a dimezzare la quantità di sostanza all'interno dell'organo considerato.

Supponiamo ora di avere una certa quantità di sostanza radioattiva presente nel corpo umano. Nella dismissione della sostanza stessa interverranno due processi, descritti entrambi da una cinetica del primo ordine: il decadimento radioattivo e la *clearance*, potremmo dire "biologica". Poiché le costanti di decadimento non sono altro che probabilità di "rimozione" per unità di tempo, la costante di decadimento le che tiene conto dei due fenomeni descritti più sopra può essere ottenuta come somma:

$$\lambda_e = \lambda_p + \lambda_b \quad (18)$$

in cui λ_e è la costante di dismissione effettiva, λ_b la costante di dismissione biologica e λ_p la costante di decadimento fisico legata alla radioattività della sostanza.

A questo punto si può definire un "tempo di dimezzamento effettivo" uguale a $0.693/\lambda_e$, che rappresenta l'intervallo temporale necessario a rimuovere dal corpo (o dal particolare organo che si sta considerando) la metà dell'attività presente. Dalla (16) è possibile ricavare in modo semplice la relazione:

$$T_e = \frac{T_b T_p}{T_b + T_p} \quad (19)$$

Per le sostanze che vengono dimesse con una cinetica del primo ordine l'integrale al di sotto della curva tempo-attività può essere facilmente calcolato:

$$\tilde{A} = \int_0^\infty A(t) dt = \int_0^\infty f A_0 e^{-\lambda_e t} dt = \frac{f A_0}{\lambda_e} = 1.443 f A_0 T_e \quad (20)$$

in cui A_0 è l'attività somministrata ed f è la frazione di A_0 presente nell'organo in cui si vuole calcolare $\tilde{A}$ al tempo $t = 0$. La (20) mostra che il tempo di dimezzamento effettivo

è un parametro cruciale nella determinazione dell'attività cumulata $\tilde{A}$ e quindi della dose.

Tempo di residenza

L'equazione (20) mostra come è possibile calcolare l'attività cumulata $\tilde{A}$. Un'altra grandezza fondamentale nel sistema MIRD è il cosiddetto tempo di residenza, definito come:

$$\tau = \frac{\tilde{A}}{A_0} \quad (21)$$

L'unità di misura di τ è la stessa di un tempo (da qui la ragione del nome tempo di residenza). L'equazione che consente di calcolare la dose diventa:

$$D = \tilde{A} S = A_0 \tau S \quad (22)$$

da cui:

$$\frac{D}{A_0} = \tau S \quad (23)$$

Quest'ultima equazione fornisce la dose per unità di attività somministrata (mGy/MBq). Dalla (21) segue:

$$\tau = 1.443 f T_e \quad (24)$$

Esempio n.1: calcolo del fattore S per l'autoirradiazione di un organo

È possibile calcolare il valore S per l'autoirradiazione del fegato, dovuta alla presenza di ^{99m}Tc combinando opportunamente i dati di decadimento del radionuclide con le frazioni di radiazione assorbita. Lo schema di decadimento del ^{99m}Tc è piuttosto complesso comunque è possibile considerare solo cinque emissioni principali: una emissione γ ; tre emissioni X e una serie di radiazioni non penetranti. Tutte le emissioni non penetranti possono essere raggruppate insieme in quanto la frazione di radiazione assorbita in questo caso è per tutte $\phi=1$. In questo caso si ha che:

$$\sum n_i E_i \phi_i = \phi \sum n_i E_i$$

con $\phi=1$.

A questo punto il calcolo di $S_{(\text{fegato_fegato})}$ richiede solo la conoscenza delle frazioni di radiazione assorbita per le emissioni γ ed X (radiazioni penetranti) (Snyder et al, MIRD pamphlet n 5, 1969), che bisogna introdurre nella sommatoria.

Tipo di emissione	n	E (MeV)	$k\sum n_i E_i$	ϕ	$k\sum n_i E_i \phi_i$
γ_2	0.891	0.1405	0.267	0.162	0.0432
$K_{\alpha 1}$ x-ray	0.04	0.0184	0.0016	0.82	0.0013
$K_{\alpha 2}$ x-ray	0.021	0.0182	0.0008	0.82	0.00066
$K_{\beta 1}$ x-ray	0.0068	0.0206	0.0003	0.78	0.00023
non penetranti	-	-	0.0343	1.0	0.0343
				Totale	0.080

In questo esempio $k=2.13$ il che fa sì che le unità di misura di terza e quinta colonna siano $\text{g} \cdot \text{rad} / \mu\text{Ci} \cdot \text{hr}$. Il valore del parametro S è a questo punto semplicemente la somma dei dati che si trovano nella quinta colonna diviso la massa dell'organo che si sta considerando (fegato=1800 g):

$$S_{(\text{fegato} \times \text{fegato})} = \frac{0.080}{1800} = 4.4 \times 10^{-5} \text{ rad} / \mu\text{Ci} \cdot \text{hr}$$

Esempio n.2 - Calcolo della dose a un organo

I dati estrapolati da uno studio su animali mostrano per una nuova sostanza tecneziata i seguenti dati:

organo	f	T_e (hrs)
fegato	0.3	0.5
fegato	0.1	5.5
reni	0.2	1.2

in cui f è la frazione di attività iniettata (solo il 60% dell'attività iniettata viene assorbita negli organi considerati), si tratta di calcolare la dose assorbita dal fegato. I valori S, tabulati nelle pubblicazioni MIRD sono:

$$S(\text{fegato_fegato}) = 4.6 \times 10^{-5} \text{ rad} / \mu\text{Ci} \cdot \text{hr}$$

$$S(\text{fegato_reni}) = 3.9 \times 10^{-6} \text{ rad} / \mu\text{Ci} \cdot \text{hr}$$

Se l'attività somministrata $A_0 = 1 \mu\text{Ci} = 1000 \text{ mCi}$, allora:

$$\tilde{A}(\text{fegato}) = 1.443 \cdot 1000 \mu\text{Ci} \cdot (0.3 \cdot 0.5 \text{ hr} + 0.1 \cdot 5.5 \text{ hr}) = 1010 \mu\text{Ci} \cdot \text{hr}$$

$$\tilde{A}(\text{reni}) = 1.443 \cdot 1000 \mu\text{Ci} \cdot 0.2 \cdot 1.2 \text{ hr} = 350 \mu\text{Ci} \cdot \text{hr}$$

Ora è possibile calcolare D(fegato) che risulterà essere:

$$\begin{aligned} D(\text{fegato}) &= \tilde{A}(\text{fegato}) S(\text{fegato_fegato}) + \tilde{A}(\text{reni}) S(\text{fegato_reni}) \\ &= 1010 \mu\text{Ci} \cdot \text{hr} \cdot 4.6 \times 10^{-5} \text{ rad} / \mu\text{Ci} \cdot \text{hr} + 350 \mu\text{Ci} \cdot \text{hr} \cdot 3.9 \times 10^{-6} \text{ rad} / \mu\text{Ci} \cdot \text{hr} \\ &= 0.0465 \text{ rad} + 0.0014 \text{ rad} = 0.048 \text{ rad}. \end{aligned}$$

È da notare che l'autoirradiazione del fegato contribuisce per circa il 97% alla dose totale. Dividendo la dose per l'attività totale iniettata otteniamo il valore $0.048 \text{ rad} / \mu\text{Ci}$ il che consente, nota l'attività somministrata, di calcolare la dose all'organo considerato.

Esempio n.3 - Calcolo della dose a più organi

Nel Report MIRD n.12 (Thomas et al, 1984) vengono riportati i seguenti tempi di residenza, conseguenza di un'iniezione endovenosa di $^{99\text{m}}\text{Tc}$ DTPA:

organo	τ (hrs)
Reni	0.092
Vescica	0.84 (interv. svuot. = 2.4 hrs)
Vescica	1.72 (interv. svuot. = 4.8 hrs)
Resto del corpo	2.84

Si tratta di calcolare la dose a questi organi e ad ovaio, testicoli e midollo rosso. Per ognuno degli organi bersaglio c'è bisogno di conoscere il relativo fattore $S(\text{bersaglio_sorgente})$. Il problema ha anche un'altra condizione: la vescica ha due diversi tempi di svuotamento: 2.4 ore; 4.8 ore. In modo analogo a quanto si è visto nell'esempio precedente ci saranno tre diversi contributi alla dose di ciascun organo bersaglio, contributi dovuti a ciascuno dei tre organi sorgente. Il modo più semplice di rappresentare formalmente il problema è di utilizzare il formalismo delle matrici. Poiché ab-

biamo sei organi bersaglio e dobbiamo stimare la dose per due tempi di svuotamento della vescica dobbiamo arrivare ad una matrice di dose le cui dimensioni saranno 2x6. Questa matrice verrà ottenuta moltiplicando una matrice 2x3 (quella dei tempi di residenza) per una matrice 3x6 (quella dei fattori S). Formalmente si avrà quindi:

$$D = \tau S$$

e cioè, passando alle matrici:

$$D = \begin{vmatrix} \tau_{reni_1} & \tau_{vesc_1} & \tau_{RC_1} \\ \tau_{reni_2} & \tau_{vesc_2} & \tau_{RC_2} \end{vmatrix} x \begin{vmatrix} S_{(re \leftarrow re)} & S_{(ov \leftarrow re)} & S_{(mi \leftarrow re)} & S_{(te \leftarrow re)} & S_{(ve \leftarrow re)} & S_{(RC \leftarrow re)} \\ S_{(re \leftarrow ve)} & S_{(ov \leftarrow ve)} & S_{(mi \leftarrow ve)} & S_{(te \leftarrow ve)} & S_{(ve \leftarrow ve)} & S_{(RC \leftarrow ve)} \\ S_{(re \leftarrow RC)} & S_{(ov \leftarrow RC)} & S_{(mi \leftarrow RC)} & S_{(te \leftarrow RC)} & S_{(ve \leftarrow RC)} & S_{(RC \leftarrow RC)} \end{vmatrix}$$

Sostituendo con i valori numerici:

$$D = \begin{vmatrix} 0.092 & 0.842 & 2.84 \\ 0.092 & 1.72 & 2.84 \end{vmatrix} x \begin{vmatrix} 1.9 \times 10^{-4} & 1.1 \times 10^{-6} & 3.8 \times 10^{-6} & 8.8 \times 10^{-8} & 2.8 \times 10^{-7} & 2.1 \times 10^{-6} \\ 2.6 \times 10^{-7} & 7.3 \times 10^{-6} & 1.6 \times 10^{-6} & 4.7 \times 10^{-6} & 1.6 \times 10^{-4} & 1.9 \times 10^{-6} \\ 1.4 \times 10^{-6} & 2.4 \times 10^{-6} & 2.9 \times 10^{-6} & 1.7 \times 10^{-6} & 1.9 \times 10^{-6} & 2.0 \times 10^{-6} \end{vmatrix}$$

si ottiene infine:

$$D = \begin{vmatrix} D_{re_1} = 2.2 \times 10^{-5} & D_{ov_1} = 1.3 \times 10^{-5} & D_{mi_1} = 1.0 \times 10^{-5} & D_{te_1} = 8.8 \times 10^{-6} & D_{ve_1} = 1.4 \times 10^{-4} & D_{RC_1} = 7.5 \times 10^{-6} \\ D_{re_2} = 2.2 \times 10^{-5} & D_{ov_2} = 1.9 \times 10^{-5} & D_{mi_2} = 1.2 \times 10^{-5} & D_{te_2} = 1.3 \times 10^{-5} & D_{ve_2} = 2.8 \times 10^{-4} & D_{RC_2} = 9.1 \times 10^{-6} \end{vmatrix}$$



**GLI ULTRASUONI NELLA DIAGNOSTICA E NELLA TERAPIA
FISICA E TECNOLOGIA DELLA DIAGNOSTICA ECOGRAFICA - Corso Base
Gazzada (Va), 17-19 maggio 2004**



Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"

Coordinatori del Corso: R. Novario, A. Goddi.

Coordinamento scientifico: M. Brai, A. Torresin

Organizzazione: Aifm Segreteria Centro di Cultura Scientifica "A. Volta"

Villa Olmo - Via Cantoni, 1 - 22100 Como

Tel. +39 031 579812 - Fax +39 031 573395 - E-mail: nadia.tansini@centrovolta.it

**OTTIMIZZAZIONE DELLA DOSE AL PAZIENTE NELLA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI - 2° Corso
Firenze 29-30 giugno 2004**

Sede del corso: Salone Martino V - Ospedale di Santa Maria Nuova - Firenze

Coordinatori: A. Pilot, G. Pedrolli

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"

Organizzazione: Aifm - Segreteria Centro di Cultura Scientifica "A. Volta"

Villa Olmo, Via Cantoni, 1 - 22100 Como

Tel. +39 031 579814; Fax +39 031 573395 - E-mail: nadia.tansini@centrovolta.it

Richiesto accreditamento ECM per Fisici

**IMAGING NELLA PROCEDURA DEL TRATTAMENTO RADIOTERAPICO - 2° Corso, edizione 2004
Firenze, 30 settembre - 1 ottobre 2004**

Coordinatori del Corso: M. Bucciolini, G.M. Cattaneo

Sede del corso: ex Arcispedale di Santa Maria Nuova, sala Martino V

Coordinatori: M. Bucciolini, G.M. Cattaneo

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"

Organizzazione: Aifm - Segreteria Centro di Cultura Scientifica "A. Volta"

Villa Olmo, Via Cantoni, 1 - 22100 Como

Tel. +39 031 579814; Fax +39 031 573395 - E-mail: nadia.tansini@centrovolta.it

Richiesto accreditamento ECM per Fisici

Caratterizzazione dosimetrica di un sistema di rivelazione MOSFET per utilizzo su fasci clinici

¹G.A.P. Cirrone, ¹G. Cuttone, ¹P.A. Lojacono, ^{1,2}E. Mongelli, ^{1,2}V.I. Patti, ¹S. Pitterra

¹L. Raffaele, ^{1,2}G. Russo, ^{1,4}M.G. Sabini, ^{1,2}L.M. Valastro

¹Laboratori Nazionali del Sud, Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, Catania

²Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria, Università degli Studi di Catania

³R.E.M. Radioterapia, Catania - ⁴Azienda Ospedaliera Cannizzaro, Catania

Introduzione

La possibilità di utilizzare un sistema di rivelatori on-line per eseguire dosimetria in vivo e controlli sui piccoli campi d'irradiazione durante trattamenti di protonterapia rappresenta un traguardo di particolare importanza nell'ambito della garanzia della qualità, soprattutto a causa dell'elevata dose somministrata in una singola frazione. L'uso di un sistema dosimetrico on-line consente un immediato controllo della dose in modo da poter rilevare e correggere, durante la singola frazione di trattamento, eventuali errori di setup e/o di unità monitor qualora la differenza tra la dose prescritta e quella misurata superi un valore di soglia stabilito come livello di intervento.

Recentemente sono stati proposti i MOSFET (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) come dosimetri per radioterapia convenzionale (fotoni, elettroni). Essi sono adatti sia per misure in fantoccio che per misure in vivo: sono piccoli (area sensibile < 0,1 mm²), compatti, portatili, leggeri, a lettura diretta e utilizzabili immediatamente, conservano l'informazione dosimetrica, non perturbano il fascio radiante, sono stabili, riproducibili, hanno una risposta indipendente dall'energia, dal rateo di dose, dalla temperatura e hanno una bassa dipendenza dalle dimensioni del campo. Queste caratteristiche rendono i MOSFET particolarmente interessanti per la sperimentazione nella terapia altamente conformazionale come l'adroterapia.

Materiali e metodi

Il dosimetro è costituito da un transistor

ad effetto di campo: in particolare è un MOSFET in accumulazione a canale p. La sua regione attiva è la struttura MOS (Metallo del *gate*, Ossido dell'isolante, Semiconduttore del canale di conduzione che separa due regioni fortemente drogate di tipo p, chiamate *source* e *drain*). La tensione negativa (rispetto al substrato), applicata al gate affinché nel canale possa fluire una intensità di corrente I_{ds} , fissa la tensione V_{ds} tra il *drain* e il *source*, è detta *tensione di soglia* V_{th} . Quando la radiazione attraversa la regione attiva del dosimetro, contestualmente alla produzione di coppie elettrone-lacuna, tre meccanismi predominano nella regione dell'ossido di silicio: 1) un accumulo di cariche intrappolate nell'ossido; 2) un aumento del numero di trappole nell'ossido; 3) una generazione di nuovi stati all'interfaccia SiO₂/Si [1].

La fisica del MOSFET

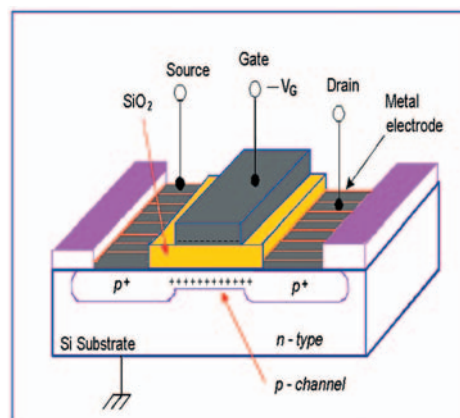


Fig. 1 - Rappresentazione schematica del dosimetro

Una frazione di elettroni e lacune si ricombineranno entro il primo picosecondo dal passaggio della radiazione [2]. Il numero di coppie elettrone-lacuna è proporzionale all'energia depositata nell'ossido dalle particelle incidenti. Quest'ultima è collegata al LET della radiazione, così come il tasso di ricombinazione [3, 4]. Per effetto di un campo elettrico, generato da una tensione di *bias*, positiva, applicata al gate durante l'irraggiamento, le lacune sopravvissute alla ricombinazione migrano, mediante un caratteristico fenomeno di trasporto chiamato "*trasporto per salti di piccoli polaroni*" verso l'interfaccia SiO₂/Si, rimanendo catturate nei siti trappola a lungo termine esistenti nell'ossido e in quelli che nel contempo si sono generati nei pressi dell'interfaccia [5]. Tale *trapping* a lungo termine delle lacune vicino all'interfaccia è fortemente dipendente dalla tensione di *bias* applicata e dal processo di lavorazione dell'ossido. Le lacune intrappolate determinano così un accumulo di cariche positive nelle vicinanze del canale di conduzione che, per repulsione elettrostatica, fa abbassare la corrente di lacune nel canale: tale accumulo di carica è il principale responsabile delle variazioni delle proprietà elettriche dei transistori MOS irraggiati. È necessario, pertanto, che la tensione iniziale negativa del gate si abbassi affinché la corrente, nel canale, ritorni allo stesso valore che aveva prima dell'irraggiamento.

La misura dello spostamento negativo della tensione di soglia è proporzionale alla carica intrappolata nell'ossido e, dunque, alla dose assorbita: pertanto variazioni della carica intrappolata nell'ossido (ΔQ_{ot}) e all'interfaccia (ΔQ_{it}), nell'unità di superficie, inducono un cambiamento della tensione di soglia pari a [6]:

$$\Delta V_{th} = \Delta V_{ot} + \Delta V_{it} = -\frac{\Delta Q_{ot}}{C_{ox}} - \frac{\Delta Q_{it}}{C_{ox}}$$

essendo C_{ox} la capacità dell'ossido per unità di superficie.

Setup sperimentale

Il rivelatore è costruito su un *bulk* di silicio, alto 500 μm e ampio 1 mm^2 ; lo spessore

dell'ossido cresciuto su ciascun MOSFET è pari a 1 μm e la sua superficie attiva è ampia (0,2 x 0,2) mm^2 . Complessivamente, la regione attiva del dosimetro è dunque (0,2 x 0,4) mm^2 . La necessità di affiancare due MOSFET identici deriva dal vantaggio di ottenere un miglioramento nella costanza della sensibilità dello strumento e una lettura indipendente dalla temperatura [7].

Il sistema di lettura per dosimetri MOSFET, in dotazione, consiste di un lettore AutoSense™ *Patient Dose Verification System* (TN-RD-13, Thomson & Nielsen Electronics Ltd, Canada) interfacciato ad un Personal Computer su cui è installato un software dedicato. I MOSFET sono connessi a un alimentatore "*Dual Sensitivity Bias Supply*" (TN-RD-22), collegato a sua volta al lettore.

L'alimentatore possiede due configurazioni disponibili di alimentazione, le quali forniscono ai dosimetri due differenti sensibilità (*High e Standard Sensitivity*) in quanto agiscono sulla tensione di polarizzazione positiva del gate durante l'irraggiamento.

Il dosimetro MOSFET TN-502RD consiste di due MOSFET identici, affiancati l'uno all'altro, alimentati da una doppia tensione di polarizzazione, una per ogni contatto di gate. La tensione applicata ad un gate è sempre fissa e pari a 1 V, mentre la tensione all'altro gate può essere scelta, mediante un commutatore, tra 5 e 15 V. La tensione di 5 V assegna al dosimetro una sensibilità "*standard*", mentre la tensione di 15 V rende il dosimetro quasi 3 volte più sensibile, (modalità "*high*"). L'aumento della sensibilità limita la durata del dosimetro: poiché la capacità di dose massima accumulata è di 20000 mV, il dosimetro può accumulare fino a 20000 cGy in *Standard Sensitivity*, essendo 1 mV/cGy la sua sensibilità in questa modalità; in *High Sensitivity* la durata del dosimetro si riduce a un terzo (7000 cGy) essendo la sua sensibilità quasi triplicata (2,7 mV/cGy).

Nel presente lavoro, è riportato lo studio preliminare di caratterizzazione dosimetrica effettuato sui rivelatori MOSFET per verificare alcune caratteristiche dosimetriche, tra le quali: la riproducibilità a breve termine, la

stabilità a lungo termine, la sensibilità rispetto errori accidentali di setup, la perturbazione sul fascio di radiazione, la dipendenza dall'orientazione, la linearità, la dipendenza dall'energia della radiazione, dal rateo di dose, dalla direzione di incidenza del fascio, dalle dimensioni del campo d'irraggiamento. Sono stati utilizzati fasci di fotoni da 6 e 15 MV e fasci di elettroni da 4, 6, 9, 12 e 15 MeV prodotti dagli acceleratori lineari Clinac VARIAN 600 e 2100 CD disponibili presso la REM Radioterapia s.r.l. di Catania e fasci di protoni di energia nominale di 62 MeV accelerati dal ciclotrone superconduttore dei Laboratori Nazionali del Sud di Catania.

Nel caso di fasci di fotoni da 6 MV, è stata utilizzata la seguente configurazione di irraggiamento: dosimetro all'isocentro e al *build up*, ossia alla profondità d_{max} pari a 1,5 cm in acqua, collocato in apposito fantoccio in materiale acqua-equivalente (TN-RD-52), campo d'irradiazione di ampiezza (10x10) cm², rateo di dose di 300 UM/min, SSD=100

cm, lato piatto del dosimetro rivolto verso il fascio. Tale assetto sperimentale verrà chiamato d'ora in poi *configurazione standard* e, dove non specificato diversamente, è sottinteso come la configurazione utilizzata durante il ciclo di misure, effettuato con i fotoni. Nel caso in cui si utilizzano fotoni da 15 MV la *configurazione standard* è identica, tranne nella profondità del dosimetro in acqua, che in tal caso è di 2,5 cm.

Risultati

Caratterizzazione su fasci di fotoni

La riproducibilità a breve termine del dosimetro è stata valutata sperimentalmente come la deviazione standard percentuale della media delle letture del dosimetro, per 5 irradiazioni consecutive, nella seguente configurazione standard di irraggiamento.

Sono stati selezionati due gruppi di dosimetri, a seconda della sensibilità, e sono stati irraggiati con una dose di 100 e 200 cGy per ogni sensibilità selezionata. I dati sono riportati nella seguente tabella:

Dosimetro TN-502RD	DOSE in acqua [cGy]	PRECISIONE σ_I/L		Precisione riportata sul manuale	
		high sensitivity	standard sensitivity	high sensitivity	standard sensitivity
3051	100		2.41 %		<3%
3052	100		2.45 %		<3%
3052	200		1.32 %		<2%
3053	200		1.38 %		<2%
3048	100	0.95 %		<1.2 %	
3056	100	0.91 %		<1.2 %	
3060	200	0.67 %		<0.8 %	
3056	200	0.65 %		<0.8 %	

Tab. 1 – Confronto tra la precisione trovata sperimentalmente e quella riportata sul manuale

I risultati ottenuti fanno scegliere la configurazione del sistema ad alta sensibilità, qualunque sia l'intervallo di dose utilizzato e a scapito di ridurre la vita media del dosimetro.

La precisione a lungo termine è stata valutata nell'intervallo di una settimana. Ogni giorno, sullo stesso dosimetro, in *standard sensitivity*, alla stessa qualità del fascio (fotoni da 6 MV), alla stessa dose di 200 cGy e in configurazione standard, sono state ripetute 5 misure ed è stato calcolato il fattore di calibrazione, $FC=D(d_{max})/L(d_{max})$. Dai risultati ottenuti è emerso che la variazione mas-

sima rispetto alla calibrazione del primo giorno è dell'1,2%: essa rientra dentro l'incertezza relativa del fattore di calibrazione stesso (pari a 1,32% come dalla tabella precedente per il MOSFET 3052).

Unità Monitor	Lettura media [mV]	Variazione rispetto alla configurazione standard
184 (-2 UM)	208.7	-2.93 %
185 (-1 UM)	211.7	-1.53 %
186	215	0
187 (+ 1 UM)	218	1.40 %
188 (+ 2 UM)	221.3	2.93 %

Tab. 2 – Variazioni percentuali dovute ad errori accidentali

È stato eseguito un test per verificare la sensibilità del dosimetro nel rivelare errori accidentali di setup.

Sono state date ± 1 e ± 2 UM attorno al valore delle UM erogate per la calibrazione, in configurazione standard. I dati ottenuti sono stati raccolti nella tabella 2. Le variazioni rispetto alla lettura di riferimento (186 UM) si mantengono, in valore assoluto, tutte superiori alla precisione dello strumento (1,32% in *standard sensitivity*).

L'entità della perturbazione che introduce sul campo di radiazione è stata valutata mediante scansioni fotodensitometriche su pellicole radiografiche in fantoccio solido piano sulla cui superficie è posizionato il rivelatore. Sono stati, a tal fine, tracciati due Profili di Dose Percentuale (PDP), uno nel piano trasversale ed un altro nel piano longitudinale, ponendo il film radiografico (Kodak XV) alla profondità di build up e, sopra la superficie di acqua solida, il MOSFET. In un fascio di fotoni da 6 MV, è stata irradiata una dose di 40 cGy.

I risultati ottenuti sono riportati in fig. 2 in cui i PDP, normalizzati al centro del fascio, sono stati tracciati in corrispondenza delle proiezioni ortogonali condotte dal centro della regione attiva MOSFET sul film. Dalla figura emerge come la perturbazione apportata al fascio radiante si possa ritenere trascurabile, essendo inferiore allo 0,5%.

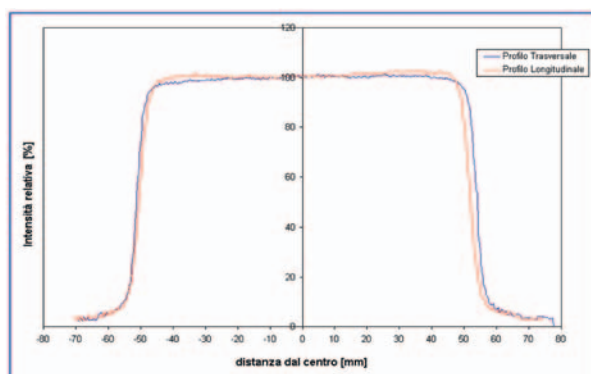


Fig. 2 - Profili di Dose assorbita Percentuale nel piano trasversale e longitudinale ottenuti con metodo fotodensitometrico

Sul dosimetro MOSFET utilizzato si possono distinguere un lato piatto, su cui è costruito il rivelatore, e un lato tondo che mostra il rigonfiamento dovuto all'incapsulamento. Secondo quanto riportato in letteratura [8], la profondità acqua-equivalente media del dosimetro MOSFET TN-502RD risulta pari a circa 0,8 mm quando il dosimetro volge il lato tondo alla radiazione, mentre è pari a 1,8 mm quando il rivelatore mostra la parte piatta al fascio. È stato verificato che questa diversa profondità fra le due orientazioni influisce sulla risposta del dosimetro e, dunque, sulla sua sensibilità.

La verifica della linearità nella risposta del dosimetro con la dose assorbita è stata eseguita nell'intervallo di dose di interesse radioterapico. La curva di calibrazione è stata ottenuta con un MOSFET in *Standard Sensitivity*, in un fascio di fotoni da 15 MV, in configurazione standard d'irraggiamento.

In fig. 3 viene riportata la curva di calibrazione del sistema di rivelazione MOSFET. Nell'intervallo di dose esaminato, il dosimetro esibisce un'ottima linearità, con un coefficiente di correlazione R^2 molto prossimo all'unità.

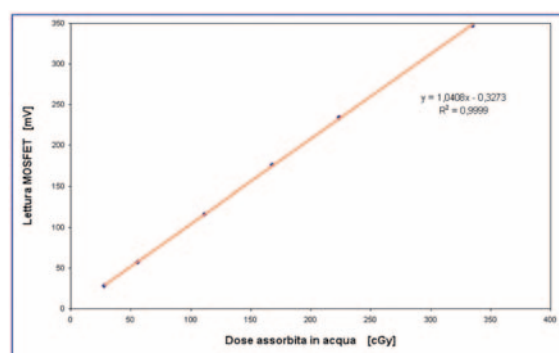


Fig. 3 - Curva di calibrazione del MOSFET TN-502RD

Non si è rivelata una dipendenza sensibile del fattore di calibrazione nell'intervallo di energia considerato. Un'ulteriore verifica dell'indipendenza della risposta del dosimetro dall'energia è stata condotta ricostruendo la distribuzione di dose in profondità, (PDD).

La curva di dose in profondità è stata ricostruita per due dosimetri, configurati in *High Sensitivity*, in un fascio di fotoni da 6 MV, irradiati alla stessa dose di circa 100 cGy.

In fig. 4 è riportata la curva ottenuta con i MOSFET confrontata con la curva di dose in profondità ricostruita con la camera a ionizzazione cilindrica.

Come si può osservare, si ha un ottimo accordo tra le due curve ricostruite, con differenze minori al 3%.

I risultati sono anche in accordo con quanto riportato in letteratura [9].

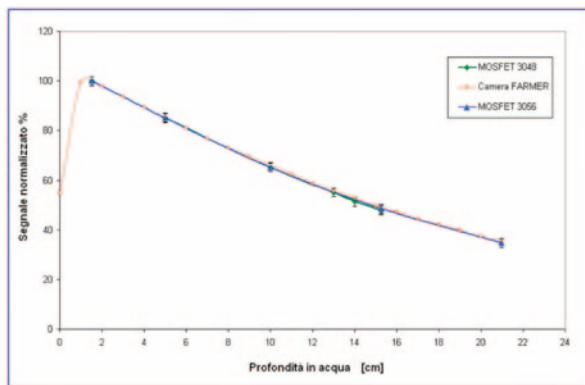


Fig. 4 - Curve di dose in profondità ottenute con due MOSFET e la camera cilindrica in un fascio da 6 MV, campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Un MOSFET, in *Standard Sensitivity*, è stato sottoposto, in configurazione standard, alla stessa dose e diversi impulsi di rateo di dose da un valore minimo di 100 UM/min a un valore massimo di 600 UM/min.

Caratterizzazione su fasci di elettroni

La caratterizzazione dei MOSFET, usando fasci clinici di elettroni di diverse energie, è stata condotta con il fine primo di verificare se il sistema di rivelazione MOSFET abbia dipendenza dalla qualità del fascio di radiazione. Alle energie disponibili, sono stati calcolati i fattori di calibrazione e riportati nella seguente tabella:

Energia [MeV]	Lettura media [mV]	σ_L [mV]	σ_L/L	FC [cGy/mV]	ΔFC [cGy/mV]
4	118	3.06	2.59 %	1.02	0.03
6	120	2.89	2.41 %	1.00	0.03
9	121	2.65	2.15 %	0.99	0.03
12	123	2.50	2.03 %	0.98	0.02
15	119	2.40	2.02 %	1.01	0.02

Tab. 3 – Fattori di calibrazione del MOSFET alle diverse energie degli elettroni

Le variazioni rispetto alla lettura ottenuta ad un *dose rate* di riferimento (300 UM/min) sono risultate trascurabili ed in certi casi nulle.

Lo studio della dipendenza della risposta dei MOSFET dal lato d del campo di radiazione è stato condotto in un fascio di fotoni da 6 MV, in *Standard Sensitivity*, nella configurazione standard d'irraggiamento, valutando l'*Output Factor*, $OF(d)=L(d)/L(d_0)$, dove d_0 è il lato del campo di riferimento pari a 10 cm.

Le misure ottenute sono state confrontate con quelle provenienti dalla camera cilindrica, di tipo Farmer, volume sensibile $0,125 \text{ cm}^3$, posizionata nella medesima configurazione del MOSFET.

I risultati ottenuti sono stati graficati nella figura accanto.

Il MOSFET sottostima l'*Output Factor* misurato dalla camera, per qualunque lato del campo di radiazione.

Si sono riscontrate differenze massime fino al 2,5%.

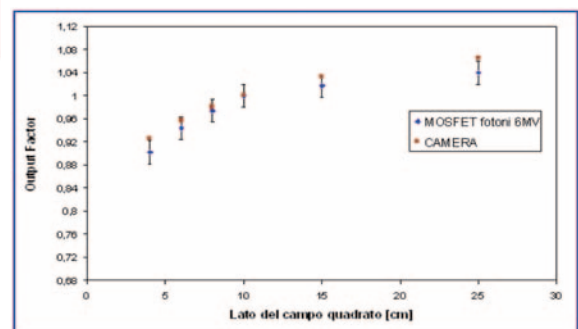


Fig. 5 - Andamento dell'*Output Factor* al variare del campo d'irraggiamento

Dalla precedente tabella si possono trarre le seguenti considerazioni: dalla quarta colonna, che riporta le deviazioni standard percentuali, si osserva che esse sono confrontabili con quelle trovate per i fotoni da 6 MV, in *Standard Sensitivity*, alla dose di 100 cGy, come riportato in tabella 1. Questo conferma che la riproducibilità dello strumento non dipende dalla qualità del fascio. Per quanto riguarda le variazioni del fattore di calibrazione con l'energia, la differenza massima (circa il 4,1%) è in accordo con quanto riportato in letteratura [10, 11].

Nel determinare la curva di calibrazione del dosimetro per fasci di elettroni, si è considerata un'energia del fascio pari a 9 MeV in un intervallo di dose di uso radioterapico. La curva di calibrazione ottenuta è stata riportata in figura 6 assieme a quella ottenuta per il fascio di fotoni da 15 MV.

Anche per gli elettroni, il MOSFET esibisce un'ottima linearità con un R^2 prossimo ad 1.

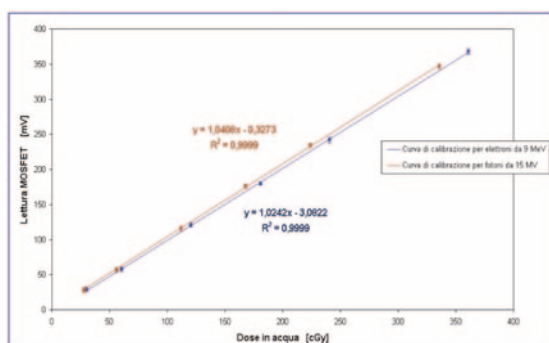


Fig. 6 - Confronto tra le curve di calibrazione del MOSFET relative a fasci di fotoni ed elettroni

Confrontando le due curve di calibrazione, emerge che non c'è una significativa differenza della risposta del MOSFET dal tipo di particella, nell'intervallo di dose esaminato, anche se dal confronto delle pendenze emerge che il dosimetro è meno sensibile quando irraggiato con elettroni. Tuttavia la differenza tra le due sensibilità è minore dell'1,8 %. Sulla base di queste considerazioni si può dire che è possibile calibrare il MOSFET con fotoni ed utilizzare la stessa taratura quanto esso è irraggiato con elettroni.

Caratterizzazione con fasci di protoni

Lo scopo della caratterizzazione dei MOSFET con fasci di protoni è stato quello di intraprendere lo studio dei fattori di campo del fascio clinico, nonché per verificare la possibilità di eseguire dosimetria in vivo e *on-line*, durante ciascuna frazione delle sedute di trattamento, data l'alta dose somministrata.

La risposta del dosimetro MOSFET, in funzione della dose assorbita in un fascio di protoni, è stata effettuata al fine di valutare se esiste una differenza tra la sensibilità del dosimetro in risposta a fasci di protoni e la sensibilità già esaminata per i fasci clinici convenzionali. Le misure sono state eseguite nell'intervallo di dose utilizzato durante la singola seduta di trattamento (circa 15 Gy).

La curva di calibrazione per i protoni è riportata in fig. 7, confrontata con le calibrazioni relative ai fotoni ed elettroni.

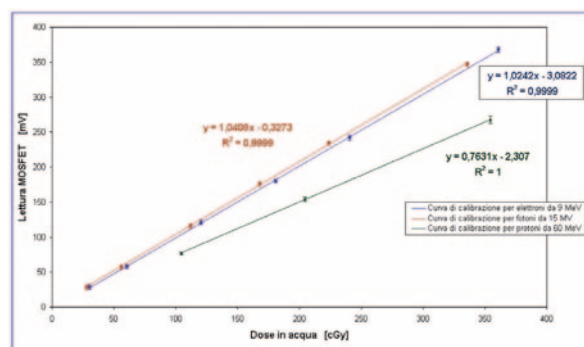


Fig. 7 - Confronto tra le calibrazioni del fascio per i tre tipi di protocollo

L'abbassamento della sensibilità del 27% è sintomo dei meccanismi di interazione dei protoni nell'ossido, associato al loro LET e, dunque, all'efficienza di trapping dello strumento.

Nella verifica della dipendenza della risposta del MOSFET dall'energia, il dosimetro è stato posizionato in diversi punti di profondità lungo il picco di Bragg modulato, in modo tale che il dosimetro assorbisse la stessa dose in un fascio di protoni di energia diversa. I risultati sono stati riportati in figura 8.

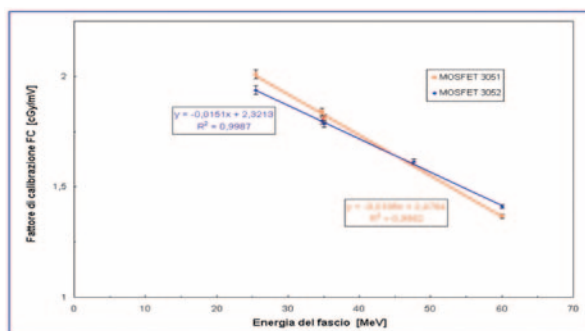


Fig. 8 - Dipendenza della risposta dei MOSFET dall'energia dei protoni

La risposta del MOSFET esibisce una forte dipendenza dall'energia dei protoni e tale dipendenza è lineare nell'intervallo di energia investigato. L'utilizzo dei dosimetri MOSFET, nella pratica adroterapica, pertanto, comporta una calibrazione per ogni valore di energia.

Lo studio della dipendenza della dose dall'area del collimatore usato è stato effettuato irraggiando un dosimetro, in *Standard Sensitivity*, alla stessa dose di 100 cGy, posizionato sul picco di Bragg modulato. La scelta di mettere il dosimetro sul picco è dettata dalla volontà di valutare come cambia la dose sul volume bersaglio al variare del collimatore.

Per tale indagine, è stato calcolato l'*Output Factor*, $OF(\varphi)$, al variare del diametro φ del collimatore circolare. I risultati sono stati confrontati con quelli ottenuti dai TLD-100 microcubi.

Il MOSFET sottostima in tutti i casi la lettura dei TLD, con differenze massime dell'8%.

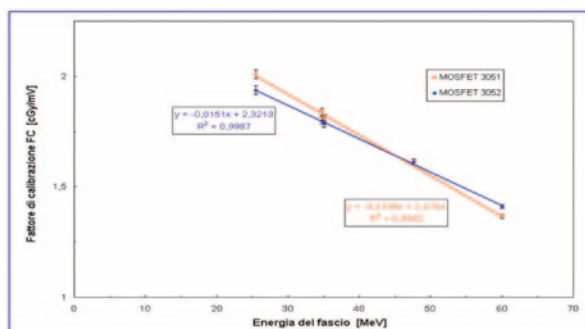


Fig. 9 - Confronto tra l'*Output Factor* dei MOSFET e quello dei TLD

Conclusioni

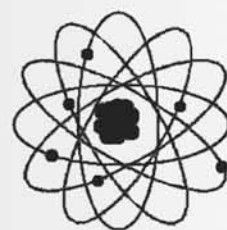
Alla luce di tutti i risultati, emerge che il sistema di rivelazione MOSFET può essere adoperato per le procedure di dosimetria in vivo nella pratica radioterapica convenzionale con fasci di fotoni ed elettroni purchè si lavori in modalità di *High Sensitivity*.

La forte dipendenza dal LET emersa nello studio del rivelatore con fasci di protoni rende necessaria una sua calibrazione in energia prima dell'utilizzo clinico. Ulteriori studi sono necessari per continuare l'indagine sulla dipendenza della risposta dei MOSFET dal LET della radiazione.

Bibliografia

- [1] A. Holmes-Siedle, *The space-charge dosimeter. General principles of a new method of radiation detection*, Nucl. Instr. & Meth. 121 (1974) 169-179.
- [2] R. C. Hughes, *Charge-Carrier Transport Phenomena in Amorphous SiO₂: Direct Measurement of the Drift Mobility and Lifetime*, Phys. Rev. Lett. 30, 1333 (1973).
- [3] T. P. Ma, P. V. Dressendorfer, *Ionizing Radiation Effect in MOS Devices & Circuits*, J. Wiley & Sons, New York (1989).
- [4] G. M. Anelli, *Conception et caracterisation de circuits integrés resistants pour les detecteurs de particules du LHC en technologies CMOS submicroniques profonds*, Tesi di dottorato in fisica, (2000) Grenoble.
- [5] H. E. Boesch, Jr. and F. B. McLean, *Hole Transport and Trapping in Field Oxides*, IEEE, Transaction on Nuclear Science, Vol. NS-32 n.6, 3940-3945 (1985).
- [6] S. Florian, *Effetti del danneggiamento da radiazione ionizzante sulle caratteristiche elettriche e di rumore di transistori CMOS*, Tesi di Laurea in fisica, A. A. 1998-99, Padova.
- [7] M. Soubra, J. Cygler, G. Mackay, *Evaluation of a dual bias dual metal oxide-silicon semiconductor field effect transistor detector as semiconducting dosimeter*, Med. Phys. 21 (4), April (1994).
- [8] P. Scalchi, P. Francescon, *Calibration of a MOSFET detection system for 6-MV in vivo dosimetry*, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 40 n. 4, 987-992, (1998).
- [9] C. F. Chuang, L. J. Verhey, P. Xia, *Investigation of the use of MOSFET clinical IMRT dosimeter verification*, Med. Phys. 29 (6), June (2002).
- [10] R. Ramani, S. Russell, P. O'Brien, *Clinical Dosimetry using MOSFETS*, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 37 n. 4, 959-964, (1997).
- [11] R. Consorti, A. Petrucci, A. Soriani, M. Benassi, *Caratterizzazione di un sistema on-line per dosimetria in vivo con rivelatori MOSFET nella IORT*

Servizi Nucleari s.n.c.



***Sorgenti alfa, beta e gamma,
puntiformi ed estese,
soluzioni, gas, prodotti per
spettrometria, medicina
nucleare, sorgenti speciali.***



Su richiesta CATALOGO, CD-ROM.

***Sorgenti di taratura
per la medicina,
l'industria, l'ambiente
prodotti da CERCA
LEA.***

Servizi Nucleari s.n.c.
Strada Pranova 6
15030 Conzano (AL)
tel. 0142.925630 - 337.236215
fax. 0142.925933
<http://www.servizinucleari.it>
e-mail: info@servizinucleari.it

Commissioning di un sistema TC multistrato a 16 banchi

Caterina Ghetti, Raffaella Rossi, Adriano Borrini

Servizio di Fisica Sanitaria, Azienda Ospedaliera di Parma

Introduzione

L'installazione, presso l'U.O. di Scienze Radiologiche della nostra Azienda Ospedaliera, di un sistema TC multistrato a 16 banchi (*Siemens Somatom Sensation 16*) ci ha messo di fronte all'esigenza di modificare, aggiornare e soprattutto integrare i protocolli di misura relativi all'accettazione di uno scanner TC del tipo citato per renderli adeguati alla tecnologia multibanco. Pur essendo, infatti, disponibili in letteratura numerosi lavori sull'argomento non esistono linee guida o norme tecniche di riferimento e gli approcci alla questione sono i più diversi. Da un lato i protocolli proprietari si limitano ad una estensione delle metodiche di misura di uno scanner TC a singolo strato moltiplicando semplicemente la valutazione dello spessore della fetta e dell'uniformità dell'immagine per un certo numero di combinazioni dimensione rivelatore-canali attivi, dall'altro lato sono stati descritti sofisticati sistemi di verifica dei protocolli di ricostruzione volumetrici difficilmente implementabili nella realtà ospedaliera. Si è pertanto tentato un approccio intermedio che fosse facilmente attuabile ma allo stesso tempo effettivamente capace di caratterizzare in modo esaustivo l'apparecchiatura in termini geometrici, dosimetrici e di qualità dell'immagine prodotta. A questo scopo sono state seguite le indicazioni di Impact (*Imaging Performance Assessment of CT scanners*) sull'argomento, con le integrazioni e gli aggiustamenti del caso e tenendo sempre presente che un protocollo di misura per l'accettazione di un'apparecchiatura deve rispondere alla duplice esigenza di verificare la rispondenza alle specifiche d'acquisto e di fornire i valori di riferimento per le successive prove di costanza.

Materiali e Metodi

Presentiamo nella Tabella 1 le principali caratteristiche tecniche dell'apparecchiatura oggetto dello studio e nella Figura 1 la configurazione geometrica del banco di detettori presente sullo scanner TC.

In Tabella 2 viene invece proposto l'elenco delle prove suddivise in macro categorie. I test di carattere geometrico sostanzialmente non differiscono da quelli presenti nei tradizionali protocolli di verifica per uno scanner TC a singolo strato. Fra le misure di carattere dosimetrico e fra quelle relative alla qualità dell'immagine sono state contrassegnate dalla dicitura MS quelle che si ritiene debbano essere ripetute su tutte le fette acquisite simultaneamente in una singola scansione.

Entrando ora nel merito dei test dosimetrici sono stati valutati il nCTDI_w in fantocci di PMMA del tipo testa e del tipo corpo e il nCTDI_{air}, secondo la metodica descritta in EUR 16262, utilizzando però la seguente definizione estesa per il CTDI:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-z}^{+z} D(z) dz$$

dove T è la larghezza nominale dello strato e n è il numero di strati acquisiti simultaneamente, il significato fisico della definizione viene esemplificato in Figura 2.

Il valore del nCTDI_{air} è stato misurato per la gran parte delle combinazioni n , T disponibili ad una tensione di 120 kVp, mentre il nCTDI_w è stato valutato a 80 e 120 kVp con fantoccio tipo testa ed a 120 e 140 kVp con fantoccio tipo corpo, utilizzando la configurazione $T=0,75$ mm e $n=12$.

Con queste modalità sono stati anche valutati i fattori P_H e P_B che consentono il passaggio da CTDI in aria a CTDI in fantoccio.

Occorre poi rilevare che uno scanner TC multibanco viene utilizzato nella maggior parte dei casi in acquisizioni di tipo elicoidale e non di tipo assiale mentre la misura del CTDI sia essa in aria che in fantoccio è espressione della dose erogata su una singola scansione. Per poter confrontare il valore di dose in modalità assiale con quello dovuto ad una scansione elicoidale è stata allora eseguita una scansione in aria lungo tutta la lunghezza della *pencil*-camera (Victoreen 6000-100 connessa con un multimetro Victoreen Nero MAX) utilizzando fette contigue da 9 mm (coll. 12x0,75 mm, *feed*=9 mm) ed eseguendo una scansione in modalità elicoidale utilizzando il medesimo valore di corrente con fette da 12 mm (coll. 16x0,75 mm) e con *pitch* (p = *avanzamento totale del tavolo per rotazione/larghezza totale del fascio collimato*) uguale a 1, sono poi state eseguite scansioni anche con p =0,5 e p =1,5 per valutare l'andamento della dose al variare del *pitch*.

Infine nel capitolo relativo ai test dosimetrici va inserita anche la valutazione dell'efficienza geometrica intesa come:

$$E_g = M_{sw} / IR_{sw} \text{ in } \%$$

con M_{sw} spessore dello strato misurato con il classico metodo delle rampe e IR_{sw} spessore dello strato irradiato, che è stato valutato utilizzando una serie di pellicole Kodak XV2 *envelope-wrapped* posti in aria all'isocentro e misurando l'FWHM del profilo di dose.

Il valore di E_g è stato calcolato per varie configurazioni disponibili sullo scanner tenendo presente che alla medesima larghezza nominale di irradiazione possono corrispondere valori di E_g diversi visto che vengono attivate differenti combinazioni dimensione rivelatore-canali attivi.

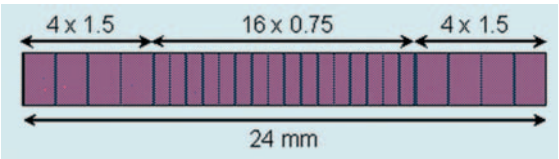


Figura 1 - Schematizzazione della configurazione geometrica del banco di detettori dello scanner TC Siemens Somatom Sensation 16

Tubo Rx	Intervallo di tensioni utilizzabili: 80-140 kVp +/-5% Intervallo di correnti utilizzabili: 25-500 mA +20% -30% Anodo: rotante a doppia macchia focale dinamica in lega ceramico-metallica di Renio-Tungsteno e Molibdeno con inserti in grafite (dimensioni macchie focali: 0,8x1,2 mm e 0,5x0,7 mm) Capacità termica pari a 3900 kJ (5,3 MHU) Sistema di raffreddamento: scambiatore di calore olio/aria
Rivelatori	Dettettori ceramici del tipo <i>ultrafast</i> (UFC TM) disposti su 24 file contigue su semi-corone circolari con griglia e con collimazione sia pre che post paziente
Gantry	Apertura: 70 cm, Inclinazione: +/-30° Tempo di rotazione su 360°: 0,5 0,75 1,0 1,5 sec +/-5%
Configurazioni	in acquisizione <u>In sequenza:</u> 5,0/10,0 mm coll. 2x5,0 mm 0,75/1,5/3,0/4,5/9,0 mm coll. 12x0,75 mm 1,5/3,0/4,5/6,0/9,0 mm coll. 12x1,5 mm <u>In sequenza ad altissima risoluzione:</u> 0,6/1,2 mm coll. 2x0,6 mm 1,0/2,0 mm coll. 2x1,0 mm <u>In spirale:</u> 0,75/1,0/1,5/2,0/3,0/4,0/5,0/6,0/7,0/8,0/10,0 mm coll. 16x0,75 o 12x 0,75 mm 2,0/3,0/4,0/5,0/6,0/7,0/8,0/10,0 mm coll. 16x1,5 o 12x0,75 mm <u>In spirale ad alta risoluzione:</u> 0,6/0,75/1,0/1,5/2,0/3,0/4,0/5,0/6,0 mm coll. 2x 0,6 mm 5,0/10,0 mm coll. 2x5,0 mm 3,0/6,0/12,0/24,0 mm coll. 8x3,0 mm in ricostruzione: Spessore dello strato: 0,6-24 mm Incremento fra gli strati: 0,1-10 mm Matrice di ricostruzione: 512x512 Algoritmi di ricostruzione: in tempo reale e AMPR (Adaptive Multiple Plane Reconstruction)

Tabella 1 - Caratteristiche dello scanner TC Siemens Somatom Sensation 16

Controlli Geometrici	<i>Gantry Tilt</i> Accuratezza del posizionamento del lettino Accuratezza delle luci di centratura Verifica delle dimensioni del pixel Accuratezza delle misure di distanza
Controlli dosimetrici	CTDI in fantoccio CTDI in aria CTDI sequenziale/elicoidale Efficienza Geometrica
Valutazione qualità dell'immagine	Rumore (MS) Uniformità (MS) Spessore dello strato (MS) SSP Linearità dei numeri TC MTF Risoluzione a basso contrasto Risoluzione spaziale lungo z Rumore in scansioni elicoidali

Tabella 2 - Elenco delle prove previste nel protocollo d'accettazione

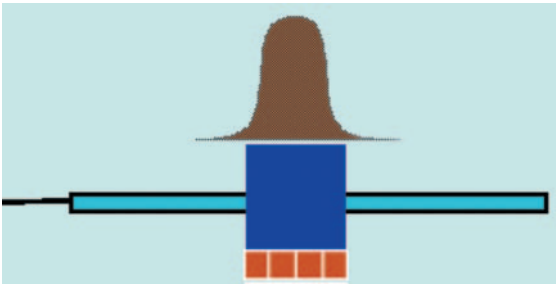


Figura 2 - Il CTDI su scanner TC multislice

Venendo ora alle misure connesse con la valutazione della qualità dell'immagine, i test relativi all'MTF, alla risoluzione a basso contrasto e alla linearità dei numeri TC sono stati eseguiti secondo le usuali metodiche utilizzando il fantoccio Cathphan 412, tale fantoccio è stato anche utilizzato per determinare lo spessore dello strato per dimensioni nominali della fetta da 10 a 1 mm con il metodo delle rampe. Per misurare invece il rumore e l'uniformità dell'immagine è stato utilizzato un fantoccio cilindrico del diametro pari a 21,6 cm e lungo 18,6 cm riempito con acqua:

si tratta del fantoccio *Jaszczak SPECT Phantom*, generalmente utilizzato in Medicina Nucleare e privato di tutti i suoi inserti. È stata fatta questa scelta per far fronte ad una delle problematiche che insorgono su uno scanner *multislice*, vale a dire l'insufficiente lunghezza degli inserti in acqua dei fantocci tradizionali. Si pensi che eseguendo, ad esempio, una scansione di detto inserto nella configurazione coll. 12x1,5 mm occorre che esso sia lungo più di 18 mm.

La misura dell' uniformità e del rumore è stata ripetuta singolarmente su tutte le fette acquisite simultaneamente ed è stata valutata anche la massima differenza percentuale fra le varie immagini.

La misura dello spessore dello strato per fette sottili (0,6 e 0,75 mm) è stata eseguita su un fantoccio con le pareti in perpex contenente due rampe in ottone dello spessore di 0,05 mm inclinate rispetto al piano di 8° e immerse in acqua. Tale fantoccio, riprodotto nella Figura 3, è stato costruito seguendo le indicazioni riportate da Impact per risolvere un'altra peculiarità delle apparecchiature TC multistrato e cioè la possibilità di selezionare anche strati molto sottili (nel nostro caso fino a 0,6 mm), per i quali lo spessore della rampa dei tradizionali fantocci proiettato sul piano di misura può diventare non trascurabile (come schematizzato in Figura 4) e interferire con la valutazione della larghezza dello strato.

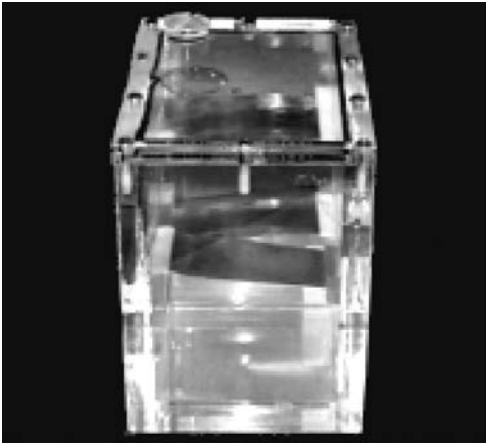


Figura 3 - Fantoccio utilizzato per misure di spessori dello strato sottili

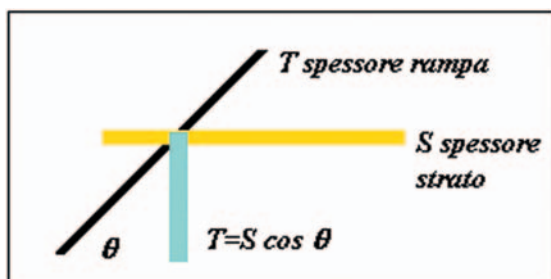


Figura 4 - Limite di risoluzione per la determinazione dello spessore dello strato

Anche la valutazione dello *Slice Sensitive Profile (SSP)* in modalità di acquisizione elicoidale ha richiesto la costruzione di un fantoccio dedicato (Figura 5), si tratta di un cilindretto pieno in perperx del diametro di 20 mm dove è stato inserito un dischetto di ottone dello spessore di 0,05 mm e del diametro di 10 mm.

Il fantoccio è stato scansionato per tre diversi valori del *pitch* ($p=0,5$ $p=1$ $p=1,5$) e l'immagine è stata ricostruita con l'algoritmo AMPR (*Adaptive Multiple Plane Reconstruction*) con incrementi di 0,1 mm per due diversi spessori dello strato (1 mm e 5 mm): è stato poi ricavato lo **SSP** disegnando sulle varie fette ricostruite una ROI che è stata posizionata in corrispondenza del dischetto in ottone e creata con un diametro pari a circa la metà del diametro del dischetto stesso e sottraendo il fondo.

Tale misura è intesa a valutare l'eventuale degrado dello SSP all'aumentare del *pitch*, degrado che l'algoritmo AMPR si propone di annullare.

Proprio perché le apparecchiature TC multibanco hanno come prevalente utilizzo la ricostruzione di immagini 3D ci è sembrato significativo introdurre una valutazione della risoluzione spaziale lungo l'asse z dello scanner. E' stato utilizzato un fantoccio in alluminio dotato di due serie di fori circolari del diametro decrescente (da 7 a 1,5 mm) posto lungo l'asse z e scansionato per $p=0,5$ $p=1$ $p=1,5$ (coll. 16x0,75 mm) e ricostruito con uno spessore nominale di 0,75 mm con un incremento di 0,4 mm, sono poi state visualizzate le immagini MPR lungo z del fantoccio stesso.

Sempre in modalità di acquisizione elicoidale per $p=0,5$ $p=1$ $p=1,5$ è stato scansionato un fantoccio ad acqua (coll. 16x0,75 mm) ed è stato misurato il rumore dell'immagine (s TC) all'interno di una ROI posta al centro del fantoccio. Per i vari strati acquisiti simultaneamente con lo stesso pitch è stato calcolato il σ medio ed è stato poi normalizzato al valore del σ medio ottenuto con $p=1$.

Lo scopo del test è quello di verificare che il rumore si mantenga costante al variare del pitch, ciò dovrebbe essere garantito dal fatto che sull'apparecchiatura il valore di corrente del tubo Rx (mA) viene adattata automaticamente al *pitch* e l'utente seleziona i $mAs_{efficaci}$ così definiti:

$$mAs_{eff} = \frac{mA \cdot t_{rot}}{p}$$

dove t_{rot} è il tempo che il tubo rx impiega ad eseguire una rotazione.



Figura 5 - Fantoccio utilizzato per la determinazione dello SSP

Risultati e Conclusioni

Nelle Tabelle 3, 4 vengono riportati rispettivamente i risultati dei test geometrici e dosimetrici e nella Tabella 5 e nei Grafici 1, 2 e 3 gli esiti delle valutazioni relative alla qualità dell'immagine.

Dall'analisi di detti risultati emerge un generale rispetto dei valori di riferimento proposti dalla ditta fornitrice e un buon accordo con quanto riportato in letteratura per l'apparecchiatura in esame.

Si può inoltre concludere che nelle misurazioni che hanno coinvolto tutti gli strati acquisiti simultaneamente non si è evidenziato nessun particolare deterioramento della performance negli strati periferici.

L'analisi dell'SSP al variare del pitch ci ha permesso di verificare la correttezza dell'algoritmo AMPR: non si ha infatti il temuto effetto

di allargamento della SSP all'aumentare del *pitch*, seppur occorre sensibilizzare l'utente ricordandogli che tale algoritmo e i suoi relativi benefici sono il risultato di un *post-processing* e che la ricostruzione on line per ragioni di rapidità non prevede la sua applicazione.

<i>Gantry Tilt</i>	Valore nominale: +30° e -30° Valore misurato: +29,8° e -29,9°
Accuratezza del posizionamento del lettino	Movimentazione lungo z: massima discrepanza fra valore impostato e misurato: 0 mm Accuratezza dell'incremento assiale: massima discrepanza fra valore impostato e misurato: 0 mm Accuratezza in scansioni elicoidali: massima discrepanza fra valore impostato e misurato: 0 mm
Accuratezza luci di centratura	Coincidenza fra luce e fascio radiante: massima discrepanza: 0 mm Accuratezza nella direzione x, y e z: $\Delta x < 1 \text{ mm}$ $\Delta y < 1 \text{ mm}$ $\Delta z < 1 \text{ mm}$
Verifica delle dimensioni del pixel	Dimens. nominali: 0,239 mm Dimensioni misurate: 0,238 mm
Accuratezza delle misure di distanza	Nello scanogramma (test di Leeds M1): massima discrepanza su una lunghezza di 4 cm: 0,1 mm massima discrepanza su una lunghezza di 22 cm : 0,7 mm Nell'immagine traversa: massima discrepanza su 4 lunghezze di 5 cm ciascuna: 0 mm

Tabella 3 - Risultati dei test geometrici

Inoltre l'adozione della grandezza $mAs_{efficaci}$ consente di mantenere il rumore dell'immagine e quindi la dose erogata indipendente dal *pitch* e direttamente stabilita dall'utilizzatore. Lo scanner TC oggetto dello studio evidenzia infine un adeguato livello di risoluzione spaziale anche lungo z anch'esso

sostanzialmente indipendente dal *pitch* ed esente da distorsioni, anche se va detto che la metodica di misura e l'annesso fantoccio andrebbero raffinati per meglio indagare la grandezza in esame

Tabella 4 - Risultati dei test dosimetrici

1 slice da 10 mm (coll.2x5,0 mm)			
nCTDI _w Head a 80 kVp		0,07 mGy/mAs	
nCTDI _w Head a 120 kVp		0,17 mGy/mAs	
nCTDI _w Body a 120 kVp		0,06 mGy/mAs	
nCTDI _w Body a 140 kVp		0,09 mGy/mAs	
nCTDI _{air} Head a 80 kVp		0,11 mGy/mAs	
nCTDI _{air} Head a 120 kVp		0,24 mGy/mAs	
nCTDI _{air} Body a 120 kVp		0,16 mGy/mAs	
nCTDI _{air} Body a 140 kVp		0,23 mGy/mAs	
P _H a 80 e 120 kVp		0,63 e 0,71	
P _B a 120 e 140 kVp		0,37 e 0,40	
nCTDI _{air} Head a 120 kVp			
12 strati da 0,75 mm (coll.12x0,75 mm)		0,19 mGy/mAs	
6 strati da 3 mm (coll.12x1,5 mm)		0,17 mGy/mAs	
2 strati da 5 mm (coll.2x5,0 mm)		0,15 mGy/mAs	
2 strati da 1 mm (coll. 2x1,0 mm)		0,27 mGy/mAs	
2 strati da 0,6 mm (coll. 2x5,0 mm)		0,13 mGy/mAs	
CTDI assiale/CTDI elicoidale			
pitch	Normalizzato a mAs e mAs _{eff}	a mA costanti	
p=0,5	0,53	1,06	
p=1	1,05	1,05	
p=1,5	1,57	1,05	
Valutazione dell'Efficienza Geometrica			
larghezza strato in mm	n° strato	larghezza scansione in mm	E _g
0,60	2	1,2	90,7%
1,00	2	2	111%
0,75	12	9	74,1%
3,00	3	9	74,3%
9,00	1	9	71,0%

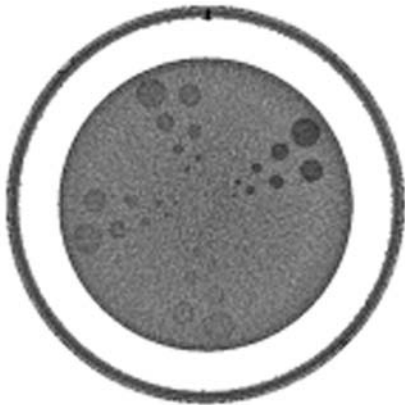
Valutazione dell'Efficienza Geometrica			
larghezza strato in mm	n° strato	larghezza scansione in mm	Eg
5,00	2	10	95,8%
10,00	1	10	95,8%
1,50	12	18	80,6%
4,50	4	18	92,8%
6,00	3	18	92,7%

Tabella 5 - Risultati dei test relativi alla qualità dell'immagine

Uniformità e Rumore su 12 strati da 0,75mm (coll. 12x 0,75mm)	
$\Delta_{\max}$ <TC> fra centro e periferia su singolo strato	2,6 TC
$\Delta_{\max}$ <TC> centro in % : $\frac{\langle TC \rangle_{\max} - \langle TC \rangle_{\min}}{\langle TC \rangle_{\text{medio}}}$	1,9 %
$\sigma_{\max}$ su singolo strato	18,3 TC
$\Delta_{\max}$ σ_{TC} in % : $\frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{\sigma_{\text{medio}}}$	0,1%

Spessore dello strato			
L nominale in mm	n° strati	<L> misurata (mm)	$\Delta_{\max}$ fra gli strati (mm)
0,60	2	0,68	0,06
0,75	12	0,71	0,06
1,00	2	1,11	0
1,50	12	1,41	0,26
3,00	3	2,97	0,11
4,50	4	4,41	0,11
5,00	2	4,79	0,05
6,00	3	5,87	0,13
9,00	1	8,87	-
10,00	1	9,58	-

SSP per strati di spessore ricostruito da 1mm 5mm		
p=0,5	1,1	4,9
p=1	1,1	5
p=1,5	1,2	5
Linearità dei numeri TC		
Materiale	Valori misurati	Valori di riferimento
Aria	-1023,3	-1000
LDPE	-132,2	-100
Acrilico	123,6	120
Teflon	1110,3	990
Coeff. di corr. R ²	0,98	0,99
Coeff. angolare	0,33	0,31
MTF		
	H40s medium	H70 very sharp
MTF al 50% (lp/cm)	3,2	6,3
MTF al 10% (lp/cm)	5,9	11,5

Risoluzione a basso contrasto	
Contrasto nominale dei gruppi di particolari	diametro (mm) del più piccolo particolare visibile
1 %	2
0,5 %	2
0,3 %	3
0,1 %	4
	

Risoluzione spaziale lungo z

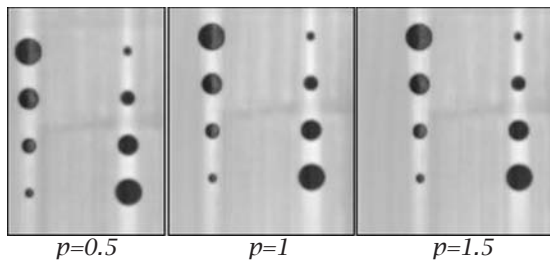


Grafico 1 - Andamento fra le slices del $\langle TC \rangle$ e della σTC in acqua

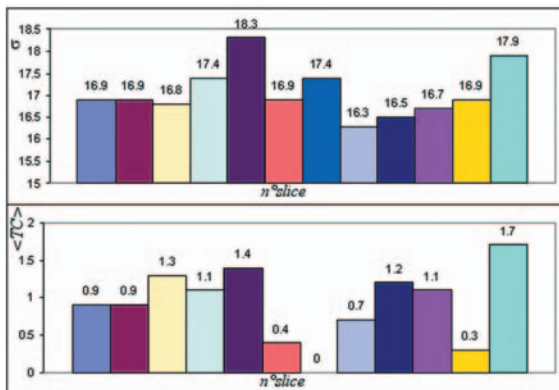


Grafico 2 - Andamento della SSP per vari valori del pitch per due diversi valori dello spessore dello strato ricostruito (1 mm e 5 mm)

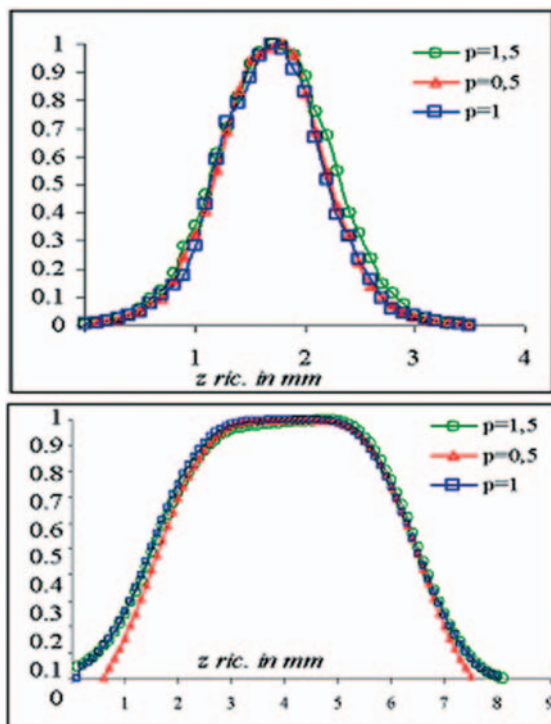
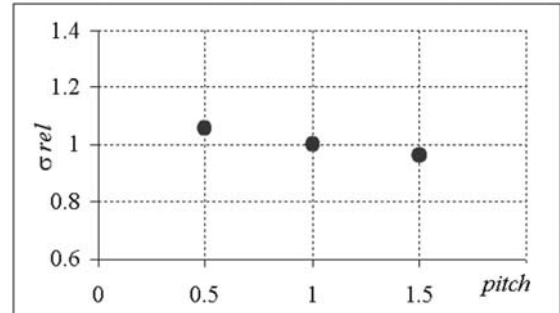


Grafico 3 - Andamento del rumore σTC in acqua per vari valori del pitch (dati normalizzati al caso di pitch=1)



Discussione

Mettere a punto un protocollo per il *commissioning* di un sistema TC multibanco implica una fase preliminare di studio ed approfondimento di tutte le possibili configurazioni dimensioni rivelatori-canali attivi, risulta infatti particolarmente faticoso districarsi fra tutte le combinazioni disponibili ed in questa fase la collaborazione con la ditta fornitrice diviene fondamentale. Inoltre spesso alcuni parametri fondamentali per impostare correttamente lo studio non sono così evidenti a livello dell'utente, ad esempio sull'apparecchiatura esaminata non è immediatamente visibile il valore del *pitch* che occorre ricavare noti l'avanzamento totale del tavolo per rotazione e la larghezza totale del fascio collimato. Bisogna anche dotarsi di fantocci in genere non disponibili nella normale dotazione di un Servizio di Fisica Sanitaria e, come nel caso del fantoccio utilizzato per la misura di strati sottili, neppure reperibile sul mercato. Venendo poi all'attività sul campo, come sopra mostrato si è ritenuto opportuno valutare gli spessori dello strato, l'uniformità e il rumore su tutti gli strati acquisiti su una singola scansione per verificare che non si evidenziasse un degrado della qualità dell'immagine negli strati periferici e quindi indirettamente valutare eventuali disuniformità nell'efficienza dei singoli detettori o disallineamenti nella collimazione e l'effetto della divergenza conica del fascio radiante.

Dal punto di vista operativo questa scelta ha comportato un aggravio del carico di lavoro.

ro non indifferente, si pensi infatti che è stato necessario valutare solo per determinare lo spessore dello strato nella configurazione coll. 1.5x 12, la larghezza di ben 48 rampe.

Infine possiamo concludere con un problema aperto: la definizione di efficienza geometrica da noi utilizzata è nata per descrivere gli scanner TC a strato singolo e mal si adatta alle apparecchiature multibanco dato che risulta associato alla medesima lunghezza della scansione un valore di E_g anche molto diverso a seconda della configurazione impostata. A questo proposito in IEC 60601-2-44-2003 viene proposta la seguente nuova definizione:

$$E_g = \frac{\int_{SW_{nom}} D(z) dz}{\int_{SW_{irr}} D(z) dz} \text{ in } \%$$

in cui l'efficienza geometrica diviene il rapporto fra il profilo di dose relativo allo spessore nominale dello strato ed il profilo di dose realmente irradiato. Tale definizione non richiede più lo spessore dello strato misurato ma una semplice valutazione del profilo di dose e pertanto dovrebbe meglio adattarsi alla tecnologia multistrato, seppure rimane una perplessità su come riuscire a individuare il profilo di dose riferito ad uno spessore nominale quando generalmente la misura di tale profilo fornisce una curva non simmetrica: ci riproponiamo in ogni caso di valutare sul campo tale grandezza.

Ringraziamenti

Si desiderano ringraziare la ditta Siemens e in particolare il Sig. Martignoni per il supporto offertoci e le ditte Bonomi e O.L.M.E. per la costruzione di alcuni fantocci utilizzati durante i test.

Bibliografia

- Siemens Somatom Sensation 16- Manuale dell'utente
- Flohr Th. et al., Med.Phys. 30(5), 832-845 "Image Reconstruction and Image quality evaluation for a 16-slice CT scanner"
- European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography -EUR16262 EN IEC 60601-2-44 Ed,1 1999
- Imaging Performance Assessment of CT scanners "CT Scanner Acceptance Testing", 2001 (www.impactscan.org)
- McCollough CH, Zink FE., Med. Phys. 26(11): 2223-30, "Performance evaluation of a multi-slice CT system"
- Wang G, Vannier MW, Med. Phys. 26(12), 2648-53 "The effect of pitch in multislice spiral/helical CT"
- Hu H., Med. Phys. 26(1), 5-18, "Multi-slice helical CT: scan and reconstruction"
- Colombo P. et al., "Proposta di un protocollo di accettazione per tomografi computerizzati multistrato", Convegno AIFM 2003, Agrigento

GLI ULTRASUONI NELLA DIAGNOSTICA E NELLA TERAPIA FISICA E TECNOLOGIA DELLA DIAGNOSTICA ECOGRAFICA - *Corso base* Gazzada (Va), 17-19 maggio 2004

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"
Coordinatori del Corso: R. Novario, A. Goddi.
Coordinamento scientifico: M. Brai, A. Torresin
Organizzazione: Aifm - Segreteria Centro di Cultura Scientifica "A. Volta"
Villa Olmo - Via Cantoni, 1 - 22100 Como
Tel. +39 031 579812 - Fax +39 031 573395
E-mail: nadia.tansini@centrovolta.it

PROPOSTA DI SPERIMENTAZIONE FORMAZIONE A DISTANZA (FAD) MEDIANTE IL PERIODICO “FISICA IN MEDICINA”

Gruppo di lavoro ECM

L. Bianchi, C. Canzi, A. Crespi, R. di Liberto, M. Pasquino, A. Torresin, C. Traino, F. Turrini

Dallo scorso gennaio è stata attivata, seppur in fase sperimentale, la riforma del sistema ECM che prevede il passaggio dall'accREDITAMENTO dei singoli eventi all'accREDITAMENTO degli organizzatori (provider) che, dopo aver ottenuto questo riconoscimento dalla Commissione Nazionale ECM, assegneranno direttamente i crediti agli eventi da essi proposti. In questa fase sperimentale la Commissione ECM sta testando anche la Formazione a Distanza (FAD). L'AIFM sta provvedendo a regolarizzare la sua posizione per soddisfare i requisiti necessari per avanzare la domanda di accREDITAMENTO come Provider sia per eventi residenziali, di cui si ha già provata esperienza, che per la FAD. A questo proposito, visto la novità di questa forma di formazione e aggiornamento è necessario iniziare una sperimentazione interna alla nostra Associazione che abbia come obiettivo quello di testare la struttura organizzativa che sta alle spalle dell'intera procedura, stimare l'impegno che la sua gestione richiede e inoltre verificare la risposta in termini di gradimento da parte dei soci.

Tra i supporti durevoli considerati dalla Commissione Nazionale ECM per produrre formazione a distanza in primo luogo viene considerato quello cartaceo. Poiché il periodico “Fisica in Medicina” pubblica in ogni numero articoli di approfondimento di vari argomenti ed è ricevuto da tutti i soci AIFM, si propone di utilizzare questo mezzo per sperimentare la FAD sulla stregua di ciò che da tempo viene già effettuato su riviste scientifiche recensite.

La proposta operativa che si avanza è la seguente:

1. In ogni numero del periodico viene pubblicato un articolo di approfondimento su un certo argomento.
2. In testa, oltre al proprio nome, l'autore indica gli obiettivi formativi che il testo persegue e il tempo medio previsto per acquisire le competenze/conoscenze da parte dell'utilizzatore medio (per ogni ora viene assegnato 1 credito).
3. L'autore predispone un questionario con domande a risposta quintupla in numero pari a 5 per ogni credito (=ora) stimata.
4. Il testo e il questionario verranno pubblicati anche nell'area soci del sito AIFM per 2-3 mesi e ogni socio che sia interessato dovrà rispondere da lì avendo la possibilità di consultare tutte le volte che vuole i testi ma una sola possibilità di inviare le risposte.
5. I dati relativi alle risposte e a colui che le invia verranno memorizzati in un database accessibile a Turrini, Canzi e Crespi.
6. Per passare il test è necessario rispondere correttamente ai 4/5 delle domande.
7. L'accesso al questionario sarà bloccato qualche giorno prima della pubblicazione del numero successivo del periodico dove verranno riportate le risposte corrette.
8. A coloro che passeranno il test verrà comunicato via mail l'esito positivo, dopo la pubblicazione delle risposte corrette.

SI VUOLE QUI SOTTOLINEARE CHE PER IL MOMENTO LA FAD NON HA VALORE NEL SISTEMA ECM E CHE QUANTO PROPOSTO È UNA SPERIMENTAZIONE PER TROVARCI IN CONDIZIONI OPERATIVE ADEGUARE QUANDO SARÀ UFFICIALMENTE ATTIVATA.

Valutazione della dose efficace a un individuo della popolazione in seguito al rilascio di radionuclidi in acque superficiali utilizzando la metodica proposta dal Report n. 123 dell'NCRP

E. Lorenzini, F. Fioroni, M.A. Sarti, S. De Crescenzo*, G. Pedroli* e G. Borasi

Servizio di Fisica Sanitaria - Arcispedale S. Maria Nuova di Reggio Emilia

** Servizio di Fisica Sanitaria - Azienda Ospedaliera "Niguarda Cà Granda" di Milano*

Obiettivi formativi

- comprensione della legislazione in vigore in materia di smaltimento di rifiuti liquidi radioattivi;
- conoscenza del metodo proposto dall'NCRP 123 per valutazioni di adesione ai criteri di non rilevanza radiologica.

Tempo richiesto: 1 ora.

Introduzione

Nell'istanza di Nulla Osta all'impiego di sorgenti di radiazioni (art. 27, 28, 29 del D. Lgs. 230/95 e succ. mod.) vengono richieste le modalità di allontanamento o smaltimento nell'ambiente dei rifiuti radioattivi. All'art. 154 comma 2 si afferma che, qualora i rifiuti contengano radionuclidi con tempo di dimezzamento fisico inferiore a 75 giorni e in concentrazione non superiore ai valori determinati ai sensi dell'art. 1 ($< 1\text{Bq/g}$), non si applicano le norme del citato decreto. Se d'altra parte non si ricade in quanto prescritto al comma 2, il comma 3 bis afferma che i livelli di allontanamento da installazioni di cui ai capi IV, VI e VII debbono soddisfare ai criteri fissati con il decreto di cui all'articolo 1, comma 2. Quest'ultimo articolo rimanda all'allegato I, e quindi anche ai criteri di non rilevanza radiologica, che debbono trovare entrambi soddisfazione. Essi sono:

- la dose efficace cui si prevede sia esposto un qualsiasi individuo della popolazione a causa della pratica esente sia pari o inferiore a $10\text{ }\mu\text{Sv}$ all'anno;
- la dose collettiva efficace impegnata nell'arco di un anno di esecuzione della pratica non sia superiore a circa 1 Sv persona, oppure una valutazione relativa all'ottimizzazione della protezione mostri che l'esenzione è l'opzione ottimale

Al fine di dimostrare l'adesione a questi criteri, è possibile seguire il percorso indicato dall'NCRP Report n.123.

In questo lavoro, verranno delineate due applicazioni dei modelli di *screening* al rilascio di radionuclidi in acque superficiali, a partire da una descrizione generale del metodo.

Aspetti generali - NCRP Report n. 123

I modelli di screening sono definiti come modelli che richiedono pochi semplici calcoli ed un minimo di dati specifici del sito e decisioni dell'utente. Questa tecnica può essere usata per dimostrare la conformità a limiti di dose ambientali, applicando assunzioni e

modelli parametrici che tentano deliberatamente di sovrastimare la dose alla popolazione. Così, se si arriva a dimostrare la conformità usando queste tecniche, non sono necessari calcoli ed approfondimenti ulteriori.

Per calcolare la concentrazione di radionuclide nell'ambiente vengono usati modelli

di trasporto ambientale. I fattori di dose per ogni radionuclide e a seconda della modalità di contaminazione individuata: inalazione, ingestione, irradiazione del terreno, immersione in acqua, etc, sono stati derivati dalle Raccomandazioni dell'ICRP n. 60. Questi fattori di dose vengono poi usati per derivare i fattori di screening, che sono alla base di tutto il calcolo. Essi rappresentano la somma delle dosi efficaci impegnate ricevute da irradiazione esterna in un periodo di tempo fissato (inferiore ad un anno), dall'inalazione di gas o particelle radioattive, dall'ingestione di cibi cresciuti nella zona di interesse durante un anno per unità di concentrazione di radioattività ($\text{Sv Bq}^{-1} \text{m}^3$) nel mezzo, atmosfera o acqua. La determinazione dei fattori di screening da applicare ad un particolare rilascio di radionuclidi passa attraverso la determinazione della concentrazione di radionuclidi nei mezzi che si stanno considerando che potrebbero comportare esposizione alla popolazione. Se non si ha a disposizione una misura di concentrazione di radioattività o se questa non è di fatto possibile si possono usare i modelli di trasporto riportati nel *Report 123* dell'NCRP. Le concentrazioni così determinate sono poi utilizzate in modelli che tengono conto del passaggio dei radionuclidi attraverso la catena alimentare fino all'uomo. Per stimare infine le esposizioni che ne risultano è necessario stabilire il consumo di cibo e acqua contaminati, e il tempo trascorso in aree contaminate.

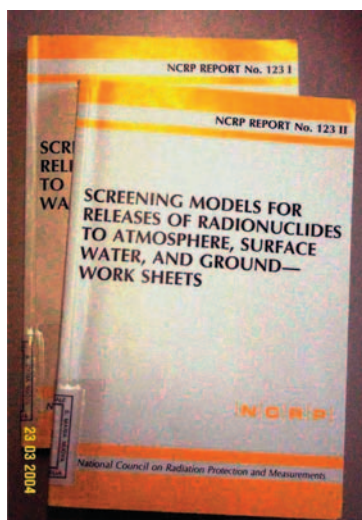


Figura 1: NCRP Report n. 123

Da ciò si perviene alla dose risultante attraverso l'uso di fattori di dose che traducono i livelli di contaminazione in dose per varie modalità di *intake*.

Per le acque superficiali vengono presentati due livelli di screening. Il livello I è l'approccio più semplice ed è estremamente conservativo. La stima della dose efficace impegnata per questo livello assume una concentrazione uguale alla concentrazione di radionuclidi nel punto di emissione in ambiente. Il livello II tiene invece conto della dispersione nelle acque superficiali, e mette insieme tutti i percorsi significativi all'interno del fattore di screening. Se già al primo livello il risultato ottenuto è quello di conformità, allora non è necessario passare al secondo livello.

Nel *Report* si enfatizza, inoltre, che le dosi stimate attraverso questa tecnica di screening hanno senso solo se usate per confronti con limiti ambientali e non rappresentano stime di dosi effettivamente ricevute da individui della popolazione.

Due sono gli approcci possibili per determinare la concentrazione di radionuclidi e da qui risalire alle stime di dose: sperimentale e teorico. Il primo approccio è possibile se si è certi che nelle acque esaminate pervengono solo i radionuclidi derivanti dalla pratica oggetto dell'autorizzazione. Se questa condizione non si verifica, allora si può solo procedere con calcoli teorici.

Approccio teorico - studio effettuato dalla Azienda Ospedaliera "Niguarda - Cà Granda" di Milano

I calcoli partono dalla stima dell'attività escreta dai pazienti sulla base della massima attività utilizzabile annualmente. Tale quantità deve essere ripartita poi in una aliquota immessa nel sistema fognario ospedaliero (pazienti ricoverati - sistemi di contenimento), e in un'aliquota immessa nei sistemi fognari delle rispettive località di provenienza dai pazienti ambulatoriali.

La valutazione della attività escreta è stata effettuata a partire dalla funzione di ritenzio-

ne $R(t)$ per i radiofarmaci più comunemente utilizzati.

Alla funzione di ritenzione è correlata la funzione di escrezione $E(t)$, che esprime la frazione della quantità di farmaco somministrata escreta nell'unità di tempo; la relazione che lega le due funzioni è la seguente:

$$E(t) = -\frac{dR(t)}{dt}$$

Eq. 1

Nel caso di un radiofarmaco la relazione va corretta per il decadimento fisico dell'elemento ottenendo quindi:

$$E(t) = -\frac{dR(t)}{dt} \cdot e^{-\lambda t}$$

Eq. 2

dove λ rappresenta la costante di decadimento fisico del radioisotopo considerato.

La frazione totale radioattiva escreta ad un tempo t sarà pertanto data da:

$$E_{tot}(t) = \int_0^t E(u) du = \int_0^t -\frac{dR(u)}{du} \cdot e^{-\lambda u} du$$

Eq. 3

Le funzioni di ritenzione dedotte dai modelli compartimentali assumono in genere la forma:

$$R(t) = \sum_i a_i \cdot e^{-\lambda_i \cdot t}$$

Eq. 4

dove: λ_i è la costante di decadimento biologica che interessa l'i-esimo compartimento e a_i è la frazione della quantità somministrata che interessa l'i-esimo compartimento.

Sostituendo la Eq.4 nella Eq.3 può essere calcolata la frazione totale di radiofarmaco

escreto al tempo t :

$$\begin{aligned} E_{tot}(t) &= \int_0^t \frac{d(\sum_i a_i \cdot e^{-\lambda_i \cdot u})}{du} \cdot e^{-\lambda \cdot u} du = \\ &= \int_0^t (\sum_i a_i \cdot \lambda_i \cdot e^{-\lambda_i \cdot u}) \cdot e^{-\lambda \cdot u} du = \\ &= \sum_i a_i \cdot \lambda_i \cdot \int_0^t e^{-(\lambda_i + \lambda) \cdot u} du = \\ &= \sum_i \frac{a_i \cdot \lambda_i}{(\lambda_i + \lambda)} (1 - e^{-(\lambda_i + \lambda) \cdot t}) \end{aligned}$$

Eq. 5

Riassumendo, la funzione di escrezione totale può essere espressa in funzione del tempo di dimezzamento fisico $T_{1/2}$ e dei tempi di dimezzamento biologici relativi agli i-esimi compartimenti $T_{i,1/2}$ come:

$$E_{tot}(t) = \sum_i \left[\frac{a_i \cdot T_{1/2}}{T_{i,1/2} + T_{1/2}} \cdot \left(1 - e^{-\ln 2 \cdot (\frac{1}{T_{i,1/2}} + \frac{1}{T_{1/2}}) \cdot t} \right) \right]$$

Eq. 6

Dalle funzioni di ritenzione così calcolate è possibile risalire alle frazioni di attività escrete in ambiente ospedaliero scorponandole da quelle escrete fuori dai sistemi di contenimento. Da queste si ricavano quindi le rispettive quantità di radioattività su base annua immesse in ambiente. In particolare, se il sistema di contenimento è già dimensionato in modo tale che si possano scaricare concentrazioni di radionuclidi inferiori al Bq/g, ciò che interessa conoscere è solo l'impatto ambientale dei liquidi radioattivi non intercettati dal sistema di smaltimento e rilasciati nell'area di interesse.

Una volta noti i valori di attività scaricata in un anno, è necessario conoscere il destino dei liquami radioattivi, ed individuare le vie possibili di ritorno all'uomo per giungere a valutare le dosi massime ai gruppi critici e la dose efficace collettiva ipotizzabili. Queste ultime dipendono, come ovvio, dalle caratteristiche idrografiche, dall'approvvigionamen-

to idrico e dalle abitudini alimentari della popolazione delle regioni considerate.

Se, inoltre, parte dei pazienti risiede in aree geografiche diverse, è necessario considerare la percentuale di quelli che scaricheranno nell'area interessata: questo ha effetto sul calcolo della dose individuale ma non su quella collettiva.

Nel caso dell'ospedale Niguarda di Milano, si è tenuto conto che i liquami radiocontaminati confluiscono in acque superficiali destinate all'irrigazione, quali quelle del fiume Lambro, in cui vengono convogliati tutti gli scarichi di Milano e del suo hinterland. Sono stati quindi utilizzati i fattori di screening riportati nella pubblicazione NCRP 123, opportunamente modificati considerando che queste acque non vengono utilizzate a scopi potabili e tenendo conto che i consumi alimentari della popolazione considerata sono diversi da quelli proposti.

Per risalire alla dose efficace derivante, dal rateo di attività immessa in ambiente espressa in Bq/s, moltiplicando per la portata media del fiume in m³/s è stata ricavata la concentrazione media nelle condizioni di completo mescolamento in Bq/m³. Moltiplicando poi questo valore a sua volta per il fattore di screening (espresso in Sv/Bq/m³) sono stati derivati i valori di dose efficace.

Approccio sperimentale - studio effettuato dall'Arcispedale S. Maria Nuova di Reggio Emilia

In questo caso la concentrazione dei radionuclidi a partire dalla quale risalire alla dose viene determinata sperimentalmente attraverso misure di campioni.

Con le misure effettuate si è voluto valutare l'impatto ambientale dei Servizi di Medicina Nucleare e Terapia Metabolica a livello di rifiuti radioattivi liquidi prodotti sia intercettati dall'impianto di smaltimento interno all'ospedale che provenienti da pazienti non ospedalizzati o al termine del periodo di ospedalizzazione.

Anche in questo caso, ovviamente, lo stu-

dio non può prescindere dalla raccolta di informazioni circa il destino delle acque radiocontaminate. Esse vengono convogliate attraverso il sistema fognario cittadino al depuratore: poiché il sistema fognario è interrato, si può escludere, almeno per questo primo tratto, l'irraggiamento diretto.

Il trattamento dei liquami è un processo a fanghi attivi simile a quello che si svolge negli impianti convenzionali, con rimozione di azoto e fosforo. I prodotti del trattamento sono le acque chiarificate in uscita e i fanghi, separati dalle acque, che hanno subito un processo di digestione della durata di un mese ed un processo di disidratazione. Le acque depurate non sono utilizzate per l'irrigazione, ma, si immettono nel Crostolo e quindi in Po già al di fuori della provincia di Reggio Emilia, senza essere prelevate da alcuno. Lungo il Crostolo non viene effettuata pesca a scopo alimentare.

I fanghi, invece, sono usati per la concimazione dei campi, dove sono sparsi una volta all'anno nei mesi di luglio e agosto. Per la restante parte dell'anno, essi sono immagazzinati in attesa che giunga il momento dell'anno propizio alla concimazione. Poiché i fattori di screening in questo caso sono stati derivati a partire dalle loro definizioni e quindi non tenendo conto di quelli riportati nelle tabelle, ma seguendo passo passo il percorso seguito dai radionuclidi di interesse, la raccolta di dati è stata fatta approfonditamente.

La tipologia di colture cui sono destinati i fanghi è varia: frumento, granturco, orzo, barbabietole, pomodoro. Si escludono a priori le foraggere per l'alimentazione dei bovini da latte, mentre è necessario considerare che il granturco può servire per alimentare bovini e suini, animali da latte e da carne. Perciò nella trattazione sono state seguite come vie di ritorno all'uomo l'assunzione di prodotti vegetali e animali derivanti da coltivazioni concimate con i fanghi suddetti.

Benché i radioisotopi utilizzati nei reparti oggetti della richiesta di autorizzazione siano diversi, nelle misure effettuate è stato sempre e solo trovato quello a più lunga emivita, lo I-131. Le misure sono state fatte tra-

mite spettrometria gamma usando un rivelatore di germanio iperpuro, in geometria Marinelli da 1 litro.



Figura 2: pozzetto di ispezione all'interno dell'area ospedaliera in cui sono stati eseguiti i prelievi. La foto risale al giorno in cui sono stati eseguiti i prelievi.

Una prima serie di misure è stata effettuata nel pozzetto di ispezione interno all'area ospedaliera nel punto di immissione nella rete civica. In quell'occasione è stata scaricata una vasca da 15 m³ della terapia metabolica e, al fine di massimizzare le condizioni peggiorative, lo scarico è stato effettuato nel mese di agosto, dopo mesi di siccità, in una giornata di bel tempo e in un periodo con un numero di ricoverati probabilmente inferiore. Tre giorni prima, inoltre, era stata scaricata anche la vasca della medicina nucleare.

La concentrazione al momento dello scarico era nota da misure di campioni prelevati, attraverso un sistema automatico, direttamente dalle vasche di decadimento dell'impianto di smaltimento, ma, poiché prima dell'immissione nella fogna civica i liquami radioattivi si miscelano ad altri liquami all'interno dell'area ospedaliera, si voleva determinare l'entità di questa diluizione.

Una stima teorica del mescolamento all'interno dell'ospedale è stata effettuata considerando che la portata media del punto di immissione in uscita dalle vasche è di 400 m³/d e che lo scarico di una vasca di 15 m³ dura circa 1 ora e 30 minuti.

Perciò la diluizione che si otterrebbe è pari a circa 1.6 volte, nell'ipotesi di mescolamento completo.

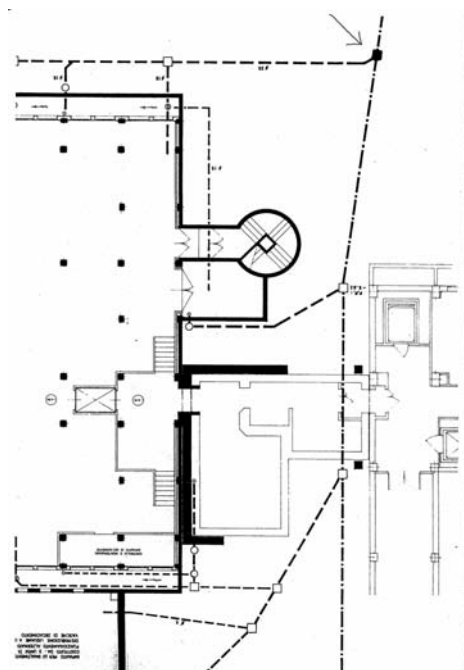


Figura 3: piantina della rete fognaria ospedaliera in prossimità dell'impianto di smaltimento (prima linea tratteggiata in basso a sinistra) in cui è indicato con una freccia il pozzetto in questione.

Per confermare questo dato, sono stati eseguiti 14 prelievi ogni 15 minuti in modo da seguire il passaggio del bolo radioattivo per tutta la sua durata. La diluizione misurata è stata pari a 1.1, perciò un po' inferiore alle stime, probabilmente per le particolari condizioni scelte per lo scarico.



Figura 4: liquami in entrata al depuratore

Da questo punto in poi, le acque del sistema fognario si ritrovano in superficie solo in prossimità del depuratore. E' stato calcolato, perciò, il tempo impiegato dal bolo radioattivo per giungere fino al depuratore ed è stata fatta una seconda serie di misure sui liquami in entrata facendo uso di un campionatore automatico programmabile in dotazione al depuratore stesso.

Come mostrato nel grafico sotto riportato, il valore di picco della concentrazione di ^{131}I nel collettore in entrata al depuratore, localizzato a 4 ore e 30 minuti dall'inizio dello scarico è 100 volte inferiore alla concentrazione scaricata.

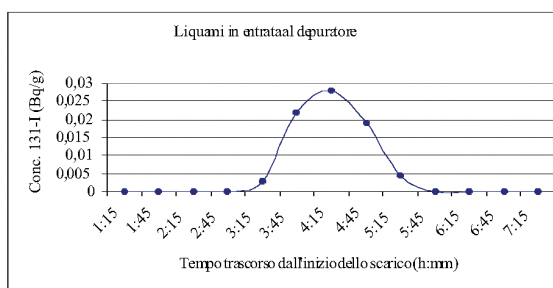


Figura 5: andamento nel tempo della concentrazione di attività in entrata al depuratore.

La terza serie di misure è stata fatta sui prodotti del depuratore, ovvero sull'acqua chiarificata e sui fanghi, nelle tre fasi principali della lavorazione, ovvero prima della digestione, dopo la digestione (della durata di un mese) e dopo la disidratazione. Mentre nelle misure sulle acque e sui fanghi in uscita dal processo di digestione l'intento è stato quello di seguire il bolo radioattivo a seguito dello scarico di una delle vasche e quindi di



Figura 6: acque chiare in uscita dal depuratore

conoscere quante e quali diluizioni lo interessano durante tutto il suo percorso, nei fanghi disidratati andranno ad accumularsi non solo gli scarichi ospedalieri intercettati dal sistema di contenimento, ma anche tutti quelli dei pazienti non ospedalizzati o al termine della ospedalizzazione.

Acque

La concentrazione di radioattività dei liquami in entrata mantiene un andamento nel tempo ben piccato, indice del fatto che il bolo giunge al depuratore non sparpagliandosi e mantenendosi compatto temporalmente (la durata del suo passaggio all'ingresso del depuratore riproduce piuttosto bene la durata dello scarico della vasca).

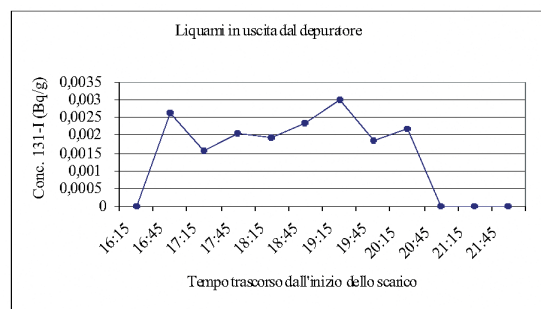


Figura 7: andamento nel tempo della concentrazione di attività in uscita dal depuratore.

Una volta entrato nel depuratore, però, viene suddiviso in 3 linee che hanno portata e tempo di ritenzione diversi (effetto ben visibile nel grafico soprastante che riproduce l'andamento nel tempo della concentrazione di radioattività misurata nell'acqua in uscita dal depuratore). In questo caso sono stati prelevati 10 campioni, uno ogni mezz'ora, ed è stata considerata una durata media del tempo di ritenzione di 15 ore e mezza, in modo da concentrare le misure con maggior probabilità attorno al passaggio del bolo.

I risultati delle misure indicano che il valore massimo di concentrazione è 10 volte inferiore rispetto all'entrata, e quindi mille volte inferiore rispetto allo scarico.

Fanghi

Per i fanghi sono state fatte misure anche prima dello scarico. Per ogni fase del proces-

so sono stati presi 5 campioni di cui è stata fatta una media, con i seguenti risultati:

- Fanghi in ingresso al processo di digestione: 0.065 Bq/g
- Fanghi in ingresso al processo di disidratazione: 0.011 Bq/g
- Fanghi in uscita dal processo di disidratazione (fanghi secchi): 0.046 Bq/g

Dopo quindici giorni circa dallo scarico sono stati effettuati altri prelievi di fanghi nelle tre fasi della lavorazione per poter avere una statistica maggiore nelle misure, in tempi diversi. I risultati ottenuti in termini di concentrazione medi sono sotto riportati:

- Fanghi in ingresso al processo di digestione: 0.005 Bq/g
- Fanghi in ingresso al processo di disidratazione: 0.002 Bq/g
- Fanghi in uscita dal processo di disidratazione (fanghi secchi): 0.018 Bq/g



Figura 4: disidratazione dei fanghi.

Dopo un mese sono stati fatti nuovamente alcuni prelievi, in modo da conoscere il valore di concentrazione nei fanghi disidratati appena prodotti dopo lo scarico (i primi, infatti, escono a distanza di 30 giorni dall'entrata nel digestore). Questi fanghi, nei mesi estivi, vanno direttamente in campagna per la concimazione, perciò è soprattutto la concentrazione nei fanghi disidratati che necessita di essere monitorata.

- Fanghi in ingresso al processo di digestione: 0.002 Bq/g
- Fanghi in ingresso al processo di disidratazione: 0.006 Bq/g

- Fanghi in uscita dal processo di disidratazione (fanghi secchi): 0.033 Bq/g

Come concentrazione di radioisotopo nel calcolo del fattore di screening è stato utilizzato il valore massimo di concentrazione di ^{131}I misurato nei fanghi, ovvero 0.046 Bq/g.

Calcolo del fattore di screening

Al fine di determinare il valore del fattore di screening, è necessario conoscere in che concentrazione sono presenti i radioisotopi nei cibi, essenzialmente nei vegetali e nei prodotti animali.

Seguendo le raccomandazioni dell'NCRP, la concentrazione del radioisotopo nei vegetali (C_{vegetali}) può essere calcolata a partire da quella nei fanghi (C_{fanghi}) nel modo seguente:

$$C_{\text{vegetali}} = C_{\text{fanghi}} V F_v e^{-\lambda t_{d/r}} e^{-\lambda t_{r/c}}$$

Eq. 7

dove V è la velocità di deposizione umida o secca, espressa in $\text{m}^3\text{m}^{-2}\text{d}^{-1}$, e F_v è il fattore di trasferimento per l'elemento considerato, ovvero la concentrazione dell'elemento nei prodotti vegetali per unità di rateo di deposizione sul terreno agricolo espresso in (Bq kg^{-1} per $\text{Bq m}^{-2} \text{d}^{-1}$), tabulato sull'NCRP 123, $t_{d/r}$ è il tempo trascorso tra la deposizione dei fanghi e il raccolto, $t_{r/c}$ il tempo trascorso tra il raccolto e il tempo di consumo dei prodotti vegetali.

La concentrazione in prodotti animali (carne e latte) C_a , può essere stimata nel modo seguente:

$$C_a = F_a C_{\text{vegetale}} Q e^{-\lambda t_{m/c}}$$

Eq. 8

dove F_a è il fattore di trasferimento alla carne o al latte (d kg^{-1} o d L^{-1}), Q è la quantità di vegetale consumata dall'animale (kg d^{-1}), $t_{m/c}$ il tempo trascorso tra la macellazione o la mungitura e il consumo.

In questa studio si è voluto considerare il contributo alla dose alla popolazione dovuto all'unica via di irraggiamento individuata, ovvero quella appena descritta derivante dal

consumo di vegetali e di carne. Per tale ragione, il fattore di screening trova una semplice espressione nella seguente formula:

$$FS = (C_{\text{vegetali}} U_{\text{vegetali}} + C_{\text{carne}} U_{\text{carne}} + C_{\text{latte}} U_{\text{latte}}) \cdot FD_{\text{ing}}$$

Eq. 9

dove U è il fattore d'uso, che esprime il consumo annuo del dato alimento espresso in kg y^{-1} o L y^{-1} , FD è il fattore di dose, ovvero la dose efficace impegnata per unità di introduzione (Sv/Bq) del radionuclide ingerito. Così definito (NCRP report n. 123, paragrafo 8.2.2 pag. 71), il fattore di screening corrisponde alla dose efficace impegnata ricevuta da una esposizione per ingestione di cibi cresciuti localmente per un anno (il valore della concentrazione di attività nel mezzo considerato è già incluso nella formula finale).

Dati usati nei calcoli

Per quanto concerne la velocità di deposizione, è stato considerato che siano sparse sui campi al massimo 60 tonnellate per ettaro, ovvero $6 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3 \text{ m}^{-2}$ (considerando la densità pari ad 1), una sola volta all'anno nei mesi di luglio e agosto. Il periodo di semina varia a seconda del tipo di coltivazione: frumento e granturco vengono seminati in ottobre, mentre orzo, barbabietola e pomodoro in primavera. D'altra parte anche il periodo di raccolto varia, così come il tempo che intercorre tra il raccolto e il consumo del prodotto considerato. Tutto questo incide sulla correzione per il decadimento da apportare al calcolo della concentrazione del radioisotopo nei prodotti vegetali e animali.

In particolare si ha che:

Tabella 1

<i>Vegetali</i>	$T_{d/r}$	$T_{r/c}$
Frumento	10 mesi	1 settimana
Orzo	9 mesi	0
Granturco	11 mesi	0
Barbabietola	12 mesi	1 mese
Pomodoro	11 mesi	0

Per quanto riguarda i fattori di trasferimento, i dati sono stati presi dall'NCRP 123, e sono:

- per i vegetali: se sono freschi, 0.02 Bq kg^{-1} per $\text{Bq m}^{-2} \text{ d}^{-1}$; se sono secchi, $0.1 (\text{Bq kg}^{-1} \text{ per } \text{Bq m}^{-2} \text{ d}^{-1})$
- per la carne: 0.04 d kg^{-1}
- per il latte: 0.01 d L^{-1}

Per la quantità di foraggio consumata giornalmente dagli animali, si considera che i suini (nella provincia di Reggio Emilia gli animali da carne sono essenzialmente suini) consumino circa 1,5 Kg di granturco al giorno, mentre i vitelli (la cui produzione di carne in questa provincia non supera il 10%) mangiano 3 Kg di granturco al giorno. Il tempo che intercorre tra la macellazione e il consumo di carne può essere anche di due giorni per il maiale, mentre è di solito di 10 giorni o più per il vitello. Per il tempo che intercorre tra la mungitura e il consumo di latte, si è considerato conservativamente 1 giorno.

Risultati

Nella tabella seguente sono riportati i valori di concentrazione del radioisotopo nei vegetali, nella carne e nel latte ed i relativi fattori d'uso, che mediante il fattore di dose, consentono il calcolo del fattore di screening (vedi Eq.9).

Tabella 2

	$C [\text{Bq/g}]$	$U [\text{g/y}]$	$C \cdot U [\text{Bq/y}]$
Vegetali	6,37E-15	2,00E+05	1,27E-09
Carne	5,07E-19	1,00E+05	5,07E-14
Latte	2,77E-19	3,00E+05	8,30E-14
Somma			1,27E-09
$FD_{\text{ing}} [\text{Sv/Bq}]$			2,39E-08
$FS [\text{Sv/y}]$			3,04E-17

La dose efficace totale cui si prevede sia esposto un qualsiasi individuo della popolazione a causa della pratica di cui si richiede l'autorizzazione, risulta pertanto abbondantemente inferiore a $10 \mu\text{Sv/anno}$, ovvero una dose di non rilevanza radiologica.

Volendo dare una valutazione anche della dose collettiva efficace impegnata nell'arco di un anno di esecuzione della pratica, sono stati considerati come appartenenti al grup-

po di riferimento tutti gli abitanti della provincia di Reggio Emilia, che ammontano a circa 435.000, e che ciascuno di questi assorba annualmente un quantitativo di dose pari al fattore di screening.

Il risultato ottenuto è pari a:

$$1,32 \cdot 10^{-11} \text{ Sv uomo/y}$$

ampiamente inferiore a 1 Sv uomo.

Gruppo critico

È stato identificato come individuo appartenente al gruppo critico della popolazione (ai sensi dell'art.6 lettera b del D.Lgs 230/95) l'operaio che lavora presso il depuratore. In alcune fasi della lavorazione, infatti, è possibile che si producano degli aerosol dell'acqua in depurazione (soprattutto in certe condizioni meteorologiche) in aree di libero accesso al personale.

Al fine di produrre una sovrastima della dose assorbita in seguito a questo tipo di circostanza, è stato ipotizzato che l'operaio lavori costantemente per 2 ore al giorno in una zona dove si producono aerosol e è stata presa come concentrazione dell'acqua quella in ingresso al depuratore nel momento di picco, ovvero pari a: 0.03 Bq/g.



Figura 5: Depuratore: fase di sollevamento, punto più critico per la produzione di aerosol.

Per determinare l'attività incorporata e giungere ad una stima di dose annua che sia il più possibile conservativa, è stato ipotizzato che la concentrazione di acqua nell'aria sia la stessa di quella prodotta con una macchina per aerosolterapia. Le comuni macchine per aerosol hanno una portata d'aria di 12 l/min e procedono ad una velocità di aerosolizzazione pari a 0.55 ml/min, perciò la percentuale di liquido nell'aria prodotta è pari a $7.85 \cdot 10^{-3}\%$. È stato considerato che l'operaio respiri $3 \text{ m}^3/\text{h}$. Egli inalerebbe 275 g di acqua al giorno. L'attività incorporata (supponendo che trattienga la metà di ciò che inala) è pari a 4.12 Bq/d. E' stato poi considerato: un totale di giorni lavorativi annui pari a 250, la ripartizione del carico di lavoro su 8 operai, e un coefficiente di dose impegnata per unità di introduzione per inalazione come quello riportato nell'All. IV del D.Lgs n. 241/00, ovvero pari a $7.4 \cdot 10^{-9} \text{ Sv/Bq}$. Ciò che è stato ottenuto è una dose annua di 0.95 μSv .

Quindi, anche nelle ipotesi più conservative possibili, la dose assorbita dai membri di tale gruppo critico, è stata valutata comunque inferiore 10 $\mu\text{Sv}/\text{anno}$.

Ringraziamenti

Si ringraziano per la preziosa collaborazione:

- l'AGAC (Azienda Gas Acqua Consortile), in particolare la dr.ssa D. Davoli, il sig. G. Chierici, e il personale che lavora al depuratore di Mancasale;
- l'ARPA, in particolare il sig. P. Zanichelli, la sig.ra M. Sala, il dott. M. Poli;
- il Servizio Attività Tecniche dell'Arcispedale S. Maria Nuova di Reggio Emilia, in particolare l'ing. E. Mazzi;
- l'agronomo, dott. E. Pecchini;
- la ditta l'Espurgo di Magnanini Danilo.

Questionario

(le risposte corrette verranno pubblicate sul prossimo numero)

- 1) Quali sono i valori dosimetrici al di sotto dei quali una pratica può essere definita "priva di rilevanza radiologica"?
 - a) 1 $\mu\text{Sv}/\text{anno}$ e 0.1 Sv · persona/anno
 - b) 1 mSv/anno e 10 Sv · persona/anno
 - c) 10 $\mu\text{Sv}/\text{anno}$ e 1 Sv · persona/anno
 - d) 10 $\mu\text{Sv}/\text{anno}$ e 100 Sv · persona/anno
 - e) 1 mSv/anno e 1 Sv · persona/anno
- 2) In quale dei seguenti casi lo smaltimento dei rifiuti liquidi radioattivi è esente?
 - a) Se le concentrazioni al punto di scarico in ambiente esterno non superano di 10 volte i valori delle concentrazioni massime ammissibili se lo scarico avviene in un sistema dinamico di fognature
 - b) Se contengono radionuclidi il cui $T_{1/2}$ è superiore a 75 gg
 - c) Se contengono radionuclidi il cui $T_{1/2}$ è inferiore a 75 gg
 - d) Se contengono radionuclidi il cui $T_{1/2}$ è inferiore a 75 gg e la loro concentrazione non supera 1 Bq/g
 - e) Se le concentrazioni al punto di scarico in ambiente esterno non superano di 10 volte i valori delle concentrazioni massime ammissibili in un sistema qualunque diverso da un sistema dinamico di fognature
- 3) In quale dei seguenti casi può essere autorizzato l'esercizio di una pratica che comporta smaltimenti di sostanze radioattive nell'ambiente?
 - a) Se la pratica comporta l'immissione in ambiente di sostanze radioattive in quantità superiori a quelle che limitano il campo di applicazione del D.Lgs 230/95, caratterizzate da un $T_{1/2}$ maggiore di 75 gg, concentrazioni maggiori di 1 Bq/g e si dimostra che l'immissione in ambiente è tale da essere priva di rilevanza radiologica
 - b) Se la pratica comporta l'immissione in ambiente di sostanze radioattive in quantità superiori a quelle che limitano il campo di applicazione del D.Lgs 230/95, caratterizzate da un $T_{1/2}$ maggiore di 75 gg, concentrazioni inferiori a 1 Bq/g e si dimostra che l'immissione in ambiente è tale da essere priva di rilevanza radiologica
 - c) Se la pratica comporta l'immissione in ambiente di sostanze radioattive in quantità superiori a quelle che limitano il campo di applicazione del D.Lgs 230/95, caratterizzate da un $T_{1/2}$ minore di 75 gg, concentrazioni superiori a 1 Bq/g e si dimostra che l'immissione in ambiente è tale da essere priva di rilevanza radiologica
 - d) Se la pratica ha una considerevole rilevanza sociale
 - e) Basta dimostrare che l'immissione in ambiente è tale da essere priva di rilevanza radiologica
- 4) Quando è necessario dimostrare la non rilevanza radiologica dello smaltimento di rifiuti liquidi radioattivi prodotti all'interno di una struttura ospedaliera?
 - a) Sempre
 - b) Sempre se i rifiuti contengono radionuclidi con tempo di dimezzamento fisico superiore a 75 gg
 - c) Se le concentrazioni al punto di scarico in ambiente esterno superano di 10 volte i valori delle concentrazioni massime ammissibili se lo scarico avviene in un sistema dinamico di fognature
 - d) Se lo smaltimento avviene in un'area ecologica protetta
 - e) Sempre se i rifiuti contengono radionuclidi in concentrazione inferiore a 1 Bq/g, indipendentemente dal loro tempo di dimezzamento fisico
- 5) Qual è il parametro per cui deve essere moltiplicato il fattore di screening fornito dal Report n. 123 dell'NCRP per calcolare la dose efficace cui si prevede sia esposto un individuo della popolazione a seguito del rilascio di radionuclidi in un corso d'acqua in un anno?
 - a) L'attività smaltita su base annua
 - b) La quantità di cibo consumata da un individuo in un anno
 - c) Il tempo di dimezzamento dei radionuclidi contenuti nei rifiuti liquidi radioattivi
 - d) La concentrazione del radionuclide nel corso d'acqua
 - e) La portata del corso d'acqua

L'assicurazione della qualità nell'utilizzo di apparecchi di misura e il controllo dei processi di misurazione: la norma UNI ISO 10012-2

Riccardo Di Liberto

Struttura Complessa di Fisica Sanitaria, Policlinico San Matteo - IRCCS - Pavia

Nell'ambito dei rapporti tra cliente e fornitore, in relazione alle attività tipiche di un Servizio di Fisica Sanitaria, non si può prescindere dal considerare fondamentali i processi di misurazione. La misurazione dovrebbe essere considerata come un processo globale e quindi essenziale ai fini della gestione per la qualità. I metodi per il controllo dei processi di misurazione fondati sul monitoraggio e sull'analisi metodica dei dati delle misurazioni sono infatti applicabili a tutti i livelli: dalla taratura dei campioni di riferimento fino alle misure di routine.

È indispensabile pertanto definire delle procedure adeguate che consentano di:

- rilevare occasionali variazioni nel funzionamento di un processo di misurazione
- rilevare problemi di ripetibilità
- identificare e quantificare fattori di compensazione o di correzione per eventuali derive
- aiutare ad identificare variazioni periodiche prevedibili, incluse quelle cicliche
- fornire parte della documentazione richiesta dai requisiti di assicurazione della qualità.

Possiamo quindi definire il concetto di "controllo del processo di misurazione" come "assicurazione della misurazione", rientrante in un programma di assicurazione della qualità e quindi di fondamentale importanza per ogni Servizio qualificato. Esso può essere considerato a tutti gli effetti vero e proprio "requisito" per dimostrare la conformità della misurazione a specifiche contrattuali, specie in ambito di sistemi qualità conformi allo standard ISO 9000, e per aumentare la garanzia che le misurazioni siano eseguite con l'accuratezza desiderata. L'adozione di un sistema di conferma metrologico consente quindi di assicurare che

le misurazioni ottenute, ad esempio utilizzando un apparecchio regolarmente tarato (che è quindi all'interno del proprio intervallo di conferma), siano sufficientemente accurate per lo scopo stabilito. Tuttavia, la regolare taratura di un apparecchio di misura, che pur garantisce con alta probabilità che lo stesso funzioni correttamente per tutto l'intervallo di conferma, non può proteggere da difetti casuali o insospettabili o addirittura da danni non visibili. Inoltre, il sistema di conferma metrologico assicura che ogni apparecchio di misura sia utilizzato correttamente riducendo quindi l'eventualità di produrre risultati non corretti a causa di un non corretto utilizzo. L'utilizzo di procedure di misura scritte, sicuramente riduce le fonti di errore ma non sempre è possibile assicurare che vengano eseguite correttamente. Il controllo dei processi di misurazione riduce la possibilità di insorgenza di problemi dovuti a guasti casuali (anche temporanei), danni e cattivo uso. Ovviamente l'efficacia o l'entità di tali riduzioni dipende dalla frequenza dei controlli e quindi da come attuare il controllo dei processi di misurazione. La frequenza dei controlli dipende dall'esperienza di chi li predispone e anche da fattori gestionali e di costo di cui tenere conto. Bisogna tenere ben presente che l'apparecchio di misura è solo uno dei molteplici fattori che influiscono sulle misurazioni. Il concetto di "processo di misurazione" considera le misurazioni come un processo globale che ha origine dall'analisi delle implicazioni scientifiche della misurazione, dalla riferibilità dei campioni utilizzati per le tarature, dal procedimento di taratura stesso, dall'aggiustamento tramite la verifica e la conferma metrologica e che termina con i risultati prodotti dall'apparecchio di misura sul luogo di lavoro e nelle condizioni d'uso.

La messa in opera di un sistema di conferma metrologico comporta spesso lo spostamento di un apparecchio di misura dal “laboratorio” in cui viene utilizzato a un Centro di riferimento per essere tarato, aggiustato o riparato e, se necessario, essere verificato e “riconfermato” metrologicamente. Non è inconsueto che un apparecchio ritorni in laboratorio perfettamente funzionante senza che nessuna riparazione o regolazione sia stata necessaria. Se ciò non accade per una buona parte degli apparecchi di misura potrebbe significare che quando questi erano in uso, specialmente in prossimità della scadenza del periodo di validità della taratura (intervallo di conferma), potrebbero aver fornito risultati errati.

Un altro ragionamento potrebbe essere fatto se, ad esempio, un apparecchio di misura che funziona ancora correttamente è alla fine del suo intervallo di conferma. Teoricamente si potrebbe pensare di lasciarlo ancora in servizio con notevole economia di costi e disagi. Tuttavia il rischio di ottenere misure errate, insieme al buon senso, ci impongono di non accettare tale ragionamento. Una adeguata combinazione di “conferma metrologica” e “controllo dei processi di misurazione” dipende ovviamente anche da valutazioni economiche, di sicurezza e di idoneità d’uso. A tal proposito è doveroso esplicitare le due definizioni già citate:

- **conferma metrologica:** insieme di operazioni richieste per assicurare che una funzione di un apparecchio per misurazione sia in uno stato di conformità ai requisiti per l'utilizzazione prevista. La conferma metrologica normalmente include, tra l'altro, la taratura, ogni regolazione o riparazione necessaria e la successiva ritaratura, come pure qualsiasi sigillatura o etichettatura richiesta;
- **controllo dei processi di misurazione:** controllo e analisi dei dati di un processo di misurazione che, unitamente ad azioni correttive, si prefiggono di mantenere il processo di misurazione ininterrottamente dentro le specifiche.

(Fonte: Norma UNI EN 10012-2)

È evidente come tutto ciò richieda un approccio ben codificato e soprattutto documentato. Il “fornitore” (ad es. il Servizio di Fisica Sanitaria per l'Azienda Sanitaria o il Centro di riferimento per tarature per il Servizio di Fisica Sanitaria) dovrebbe stabilire e documentare criteri e procedimenti oggettivi per la misurazione e il controllo dei processi di misurazione. Ciò attraverso la stesura di apposite procedure e istruzioni di lavoro, che devono possedere un livello di dettaglio adeguato alla complessità delle misurazioni e del controllo di processo a cui si riferiscono. Nei rapporti tra fornitore e cliente è conveniente ad esempio accordarsi solo su quei processi che sono ritenuti critici o essenziali senza doverli controllare tutti a seguito di un contratto.

Nella documentazione del fornitore dovrebbero essere specificati sia i termini in cui gli apparecchi (inclusi *hardware* e *software* se presenti) sono inclusi nel processo di misurazione, sia le attribuzioni delle responsabilità e le azioni da intraprendere, sia le *performance* richieste al processo di misurazione stesso.

La documentazione può includere, ad esempio, le specifiche degli apparecchi di misura, le metodiche di misura impiegate, le istruzioni per l'operatore, i rapporti di validazione delle misure, i rapporti di verifica, le valutazioni sull'incertezza di misura, i limiti di errore tollerati, la lista dei *software* eventualmente utilizzati. I processi di misurazione devono essere identificati attraverso le *performance* ad essi richiesti.

Dovrebbero essere specificati, ad esempio, l'incertezza di misura, la stabilità, il campo di utilizzo, la risoluzione, la ripetibilità, la riproducibilità e la competenza dell'operatore.

Dovrebbero essere identificate, inoltre, tutte le grandezze che influiscono sull'ottenimento dei requisiti dei processi di misurazione e andrebbe quantificato il loro impatto sul processo stesso. Per fare questo è necessario “progettare” un **sistema di controllo** che sia adeguato per “assicurare” che i risultati del processo di misurazione siano entro i limiti di incertezza richiesti dal cliente o dal proprio sistema di gestione per la qualità, basandosi su specifici

esperimenti o ricerche o, in mancanza di questi, sui dati, le specifiche ed i consigli forniti dai produttori degli apparecchi.

Una volta avviato **il sistema** di controllo dei processi di misurazione, sarà necessario identificare i processi controllati, effettuare i controlli secondo procedure documentate, definendo la frequenza dei controlli, le azioni correttive da intraprendere in caso di anomalie riscontrate, le verifiche sui processi, registrando gli esiti dei controlli, assicurando che il personale che li esegue possieda qualifica, esperienza e idoneità appropriate e con una necessaria supervisione.

Inoltre è indispensabile prevedere delle verifiche sistematiche e periodiche del sistema di controllo dei processi di misurazione per assicurare la sua continua ed effettiva applicazione e la sua conformità ai requisiti stabiliti, così co-

me le modalità di revisione e modifica.

Pertanto è opportuno valutare anche le carte di controllo dei campioni di riferimento interni al laboratorio eventualmente utilizzati, i confronti tra laboratori e gli eventuali reclami dei committenti (ad es. Servizi di Radioterapia, Radiodiagnostica etc.).

Tutto ciò in un'ottica di miglioramento continuo della qualità.

Un'utile guida è sicuramente la Norma UNI ISO 10012-2:2001 che fornisce gli strumenti necessari per la realizzazione di un sistema di controllo dei processi di misurazione nell'ambito della assicurazione della qualità relativa agli apparecchi di misura che sono parte integrante del più ampio programma di garanzia della qualità voluto dal D. Lgs. 187/00.



Società Italiana per le Ricerche sulle Radiazioni S.I.R.R.



PREMIO DI TESI RADIAZIONI IONIZZANTI E NON IONIZZANTI

La Società Italiana per le Ricerche sulle Radiazioni bandisce un concorso per due premi di € **400,00**, da assegnare a giovani laureati con temi di ricerca riguardanti le radiazioni ionizzanti e non ionizzanti, uno per Tesi di Laurea ed uno per Tesi di Specializzazione o Dottorato di Ricerca.

Norme di partecipazione

- 1) Al concorso sono ammessi giovani che abbiano conseguito la laurea, la specializzazione o il dottorato di ricerca presso una Università italiana dopo il 31 maggio 2003, con una tesi su argomenti di ricerca di base e applicazioni delle radiazioni ionizzanti e non ionizzanti nelle seguenti discipline: Biologia, Chimica, Fisica, Medicina,
- 2) La domanda di ammissione, su carta libera e indirizzata al Segretario Tesoriere della S.I.R.R., dovrà essere **inoltrata entro il 30 giugno 2004**. In caso di invio postale, faranno fede timbro e data dell'ufficio postale.
- 3) Alla domanda si dovranno unire i seguenti documenti: certificato di laurea in carta libera o copia conforme all'originale, con indicazione del voto riportato o attestato di conseguimento della specializzazione o del dottorato; due copie dell'elaborato di tesi; qualunque altro documento utile alla valutazione del curriculum.

I premi saranno assegnati da un'apposita Commissione e dal Consiglio della S.I.R.R..

La proclamazione dei vincitori avverrà in occasione dell'Assemblea Annuale dei Soci, durante il Convegno Nazionale della S.I.R.R. che si svolgerà a Genova dal 10 al 12 novembre 2004.

Il Presidente
Giustina Simone

Il Segretario Tesoriere
Raffaele De Vita

Per informazioni e comunicazioni

Raffaele De Vita c/o Unità Tossicologia e Scienze Biomediche ENEA, Centro Ricerche Casaccia s.p. 016, Via Anguillarese 301, 00060 Roma - Tel. 06.30484671 - Fax 06.30484891 - e-mail: devita@casaccia.enea.it

GIORNATA DI STUDIO

Gestione informatizzata della radioterapia: aspetti clinici, fisici, amministrativi

Azienda Ospedaliera "S. Orsola - Malpighi" Bologna, 27 febbraio 2004

Resoconto a cura di Marco Mapelli e Chiara Bassetti

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

Una partecipazione numerosa e attiva ha premiato gli organizzatori della giornata di studio, rivolta ai fisici sanitari, ai tecnici sanitari di radiologia medica, ai medici e al personale amministrativo.

I relatori hanno presentato le esperienze maturate nei Centri di appartenenza, illustrando con taglio pragmatico le problematiche emergenti e le soluzioni operative in tema di informatizzazione di un reparto di radioterapia. Sono stati sviluppati gli aspetti riguardanti le scelte di progetto e i requisiti minimi per l'implementazione della cartella elettronica, la gestione entro l'attività ordinaria del reparto, l'assicurazione di qualità in tutte le fasi del processo.

Nella prima sessione della giornata è stata descritta l'esperienza di un reparto come una possibilità di progressiva evoluzione, partendo da una configurazione base e giungendo a una più complessa, rispondente all'emergere di nuove esigenze. È stato evidenziato che in alcuni casi, si pensi ai trattamenti IMRT, la gestione informatizzata dei processi diventa una necessità imprescindibile, pur richiamando l'attenzione su alcuni problemi insiti nel ricorso all'informatizzazione (p. es. la possibile perdita di dati).

Sono stati passati in rassegna i diversi protocolli di comunicazione: DICOM per il trasferimento delle immagini, DICOM RT per gli "oggetti" specifici della radioterapia (contorni, matrici di dose, DRR,

immagini portali) e HL 7 per la gestione amministrativa.

Il dibattito sull'argomento è stato arricchito dalla considerazione degli aspetti normativi connessi all'archiviazione, alla riproduzione e alla conservazione dei dati in formato digitale (DPR 445 del 28/12/2000, AIPA 42/2001, DL 10 del 23/01/2002, DPR 137 del 07/04/2003) nonché al problema della riservatezza (Legge 675 del 31/12/1996).

È risultato molto interessante e istruttivo l'intervento a quattro voci (clinico - fisico - TSRM - amministrativo) che ha messo in luce la specificità dei ruoli, le sinergie tra le diverse figure professionali coinvolte nel flusso di lavoro in un reparto di radioterapia, la necessità di modificare il proprio modo di lavorare e della continua formazione del personale coinvolto.

Nella seconda sessione è stata presentata un'ampia panoramica sull'utilizzo di diverse metodiche di gestione di immagini nel processo radioterapico: TC di centratura, integrazione multimodale, pianificazione del trattamento, simulazione (tradizionale e virtuale) e verifica portale. Oltre all'impatto clinico, è stato messo in evidenza, per ogni fase, il valore aggiunto fornito dalla gestione informatizzata rispetto a quella tradizionale. Sono state inoltre evidenziate le problematiche da affrontare in fase di implementazione prendendo spunto da un'esperienza concreta.

Nell'ultima relazione è stato affrontato il problema della rendicontazione on-line, i cui vantaggi sono lo snellimento dei processi lavorativi e la miglior distribuzione dei carichi lavoro all'interno dell'unità operativa e dell'azienda. Nella discussione è emerso, grazie soprattutto agli interventi di alcuni partecipanti, il problema della conservazione dei dati anche su supporto cartaceo, in ordine ad aspetti medico-legali non ancora risolti pienamente dalla normativa vigente. Una possibile soluzione allo studio è l'ado-

zione della smart card.

Sono stati considerati anche l'aspetto dei costi che un'azienda deve sostenere per attuare un progetto di informatizzazione di un reparto di radioterapia, eventualmente integrato nella rete aziendale e quello, non secondario, della continua necessità di aggiornamento sia hardware sia software.

L'auspicio rivolto ai partecipanti è l'organizzazione di un'altra giornata sugli sviluppi del medesimo tema, da tenersi l'anno prossimo sempre a Bologna.



XII° CONVEGNO NAZIONALE S.I.R.R. Società Italiana per le Ricerche sulle Radiazioni

Magazzini dell'Abbondanza - Genova 9-12 Novembre 2004



Presidenza: Sandro Squarcia (Genova) - tel. 010 3536207 squarcia@ge.infn.it

Comitato Scientifico

Armando Buttafava (PV), Mario Coppola (Roma), Renzo Corvò (GE), Raffaele De Vita (Roma), Laura Guidoni (Roma), Andrea Ottolenghi (PV), Simona Pazzaglia (Roma), Marcello Quintiliani (Roma), Paola Scampoli (NA), Giustina Simone (Roma)

Comitato Organizzatore Locale

Renzo Corvò (IST - Genova e ASL 1 Liguria), Lorenzo Derchi (DICMI - Università di Genova), Franca Foppiano (IST - Genova), Giacomo Garlaschi (DIMES - Università di Genova), Alberto Pilot (San Martino - Genova), Sandro Squarcia (DIFI - Università di Genova), Gianni Taccini (Ospedale Galliera - Genova), Vito Vitale (IST - Genova)

Segreteria Organizzativa Locale

Asap S.r.l. - Traduzioni - Eventi Congressuali - Via Luccoli 29/9 - Genova - Tel (+39-) 010 255800 - 010 2462777 Fax 010 2479743 asap@asapnet.it

ARGOMENTI (scadenza invio contributi: 30 Luglio 2004)

- meccanismi ed effetti cellulari e molecolari delle radiazioni ionizzanti e non ionizzanti
- target molecolari per diagnosi e terapia
- interazioni radiazioni e farmaci
- radioterapia con adroni
- piani di trattamento e implicazioni radiobiologiche
- imaging molecolare
- radioprotezione
- suscettibilità individuale
- tecniche innovative in radioterapia
- radiochimica
- dosimetria e sviluppi tecnologici
- chimica delle radiazioni

È previsto l'accreditamento ECM (Educazione Continua in Medicina) per il personale interessato.

Contributi scientifici: **dead line 30 luglio 2004** - Per informazioni consultare il sito SIRR2004.ge.infn.it



XII° CONVEGNO NAZIONALE S.I.R.R.
Società Italiana per le Ricerche sulle Radiazioni
Magazzini dell'Abbondanza - Genova 9-12 Novembre 2004



PROGRAMMA PRELIMINARE

Martedì 9 novembre 2004

	Pre-congresso
	Sicurezza e Qualità in Radiopediatria Diagnostica e Terapeutica
8.30/9.00	Apertura del Convegno e saluto delle Autorità
9.00/10.30	<i>Radiopediatria e radiobiologia</i>
10.30/10.45	Coffee break
10.45/13.00	<i>La garanzia della qualità in radiodiagnostica</i>
13.00/14.30	Pranzo
14.30/17.00	<i>La garanzia della qualità in medicina nucleare e radioterapia</i>
17.00/17.15	Coffee break
17.15/17.30	Valutazione ECM
17.30/19.00	Tavola rotonda <i>Sviluppi tecnologici di riduzione della dose-paziente in pediatria</i> <i>La parola alle Aziende</i>
8.00/19.00	Iscrizioni Congresso SIRR
19.00	Cocktail di benvenuto

Mercoledì 10 Novembre

9.00/10.30	Benvenuto Autorità e Lezione magistrale
10.30/11.15	Coffe break
11.15/12.45	Sessione I <i>Radiazioni e Biologia</i>
12.45/14.00	Pranzo
14.00/15.30	Sessione II <i>Target molecolari per diagnosi e terapia e risposta individuale</i>
15.30/16.15	Coffe break
16.15/17.45	Sessione poster
17.45/19.00	Assemblea dei Soci SIRR
20.00	Visita della città vecchia

Giovedì 11 novembre

9.00/10.30	Sessione III <i>Interazioni radiazioni e farmaci</i> <i>- razionale integrazione tra farmaci (target oriented) e radioterapia</i> <i>- chemioterapici orali e trattamenti radioterapici</i> <i>- normative etiche nella sperimentazione di nuovi farmaci nei trattamenti oncologici integrati</i>
10.30/11.15	Coffe break
11.15/12.45	Sessione IV <i>Tecniche innovative in radioterapia e adroterapia</i>
12.15/14.00	Pranzo
14.00/15.30	Sessione V <i>Chimica delle radiazioni e radiochimica</i>
15.30/16.15	Coffe break
16.15/17.45	Sessione VI - PET <i>- Aspetti decisionali, organizzativi e radioprotezionistici (Medico nucleare - Fisico sanitario)</i> <i>- La produzione dei radiofarmaci (Radiochimico)</i> <i>- Imaging molecolare in oncologia (Radiologo)</i> <i>- Pianificazione della radioterapia mediante PET (Radioterapista)</i>
17.45/9.00	Tavola rotonda Incontro con le Ditte
21.00	<i>Cena all'Acquario di Genova</i>

Venerdì 12 novembre

9.00/10.30	Sessione VII Dosimetria e radioprotezione
10.30/11.15	Coffe break
11.15/12.45	Sessione VIII <i>Meccanismi ed effetti cellulari e molecolari delle radiazioni</i>
12.45/13.00	Valutazione ECM
13.00	<i>Chiusura del Congresso</i>

RESOCONTO DI UN... QUENCH

a cura di Luca Moro

Servizio di Fisica Sanitaria - Fondazione S. Maugeri, Pavia

Le operazioni di rabbocco dei liquidi criogeni all'interno di un magnete di tipo superconduttivo costituiscono un momento particolarmente delicato a causa dei molteplici rischi connessi con:

- la movimentazione di *dewar* e di bombole in presenza di un forte campo magnetico;
- l'elevata infiammabilità dell'aria arricchita di ossigeno che si condensa lungo i sifoni di rifornimento;
- il contatto accidentale di liquido criogeno con parti anatomiche non adeguatamente protette;
- la diminuzione della concentrazione di ossigeno nell'aria dovuta alla fuoriuscita di elio.

Quest'ultima evenienza si può verificare nel caso in cui un flusso accidentale di elio gassoso, utilizzato per pressurizzare il *dewar* contenente l'elio liquido, fluisca nel serbatoio del magnete, innescando una reazione di evaporazione a catena.

Un incidente, con conseguente quench del magnete, si è verificato lo scorso 18 febbraio durante le fasi di rifornimento di elio nell'apparecchiatura per tomografia a risonanza magnetica da 1 T installata presso la Fondazione Salvatore Maugeri di Pavia, in presenza dell'esperto responsabile che assisteva il tecnico specializzato della società incaricata della fornitura.

Da un primo rilievo effettuato dal personale della ditta costruttrice si ritiene che, a causa di un difetto di funzionamento, la valvola automatica (*automatic shut-off valve*), preposta ad aprirsi solo in presenza di elio liquido, ha anticipato l'apertura, favorendo il passaggio di elio ancora gassoso all'interno del magnete. Ne è scaturita una rapida evaporazione dell'elio e la fuoriuscita di circa 500 litri di criogeno liquido. Il rumore che ha accompagnato il quench non è stato



Fotografie dell'espulsione dell'elio gassoso attraverso il condotto di sicurezza, eseguite con un cellulare subito dopo l'evento.

violento, in quanto non si è rotto il disco di sicurezza in grafite (*burst disc*), il quale si frantuma a una pressione di 15 psi (circa 100 kPa), ma si è aperta la valvola di *quench* (*quench valve*) tarata per intervenire già a 6.3 psi (43 kPa). L'elio in pressione ha potuto così fluire attraverso la valvola e incanalarsi senza difficoltà all'interno del condotto di espulsione.

Nel giro di una decina di secondi dall'inizio dell'evaporazione, il rivelatore dell'ossigeno, posto nel controsoffitto a pochi centimetri dal condotto, ha segnalato il superamento della prima soglia di allarme (concentrazione di ossigeno scesa al 20%), e successivamente anche della seconda soglia, fissata al 18%, attivando così il sistema di ventilazione di emergenza. Tale sistema è rimasto inserito per pochi secondi, salvo riattivarsi una seconda volta, sempre per pochi secondi, segno che la quantità di elio che si era andata accumulando nel controsoffitto in prossimità del condotto di canalizzazione è stata comunque modesta.

È stata inoltre controllata la modalità di espulsione dell'elio attraverso la parte terminale del condotto: come risulta dalla foto, si osserva che la nuvola di elio si disperde rapidamente verso l'alto, mentre si evidenziano pennacchi di fumo bianco, dovuti alla condensazione del vapore acqueo e dell'aria che

dalla superficie della tubazione si riversano a terra.

Come è stato appurato dai tecnici manutentori, non sono stati riscontrati danni all'apparecchiatura né al magnete. Dopo aver sostituito la valvola automatica difettosa, sono state eseguite le operazioni di rifornimento dell'elio, di alimentazione del magnete, di calibrazione e verifica dei parametri e dopo quattro giorni di fermo macchina è stata finalmente ripresa l'attività clinica.

I rischi connessi con le operazioni di rabbocco dei liquidi criogeni non sono da sottovalutare e richiedono l'attuazione di un adeguato programma di sicurezza. Può essere utile, ad esempio, acquisire le istruzioni di sicurezza redatte dalle ditte incaricate del rifornimento e verificare che vengano rispettate durante gli interventi. È altresì auspicabile che, soprattutto durante le fasi più critiche del rabbocco, all'interno del sito non rimanga un solo operatore.



2nd COURSE FRONTIERS OF BRAIN FUNCTIONAL MRI AND ELECTROPHYSIOLOGICAL METHODS

Erice Sicily: 23 - 27 may 2004



International School on Magnetic Resonance And Brain Function

Sponsored by the Italian Ministry of Education, University and Scientific Research and by the Sicilian Regional Government

Website: <http://centrofermi-nmr.phys.uniroma1.it/>

CORSO DI AGGIORNAMENTO PROFESSIONALE SU TEMI DI INFORMATICA MEDICA

Roma, 1-3-8-10 giugno 2004

Università degli Studi di Roma "La Sapienza"

Centro Interdipartimentale di ricerca per lo Studio dei Modelli e dell'Informazione nei Sistemi Biomedici. (C.I.S.B.)

Website: <http://w3.uniroma1.it/CISB/Cisb/index.html>

EVOLVING STRATEGIES IN RADIATION ONCOLOGY

Roma, 3-5 Giugno 2004

Centro Congressi "R. Bastianelli"

Istituto Regina Elena per lo Studio e la Cura dei Tumori

Segreteria organizzativa:

AISC & MGR – AIM Group

Via A. Ristori, 38 – 00197 Roma- tel. 06 809681

e-mail: aiomairosic@aimgroup.it

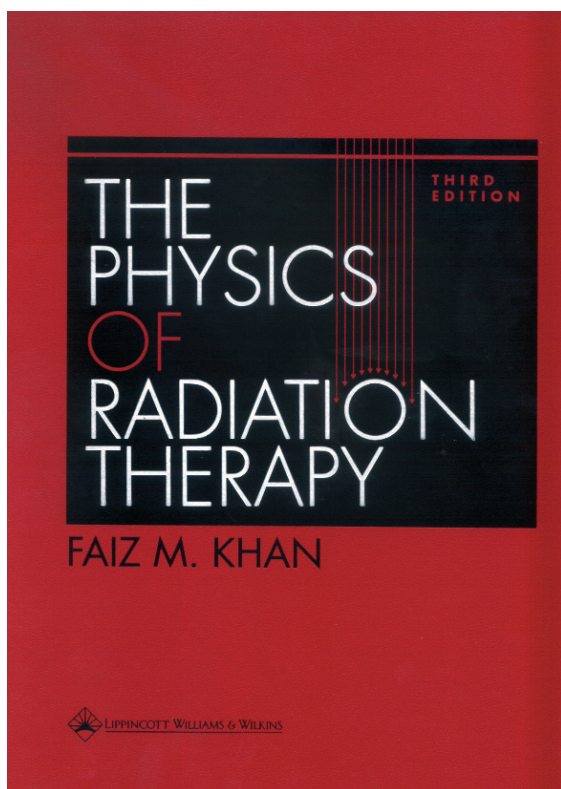
Download: Programma - Scheda

The Physics of Radiation Therapy

di Faiz M. Khan

Recensione a cura di Maria Grazia Brambilla

Struttura Complessa di Fisica Sanitaria - A.O. Ospedale Niguarda Ca' Granda MILANO



Nel corso del 2003, è stata pubblicata la 3.a edizione di *The Physics of Radiation Therapy*, di Faiz M. Khan.

Il testo può essere storicamente considerato parte integrante della preparazione dei fisici che operino in area radioterapica e comunque rimane un ottimo riferimento nel corso della loro vita lavorativa quotidiana. I contenuti della nuova edizione non sono sostanzialmente mutati rispetto all'edizione del 1984, ma sono state inserite integrazioni importanti, considerate le attuali possibilità offerte dalle nuove tecnologie.

I primi cinque capitoli, riguardanti la fisica di base, rimangono in pratica immutati, se si eccettua una descrizione più completa e articolata degli acceleratori lineari per uso

clinico, corredata da foto e schemi efficaci nell'illustrazione delle testate e di alcune parti, la comprensione del cui funzionamento è indispensabile per capire il più generale assetto di questi dispositivi. Viene inoltre dedicato qualche paragrafo ai generatori di particelle pesanti, quali neutroni, protoni e ioni pesanti e mesoni π . Fanno inoltre eccezione la descrizione dell'interazione della particelle cariche e dei neutroni nel capitolo riguardante l'interazione della radiazione con la materia e un breve paragrafo riguardante il confronto tra le caratteristiche dei fasci di particelle di vario tipo, rivolto prevalentemente al loro utilizzo nella radioterapia.

Altre variazioni si possono rilevare nell'ottavo capitolo, riguardante le misure e il calcolo della dose assorbita; i paragrafi relativi al calcolo della dose a partire dall'esposizione sono infatti preceduti da un breve, ma efficace riassunto riguardante le relazioni che intercorrono tra le grandezze kerma, esposizione e dose assorbita, contribuendo a dissipare parte della confusione che spesso occupa la mente del lettore e a limitare il suo sforzo nel ricostruire le relazioni che legano le suddette grandezze. La parte riguardante il calcolo della dose assorbita a partire dall'esposizione è stata significativamente modificata, sia in termini del formalismo utilizzato, adeguato a quello di alcuni protocolli per dosimetria di base esistenti, sia in termini del contenuto, che riporta gli approcci dei documenti di dosimetria di base più diffusi e/o recenti, quali il protocollo AAPM (*American Association of Physicist in Medicine*) TG 21 (1983), il protocollo AAPM TG 51 (1999) e il protocollo IAEA (*International Atomic Energy Agency*) TRS 398 (2000), evidenziando le innovazioni introdotte con l'indicazione della calibrazione della strumentazione direttamente in acqua e separando in para-

grafi differenti la trattazione sui fasci di fotoni e di elettroni. Il paragrafo dedicato ai metodi non ionimetrici per la misura della dose assorbita è stato completato con una trattazione riguardante i rivelatori a semiconduttore e le pellicole radiocromiche. Il capitolo riguardante i calcoli dosimetrici è stato integrato con un paragrafo sui campi asimmetrici, contenente indicazioni relative alle variazioni introdotte da tale tipo di collimatori sui campi normali e alla gestione del calcolo delle unità monitor.

Il primo capitolo riguardante la pianificazione dei trattamenti è stato modificato in modo sostanziale nel paragrafo riguardante la definizioni dei volumi e della dose da essi ricevuta, che è stata adeguata alle pubblicazioni ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) n. 50 e 61. Il secondo capitolo riguardante la pianificazione, invece, è stato integrato con dettagli sulle immagini da TC o RM utilizzabili per la pianificazione, con particolare riferimento ai trattamenti cosiddetti tridimensionali, e sulle immagini portal, specie quelle provenienti da sistemi elettronici di *portal imaging*. Anche la parte relativa alla dose assorbita entro le disomogeneità è stata rielaborata per quanto concerne la trattazione relativa all'osso, con chiarimenti sull'interfaccia osso-tessuto molle. Accessori di trattamento come i compensatori, trattati in questa parte poiché in grado di minimizzare le disuniformità nella distribuzione della dose dovute a irregolarità nel contorno del paziente o a disomogeneità presenti in esso, sono trattati più in dettaglio nella sezione relativa ai compensatori tridimensionali, di applicazione più attuale, che affianca e integra la descrizione iniziale più storica.

La trattazione relativa alla sagomazione dei campi prevede l'affiancamento dei blocchi in lega basso-fondente con i collimatori multilamellari, ripresi più oltre assieme alle tecniche di irradiazione con modulazione della fluenza del fascio.

Il capitolo riguardante la terapia con elettroni ha subito integrazioni e modifiche: la trattazione della distribuzione della dose in profondità prevede una più sistematica espo-

sizione, con la suddivisione delle varie metodiche con cui il problema può essere affrontato; la trattazione della correzione per l'obliquità del fascio è stata integrata, mentre quella relativa alle tecniche di irradiazione con campi estesi di elettroni (*total skin electron irradiation*) è stata estesa e completata; sono stati parimenti inseriti alcuni nuovi paragrafi illustrativi degli algoritmi secondo i quali lavorano i sistemi per pianificazione oggi in commercio; tabelle e figure sono state inserite per documentare affermazioni fatte nel testo in vari punti.

La sezione dedicata alla brachiterapia classica prevede la descrizione di un nuovo tipo di sorgente (^{103}Pd), integrata da figure; i paragrafi dedicati alla calibrazione delle sorgenti per brachiterapia contengono qualche esempio e introducono i concetti di attività apparente e di *kerma strength* in aria. Il calcolo della distribuzione della dose è affrontato non solo con l'uso dell'integrale di Sievert, ma anche secondo l'approccio modulare del documento AAPM TG 43 (1995). La sezione dedicata alle specificazioni della dose nei trattamenti della cervice uterina è completata con molte illustrazioni, commenti e riferimenti al documento ICRU n. 38 (1985). Infine, viene riservato un breve paragrafo ai proiettori di sorgenti di tipo *remote after-loading*.

Il capitolo di radioprotezione, l'ultimo nella prima edizione, è stato parzialmente riscritto sulla base di concetti e riferimenti bibliografici recenti.

Sono stati introdotti inoltre alcuni nuovi capitoli. Il primo riguarda l'assicurazione della qualità, esposta sulla base delle più recenti indicazioni pubblicate da autorevoli associazioni internazionali. Oltre ai principi generali, il capitolo contiene una schematica, ma efficace trattazione nella quale vengono elencate tutte le possibili apparecchiature in uso presso i centri di radioterapia che devono essere sottoposte alle procedure per il controllo e l'assicurazione della qualità. Numerose tabelle tratte da autorevoli riferimenti aiutano a riassumere i concetti esposti. Se il testo non può essere considerato un unico riferimento per l'avvio o il mantenimento delle

procedure di assicurazione della qualità, delle quali ormai si parla da tempo, sicuramente offre molti utili spunti bibliografici.

Segue un nuovo capitolo che tratta in modo completo e sistematico la tecnica di irradiazione corporea totale, con dettagli che spaziano dalle possibili modalità di posizionamento del paziente, ai dati dosimetrici di base necessari ad affrontare la tecnica, alle procedure di dosimetria in vivo e di controllo per valutare la qualità del trattamento effettuato. Una trattazione concisa delle tecniche di trattamento conformazionali occupa l'intero capitolo successivo, facendo da valido preambolo alla descrizione delle tecniche di irradiazione che prevedono la modulazione della fluenza del fascio (*intensity modulated radiation therapy*).

Un capitolo a parte è dedicato alle tecniche di irradiazione stereotassica; la trattazione è confinata ai soli trattamenti di radiocirurgia o radioterapia endocranica effettuati mediante collimatori addizionali conici agganciati ad acceleratori lineari o mediante unità dedicate (*gamma-knife*), con una serie di riferimenti bibliografici non proprio attualissimi. Non viene quindi affrontato il problema dei trattamenti in distretti corporei diversi dal cranio ed effettuati mediante collimatori multilammellari a lamella sottile (*micro-multileaf collimator*) o unità introdotte recentemente sul mercato, come il cosiddetto *cyber-knife*.

Gli ultimi tre capitoli trattano nuovamente di brachiterapia e la loro collocazione in questa posizione risulta leggermente anomala, visto il capitolo più generale, collocato in precedenza. Vengono illustrate le tecniche di brachiterapia con alto rateo di dose, a partire dai tipi di proiettori di sorgente; sono inoltre trattati i problemi inerenti alla costruzione delle sale che li devono ospitare, alle procedure per il controllo della qualità di tutti gli aspetti coinvolti in un trattamento di questo tipo, alla calibrazione delle sorgenti, alla pianificazione del trattamento.

Un secondo capitolo è dedicato agli impianti prostatici permanenti, con una descrizione breve dei principali problemi dosime-

trici di calibrazione e del calcolo dosimetrico.

L'ultimo capitolo, infine, riguarda la brachiterapia endovascolare: si parte dall'indicazione clinica al trattamento, per arrivare alla descrizione delle apparecchiature dedicate contenenti sorgenti gamma o beta, alla calibrazione delle suddette sorgenti e ai problemi dosimetrici che si possono incontrare. Il testo è completato dalle medesime tabelle contenute anche nelle edizioni precedenti, che vanno dai poteri frenanti massici ristretti per elettroni, ai coefficienti di attenuazione e assorbimento per fotoni in vari materiali, ai poteri frenanti massici collisionali per elettroni in vari materiali, alle curve di dose o di radiazione diffusa in profondità per fasci di fotoni di varia energia e dimensione. Vengono aggiunte alcune tabelle riguardanti impianti brachiterapici planari o volumetrici secondo il sistema di Manchester.

Al centro del testo, molte tavole a colori illustrano i concetti più nuovi introdotti nella trattazione complessiva (conformazione, trattamenti stereotassici, o con modulazione della fluenza dei fasci, impianti prostatici permanenti, ...) allettando più che altro l'occhio, che è comunque abituato da tempo a immagini analoghe a quelle ospitate nel testo.

Nel complesso, si può affermare che la nuova edizione nulla perde rispetto alle caratteristiche che avevano fatto del testo in precedenza un ottimo riferimento di studio e consultazione per i fisici che operano in radioterapia. L'introduzione di alcuni concetti di recente acquisizione e la trattazione separata e organizzata di alcune tecniche speciale era ormai necessaria, se non indispensabile, per mantenere al testo le suddette caratteristiche. Un piccola mancanza che comunque si può notare è data dalle modalità di esposizione dei nuovi argomenti introdotti, che risultano a volte eccessivamente sintetiche o non adeguatamente supportate da riferimenti bibliografici attuali. L'integrazione dei nuovi capitoli nel testo preesistente, per altro, lascia leggermente stupito il lettore, in quanto la collocazione nel testo, probabilmente imputabile a motivi tipografici e non alla volontà dell'autore, non sembra ottimale.

International Commission on Radiation Units and measurements Report 64 Dosimetry of high-energy photon beams based on standards of absorbed dose to water

Journal of the ICRU Volume 1 No 1 - 2001

Recensione a cura di Maria Grazia Brambilla

Struttura Complessa di Fisica Sanitaria A.O. Ospedale Niguarda Ca' Granda MILANO

La pubblicazione, come il titolo suggerisce, riguarda i metodi per la determinazione della dose assorbita in acqua da fasci di fotoni di energia compresa tra 1 e 50 MeV, prevalentemente usati nelle attività terapeutiche; alcuni dei concetti elaborati possono comunque essere trasposti a fasci di radiazioni di altro tipo, quali elettroni di alta energia o protoni, di uso più o meno frequente in radioterapia.

I metodi proposti, per la loro precisione e affidabilità, sono indicati come utilizzabili prevalentemente presso i laboratori che ospitano e gestiscono gli standard dosimetrici primari, per i quali vengono definite in modo approfondite condizioni di riferimento; non manca comunque una dettagliata argomentazione riguardante i fattori correttivi da applicarsi in condizioni di uso comune presso i vari Centri di Radioterapia.

Dopo un brevissimo riassunto che illustra i concetti di base trattati nel Rapporto, la prefazione del Presidente di turno della Commissione espone i principi ispiratori del lavoro della stessa, sottolineando la qualità, la quantità e la frequenza dei rapporti pubblicati dal 1925 alla data di emissione del documento in questione.

La pubblicazione entra quindi immediatamente nel vivo, con l'introduzione, nella quale viene inquadrato l'argomento trattato, viene proposta la scelta dei materiali di riferimento da impiegare per le determinazioni sperimentali e dei metodi principali trattati, inclusi quello chimico e quello calorimetrico, in grafite o acqua, proponendo per altro quest'ultimo come sistema di misura standard. Una breve storia dei riferimenti standard pri-

mari per la determinazione della dose assorbita in acqua, la definizione dei tipi di incertezza della misura e un abbozzo della loro quantificazione assieme al problema del passaggio dell'unità di dose assorbita da un laboratorio di dosimetria che sia uno standard primario o secondario all'utente ("disseminazione dell'unità di dose assorbita") completano l'introduzione, con le finalità previste per la pubblicazione.

Il primo capitolo riprende, pur rimandando per il dettaglio a precedenti Rapporti della Commissione, i concetti principali dell'interazione dei fotoni di alta energia con la materia. Viene tralasciata la descrizione degli effetti specifici, che sono solamente elencati, e sono introdotti immediatamente i concetti di coefficienti massici di attenuazione e assorbimento e di potere frenante massico per gli elettroni, fondamentali per comprendere il trasferimento di energia dai fotoni al mezzo esposto. Segue una rapida, ma non semplicissima, digressione riguardante gli spettri di fluena di fotoni e di elettroni incidenti su un fantoccio e modificati dalle interazioni con lo stesso. Ciò viene fatto a causa della dipendenza dalla fluena di fotoni e di elettroni delle relazioni definitorie dei coefficienti massici di attenuazione e assorbimento e di potere frenante massico per gli elettroni e della dose assorbita in un mezzo, comunemente usate nel metodo dosimetrico basato su misure di ionizzazione.

Vengono proposti alcuni metodi di misura indiretti per la determinazione di tali spettri e citati alcuni metodi di calcolo; in particolare, è dato spazio ai metodi di Monte Carlo, per i quali parecchie figure forniscono dimo-

strazione delle prestazioni relative all'argomento in oggetto. Completa il capitolo una carrellata sui parametri più comunemente usati nella pratica dosimetrica per definire la qualità del fascio di fotoni di alta energia usato e una discussione sulla sua correlazione con i coefficienti contenuti nelle relazioni di Bragg-Gray e Spencer-Attix per la definizione della dose assorbita in un mezzo.

Il capitolo riguardante i metodi per le misure di base della dose assorbita tratta dapprima dei principi della misura della dose tramite calorimetria, distinguendo i vari tipi di calorimetri in uso, differenziando, in particolare, tra calorimetria in grafite e in acqua e associando le relative incertezze. Di seguito, vengono illustrati i principi della dosimetria chimica e le relative incertezze, con una descrizione chiara dei sistemi di misura e della conversione da dose assorbita nella soluzione di Fricke a dose assorbita in acqua. L'argomento successivo riguarda i metodi ionometrici, con una descrizione della misura in fantoccio d'acqua e grafite, una digressione sul valore della costante W , energia spesa in media in aria per generare una coppia di ioni, e sul passaggio grafite-acqua per la radiazione gamma del ^{60}Co ; una tabella di agevole consultazione riporta le incertezze del metodo. L'intero capitolo è di semplice comprensione a una lettura fatta con livello di concentrazione adeguato all'argomento.

Piacevole è l'accostarsi ai due capitoli successivi, nei quali vengono descritti gli approcci di alcuni laboratori internazionali di dosimetria che siano standard primari per la predisposizione dei loro riferimenti e dove se ne opera un confronto per il quale sono indicati i criteri. Tabelle e grafici agevolano la consultazione.

Come accennato nell'introduzione del Rapporto, un intero capitolo è dedicato alla disseminazione dell'unità di dose assorbita in acqua, determinata con metodi ionometrici, con particolare attenzione ai diversi fattori correttivi da usare in condizioni di misura diverse da quelle di riferimento e a una chiara esposizione riguardante la correzione dovuta alla qualità del fascio. Per quest'ultima,

un'interessante tabella fornisce i valori per alcuni tipi di camere a ionizzazione disponibili commercialmente, con relativi riferimenti bibliografici e alcuni grafici ne illustrano l'andamento al variare dell'energia del fascio (espressa in termini dell'indice di qualità) calcolato e misurato per due tipi di camere a ionizzazione.

L'ultimo capito riguarda la differenza tra l'approccio alla misura della dose con metodi ionometrici applicati con l'uso di una calibrazione dello strumento di misura in termini di dose assorbita in acqua o di kerma in aria: argomento quanto mai attuale, viste le raccomandazioni dei più attuali protocolli di dosimetria di base e le disponibilità strumentali dei laboratori di dosimetria primari, non sempre in armonia.

Dopo una pagina di rapide conclusioni, un'appendice quanto mai opportuna descrive nel dettaglio gli effetti perturbativi causati dalla presenza di una camera a ionizzazione nel mezzo di misura e introduce i fattori correttivi o comunque gli accorgimenti necessari a neutralizzarli, venendo così incontro ai problemi pratici di chi lavora sul campo ogni giorno.

Riferimenti bibliografici contenenti trecento voci, la lista dei simboli e degli acronimi usati nella pubblicazione e un pratico indice analitico completano il lavoro.

Nel complesso, il documento non ha (come in genere i rapporti della Commissione) sicuramente l'aspetto e l'assetto di un protocollo o di linee guida e non può essere considerato una sorta di manuale operativo per gli addetti al lavoro, ma la sua lettura attenta è caldamente auspicabile per rinfrescare o acquisire concetti e nozioni il cui studio spesso si colloca nei primi anni della propria formazione professionale. La routine di tutti i giorni e i problemi pratici, infatti, costringono spesso ad abbandonarli in quella sorta di limbo culturale in cui volentieri si confinano le cognizioni che in apparenza non aiutano a smaltire la mole di lavoro quotidiana, ma che sono i pilastri formativi su cui è necessario poggiarsi.

International Commission on Radiation Units and measurements Report 66

Determination of Operational Dose Equivalent Quantities for Neutrons

Journal of the ICRU Volume 1 No 3 - 2001

Recensione a cura di Stefano Agosteo

Dipartimento di Ingegneria Nucleare, Politecnico di Milano

Il rapporto ICRU 66 tratta la determinazione delle grandezze operative per il controllo dell'esposizione esterna a campi neutronici. Le grandezze operative discusse sono l'equivalente di dose ambientale $H^*(10)$ e l'equivalente di dose individuale $H_p(10)$. Come noto, tali grandezze non sono direttamente misurabili e risulta di fondamentale importanza disporre di relazioni con alcune grandezze fisiche basilari, come per esempio la fluenza, attraverso i coefficienti di conversione.

Il presente rapporto, come specificato nel testo, vuole essere una guida per il monitoraggio del personale esposto alla radiazione neutronica nell'industria nucleare, nell'aviazione civile e nelle applicazioni medicali, industriali e di ricerca. Gli utenti a cui si rivolge sono tipicamente i fisici sanitari, ma anche studenti che vogliano avere una visione generale dei problemi legati alla misura dei neutroni per scopi radioprotezionistici. Da questo punto di vista il rapporto è un testo di indiscussa utilità che fornisce una vasta lista di riferimenti per ulteriori approfondimenti.

Nella prima parte sono definiti e discussi in dettaglio i concetti base riguardanti le grandezze dosimetriche e operative di interesse e i relativi coefficienti di conversione. Il secondo capitolo tratta i principi di misura dei campi neutronici. Sono descritte le distribuzioni spettrali di neutroni tipiche di alcuni ambienti lavorativi (attorno a reattori nucleari e a contenitori di elementi di combustibile). È definito il concetto di risposta di uno strumento di misura e sono discusse in generale le metodologie di misura, anche in campi misti neutroni/gamma e i requisiti in termini di

accuratezza. Quest'ultimo punto è particolarmente critico nella misura dell'equivalente di dose neutronico, perché la grandezza misurata (generalmente la fluenza e, attraverso i coefficienti di conversione, le grandezze operative) è diversa da quella radioprotezionistica con cui sono espressi i limiti di legge (dose efficace).

La terza parte fornisce i criteri generali per la caratterizzazione dei campi di neutroni, che consiste nella spettrometria neutronica e nella misura della distribuzione della fluenza angolare. È anche descritta la caratterizzazione microdosimetrica dei campi neutronici, con cui è possibile ottenere spettri della dose assorbita in funzione dell'energia lineale. Quest'ultimo è un metodo alternativo alla caratterizzazione spettrometrica della fluenza neutronica e comporta l'utilizzo di un unico rivelatore: il contatore di Rossi o *tissue-equivalent proportional counter* (TEPC).

Il quarto capitolo discute in dettaglio i metodi per il monitoraggio di routine delle grandezze operative. È di particolare importanza il primo paragrafo che fornisce alcune linee guida per la scelta metodologica, distinguendo tra i sistemi per il monitoraggio ambientale e individuale. Di seguito sono descritti criticamente i principali rivelatori utilizzati. La trattazione è organizzata in modo estremamente chiaro fornendo i principi base della metodologia di misura, le sue prestazioni (limiti di impiego, risposta, limite di rivelazione, etc.) e i campi di applicazione. I sistemi descritti sono: le emulsioni nucleari e i film fotografici, i rivelatori a termoluminescenza, i rivelatori a traccia, i rivelatori a bolle (*superheated emulsions*), i rivelatori a semi-

conduttore, i TEPC, le camere a ricombinazione e gli strumenti basati sulla moderazione dei neutroni (*rem-counter*).

Il quinto capitolo fornisce indicazioni sulla misura di campi di neutroni di alta energia, che è di fondamentale importanza per la stima dell'equivalente di dose del personale che opera sui voli di linea e attorno agli acceleratori di particelle di alta energia per la ricerca e per le applicazioni medicali. Quest'ultimo punto è di particolare attualità considerato il crescente sviluppo di impianti per l'adroterapia.

La sesta parte è dedicata alla dosimetria neutronica delle estremità (mani, avambracci, piedi e caviglie). A tale proposito si fa riferimento a un direttiva della Commissione Europea che raccomanda di utilizzare l'equivalente di dose individuale $H_p(10)$, tenute in conto le caratteristiche penetranti della radiazione neutronica. Sebbene si riconosca che l'adozione di tale grandezza sia questionabile (rispetto alla profondità di 10 mm a cui la grandezza operativa deve essere stimata), si raccomanda di calibrare i dosimetri personali su appropriati fantocci a barra utilizzando i coefficienti di conversione in $H_p(10)$ calcolati per il fantoccio parallelepipedo ISO ("*slab phantom*") rispetto a un campo incidente in direzione normale alla sua superficie. Tale procedura dovrebbe essere conservativa rispetto all'utilizzo della grandezza $H_p(0.07)$ sullo stesso fantoccio a barra nelle stesse condizioni di irradiazione.

L'ultimo capitolo descrive le procedure generali per la calibrazione degli strumenti di

misura. Sono anche discusse le correzioni da applicarsi nel campo neutronico di interesse (per esempio negli ambienti lavorativi).

Il rapporto comprende tre appendici: il ruolo dei metodi computazionali nella determinazione delle grandezze operative (appendice 1), i coefficienti di conversione per le grandezze operative (appendice 2) e una bibliografia dei principali lavori per il calcolo della risposta di spettrometri a moderazione a multi-sfere (appendice 3). Nell'appendice 1 sono descritti i principi di base dei metodi computazionali per il calcolo dei coefficienti di conversione flukenza-equivalente di dose, per la determinazione della risposta degli strumenti di misura, per la stima della distribuzione spettrale della flukenza (tecniche di deconvoluzione) e per la simulazione dei campi neutronici negli ambienti lavorativi. Nell'appendice 2 sono riportati i coefficienti di conversione flukenza-equivalente di dose ambientale H^*_ϕ e individuale H_p, ϕ , già pubblicati nei rapporti ICRP 74 e ICRU 57. Sono anche forniti gli stessi coefficienti mediati sugli spettri neutronici generati da alcune sorgenti isotopiche di calibrazione.

In conclusione il rapporto ICRU 66 fornisce con completezza e chiarezza le linee guida necessarie per affrontare i problemi riguardanti la misura dei campi neutronici e la stima degli equivalenti di dose ambientale e individuale. L'applicazione delle metodologie descritte è strettamente connessa allo studio della vasta bibliografia allegata.

LA TERAPIA RADICALE DEL CARCINOMA PROSTATICO CLINICAMENTE LOCALIZZATO IL RUOLO DELLA BRACHITERAPIA

Trento, 22 maggio 2004

Sala Convegni Aeroporto G. Caproni-ore 8.30

Per informazioni ed iscrizioni: Orikata - Via Zell 1

38050 Cognola di Trento

tel: 0461-234411, fax 0461-233282

E-mail: orikata@orikata.it - Website: www.orikata.it

Direct determination of the body content of radionuclides

Journal of the ICRU Volume 3 No 1 - 2003

Recensione a cura di Franco Voltini

Servizio di Medicina Nucleare - Ospedale Maggiore di Milano, IRCCS

La rivelazione e quantificazione di materiale radioattivo incorporato nell'organismo umano è richiesta, per ragioni differenti, in ambito radioprotezionistico, medico e nel campo della ricerca.

A fronte di tale esigenza va considerato tuttavia che in relazione ai processi di incorporazione e ai meccanismi biofisici associati alla forma chimica dei radionuclidi questi ultimi possono distribuirsi nel corpo in modo non uniforme, comunque variabile nel tempo e a volte entrare nei processi di formazione delle cellule. Pertanto in relazione alla natura biofisica dei radionuclidi e della loro emissione caratteristica la rivelazione di sostanze radioattive, al fine di quantificarne la presenza, propone elementi di notevole complessità.

La misura dei radionuclidi incorporati viene eseguita con metodi diretti e indiretti che sono tra loro complementari. I metodi di misura indiretta sono basati sull'analisi e quantificazione del contenuto di radionuclidi in escreti (i.e. urine, feci), nei liquidi corporei (i.e. sangue, saliva) o nel fiato; mentre i metodi di misura diretta misurano l'attività incorporata a partire dalla rivelazione delle radiazioni prodotte dai radionuclidi presenti all'interno dell'organismo mediante opportuni rivelatori posti all'esterno del corpo umano.

Il Report ICRU n. 69 tratta esclusivamente gli aspetti della misura diretta su tutto il corpo, regioni corporee od organi specifici, utilizzando: "whole-body counters", "partial-body counters", o "organ counters" (in seguito indicati genericamente "wbc"). Il Report si sviluppa in nove capitoli nei quali dopo un'introduzione generale (capitolo 1) vengono approfonditi gli aspetti relativi alla misura con wbc, in particolare vengono trattati i se-

guenti punti: applicazioni della misura in vivo con wbc (cap.2), rivelatori ed elettronica a essi associata (cap.3), controllo e riduzione della radiazione di fondo (cap.4), geometria di misura (cap.5), metodi di calibrazione (cap.6), analisi dei dati e statistica (cap.7), controlli di qualità, incluse considerazioni operative (cap.8), conclusioni e raccomandazioni (cap.9). Il Report è corredato da quattro appendici nelle quali sono presentati esempi particolari di misura diretta.

La tecnica di misurazione diretta con wbc, definita anche "misura in vivo", è spesso il metodo più accurato e sensibile per determinare la quantità e la posizione di materiale radioattivo all'interno del corpo umano. Essa è basata, come detto, sulla rivelazione delle radiazioni provenienti dalle emissioni del materiale radioattivo incorporato che, attraversando i tessuti del corpo umano, raggiungono la superficie del rivelatore.

La quantificazione dell'attività incorporata, per un dato radionuclide e una specifica emissione energetica, è possibile solo dopo il calcolo di un "fattore di calibrazione", mediante un'opportuna procedura di calibrazione, e alla misura, per un tempo prefissato, dei fotoni emessi dalla sorgente radioattiva. Il prodotto tra il fattore di calibrazione, che matematicamente rappresenta l'inverso dell'efficienza, e il rateo misurato della sorgente incorporata consente di esprimere il valore di attività all'interno del corpo.

L'analisi dei dati con la tecnica di misurazione in vivo è in linea teorica la stessa impiegata per determinare il contenuto di radionuclidi di un generico campione mediante analisi spettrometrica e comporta quindi: a) il riconoscimento dell'energia dei picchi, necessaria per l'identificazione dei radionuclidi

b) il calcolo dell'area netta del picco necessaria per quantificare i conteggi all'interno del picco e quindi l'attività del radionuclide contenuto nel corpo. Il *Report* presenta una serie di considerazioni pratiche di cui tenere conto per effettuare accurate quantificazioni. Per esempio il corpo umano ha dimensioni notevolmente più grandi rispetto alla gran parte dei campioni di misura e da un soggetto all'altro ha dimensioni, forma, composizione e caratteristiche di attenuazione variabili. Come detto in precedenza la distribuzione dei radionuclidi all'interno del corpo non è uniforme, e può essere sconosciuta, e inoltre dopo l'immissione nel corpo cambia nel tempo. Questi e altri elementi complicano la procedura di calibrazione del sistema e devono essere attentamente vagliati e valutati.

Le **procedure di calibrazione** di un wbc sono di due tipi: calibrazione assoluta e calibrazione relativa. Nella pratica comune il metodo solitamente usato è quello della calibrazione relativa che richiede, a differenza del metodo di calibrazione assoluta, l'impiego di "fantocci". Il fantoccio utilizzato nella calibrazione deve avere, per quanto possibile, le stesse dimensioni caratteristiche del corpo umano (fantoccio antropometrico) ma non deve necessariamente assomigliare a esso (fantoccio antropomorfo). All'interno del fantoccio viene posto un radionuclide d'interesse, con attività nota, distribuito in modo tale da simulare una possibile distribuzione nel corpo umano. Il fattore di calibrazione (C_F) è calcolato con la relazione $C_F = A_p / N_p$ dove A_p è il valore dell'attività all'interno del fantoccio e N_p è il rateo di tale sorgente misurato con il wbc.

Le differenze antropometriche e di attenuazione tra i soggetti analizzati e il fantoccio possono essere considerate modificando opportunamente il fattore di calibrazione. La calibrazione per fotoni ad alta energia può essere eseguita con fantocci antropometrici semplificati, tuttavia per fotoni a bassa energia è generalmente necessario impiegare fantocci antropomorfi più realistici.

Misure dirette con wbc sono prevalentemente utilizzate in radioprotezione per iden-

tificare un *intake* accidentale di materiale radioattivo e definire la relativa esposizione alle radiazioni emesse; nel monitoraggio di routine di lavoratori che possono essere esposti a *intake* per la presenza di sorgenti non sigillate (i.e. nei reparti di medicina nucleare; nei cicli di trattamento del combustibile nucleare...); nel monitoraggio di lavoratori per i quali c'è sospetto di *intake* di radionuclidi (i.e.: impianti nucleari, industria, miniere...) e in misura minore in campo medico.

Le **applicazioni della misura diretta** possono essere pertanto separate in tre gruppi:

- 1) valutazione dell'esposizione per i lavoratori professionalmente esposti
- 2) valutazione dell'esposizione al pubblico
- 3) ambito medico

Ogni area di applicazione ha specifiche esigenze di misura che dipendono dall'impiego dei risultati della misura e anche dalla natura specifica di ciò che deve essere misurato. Ciò si riflette nella scelta di sistemi di misura con caratteristiche adeguate allo scopo della misura (i.e. scelta del tipo di rivelatore, geometria di misura, ...)

- 1) Nel caso della "valutazione dell'esposizione in ambito professionale" si pone l'esigenza di stimare la dose al lavoratore per verificare, per motivi radioprotezionistici, che le dosi acquisite in un periodo di tempo fissato siano inferiori ai limiti definiti dalle norme di legge. Questa esigenza richiede l'impiego di strumentazione in grado di fornire risultati accurati (i.e. errori < 50 %) e sensibilità (intesa come minima attività rivelabile o livello minimo rivelabile) dell'ordine di qualche becquerel. Tuttavia è possibile che la misura sia affetta da errori molto superiori in modo particolare per le misure di fotoni a bassa energia (< 20 keV).

Ogni specifica richiesta è dipendente dal radionuclide d'interesse in modo che si possono individuare a tale scopo quattro classi di radionuclidi: a) prodotti di attivazione e di fissione b) uranio e nuclidi transuranici c) materiale radioattivo presente in ambiente d) radiofarmaci.

Per ognuna delle classi elencate il *Report* fornisce indicazioni sulla possibile **scelta del rivelatore e dell'elettronica** ottimali per la misura. Per esempio nel caso degli isotopi dello iodio (prodotti di attivazione e fissione), che normalmente si accumula nella tiroide, la stima della esposizione da radioiodio, si può ottenere piuttosto facilmente misurando l'attività in tiroide. Il tipo di rivelatore richiesto dipende dal particolare radioisotopo considerato: sottili rivelatori di NaI(Tl) o rivelatori al germanio sono adeguati alla misura dei fotoni di bassa energia emessi dallo ^{125}I , ma rivelatori più spessi di NaI(Tl) o rivelatori coassiali al germanio possono essere richiesti per la rivelazione dei fotoni di più alta energia emessi dallo ^{131}I . Oppure il ^{239}Pu (radionuclide transuranico), utilizzato come combustibile nucleare che può disperdersi in aria ed essere inalato fissandosi nei polmoni, viene individuato mediante la misura di raggi X di energia inferiore ai 20 keV. In questo *range* di energie vengono tradizionalmente utilizzati i rivelatori *Phoswich* (NaI/CsI) che offrono eccellente efficienza di rivelazione e sono superiori al germanio nel caso si misuri l'emissione di un singolo radionuclide. Al contrario nel caso di miscele di radionuclidi i rivelatori al germanio sono preferibili per la loro migliore risoluzione energetica.

- 2) Per "l'esposizione al pubblico" dovuta per esempio al rilascio accidentale o controllato di materiale radioattivo da impianti di vario genere, o a elevati livelli di radioattività naturale, le tecniche di misurazione utilizzate per la stima della dose sono in linea di principio le stesse di quelle impiegate per la valutazione dell'esposizione professionale. Nel caso si debba stimare la dose dovuta al rilascio controllato e routinario di attività può essere richiesto uno strumento molto sensibile mentre nel caso di monitoraggio e screening successivo a un rilascio accidentale può essere appropriata anche una misura semplice con strumentazione non particolarmente sensibile.

Sono utili inoltre alcune considerazioni aggiuntive. Per esempio può essere necessario l'uso di equipaggiamento di rivelazione mobile in modo che le misure possano essere eseguite in posti vicini alla gente che deve essere monitorata, la tecnica di misura dovrebbe essere rapida e tale da assicurare la cooperazione della gente evitando stati di ansietà. Il sistema mobile di rivelazione può essere utilizzato dove il fondo ambientale è altamente variabile e questo deve essere considerato nell'analisi dei dati. Ulteriore considerazione è che l'equipaggiamento può essere utilizzato sull'insieme della popolazione e pertanto deve essere in grado di misurare individui di diverse dimensioni, adulti e bambini, pertanto deve essere calibrato adeguatamente per tenere conto delle diverse situazioni di misura.

- 3) Nel caso delle applicazioni mediche le richieste principali per la strumentazione sono accuratezza e riproducibilità, mentre la sensibilità in generale non costituisce un elemento determinante.

La **geometria di misura** usata per misurazioni dirette dipende da un serie di fattori, che comprende i radionuclidi da misurare, l'applicazione dei risultati delle misure, e la disponibilità di spazi, di risorse economiche e di personale impiegato. Svariati e distinti progetti di sistemi e disposizioni rivelatoripaziente sono stati adottati come configurazioni standard per la geometria di misura e utilizzate per speciali applicazioni in particolari problemi di misura.

Considerazione specifiche includono:

- caratteristiche fisiche del radionuclide incorporato da misurare: tempo di dimezzamento fisico, l'energia dei fotoni o dei beta, la probabilità di emissione
- considerazioni anatomiche come: la massa, la forma e la disposizione degli organi nel corpo, e le dimensioni degli individui da misurare.
- comportamento biocinetico dei radioisotopi nel corpo umano, il tempo di distribuzione (ritenzione e metabolismo) dei ra-

dionuclidi nei vari compartimenti (età e stato funzionale di ciascun organo)

- tipo di rivelatori disponibili
- spazio e schermature disponibili
- numero di persone da misurare
- risorse finanziarie.

In generale sono utilizzate tre categorie di geometrie di misura diretta: *whole-body*, *partial body*, *organ counting devices*.

La geometria di misura più comunemente utilizzata per misurazioni di routine comporta il posizionamento del paziente su un lettino o una particolare sedia. Questi sistemi possono usare una stanza completamente schermata o utilizzare protezioni o altri locali schermanti.

In queste geometrie uno o più rivelatori possono essere utilizzati per la misurazione. In particolare, per radionuclidi inalati nel tratto respiratorio sono comunemente utilizzati contatori speciali posti direttamente sopra il polmone.

Se l'applicazione richiede la misura di soggetti con alta attività, come accade nelle applicazioni mediche o nella gestione di **in-take** accidentale viene utilizzata una geometria aperta, con il rivelatore posizionato a una distanza fissa dal soggetto.

Il metodo da usare dipende dall'obiettivo che si pone la misura di attività in:

- tutto il corpo o in parte di esso (in generale per radionuclidi distribuiti omogeneamente)
- in un organo particolare (per i casi di distribuzione dei radionuclidi non omogenea) o per determinare la distribuzione di attività all'interno del corpo.

Le geometrie che vengono tipicamente utilizzate per i vari scopi sono descritte nel capitolo 5 e riassunte nelle tabelle 5.1 e 5.2.

Ordinariamente il progetto e la configurazione del sistema di misura tendono a ottimizzare la sensibilità che dipende dall'efficienza, dalla radiazione di fondo e dal tempo di misura che tuttavia deve necessariamente essere limitato. Pertanto scelti il tipo di rivelatore e la geometria di misura un aspetto

cruciale ai fini della riduzione dei limiti di rivelazione è la **riduzione della radiazione di fondo**. Il "fondo" nel *range* energetico di interesse per le misurazioni con wbc (i.e. da 10 keV a 3 MeV) nasce da diverse sorgenti, le principali sono:

- radiazione cosmica
- radionuclidi nell'ambiente del rivelatore fuori dalla schermatura
- radionuclidi nel materiale usato per la schermatura
- radionuclidi nel rivelatore e nell'equipaggiamento di supporto
- radionuclidi presenti naturalmente nel corpo umano che possono causare interferenza nella determinazione del radionuclide d'interesse
- diffusione di radiazione esterna nei materiali della "counting room" e nei rivelatori

Il fondo può essere separato sempre in due componenti: "continua" e "fotopicchi". La parte "continua" non ha caratteristiche definite di spettro mentre la componente dei "fotopicchi" nasce dall'emissione dovuta alla presenza di specifici radionuclidi e si evidenzia con la presenza di picchi nello spettro del fondo. Le due componenti sono trattate in modo differente.

L'influenza relativa delle varie sorgenti di fondo varia enormemente in relazione al tipo di accorgimenti utilizzati per limitarlo (i.e. schermature, procedure di misura e sottrazione del fondo,...); un'ampia trattazione di queste problematiche e delle soluzioni utilizzate per la riduzione della radiazione di fondo è proposta nel capitolo 4.

L'impiego dei wbc in ambito radioprotezionistico pone in modo particolare l'esigenza di definire con precisione "il valore inferiore della grandezza in esame" che lo strumento riesce a determinare, in altri termini la sensibilità dello strumento o livello minimo rivelabile. Tale richiesta diviene pressante quando il livello minimo misurabile è dello stesso ordine di grandezza dei livelli d'interesse in una data situazione. Si pensi per esempio alla necessità di determinare il livel-

lo di contaminazione interna di un particolare radionuclide in una persona, “la qualità della risposta è spesso determinata dall’esatta definizione del livello minimo rivelabile dall’apparato di misura utilizzato e dalla **specificazione del significato statistico** ad esso associato”. Definire con chiarezza il concetto di “livello minimo rivelabile” e con esso la procedura scelta per determinarlo diviene quindi fondamentale in ambito radioprotezionistico per le implicazioni che può avere l’esito di una misura in ambito legale o quantomeno per l’esigenza che può emergere di adottare provvedimenti quali lo sgombero o la decontaminazione di ambienti di lavoro o l’evacuazione di un gruppo di persone.

Il capitolo 7 analizza il significato di “limite di decisione” e “limite di rivelabilità” descrivendo i legami di tipo statistico esistenti tra i due concetti.

In **conclusione** questo **Report** è stato pensato per essere utilizzato da singole persone o da organizzazioni che sono responsabili, per la costruzione, installazione, e funziona-

mento dei sistemi di misura in vivo.

È rivolto inoltre a coloro che sono responsabili della interpretazioni e applicazione delle informazioni ottenute con il metodo di misura diretta per aiutarli a capire i vantaggi e i limiti di tale metodo, in particolare quando si confrontano i risultati con informazioni ottenute con tecniche alternative.

Il Report può essere utilizzato soprattutto da quanti si occupano di radioprotezione e sono responsabili della misura in vivo e della valutazione della dose interna dei lavoratori che operano in ambiti nei quali vi sia la presenza di materiale radioattivo così come da specialisti in radioprotezione responsabili per la stima della dose da esposizione a radiazioni per il pubblico. Se ne prospetta l’impiego anche per quanti utilizzano sistemi di misura in vivo per la determinazione di piccole quantità di radiofarmaci in speciali applicazioni nell’ambito della medicina nucleare o della ricerca.

Si possono ottenere ulteriori informazioni su questo Report accedendo al sito: **www.icru.org**

SCUOLA DI SPECIALIZZAZIONE IN FISICA SANITARIA DELL’UNIVERSITÀ DI TORINO

Per gentile concessione del Direttore, Prof. Maria Itala Ferrero, siamo in grado di pubblicare i testi dei temi proposti alla prova di ammissione all’Anno Accademico 2003/2004, svoltasi in data 11 dicembre 2003. I candidati dovevano svolgere un tema di argomento generale e uno di indirizzo fra quelli proposti.

Temi di argomento generale

1. I meccanismi di propagazione del calore
2. Il dualismo onda-particella: alcune evidenze sperimentali

Temi di indirizzo ambientale

1. Circolazioni atmosferiche e/o oceaniche a scala sinottica
2. Dispersione di traccianti passivi in atmosfera e/o oceano

Temi di indirizzo sanitario

1. Si descriva l’acceleratore lineare e il suo uso in radioterapia
2. I radioisotopi in diagnostica medica

Comunicazioni Societarie

Comunicazioni del Segretario

Circa l'andamento del rinnovo delle iscrizioni, nonostante l'incremento, seppur modesto, della quota rispetto al triennio 2001-2003, ampiamente motivato, oltre che dall'inflazione, dalle nuove iniziative dell'Associazione (a partire dall'accREDITamento come *provider* ECM), a metà marzo di quest'anno i Soci in regola risultano essere 298; abbiamo quindi superato metà del percorso che ci porta a raggiungere il risultato dell'anno scorso (586 soci).

Il dato è incoraggiante in quanto negli anni precedenti un numero inferiore di soci aveva rinnovato l'iscrizione nello stesso periodo. Nello stesso tempo conferma una sorta di ... pigrizia diffusa che comporta qualche difficoltà nello stilare il bilancio preventivo, sulla scorta del quale l'AIFM può pensare o meno di intraprendere determinate azioni.

Come annunciato a fine novembre 2003, da quest'anno vengono applicate rigorosamente le regole, relative alle iscrizioni, previste nello Statuto. I richiami fatti in questo senso sono motivati dalla necessità del rispetto che ciascuno deve avere nei confronti dell'Associazione e degli appartenenti.

La proposta di assicurazione RC per i soci AIFM è stata decisamente apprezzata: a metà marzo risultano avere aderito 60 soci, consentendo il superamento dell'obiettivo minimo di 25 adesioni tipo A, anticipate dall'AIFM all'assicuratore. Le cause intentate da pazienti per presunti danni subiti (non pochi dei nostri colleghi sono coinvolti) stanno crescendo in modo esponenziale, lo si può vedere anche dall'aumento del premio assicurativo per RC versato dalle Aziende Ospedaliere, diventa quindi importante valutare seriamente l'opportunità di cautelarsi sotto questo aspetto. Non pochi hanno apprezzato le condizioni particolarmente favorevoli del contratto assicurativo, ottenute grazie ad alcuni soci che ringrazio per il lavoro svolto.

Nel corso dell'ultima riunione del Consiglio Direttivo sono stati approvati due documenti; il primo riguarda gli obiettivi programmatici dell'associazione, il secondo definisce l'organigramma CD. Tali documenti rispettano le linee dell'associazione e devono costituire per i soci un punto di riferimento; ciascuno è pertanto invitato a visitare il sito per prenderne visione.

Comunicazioni commissione ECM

A fine gennaio 2004 è partita la sperimentazione della riforma del sistema ECM che prevede l'accREDITamento dei *Provider* al posto dei singoli eventi e l'attivazione della formazione a distanza (FAD). Come AIFM non abbiamo potuto partecipare a questa fase sperimentale in quanto non in possesso dei requisiti necessari. A questo proposito è stato creato un gruppo di lavoro che sta affrontando le varie problematiche per portare l'AIFM ad ottenere il riconoscimento come *Provider* accREDITato. In questo numero del Periodico si propone un primo tentativo di FAD per verificare, prima dell'effettiva entrata in vigore di questa forma di formazione, il sistema organizzativo e di gestione che vi sta alle spalle. Come già indicato sul n. 3-2002 del Periodico sarebbe opportuno, all'interno della nostra Associazione, oltre a proporre eventi residenziali incominciare a predisporre regolarmente materiale per la FAD per non doverci trovare costretti a pagare per accedere a prodotti proposti da altri. (C.Canzi)

Comunicazioni dei gruppi di lavoro

Il Consiglio Direttivo ha deciso di promuovere la pubblicazione di *Report* AIFM, che verranno allegati in forma separata e monografica al periodico dell'Associazione. Il contenuto dei *Report*

è di natura professionale ed è volto alla standardizzazione di procedure, protocolli, linee guida su argomenti di Fisica Medica. Si intende con questa iniziativa valorizzare il lavoro dei gruppi di studio promossi all'interno dell'AIFM, portare a conoscenza dei soci il risultato di questi approfondimenti e al tempo rafforzare il profilo scientifico/professionale dell'Associazione nel rapporto con altre Associazioni Scientifiche e realtà istituzionali. I coordinatori dei gruppi di lavoro che ritengano utile la pubblicazione in tale veste del risultato del lavoro del gruppo sono invitati a prendere contatti con il Dr. Marco Brambilla, cui è stato affidato il coordinamento della pubblicazione.

Sono state approvate le linee guida sulla terapia degli ipertiroidismi prodotte dall'Associazione Italiana di Medicina Nucleare e la Società Italiana di Endocrinologia, nella quale la parte dosimetrica è stata trattata dal gruppo congiunto AIFM-AIMN. *(M.Brambilla)*

Comunicazioni webmaster

Come avrete potuto notare nel sito www.aifm.it sono presenti nuove pagine dedicate alle relazioni presentate durante i corsi della Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P. Caldirola" ed alle notizie comunicate dalle Scuole di Specializzazione in Fisica Sanitaria. Entrambe le sezioni sono raggiungibili dall'area riservata ai soci. Spero che possano riscuotere il gradimento degli utenti.

Allo scopo di migliorare il servizio di informazione ai Soci, invito tutti coloro che desiderano comunicare, attraverso il sito, notizie di eventi o di iniziative, a volermi inviare programmi e schede con ragionevole anticipo rispetto alle date di svolgimento. *(F. Turrini)*



LA DIGITALIZZAZIONE IN RADIOLOGIA IMAGING VASCOLARE NON INVASIVO Reggio Emilia, 4-5 giugno 2004



Sede Congressuale: Centro Congressi Classic Hotel

Via L.Pasteur, 121 - 42029 S.Maurizio Reggio Emilia

Le iscrizioni sono a numero chiuso. Il numero dei posti è limitato. Saranno ammesse le domande in ordine di arrivo. Per l'iscrizione utilizzare la scheda allegata da inviare per posta o via fax o email alla Segreteria Organizzativa. La pre-iscrizione è obbligatoria.

Segreteria Organizzativa:

Dr.ssa Annarita Guglielmi, Sig.ra Marica Bonazzi

Servizio Sviluppo Organizzativo - Palazzo Rocca Saporiti V.le Murri, 7 - 42100 Reggio Emilia

E-mail: bonazzi.marica@asmn.re.it

Tel.0522/295817 - Fax.0522/295976

VII INTERNATIONAL SCHOOL AND SYMPOSIUM ON SYNCHROTRON RADIATION IN NATURAL SCIENCE

Zakopane, Poland, 2004-06-08 - 2004-06-13

Website: <http://issrns04.us.edu.pl>

Email: issrns04@us.edu.pl

Registration deadline: 2004-05-01

FROM SOLID STATE TO BIOPHYSICS II: ROLE OF INHOMOGENEITIES IN SOLID, SOFT AND BIO-MATTER

Dubrovnik, 2004-06-26 - 2004-07-02

E-mail: davor.pavuna@epfl.ch

Website: <http://dubrovnik2004.epfl.ch>

AGGIORNAMENTI LEGISLATIVI

Riteniamo di fare cosa utile per i Soci pubblicando il testo integrale del DM 19 novembre 2003, inerente alla preparazione del radiofarmaco 18F-FDG, con il commento di due autorevoli esperti, il dr. Emilio Bombardieri, Capo dell'Ispettorato Medico Centrale del Lavoro, e il dr. Stefano De Crescenzo, del Servizio di Fisica Sanitaria dell'Ospedale Niguarda Ca'Granda di Milano.

Sono stati emanati e pubblicati sulla Gazzetta Ufficiale, due decreti del Ministero della Salute che riguardano la produzione dei radiofarmaci.

Il primo dei due è il DM del 19 novembre 2003, (G.U. del 20 gennaio 2004), e riguarda la possibilità di produrre, distribuire e vendere l'FDG da parte di Centri Accreditati, pubblici e privati che *"risultano dotati di tomografo PET, di ciclotrone con annesso ambiente adibito all'allestimento di preparazioni radiofarmaceutiche, di servizio di farmacia e di personale in possesso dei titoli di specializzazione"*.

Nonostante rimangano da definire alcuni aspetti soprattutto legati alle procedure, ai ruoli, alle funzioni delle diverse figure professionali, il Decreto in questione porta un po' di chiarezza in un settore nel quale ciascuno adottava necessariamente soluzioni personali spesso fantasiose e comunque opinabili e/o contestabili in una situazione di scarsa certezza della norma.

L'altro decreto, il DM del 18 novembre 2003 G.U. N.11 del 15 gennaio 2004 riguarda "Le procedure di allestimento dei preparati magistrali". L'art. 1 chiama in causa i radiofarmaci, e, in pratica, si richiama alle Norme di Buona Preparazione dei Medicinali della XI Edizione della Farmacopea. Date le circostanze, bisogna solo pensare che si debba trattare di un refuso. L'argomento era infatti già stato oggetto di critiche da parte dell'AIMN nel gennaio 2003 tanto che in merito era stata ri-

chiesta una sospensiva. Il Ministero aveva reagito positivamente e il Direttore Generale della Divisione Farmaci aveva specificato per iscritto che le Norme di Buona Preparazione dei Medicinali non si applicavano ai radiofarmaci per in quali dovevano viceversa essere preparate norme speciali in collaborazione con la Commissione FU. A seguito di ciò la Farmacopea, con comunicazione inviata all'AIMN lo scorso 24 novembre 2003, ha chiesto di istituire una Commissione Interdisciplinare (Medici Nucleari, Farmacisti Ospedalieri, Tecnici di Radiologia, Esperti in Fisica Medica) incaricata di redigere la proposta di una normativa adeguata, in linea con le direttive europee.

La Commissione è stata istituita, ha lavorato intensamente per mesi ed ha prodotto un documento condiviso da presentare agli esperti della Farmacopea in una prossima riunione in febbraio a Roma.

È evidente che il DM di cui sopra è confondente e inaccettabile, e per questa ragione l'AIMN si è attivata per chiedere con urgenza la emanazione di una circolare che, espliciti come le preparazioni dei radiofarmaci che avvengono nei laboratori di medicina nucleare esulino dal campo di applicazione del testo, e che la preparazione sarà regolata da Normative in corso d'opera che dovranno essere emanate dalla Commissione Farmacopea sulla base del lavoro prodotto dalla Commissione Interdisciplinare di Esperti (come del resto viene citato anche nel DM del 19 novembre 2003).

Ministero della Salute - Decreto 19 novembre 2003

ATTIVITÀ DI PREPARAZIONE DEL RADIOFARMACO

Gazzetta Ufficiale N. 15 del 20 Gennaio 2004

IL MINISTRO DELLA SALUTE

Visto il decreto legislativo 29 maggio 1991, n. 178, e successive modificazioni e integrazioni, ed in particolare l'art. 1, comma 4 e l'art. 21;

Visto il decreto legislativo 17 marzo 1995, n. 230, così come modificato dal decreto legislativo 26 maggio 2000, n. 241, recante "Attuazione della direttiva n. 96/29/Euratom in materia di protezione dei lavoratori contro i pericoli derivanti delle radiazioni ionizzanti";

Visto il decreto legislativo 26 maggio 2000, n. 187, recante "Attuazione della direttiva 97/43/Euratom in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse ad esposizioni mediche";

Considerato che la soluzione iniettabile di 2-[18 F] Fluoro-2.deossi-D-glucosio in seguito abbreviato in [18 F] FDG, rappresenta il radiofarmaco maggiormente utilizzato a scopo diagnostico nella Tomografia ad emissioni di positroni (PET), la cui preparazione è descritta nella monografia "Fludeoxyglucosi (18 F) solutio iniectionis" della Farmacopea europea IV Edizione;

Ravvisata la necessità di determinare criteri per l'individuazione di centri di medicina nucleare dotati di ciclotrone con annesso ambiente adibito all'allestimento di preparazioni radiofarmaceutiche e di servizio di farmacia, nonché di profili professionali specializzati per l'espletamento dell'attività di preparazione, di controllo e di distribuzione di radiofarmaci;

Ritenuto di dover favorire, sul territorio, nelle more della adozione di apposite disposizioni normative e applicative, lo sviluppo e l'attività di un numero sempre più elevato di centri di medicina nucleare dotati di solo tomografo PET, al fine di rendere disponibile il radiofarmaco preparato presso i suddetti centri con ciclotrone e successivamente distribuito;

Ritenuto che l'applicazione appropriata della diagnostica mediante PET in campo oncologico, neurologico e cardiologico favorisce una diagnosi precoce e una riduzione delle liste di attesa e dei flussi di migrazione sanitaria;

Considerata l'opportunità di impartire disposizioni in merito alla preparazione di radiofarmaci;

Acquisite le valutazioni dell'Istituto superiore di sanità;

Decreta:

Articolo 1.

1. La preparazione del radiofarmaco [18 F] FDG può essere effettuata presso i centri di medicina nucleare delle strutture sanitarie pubbliche e private accreditate che risultano dotati di tomografo PET, di ciclotrone con annesso ambiente adibito all'allestimento di preparazioni radiofarmaceutiche, di servizio di farmacia e di personale in possesso dei titoli di specializzazione, nel rispetto delle vigenti disposizioni normative in materia.
2. L'attività di preparazione, di cui al comma 1, viene effettuata su prescrizione medica per accertamento diagnostico PET in campo oncologico, neurologico e cardiologico.
3. Presso la struttura che produce il radiofarmaco, di cui al comma 1, è istituito il registro dei pazienti a cui viene somministrato detto farmaco.
4. La disponibilità del radiofarmaco, preparato secondo le indicazioni di cui al comma 1, è assicurata nei centri di medicina nucleare in questione, nonché nei centri PET, a condizione che questi ultimi siano forniti di tomografo già in attività o in via di sviluppo, tramite una rete di distribuzione diretta, nel rispetto dei previsti requisiti di qualità e di sicurezza, con particolare riferimento a quelli previsti dall'art. 5 della legge 31 gennaio 1962, n. 1860, e successive modificazioni.
5. Con apposite convenzioni, stipulate tra le Direzioni generali delle aziende sanitarie interessate, sono regolati i corrispettivi per la produzione e il trasporto del radiofarmaco, tra la struttura produttiva e la struttura ricevente delle aziende sanitarie interessate.

Articolo 2.

1. Anche il farmacista che collabora alla produzione del radiofarmaco partecipa della responsabilità connessa a tale attività da svolgersi nel rispetto delle procedure di corretta preparazione dei farmaci, dalle figure professionali che operano all'interno dei centri indicati all'art. 1, comma 1, ferma restando la dipendenza dal direttore di farmacia per i compiti specifici di controllo delle procedure di preparazione e della qualità del preparato medicinale pronto per l'uso.
2. L'impiego a scopo diagnostico del radiofarmaco [18 F] FDG ricade nell'ambito delle responsabilità professionali del medico prescrittore nel rispetto dell'art. 3 del decreto legislativo 26 maggio 2000, n. 187.

Articolo 3.

1. I centri di medicina nucleare delle strutture sanitarie pubbliche e private accreditate, in possesso dei requisiti di cui all'art. 1, comma 1, trasmettono al Ministero della salute tutta la documentazione relativa all'attività produttiva e distributiva.

Articolo 4.

1. La commissione permanente per la revisione e la pubblicazione della Farmacopea ufficiale provvede alla formulazione di norme di buona preparazione di radiofarmaci sia per i radiofarmaci classici che per i radiofarmaci utilizzati nella tomografia ad emissioni di positroni.



STRUTTURA, SICUREZZA E PROTEZIONE DI UN REPARTO PET

Napoli, 28, 29 e 30 giugno 2004

Università degli Studi di Napoli Federico II - Azienda Universitaria Policlinico
Dip. Assistenziale di Diagnostica per Immagini e Radioterapia
Via Pansini, 5 – Ed. 10 Napoli
Segreteria organizzativa: Solaria Service, e-mail: solariaservice@solariaservice.com
Via Posillipo, 316 80123 Napoli
tel. 081- 2466193 fax. 081- 2466184 - Website: www.solariaservice.com



NEW TECHNOLOGIES IN MEDICAL IMAGING AND SURGERY

Clermont-Ferrand June 28 – July 07

The University of Clermont-Ferrand, France, is organising an international summer school. Lectures will be presented by 30 physicians and physicists.

Several visits and demonstrations will be organised.

Registration fee is 100?, including lunch and housing in individual student rooms. The number of participants is limited to 25.

For more informations: jean.maublant@cjp.fr - or franck.bacin@chu-clermontferrand.fr

Secretariat for registration: agence-mo@wanadoo.fr

Prof. Jean MAUBLANT, MD, PhD

Chief of the Division of Nuclear Medicine - Cancer Center Jean Perrin & U of Clermont-Ferrand
63011 Clermont-Ferrand - France - Tel: +33 473 278 155 Fax: +33 473 278 078

OTTIMIZZAZIONE DELLA DOSE AL PAZIENTE NELLA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI - 2° Corso

Firenze 29-30 giugno 2004

Sede del corso: Salone Martino V - Ospedale di Santa Maria Nuova - Firenze

Coordinatori: A. Pilot, G. Pedrolì

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"

Organizzazione: Aifm - Segreteria Centro di Cultura Scientifica "A. Volta"

Villa Olmo, Via Cantoni, 1 - 22100 Como

Tel.: +39 031 579814 Fax: +39 031 573395 - E-mail: nadia.tansini@centrovolta.it

Richiesto accreditamento ECM per Fisici

Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

Servizio di Fisica Sanitaria - A.O. Ospedale S. Martino - Genova

Occorre validare individualmente ciascun piano IMRT prima del trattamento

Med. Phys 30 (9), September 2003

Molti fisici pensano che sia necessario validare ogni singolo piano di trattamento IMRT perché, a causa della loro complessità, piccoli errori possono avere grande rilevanza; altri pensano che questa validazione possa essere eliminata o altamente semplificata a fronte di appropriate misure dosimetriche e accurati controlli di qualità.

A favore della tesi esposta nel titolo si schiera CR Ramsey, *Director of Medical Physics at Thompson Cancer Survival Center* in Knoxville nel Tennessee. Egli afferma che negli ultimi due anni i pazienti trattati con tecniche IMRT sono cresciuti con un tasso esponenziale, sia per il fatto che il rimborso è stato approvato dalle assicurazioni sanitarie, sia per la promozione effettuata dalle ditte produttrici. L'IMRT ha ampiamente dimostrato di avere le potenzialità per migliorare le condizioni dei pazienti in differenti patologie, tuttavia questo risultato ha una forte dipendenza dalla corrispondenza tra la distribuzione di dose pianificata e la distribuzione di dose rilasciata al bersaglio per cui l'ottimizzazione individuale è irrinunciabile.

Contro la tesi enunciata nel titolo si dichiara al contrario S Dube, *Senior Medical Physicist at Queen's Medical Center* di Honolulu. Egli, nel preambolo, ripercorre la storia dell'IMRT e ne sottolinea l'intrinseca complessità, tuttavia non vede la necessità di una validazione del singolo trattamento sulla base della sua esperienza. Una corretta procedura di messa in funzione delle procedure IMRT mette in luce tutti i potenziali errori e permette al fisico di prevenirli per il futuro.

I centri autonomi per lo screening tomografico computerizzato al corpo intero dovrebbero essere chiusi o perlomeno limitati ai solo pazienti a rischio

Med. Phys 30 (10), October 2003

In diversi grandi centri urbani degli Stati Uniti sono presenti centri che impiegano la Tomografia Computerizzata come modalità di *screening* al corpo intero. Alcune di queste strutture sono situate nei Centri Commerciali o in altre aree a frequentazione pubblica e vengono altamente pubblicizzate sui giornali, nelle televisioni e su internet. Alcuni fisici ritengono che il rapporto benefici-rischi e benefici-costi sia troppo basso per giustificare l'esistenza; altri pensano che il fenomeno rifletta semplicemente l'economia del libero mercato.

Favorevole alla chiusura auspicata nel titolo è R Morin, *Brooks-Hollern Professor alla Mayo Medical School*. Nel suo intervento egli si dimostra molto critico verso l'atteggiamento liberistico americano secondo il quale chiunque può intraprendere qualunque attività che non costituisca un reato, senza una pianificazione da parte di un organo di controllo. Il principio base dello screening è l'applicazione di procedure di indagine clinica che siano contemporaneamente poco costose e a basso rischio a una popolazione asintomatica. La tomografia computerizzata non è certo poco costosa o a basso rischio! Inoltre il termine *screening* in questo caso è completamente scorretto visto che i soggetti sono reclutati su base volontaria e non secondo un programma predefinito. L'autore conclude il suo appassionato intervento con un esempio statistico: studiando 100.000 individui per una patologia avente 1% di prevalenza per la quale la TC ha il 95% di sensibilità e specificità si incorre in 5.000 falsi positivi, per i

quali, sia la società in termini economici che i soggetti in termini emotivi, pagheranno un costo enorme.

Di parere opposto è invece M Broadbent, che è stato consulente come *Radiological Physicist* per 26 anni. Il quale ricorda che negli stati uniti ogni anno muoiono di cancro 206 persone ogni 100.000 e che l'impiego della TC a corpo intero permette la diagnosi precoce del cancro ai polmoni, del cancro del colon e delle malattie vascolari che costituiscono le principali cause di morte. Un cancro ai polmoni allo stadio 1 non trattato conduce alla morte in 5 anni, se trattato chirurgicamente permette una sopravvivenza a 5 anni dell'80% dei pazienti. Egli conclude che per lo *screening* TC si ripeterà quanto è già avvenuto per la mammografia: occorre soltanto stabilire da che età cominciare e con che frequenza.

L'imaging funzionale in Risonanza Magnetica è fondamentalmente limitato dalla incompleta comprensione dell'origine del segnale nei tessuti

Med. Phys 30 (11), November 2003

L'imaging funzionale in Risonanza Magnetica (fMRI) è uno dei temi più promettenti della ricerca in diagnostica per immagini. Molti estimatori di questa tecnica credono nella sua applicabilità clinica alla diagnosi precoce delle patologie cerebrali, altri pensano che tutto questo non sarà realizzabile fin tanto che l'origine fisiologica del segnale fMRI non verrà completamente compresa.

A favore dell'asserzione riportata nel titolo si dichiara JC Gore, Professore di

Radiologia e Ingegneria Biomedica alla *Chancellor's University*. Egli ci ricorda che in fMRI abbiamo una misura indiretta delle variazioni di flusso e ossigenazione sanguigna che accompagnano l'attività neuronale (*Blood Oxygenation Level Dependence - BOLD*). Per applicazioni che mirano alla localizzazione delle aree funzionali, il cui caso più comune è la pianificazione pre-operatoria in neurochirurgia, una precisa interpretazione dell'effetto BOLD non è necessaria. In altri contesti questa lacuna può condurre a pericolosi errori di interpretazione: esistono numerosi studi che dimostrano la dipendenza dell'effetto BOLD dalla vasodilatazione (riduzione con respirazione di aria arricchita con CO₂), dalla ipoglicemia anche lieve (riduzione anche del 60%), da fattori farmacologici od ormonali. Solo una approfondita conoscenza dei meccanismi di generazione dell'effetto BOLD potranno condurre a una corretta valutazione dell'entità delle attivazioni misurate.

Contro l'affermazione del titolo parla invece RW Prost, *Assistant Professor of Radiology at Medical College del Wisconsin*. Egli cita a esempio il caso paradigmatico dell'aspirina: il salicilato, estratto dalla corteccia del salice, viene descritto già da Ippocrate nel 400 AC, il salicilato sintetico (acido acetilsalicilico) è stato introdotto dalla Bayer nel 1899, nel 1970 durante il trattamento di bambini emofilici è stato stabilito l'effetto anti-coagulante e solo nel 1990 si sono scoperti i meccanismi che determinano il ben noto effetto analgesico/anti-infiammatorio. L'fMRI (ma anche altre tecniche avanzate di diagnostica per immagini) sta compiendo un processo analogo.

INTERNATIONAL NON-IONIZING WORKSHOP AND SYMPOSIUM

Siviglia, 20-22 maggio 2004

Organizzato da Commissione Internazionale per la Protezione dalle Radiazioni Non Ionizzanti (ICNIRP), Unione Radio Scientifica Internazionale (URSI), Organizzazione Mondiale della Sanità (WHO), Commissione Internazionale per la Salute Occupazionale (ICOH).

Website: www.icnirp.org/NIRWorkshop.htm

Notizie dalle Scuole di Specializzazione in Fisica Sanitaria

Lil 18 marzo si sono specializzati presso la *Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria di Genova* i primi iscritti alla Scuola quadriennale che nell'a.a. 1999/2000 aveva attivati sia l'indirizzo medico che l'indirizzo ambientale.

Il dott. Stefano Gallino (indirizzo ambientale), sotto la guida del prof. Corrado Ratto, ha discusso la tesi *Operational Use of Meteorological Satellite* (Utilizzo Operativo di Satelliti Meteorologici) mostrando come negli ultimi trent'anni la meteorologia abbia avuto un rapidissimo sviluppo grazie all'aumento di osservazioni dovute sia alla telemisura da piattaforme satellitari sia allo sviluppo di supercalcolatori per l'analisi e per la previsione dello stato dell'atmosfera. Il lavoro è stato svolto presso il Centro Meteorologico della Regione Liguria, che dal 2002 è stato assorbito nell'Agenzia Regionale per la Protezione dell'Ambiente Ligure, con compiti di previsione meteorologica rivolti soprattutto a scopi specifici di Protezione Civile. Interessante conoscere che dati elaborati dai satelliti meteorologici fanno parte di un altro WWW, il *World Weather Watch*, patrimonio comune per il monitoraggio del pianeta!

Il dott. Daniele Grosso (indirizzo medico), tutore il prof. Gianni Taccini, ha discusso la tesi *Development and testing of a local entropy filter to be used in medical Imaging* (Sviluppo e test di un filtro a entropia locale per immagini cliniche) che cerca di superare la non riproducibilità degli esami clinici a

causa delle variazioni nelle caratteristiche fisiche del e/o delle prestazioni della strumentazione impiegata durante l'esame. Tali variazioni sono compensate da una opportuna trasformazione di rototraslazione e modifica di scala che tende, mediante un algoritmo originale basato sulla teoria dell'informazione, a minimizzare una "funzione di costo" calcolata mediante Montecarlo. In tal modo si riesce a superare la mancanza di indicatori e a integrare, ad esempio, le informazioni anatomiche (TAC) con quelle funzionali (PET). Un nuovo "approccio" in un campo di grandissimo interesse per il fisico sanitario!

Il dott. Walter Sartor (indirizzo ambientale), sotto la guida del dott. Ivo Ricciadi del Dipartimento di Cuneo dell'ARPA del Piemonte ha discusso la tesi *Utilizzo delle tecniche di rilevamento della radioattività ambientale nello studio del radon indoor*. Lo studio ha cercato di verificare la capacità, da parte dei corsi d'acqua della provincia di Cuneo, di rimobilizzare e diffondere i sali di uranio, un agente determinante per la diffusione del radon nel medio e lungo raggio. L'area considerata presenta numerose aree storicamente note per la presenza di affioramenti uraniferi e per elevate concentrazioni di radon *indoor* e offre quindi una interessante possibilità di studio per la determinazione dell'attività alfa e beta totale nelle acque minerali ivi ricavate ed imbottigliate. Una tesi "classica" per i fisici ambientali affrontata in modo scientificamente corretto!

9th TOPICAL SEMINAR ON INNOVATIVE PARTICLE AND RADIATION DETECTORS

Siena, 23 - 26 Maggio 2004

Per informazioni: Servizio Congressi

Università di Siena - Banchi di Sotto 46 - 53100 SIENA

Tel. +39 0577 232131-2 Fax +39 0577 232134

Email: pizzuto@unisi.it - Website: www.bo.infn.it/sminiato/siena04.html

**ELEKTA RAFFORZA LA PROPRIA POSIZIONE DI LEADERSHIP
IN CAMPO NEUROCHIRURGICO CON L'ACQUISIZIONE
DI UN'AZIENDA PRODUTTRICE DI SISTEMI DI MONITORAGGIO CEREBRALE**

**La mappatura delle attività neuronali del cervello in tempo reale offre
la promessa di una comprensione più approfondita
e di una cura più efficace di varie patologie funzionali cerebrali, come l'epilessia**

Elekta ha siglato un accordo per l'acquisizione di quote della Neuromag OY, azienda produttrice di sistemi di monitoraggio cerebrale tramite magneto-encefalografia (MEG), che ha sede ad Helsinki in Finlandia. L'importo della transazione è pari a 4 milioni di euro. La fusione consente di razionalizzare e ottimizzare la produzione contribuendo positivamente agli utili dell'azienda.

La Neuromag è uno dei principali fornitori mondiali di sistemi di monitoraggio cerebrale MEG non invasivo. Dal 1994 ha venduto in totale 32 sistemi MEG a istituti di neuroscienze di primaria importanza a livello mondiale, che utilizzano la tecnologia SQUID (*Superconducting Quantum Interference Device*) per la mappatura funzionale e l'imaging del cervello in tempo reale non ottenibili con le tradizionali tecniche di imaging.

"Con la tecnologia MEG siamo in grado per la prima volta di pervenire all'individuazione precisa in tempo reale e alla correlazione quantitativa dell'attività neuronale nei vari distretti del cervello", ha dichiarato il dottor Dan Leksell, *VP Medical Affairs* di Elekta. "Questo tipo di monitoraggio cerebrale amplierà la nostra conoscenza delle modalità di funzionamento del cervello e fornirà una mappatura precisa delle patologie funzionali. Grazie ad una conoscenza più approfondita della fisiologia cerebrale, potremo esplorare più agevolmente nuove potenziali modalità terapeutiche", ha dichiarato il dottor Leksell.

La tecnologia MEG viene utilizzata per la mappatura pre-chirurgica del cervello, ad esempio per la localizzazione di focolai epilettici. Il valore di questo tipo di mappatura cerebrale è stato determinato clinicamente e, negli Stati Uniti, i sistemi sanitari *Medicare/Medicaid* rimborsano gli esami MEG.

Prima dell'acquisizione, Elekta operava già da anni come distributore esclusivo dei sistemi MEG della Neuromag in Giappone e in altre zone dell'Asia.

"Siamo molto contenti che la Neuromag sia entrata a far parte della famiglia Elekta. La Neuromag vanta una lunga tradizione in attività di ricerca e sviluppo di tecnologie sofisticate assai valide sotto il profilo clinico. Ritengo che gli istituti di neuroscienze, clienti di Elekta, considereranno l'inserimento della mappatura cerebrale funzionale in tempo reale come una logica integrazione nei propri programmi", ha dichiarato infine il dottor Leksell.

"Pensiamo che la mappatura del cervello realizzata con la MEG sia una nuova tecnologia clinica assai promettente, che sarà sempre più utilizzata prima di interventi di chirurgia cerebrale. Essendo fortemente impegnati nello sviluppo di soluzioni terapeutiche sempre più complete, speriamo che anche questo sofisticato sistema diagnostico contribuirà positivamente alle nostre attività di miglioramento delle terapie per alcune patologie funzionali insieme con il Leksell Gamma Knife®", ha concluso il dottor Leksell.



Rispetto ad altre tecniche di mappatura cerebrale pre-chirurgica, la MEG presenta una chiara superiorità clinica a livello sia di gestione del paziente che di risoluzione spaziale. La risonanza magnetica funzionale (fMRI), la tomografia ad emissione di positroni (PET) e la tomografia computerizzata ad emissione di fotoni singoli (SPECT) procedono alla misurazione della funzionalità neuronale in modo indiretto, misurando l'attività metabolica.

Al contrario, la MEG misura l'attività neuronale direttamente nel suo continuo divenire. Inoltre, benché sia l'elettroencefalografia (EEG) che la MEG registri l'attività neuronale direttamente, la MEG offre una migliore risoluzione spaziale, consentendo quindi una localizzazione più precisa.

"La partnership con Elekta è stata dettata da una logica perfetta", ha dichiarato Antti Ahonen, Amministratore Delegato della Neuromag, il principale fornitore di sistemi MEG a livello mondiale. "La nostra partnership con Elekta offrirà alla Neuromag un'organizzazione distributiva globale efficiente e ben consolidata, mentre allo stesso tempo noi forniremo ad Elekta una tecnologia diagnostica all'avanguardia con uno straordinario potenziale di crescita", ha concluso di dottor Ahonen.

Il gruppo Elekta, società leader nel settore della radioterapia, ha sede a Stoccolma (Svezia) ed è composto da due divisioni:

- Elekta Oncology Systems con sede ed unità produttive a Crawley, UK e in Cina
- Elekta Neuroscience, con sede a Stoccolma ed unità operative in Svezia e Stati Uniti.

Il Gruppo è fortemente orientato verso gli aspetti clinici nelle divisioni di radioterapia e neurochirurgia attraverso rapporti di collaborazione scientifica in atto con prestigiosi centri sia in America che in Europa. Queste partnership, unitamente a importanti investimenti nella ricerca e nello sviluppo (circa il 10% del fatturato) consentono innovazioni tecnologiche continue che permettono di migliorare la qualità della vita dei pazienti.

In Italia Elekta è presente dal 1997 con uffici commerciali a cui fanno capo una rete di agenti, distributori e servizi di assistenza che coprono tutto il territorio nazionale.

Ufficio Stampa – COMUNICA -

Tel. 02 7531047 Fax 02 70301829 e-mail: segreteria@comunicaccm.it