

# Fisica in Medicina

n. 2/2004  
Aprile - Giugno

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. Moro (Pavia)

L. Raffaele (Catania)

S. Squarcia (Genova)

C. Traino (Pisa)

F. Turrini (Varese)

## Sommario

2005 - Un anno dedicato alla Fisica <b>di R.A. Ricci</b> .....	103
Pitagora e i pitagorici <b>di G. Cosmacini</b> .....	105
Approccio bioingegneristico alla sindrome dei Balcani <b>di A.M. Gatti e S. Montanari</b> .....	107
Sicurezza nell'installazione e nell'uso di apparecchiature a RM Norma CEI EN 60601-2-33 <b>di G. Tosi, P. Colombo, D. Origgi e S. Vigorito</b> .....	117
Sviluppo di un protocollo per misure di accettazione di un tomografo a RM da 3 T <b>di C. Toraci, L. Nocetti e C. Danielli</b> .....	132
Stime di rischio a dose integrale in IMRT <b>di M Carrara, S. Guariglia, R. Lorusso, A. Mari, V. Piazzì, F. Saiani, C. Stucchi e E. Villaggi</b> .....	142
I prodigi dei raggi X <b>a cura di M.G. Brambilla</b> .....	158
Controlli di qualità sui dispositivi di visualizzazione delle immagini digitali <b>di P. Colombo e C. Catarisano</b> .....	165
Experiences and Work Summary as an ICTP TRIL Fellow in Medical Physics at Ospedale di Circolo Varese <b>di S.D. Sharma</b> .....	170
Basse dosi di radiazioni ionizzanti possono avere effetti benefici? <b>di E. Giroletti</b> .....	174
Accidental overexposure of radiotherapy patients in Bialystok <b>Pubblicazione IAEA, 2004 a cura di M.G. Brambilla</b> .....	178
La strana teoria della luce e della materia <b>Recen. a cura di S. Squarcia</b> .....	183
Censimento italiano dei Centri PET <b>di A. Grimaldi, E. Bombardieri e F. Fazio</b>	185
Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics <b>a cura di F. Levrero</b> .....	190
5 <sup>th</sup> Nordic Conference on Radiation Oncology <b>di G. Gagliardi</b> .....	192
Sugli algoritmi di stima della dose efficace in radiologia interventistica <b>di S. Andreoli e R. Moretti</b> .....	194
La nostra partecipazione al 41° Congresso SIRM <b>di S. Piraneo</b> .....	196

## Stampato nel mese di Luglio 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: "World Year of Physics 2005 - Immagine tratta dal sito [www.physics2005.org](http://www.physics2005.org).  
Rielaborazione a cura di F. Turrini"



## 2005 - Anno Mondiale della Fisica



*Il prof. Renato Angelo Ricci, Presidente Onorario della SIF, che ringraziamo vivamente, ci ha concesso di pubblicare sul nostro Periodico un suo articolo, già uscito su Il Nuovo Saggiatore, nel quale, non solo vengono presentate le iniziative intese a celebrare degnamente l'Anno della Fisica, ma si sottolinea la necessità di riproporre, in una società in rapida evoluzione, il ruolo centrale della "scienza per eccellenza". Fra i compiti e le responsabilità che la Fisica dovrà assumersi, di importanza primaria dovranno essere quelli inerenti alle applicazioni della Fisica in Medicina, verso le quali dovranno essere avviati molti giovani ricercatori, garantendo loro condizioni adeguate, non solo di ricerca, ma anche di carriera.*

### Un anno dedicato alla Fisica

R.A. Ricci

*Presidente Onorario SIF*

*Presidente Comitato di Coordinamento Nazionale WYP 2005*

Un "anno mirabile" il 1905, cento anni fa, o anche l'"anno dei miracoli" di Albert Einstein, che scrisse in quel periodo i suoi articoli **sulla teoria della relatività, la teoria dei quanti e il moto browniano**. Tre pietre miliari in tre campi fondamentali che stanno alla base della fisica moderna.

L'occasione del centenario delle grandi scoperte einsteiniane è stata colta dalla comunità internazionale dei fisici per dedicare l'anno 2005 alla fisica.

Già da due anni la **European Physical Society** si sta impegnando per questo che sarà l'"Anno Mondiale della Fisica" (**World Year of Physics: WYP 2005**), insieme con le varie società nazionali di fisica.

L'iniziativa è estesa a tutte le rappresentanze della fisica a livello mondiale e patrocinata dallo IPAP e dall'UNESCO. Una risoluzione apposita è attesa dall'Assemblea Generale delle Nazioni Unite che dovrà dichiarare "L'Anno Internazionale della Fisica 2005".

La scelta appare quanto mai opportuna in un periodo in cui l'importanza non solo dello sviluppo scientifico e tecnologico ma anche e,

forse, soprattutto della diffusione di una cultura scientifica adeguata a tale sviluppo, appare o dovrebbe apparire evidente.

Nel segno di Einstein, quindi, ci si avvia a svolgere un compito di base non banale, del resto, e certamente non solo celebrativo.

La consapevolezza che la fisica, come parte essenziale della scienza, e la scienza stessa svolgono un ruolo fondamentale nella società moderna non si può dire molto diffusa nell'opinione pubblica generale.

Vi è invece motivo di preoccupazione se si constata che, malgrado la società contemporanea sia permeata dalle conquiste scientifiche e dalle innovazioni tecnologiche, il pensiero scientifico, la cultura scientifica trovano difficoltà a diffondersi di fronte a posizioni, opinioni, comunicazioni, informazioni che privilegiano notevoli superficialità e atteggiamenti persino oscurantisti. La fisica, scienza per eccellenza, dopo essere stata la frontiera non solo della conoscenza ma anche dell'interesse collettivo generale, sta subendo, da anni ormai, un calo di considerazione e di immagine.

Il numero degli studenti di fisica ha subito

drammatiche riduzioni, quasi ad indicare che il patrimonio culturale della nostra disciplina sia andato disperso o si stia disperdendo.

Per questo la comunità internazionale dei fisici si sta muovendo per rendere partecipi della sua visione del mondo e delle sue inestimabili risorse culturali i politici, i *mass media*, l'opinione pubblica.

E questo non solo per il ruolo determinante che la fisica svolge nello sviluppo della scienza e della tecnologia, di cui costituisce un'indispensabile chiave di lettura, ma per il formidabile impatto conoscitivo filosofico sulla nostra società. Ciò è del tutto evidente ai fisici, ma non necessariamente all'uomo comune e, purtroppo, neanche a buona parte della classe politica e perfino intellettuale.

Eppure l'inizio del XXI secolo dovrebbe indicare, meglio di prima, quale sarà il contributo essenziale della fisica per ogni attività scientifica e per affrontare i problemi globali, quali la produzione dell'energia, a protezione dell'ambiente e la salute pubblica.

L'asse portante delle manifestazioni del 2005 sarà quindi l'illustrazione della fisica come scienza operante, le sue conquiste, le sue metodologie, la sua importanza sociale e culturale al pubblico, ai cittadini, ai giovani, agli studenti. Le varie manifestazioni vedranno coinvolte le Associazioni, le Istituzioni, gli Enti di Ricerca, i Laboratori, le Università, le Scuole.

La Società Italiana di Fisica, insieme con l'AIF e la SAIF, coordinerà le iniziative che si svilupperanno nell'arco del 2005, per portare all'attenzione della cittadinanza il significato e l'importanza della fisica moderna.

Ciò naturalmente non costituisce un contesto obbligatorio e il coordinamento lascia ampia libertà alle varie iniziative e manifestazioni locali e nazionali su varie tematiche che si ricollegano sia alle grandi tappe dell'evoluzione della fisica (convegni, mostre, conferenze) che alle iniziative più dirette coinvolgenti le scuole, gli studenti, l'opinione pubblica in generale.

A titolo di esempio citerò alcune delle proposte in fase progettuale.

#### 1) Iniziative nazionali

- a) **Il Progetto Treno**, ossia una mostra viaggiante su ferrovia, che sosterrà nei luoghi

prescelti per periodi di almeno dieci giorni e farà da punto di riferimento per una serie di attività collegate, quali, ad esempio, visite guidate delle scuole, conferenza cittadine, ecc.

- b) **Il Progetto radioattività**: monitoraggio della radioattività ambientale con la partecipazione di studenti e docenti delle scuole secondarie, da realizzare nel corso del 2005, con la collaborazione dell'INFN, dell'ENEA, con il supporto dei Ministeri dell'Ambiente e della Ricerca.
- c) **Il Progetto Internet**: messa in rete "**Costruisci il tuo esperimento**", in collaborazione con il MIUR, al fine di offrire alle scuole, in particolare a quelle non provviste di Laboratori, un'opportunità per ricondurre l'insegnamento della fisica alla costruzione con mezzi semplici di esperimenti esemplificativi del metodo sperimentale e di elevato valore didattico.

#### 2) Iniziative SIF

- a) **Conferenza Nazionale della Fisica Italiana**, eventualmente in collegamento con il Congresso SIF del 2005.
- b) **Mostre e attività mussali** su temi specifici, sulla base di esperienze già collaudate in sede SIF. INFN, ecc.
- c) **Storia della Fisica Italiana** in rete (proposta Pavia)
- d) **Workshop Europeo delle Facoltà Scientifiche** a Varenna (Proposta Torino).

#### 3) Altre iniziative

Sono già previsti due Convegni significativi: l'uno a Pavia su "**Einstein giovane**" e l'altro a Pescara su "**Einstein e l'astrofisica**".

Sul piano internazionale sono possibili iniziative comuni con altre Società Nazionali di Fisica europee.

È augurabile che i fisici italiani, le varie Istituzioni, Università, Enti di Ricerca, le Autorità di Governo e gli organi di informazione siano sufficientemente sensibilizzati per concorrere e collaborare alla riuscita di un evento, l'Anno Mondiale della Fisica, la cui importanza sociale e culturale non può sfuggire a nessuno.

## Pitagora e i pitagorici: matematica, filosofia, medicina e salute

di Giorgio Cosmacini

Culla della medicina laica occidentale fu la Scuola di Kos, dal nome dell'isola dove Ippocrate nacque e fu maestro.

Nell'arcipelago egeo che fronteggia la frastagliata costa dell'Asia Minore, Rodi è l'isola delle rose e Kos quella dei gelsomini. Detta fin dall'antichità "fruttifera e fragrante", vi approdò secondo la leggenda, finita la guerra di Troia, il guaritore Podalirio, figlio di Asclepio (Esculapio, alla latina), semidio della medicina.

Kos sta all'estremità levantina del Mediterraneo orientale; all'estremità di ponente sta l'Italia, con la terra che sarà detta delle "due Sicilie", quella "citeriore" (o Sicilia propriamente detta) e quella "ulteriore" (detta Calabria). Qui si ergono le città coloniche della Magna Grecia, territorio più vasto della Grecia piccola o madre patria. A Crotone, città portuale sulla costa orientale calabra, visse a lungo Pitagora (circa 570 - 489 a.C.), emigrato dalla natia Samo in odio al governo anti-aristocratico stabilitosi in quella città.

Pitagora fu l'inventore della parola *philosophia* e il fondatore, forse per influsso dell'astronomia babilonese, della numerologia. Fu il capo di una setta sacerdotale dal valore morale elevato quanto il sapere teologico-matematico che essa coltivò. Per Pitagora il numero è il limite, l'ordine, il principio di un mondo ordinato, contrapposto all'illimitato, al disordine, al caos.

Più in dettaglio, ha scritto recentemente Sergio Sconocchia (*Medicina preippocratica, in Letteratura scientifica e tecnica di Grecia e di Roma*, Carocci, Roma 2002, p. 283) "Pitagora pone a base del suo insegnamento la matematica, che include geometria, aritmetica, astronomia, musica. Scopre i rapporti numerici degli intervalli musicali

dell'ottava e che l'altezza del suono è in rapporto alla lunghezza delle corde vibranti; scopre, osservando le eclissi, che la Terra è liberamente sospesa nello spazio. Crea il detto "le cose sono numeri", intendendo dire che i numeri sono l'essenza delle cose, che non sono separati da queste, costituzione anzi l'elemento fondante.

Pitagora non si limita a queste scoperte scientifiche. L'uomo e il suo destino gli stanno molto a cuore. "Afferma che l'uomo è qualcosa di mezzo fra Dio e gli altri animali, è soggetto all'errore e alla morte. Dio è l'unico Ente capace di assoluta saggezza" ed è immortale. "Incapace di raggiungere la piena saggezza, l'uomo può almeno amare la saggezza (questo amore è la filosofia) e proporsi il fine di assomigliare il più possibile a Dio".

Il concetto di malattia, fino a Pitagora avvolto nei veli della sacralità e della magia, incomincia a illuminarsi alla luce della razionalità. Con Pitagora, e poi con Ippocrate, ha inizio l'illuminismo ellenico. Il principio di armonia che domina l'universo, si riflette nel corpo, determinandovi l'equilibrio degli umori (sangue, flegma, bile, strabile); si riflette nella psiche, determinandovi l'equilibrio dei temperamenti (sanguigno, flemmatico, biliare o collerico, strabiliare o melanconico). *Psiche* è parola greca che significa "anima". Come il disordine è contrapposto all'ordine, così l'anima è contrapposta al corpo, che la tiene prigioniera. Per Pitagora, liberarla vuol dire purificarla dalla corporeità, il che ha implicazioni evidenti e immediate in campo igienico-sanitario: il cosiddetto "vitto pitagorico", per esempio, è un regime dietetico ancor più "spartano" di quello prescritto dal legislatore Licurgo ai sudditi di Sparta e inteso a purificare l'ani-

ma da ogni scoria materiale.

Negli stessi anni a Crotone visse anche Alcmeone, filosofo di ispirazione pitagorica e medico formatosi nella tradizione di Democede che, al dire di Erodoto, “era medico ed esercitava la sua arte meglio di tutti i suoi contemporanei” al punto che seppe guarire da una lussazione a un piede Dario, re dei Persiani, riuscendo là dove avevano fallito i medici egiziani del re.

Alcmeone, dal canto suo, fu il primo a praticare la dissezione degli animali, intuendo la connessione anatomica tra organi di senso e cervello. Ciò gli permise di operare la distinzione filosofica tra sensazione e conoscenza, teorizzando la localizzazione cerebrale di quest’ultima. Secondo una tale **teoria encefalocentrica**, il cervello è il luogo dove l’interno, cioè il soggetto, recepisce l’esterno, cioè l’oggetto; nella sede cerebrale, la conoscenza diventa cosmica in quanto l’uomo si appropria conoscitivamente del cosmo, diventandone, di fatto, il signore.

Di Alcmeone parla Platone nel **Fedro**. La teoria alcmeonica dei numeri, derivata dal maestro Pitagora, si traduce nella teoria dell’armonia e questa nella dottrina delle opposte coppie elementari, caldo e freddo, secco e umido, dolce e amaro, e così via. L’armonia tra gli opposti è la salute, la loro disarmonia è la malattia. Bisogna evitare che un elemento prevalga sull’altro. La teoria era scritta in un’opera, *Della natura*, di cui restano solo i frammenti recuperati e citati da Platone. L’opera aveva lo scopo di liberare l’uomo dall’angoscia di cadere anzitempo nel dominio funesto della malattia e della morte.

Filosofo di scuola pitagorica fu anche Filolao, egli pure di Crotone. Secondo Pitagora, scrive Diogene Laerzio nelle sue **Vite dei filosofi**, “l’anima dell’uomo si distingue in tre parti, intelletto, mente e animo”. Filolao elabora invece una teoria fondata su

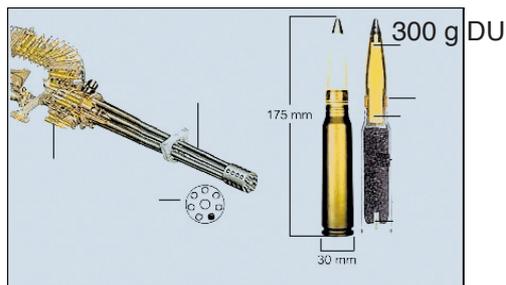
quattro radici o principi: il principio razionale con sede nel cervello; il principio animale con sede nel cuore; il principio vegetativo con sede nell’ombelico, radice dell’embrione; il principio riproduttivo con sede nel membro genitale, radice della generazione.

Scriva ancora Diogene Laerzio: “Tutte le dottrine pitagoriche non furono note fino all’età di Filolao”, vissuto tra il 470 e il 400 a.C. “il quale divulgò le opere del maestro, che Platone comprò per cento mine”. A Filolao, divulgatore pitagorico, risalirebbe, nell’impossibilità di poter mettere le mani sui non pervenuti scritti autentici di Pitagora, gran parte di quanto si sa sulle teorie del grande filosofo e matematico di Crotone.

Ha scritto Ubaldo Pizzani (**Letteratura scientifica**, cit., p.449): “Fondamentale doveva essere comunque già per i primi pitagorici la distinzione dei numeri in pari e dispari, espressioni a loro volta dell’illimitato e del limite. A queste due categorie basilari di numeri ne veniva aggiunta una terza, quella dei parimpairi costituiti da numeri pari divisibili, come tutti i pari, in due parti uguali le quali però non ammettono, a loro volta, tale divisione (è il caso, per esempio, del 6, del 10, del 14, del 18 e così via)”.

Questione dei numeri, senso del limite, armonia cosmica, armonia psicosomatica, rapporto uomo-natura, dialettica degli opposti, logica matematica, regolamentazione dietetica, stile di vita, amore per la saggezza, liberazione dell’esistenza dalle ansie esistenziali: nel patrimonio lasciatoci in eredità da Pitagora e dai pitagorici troviamo le radici culturali del nostro odierno sapere scientifico, tuttora oggetto di una “rivoluzione permanente”; ma troviamo anche, e soprattutto, le fonti originarie del nostro odierno modo di pensare, finalizzato alla ricerca di una filosofia teoretica ed etica, valida oggi come duemilacinquecento anni fa.

Nella puntata del programma di approfondimento Report andato in onda su RAI 3 lo scorso marzo, si è riparlato di uranio impoverito, prendendo spunto dalla morte avvenuta il mese precedente del soldato italiano che per primo portò davanti alle telecamere di Michele Santoro il 12 gennaio 2001 il dramma di molti reduci dalle missioni nei Balcani. Di uranio impoverito si era già parlato in una precedente puntata di Report, trasmessa il 15 dicembre 1999: da allora, l'Osservatorio Militare ha catalogato 24 morti (17 secondo il Ministero della Difesa) e 260 malati, i quali reclamano l'indennità per cause di servizio, adducendo la pericolosità del munizionamento incriminato. La questione, infatti, è riuscire a dimostrare l'esistenza di una relazione di causa-effetto tra l'impiego dell'uranio impoverito e la sindrome dei Balcani. Per adesso, si sottolinea polemicamente durante la trasmissione, rimane netto il divario tra questi soldati e gli "eroi" di Nassirya.



Nell'intento di sostenere la tesi della pericolosità dell'uranio, vengono innanzitutto criticati i risultati della commissione Mandelli pubblicati nel giugno 2002. Tali risultati, secondo quanto affermato nel corso della trasmissione, perdono infatti di credibilità se si pensa che la Commissione, voluta dal Governo precedente, è stata nominata e pagata dal Ministero della

Difesa per giudicare lo stesso Ministero della Difesa.

Inoltre, si polemizza sul fatto che il contingente italiano sia stato dislocato nella zona più fittamente bombardata e che i soldati italiani non siano stati sufficientemente addestrati e adeguatamente equipaggiati, come invece è avvenuto per le truppe statunitensi. Oltremodo deplorabile è stato il ritardo con il quale la Nato ha divulgato informazioni importanti, comprese le precauzioni da adottare in presenza del munizionamento incriminato. Sullo schermo passano molte testimonianze, senza dubbio toccanti, molte accuse ai comandi militari, molte interviste ai reduci e ai soldati ancora in missione nei Balcani, ma, purtroppo, non viene presentato nessun dato scientifico.

Soltanto verso la fine del programma il tono si fa più rigoroso e viene proposta la seguente ipotesi: "il pericolo non è quello delle radiazioni, ma quello delle polveri che si sprigionano durante l'esplosione e che possono essere inalate e ingerite". A sostegno di ciò, viene citato uno studio compiuto dai militari statunitensi nel 1977 secondo il quale tra gli effetti dell'impiego di munizioni all'uranio impoverito vi sarebbe un'anomala produzione di microparticelle sferiche, anche non metalliche. Queste particelle sono ora al centro degli studi della professoressa Gatti dell'Università di Modena e Reggio Emilia, nell'ambito del progetto europeo sulle nanopatologie, la quale ha riscontrato in campioni biologici appartenenti ad alcuni reduci dai Balcani un anomalo inquinamento di micro- e nanopolveri con caratteristiche chimiche insolite.

Abbiamo pertanto invitato la professoressa Gatti a presentare sulle pagine del nostro Periodico i dati preliminari dei suoi interessantissimi studi. (*introduzione a cura di Luca Moro*)

## Approccio bioingegneristico alla sindrome dei Balcani

Antonietta M. Gatti e Stefano Montanari\*

*INFM, Laboratorio dei Biomateriali, Dipartimento di Neuroscienze, Testa e Collo, Riabilitazione  
Università di Modena e Reggio Emilia, Italia*

*\*Nanodiagnosics srl - Modena*

### Introduzione e Scopo

Quando sono iniziate le prime morti fra i soldati italiani in Patria e nel proprio letto, ci si è chiesti come mai ragazzi giovani e in

buona salute potessero aver incontrato un destino così crudele e apparentemente insolito. Qualcuno che non credeva al fato si è subito posto l'interrogativo se, per caso, non

potesse esistere qualche correlazione fra la malattia e la loro partecipazione ad attività, di qualsiasi genere esse fossero, nei Balcani. Si è andati, allora, a cercare una ragione alla quale accollare la responsabilità.

I soldati in questione sono stati colpiti da linfomi nelle loro forme Hodgkin e non-Hodgkin, così come da diverse forme di cancro, tutte patologie ancor oggi ad eziologia ignota anche se, nel caso del cancro, si conoscono alcuni fattori co-responsabili o predisponenti verso la malattia.

Probabilmente “esperti di cose di guerra” avevano saputo che in Kossovo erano state usate bombe all’uranio impoverito (notizia poi confermata dalla NATO all’ONU nel marzo 2000) e hanno ipotizzato che l’elemento radioattivo potesse magari avere delle responsabilità nell’induzione o nello sviluppo di quelle patologie. Sono noti, infatti, e, per qualcuno, ancora presenti nella memoria, gli effetti devastanti e a lungo termine sui civili delle bombe all’idrogeno fatte cadere su Hiroshima e Nagasaki. Dosi di radiazioni superiori a certi valori di soglia possono distruggere cellule o tessuti fino a causare la morte dell’individuo.

L’ipotesi radioattiva è stata ed è a tutt’oggi ancora dibattuta, pur non esistendo alcun riscontro che provi una contaminazione a carico dei soldati ammalati.<sup>(1,2)</sup>

L’Uranio impoverito, d’altronde, è poco radioattivo: circa il 40% in meno dell’Uranio naturale. (L’Uranio naturale è una miscela degli isotopi  $U^{235}$ ,  $U^{234}$  e  $U^{238}$  che, quando destinato ad impieghi nucleari, viene arricchita della componente  $U^{235}$ ). Per la **Nuclear Regulatory Commission** si definisce Uranio impoverito quell’elemento che contiene meno dello 0.711% di  $U^{235}$ , e quello usato per le bombe ne contiene meno dello 0.2%.

Si è cercato di misurare la radioattività residua in alcuni siti geografici, compresi alcuni poligoni di tiro italiani, e si sono cercate prove indirette della presenza dell’Uranio, tentando d’individuare gli elementi in cui questo decade, cioè il Torio e il Proattinio, senza, però, trovarne evidenze certe.

Nel 2001, la commissione per la protezione dell’ambiente delle Nazioni Unite (UNEP)<sup>(3)</sup> condotta da Pekka Haavisto ha trovato tracce di radioattività da Uranio in tre siti, rispettivamente in una caserma a Han Pijesak nei pressi di Sarajevo, e in due zone di una fabbrica a Hadzici. La contaminazione di zone tanto limitate non sembra possa essere messo in correlazione con le patologie sofferte dai militari, alcuni dei quali non hanno mai avvicinato quelle aree.

Esistono, comunque, realtà inquietanti. Ad esempio, presso la Clinica Pediatrica di Sarajevo il prof. Edo Hasanbegovic ha denunciato un aumento delle leucemie nei bambini. Quei bambini provengono da tutte le parti della Federazione Jugoslava, ma i casi più gravi arrivano da Velika, Kladusa e Buzim nel nord-est del Paese, vicino al confine con la Croazia.

È stato pubblicato un elenco di altri soldati in forza alla Coalizione Europea che si sarebbero ammalati: Grecia 1, Ungheria 1, Danimarca 2, Repubblica Ceca 1, Spagna 8, Portogallo 1, Belgio 9, Paesi Bassi 2, Francia 4 (ma a fine maggio uno degli autori è stato convocato in qualità di esperto dal **Tribunal de Grande Instance - Pôle santé** di Parigi, dal quale ha appreso che i morti francesi sono 30), Gran Bretagna 1, Germania 1.

Le prove mediche eseguite sui soldati italiani, tra le quali la valutazione della presenza di Uranio nelle urine, non ne hanno mai evidenziato la presenza<sup>(4)</sup>.

Gli studi epidemiologici sui casi osservati, poi, non hanno dimostrato alcuna omogeneità tra i pazienti. Alcuni soldati non erano stati neppure in Kossovo, ma avevano frequentato solo poligoni di tiro. È da notare come le malattie abbiano colpito anche volontari al seguito di organizzazioni umanitarie e i civili stessi.

Ci si pone di nuovo la domanda: esiste una relazione fra l’insorgere delle patologie denunciate in giovani in buona salute e la permanenza di questi in zone in cui la guerra è finita?

Se le zone dei Balcani sono culla di un

agente patogeno, come mai non si sono ammalati con la stessa frequenza anche i soldati delle altre nazioni della coalizione?

Mentre l'Europa s'interroga su tali problematiche, a Modena nel Laboratorio dei Biomateriali si è investigato partendo da un punto di vista completamente opposto: cioè si è partiti dall'assunto che *"se c'è Uranio, (e deve essercene all'interno del corpo tanto da indurre una patologia anche mortale) occorre solo cercarlo nei distretti giusti e con la tecnica opportuna"*. Va ricordato che le tecniche finora usate hanno cercato l'Uranio (in genere lo si è cercato nelle urine) e non aggregati più o meno ordinati degli stessi atomi, vale a dire oggetti solidi.

La tecnica che può permettere una simile indagine è stata sviluppata nell'ambito di un Progetto Europeo chiamato *"Nanopathology"*, cioè patologie da micro- e nano-particelle.

Per comprendere meglio questo nuovo punto di vista occorre introdurre il concetto di nanopatologia.

Due anni fa, presso il Laboratorio dei Biomateriali, gli autori, fisici e bioingegnere, esperti di biomateriali e di biologia, osservarono nel tessuto epatico di un paziente affetto da una granulomatosi di origine ignota, micro- e nano-detriti di materiale ceramico<sup>(5)</sup> che, con l'ausilio di una tecnica originale ed innovativa di microscopia elettronica e di spettroscopia a raggi X identificò come detriti di porcellana. Dopo uno studio anamnestico approfondito, non standard, e il contributo di un team di medici internisti, nefrologi, anatomopatologi e del bioingegneria, si verificò che tali particelle erano detriti d'usura provenienti dalle protesi dentarie di porcellana andate in superusura per una malocclusione, cioè le corone costruite per sostituire 7 elementi dentari erano biomeccanicamente non corrette per quel tipo di apparato dentario.

Tali detriti, pur provenendo da un materiale chimicamente biocompatibile, una volta ingeriti, non erano stati espulsi con le feci, ma alcuni, i più piccoli, con dimensione sotto i 20 micron, erano restati adesi alla mucosa

intestinale che avevano poi attraversato, finendo nel sangue, Qui erano stati filtrati da fegato e reni, dove, accumulandosi, avevano dato origine ad una patologia granulomatosa da corpo estraneo.<sup>(6,7)</sup>

Ulteriori studi su di un buon numero di altri casi patologici classificati come "ad eziologia ignota" avevano poi messo in evidenza che, sia attraverso gli alveoli polmonari sia, come già descritto, attraverso la mucosa intestinale, polveri molto fini hanno la possibilità di transitare e di entrare nel torrente sanguigno<sup>(8)</sup>. Le particelle in questione hanno una granulometria compresa tra l'ordine di grandezza  $10^{-8}$  m (nano-detriti) e quello  $10^{-5}$  m (micro-detriti). I tessuti e gli organi attraverso cui il sangue transita agiscono, né più né meno, come filtri, sequestrando ed ospitando quelle particelle per le quali l'organismo non ha meccanismi di degradazione o, comunque, di eliminazione.<sup>(9)</sup> Da questa condizione prendono origine diversi stati di malattia, raggruppati oggi sotto la definizione di "nanopatologie".

Scopo del lavoro è stato quello di studiare i reperti chirurgici dei soldati che dopo essere tornati in missione dai Balcani si erano ammalati con la nuova tecnica e di determinarne la composizione chimica.

### Materiali e Metodi

Sono stati esaminati 20 campioni, così suddivisi per patologia: 10 casi di linfoma (Hodgkin e non-Hodgkin), un caso di leucemia, 2 di adenocarcinoma, un cancro dello stomaco, un cancro del sigma, un caso di melanoma, un caso di patologia multiorgano, 3 casi di disordini del sangue, un caso di tumore fibroso solitario del polmone e un caso di cancro della vescica.

In tutti i casi è stato fornito al Laboratorio un campione di biopsia o di reperto chirurgico o autoptico già fissato ed inglobato in paraffina. In due casi si è avuto a disposizione un campione "fresco" cioè non trattato, di sperma del paziente.

Nel caso di campioni solidi, l'analisi prevede il taglio di una fettina di 7-10  $\mu$ m di spessore con adesione su substrato di acetato, la

deparafinizzazione con xilolo e l'adagiamento su uno **stub** di alluminio.

Il preparato viene inserito in un microscopio elettronico a scansione di tipo ambientale (ESEM-Quanta, FEI Company, Paesi Bassi) che dà la possibilità di lavorare in alto e medio vuoto e a pressione atmosferica. Esiste pure la possibilità di studiare campioni "freschi" cioè fortemente idratati come ad esempio sangue o sperma, utilizzando una cella raffreddata a -5°C. Questo tipo di campione non subisce alcun trattamento di laboratorio: fissazione, disidratazione, inglobamento in paraffina ecc., che potrebbero in teoria inquinare i campioni. Per questa ragione, quanto esaminato era realmente ciò che si trovava all'interno del paziente.

I campioni sono stati analizzati con diverse tensioni: dai 30 ai 10 kV con diversi sensori (SED, BSE o GDSE) al fine di verificare la morfologia e la presenza di corpi estranei. Lo studio istopatologico su una sezione analoga colorata con ematossilina-eosina ha sempre preceduto l'analisi ESEM in quanto è essenziale partire dall'osservazione morfologica patologica standard (max 100x) per poi passare a più alti ingrandimenti (anche 10.000 - 20000x) in modo da non perdere il significato morfo-patologico.

L'osservazione morfologica era poi integrata con microanalisi a raggi X di uno spettrometro ad assorbimento atomico (EDS di EDAX, USA) in modo da verificare la chimica dei detriti trovati nei tessuti patologici. Le analisi elementari hanno sempre comportato il posizionamento della microsonda a raggi X sul detrito, ma anche sul tessuto biologico circostante in modo di avere il segnale del fondo "biologico". Si ricorda che i tessuti umani, dal punto di vista dell'analisi chimica elementare, sono composti da carbonio, ossigeno, idrogeno, un po' d'azoto e concentrazioni molto piccole di ioni che lo strumento non riesce a leggere. In genere, comunque, gli ioni sono omogeneamente distribuiti nei tessuti quando si tratti di tessuti sani, contribuendo quindi al segnale proveniente dal tessuto biologico. I campioni analizzati erano per la maggioranza dei casi d'archivio e, per-

ciò, già trattati. Quindi il segnale rilevato sul tessuto tiene conto anche di questo trattamento chimico che però è omogeneamente distribuito e fa parte di un fondo che può essere in ogni momento sottratto matematicamente dallo spettro del detrito.

### Risultati

Tutti i reperti hanno mostrato la presenza di micro e nanopolveri, ma ***l'Uranio non è mai stato trovato in questi pazienti***. Questo risultato non significa altro se non che non era presente nel reperto patologico dato al Laboratorio. L'Uranio potrebbe essere stato sottratto selettivamente da qualche altro organo oppure, se si fa fede ad alcuni risultati di test recentemente eseguiti sui soldati attualmente impegnati in Iraq e su residenti iracheni, essere stato escreto con le urine. In questo caso, dal nostro punto di vista, l'elemento non rappresenta più uno stimolo patologico, in quanto l'organismo riesce ad espellerlo.

Vi sono stati, comunque, altri riscontri interessanti. Nelle biopsie osteomidollari si sono osservati dei micro-, ma soprattutto dei nano-detriti, talvolta agglomerati, composti essenzialmente da elementi metallici semplici o in combinazione, come Ferro-Silicio, Rame-Cloro-Silicio, Mercurio, Silicio-Titanio-Ferro-Alluminio, Silicio-Bismuto, Silicio-Piombo, Ferro-Rame-Zinco, Cromo-Ferro-Nickel, Ferro-Manganese, e, in un caso, Zirconio. La Fig.1 mostra un esempio di una biopsia osteomidollare di un paziente affetto da linfoma di Hodgkin. Si vedono nanoparticelle di Mercurio immerse nel tessuto. Il Mercurio è chimicamente tossico e non solo inibisce la proliferazione cellulare, ma induce la morte delle cellule con cui viene in contatto.

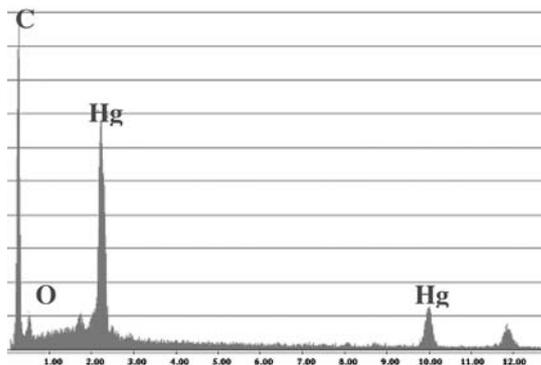
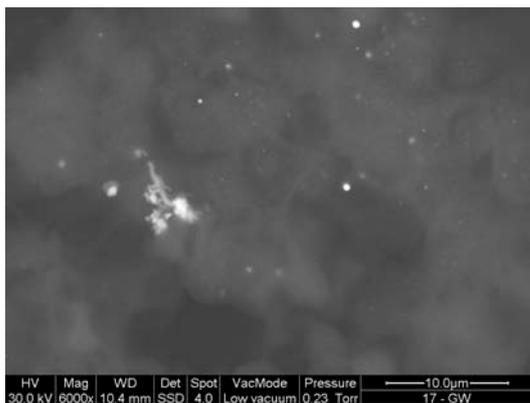
Dal punto di vista sterico, le forme erano le più varie. Le nanoparticelle erano in genere raggruppate tra loro in cluster, avvolte da tessuto, mentre i detriti più grossi erano in genere isolati ed avevano forma sferoidale o frastagliata. La Fig. 2 mostra un esempio di concentrazione di detriti con chimiche varie: Tungsteno o Cobalto o un composto di Bismuto. In quel caso, il paziente era stato a

contatto per tutta la sua vita lavorativa con polveri di origine bellica. Nei casi di cancro dello stomaco o dell'intestino, le particelle individuate erano prevalentemente di tipo ceramico a forma frastagliata e con dimensione più grande. Un detrito di Zirconio era a forma di sfera con un diametro di circa 50 micron, mentre altri reperti variavano da qualche micron a centinaia di manometri. Quest'ultimo detrito porta una notevole somiglianza con quelli analizzati dai ricercatori della base militare di Eglin (Florida) che nel lontano 1978 valutarono per primi sperimentalmente alcune conseguenze dell'impatto delle bombe all'Uranio impoverito<sup>(10)</sup>.

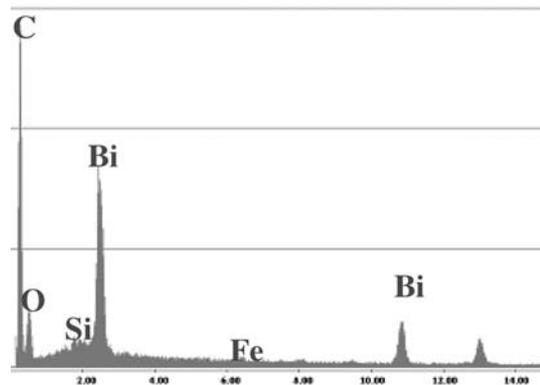
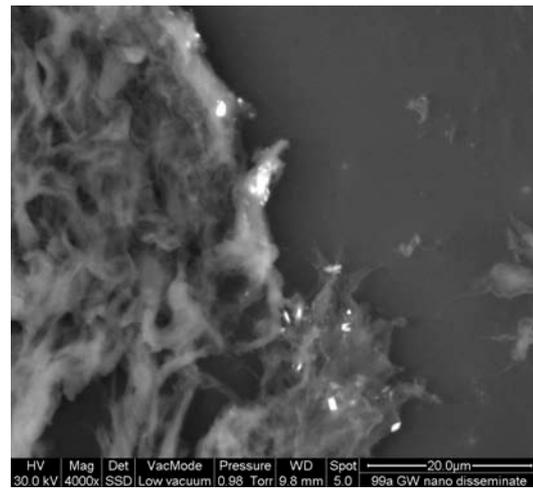
Come si è accennato, si sono esaminati anche due campioni di sperma di soldati ammalati rispettivamente di linfoma non-Hodgkin

e di leucemia che avevano donato il liquido prima dei trattamenti terapeutici cui erano poi stati sottoposti. Nel primo campione si è trovato un agglomerato di nanoparticelle di composizioni diverse: Silicio-Alluminio, Silicio-Magnesio-Titanio, Titanio-Alluminio-Zolfo (Fig.3). Nel secondo, nanoparticelle di Antimonio-Cobalto. Nel caso di composti di Titanio occorre sottolineare che tale materiale è considerato essere molto biocompatibile, tanto che lo si usa comunemente nelle protesi biomedicali (protesi ortopediche, dentali, ecc.), ma comincia ad essere chiaro come la biocompatibilità di un materiale sia un fenomeno di superficie che si perde quando questo si disgrega in micro o nanoframmenti.

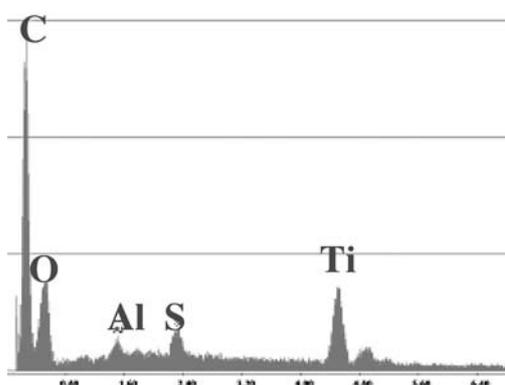
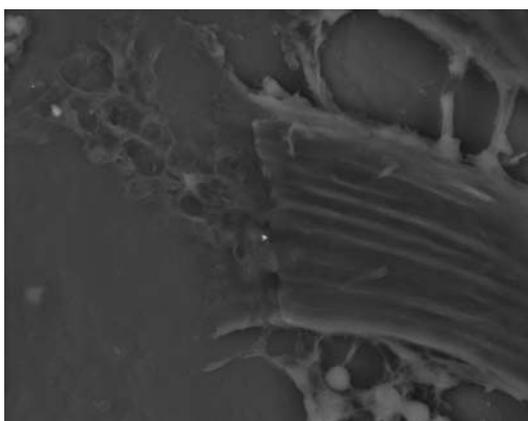
(11,12,13)



**Fig.1** Immagine di una biopsia osteomidollare in cui si nota la presenza di nanoparticelle di mercurio. Lo spettro EDS contiene Carbono, Ossigeno e Mercurio. Il segnale del carbonio viene soprattutto dal tessuto biologico.



**Fig.2** Cluster di micro e nanoparticelle in un tessuto della prostata affetto da cancro. Il paziente era stato esposto per lavoro a polveri da esplosione di armamenti bellici al fine di eliminarli.



**Fig.3 Immagine di un particolare di una biopsia osteomidollare contenente una nanoparticella di un composto di Titanio**

Al momento, la sola letteratura consistente che consideri una patologia come dovuta alla reazione biologica alla presenza di particelle, in pratica polveri, **non-biocompatibili** e **non biodegradabili** è quella relativa a polveri di amianto o di silice ispirate. Allo stesso tempo, non è mai stata presa in considerazione da ricercatori l'ipotesi di una possibile interazione di spermatozoi e di ovuli (al momento della fecondazione) con corpi estranei nanodimensionati anche se vi sono già rapporti che documentano la nascita di figli malformati in reduci della Guerra del Golfo <sup>(14)</sup>.

### Conclusioni

I campioni esaminati appartengono a patologie molto diverse, che sembrano non avere nulla in comune, se non che tutte sono di origine ignota. Sorge quindi la domanda su quale possa essere il fattore che le accomuna.

All'interno del progetto europeo era già

stato ipotizzato uno stesso innesco per patologie diverse, come nei casi in questione. Si era infatti ipotizzato che gli apparati respiratorio e digerente costituissero possibili vie d'ingresso di particelle con dimensioni così piccole da passare attraverso le barriere fisiologiche. Per l'esattezza, si è stimato che per particelle sotto i 2.5 micron per il polmone<sup>(9)</sup> e sotto i 20  $\mu\text{m}$ <sup>(7)</sup> per la mucosa dell'intestino esiste la possibilità di attraversare tali barriere, entrare nel sangue e forse essere filtrate da fegato e rene dove, rimanendo intrappolate, e concentrandosi, possono indurre reazioni biologiche che sfociano in patologie vere e proprie. Questa ipotesi dà come conseguenza che particelle nanodimensionate hanno libero accesso virtualmente in tutte le parti del corpo umano, dal sangue ai linfonodi, dal fegato al cervello. Questo potrebbe essere l'anello mancante fra patologie di organi interni ed inquinamento ambientale.

Il ritrovamento di materiali di composizione sicuramente estranea al corpo umano ha permesso da una parte di trovare un capro espiatorio, e dall'altra di sviluppare una teoria su come le particelle di cui si è detto possono essere arrivate lì. Di enorme importanza, poi, è il fatto che l'analisi chimica permette in molti casi d'individuare la provenienza.

Per quanto riguarda l'origine bellica del problema, si deve tener conto del fatto che nuove armi, comprese le bombe all'Uranio, hanno un potenziale esplosivo molto superiore a quelle del passato. Viene riferito da fonti americane che bombe come le **Air Force Gau-8**, **Army XM774**, **M735E1** e i sistemi cannone Phalanx, (**impact flash**) danno origine quando esplodono a temperature variabili tra i 3.037 ed i 3.093 °C. È chiaro che tutto ciò che si trova nella zona calda viene fuso, vaporizzato, sublimato. Rapidamente, poi, gli elementi presenti in quell'ambito si risolidificano sotto forma di goccioline **micro- e nano-metriche** che vengono proiettate nello spazio a grande velocità. Quindi un volume di spazio "grande" si arricchisce di polveri neocate con composizioni a volte del tutto insolite che tengono conto di ciò che è sublimato, determinando un nuovo tipo d'inquinamento atmosferico.

Si è detto in precedenza che già nel 1977-78 si studiavano nella base aerea americana di Eglin (Florida) gli effetti della deflagrazione di questi ordigni e già si era visto che specialmente le XM 774 producevano dei detriti microdimensionati le cui composizioni sono il risultato di nuove fusioni di tutto ciò che è presente nel nucleo dell'esplosione. Se ciò che era stato colpito era un carro armato, parte di questo veniva sublimato, dando origine a vapori che poi solidificavano in particelle di nuovi composti metallici. Anche il terreno con la sua chimica viene coinvolto in queste nuove fusioni.<sup>(10)</sup>

Le particelle così prodottesi hanno la peculiarità di essere sferiche e porose, e quelle di dimensioni più grandi (10-50 micron) sono cave all'interno. I test condotti a Eglin avevano già messo in luce che l'Uranio era presente in pochissime di quelle particelle, la maggior parte essendo costituita da composti di Ferro. Nell'analisi del terreno vicino al punto d'impatto erano pure stati osservati aggregati di particelle submicroniche.

Detriti di qualche micron di diametro, effetto dell'esplosione, possono venire proiettate anche a più di un chilometro di distanza, per poi rimanere sospese nell'aria determinando così un inquinamento ambientale anomalo. La polvere dispersa può poi essere trasportata dal vento anche a qualche decina di chilometri dal luogo di creazione ed essere respirata da chiunque, soldati, civili e animali, si trovi nella zona. Ci può poi essere un **fall-out** di tali detriti anche per opera di agenti atmosferici come la pioggia, e questi andranno a ricadere su erba, ortaggi, frutta ed ogni altra cosa. Uomini ed animali, cibandosi di ortaggi ed erba, ingeriscono forzatamente quelle polveri. Particelle sotto i 20 micron per gli uomini (per gli animali non esiste al momento alcuna stima) possono aderire alla mucosa di organi interni e provocare una reazione locale, oppure, le più piccole, passare la barriera intestinale e finire nel circolo sanguigno dove inducono una reazione sistemica (primo sintomo è una piressia, essendo il particolato primariamente pirogenico, ad ulteriore riprova della sua non biocompatibilità).

La presenza di corpi estranei con dimensioni inferiori a quelle di un globulo rosso (7 micron) disseminati all'interno del corpo umano è un'evenienza non ancora descritta nei testi di patologia clinica, ma che deve essere presa in considerazione per spiegare alcune malattie ancora di origine ignota.

Consultando rapporti sanitari del passato, si può costatare come già in altre guerre i medici avessero rilevato patologie non descritte in precedenza ed inspiegate in soldati. Già in un articolo del 1871<sup>(15)</sup> viene descritta una forma anomala di patologia cardiaca in soldati che avevano combattuto nella guerra di secessione americana. Sulla base dell'ipotesi precedentemente descritta, è ragionevole pensare che esista un nesso di causalità fra polveri (più o meno fini) ispirate ed ingerite e patologie insorte.

L'emergenza è reale e non teorica, e ci si deve aspettare una recrudenza di alcune malattie in zone di guerra tra tutti coloro che vivono "attorno" al teatro di guerra cioè militari dell'una e dell'altra fazione, civili e personale umanitario, ma anche malattie che colpiscono a scoppio ritardato, come è successo e sta succedendo.

### Ringraziamenti

*L'autore ringrazia i dott. Monari, Gambarelli e Parisini e i tecnici Capitani e Salvatori per l'aiuto dato durante la stesura dell'articolo. La ricerca è stata sviluppata all'interno del Progetto Europeo "Nanoapthology: The role of the impact of micro and nanoparticles in inducine pathologies (QLK4-2002-147)".*

### Bibliografia

- 1 A. Durakovic, P. Horan, L. Dietz: The quantitative analysis of depleted uranium isotopes in British, Canadian and U.S. Gulf War Veterans. *Military Medicine* 167(8):620 (2002).
- 2 A. Durakovic, Medical effects of internal contamination with uranium. *Croatian Medical Journal* 40(1):49-66 (1999).
- 3 Rapporto UNEP "D.U. in Bosnia and Herzegovina (Post conflict Environmental Assessment)" Ed. di UNEP (Svizzera) Maggio 2003.

- 4 M. Grandolfo, A. Mele, L. Ferrigno, C. Nuccetelli, S. Risica, M. Tosti: Uranio impoverito e linfomi di Hodgkin nei soldati italiani in Bosnia e Kosovo: una possibile associazione? Report dell'Istituto Superiore di Ricerca 2003.
- 5 M. Ballestri, A. Baraldi, A.M. Gatti, L. Furci, A. Bagni, P. Loria, R. Rapanà, N. Carulli, A. Albertazzi: Liver and kidney foreign bodies granulomatosis in a patient with malocclusion, bruxism, and worn dental prostheses. *Gastroenterology* 121: 1234-38 2001.
- 6 A.M. Gatti, F. Rivasi: Biocompatibility of micro- and nanoparticles Part I in liver and kidney. *Biomaterials*, 23(11): 2381-2387 (2002).
- 7 A.M. Gatti: Biocompatibility of micro- and nanoparticles in the colon (part II). *Biomaterials* 25(3): 385-392 (2004).
- 8 A.M. Gatti, S. Montanari, E. Monari, A. Gambarelli, F. Capitani, B. Parisini: Detection of micro and nanosized biocompatible particles in blood. *J. of Mat. Sci. Mat in Med.* 15 (4): 469-472 (2004).
- 9 A. Nemmar, Ph.M. Hoet, B. Vanquickenborne, et al.: Passage of Inhaled Particles into the Blood Circulation in Humans. *Circulation* 105 (4): 411-417 (2002).
- 10 Research Report of the Air Force Armament Laboratory of the US Army Base of Eglin (FL, USA), n.CMAT Control 1999071-0000017, 1977/78.
- 11 R. Urban, J. Jacobs, M. Tomlinson et al.: Dissemination of wear particles to the liver, spleen and abdominal lymph nodes in patients with hip or knee replacement. *J Bone Jt Surg*; 82-a(4): 455-477 (2000).
- 12 P.A. Revell, N. Al Saffar, A. Kobayashi.: Biological reaction to debris in relation to joint prostheses. *Proc Inst Mech Eng.* 211(H): 187-197 (1997).
- 13 M. Lucarelli, E. Monari, A.M. Gatti, D. Boraschi: Modulation of defence cell function by nanoparticles in vitro. *Bioceramics* n 16. Ed.M.Barbosa, Ed Treans Tech Publ, Porto (Portogallo) 907-910, 2004.
- 14 J.L. Domingo: Reproductive and developmental toxicity of natural and depleted Uranium: a review. *Reproductive toxicology* 15: 603-09 (2001).
- 15 J.M. Da Costa: On irritable heart: a Clinical study of a form of functional cardiac disorders and its consequences. *Am. J. Med.Sc.* 61:17-52 (1871).



Centro di Cultura Scientifica "a. Volta"

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P. Calderola"

Direttore: A. Torresin

## 2° CORSO

### "IMAGING NELLA PROCEDURA DEL TRATTAMENTO RADIOTERAPICO"

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

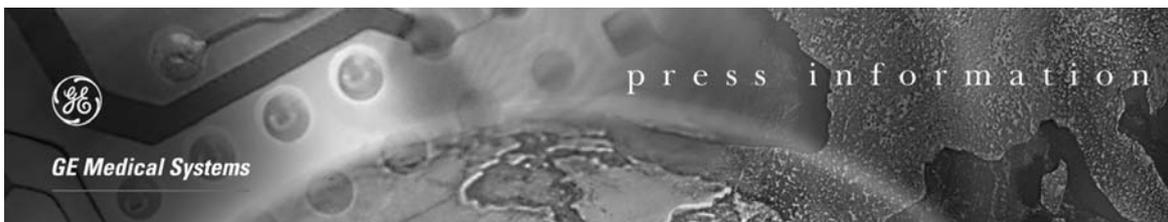
Coordinatori: M. Bucciolini, G.M. Cattaneo

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](mailto:nadia.tansini@centrovolta.it)

**Richiesto accreditamento ECM per Fisici**



## GE COMPLETA L'ACQUISIZIONE AMERSHAM CON UNA TRANSAZIONE CHE APRIRÀ UNA NUOVA ERA IN CAMPO TERAPEUTICO E ASSISTENZIALE

**Fairfield, Conn., (8 aprile 2004)** - In data odierna, la General Electric Company (NYSE: GE) ha annunciato di aver completato l'acquisizione del pacchetto azionario della Amersham plc, una delle principali aziende a livello internazionale nel campo dei prodotti farmaceutici per l'imaging diagnostico e delle bioscienze. Amersham e GE Medical Systems – leader mondiale nel settore dell'imaging medicale, dei servizi e dell'information technology per la sanità – sono state così integrate per creare un'entità aziendale unica, denominata GE Healthcare, che può attualmente vantare un fatturato di circa 12 miliardi di euro, destinato a superare i 13 miliardi di euro nel 2005.

Con il completamento della transazione, Sir William Castell, ex-Chief Executive di Amersham, assume il ruolo di Presidente e CEO di GE Healthcare. Joseph Hogan, Senior Vice President di GE, continuerà a guidare la divisione GE, che opera nel settore dell'imaging medicale, dei servizi e dell'information technology per la sanità, ora denominata GE Healthcare Technologies, che vale oltre 9 miliardi di euro. Peter Loescher, ex-Chief Operating Officer di Amersham, entrerà a far parte del top management GE e siederà al timone della nuova azienda da 2.5 miliardi di euro denominata GE Healthcare Bio-Sciences, in cui confluiranno le ex-unità operative Amersham. Hogan e Loescher riporteranno direttamente a Castell.

La sede mondiale di GE Healthcare sarà a Chalfont St. Giles, nel Regno Unito. GE Healthcare Technologies avrà sede a Waukesha, USA e GE Healthcare Bio-Sciences a Little Chalfont, nel Regno Unito.

“Queste nuove aziende leader nelle tecnologie e nei servizi sono in grado di cambiare il volto del settore sanitario,” ha affermato Jeffrey R. Immelt, Chairman of the Board e Chief Executive Officer di General Electric. “Siamo entusiasti di poter accogliere Bill Castell e il suo team in GE per contribuire a trasformare questa visione strategica in realtà e, in particolare, contiamo sulla sua leadership nel processo di integrazione di queste straordinarie piattaforme ad alto potenziale di crescita”.

Il management GE ritiene che l'acquisizione permetterà di:

- Posizionare General Electric per aprire una nuova era nel campo della medicina, dando vita ad un'azienda specializzata nel settore healthcare con una vasta competenza a livello di imaging, di prodotti farmaceutici per uso diagnostico e di sviluppo di nuovi farmaci;
- Accelerare lo sviluppo dell'imaging molecolare e della medicina personalizzata, mettendo a punto e commercializzando più rapidamente nuovi prodotti farmaceutici e strumenti diagnostici ad hoc, che consentiranno ai propri clienti di diagnosticare, trattare e monitorare le patologie in fase ancora più precoce rispetto ad ora;
- Incrementare la base clienti potenziale, fornendo nuovi canali significativi per tutti i prodotti e i servizi di ciascuna azienda in tutto il mondo;
- Creare un gruppo di aziende di tecnologie e servizi specializzate nel settore healthcare con un fatturato complessivo di circa 12 miliardi di euro nel 2004.

Commentando l'avvenuta acquisizione, Castell ha affermato: “Con il completamento dell'acquisizione di Amersham da parte di GE, oggi costituiamo una nuova straordinaria azienda: GE Healthcare. In particolare, l'integrazione del patrimonio e del know-how di GE nei settori della tecnologia, della fisica e dell'information technology con le competenze di Amersham nel campo della biologia e della chimica ci consentirà di accelerare la realizzazione della nostra visione aziendale e di inaugurare una nuova era nella storia della medicina. GE Healthcare è già leader mondiale in campo diagnostico ed è ora pronta a diventare l'azienda leader nel settore medicale, farmaceutico, biotecnologico e delle bio-ricerche in tutto il mondo.”

### GE:

GE (NYSE: GE) è un'azienda diversificata, che opera nel campo delle tecnologie, dei media e dei servizi finanziari e che si dedica alla creazione di prodotti per il miglioramento della qualità della vita. Dai motori degli aerei alla generazione dell'energia, dai servizi finanziari all'imaging medicale, dai programmi televisivi alla plastica, GE è attiva in oltre 100 paesi e dà lavoro a oltre 300.000 persone in tutto il mondo. Per ulteriori informazioni: <http://www.ge.com>.

### GE Healthcare:

GE Healthcare fornisce tecnologie medicali all'avanguardia, che apriranno una nuova era in campo terapeutico ed assistenziale. Le competenze di GE Healthcare nel campo dell'imaging medicale e dell'information technology, delle strumentazioni diagnostiche, dei sistemi di monitoraggio paziente, della ricerca scientifica, della scoperta dei farmaci e dei biofarmaci puntano ad un rilevamento più precoce delle patologie e alla personalizzazione delle terapie in funzione delle esigenze di ogni singolo paziente. GE Healthcare propone una vasta gamma di servizi volti a migliorare l'efficienza delle strutture sanitarie e a consentire agli operatori di migliorare la diagnosi, la cura e la gestione di pazienti affetti da patologie come il cancro, il morbo di Alzheimer e le malattie cardiovascolari.

GE Healthcare, che ha sede nel Regno Unito, è un'azienda della General Electric Company (NYSE: GE) con un fatturato di oltre 12 miliardi di euro. A livello mondiale, GE Healthcare occupa oltre 42.500 persone, impegnate al servizio dei professionisti dell'healthcare e dei loro pazienti in oltre 100 paesi. Per ulteriori informazioni su GE Healthcare: [www.gehealthcare.com](http://www.gehealthcare.com).

## Sicurezza nell'installazione e nell'uso di apparecchiature a RM alla luce della nuova Norma CEI EN 60601-2-33

Giampiero Tosi\*, Paola Colombo\*\*, Daniela Origgi\*, Sabrina Vigorito\*

\**Servizio di Fisica Sanitaria, Istituto Europeo di Oncologia, IRCCS - Milano*

\*\**Struttura complessa di Fisica Sanitaria, A.O Niguarda Ca'Granda, Milano*

### Obiettivi formativi:

- Conoscenza della nuova Norma CEI EN relativa alla sicurezza nell'installazione e nella gestione di apparecchiature per imaging medico a RM
- Acquisizione della capacità di applicazione della Norma nelle situazioni pratiche

**Tempo richiesto: 2 ore**

### Premessa

Il Comitato Elettrotecnico Italiano (CEI) ha recentemente pubblicato (2004-02) la Norma CEI EN 60-601-2-33 (2.a edizione, fascicolo 7193): **Prescrizioni particolari di sicurezza relative agli apparecchi a risonanza magnetica per diagnostica medica**, che sostituisce la precedente Norma 60601-2-33 (1995) e la sua successiva modifica. Tale Norma, come recita il suo sommario:

“Stabilisce le prescrizioni di sicurezza degli apparecchi destinati agli esami di risonanza magnetica in vivo, allo scopo di assicurare la protezione del paziente, dell'operatore, del personale che accudisce all'apparecchio e della popolazione in generale.

Si applica all'insieme dell'apparecchio, dei suoi accessori, dell'alimentazione e dei supporti di installazione.

Fornisce anche i metodi per dimostrare la conformità alle prescrizioni suddette.

La Norma non riguarda gli apparecchi a risonanza magnetica destinati ad essere utilizzati nel campo della ricerca medica.”

La Norma costituisce la traduzione in italiano del testo elaborato dal SC62B dell'IEC (**International Electrotechnical Commission**) che, avvalendosi della collaborazione dei più accreditati ricercatori ed esperti a livello internazionale, ha aggiornato la precedente versione, tenendo conto dell'esperienza ac-

quisita, delle innovazioni tecnologiche e delle nuove conoscenze scientifiche sugli effetti dell'esposizione dell'uomo ai campi magnetici statici e ai campi elettromagnetici variabili nel tempo. La sua conoscenza è indispensabile sia per i Radiologi che impiegano le apparecchiature a RM, sia per gli Esperti responsabili della sicurezza e della qualità nella loro installazione e nel loro uso. Questa nota non pretende ovviamente di sostituirsi alla Norma, ma semplicemente di proporre gli elementi essenziali all'attenzione dei lettori.

L'esecuzione di alcuni tipi di controlli (per esempio quello del valore del SAR o quello della forma d'onda dei gradienti) richiede l'adozione di procedure sofisticate e la disponibilità di strumentazione molto costosa. Tali controlli devono, ovviamente, essere eseguiti dal costruttore e fanno parte della documentazione che lo stesso deve predisporre per ottenere il marchio CE. Per non incidere sui costi di gestione delle apparecchiature, già di per sé molto elevati, si potrebbe suggerire che, in occasione delle prove di accettazione di ogni apparecchiatura e, durante il suo esercizio, con una frequenza concordata (per esempio biennale) e in occasione di interventi di manutenzione programmata, il costruttore ripetesse tali misure alla presenza del “Responsabile della sicurezza dell'impianto”, che dovrebbe garantire la correttezza della procedura adottata e “validarne” i risultati.

### Introduzione

La disponibilità, all'interno di una struttura sanitaria, di uno o più impianti di tomografia a risonanza magnetica (RM), comporta l'esistenza di una serie di rischi, legati alle caratteristiche fisiche e tecnologiche dell'impianto, che possono riguardare non soltanto diverse categorie di persone: i pazienti, gli operatori, i visitatori, ma anche una serie di

impianti “sensibili”. In particolare, tali rischi sono dovuti:

1. alla presenza costante di un campo magnetico statico di intensità elevata, creato da un magnete permanente resistivo o, nella più parte dei casi, da bobine percorse da corrente elettrica, funzionanti in condizioni di superconduzione
2. alla presenza costante, nel caso di magneti a superconduzione, di fluidi criogeni, (negli impianti più moderni, elio mantenuto a una temperatura prossima allo zero assoluto)
3. alla presenza di un campo elettromagnetico a RF di frequenza dipendente dall'intensità del campo magnetico statico, che viene attivato nel momento di esecuzione degli esami.
4. alla presenza di gradienti di campo magnetico necessari per la codifica spaziale del segnale a risonanza magnetica, che vengono attivati durante le sequenze di acquisizione

La gestione in condizioni di sicurezza di tali tipi di impianti deve essere basata sulla conoscenza approfondita:

- delle caratteristiche dell'impianto
- degli effetti sanitari che possono coinvolgere le persone che, per qualsiasi motivo, vengono a trovarsi all'interno dell'impianto
- dei guasti o dei malfunzionamenti che si possono verificare in apparecchiature (generalmente biomedicali) collocate e funzionanti all'interno dell'impianto, o anche soltanto in prossimità di esso

e può venire raggiunta tramite:

- la disponibilità di dispositivi di monitoraggio e di controllo dell'intensità dei campi
- l'installazione e il controllo periodico del buon funzionamento di “sensori” in grado di accertare, tramite la misura in tempo reale della percentuale di ossigeno nell'atmosfera locale, l'eventuale dispersione dei gas criogeni esistenti nell'impianto
- la verifica periodica dei sistemi di sicurezza dell'impianto, con particolare riferi-

mento alla pressione del gas criogeno e all'integrità del sistema di espulsione dei “vapori” di **boil-off** (evaporazione) e di **quench** (perdita della superconduttività, dovuta a un riscaldamento improvviso delle bobine, con conseguente transizione rapida dell'elio dalla fase liquida a quella gassosa)

- l'applicazione di un'adeguata segnaletica, che indichi chiaramente l'esistenza di un'area ad accesso controllato
- la definizione di una regolamentazione rigorosa riguardante l'accesso al sito, diversificata in funzione della tipologia di persone coinvolte
- l'organizzazione di “corsi di formazione” inerenti alla sicurezza, diversificati in funzione della tipologia delle persone coinvolte.

#### **Rischi derivanti dal campo magnetico statico e conseguenti provvedimenti di sicurezza**

Nelle moderne apparecchiature per tomografia a RM vengono utilizzati campi magnetici statici di intensità compresa, nella più parte dei casi, fra circa 0.2 e 3 T; sono peraltro in corso studi finalizzati alla realizzazione di magneti con intensità di campo sino a 7 T, e forse anche maggiore. Si tratta quindi di campi la cui intensità è da 4000 a 140000 volte più elevata di quella del campo magnetico terrestre ( $\approx 50 \mu\text{T}$ ). L'intensità del campo prodotto da tali apparecchiature diminuisce allontanandosi dal magnete, più rapidamente nella direzione perpendicolare a quella del campo che in quella parallela. È raccomandabile che, in fase di accettazione dell'apparecchiatura, venga eseguita, utilizzando una **sonda Hall** calibrata, un'accurata mappatura del campo magnetico statico attorno al magnete, intesa a verificare la correttezza delle mappe di linee isomagnetiche che il costruttore è comunque tenuto a fornire. Negli impianti più moderni che utilizzano magneti “autoschermanti”, le linee di isointensità di 0.5 mT, che costituisce il valore massimo di intensità del campo magnetico statico cui possono essere esposti soggetti (pazienti e

non) portatori di *pace-maker* o di altre protesi elettriche, sono generalmente tutte contenute all'interno della sala d'esame. L'accesso a detta sala, o comunque a zone esterne alla sala nelle quali l'intensità del campo sia  $> 0.5$  mT deve pertanto essere rigorosamente interdetto a tali soggetti. L'applicazione della corrispondente segnaletica e di una rigorosa regolamentazione delle procedure costituiscono lo strumento più efficace per la prevenzione di questo rischio.

L'esposizione di un individuo ai campi magnetici statici tipici delle apparecchiature per tomografia a RMN, e in particolare l'esposizione del paziente esaminato, che viene a trovarsi nella regione dello spazio al cui interno l'intensità del campo è massima, può provocare alterazioni lievi e reversibili di alcuni parametri fisiologici quali la pressione arteriosa e la conduzione nervosa (in particolare è documentato l'effetto reversibile sull'onda T del tracciato ECG) e l'orientazione nella direzione del campo di emazie falciformi e di fotopigmenti (quali la rodopsina, contenuta nei bastoncelli della retina). Tuttavia gli studi sperimentali sugli effetti biologici osservati da campi statici portano a concludere che per queste intensità di campo magnetico gli effetti non sono osservabili e quindi il rischio sanitario è trascurabile.

Anche il rischio per i lavoratori esposti è quindi del tutto trascurabile, se non addirittura inesistente. Ciononostante è consigliabile sempre ridurre la permanenza nel CM di intensità elevata allo stretto necessario.

Nel documento sono citati anche i risultati relativi agli studi su embrioni umani e non, che non dimostrano alcuna evidenza di correlazione dell'esposizione a CM con un effetto nocivo (aborti, infertilità, parti precoci, ecc.). Questi risultati portano a concludere che lo stato di gravidanza possa essere considerato una controindicazione soltanto relativa all'esecuzione dell'esame a RM, che il medico dovrà valutare in relazione ai benefici.

Problemi più seri potrebbero invece coinvolgere soggetti (pazienti o anche personale che operi in prossimità della struttura del

magnete) portatori di protesi in materiale ferromagnetico (anche se questi tipi di materiali sono ormai stati del tutto abbandonati) oppure di schegge o di *clip* metalliche ferromagnetiche, derivanti da interventi chirurgici che, in conseguenza di effetti di tipo magneto-meccanico, potrebbero spostarsi e produrre lacerazioni di vasi sanguigni o di tessuti e che, in conseguenza di effetti di tipo induttivo, potrebbero anche riscaldarsi. I neurostimolatori e i *pace-maker* possono alterare la loro funzionalità in modo grave e pertanto i pazienti portatori di tali dispositivi non devono essere esposti ad un campo magnetico di intensità superiore a 0.5 mT. Un'anamnesi accurata dei soggetti interessati e una verifica con *metal detector*, completata, nel caso di dubbi, da un accertamento radiologico, e la disponibilità di norme interne contenenti indicazioni riguardanti questo tipo di rischio, costituiscono lo strumento più efficace per evitarlo. Il campo magnetico statico esercita, come è ben noto, forze attrattive la cui intensità può essere molto elevata su tutti i materiali ferromagnetici e anche, pur se in misura minore, paramagnetici.

Il problema dell'attrazione di oggetti ferromagnetici sussiste anche per oggetti esterni al corpo umano che, se introdotti nella sala d'esame possono trasformarsi in autentici "proiettili", con rischi potenzialmente gravissimi, anche letali, per i soggetti che ne venissero colpiti. Gli stessi oggetti possono inoltre "incollarsi" al magnete, compromettendo il corretto funzionamento dell'apparecchiatura e rendendo a volte indispensabile, nel caso dei magneti a superconduzione, la disattivazione del campo per poterli estrarre e ripristinare le condizioni di buon funzionamento. La prevenzione di questo tipo di rischio si basa sul divieto assoluto di introdurre materiali ferromagnetici (utensili, carrelli, lettini, scalette, secchi, estintori non "amagnetici", ecc.) all'interno della sala di esame. L'applicazione della relativa segnaletica e l'informazione di tutti coloro che possono accedere alla sala sono indispensabili per la prevenzione di questo tipo di rischio.

Ulteriori possibili "sorgenti" di campo ma-

gnetico statico possono essere rappresentate da materiali ferromagnetici (travi metalliche, tondino di ferro di armatura di calcestruzzi, lamiere, ecc.) presenti nelle strutture della sala o dell'edificio. Questi materiali, caratterizzati da una elevata permeabilità magnetica, possono essere in grado di "concentrare" le linee di flusso del campo disperso attorno all'apparecchiatura, creando discontinuità e possibili *hot spots*, in zone in cui, teoricamente, non dovrebbero esistere. Il costruttore deve fornire la mappatura tipica per quel magnete contenente le linee isomagnetiche dei seguenti piani:

- quello passante per l'isocentro del magnete, perpendicolare al campo principale ( $B_0$ )
- quello passante per l'isocentro del magnete, parallelo al campo principale ( $B_0$ ) e parallelo al pavimento, per i magneti a campo orizzontale, o in direzione della maggior dimensione del magnete, per i magneti a campo verticale.

La mappatura deve contenere almeno le linee isomagnetiche corrispondenti ai valori di 0.5 mT, 1 mT, 3 mT, 5 mT, 10 mT, 20 mT, 40 mT e 200 mT, oltre a una scala delle distanze e una vista sovrainposta del magnete.

Le mappe devono dunque essere verificate periodicamente per un insieme di posizioni significative dal punto di vista funzionale, e non soltanto in fase di accettazione e di collaudo dell'impianto.

#### **Rischi derivanti da campi magnetici variabili nel tempo (dB/dt) e conseguenti provvedimenti di sicurezza**

La possibilità di acquisire immagini tomografiche, basate sulla riemissione da parte dei protoni contenuti nel corpo di energia elettromagnetica alla frequenza di risonanza (42.57 MHz/T) fornita da apposite bobine, è resa possibile, come è ben noto, dalla sovrapposizione al campo magnetico statico di intensità costante, di campi magnetici variabili, lungo le tre coordinate spaziali. Si vengono in questo modo a creare dei gradienti di campo:

- $G_z$ , nella direzione dell'asse maggiore del

corpo, che consente di selezionare una determinata regione corporea

- $G_y$ , nella direzione ortogonale, in senso antero-posteriore, all'asse maggiore del corpo, che consente di decodificare la fase
- $G_x$ , nella direzione ortogonale alle due precedenti (latero-laterale rispetto al corpo del paziente), che ha lo scopo di decodificare la frequenza la cui intensità può arrivare a 40 - 60 mT/m nella singola direzione del gradiente e 70 - 100 mT/m se i tre gradienti vengono attivati contemporaneamente.

Nel caso delle tecniche EPI (*echo-planar imaging*), l'intensità elevata può essere raggiunta in tempi molto brevi arrivando a ratei di variazione del gradiente sino a 300- 400 mT/m/ms. Questi parametri sono inoltre soggetti ad una rapida evoluzione tecnologica che li porta a valori sempre maggiori. Nel corso di un esame tali gradienti possono essere ripetutamente "accesi", "spenti", o invertiti nella loro direzione.

L'esistenza di questi gradienti produce quindi, nel paziente esaminato, una variazione nel tempo del campo magnetico locale, cui consegue la formazione di correnti indotte, che possono provocare effetti biologici importanti (alterazione nei potenziali di azione di cellule eccitabili, stimolazione neuromuscolare periferica, fibrillazione cardiaca). Questi ultimi due effetti sono quelli principali: mentre la stimolazione periferica è causa di una contrazione involontaria e può essere fastidiosa e dolorosa per il paziente, il secondo effetto è più serio perché minaccia la vita.

In base ad un modello nervoso teorico, per evitare la stimolazione cardiaca in ciascun modo di funzionamento, il gradiente in uscita di tutte le unità di gradiente deve soddisfare la seguente relazione:

$$E < \frac{2}{\{1 - \exp(-t_{s,eff}/3)\}}$$

dove:

- $t_{s,eff}$  (ms) è la durata effettiva dello stimolo

-  $E$  (V/m) è il campo elettrico indotto dall'accensione del gradiente.

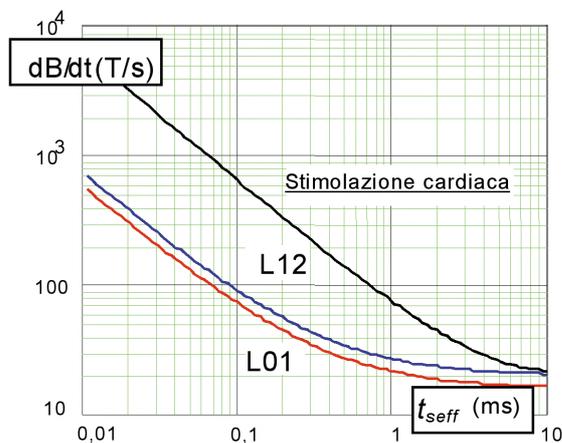
Per gli apparecchi RM provvisti di un sistema di gradienti per il corpo intero, il limite sopra definito può essere sostituito da:

$$dB/dt < \frac{20}{\{1 - \exp(-t_{s,eff} / 3)\}}$$

dove:

- $dB/dt$  (T/s) è il rateo di variazione del campo magnetico quando il gradiente è acceso
- $t_{s,eff}$  (ms) è la durata effettiva dello stimolo.

In base a tali modelli e a studi sperimentali è possibile determinare anche i limiti per la stimolazione nervosa periferica che risulta inferiore a quella delle stimolazione cardiaca e descrivibile dalle curve riportate nel grafico, dove sono riportate le due curve associate al primo e secondo livello di funzionamento oltre a quella della stimolazione cardiaca in funzione della durata dello stimolo (cioè del gradiente di campo magnetico).



**L01 = modo di funzionamento normale**

**L12 = modo di funzionamento controllato di 1° livello**

Per la determinazione del massimo gradiente in uscita la Norma prevede una stima teorica e una valutazione sperimentale che

utilizza apposite **bobine di esplorazione circolari**, di diametro piccolo in confronto alle bobine di gradiente in esame, oltre che di un oscilloscopio a memoria per la misura accurata della tensione indotta nella bobina di esplorazione.

### Rischi derivanti da campi magnetici a radiofrequenza e conseguenti provvedimenti di sicurezza

Durante l'esecuzione dell'esame di tomografia a RMN, il paziente viene sottoposto a impulsi di radiazione elettromagnetica alla frequenza di risonanza dipendente dall'intensità del campo magnetico statico (42,57 MHz/T) e assorbe quindi energia (almeno il 90% della quale dovuta alla componente magnetica del campo). L'effetto principale conseguente a questo assorbimento di energia è di tipo termico ed è espresso dall'aumento di temperatura, che può essere uniforme oppure localizzato, ed è prodotto dalle correnti elettriche indotte nei tessuti. Per quantificare l'effetto si utilizza, come è ben noto, il parametro SAR (**Specific Absorption Rate - W/kg**).

La legislazione nazionale prescrive che l'esposizione di pazienti o volontari sani a campi elettromagnetici a RF sia tale da evitare che la temperatura corporea subisca un innalzamento superiore a 0.5 °C, garantendo così una situazione facilmente sopportabile per un organismo in condizioni normali. Le disomogeneità strutturali dei tessuti possono peraltro provocare, soprattutto alle frequenze più alte (e quindi nelle apparecchiature con intensità di campo magnetico statico più alto) innalzamenti locali più elevati della temperatura (**hot spots**). L'utilizzazione di alcuni protocolli di acquisizione veloce comporta, secondo la Norma, il rischio di superamento dei valori riportati nella seguente tabella.

LIMITI DELLE TEMPERATURE				
Modo di funzionamento	Aumento della temperatura corporea interna - °C	Limiti delle temperature spazialmente localizzate - °C		
		Testa	Tronco	Estremità
Normale	0.5	38	39	40
Controllato di 1° livello	1	38	39	40
Controllato di 2° livello	> 1	> 38	> 39	> 40

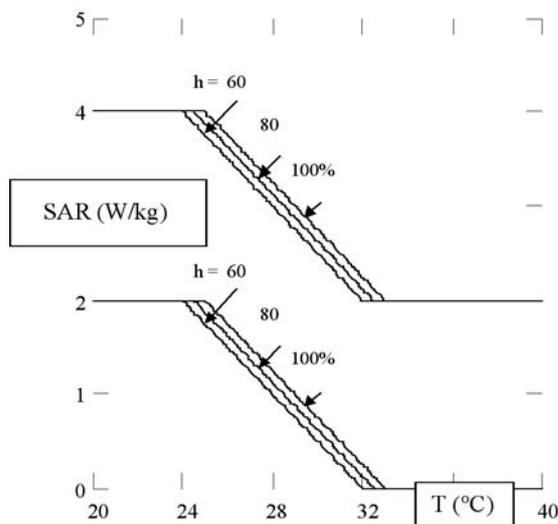
A proposito di tale Tabella, la nuova Norma, come del resto già la precedente, definisce tre “modi di funzionamento”:

- *Modo di funzionamento normale: modo di funzionamento di un apparecchio RM in cui nessuno dei parametri raggiunge un valore in grado di provocare stress fisiologico al paziente*
- *Modo di funzionamento controllato di 1° livello: modo di funzionamento in cui uno o più parametri raggiungono un valore che può provocare stress fisiologico al paziente, che deve essere sottoposto a supervisione medica*
- *Modo di funzionamento controllato di 2° livello: modo di funzionamento in cui uno o più parametri raggiungono un valore che può comportare rischi significativi per il paziente, tali da richiedere l'approvazione esplicita da parte del Comitato Etico e non solo prevede che il valore del SAR, per ogni singolo protocollo di acquisizione e nei vari modi di funzionamento (**normale, controllato di 1° livello, controllato di 2° livello**), sia **controllato** dal sistema e **visualizzato**, ma ne stabilisce anche i limiti specifici riportati nella seguente tabella.*

LIMITI DEL SAR (per temperature ambientali < 24 °C)						
Mediato su un tempo di	6 min					
	SAR per il corpo intero	SAR per una parte del corpo	SAR per la testa	SAR locale		
Regione →	Corpo intero	Parte del corpo esposta	Testa	Testa	Tronco	Estremità
Modo di funzionamento ↓	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)	(W/kg)
Normale	2	2 · 10 <sup>(a)</sup>	3.2	10 <sup>(b)</sup>	10	20
Controllato 1° livello	4	4 · 10 <sup>(a)</sup>	3.2	10 <sup>(b)</sup>	10	20
Controllato 2° livello	> 4	> (4 · 10) <sup>(a)</sup>	> 3.2	> 10 <sup>(b)</sup>	> 10	> 20
SAR su un periodo breve	I limiti del SAR su ciascun periodo di 10 s non devono eccedere tre volte i valori riportati					

- (a) - Il limite del SAR scala dinamicamente con il rapporto *massa esposta del paziente / massa del paziente*  
Modo di funzionamento normale:  
 SAR per una parte del corpo = 10 W/kg - (8 W/kg x *massa esposta del paziente / massa del paziente*)  
Modo di funzionamento controllato di 1° livello:  
 SAR per una parte del corpo = 10 W/kg - (6 W/kg x *massa esposta del paziente / massa del paziente*)
- (b) - Nel caso in cui l'orbita si trovi nel campo di una piccola bobina locale di RF in trasmissione, ci si dovrebbe preoccupare di assicurare che l'aumento della temperatura sia limitato a 1°C

La Norma sottolinea che a temperature  $>24\text{ }^{\circ}\text{C}$  i valori riportati nella Tabella devono essere ridotti in dipendenza dalla temperatura e dall'umidità ambientale effettive. La riduzione dei limiti del SAR in funzione della temperatura ambientale incomincia alla temperatura di rinormalizzazione. La temperatura di rinormalizzazione è di  $25\text{ }^{\circ}\text{C}$  per un'umidità relativa  $<60\%$ . Per ciascun aumento del 10% dell'umidità relativa al di sopra del 60%, la temperatura di rinormalizzazione è ridotta di  $0.25\text{ }^{\circ}\text{C}$  (per esempio,  $24\text{ }^{\circ}\text{C}$  al 100% di umidità relativa). Inoltre, per ciascun grado di temperatura ambientale che supera la temperatura di rinormalizzazione del SAR, il limite per il SAR al corpo intero deve essere ridotto di  $0.25\text{ W/kg}$ , fino a raggiungere  $2\text{ W/kg}$  o  $0\text{ W/kg}$  per il modo di funzionamento controllato di 1° livello o il modo di funzionamento normale, rispettivamente, come mostrato nella figura seguente.



La gestione in sicurezza dell'impianto dovrebbe prevedere la disponibilità, di un termometro e di un igrometro nella sala di esame. La verifica della conformità dell'impianto alle prescrizioni relative al SAR, può essere effettuata utilizzando il **metodo a impulso di energia** oppure il più semplice **metodo calorimetrico**. Per utilizzare questo metodo sono sufficienti:

- un oggetto di prova, costituito da un fantoccio di forma anulare, con volume  $V <$

250 ml, riempito con una soluzione di NaCl a concentrazione regolabile, drogata con  $\text{MnCl}_4$  per ridurre le proprietà di rilassamento della soluzione (aumento della temperatura:  $\approx 0.014\text{ }^{\circ}\text{C/min}$  per un SAR di  $1\text{ W/kg}$ )

- un **termometro** (sensore a fibra ottica, a termistore, a termocoppia).

### Rischi derivanti dall'uso di liquidi e gas criogeni

L'uso dei gas criogeni (azoto ed elio nelle apparecchiature più vecchie, soltanto elio nelle apparecchiature più recenti) può costituire, se non vengono adottati provvedimenti adeguati, un rischio che può essere valutato sulla base delle seguenti considerazioni.

#### Proprietà dei gas criogeni

- nocivi per la salute
- inodori
- ininfiammabili
- non tossici
- l'elio è più leggero dell'aria
- quando evaporano producono vapori freddi che diffondono nell'ambiente
- i vapori di azoto si abbassano rapidamente verso il pavimento
- i vapori di elio si accumulano verso il soffitto
- a temperatura ambiente ( $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) 1 litro di elio liquido produce approssimativamente 750 litri di elio gassoso,
- a temperatura ambiente ( $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) 1 litro di azoto liquido produce approssimativamente 700 litri di azoto gassoso

#### Pericoli associati ai gas criogeni

- **danni da gelo** (schizzi sulla pelle provocano danni simili a bruciate; gli occhi sono particolarmente vulnerabili)
- **soffocamento** (una concentrazione di  $\text{O}_2$  nell'aria  $<17\text{ }-18\%$  non è sufficiente alla respirazione umana)
- **condensazione dell'ossigeno** (la temperatura superficiale del contenitore di azoto o di elio può essere tanto bassa da provocare la condensazione di ossigeno o di aria arricchita di ossigeno, con rischio supplementare di incendio).

La gestione in sicurezza dell'impianto dovrebbe prevedere, oltre alla disponibilità di un monitor della concentrazione di O<sub>2</sub> nell'aria, la disponibilità di indumenti protettivi (guanti, protezione del viso e degli occhi, scarpe di sicurezza non magnetiche), che dovrebbero essere messi a disposizione del personale addetto alle operazioni di rabbocco.

***Quench (spegnimento)  
e boil-off (evaporazione)***

- il **quench** è dovuto al riscaldamento eccessivo dei conduttori (bobine) del magnete immersi nell'elio liquido
- durante il funzionamento normale i magneti superconduttori possono sviluppare sino a qualche decina di litri di gas criogeno all'ora (**boil-off**)
- durante il **quench** si possono sviluppare in pochi minuti da 10<sup>4</sup> a 10<sup>6</sup> litri di gas a pressione atmosferica
- generalmente, un **quench** si verifica quando la quantità di elio liquido diventa insufficiente per raffreddare la bobina superconduttrice

Per garantire che non vi sia dispersione in ambiente (sala magnete) di tali gas, il sistema deve essere dotato di un sistema di canalizzazione verso l'esterno sia per il **boil-off** che per un eventuale **quench**. Tale sistema deve essere progettato secondo specifiche caratteristiche (coibentato e a sezione crescente), mantenuto e verificato.

Congiuntamente ad esso, nella sala magnete deve essere predisposta un sistema di ventilazione che garantisca un sufficiente ricambio dell'aria in condizioni normali (10 ricambi/ora) e un sistema di aspirazione forzata che entra in funzione quando la concentrazione di ossigeno diminuisce (20 ricambi/ora).

La gestione in sicurezza dei problemi connessi con il boil-off, con l'eventuale quench e

con le operazioni di rabbocco dei liquidi criogeni dovrebbe prevedere:

- il mantenimento in perfetta efficienza del monitor per il controllo della concentrazione di O<sub>2</sub> nell'aria, che dovrebbe essere tarato su una concentrazione del 21% e collocato nella posizione in cui, nel caso di perdite, la concentrazione di gas criogeno dovrebbe essere più alta, e conseguentemente minore la concentrazione dell'ossigeno (in prossimità del soffitto nel caso dell'elio, più leggero dell'aria, in prossimità del pavimento nel caso dell'azoto, più pesante)
- il controllo frequente dello stato del sistema di aspirazione normale e di aspirazione forzata nella sala.

**Vibrazioni e rumore**

L'impianto non deve produrre rumore che presenti un livello di pressione acustica di picco (L<sub>p</sub>) superiore a 140 dB riferita a 20 mPa in qualunque area accessibile al paziente. Tale livello di pressione deve essere misurato mediante apposito fonometro.

***Condizioni della misura***

1. Il livello di pressione sonora deve essere misurato come valore efficace e valore di picco
2. Il misuratore del livello sonoro deve essere disposto sufficientemente distante dall'isocentro, in modo che la sua accuratezza non sia influenzata dal campo magnetico presente nel punto di misura
3. Il misuratore di livello sonoro deve essere conforme alle Pubblicazioni IEC 651 oppure IEC 804
4. Le misure devono essere effettuate utilizzando la forma del gradiente bipolare di ampiezza massima applicato simultaneamente ai tre assi del gradiente

### Norme di sicurezza

In questa Appendice vengono proposte Norme di sicurezza di carattere generale, relative alle varie categorie di operatori coinvolti nell'impiego delle apparecchiature. Si sottolinea che queste norme vogliono costituire soltanto un esempio per gli "esperti responsabili della sicurezza", che dovranno elaborare norme specifiche per l'impianto loro affidato.

#### 1. Norme operative e di sicurezza per il personale addetto all'impianto

(i dati numerici si riferiscono a uno specifico impianto con magnete da 1 T)

La *Sala di Esame* è classificata come *Zona ad Accesso Controllato*

##### 1. L'accesso alla *Sala di Esame* è proibito:

- a donne in stato di gravidanza
- a portatori di pacemaker
- a portatori di neurostimolatori
- a portatori di protesi metalliche in materiale ferromagnetico

##### 2. È vietato introdurre nella *Sala di Esame* oggetti metallici di qualsiasi genere

##### 3. Prima di entrare nella *Sala di Esame* depositare negli appositi armadietti:

- l'orologio
- schede telefoniche e carte magnetiche di qualsiasi genere (che verrebbero disattivate)
- chiavi, monete, spille, fibbie, in materiale ferromagnetico

4. L'intensità del campo magnetico "disperso" attorno all'apparecchiatura è massima ( $\approx 100$  mT) in prossimità del foro di ingresso nel **tunnel** e decresce poi rapidamente, per raggiungere il valore di 5 mT a circa 50 cm - misurati lungo l'asse maggiore del lettino - dalla superficie di ingresso nel **tunnel**. All'interno del **tunnel** l'intensità del campo magnetico raggiunge il valore di 1T. Nell'uso clinico dell'apparecchiatura **ogni lavoratore dovrà rispettare i limiti massimi di esposizione** riportati nella seguente tabella:

Parte del corpo esposta	Intensità del campo	Durata max. dell'esposizione	Numero max. di esami/giorno/operatore
Corpo	100 mT	1 ora/giorno	6*
Mani e Avambracci	1 T	1 ora/giorno	12**

\* nell'ipotesi di trattenersi a una distanza  $d < 50$  cm dal foro del **tunnel** per un tempo  $t = 10'$ /paziente.

Se il tempo  $t$  è diverso, dovrà essere rispettata la relazione  $n \cdot t \leq 60$ , essendo  $n$  il numero di esami; oppure, in generale :

$$\sum_i t_i \leq 60$$

\*\* nell'ipotesi di inserire mani e avambracci all'interno del **tunnel** per un tempo  $t = 5'$ /paziente.

Se il tempo  $t$  è diverso, dovrà essere rispettata la relazione  $n \cdot t \leq 60$ , essendo  $n$  il numero di esami; oppure, in generale :

$$\sum_i t_i \leq 60$$

## 2. Norme di sicurezza per i pazienti che devono essere sottoposti all'esame

Prima di sottoporre a esame a RM un paziente il personale addetto deve:

- 1) Eseguire un'accurata anamnesi del paziente, compilando in ogni sua parte il questionario preliminare all'esecuzione dell'esame, accertandosi che non sussistano controindicazioni
- 2) Dopo avergli fatto depositare nell'apposita cassettera gli oggetti personali metallici ed eventuali carte e schede magnetiche, far spogliare completamente il paziente e fargli indossare soltanto l'apposita vestaglia
- 3) Utilizzando l'apposito metal-detector eseguire un monitoraggio completo del paziente, al fine di accertarsi che all'interno del suo corpo non esistano protesi o frammenti metallici di qualsiasi genere
- 4) Verificare che il paziente non porti lenti corneali a contatto e, in caso positivo, fargliele togliere prima dell'esecuzione dell'esame
- 5) Accertarsi che il paziente si ripulisca il viso dalla presenza di eventuali cosmetici, tipo fondotinta, e tenere a disposizione i detersivi adatti per tale scopo
- 6) Accertarsi che il paziente non sia portatore di cerotti medicati e, se presenti, farglieli togliere
- 7) Accertarsi che le pazienti in età fertile non si trovino in stato di gravidanza e, in caso positivo, eseguire l'esame soltanto se strettamente indispensabile e previo consulto, anche telefonico, con il Medico richiedente
- 8) Accertarsi che le pazienti di sesso femminile non siano portatrici di spirale intrauterina; in caso affermativo, l'esame può essere eseguito senza specifiche cautele se lo stesso non interessa la regione addomino-pelvica. Se l'esame interessa invece tale regione, procedere con cautela, invitando la paziente a segnalare immediatamente, tramite interfono, eventuali sensazioni di riscaldamento locale; in caso affermativo, sospendere immediatamente l'esecuzione dell'esame stesso
- 9) Non eseguire, se non in casi di assoluta e urgente necessità, l'esame su pazienti piretici, con temperatura corporea superiore a 38.5 °C; in situazioni del genere, monitorare la temperatura corporea durante l'esecuzione dell'esame, che deve essere sospesa se la temperatura sale al di sopra di 39 °C
- 10) Informare preventivamente il paziente della durata dell'esame e della necessità di mantenere l'immobilità durante la sua esecuzione; informarlo altresì dei forti rumori ritmici che si verificano durante l'acquisizione delle immagini, fornendogli, se necessario, gli appositi "tappi anti-rumore"
- 11) Verificare che siano evitati contatti pelle-pelle (es.: coscia-coscia; polpaccio-polpaccio; mano-mano; mano-corpo; caviglia-caviglia,) che possono formare un circuito conduttore
- 12) Evitare il posizionamento del corpo o delle estremità contro la superficie della bobina di trasmissione a RF
- 13) Evitare la formazione di spire con i cavi della bobina a RF ricevente e i fili dell'ECG
- 14) Evitare la presenza di bobine riceventi non collegate o di cavi elettrici che rimangono nella bobina di trasmissione a RF durante l'esame
- 15) Evitare la scansione di pazienti sedati o incoscienti, con perdita di sensibilità in qualche parte del corpo, che potrebbero non essere in grado di allertare l'operatore nel caso di eccessivi riscaldamenti

Il Personale deve inoltre ottemperare alle seguenti prescrizioni:

- 16) Durante l'esecuzione dell'esame tenere costantemente sotto controllo il paziente attraverso l'apposita finestra di osservazione

17) Nel caso in cui un paziente, in particolare se in età pediatrica, richieda la presenza in sala magnete di un parente, l'incarico può essere affidato a persona di età superiore a 18 anni, cui si dovranno impartire istruzioni affinché non si avvicini a meno di 50 cm dal "foro" del gantry

18) L'incarico di cui al punto precedente non può essere affidato a donne in stato di gravidanza

### 3. Norme di sicurezza per il personale addetto alle pulizie dell'impianto

#### 1. L'accesso alla Sala di Esame è proibito:

- a donne in stato di gravidanza
- a portatori di pacemaker
- a portatori di neurostimolatori
- a portatori di protesi metalliche in materiale ferromagnetico

#### 2. Prima di entrare nella Sala di Esame depositare negli appositi armadietti:

- l'orologio
- schede telefoniche e carte magnetiche di qualsiasi genere (che verrebbero disattivate)
- chiavi, monete, spille, fibbie, ecc. metalliche

3. Per le operazioni di pulizia utilizzare **soltanto** attrezzi (scope, palette, secchi, ecc.) in materiale plastico. È **vietato e pericoloso utilizzare attrezzi metallici**

4. **Non premere per nessun motivo il pulsante rosso** collocato, all'interno della Sala di Esame, sulla parete della porta

5. Trattenersi a una distanza inferiore a 50 cm dal foro del **tunnel** di esame per il tempo strettamente necessario per eseguire le operazioni di pulizia, e comunque per **non più** di 15'/giorno

6. Eseguire con la massima rapidità le operazioni di pulizia all'interno del **tunnel** di esame. In ogni caso, non mantenere mani e avambracci all'interno del **tunnel** di esame per più di 10'/giorno

### 4. Norme di sicurezza per i visitatori dell'impianto

#### 1. L'accesso alla Sala Magnete è proibito:

- a donne in stato di gravidanza
- a portatori di pacemaker
- a portatori di neurostimolatori
- a portatori di protesi metalliche in materiale ferromagnetico
- a bambini e ragazzi di età inferiore a 16 anni

2. **L'accesso alla Sala Magnete è consentito** a qualsiasi altra categoria di visitatori, che peraltro dovranno essere accompagnati da personale addetto all'impianto

#### 3. Prima di entrare nella Sala Magnete i visitatori devono depositare negli appositi armadietti

- l'orologio
- schede telefoniche e carte magnetiche di qualsiasi genere (che verrebbero disattivate)
- chiavi, monete, spille, fibbie, in materiale ferromagnetico

4. I visitatori non dovranno trattenersi nella Sala Magnete per più di 15' e non potranno, per nessun motivo, inserire all'interno del tunnel di esame le mani, le braccia o qualsiasi altra parte del proprio corpo

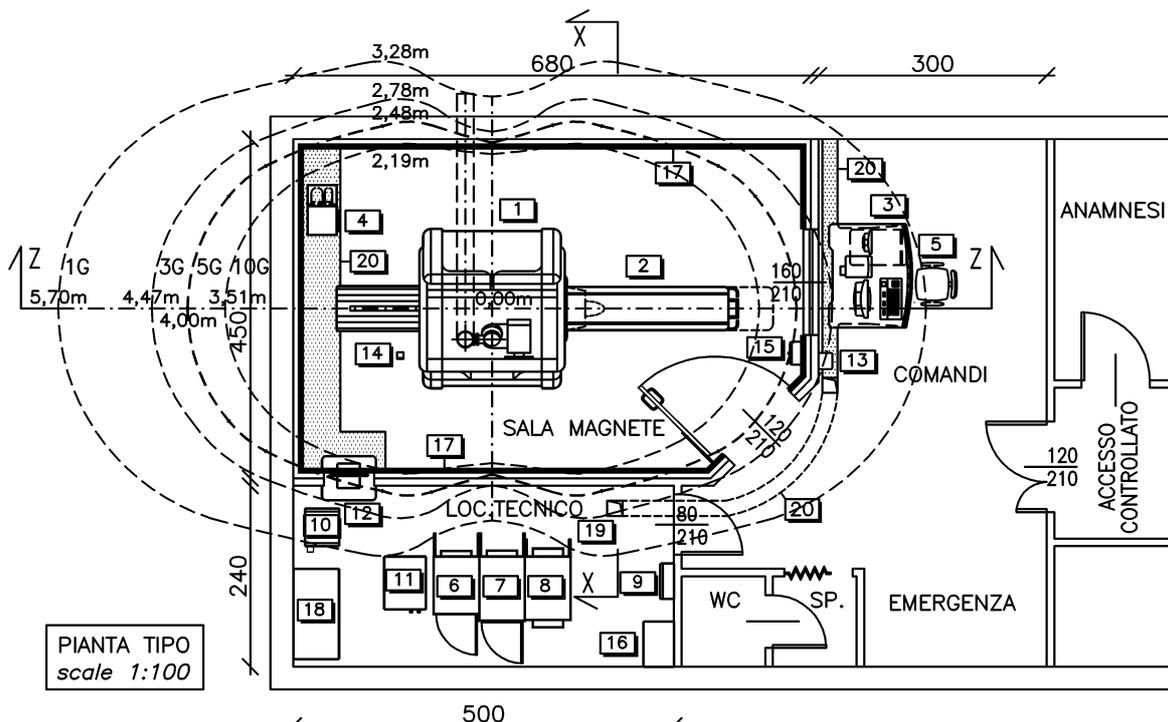
### 5. Norme di sicurezza per i soggetti che volontariamente e per scopi di ricerca e sperimentazione accettano di essere sottoposti all'esame

- 1) Possono essere sottoposti a esame a RM volontari sani, di età superiore a 18 anni, preventivamente ed esaurientemente informati circa tutta procedura cui verranno sottoposti e che abbiano espresso liberamente il proprio consenso, sottoscrivendo apposita dichiarazione
- 2) Non possono essere sottoposte a esame a RM volontarie sane di sesso femminile in stato di gravidanza o portatrici di spirale intrauterina

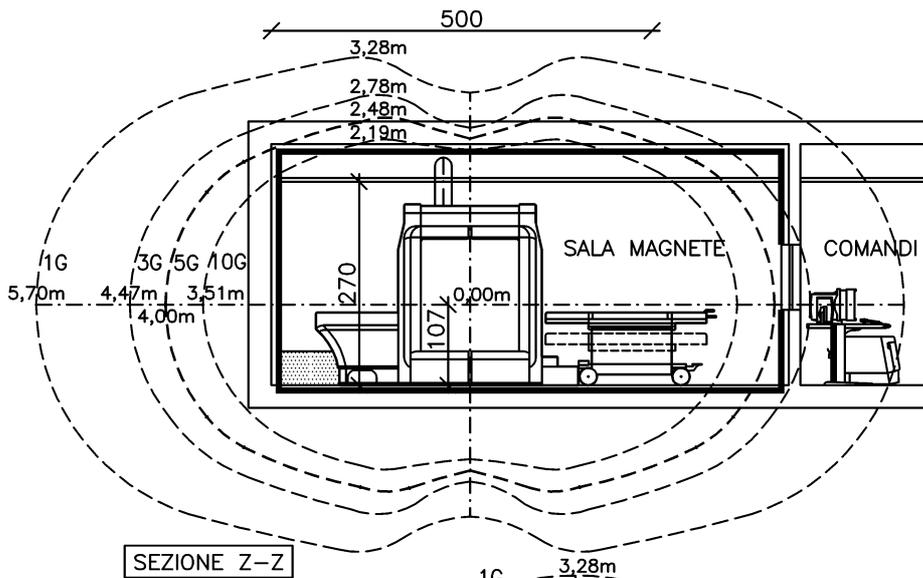
**Nell'esecuzione di esame a RM su volontari sani, il personale addetto deve attenersi alle stesse norme previste per l'esecuzione di esami su pazienti**

#### Esempi di segnali di allarme e di divieto tratti dalle Norme Internazionali ISO 3846 e IEC 60878

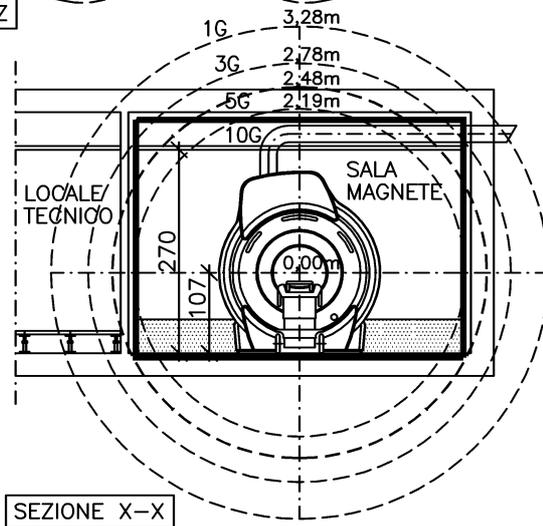
	<p><b>Segnale di allarme</b></p> <p>Allarme, rischio di intenso campo magnetico</p>	<p>IEC 1310-1 1995-01- Safety of machinery-Indication, marking and actuation.</p> <p>ISO 3864 Part1/Part2- Safety colours and safety signs</p>
	<p><b>Segnale di allarme</b></p> <p>Allarme, rischio di radiazioni non ionizzanti</p>	<p>CEI IEC 1310-1 1995-01- Safety of machinery-Indication, marking and actuation.</p> <p>ISO 3864 Part1/Part2- Safety colours and safety signs</p>
	<p><b>Segnale di divieto</b></p> <p>Divieto di accesso per le persone portatrici di pacemaker</p>	<p>ISO 3864 Part1/Part2- Safety colours and safety signs</p>
	<p><b>Segnale di divieto</b></p> <p>Divieto di accesso per le persone portatrici di protesi metalliche</p>	<p>ISO 3864 Part1/Part2- Safety colours and safety signs</p>
	<p><b>Segnale di divieto</b></p> <p>Divieto di introduzione di oggetti metallici e di orologi</p>	<p>IEC 601-2-33 - Examples of warning signs and prohibitive signs.</p>



PIANTA TIPO  
scale 1:100



SEZIONE Z-Z



SEZIONE X-X

Curve isomagnetiche  
(espresse in gauss: 1 G = 0.1 mT) in tre piani ortogonali passanti per l'isocentro di un'apparecchiatura da 1.5 T  
(per gentile concessione di GE Medical Systems Italia)

## QUESTIONARIO

*(Le risposte corrette verranno pubblicate sul prossimo numero)*

1. Il valore massimo di intensità del campo magnetico statico cui possono essere esposti soggetti portatori di pace-maker è di:
  - a. 0.05 mT
  - b. 0.01 mT
  - c. 0.5 mT
  - d. 0.1 mT
  - e. 0.1  $\mu$ Sv
2. L'esposizione a radiofrequenze deve essere tale da evitare che la temperatura corporea subisca una variazione di temperatura di:
  - a. -1 °C
  - b. +1 °C
  - c. +5 °C
  - d. +0.5 °C
  - e. -0.5 °C
3. Quali delle seguenti proprietà non è attribuibile ai gas criogeni?
  - a. Inodori
  - b. Infiammabili
  - c. tossici
  - d. non infiammabili
  - e. non tossici
4. La ventilazione nella sala magnetite in condizioni normali deve essere di:
  - a. 5 ricambi/ora
  - b. 10 ricambi/ora
  - c. 15 ricambi/ora
  - d. 20 ricambi/ora
  - e. 25 ricambi/ora
5. Le misure di rumore acustico devono essere effettuate con un:
  - a. gaussmetro
  - b. fonometro
  - c. amperometro
  - d. elettrometro
  - e. barometro
6. Per ciascun grado di temperatura ambientale che supera la temperatura di rinormalizzazione del SAR, il limite per il SAR al corpo intero:
  - a. Deve essere ridotto di 0,25 W/kg fino a che il SAR raggiunge 2 W/kg per il modo di funzionamento controllato di primo livello o 0 W/kg per il modo di funzionamento normale
  - b. Deve essere ridotto di 0,05 W/kg fino a che il SAR raggiunge 0.25 W/kg per il modo di funzionamento controllato di primo livello o 0 W/kg per il modo di funzionamento normale
  - c. non deve essere ridotto
  - d. deve essere aumentato
  - e. Deve essere ridotto di 0,05 W/kg fino a che il SAR raggiunge 0.25 W/kg per qualsiasi modo di funzionamento
7. I limiti per il gradiente in uscita relativi alla prevenzione della stimolazione cardiaca
  - a. sono espressi in termini del campo elettrico E indotto nel paziente
  - b. sono inferiori a quelli relativi alla stimolazione nervosa periferica
  - c. non possono mai essere espressi in termini di dB/dt cioè del rateo di variazione di tale campo nel tempo
  - d. sono indipendenti della durata effettiva dello stimolo  $t_{s,eff}$
8. I limiti relativi alla minimizzazione della stimolazione nervosa periferica per ogni dato tipo di sistema di gradienti
  - a. Si basano su una stima teorica e una sperimentale che utilizza apposite bobine di esplorazione circolari
  - b. sono indipendenti dalla durata dello stimolo
  - c. sono uguali per il modo di funzionamento normale e il modo di funzionamento controllato di primo livello
  - d. nessuna delle affermazioni sopra è corretta
9. Il modo di funzionamento controllato di primo livello comprende valori di SAR per il corpo intero
  - a. compresi tra 2 e 4 W/kg
  - b. maggiori di 4 W/Kg
  - c. minori di 2 W/kg
  - d. uguali a quelli di SAR per una parte del corpo
10. I limiti di SAR per una parte del corpo sono scelti:
  - a. al variare del rapporto (massa della parte del corpo esposta) / (massa totale del paziente)
  - b. indipendentemente dalla massa del corpo esposta
  - c. indipendentemente dalla massa totale del paziente
  - d. in funzione dell'età del paziente

## Sviluppo di un protocollo per misure di accettazione di un tomografo a risonanza magnetica da 3 T

Cristian Toraci, Luca Nocetti, Claudio Danielli

*Struttura complessa di Fisica Sanitaria dell'Azienda Ospedaliera Policlinico di Modena*

### Introduzione

Per garantire il corretto funzionamento di un tomografo a risonanza magnetica è necessario effettuare controlli sui parametri da cui dipende la qualità dell'immagine. Questo, in aggiunta alla differenza, anche sensibile, nelle risposte tra due tomografi diversi, anche a parità di campo magnetico statico, rende improponibile fissare dei valori di riferimento assoluti validi per tutti i tomografi a risonanza magnetica. Alcune Associazioni hanno messo a punto vari protocolli per controlli di qualità (AAPM, NEMA, Eurospin). Questi protocolli richiedono, per le misure di alcuni parametri, fantocci appositamente costruiti e non forniscono valori di riferimento per tutti i parametri in esame. È necessario perciò, quando l'installazione delle macchine è stata completata, effettuare delle misure sui parametri di interesse, che serviranno come valori di riferimento per i controlli di qualità periodici che si effettueranno sugli impianti.

Presso l'Azienda Ospedaliera Policlinico di Modena sono stati recentemente installati due tomografi a risonanza magnetica con campo magnetico statico da 1,5 T (intensità massima dei gradienti 30 mT/m, tempo di salita 0,2 ms, potenza massima dell'amplificatore 25 kW) e 3 T (idem).

Poiché le esperienze relative a magneti con intensità di campo di 3 T sono attualmente poche ed i protocolli per controlli di qualità in letteratura sono stati studiati per tomografi con intensità di campo inferiore, in questo articolo si presentano le problematiche incontrate nelle misure dei parametri di interesse su entrambe le macchine e le soluzioni da noi proposte, in particolare per l'impianto da 3 T.

### Protocolli in uso

Prima dell'installazione dei nuovi impianti, presso la nostra struttura erano funzionanti due tomografi a risonanza magnetica: una da 1,5 T e uno da 0,5 T. I controlli di qualità su queste macchine prevedevano la misura di rapporto segnale/rumore, uniformità, distorsione geometrica e spessore di fetta. I protocolli per la misura di ciascuna delle grandezze di cui sopra erano condotti con le seguenti procedure. Per l'acquisizione delle immagini si utilizza una sequenza Spin echo TR/TE 500/20 ms; numero di eccitazioni (NEX) 1; dimensione della matrice 256 × 256; spessore della fetta 3 mm; FOV 24 × 24 cm per la bobina head e 45 × 45 cm per la bobina body. I fantocci impiegati per il calcolo del rapporto segnale rumore e dell'uniformità, sono di forma sferica, di diametro 18 cm per la bobina *head* e 27 cm per la bobina *body*, contenenti NiCl; il fantoccio per la bobina *head* è anche dotato di un carico cilindrico contenente MnCl<sub>2</sub>, NaCl, acqua e sorbato di potassio. Per la misura di spessore di fetta e distorsione geometrica si utilizza un fantoccio cilindrico con inserti adeguati, descritti in seguito, riempito con soluzione di CuSO<sub>4</sub> 10 μM.

### Rapporto segnale/rumore

Sui tomografi precedentemente in uso si è sempre impiegata una procedura consigliata dalla casa costruttrice.

Sull'immagine, si seleziona una ROI circolare, di superficie pari al 75% dell'area del fantoccio, concentrica al fantoccio stesso e se ne misura il valore medio dei pixel,  $S$ . Si selezionano quattro ROI circolari di area pari a circa il 3% dell'area del fantoccio poste esternamente al fantoccio stesso e di ciascuna di esse si misura il valore medio dei pixel ( $R_1, R_2, R_3, R_4$ ) e

la relativa deviazione standard ( $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, \sigma_4$ ). Il rapporto segnale rumore è dato da

$$\frac{S - (R_i)}{(\sigma_i)}$$

### Uniformità

Sull'immagine, si seleziona una ROI circolare, di superficie pari al 75% dell'area del fantoccio, concentrica al fantoccio stesso (la stessa impiegata per il calcolo del rapporto segnale rumore) e se ne misura il valore massimo e minimo dei pixel contenuti. L'uniformità, in percentuale, è data da

$$100 \times \left( 1 - \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}} \right)$$

Questa procedura è quella suggerita da AAPM, la quale dà come limite inferiore per l'uniformità l'80% su FOV inferiori a 20 cm; per FOV superiori non fornisce limiti di accettabilità.

### Distorsione geometrica

Per questa misura si utilizza un inserto contenente tre griglie le cui linee sono a distanze note le une dalle altre (fig. 1). Per attenersi strettamente ai protocolli si dovrebbe porre il fantoccio in maniera tale che le linee della griglia siano parallele agli assi coordinati del sistema di riferimento intrinseco del tomografo, misurare la lunghezza dei segmenti in varie direzioni e confrontarla col valore dichiarato dal costruttore del fantoccio. All'atto pratico, il corretto posizionamento del fantoccio a nostra disposizione risulta un'operazione piuttosto complessa e soggetta ad errori, pertanto ci si limita a porre il fantoccio in modo tale che l'inserto sia parallelo ad uno dei piani coordinati, senza preoccuparsi dell'orientamento delle griglie; si misura la lunghezza di due segmenti ortogonali, teoricamente congruenti,  $m_1$  e  $m_2$  e si ricava la somma in quadratura delle distorsioni lungo i due assi dell'immagine:

$$\delta_x^2 + \delta_y^2 = \frac{m_1^2 + m_2^2}{L^2}$$

dove L è il valore teorico di  $m_1$  e  $m_2$ . Le misure sono effettuate su più coppie di linee, per

poter fare un'elaborazione statistica. Acquisendo un'immagine parallela a ciascun piano e applicando il metodo sopra esposto a ciascuno di essi, assumendo che la distorsione lungo ciascun asse sia indipendente dal piano di acquisizione dell'immagine, si ottiene un sistema di equazioni lineare in cui le incognite sono i quadrati delle distorsioni lungo i tre assi del magnete, facilmente risolvibile.

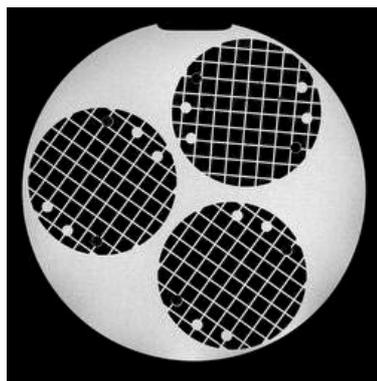


Figura 1 - Insetto per la misura della distorsione spaziale

### Spessore dello strato

La misura dello spessore dello strato è condotta utilizzando coppie di rampe inclinate incrociate tra loro (fig. 2, spessore della rampa 3,2 mm, inclinazione 14°). Per ciascuna rampa di ogni coppia si traccia il grafico del segnale lungo una linea parallela alla rampa, si misura la larghezza del picco a metà altezza, d, e, nota l'inclinazione della rampa, a, si ottiene lo spessore della fetta. Per ridurre gli errori dovuti al rumore, di fatto, si utilizza un profilo del segnale ottenuto mediando su più linee, mentre, utilizzando coppie di rampe incrociate, si riducono gli errori dovuti ad un non perfetto allineamento del fantoccio

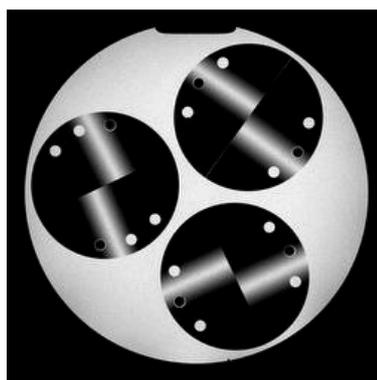


Figura 2 - Insetto per la misura dello spessore dello strato

Le misure sono effettuate su fette con spessore impostato a 5 mm e 10 mm. Fette più sottili non sono tenute in considerazione perché di dimensioni minori o circa uguali allo spessore della rampa, quindi non misurabili, mentre fette più larghe sono raramente utilizzate nella pratica clinica.

Questo protocollo è proposto da tutte le principali associazioni che si occupano di controlli di qualità in risonanza magnetica. AAPM definisce accettabile un valore di spessore entro  $\pm 1$  mm per spessori impostati minori di 5 mm, mentre Eurospin suggerisce un intervallo di  $\pm 30\%$  rispetto allo spessore impostato; NEMA non fornisce limiti.

### Risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale è valutata tramite un inserto contenente sei gruppi di sbarrette plastiche (fig. 3). Le sbarrette all'interno di uno stesso gruppo hanno lo stesso diametro, mentre sbarrette all'interno di gruppi diversi hanno diversi diametri. I diametri delle sbarrette dichiarati dal costruttore sono di 1,2 mm, 1,6 mm, 2,4 mm, 3,2 mm, 4,0 mm e 4,8 mm, mentre la distanza tra il centro di una sbarretta e quello della sbarretta adiacente è pari al doppio del diametro. Visivamente si verifica quali sono le sbarrette più sottili ad essere completamente risolte e si confronta il loro diametro con le dimensioni del pixel.

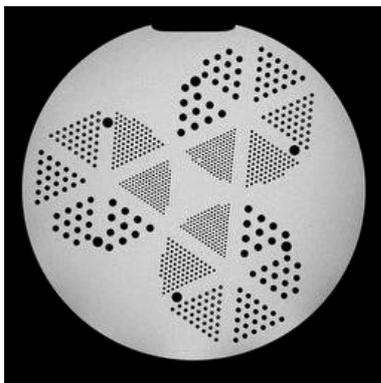


Figura 3  
**Insetto per la  
misura della  
risoluzione  
spaziale**

Questo metodo di misura è presente nei protocolli AAPM ed Eurospin. AAPM definisce normale un valore di risoluzione pari alla dimensione dei pixel, Eurospin non definisce limiti.

### Misure effettuate nelle prove

## di accettazione degli impianti

### Tomografo a risonanza magnetica con intensità di campo statico 1,5 T

Il software implementato nel tomografo da 1,5 T prevede la possibilità di effettuare in maniera automatica un controllo di qualità. Questo protocollo, chiamato PIQT (*Periodic Image Quality Test*), oltre a misurare i parametri di interesse, confronta anche i risultati con valori di riferimento, per verificare che la macchina rientri nelle specifiche. Il nostro obiettivo, per le prove di accettazione, è stato quindi di verificare la consistenza dei valori fornito dal PIQT con le misure effettuate tramite protocolli descritti in precedenza, in maniera da poter poi impiegare i primi per i controlli di qualità periodici.

Le misure di rapporto segnale/rumore e di uniformità sono state effettuate sia per la bobina body integrata nel magnete che per la bobina head ricevente, anche se per la prima si è controllato solamente il rapporto segnale/rumore e l'uniformità. Tutte le misure sono state fatte sui piani trasversale, sagittale e coronale. Da notare che per l'acquisizione della bobina body sul piano coronale si è dovuto portare il numero di eccitazioni a 2. Per la bobina head è stato misurato il rapporto segnale/rumore e l'uniformità anche per le seguenti sequenze:

- **Gradient echo** TR/TE 500/20 ms; FA 45°; numero di eccitazioni (NEX) 1; dimensione della matrice 256 × 256; spessore della fetta 3 mm; FOV 24 × 24 cm;
- **EPI** TR/TE 500/20 ms; FA 45°; EPI factor 7; numero di eccitazioni (NEX) 1; dimensione della matrice 256 × 256; spessore della fetta 3 mm; FOV 24 × 24 cm;
- **Turbo Spin Echo** TR/TE 500/20 ms; turbo factor 8; numero di eccitazioni (NEX) 1; dimensione della matrice 256 × 256; spessore della fetta 3 mm; FOV 24 × 24 cm.

Bobina	Sequenza	Piano	SNR (u.a)	Uniformità (%)
Body	SE	Trasversale	106,2	77,8
		Sagittale	101,4	69,4
		Coronale	150,4	72,9
Head	SE	Trasversale	91,2	86,8
		Sagittale	86,5	73,7
		Coronale	88,0	73,8
	GE	Trasversale	62,8	83,6
		Sagittale	63,6	67,6
		Coronale	62,3	67,3
	TSE	Trasversale	90,7	89,4
		Sagittale	88,9	72,8
		Coronale	88,7	72,2
	EPI	Trasversale	46,2	80,7
		Sagittale	45,5	64,4
		Coronale	46,4	65,7

Tabella 1  
Risultati delle misure di rapporto segnale/rumore e di uniformità sul tomografo da 1,5 T

I risultati di queste misure sono riportate nella tabella 1. Come si può notare, l'uniformità sui piani sagittale e coronale, per la bobina **head** è decisamente inferiore rispetto alla proiezione trasversale. Un'ispezione visiva delle immagini sagittali e coronali ha permesso di notare che l'intensità del segnale, in direzione cranio-caudale, ha un massimo in prossimità del centro della bobina e va diminuendo avvicinandosi alle estremità. Per quantificare questo comportamento, utilizzando un fantoccio cilindrico uniforme contenente 1000 ml **demewater** +770 mg  $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$  +2000 mg  $\text{NaCl}_2$  +1 ml **arquad** (1% solution) +0,05 ml  $\text{H}_2\text{SO}_4$  - 0,1 N **solution**, si sono acquisite 29 fette trasversali, distanziate 3 mm le une dalle altre, con la sequenza spin echo sopra descritta, in modo da coprire tutta la lunghezza della bobina, e se ne è misurato il rapporto segnale/rumore e l'uniformità. I grafici sono riportati in fig. 4 e fig. 5; le fette sono numerate dal basso verso l'alto. Il protocollo AAPM suggerisce valori di uniformità superiori all'80%, ma su FOV inferiori a 20 cm, quindi i valori in tabella si sono ritenuti accettabili. Per la bobina head, a causa del suo comportamento lungo l'asse cranio-caudale, che comporta variazioni nel rapporto segnale/rumore e nell'uniformità sulle proiezioni sagittali e coronali al variare della posizione delle ROI impiegata per le misure, si è quindi ritenuto opportuno fissare come

**starting point** per il rapporto segnale/rumore e l'uniformità le misure acquisite sui soli piani trasversali e i relativi grafici di fig. 4 e fig. 5.

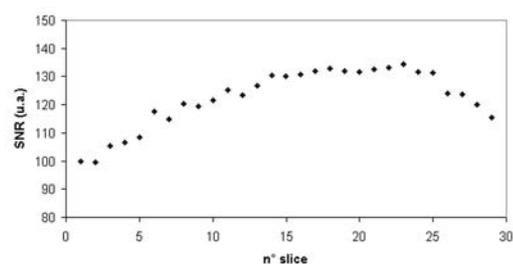


Figura 4 - Andamento del rapporto segnale rumore per la bobina Head lungo l'asse cranio-caudale

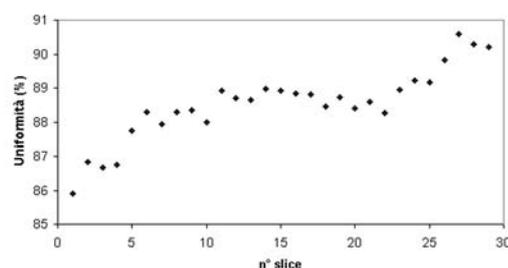


Figura 5 - Andamento dell'uniformità per la bobina Head lungo l'asse cranio-caudale

Per le misure di distorsione geometrica si è preferito utilizzare i fantocci forniti in dotazione al tomografo (**un head phantom e un body phantom** contenenti 1000 ml **demewater** +770 mg  $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$  +1 ml **arquad** (1% solution) +0,15 ml  $\text{H}_2\text{SO}_4$  - 0,1 N **solution**) poiché gli inserti per la quantificazione del

parametro in questione hanno dimensioni notevolmente maggiori rispetto al nostro fantoccio e, quindi, permettono di effettuare misure più precise; inoltre sono dotati di supporti che permettono un migliore posizionamento all'interno delle bobine. I valori da noi misurati sono riportati nella tab. 3. Si sono riportati con segno positivo i valori di distorsione che causano una dilatazione delle lunghezze e con segno negativo quelli che causano contrazioni. Il protocollo dell'AAPM suggerisce valori di distorsione geometrica inferiori al 5% su FOV maggiori di 25 cm e quello di Eurospin suggerisce lo stesso limite, ma senza restrizioni sul FOV, pertanto i valori da noi misurati rientrano in tali limiti.

Bobina	Direzione	Distorsione	Errore
Head	AP	0,1903	0,0011
	RL	0,0677	0,0012
	FH	-0,0504	0,0012
Body	AP	0,374	0,009
	RL	1,076	0,009
	FH	-0,0297	0,009

Tabella 2 - Risultati delle misure di distorsione per il tomografo da 1,5 T

Lo spessore di strato è stato misurato seguendo il protocollo da noi proposto, con la bobina *head*, in direzione cranio-caudale, cioè acquisendo fette trasversali. Per spessore impostato a 5,00 mm il valore misurato è 5,00 mm, mentre per valore impostato a 10 mm la misura è di 9,96 mm. Queste misure rientrano negli intervalli di accettabilità presentati in precedenza.

La risoluzione è stata valutata con la sequenza spin echo standard e una sequenza del tutto uguale, ma con dimensione della matrice 512 × 512. Con risoluzione 256 × 256 (1 pixel = 0,94 mm) si è riusciti a risolvere le sbarrette da 1,6 mm, mentre con la matrice da 512 × 512 (1 pixel = 0,47 mm) si sono risolte le sbarrette da 1,2 mm.

### Tomografo a risonanza magnetica con intensità di campo statico 3 T

Al momento di effettuare le prove di accettazione si è deciso di seguire la stessa procedura impiegata per l'altro impianto, con ulteriori misure di rapporto segnale/rumore, uniformità, distorsione geometrica e spessore di strato con la bobina SENSE-*head*, usata in modalità SENSE, senza fattore SENSE, con opzione CLEAR. Per compensare l'aumento del T<sub>1</sub> dovuto alla maggior intensità del campo magnetico statico, si è portato il TR nelle sequenze spin echo dei nostri protocolli a 1 s.

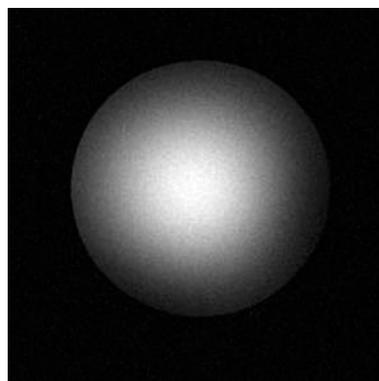


Figura 6  
Immagine trasversale del fantoccio Head sferico acquisita con la bobina Head-T/R



Figura 7  
Immagine trasversale del fantoccio Head sferico acquisita con la bobina Body

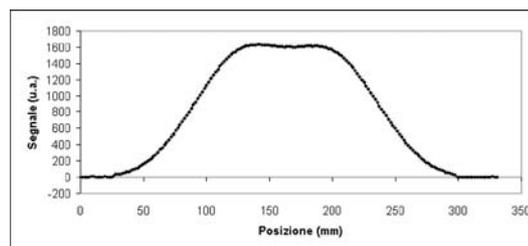


Figura 8 - Grafico del segnale in funzione della posizione estratto dall'immagine precedente

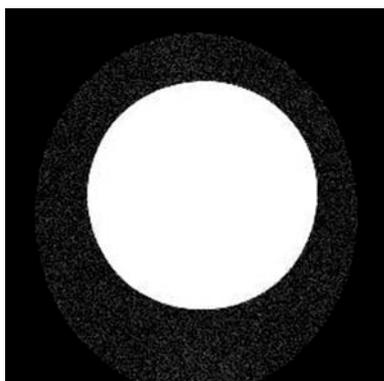


Figura 9  
Immagine di  
fig. 7 con dif-  
ferente fine-  
stra, da cui si  
nota il filtro  
che taglia  
l'immagine

Nelle figure 6-9 sono riportate le prime immagini ottenute seguendo la suddetta procedura. L'immagine della figura 6 è stata ottenuta con il fantoccio *head* sferico e la bobina head ricetrasmittente (Head T/R). Come si può notare il segnale è piuttosto debole, impressione confermata anche dalle misure, che danno un valore, per il rapporto segnale/rumore, dell'ordine di 30 u.a., nettamente inferiore a quanto ottenuto sull'altro tomografo.

Nella figura 7 è riportata un'immagine ottenuta con la bobina *body* e il fantoccio *body* sferico. Si può notare anche visivamente, una notevole disomogeneità del segnale che diminuisce rapidamente, in direzione radiale, dal centro verso la periferia. Per evidenziare questo effetto nel grafico di figura 8 è riportato l'andamento del segnale lungo una linea orizzontale passante per il centro del fantoccio. Per questa immagine non è neppure possibile calcolare il rapporto segnale/rumore seguendo il nostro protocollo, poiché nelle immagini è applicato un filtro che pone a zero tutti i pixel al di fuori di un ellissoide con semiassi di 21 cm (antero-posteriore), 19 cm (latero-laterale) e 20 cm (cranio-caudale). Quindi non è sempre possibile porre le ROI esterne in zone interne a questo ellissoide, ma distanti dal bordo del fantoccio. In figura 9 è riportata la stessa immagine di figura 7 con una differente finestra in cui si può vedere il taglio dell'immagine.

Infine, nella figura 10, vi è un'immagine del nostro fantoccio con inserti ottenuta con la bobina head ricetrasmittente. Anche qui si può notare un problema analogo a quello del

fantoccio *body* con un sensibile calo di segnale ai bordi, seppure meno marcato. Inoltre si possono notare, in varie zone dell'immagine, soprattutto in corrispondenza delle rampe in alto a destra, delle piccole regioni di ipointensità del segnale. Un'ispezione visiva del fantoccio ha permesso di identificare questi oggetti con piccole bolle d'aria (diametro <1 mm) formatesi all'interno delle rampe e sulle superfici di tutte le interfacce. Non avendo mai notato un simile fenomeno nelle precedenti esperienze con tomografi da 0,5 T e 1,5 T, si è supposto che fosse dovuto all'elevata intensità del campo magnetico. Per verificare questa ipotesi si è portato il fantoccio all'esterno della sala magnete in una zona con campo magnetico statico inferiore a 0,5 mT. Dopo circa un giorno si è visivamente ispezionato il fantoccio verificando la scomparsa delle bolle.



Figura 10  
Immagine  
trasversale  
del nostro  
fantoccio ac-  
quisita con la  
bobina Head-  
T/R

Poiché la risposta dei fantocci utilizzati nelle misure è fortemente sensibile al liquido di riempimento ed alla sua concentrazione si è ritenuto che i fantocci in nostra dotazione non fossero adeguati ad effettuare misure sul tomografo da 3 T. Pertanto abbiamo scelto di utilizzare per tutte le misure in esame i fantocci forniti in dotazione al tomografo: un fantoccio head contenente 1000 ml *demiwater* +770 mg  $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$  +1 ml *arquad* (1% *solution*) +0,15 ml  $\text{H}_2\text{SO}_4$  - 0,1 N *solution* con inserti per misure di rapporto segnale/rumore, uniformità, distorsione geometrica, spessore di strato (spessore della rampa 2 mm, inclinazione 11,3°) ed MTF (da noi non implementato); un fantoccio *body* contenente marcol 82® (generalmente indicato come "*mine-*

*ral oil*”), con inserti per misure di rapporto segnale/rumore, uniformità e distorsione geometrica; ed un fantoccio cilindrico uniforme contenente *mineral oil*. Il fantoccio head è per altro del tutto identico al fantoccio fornito per l'altra risonanza magnetica. Il fantoccio body contiene un inserto per la misura di rapporto segnale/rumore e uniformità ed un inserto per la quantificazione della distorsione spaziale.

Bobina	Piano	SNR
T/R	trasversale	381,3
	sagittale	518,3
	coronale	439,7
SENSE	trasversale	549,5
	sagittale	631,7
	coronale	910,2

Tabella 3 - Risultati delle misure di rapporto segnale/rumore effettuate seguendo il nostro protocollo

I risultati delle misure di rapporto segnale/rumore sono riportati in tabella 3. Non ritenendo accettabili le notevoli differenze nei valori misurati, pur tenendo conto della non omogeneità del segnale nella direzione cranio-caudale, già rilevata sul tomografo da 1,5 T, si è indagato sulle loro cause. Si è notato che la deviazione standard delle ROI poste all'esterno del fantoccio è molto piccola ed è soggetta a fluttuazioni notevoli (1,5÷3,4) e poiché essa è valutata come misura del rumore influenza significativamente il valore del rapporto segnale/rumore. Tenendo conto anche delle problematiche relative al taglio dell'immagine a FOV elevati, menzionato in precedenza, si è ritenuto opportuno elaborare una nuova procedura per la misura del rapporto segnale/rumore. Si è scelto di utilizzare uno dei protocolli suggerito da AAPM che prevede l'impiego di una ROI di area pari a 100 pixel o al 10% dell'area del fantoccio, la maggiore delle due. Il rapporto segnale/rumore è dato dal rapporto tra la media dei valori dei pixel all'interno della ROI posta sull'immagine del fantoccio e la relativa deviazione standard.

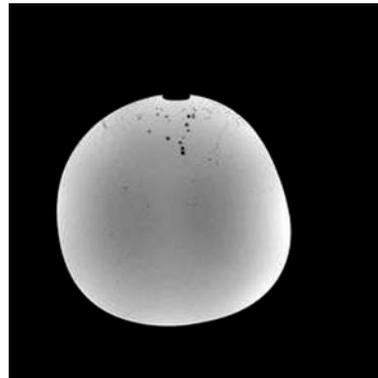


Figura 11 - Immagine trasversale del fantoccio cilindrico acquisita con la bobina Head-T/R

Dato che l'intensità del segnale, nelle due bobine *head* ha un andamento non omogeneo in direzione cranio-caudale, si è cercato di misurare il rapporto segnale/rumore su vari piani trasversali in maniera del tutto analoga a quanto fatto per la bobina *head* dell'altra risonanza. Per queste misure si è utilizzato il fantoccio cilindrico. Ciò che abbiamo notato già con le sequenze di centratura è stata la presenza di zone di assenza di segnale all'interno del fantoccio di diametro inferiore a 1 mm (fig. 11 - si noti che la deformazione del fantoccio è dovuta alla sua scarsa rigidità). Ripetendo l'esperienza ad alcuni giorni di distanza, si è osservato che le regioni di assenza di segnale erano aumentate sia in dimensione sia in numero. Non riuscendo a giustificare la presenza di questi oggetti con artefatti, si è ipotizzato che una delle parti del composto non fosse del tutto solubile e avesse formato delle bolle. Per verificarlo abbiamo agitato vigorosamente il fantoccio e ripetuto la sequenza d'acquisizione. Dall'immagine abbiamo constatato che le zone prive di segnale erano diminuite in dimensioni, ma aumentate in numero come se le bolle si fossero frazionate, in accordo con l'ipotesi. Abbiamo proceduto con la misura di interesse assicurandoci che il composto che forma le bolle fosse disciolto il più possibile. I risultati sono riportati nei grafici delle figg. 12-15. Anche in questo caso i grafici in figura vengono utilizzati come *starting point* per i futuri controlli di qualità in sostituzione delle acquisizioni sui piani sagittali e coronali.

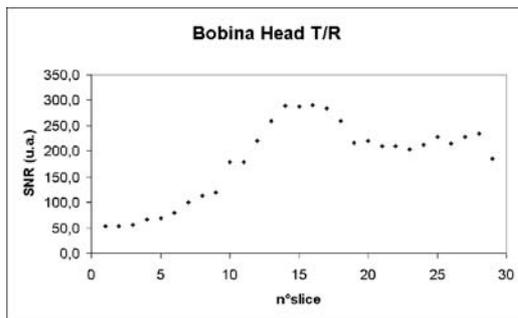


Figura 12 - Andamento del rapporto segnale/rumore per la bobina Head-T/R lungo l'asse cranio-caudale

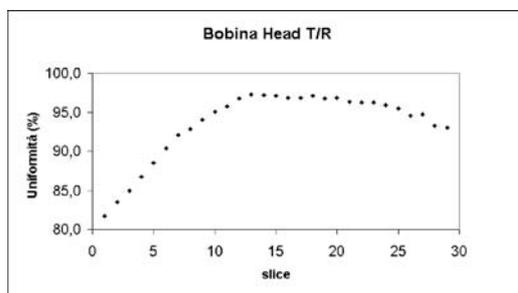


Figura 13 - Andamento dell'uniformità per la bobina Head-T/R lungo l'asse cranio-caudale

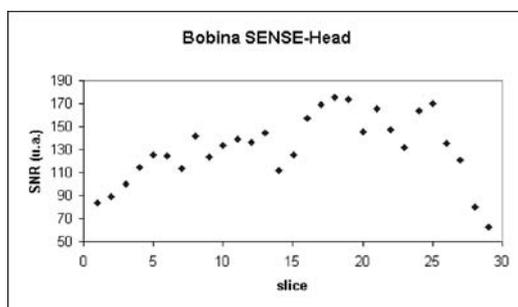


Figura 14 - Andamento del rapporto segnale/rumore per la bobina SENSE-Head lungo l'asse cranio-caudale

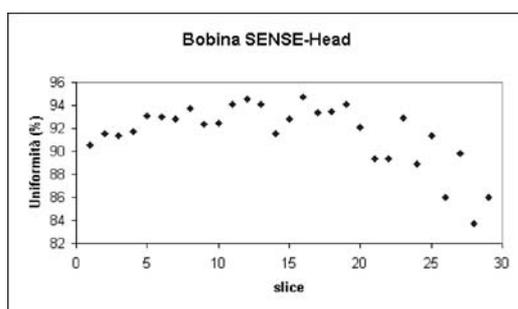


Figura 15 - Andamento dell'uniformità per la bobina SENSE-Head lungo l'asse cranio-caudale

Con le bobine *head* T/R e SENSE-*head* si sono misurati, infine, spessore di strato e distorsione geometrica. I risultati di queste misure sono riportati nelle tabelle 4 e 5. Come si può notare rientrano nelle specifiche indicate in precedenza.

Bobina	Piano	Impostato	Misurato
Head T/R	trasversale	3,00	2,82
		5,00	4,84
		10,00	9,53
	sagittale	3,00	3,14
		5,00	4,71
		10,00	9,29
coronale	3,00	2,90	
	5,00	4,70	
	10,00	9,15	
SENSE-Head	trasversale	3,00	3,05
		5,00	4,73
		10,00	9,20
	sagittale	3,00	2,83
		5,00	4,81
		10,00	9,20
	coronale	3,00	2,89
		5,00	4,84
		10,00	8,57

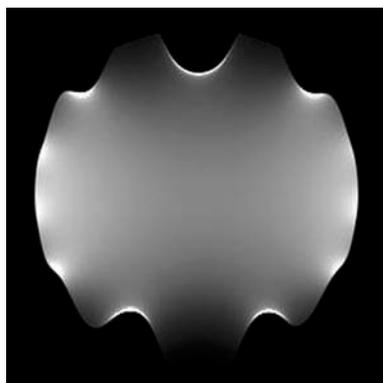
Tabella 4 - Risultati delle misure di spessore di strato sul tomografo da 3 T

Bobina	Direzione	Distorsione(%)	Errore
Head T/R	AP	0,6232	0,0018
	RL	0,0053	0,0018
	FH	-1,1287	0,0018
SENSE-Head	AP	0,047	0,003
	RL	0,218	0,003
	FH	-0,670	0,003
Body	AP	0,675	0,008
	RL	0,117	0,008
	FH	0,480	0,008

Tabella 5 - Risultati delle misure di distorsione geometrica sul tomografo da 3 T

Successivamente si è passati alle misure di rapporto segnale/rumore, uniformità e distorsione geometrica sulla bobina *body*, utilizzando il fantoccio *body* in dotazione al tomografo. Le immagini acquisite sui piani sagittale (fig. 16) e coronale hanno evidenziato notevoli distorsioni, dovute probabilmente a disomogeneità nel campo magnetico statico. Si è cercato il più grande FOV che non contenesse artefatti dovuti alla distorsione e si sono fatte le misure su tale FOV; il FOV utile co-

si definito è risultato pari a 270 mm. Nella tabella 6 sono riportati i valori di rapporto segnale/rumore e di uniformità per tutte le bobine. Si noti che per le bobine SENSE-head e Head-T/R la misura riportata è quella acquisita con il fantoccio head.



*Figura 16 - Immagine sagittale del fantoccio Body fornito dalla ditta costruttrice del tomografo acquisita con la bobina Body*

Bobina	Piano	SNR(u.a.)	Uniformità(%)
SENSE-Head	Trasversale	228	90
Head T/R	Trasversale	190	80
Body	Trasversale	57	87
	Sagittale	53	71
	Coronale	60	75

*Tabella 6 - Risultati delle misure di rapporto segnale rumore e di uniformità sul tomografo da 3 T*

### Conclusioni

Si cercato di trasferire i protocolli già impiegati e testati per i controlli di qualità su tomografi a risonanza magnetica con intensità di campo statico 1,5 T su un tomografo da 3 T per le prove di accettazione. Ciò che in un primo tempo si è ottenuto sono state immagini di scarsa qualità, con valori inattendibili per rapporto segnale/rumore ed uniformità. È stato verificato che la principale causa di ciò era una risposta non adeguata dei liquidi di riempimento dei fantocci in nostra dotazione.

Si è proceduto alla sostituzione dei nostri fantocci con altri, forniti dalla ditta costruttrice dei tomografi in esame. Alcuni di questi fantocci, quelli con *mineral oil*, hanno manifestato alcune problematiche, che ricadono sull'accuratezza delle misure, nonostante il

liquido di riempimento sia stato sviluppato appositamente per l'uso a 3 T.

I valori ottenuti, pertanto, non sono da considerarsi risultati definitivi, ma solo come una prima valutazione delle problematiche relative alle misure dei parametri che caratterizzano un impianto di questo genere. Ulteriori test e misure dovranno essere effettuate prima che si possa mettere appunto un protocollo definitivo da cui si possano estrarre valori di riferimento con i quali confrontare i risultati dei successivi controlli di qualità.

Sotto questa ottica risulta difficile anche un confronto tra le due macchine, considerando che le misure sono state ottenute con metodologie e strumentazioni diverse. Si può comunque tentare di fare un confronto qualitativo fra il comportamento della bobina head ricevente del tomografo da 1,5 T e le bobine *SENSE-Head ed Head T/R* del 3 T, sfruttando il fatto che i fantocci head in dotazione ai due tomografi sono identici. Effettuando, sul tomografo da 1,5 T, una misura di rapporto segnale/rumore impiegando la stessa sequenza e lo stesso protocollo impiegati per la risonanza magnetica da 3 T, si ottiene un valore pari a 78,7 u.a. Come si ci può aspettare il rapporto segnale/rumore aumenta passando da 1,5 T a 3 T, ma il fattore di proporzionalità è compreso tra 2,4 (bobina *Head-T/R*) e 2,9 (bobina *SENSE-Head*), mentre, teoricamente, questo valore dovrebbe essere 2. È comunque da tenere in considerazione il fatto che la bobina head del tomografo da 1,5 T è solo ricevente, e pertanto da considerarsi inferiore, in prestazioni, rispetto ad una bobina ricetrasmittente o *SENSE*, perciò i valori ottenuti sono compatibili con il modello teorico. È inoltre da notare che, sebbene le disomogeneità del campo magnetico statico fornite dalla ditta costruttrice i tomografi, espresse in ppm, si equivalgano, sull'impianto da 3 T, esse causano distorsioni molto più evidenti, al punto che il FOV utile, ovvero il FOV non affetto da distorsioni, è sensibilmente inferiore al FOV massimo che si può acquisire (27 cm contro 38÷42 cm).

### Bibliografia

- [1] Mascaro L., Duina A.; *Corsi itineranti per l'assicurazione di qualità in diagnostica per immagini. VI modulo: QA in tomografia a Risonanza magnetica*; Scuola Superiore di Fisica Biomedica "P. Caldirola"
- [2] Aragno D., Culeddu N., Mattacchioni A., Bianciardi L.; *Controlli di qualità in MRI: sensibilità dei fantocci usati per la valutazione dell'uniformità*; atti del congresso AIFM 2003.
- [3] Pruessmann K. P., Weiger M., Scheidegger M. B., Boesinger P.; *SENSE: sensitivity encoding for fast MRI*; *Magnetic Resonance in Medicine* 42: 952-962 (1999).
- [4] Tsui B. M. W.; *MRI phantom user's manual*; Data Spectrum Corporation (1990)
- [5] Och J. G., Clarke G.D., Sobol W. T., Rosen C. W., Mun S.K.; *Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems: report of AAPM nuclear magnetic resonance task group n. 6.*
- [6] Lerski R., De Wilde J., Boyce D., Ridgway J.; *Quality control in magnetic resonance imaging*; IPEM (1998)

### **INTERNATIONAL BIOMEDICAL ENGINEERING CONFERENCE IN MALAYSIA (BIOMED 2004)**

Kuala Lumpur, September 2-4, 2004.

Registration can also be made online and further details can also be found at the website.

Website: <http://www.um.edu.my/conf/biomed2004/>

### **4<sup>th</sup> SIMULATION AND MODELLING IN MEDICINE**

York, 2004-09-07

Email: [j.g.truscott@leeds.ac.uk](mailto:j.g.truscott@leeds.ac.uk)

### **DOSGEL 2004**

### **THIRD INTERNATIONAL CONFERENCE ON RADIOTHERAPY GEL DOSIMETRY**

Gent (Belgium), 13 – 16 September 2004

The DOSGEL conferences are an important forum at which material scientists, chemists, medical physicists, MRI and radiation specialists bring together a critical mass of thoughts, findings and considerations.

Website: <http://www.dosgel.org>

### **4<sup>th</sup> WSEAS INT. CONF. ON ROBOTICS, DISTANCE LEARNING AND INTELLIGENT COMMUNICATION SYSTEMS (ICRODIC 2004)**

Ismir, Turkey, 2004-09-14 - 2004-09-16

E-mail: [nata@wseas.com](mailto:nata@wseas.com)

Website: <http://www.worldses.org/conferences/2004/turkey/icrodic/index.html>

## Stime di Rischio e Dose Integrale in IMRT

M. Carrara, S. Guariglia, R. Lorusso, A. Mari, V. Piazzzi, F. Saiani, C. Stucchi, E. Villaggi

*Studenti del 3° anno della Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria*

*Università degli Studi di Milano*

### Introduzione

Complicanze polmonari, complicanze cardiache, infezioni e neoplasie radioindotte a seguito di un trattamento radioterapico sono annoverate tra le cause di mortalità per effetti tardivi delle radiazioni ionizzanti. L'incidenza di questi effetti a lungo termine è posta in evidenza dall'aumento del numero di pazienti sottoposti a radioterapia e del loro tempo di sopravvivenza.

Le complicanze polmonari e cardiache possono essere ridotte in primo luogo conformando il volume bersaglio in modo da ridurre la dose al tessuto sano, poi riducendo la dose per frazione (<2 Gy) e infine riducendo anche la dose totale [1]. Per quanto concerne invece le neoplasie radioindotte in pazienti radioterapici, sono stati osservati leucemie e carcinomi nei tessuti o organi che hanno ricevuto basse dosi e sarcomi nei tessuti irradiati pesantemente o molto vicini al campo di radiazione.

Nella attuale Radioterapia Oncologica si impiega, quale sorgente di radiazione ionizzante, la versione medica dell'acceleratore lineare d'elettroni (LINAC). Con questo tipo di apparecchiatura si possono generare fasci di fotoni e fasci di elettroni di energia elevata con notevoli vantaggi nella distribuzione della dose nel volume bersaglio della terapia; in particolare per la radiazione X di **Bremsstrahlung** il potenziale nominale d'accelerazione è nell'intervallo  $4 \div 25$  MV.

Gli organi e i tessuti distanti dal bordo del fascio di radiazione, quindi in posizione corporea periferica rispetto al volume bersaglio, assorbono dose durante il tempo di irradiazione: si tratta della radiazione di fuga dalla testata dell'acceleratore e della radiazione diffusa, che insieme contribuiscono a quella che è generalmente denominata dose integra-

le al paziente o **Peripheral Dose (PD)**.

Le tecniche radioterapiche quali la radioterapia conformazionale (CRT) e la radioterapia a intensità modulata (IMRT), confrontate con le tecniche convenzionali, se da un lato permettono una maggiore conformazione al tumore con salvaguardia del tessuto sano, possono portare dall'altro a un incremento della dose integrale al paziente: in entrambe le tecniche, e in maggior entità nelle tecniche IMRT, il LINAC è infatti operativo in emissione raggi per un tempo più lungo rispetto ad una tecnica convenzionale. L'incremento del tempo di **beam-on** e quindi del numero di unità monitor, unito all'aumento del numero di porte di ingresso del fascio di radiazione, implica una maggiore estensione del volume irradiato alle basse dosi. La conformazione del volume irradiato ad alte dosi, beneficio che si realizza con una tecnica IMRT, comporta quindi un inevitabile aumento del volume irradiato alle basse dosi, soggetto ai rischi associati agli effetti tardivi delle radiazioni. In quanto relativo all'effetto cancerogeno delle basse dosi impartite a cellule sane, il problema che si pone per il paziente oncologico è quindi di natura strettamente radioprotezionistica [2].

L'insorgenza di secondo tumore radioindotto dopo trattamento radioterapico è un problema tuttavia non privo di controversie: una delle ragioni della difficoltà di una seria analisi epidemiologica è che i pazienti sottoposti a radioterapia sono intrinsecamente ad alto rischio, o per il loro stile di vita o per predisposizione genetica, e il rischio da tumore radioindotto è difficilmente dissociabile dal rischio di tumore per altre cause.

Ad accrescere la complessità dell'analisi è la scarsa conoscenza della relazione dose-effetto a basse dosi; in particolare, per dosi inferiori a 0.2 Gy non è stato rilevato un incre-

mento di incidenza di tumore e l'uso della relazione lineare senza soglia per la valutazione del rischio non ha basi scientifiche [3].

Queste problematiche, di una certa attualità in letteratura [4], hanno guidato alcuni studi rivolti a un confronto tra tecniche conformazionali convenzionali e tecniche a intensità modulata in termini di stima di rischio da cancro radiondotto dovuto alla dose al corpo intero. Dal concetto generale di rischio, inteso come la probabilità di lesione, malattia o morte risultante da qualche attività, si definisce il fattore di rischio [ $Sv^{-1}$ ] come frequenza degli eventi attesi per unità di dose equivalente ricevuta nell'organo di interesse. Il rischio relativo in eccesso è calcolato come prodotto del fattore di rischio per la dose impartita. In letteratura si utilizza, per le stime di rischio da cancro radiondotto, un fattore di rischio mediato per sesso ed età e radiosensibilità degli organi pari a  $5 \cdot 10^{-2} Sv^{-1}$ [5].

#### IMRT e dose ad organi distanti dal volume bersaglio

Il passaggio da una tecnica convenzionale a una tecnica conformazionale 3D-CRT implica la riduzione del volume di tessuto sano irradiato ad alte dosi, con crescita della dose al volume che comprende il tumore e una porzione limitata di tessuto sano.

Le finalità generali della radioterapia richiedono infatti di impartire la massima dose prescritta al tumore (*planning target volume*, PTV) e la minima dose possibile ai tessuti circostanti. Questo fine è ottimizzato dalla radioterapia a intensità modulata [6], realizzabile in varie modalità, tra cui si ricordano:

- **dinamica**: durante la terapia la sorgente radiogena è fissa ma le lamelle del collimatore multilamellare (*multileaf collimator*, MLC) si muovono con continuità durante l'irradiazione sotto il completo controllo di un computer per produrre il desiderato profilo di fluena dei fotoni;
- **"stop and shoot or step and shoot"**: durante l'emissione raggi la sorgente è fissa, il collimatore multilamellare ha una forma predisposta detta segmento, che manterrà per la durata prevista dalla pianificazione.

La forma verrà modificata dopo il "fermo raggi" (**stop**) e solo a modifica attuata si avrà una nuova emissione raggi (**shoot**).

- **"Intensity modulated arc therapy (IMAT)"**: durante la terapia la sorgente radiogena è in movimento lungo archi, e come nel primo caso le lamelle del MLC si muovono con continuità durante l'irradiazione.

Sebbene le sorgenti e le apparecchiature siano le medesime, l'approccio dell'IMRT è sostanzialmente differente. L'IMRT si basa sul concetto dell'*inverse planning* [7]. Mentre nella radioterapia tradizionale si cerca, variando i parametri a disposizione (numero campi, angoli d'ingresso, pesi, cunei), di ottenere una distribuzione di dose che massimizzi gli effetti sul bersaglio e minimizzi quelli ai tessuti sottostanti, con l'IMRT si parte dalla distribuzione di dose e attraverso algoritmi si risale (a meno di alcuni parametri, numero campi e punto d'ingresso) al piano attraverso l'impiego di campi con fluena disomogenea.

La matematica che sottende l'IMRT si basa sulla retroproiezione (*back-projection*) della distribuzione di dose (nello spazio delle dosi) per ottenere una distribuzione di fluena (spazio delle fluene).

L'IMRT riesce, rispetto alla RT tradizionale a produrre isodosi concave, necessarie nel caso in cui il bersaglio avvolga organi a rischio: questo risultato infatti è ottenibile grazie a fasci di fluena modulata. Ideale sarebbe il rilascio di una dose nulla ai tessuti non tumorali; sebbene con l'IMRT sia possibile ottenere buone distribuzioni anche per organi "avvolgenti", la dose agli OAR non può essere ridotta a zero per evidenti cause fisiche legate allo *scattering*, all'assorbimento esponenziale dei raggi X, agli elettroni messi in moto. L'estrema precisione consentita da questa tecnica permette di avere un approccio più aggressivo nei confronti delle patologie intraprendendo una *"dose escalation"* che consentirebbe un controllo maggiore del volume bersaglio, avendo cura del risparmio dei tessuti sani vicini [8].

In trattamenti IMRT, il sistema general-

mente adottato come modificatore del fascio della radiazione X è un collimatore di tipo multilamellare (MLC), che consente di definire campi di forma irregolare.

La dose erogata all'isocentro da un fascio modulato con una tecnica IMRT comporta l'erogazione di un numero maggiore d'unità monitor, a parità di dose erogata da un campo non modulato. Ne segue quindi che le dosi dovute alla radiazione di fuga dalla testata dell'acceleratore e alla radiazione diffusa (dal paziente, dalla testata dell'acceleratore, dall'ambiente circostante) aumenteranno, nonostante la distribuzione spaziale di queste dosi non dipenda da fattori quali la forma del collimatore multilamellare e dei collimatori primari [9,10].

Un noto dato dosimetrico per i trattamenti convenzionali fissa per la dose da radiazione di fuga dal collimatore primario del LINAC (documento IEC 60601-2-1) il limite pari allo 0.1% della dose sull'asse centrale di un fascio non modulato; quindi, per una dose pari a 1 Gy sull'asse centrale, la dose dovuta alla radiazione di fuga sarà minore di 1 mGy. È possibile poi stimare l'effetto di un fascio modulato sulla dose reale risultante dalla radiazione di fuga. Nel caso in cui il fascio sia modulato mediante l'inserimento di un cuneo fisico o di un compensatore fisico, la dose dovuta alla radiazione di fuga aumenterà del fattore cuneo o del fattore compensatore. Se il fattore compensatore è pari a 2.5, la dose dovuta alla radiazione di fuga potrebbe aumentare da 2 mGy fino a 5 mGy.

Nel caso della tecnica IMRT, facendo uso di sequenze programmate di diversi fasci, si può definire un fattore IMRT, analogo al fattore cuneo o al fattore compensatore: esso è dato dal rapporto delle unità monitor richieste per erogare il fascio modulato rispetto alle unità monitor richieste per erogare la stessa dose da parte di un fascio non modulato e della stessa forma. Il fattore IMRT è sempre maggiore dell'unità e dipende dal grado di modulazione richiesto e dalla particolare sequenza della scelta della disposizione delle lamelle per ottenere la modulazione desiderata; tale fattore può assumere valori compresi fra 5 e 10.

La forma dei collimatori multilamellari ha una certa rilevanza nelle zone interposte fra le lamelle, dove la radiazione può passare non adeguatamente attenuata. I costruttori sono riusciti a ridurre questo effetto introducendo lingue, scanalature o curvando gli spigoli delle lamelle: tramite questi accorgimenti la fuga di picco può essere ridotta al di sotto del 5%, con una fuga media compresa fra lo 0.5% e il 2.5%. Alcuni costruttori hanno proposto di risolvere il problema con l'utilizzo di ulteriori collimatori, progettando collimatori MLC costituiti da un dispositivo aggiuntivo da inserire sulla testata di trattamento standard.

Oltre alla radiazione di fuga e alla radiazione diffusa, occorre tenere conto, alle alte energie, del contributo dei fotoneutroni. I fotoneutroni vengono in primo luogo generati nel target e nei collimatori fatti di materiale ad alto Z, con una soglia compresa fra 6 e 8 MeV per il piombo, il tungsteno o l'uranio. In letteratura sono riportati esperimenti finalizzati a misure dirette dell'efficacia biologica di fotoneutroni da acceleratori lineari medicali [11], ma tale contributo è rilevante per energie dei fotoni maggiori di 14 MeV, mentre i trattamenti IMRT sono effettuati a energie più basse, tipicamente 6 MeV.

A causa dell'aumento delle unità monitor nei trattamenti IMRT rispetto ai trattamenti convenzionali, risulta interessante indagare una possibile metodica dosimetrica per una valutazione della PD che tenga conto dei contributi della radiazione di fuga e della radiazione diffusa.

La PD divenne significativa e di interesse clinico già circa venti anni fa, con la pubblicazione nel 1980 del rapporto *BEIR III del Committee on Biological Effects of Ionizing Radiations* basato su una prima revisione dei dati relativi ai sopravvissuti agli eventi bellici nucleari del II Conflitto Mondiale e su raccolte di dati clinici di roentgenterapia antalgica. Nel rapporto *BEIR III* si rileva che:

- singole dosi di  $(10 - 19) \cdot 10^{-2}$  Gy possono produrre danno in un feto e la soglia per tale effetto è di  $5 \cdot 10^{-2}$  Gy.

- l'incremento nel rischio relativo per il tumore al seno in donne dopo i 20 anni d'età è di  $(0.5\% / 10^2)$  Gy con una probabile soglia di 1 Gy.
- La soglia per indurre un tumore in tiroide o in un polmone è di  $5 \cdot 10^2$  Gy.
- La soglia della sterilità maschile è fra 3 - 4 Gy.

Le dosi clinicamente rilevanti variavano perciò da  $5 \cdot 10^2$  Gy ad oltre 2 Gy.

Per un trattamento complessivo di 50 - 60 Gy i predetti valori di dose ad organi distanti dall'area trattata ma clinicamente rilevanti corrispondevano a 0.3% - 0.1% della dose prescritta al paziente.

Nei primi anni '80 vennero pubblicati alcuni metodi per rilevare, esternamente al fascio primario, livelli di dose pari allo 0,1% della dose al centro campo radiante individuando le quattro sorgenti che contribuiscono alla PD in:

1. radiazione di fuga dalla testata (**L**)
2. radiazione diffusa dal sistema di collimazione del fascio radiante (**C**)
3. radiazione diffusa dalle pareti del locale di terapia (**R**)
4. radiazione diffusa dal paziente (**W**).

Kenneth. R. Kase et al. [12] della *Harvard Medical School*, Boston (USA) propongono nel 1983 un metodo sperimentale per la misura della dose esterna al campo radiante impiegando un fantoccio ad acqua di 90cm × 50cm · 25cm quale sorgente di radiazione diffusa dal paziente, investito direttamente dal fascio. Le misure di dose complessivamente diffusa (**T**) con camera a ionizzazione immerse alla profondità (**d**) di 10 cm, 5cm e in superficie a distanze dall'asse centrale (**x**) fino a 70 cm e per campi di dimensioni (**A**) 5 cm × 5cm, 15cm × 15cm e 25cm × 25cm per le seguenti qualità di radiazione (**E**): radiazione X-300 kVp, X-4 MV, X-8 MV e radiazione  $\gamma$  del  $^{60}\text{Co}$ .

Si considera la dose dovuta alla radiazione diffusa (T) come la somma di tre termini:

$$T = W + C + L$$

Si quantificano le tre componenti ritenendo trascurabile il contributo della radiazione diffusa da pareti, pavimento e soffitto.

Per misurare il contributo alla dose (**C+L**) della radiazione diffusa dalla sola apparecchiatura radiogena, si punta il fascio primario esternamente alla parete della vasca del fantoccio rilevando la dose in profondità d'acqua nel fantoccio.

Il contributo di dose dovuto alla radiazione diffusa dall'acqua (**W**) può allora essere valutato come:

$$W = T - (C + L)$$

Per il contributo della radiazione di fuga (**L**) si consideri che non basta la totale chiusura dei collimatori, poiché l'entità della stessa è dipendente dalla loro apertura. Gli autori escogitano di chiudere completamente una delle due coppie di blocchi limitatori che compongono il dispositivo di collimazione e aggiungono ulteriori schermi in Pb sul fascio primario, sino a ridurre la dose sull'asse centrale allo 0.1% della dose a campo aperto. In questo modo sono eliminate dalla radiazione diffusa totale sia la componente diffusa dalla apparecchiatura, sia la componente diffusa dalle pareti della stanza. La seconda coppia di blocchi limitatori, che si muove parallelamente alla direzione di scansione del rivelatore nel fantoccio, viene aperta a 5, 15 e 25 cm e rilevando sempre la dose in profondità d'acqua nel fantoccio a varie distanze x dall'asse centrale.

Infine con i dati acquisiti si valuta la dose attribuibile all'apparato di collimazione:

$$C = (C+L) - L$$

Esprimendo i tre contributi di dose in rapporto alla dose sull'asse centrale (**N**) in particolare viene individuato, per la componente diffusa dalla massa d'acqua, **un andamento esponenziale con parametri a e b e con un coefficiente di correlazione compreso fra  $\pm 0.991 \div \pm 0.999$** :

$$\frac{W(x, d, A, E)}{N(x = 0, d_{\max}, A, E)} = a * e^{(-b*x)}$$

Il parametro **b** mostra una debole tendenza ad aumentare con l'aumento della profondità e con la riduzione delle dimensioni del campo,

mentre risulta costante con l'energia dei fotoni. Si può riconoscere nel parametro  $b$  il coefficiente di attenuazione lineare per la radiazione diffusa in acqua. Il valore osservato varia fra  $0.11 \div 0.17 \text{ cm}^{-1}$  e corrisponde a fotoni di energia nell'intervallo  $100 \div 350 \text{ keV}$ .

I risultati degli autori mostrano che la radiazione diffusa dall'acqua è in generale il contributo preponderante nelle vicinanze del campo, ma con  $X$ - 8 MV e campi piccoli la diffusa dal collimatore è il contributo dominante. La radiazione di fuga è la sorgente più intensa a distanze oltre i 40 cm per il campo  $5\text{cm} \cdot 5\text{cm}$  ed oltre 60 cm in campi più grandi. Solo dove la radiazione di fuga domina, là vi sono grandi differenze fra le quattro qualità di radiazione primaria messe a confronto.

Nello stesso periodo Benedick A. Fraass e Jan van de Geijn [13] del **National Cancer Institute**, Bethesda (USA) pubblicano il loro metodo basato analogamente sull'impiego di un fantoccio ad acqua, ma adottando anche una filtrazione con fogli di Pb di vario spessore e avvolgente i due lati del fantoccio (quelli attraversati dalla radiazione diffusa) per poter effettuare misure di HVL sulla radiazione diffusa. Nei risultati, riportano che la componente, da loro denominata trasmessa, ( $L+C$ ), è dello stesso ordine di grandezza della componente diffusa ( $W+R$ ): infatti il rapporto diffusa/trasmessa varia da 2:1 per un campo  $30\text{cm} \cdot 30\text{cm}$  a 1:2 per un campo  $6\text{cm} \cdot 6\text{cm}$ .

Negli anni '90 Piet-Hein van der Giessen [14,15,16,17,18,19] del **Verbeeten Institute, Tilburg** (The Netherlands) conduce una delle analisi qualitative e quantitative più estese sulla PD in radioterapia convenzionale adottando per le dosimetrie sperimentali il metodo di Kase. Riportiamo di seguito alcuni grafici riassuntivi delle sue indagini [17], dove ha raccolto anche dati pubblicati da altri ricercatori.

Una metodica dosimetrica per la PD in IMRT deve tener conto che una dosimetria effettuata **punto a punto**, quale quella alla base del metodo di Kase che abbiamo illustrato all'inizio, è una procedura estremamente one-

rosa per ottenere profili di dose diffusa come quelli ottenuti in radioterapia convenzionale precedentemente discussi.

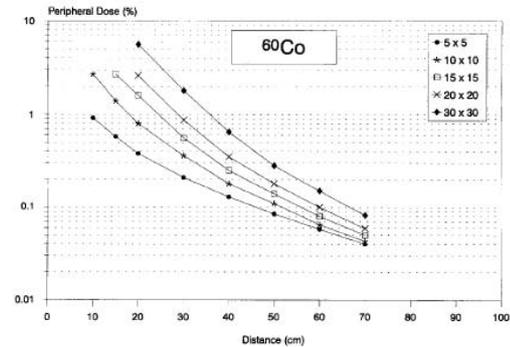


Figura 1 PD in % del massimo di dose sull'asse centrale in funzione della distanza per un numero di campi per la radiazione gamma  $^{60}\text{Co}$  [17].

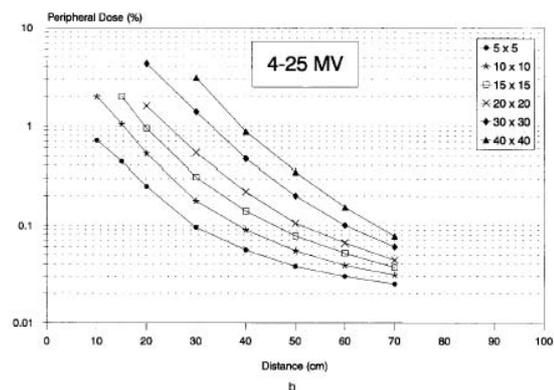


Figura 2 PD in % del massimo di dose sull'asse centrale in funzione della distanza per un numero di campi per la radiazione X 4-25 MV [17].

La **film-dosimetria fotografica** può essere una possibile soluzione quando si è in presenza di un basso rateo di dose poiché la risposta integrata del film consente di acquisire l'intera distribuzione di dose di un piano frontale o sagittale o trasversale in una singola esposizione. Va però osservato che la risposta del film, ossia la Densità Ottica (OD) dell'annerimento in funzione dell'esposizione del film a dose nota, non rimane costante al variare dell'energia della radiazione  $X$  incidente. Questo aspetto in misure di PD è importante poiché per l'ambito convenzionale l'energia della radiazione diffusa decresce allontanandosi dal bordo del campo della radiazione primaria (2). Prima conseguenza di

ciò è che una singola curva sensitometrica (H&D) non è sufficiente per un'accurata conversione della OD in dose assorbita nei punti distanti dal bordo del campo.

Una metodica espressamente dedicata a risolvere questo problema è stata messa a punto da un gruppo congiunto di ricercatori dell'Università della California a Sacramento, CA (USA) e del **Lawrence Livermore National Laboratory** a Livermore, CA (USA) e pubblicata [20] da R.L. Stern et al.) nel febbraio 2004.

La tecnica densitometrica da essi proposta si propone di ottenere una **Curva Sensitometrica Multipla** (MSC) per il film **Kodak XV2**; è il film tradizionalmente usato per filmdosimetria con fasci di radiazione terapeutica. La sua risposta è lineare nell'intervallo 0.04 - 1 Gy saturando a 2 Gy. Verificarono il metodo anche per altre due tipi di film:

1. **Kodak PPL**: di recente produzione è utilizzato per il controllo radiografico della centratura preliminare alla terapia. La sua risposta è nell'intervallo 0.0025 - 0.05 Gy saturando a 0.1 Gy.
2. **Kodak EDR2**: di recente produzione è impiegato nella filmdosimetria preliminare a un trattamento IMRT. La sua risposta è lineare nell'intervallo 0.25 - 4 Gy saturando a 7 Gy.

Il film viene esposto inserendolo, in posizione perpendicolare all'asse del fascio primario, in un fantoccio a lastre di materiale acqua equivalente disposto alla SSD=100cm e per un campo di 10 cm · 10 cm predisposto sul LINAC.

Le curve H&D multiple vennero rilevate effettuando le letture di OD a distanze definite dal bordo del campo in funzione di una dose rilevata da una camera a ionizzazione:

- 2.5 cm; 4.5 cm; 7.5 cm e 11.5 cm; a 10 cm di profondità
- 2.8 cm; 4.8 cm; 7.8 cm e 11.8 cm; a 30 cm di profondità

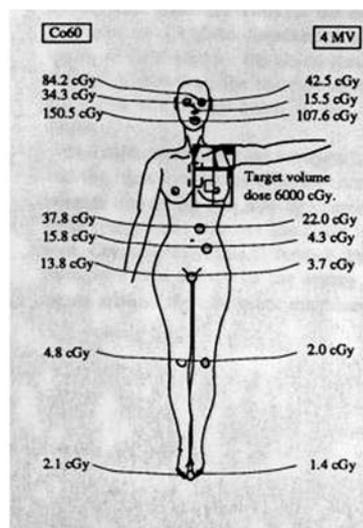
Per ottenere il profilo della PD per il campo di una data terapia, conformazionale o IMRT, un film viene esposto in fantoccio a 10cm di profondità ed un altro a 30 cm ad una dose che

deve annerire il film sino a OD=0.2 nei punti periferici di interesse e che comporta una OD=2.8 a 1cm dal bordo del campo.

Per correggere la variazione della risposta del film con la distanza dal bordo del campo il loro metodo prevede un utilizzo delle quattro curve H&D suddividendo, nell'analisi densitometrica (OD vs. distanza dal bordo campo), la distanza dal bordo campo in cinque intervalli per una scansione complessiva di 15 cm. Ciascun intervallo è definito dalle posizioni dal bordo campo di due curve sensitometriche ossia quelle ottenute per valori della distanza dal bordo campo che lo delimitano.

Già nel 1996 Diallo et al. [21] proposero una metodologia per la stima della dose rilasciata in punti periferici rispetto al volume di trattamento, ai fini di offrire un criterio concreto per la proposta di raccomandazioni riguardanti la radioprotezione del paziente oncologico. Gli autori tengono conto della radiazione diffusa e della radiazione di fuga tramite misure di filmdosimetria effettuando una mappatura del rateo di dose in aria attorno alla testata dell'acceleratore. Un algoritmo di calcolo 3-D effettua poi una valutazione considerando anche la radiazione diffusa dal paziente in funzione del tempo e del tipo e di trattamento, dei dati anatomici del paziente e di dati dosimetrici.

*Figura 3 Esempio di dose assorbita in differenti parti del corpo di una paziente sottoposta a trattamento di cancro alla mammella.*



La valutazione è effettuata per un fascio Co-60 Theratron 780 e per un fascio X 4 MV Orion attraverso il programma di calcolo Dos\_EG (Dosimetry electron Gamma) realizzato da Diallo et al. nel 1996 [21].

### Rischio indotto dalle radiazioni ionizzanti a basse dosi

Gli effetti cancerogeni delle radiazioni ionizzanti ad alte dosi sono noti da molti decenni. Queste conoscenze derivano dagli studi condotti in tutto il mondo riguardanti molte persone affette da cancro a causa delle esposizioni ad alte e medie dosi. Gli studi epidemiologici includono persone che sono state esposte all'esplosione della bomba atomica in Giappone, al *fallout* dei test nucleari e agli incidenti avvenuti nelle centrali nucleari. Ulteriori informazioni derivano da osservazioni su persone esposte alle radiazioni ionizzanti sia per motivi medici che per ragioni professionali. Dal materiale pubblicato si deduce così una maggiore conoscenza del rischio di cancro indotto da radiazioni ionizzanti che di quello indotto da altre cause [22]. Tuttavia, a causa dei molteplici fattori che potrebbero essere all'origine dell'incidenza di cancro sulla popolazione, è estremamente difficile determinare il peso dell'uno rispetto all'altro, soprattutto quando la dose in gioco è molto bassa e la determinazione di piccoli incrementi di rischio dovuti a esposizioni a basse dosi è inficiata dal rischio di tumore indotto da altre cause che non siano le radiazioni ionizzanti. Il problema è a tutt'oggi aperto e non è possibile trascurare l'impatto sociale che il rischio di cancro radioindotto, anche a basse dosi, ha in termini di incidenza di tumore nella popolazione, considerando la diffusione di questa malattia.

In questo contesto, ai fini della valutazione della dose integrale in trattamenti IMRT, ci si rivolgono principalmente due quesiti:

- 1) qual'è il livello di dose più basso per radiazioni  $X$  o  $\gamma$  per il quale esista una evidenza rilevante di un aumento del rischio di cancro nell'uomo;
- 2) qual'è il metodo più appropriato per estrapolare tale stima del rischio a dosi più basse dell'evidenza sperimentale.

Rispetto alle alte dosi, il rischio per radiazioni a basse dosi è verosimilmente più basso e occorrono studi epidemiologici progressivamente più ampi per quantificare tale ri-

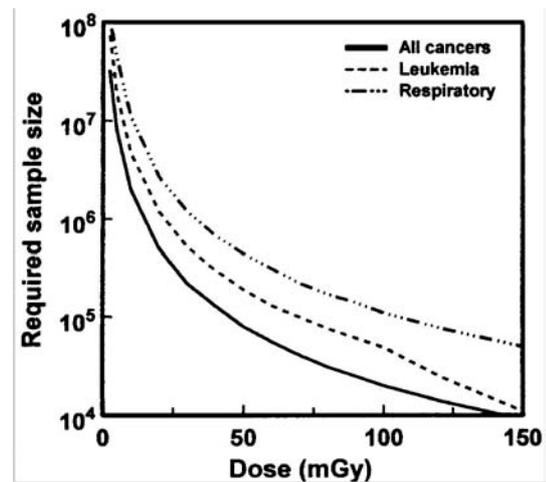


Figura 4 Dimensione del campione richiesto (popolazione esposta a differenti dosi di radiazione) per quantificare un incremento significativo nella mortalità per cancro in quella popolazione [22].

schio con una precisione statistica accettabile. La dimensione della popolazione esposta che dovrebbe essere inclusa nello studio aumenta approssimativamente con l'inverso del quadrato della dose (Fig.4), andamento che esprime la diminuzione del rapporto segnale / rumore (i.e. rischio da radiazioni / rischio naturale di *background*) con il diminuire della dose [23].

Per rispondere al primo quesito è importante fare una distinzione tra esposizioni acute (ad esempio quelle dovute all'esplosione della bomba atomica) ed esposizioni prolungate (ad esempio quelle professionali o frazionate). A parità di dose totale, alle esposizioni prolungate a radiazione  $X$  o  $\gamma$  è in generale associato un rischio inferiore rispetto a quello associato alle esposizioni acute, principalmente a causa di meccanismi biologici di riparo. Per raggi  $X$  o  $\gamma$ , a dosi acute maggiori di 50 mSv, si è osservata una rilevante evidenza di incremento del rischio di cancro e a dosi maggiori di 5 mSv si sono osservate ragionevoli evidenze di incremento per alcuni tumori. Per esposizioni prolungate i livelli si spostano rispettivamente a 100 mSv e a 50 mSv.

Non è possibile a tutt'oggi stimare direttamente il rischio a valori di dose significativamente più bassi di quelli precedentemente il-

lustrati, a causa del limite pratico spiegato poc' anzi, per il quale non si hanno a disposizione studi epidemiologici che riguardano dati relativi a basse dosi.

Il secondo quesito riguarda la possibilità di estrapolare i dati sperimentali a dosi più basse. Per dosi inferiori a quelle per cui è stato dimostrato un significativo aumento del rischio di cancro sulla popolazione umana (<50-100 mSv per dosi prolungate e 10-50 mSv per esposizioni acute) sono state proposte, come possibili descrittori della oncogenesi per radiazioni, differenti relazioni dose - risposta (fig. 5).

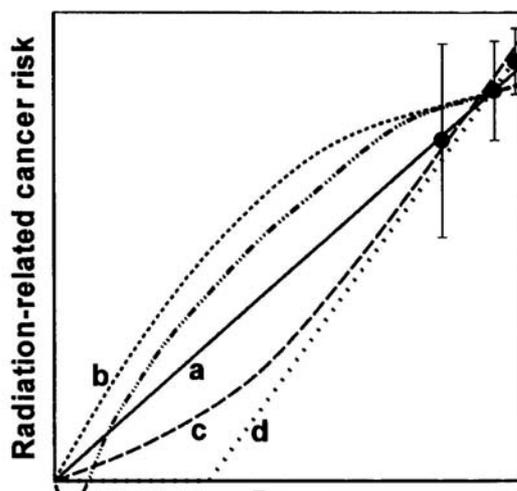


Figura 5 Rappresentazione schematica di differenti possibili estrapolazioni del rischio di cancro radioindotto a basse dosi, consistenti con i dati epidemiologici disponibili alle alte dosi. Curva a: estrapolazione lineare; curva b: andamento sovralineare; curva c: andamento sottolineare; curva d: andamento con soglia; curva e: ormesi [22].

Dall'osservazione dei dati raccolti dagli studi epidemiologici e di laboratorio, per i quali a basse ed intermedie dosi si è riscontrata una consistente relazione lineare dose - risposta, il *National Council on Radiation Protection and Measurement Report* conclude che: "sebbene non possano essere escluse altre relazioni dose - risposta per gli effetti mutageni e cancerogeni per radiazioni a bassi livelli di dose, nessuna alternativa relazione dose - risposta appare essere più plausibile di quella proposta dal modello lineare senza soglia sulla base delle odierne conoscenze

scientifiche."

Sono state proposte alcune motivazioni a favore della curva **b** (andamento sovralineare), tra le quali l'esistenza di piccole sottopopolazioni estremamente sensibili al cancro al seno indotto da radiazioni e l'effetto *by-stander*, basato sull'assunzione che cellule danneggiate dalle radiazioni trasmettano un segnale alle cellule adiacenti senza che queste siano state direttamente colpite dalla radiazione stessa; si ipotizza che il segnale così generato possa produrre un danno oncogeno per le cellule coinvolte nel processo. Tale effetto, però, è stato dimostrato in laboratorio per radiazioni di particelle  $\alpha$  e meno approfonditamente per radiazione  $X$ . Pertanto il peso dell'effetto *by-stander* sull'incremento del rischio a basse dosi non è a tutt'oggi ancora ben stabilito per radiazioni  $X$  o  $\gamma$ .

Attualmente non si è quindi certi dell'appropriata relazione dose - risposta da utilizzare in caso di valutazione del rischio a dose molto basse. Esistono tuttavia argomenti meccanicistici secondo i quali l'estrapolazione lineare dell'incremento di rischio risulta accettabile, ma comprovare tali argomenti a tali dosi non risulta semplice. L'assunzione di un andamento lineare alle basse dosi non risulta essere necessariamente la più conservativa, e in alcuni casi è probabile che tale ipotesi sottostimi l'incremento di rischio di cancro radioindotto; per altri casi, invece, è possibile una sovrastima (curva **c**).

Per quanto concerne la stima del rischio per dose integrale in pazienti sottoposti a trattamenti radioterapici, in letteratura sono riportate alcune valutazioni basate su campioni di pazienti trattati con radioterapia. Tuttavia, gli studi epidemiologici sono difficili e complicati, essendo soggetti a numerosi fattori di confondimento, quali ad esempio età, stile di vita, dieta e immuno-depressione del paziente, concomitanza con svariati trattamenti chemioterapici o altri trattamenti farmacologici, differenti tecniche di irradiazione.

Nell'agosto 2003 Rubino et al. [24] pubblicano un ampio studio basato sui dati di 6841

pazienti di Svezia, Italia e Francia, sottoposti a terapia metabolica con radioiodio ( $I^{131}$ ) per tumore tiroideo. Di questi pazienti, 558 casi sono risultati affetti da secondo tumore maligno. L'incidenza di tumori del tessuto molle, tumori colonrettali e delle ghiandole salivari in funzione dell'attività somministrata viene utilizzata per la valutazione del SIR (*Standardized Incidence Ratio*), dato dal rapporto del numero delle SPM (*Second Primary Malignancies*) osservate su pazienti trattati con  $^{131}I$  ed il numero delle SPM attese. Analogamente viene valutato il SIR per i pazienti non trattati con  $^{131}I$ . Per questo calcolo, volendo escludere la radioterapia esterna come fattore dal quale dipenda SIR, il numero delle SPM attese viene corretto considerando che parte dei pazienti è stato trattato anche con radioterapia esterna.

In funzione dei SIR per pazienti trattati e non trattati con  $^{131}I$  viene infine valutato il rischio relativo (RR), che esprime l'incremento di rischio di tumore radioindotto per un paziente trattato con  $^{131}I$  rispetto a un paziente che non ha subito tale trattamento. Gli autori riportano un rischio relativo pari a 27%, con un intervallo di confidenza al 95% compreso tra 15% e 40%. Per la difficoltà di estrapolare la dose all'organo colpito da tumore conoscendo la dose somministrata, risulta difficile trarre informazioni dettagliate e di una certa accuratezza.

Nel 2002 Dörr e Herrmann [25] propongono uno studio retrospettivo relativo a 31.000 pazienti trattati tra il 1969 e il 1989 con cobaltoterapia e raggi X a bassa energia. Gli autori evidenziano dal loro studio che nei trattamenti di tumori benigni e maligni trattati con radioterapia convenzionale circa il 50% di casi di secondo tumore sono neoplasie collocate nel margine del PTV (*Planning Target Volume*) definito come il volume compreso tra una distanza di 2.5 cm e 5 cm di tale campo. La precisione crescente della distribuzione di dose e della relazione geometrica tra tumore irradiato e parti anatomiche circostanti aiuta ad identificare alcuni parametri di radioterapia che possono influenzare lo sviluppo di secondo tumore. Studi di *follow-up* ap-

paiono pertanto essenziali, e i risultati potrebbero rivelarsi ancora più sorprendenti per tecniche a fasci multipli o per radioterapia a intensità modulata per i quali il volume irradiato alle basse dosi aumenta sostanzialmente.

#### Stime di rischio per tumore secondario radioindotto in trattamenti IMRT

Gli studi che per primi si pongono il problema di tumori secondari radioindotti [26] sono quelli che presentano il *follow-up* dei pazienti affetti da tumore di Hodgkin. Sono infatti proprio questi gli unici studi con follow up a lungo termine in quanto i pazienti colpiti dal tumore di Hodgkin hanno ormai una buona attesa di vita.

Nel *follow-up* a 12-15 e 20 anni di questi particolari trattamenti, il tasso di mortalità nei pazienti trattati rimane comunque più alto di 3-4 volte quello della normale popolazione [1,26]. Le spiegazioni di questo sono principalmente due: il deficit immunologico inerente alla patologia considerata e le complicanze del trattamento a lungo termine, che paradossalmente sono il prezzo da pagare per la sua efficacia.

In particolare, nel *follow-up* a 12-15 anni si è evidenziato un tasso di mortalità superiore dovuto a complicanze tardive, come quelle polmonari e cardiache, e in quello a 20 anni dovuto quasi esclusivamente a tumori secondari (10% vs 1.5% per problemi cardiaci e 2% per quelli polmonari). Il *follow-up* a 20 anni mette in luce un rischio di tumori radioindotti più alto, in particolar modo quelli solidi rappresentano circa i due terzi di questi.

Nel 2003 Hall et al. [28] presentano un confronto dell'impatto di una tecnica IMRT e di una tecnica conformazionale convenzionale 3D-CRT in funzione della comparsa di secondo tumore radioindotto a causa del trattamento radioterapico. Rispetto alla 3D-CRT, nella tecnica IMRT intervengono due fattori di fondamentale importanza:

- vengono utilizzati più campi e i DVH mostrano come conseguenza che un maggior volume di tessuti sani è esposto alle basse dosi;

- il numero di unità monitor cresce di un fattore 2 o 3 aumentando l'esposizione al corpo intero dovuta alla radiazione di fuga dalla testa del LINAC e alla radiazione diffusa.

Entrambi i fattori tendono a incrementare il rischio di secondo tumore. Se cerchiamo di valutare i due diversi trattamenti in termini di curva dose-risposta si possono ipotizzare tre diversi andamenti (Fig. 6):

- ci si può aspettare che il rischio di indurre tumore crolli bruscamente ad alte dosi in seguito all'uccisione di tutte le cellule; questo effetto è stato osservato in studi animali, ma non su cellule umane, (curva A);
- l'altra estrema possibilità suggerita da studi su cellule umane è che il rischio di tumore solido mostri una saturazione a 4-8 Gy senza decrescere successivamente (curva C);
- un caso intermedio è rappresentato da una curva dose risposta più complessa in cui il rischio aumenta all'aumentare della dose fino a 4 Gy e decresce per dosi maggiori ma in maniera meno veloce rispetto alla curva B.

Queste curve sono virtualmente identiche fino a 4 Gy in quanto sono ottenute dagli studi sui sopravvissuti alle bombe atomiche introducendo la correzione per il frazionamento.

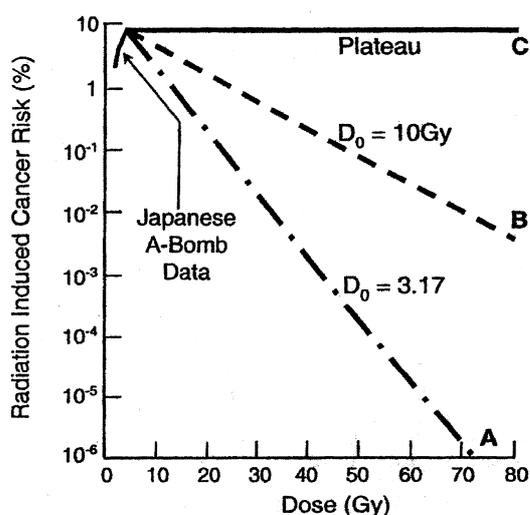


Figura 6 I dati provenienti dai sopravvissuti della bomba atomica forniscono una buona stima del rischio di tumori solidi per irradiazione al corpo intero [28].

Non è ora possibile determinare tra queste la curva più realistica per valutare l'insorgenza di tumore, ma si può cercare di utilizzarle per confrontare l'incidenza di tumori secondari in seguito a 3D-CRT o IMRT per il trattamento della prostata.

Vengono presentati alcuni risultati nel caso di un trattamento alla prostata, assumendo in prima approssimazione che il rischio di tumore associato con la parte irradiata del tronco sia proporzionale al volume irradiato. Questo non è rigorosamente vero in quanto occorre considerare l'effetto dell'aumento delle unità monitor e inoltre l'ICRP ha stabilito diversi fattori ponderazione per gli organi del tronco che variano tra 0.12 e 0.05 e non tutti gli organi sono radiosensibili. Utilizzando le tre diverse curve dose-risposta si ottengono i risultati riportati nella tabella 1.

I risultati ottenuti con la curva A sono abbastanza discutibili in quanto con questa relazione il rischio di tumore secondario deriva solo da tessuti irradiati alle basse dosi, mentre i risultati ottenuti con le curve B e C mostrano un aumento del rischio per trattamenti IMRT.

**Tabella 1** Effetto della morte cellulare sulla percentuale di pazienti che sviluppano un secondo tumore [28]

Curva	% di tumore secondario indotto da radiazioni	
	3D-CRT	IMRT
A	1.9	1.8
B	3.1	3.8
C	7.2	9.5

Questi valori sono in realtà troppo elevati poiché sono stati calcolati usando un fattore di rischio pari a  $5\% \text{ Gy}^{-1}$ , fattore che si applica a tutta la popolazione mentre i pazienti della radioterapia tendono ad essere più anziani ed è quindi più opportuno ritenere che il fattore di rischio sia di  $2\% \text{ Gy}^{-1}$ . In questo modo si deduce che l'IMRT aumenta il rischio di tumore secondario di circa 0.5% per effetto dell'aumento di volume irradiato alle basse

dosi. Il risultato importante non è tanto il valore assoluto del rischio così calcolato, quanto piuttosto l'osservazione del raddoppio di tale rischio in confronto con una tecnica convenzionale. L'insorgenza di sarcomi, presentandosi come tumori indotti in tessuti irradiati pesantemente, non mostrano dipendenza dal tipo di trattamento 3D-CRT o IMRT. Si può stimare tuttavia che, irradiando volumi maggiori alle basse dosi, lo 0.5% in più dei pazienti sopravvissuti sviluppi un secondo tumore, mentre l'aumento delle unità monitor si traduca in un aumento del rischio dello 0.25%. In totale si ha perciò che utilizzando l'IMRT la probabilità di tumore secondario aumenta dello 0.75%.

Gli autori concludono quindi che una tecnica IMRT raddoppia l'incidenza di tumore secondario in confronto a una tecnica conformazionale convenzionale: l'aumento del rischio per cancro radiondotto va da 1% in trattamenti convenzionali a 1.75% in trattamenti IMRT a 10 anni; ma il numero può essere molto più grande per pazienti con un tempo di sopravvivenza più lungo e per pazienti giovani.

In letteratura sono presenti lavori che effettuano questa stima o a partire da stime teoriche [28], oppure utilizzando dati sperimentali sulla radiazione di fuga e sulla radiazione di fuga ed effettuando una precisa valutazione dell'incremento di unità monitor, arrivando a risultati che tengano conto delle specifiche modalità di trattamento.

Nel 1997 Followill et al. [29] pubblicano un confronto in termini di stima di dose al corpo intero per trattamenti pelvici 3D-CRT e IMRT, misurando in fantoccio ad acqua la dose equivalente (Sv/cGy di dose prescritta all'isocentro) per radiazione di fuga e per radiazione diffusa in punti a una distanza pari a 50 cm dall'asse centrale, simulando un campo utilizzato in trattamenti pelvici con dose di prescrizione all'isocentro pari a 70 Gy. La dose equivalente per trattamento (definita come dose uniformemente impartita al corpo intero, senza considerare i diversi fattori di ponderazione del tessuto) è calcolata come il prodotto delle unità monitor per Gy di prescrizione all'isocentro ( $MU_p$ ), della dose di prescrizione ( $D_p$ ) e della misura del contribu-

$$\text{Stima di dose al corpo intero per trattamento} = MU_p * D_p * D_{D,S}$$

	Energia	Convenzionale		IMRT	
		Senza cunei (MU/cGy)	Con cunei (MU/cGy)	Senza cunei (MU/cGy)	Con cunei (MU/cGy)
MU per dose	6 MV	1.2	2.4	3.4	9.7
	18 MV	1.0	1.5	2.8	8.1
	25 MV	1.0	1.5	2.8	8.1
MU totali		(MU)		(MU)	
	6 MV	8400	16800	23800	67900
	18 MV	7000	10500	19600	56700
	25 MV	7000	10500	19600	56700

**Tabella 2 MU/cGy e numero totale di MU (unità monitor) in un trattamento pelvico convenzionale e in un trattamento IMRT [29].**

Tecnica	6 MV	18 MV	25 MV
Convenzionale	0.3%	1.8%	3.0%
MLC	1.0%	5.1%	8.4%
Tomoterapia	2.7%	14.9%	24.4%

← **Tabella 3 Stima del rischio di cancro radiondotto dovuto a trattamento radioterapico pelvico con dose di prescrizione all'isocentro pari a 70 Gy [29].**

to di dose equivalente per radiazione diffusa e di fuga ( $D_{D,S}$ )

L'utilizzo dei fotoni 6MV fornisce il minor contributo di dose equivalente, mentre l'utilizzo di archi in tomoterapia fornisce i valore più alti. La stima di rischio è calcolata dal prodotto del fattore di rischio per tumore radiondotto (considerato pari a  $5 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ ) per il valore di dose al corpo intero, stimato esclusivamente sulla base dell'aumento del numero di unità monitor con la complessità della tecnica. Nel 1999 Verellen et al. [30] effettuano un confronto simile nel caso di trattamenti del distretto anatomico testa-collo, con una dose di prescrizione di 70 Gy all'isocentro. Gli autori effettuano una misura in vivo con rivelatori a termoluminescenza (TLD) disposti in alcuni punti sulla superficie del paziente, ricavando un valor medio della dose al corpo intero per unità monitor erogata. La stima di rischio per cancro radioindotto cresce da 12% per un trattamento convenzionale da 35 frazioni di 2 Gy a 9.9% per un trattamento IMRT-tomoterapia con un numero medio di 58 rotazioni del *gantry*. Dong et al. nel 2000 [31] effettuano misure di radiazione di fuga e di radiazione diffusa, dalle quali stimano un rischio in trattamenti IMRT alla prostata in modalità di tomoterapia attorno al 15% utilizzando fotoni 6 MV.

I risultati portano a riflettere sull'importanza di un'ottimizzazione del numero di unità monitor in funzione del grado di conformità al target e dei vincoli agli organi critici: in questo senso la modalità con la quale è effettuato il trattamento è da considerarsi fondamentale nella stima dell'entità della dose al corpo intero rilasciata in un particolare trattamento [32].

	$H_{p\text{conv}}$ (mSv/MU)	$H_{p\text{IMRT}}$ (mSv/MU)
Testa	$1.05 \times 10^{-2}$	$2,73 \times 10^{-2}$
Sterno	$1.18 \cdot 10^{-2}$	$1.55 \times 10^{-2}$
Gonadi	$0.17 \times 10^{-2}$	$0.31 \times 10^{-2}$

**Tabella 4** *Stime del contributo di fotoni alla dose integrale per unità monitor tramite misure sperimentali con dosimetri TLD in trattamenti del distretto testa-collo [29].*

## Conclusioni

Considerazioni sull'aspetto radioprotezionistico del paziente oncologico in trattamenti radioterapici conducono all'osservazione che l'implementazione clinica dell'IMRT possa richiedere valutazioni su molti aspetti delle prestazioni della sistema quali la radiazione di fuga e diffusa e il coinvolgimento di volumi di tessuti sani esposti a basse dosi [33].

Alcuni autori propongono raccomandazioni per ottimizzare le pianificazioni dei trattamenti IMRT, e in particolare auspicano che, nell'ambito delle dosimetrie necessarie per la verifica della distribuzione di dose, si determini anche una valutazione della dose integrale. Si è visto infatti che a causa del maggior volume irradiato alle basse dosi e all'incremento delle unità monitor la dose al corpo intero in trattamenti IMRT può essere significativamente maggiore rispetto a trattamenti eseguiti con tecnica convenzionale. Non è possibile quantificare con accuratezza il rischio per cancro radioindotto dovuto alla dose al corpo intero, in quanto il fattore di rischio suggerito dall'ICRP è soltanto un'approssimazione, a causa delle nostre scarse conoscenze sull'effetto delle radiazioni alle basse dosi. Nonostante l'imprecisione associata ad una stima assoluta di tale rischio, è comunque possibile valutare e confrontare in modo relativo le dosi al corpo intero dovute all'utilizzo di differenti tecniche, anche nella prospettiva di studi di metanalisi che permettano di analizzare la questione.

Il problema di Radioprotezione del paziente oncologico che emerge dalla letteratura ci pone un quesito che attualmente sembra rimasto ai margini dell'implementazione clinica dell'IMRT: l'incremento del livello di rischio associato alla dose integrale in un trattamento IMRT è accettabile rispetto all'aumento del controllo sulla malattia che questa innovativa e promettente tecnica presume di attivare?

## Bibliografia

1. M.Tubiana "Late mortality in Hodgkin's disease: can we reduce it?" *Annals of Oncology* 13 (Supplement 1): 5-9, (2002)
2. Dendy P. P. et al, "Low dose radiation risks" *Br. J. Rad.* (2003), 76: 674-677
3. M.Tubiana "Radiation risks in perspective: Radiation-induced cancer among cancer risks" *Radiat. Environ. Biophys.* (2000), 39:3-16
4. E. Glatstein "What's is Research" *The Oncologist* (2002), 7:6-8
5. International Commission on Radiological Protection (ICRP), Publication 60, *Annals of the ICRP 1990*; 21
6. Schultz R. J., Kagan A. R., "On the role of intensity-modulated radiation therapy in radiation oncology" *Med. Phys.* (2002), 29(7): 1473-1482
7. Webb S., "The physical basis of IMRT and inverse planning" *Br. J. Rad.* (2003), 76:678-689
8. Hunt M. A., Burman C. M., "Treatment planning consideration using IMRT", <https://www.medicalphysics.org/apps/medicalphysicsedit/LingCh6.pdf>
9. Lillicrap S. C., Morgan H. M., Shakeaft J. T., "X-ray leakage during radiotherapy" *Br. J. Rad.* (2000), 73: 793-794
10. Williams P.C., Hounsell A. R., "X-ray leakage considerations for IMRT" *Br. J. Rad.* (2001), 74:98-102
11. Hall et al., "Photoneutrons from medical linear accelerators - radiobiological measurements and risk estimates" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (1995), 33 (1): 225-230
12. Kenneth.R. Kase, Goran K. Svensson, Anthony B. Wolbarst, Michael A Marks, "Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (1983), 9: 1177-1183
13. Benedick A.Fraass, Jan van de Geijn, "Peripheral dose from megavolt beams" *Med. Phys.* 10 (6), Nov/Dec 1983
14. Piet-Hein van der Giessen, Coen W. Hurkmans "Calculation and measurement of the dose to points outside the primary beam for  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  radiation" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (1993), 27: 717-724
15. Piet-Hein van der Giessen, "Calculation and measurement of the dose to points outside the primary beam for photon energies of 6, 10 and 23 MV" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (1994), 30 (5): 1239-1246
16. Piet-Hein van der Giessen, "Collimator-related radiation dose for different Cobalt machines and Linear Accelerators" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (1996), 35 (2): 399-405
17. Piet-Hein van der Giessen, "A simple and generally applicable method to estimate the peripheral dose in radiation teletherapy with high energy X-rays or gamma radiation" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (1996), 35 (5): 1059-1068
18. Piet-Hein van der Giessen, "Measurement of the peripheral dose for the tangential breast treatment technique with  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$  radiation and high energy X-rays" *Radiotherapy and Oncology* (1997), 42: 257-264
19. Piet-Hein van der Giessen, "Comparison of measured and calculated peripheral doses in patients undergoing radiation therapy" *Radiotherapy and Oncology* (1997), 42: 257-264
20. Robin L. Stern, John Kurylo, Christine Hartmann Siantar, Joerg Lehmann, Zelanna Goldberg, "Film dosimetry in the peripheral region using multiple sensitometric curves" *Med. Phys.* (2004), 31 (2)
21. Diallo I. et al., "Estimation of the radiation dose delivered to any point outside the target volume per patient treated with external beam radiotherapy" *Radiotherapy and Oncology* (1996), 38:269-271
22. NRPB, "The Estimation of Cancer Risk at Low Doses" (2003); ([www.nrpb.org/radiation\\_topics](http://www.nrpb.org/radiation_topics))
23. Brenner D. J., "Cancer risk attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what really know" *PNAS* (2003), 100 (24) ([www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.2235592100](http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.2235592100))
24. Rubino et al, "Second primary malignancies in thyroid cancer patients" *Br. J. Cancer* (2003), 89: 1638-1644
25. Dorr W, Herrmann T., "Second Primary Tumors after Radiotherapy for Malignancies, Treatment-Related Parameters"

- Strahlentherapie und Onkologie* (2002), 7:357-362
26. Tucker MA et al. "Risk of second cancer after treatment for Hodgkin's disease" *N. Engl. J. Med* 1988; 318:76-81
27. U. Schneider et al., "Comparative treatment using Secondary Cancer Mortality Calculations" *Physica Medica* (2001), XVII, suppl. 1: 97-99
28. Hall et al., "Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (2003), 56 (1): 83-88
29. Followill D. et al., "Estimates of whole-body dose equivalent produced by beam intensity modulated conformal therapy" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (1997), 38 (3): 667-672
30. Verellen D., Vanhavere F., "Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body equivalent dose estimates for IMRT treatment in the head and neck region" *Radiotherapy and Oncology* (1999), 53:199-203
31. Dong et al., "Whole body dose from Peacock-based IMRT treatment" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, (2000), 48 (3): 342
32. "Sasa Mutic et al., "Whole body dose from tomotherapy delivery" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* (1998), 42 (1): 229-232
33. Schultz R. J., Kagan A. R., "More precisely defined dose distributions are unlikely to affect cancer mortality" *Med. Phys.* (2003) 30 (2):276

### **XC CONGRESSO NAZIONALE SOCIETÀ ITALIANA DI FISICA**

Brescia, 20-25 Settembre 2004

You can now submit abstracts of talks to be presented at the congress of sif, 2004

You can submit abstracts

- online, via our web facility for authors called ciop you can also use the ciop to check the current status of your submitted paper
- by email, writing to [congresso@sif.it](mailto:congresso@sif.it)

For any question about this service please feel free to write to [congresso@sif.it](mailto:congresso@sif.it)

Website: [http://www.sif.it/congress/congress2004\\_it.php](http://www.sif.it/congress/congress2004_it.php)

### **MEDICAL APPLICATIONS OF SYNCHROTRON RADIATION - MASR2004**

Trieste, September 23 - 25, 2004

ICTP, INFN, Sincrotrone, Università

At the Abdus Salam International Centre for Theoretical Physics, Trieste - Italy

Website: <http://www.ictp.trieste.it/~masr2004/>

### **GEANT4 2004 WORKSHOP**

Catania, 4-9 October 2004

The Geant4 Workshop 2003 will be held at Laboratori Nazionali del Sud of the Istituto Nazionale di Fisica Nucleare and at the Physics and Astronomy Department of the University of Catania, on 4-9 October 2004.

For any information please contact us at:

E-mail: [geant4@lns.infn.it](mailto:geant4@lns.infn.it)

Website: <http://www.lns.infn.it/geant4/workshop2004/workshop.htm>

## I PRODIGHI DEI RAGGI X

dalla Rivista Sapere, 1937

a cura di Maria Grazia Brambilla

*Struttura complessa di Fisica Sanitaria - Ospedale Niguarda Ca'Granda, Milano*

Quando, 42 anni orsono (nel 1895) il fisico Wilhelm Konrad von Roentgen, studiando le cariche elettriche nei gas rarefatti scoprì raggi invisibili e misteriosi capaci di attraversare sostanze opache non conduttrici, li chiamò raggi X; e invero questi raggi apparivano dotati di proprietà così diverse da quelle degli ordinari raggi luminosi, e così inesplicabili con le nozioni che allora si possedevano, da non poter essere definiti se non come un'incognita. Incognita che affascinò i fisici, attrasse grandemente la curiosità dei profani. Ma oggi, i fisici l'hanno risolta, assodando che le proprietà peculiari dei raggi X vengono impartite dalla loro piccola lunghezza d'onda che li colloca, nella vasta gamma delle vibrazioni elettromagnetiche, mol-

to al di là della regione della luce "visibile"; e tra i profani non v'è più chi si meravigli sentendo parlare di roentgenoscopia e roentgenografia.

L'incognita aveva aperto tuttavia, in quell'epoca che ci sembra ormai così lontana per i progressi vertiginosi compiuti dalle scienze fisiche e che dista nel tempo meno di una generazione, il primo varco alla scoperta dei rapporti che passano fra elettricità e materia: e appena rivelata, doveva generare, dileguandosi nel mondo dei problemi risolti, altre numerose incognite che ancor oggi affaticano la mente degli scienziati, i quali vedono allargarsi sempre più gli orizzonti inesplorati man mano che accedono alle vette del sapere.

Nel campo delle scienze naturali e dell'arte medica, quell'incognita doveva fornire altresì nuovi e più potenti mezzi d'indagine, penetrando con acutezza lincèa fra le molecole dei cristalli e nell'interno degli organismi viventi.

Così nacquero la radioscopia dapprima, che permise di scorgere, proiettati su schermi fluorescenti le immagini delle parti interne degli organismi; poi la radiografia, che queste immagini insegnò a registrare sulle lastre fotografiche.

I medici le hanno messe entrambe a profitto, ed esse oggi rappresentano un importante mezzo diagnostico. La radiografia permette uno studio più minuzioso e un'analisi meditata e controllata delle immagini; la radioscopia però coglie gli organi vivi in movimento, ne segue con continuità le funzioni.

La radiologia ha suggerito i mezzi pel vasto impiego dei due sistemi, deputandoli entrambi a quegli scopi cui meglio rispondono i loro intrinseci pregi. E' ovvio difatti che mentre la radiografia può rendere preziosi servigi al medico quando si tratti di organi o tessuti che non cambiano di forma nel tempo (es. le ossa), la radioscopia è utilissima nel caso in cui si debbano osservare organi dotati di movimenti funzionali (cuore, polmoni, stomaco).



Una graziosa ragazza che porta un mazzo di tulipani, di cui ai raggi non si vedono più che i fili di ferro che ne sostengono i gambi



Una graziosa ragazza che, innanzi allo specchio, ravviva il carminio delle labbra, con un rossetto che è evidentemente a base di sali metallici pesanti (piombo o mercurio, e quindi velenosi)

Ma la soluzione naturale e razionale doveva essere offerta alla tecnica roentgenologica dal cinematografo, che scompone i movimenti in attimi, carpirli al tempo con un ritmo che in alcune altre applicazioni è giunto fino a centinaia di migliaia di volte al secondo.

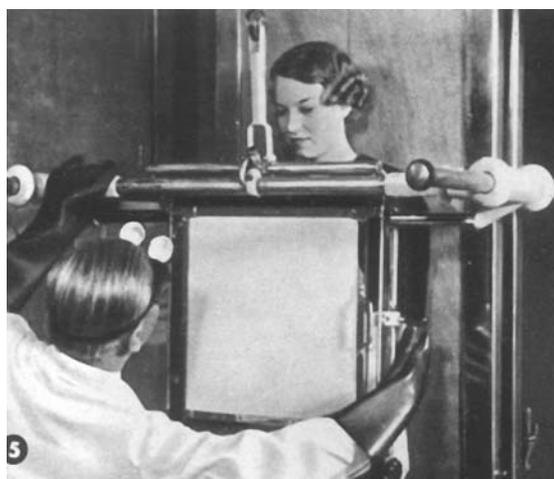
Questa soluzione, così ovvia a prima vista, non era in pratica molto facile a realizzarsi; vediamone rapidamente il perché. I raggi X sono resi percettibili direttamente ai nostri sensi facendo colpire da essi uno schermo coperto di sostanza fluorescente, come il platinocianuro di bario, il tungstato di calcio, ecc. Le sostanze fluorescenti hanno la proprietà di cambiare la lunghezza d'onda delle radiazioni che ricevono: assorbono quindi i raggi X e riflettono raggi di lunghezza d'onda molto maggiore, cioè luminosi, ai quali è sensibile la nostra retina.

Nella radiografia, invece, al posto dello schermo si pone una lastra o pellicola radiografica, di cui l'emulsione è pure sensibile ai raggi X. Ma diverso è il caso della nostra retina da quello di una

lastra fotografica che abbisogna normalmente di tempi di posa che pur restando dell'ordine di grandezza delle frazioni di secondo sono sempre molto lunghi per la ripresa cinematografica: senza opportuni accorgimenti non si giungerebbe ad impressionare sufficientemente la pellicola, oppure si avrebbero immagini troppo deboli.

Inoltre, i raggi X, a differenza dei raggi luminosi ordinari, non hanno riflessione, rifrazione, polarizzazione, diffrazione coi sistemi ottici usuali, perché la loro lunghezza d'onda è estremamente piccola (dell'ordine di un decimillesimo) in confronto a quella della luce: perciò risultano inefficaci le lenti comuni e non v'è modo di deviarli, unirli in fasci paralleli, ripetiamo coi mezzi ottici normali, e concentrarli nel foco di obbiettivi.

Infine, le parti irradiate dai raggi X diffondono radiazioni oblique rispetto al fascio principale di raggi, che tolgono nitidezza alle immagini e che bisogna eliminare con l'uso di speciali griglie (dette di Potter e Bucky), formate di lamine di piombo parallele fra loro e alla direzione dei raggi, le quali vengono tenute in movimento perché la loro immagine non venga ripresa nella fotografia. Non parliamo poi di altre difficoltà ed espedienti più strettamente fotografici, ma connessi a delicati problemi di ottica e di biologia: e così la distanza di ripresa in rapporto all'intensità di irradiazione; la varia "durezza" dei raggi (si dicono "duri" i raggi prodotti con alte tensioni, fino a un milione di volt, che danno lunghezze d'onda del-



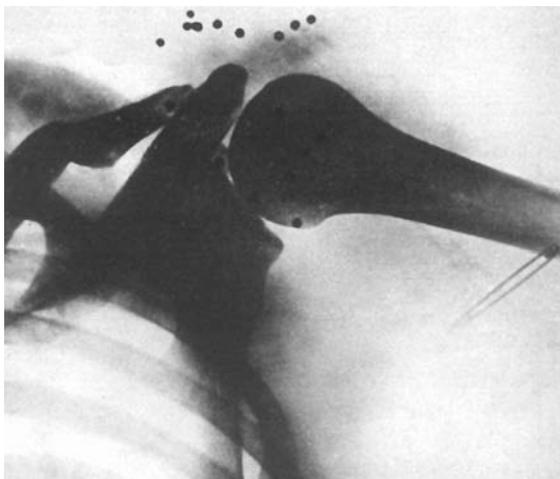
Ecco uno schermo fluorescente sul quale un operatore esamina l'immagine degli organi della paziente che vi è dietro, in piedi



Ecco un signore occhialuto (si vedono tutte e due le stanghette degli occhiali), dai denti impiombati

l'ordine di quelle dei raggi  $\gamma$  del radio, estremamente penetranti, "mollì" quelli prodotti con poche migliaia di volt, poco penetranti); i mezzi per produrre efficaci contrasti, i quali sono dati dal diverso grado di trasparenza ai raggi X delle diverse parti del corpo attraversato; i mezzi per aumentare la impressione nella pellicola, che viene ricoperta di gelatina sulle due facce e posta fra schermi di rinforzo coperti con sostanza fluorescente, in modo da raddoppiare e intensificare l'emissione di raggi attinici che concorrono coi raggi X a impressionare l'emulsione sensibile; i mezzi di protezione per gli operatori ed i soggetti, ecc.

Tutto ciò dà un'idea delle difficoltà che si so-

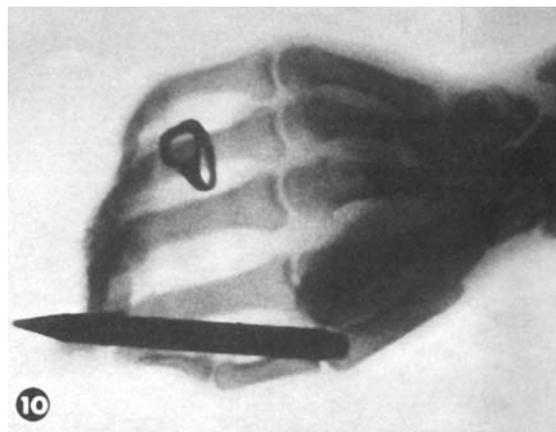


Una spalla ferita da una scarica di pallini da caccia (a destra si vede anche lo spillo di sicurezza che trattiene la fasciatura

no dovute superare per ottenere chiare ed efficaci pellicole cinematografiche coi raggi scoperti da Roentgen.

Ma, ripetiamo, le cose in pratica non sono così semplici e per avere buoni risultati occorre una quantità di precauzioni e di accorgimenti, oltre ad una qualità superlativa di macchinari e di materiale, che finora hanno messo a dura prova la perizia di radiologi e di tecnici ed hanno impedito il diffondersi nella pratica corrente della cinematografia coi raggi X.

In Italia sono state recentemente eseguite efficaci riprese cinematografiche a soggetto medico all'Istituto Rizzoli di Bologna. Recentemente, la casa Ufa ha prodotto una pellicola ad alto valore documentario in cui è spiegato il prodigio



Si può studiare il movimento delle articolazioni di una mano inanellata che scrive

dei raggi X e, inoltre, vengono date chiare riprese cinematografiche roentgenologiche di soggetti naturalistici e medici. Una specie di "pellicola della pellicola" dei raggi X. Le riprese hanno avuto luogo, con l'appoggio e la collaborazione del Ministero dell'Educazione tedesco, nella sezione di clinica chirurgica della Università di Bonn, diretta dal prof. D.R. Janker che ha dato la sua consulenza tecnica. "Soggettista", per adoperare la parola del gergo, è stato il dott. Martin Rikli, "regista" il dott. Nicola Kaufmann.

Diamo ai nostri lettori una successione dei più salienti fotogrammi esplicativi e ripresi dal vero, dai quali apparirà chiaramente tutta l'importanza non solamente documentaria ma anche didattica e divulgativa della cinematografia scientifica.



## LEKSELL GAMMA KNIFE UN SISTEMA INNOVATIVO DI RADIOCHIRURGIA STEREOTASSICA DEDICATO ALLE PATOLOGIE INTRACRANICHE

**Vienna, 18 maggio 2004** – Il 12.esimo Congresso Mondiale della Gamma Knife Society, incontro scientifico biennale che ha luogo presso il Centro Congressi Hofburg, vede riuniti i maggiori esponenti della radiochirurgia stereotassica provenienti da tutto il mondo.

Oltre quattrocento esperti tra neurochirurghi e fisici condividono esperienze e risultati raggiunti con la radiochirurgia Gamma Knife, una metodica consolidata da oltre 40 anni di esperienza e da circa 250.000 pazienti trattati a livello mondiale.

Grande attenzione del mondo scientifico è rivolta a questo incontro tanto che le relazioni verranno pubblicate in un supplemento dedicato del "Journal of Neurosurgery", la più autorevole rivista di settore.

Il Gamma Knife è stato ideato negli anni '60 dal Professor Lars Leksell, responsabile del Reparto di Chirurgia Neurologica presso l'Istituto Karolinska di Stoccolma. Il desiderio iniziale del Professor Leksell, neurochirurgo innovativo e pratico al tempo stesso, era quello di poter trattare con un sistema minimamente invasivo e senza l'apertura del cranio pazienti con disturbi motori e altri disturbi funzionali del cervello.

Negli anni '70 un secondo prototipo del Gamma Knife è stato realizzato per facilitare la cura delle maggiori indicazioni cerebrali: tumori benigni, maligni e disturbi vascolari che possono condurre al decesso, se non trattati.

Dan Leksell, vice presidente e direttore clinico di Elekta Instrument dichiara: "Il Gamma Knife rappresenta il trattamento meno invasivo rispetto all'intervento chirurgico tradizionale. L'apparecchiatura realizza un vero e proprio intervento chirurgico attraverso 201 raggi gamma emessi dal cobalto-60, senza la necessità di aprire la scatola cranica e mantenendo il paziente sveglio. Le radiazioni sono in sostanza utilizzate come una sorta di bisturi virtuale (da qui il nome Gamma Knife) e vengono convogliate sul bersaglio intracranico, con una precisione estrema guidata da immagini ad alta risoluzione (RM o TC), senza danneggiare il tessuto sano circostante.

Affinché la metodica possa risultare della massima precisione, viene applicato alla testa del paziente un casco stereotassico.

Questa metodica affermatasi progressivamente nel corso degli ultimi 20 anni", ha ricordato il Dottor Dan Leksell, "è oggi considerata il trattamento di elezione per la cura di tumori cerebrali benigni, come quelli a carico del nervo acustico, dei meningiomi o delle neoplasie dell'ipofisi".

Negli ultimi 10 anni, il trattamento Gamma Knife ha incluso anche la cura di tumori maligni, specialmente metastasi cerebrali e gliomi.

La comunità scientifica è inoltre orientata alla possibilità di cura dei cosiddetti disturbi funzionali, come la nevralgia del trigemino, l'epilessia e il morbo di Parkinson e alle potenziali future applicazioni in campo oftalmologico e endocrinologico.

Da studi preliminari sembra che il Gamma Knife® possa giovare nel trattamento del melanoma uveale, della degenerazione maculare e del glaucoma.

Spingendosi ancora più in là nella frontiera delle applicazioni, alcuni studi hanno evidenziato un effetto positivo contro l'obesità in modelli animali. In alcuni primati sono infatti state condotte con Gamma Knife® delle lesioni mirate di aree subtalamiche specifiche coinvolte nella patogenesi dell'obesità.

Il team del Professor Dade Lunsford, direttore del Centro di Neurochirurgia per Immagini dell'UPMC (University of Pittsburgh Medical Center) nel 1987 ha introdotto il primo Gamma Knife® nella cultura neurochirurgica statunitense (il quinto Gamma Knife costruito nel mondo).

Il suo Centro ha ora un'esperienza di 6.300 interventi effettuati e ad oggi, il Centro vanta la cura di 1.000 pazienti con malformazioni vascolari, circa 1.000 con neurinomi dell'acustico, oltre 1.500 con metastasi.

La vasta esperienza del Professor Lunsford in campo sia neurochirurgico che radiochirurgico lo rende voce autorevole e valido riferimento per tutta la comunità scientifica; negli ultimi 17 anni, infatti, il Professore è stato autore e coautore di oltre 400 articoli di neurochirurgia e di 5 libri relativi ai trattamenti effettuati con la radiochirurgia stereotassica Gamma Knife.

Con le tre Gamma Knife installate presso l'UPMC, vengono trattati 720 pazienti all'anno, ma l'utilizzo di tale tecnologia è destinato a crescere costantemente. "Riteniamo" dichiara Dade Lunsford "che più del 50% dei casi di neurinomi dell'acustico diagnosticati negli Stati Uniti quest'anno, verranno trattati con la radiocirurgia Gamma Knife." "Nel nostro reparto", aggiunge il professor Lunsford, "abbiamo anche un'apparecchiatura Cyber Knife che, per le sue caratteristiche, utilizziamo esclusivamente per le patologie tumorali alla spina dorsale. C'è chi dice che le due metodiche siano alternative, mentre, a nostro parere, la neurocirurgia con Gamma Knife continua ad essere il trattamento più appropriato per i tumori cerebrali, perché l'area è così critica e il sistema Gamma Knife garantisce una maggiore precisione."

La presenza di 3 apparecchiature Gamma Knife nel centro di Pittsburgh evidenzia come la metodica rimanga la scelta di elezione per il trattamento della patologie intracraniche.

"Ci sono, infatti" dichiara il Professor Lunsford "diversi aspetti da considerare. Un'importante differenza tra le due apparecchiature è il rilascio della dose: la precisione della somministrazione della dose di radiazione che ci garantisce il Gamma Knife è nettamente superiore a quella ottenibile con il CyberKnife. Inoltre con il Gamma Knife possiamo ricorrere alla RM a differenza del CyberKnife che ci consente solo l'utilizzo della TAC per problemi di interfacciamento software. Quanto alla dose, un aspetto da non trascurare è che il CyberKnife è un sistema fatto di molti componenti che si muovono e questo può causare una minore precisione nel rilascio della dose. Con gli acceleratori lineari si ricorre prevalentemente a un trattamento a dosi frazionati che comporta 3 o 5 trattamenti, specialmente per il trattamento della testa. Con il Gamma Knife è sufficiente un solo trattamento a dosi elevate, grazie alla precisione di questa apparecchiatura. Anche il periodo di follow-up è molto più corto con il Gamma Knife che con il CyberKnife.

Stiamo quindi considerando la possibilità di introdurre il nuovo acceleratore lineare Synergy proposto da Elekta, un sistema che può essere affiancato al CyberKnife per il trattamento dei tumori della spina dorsale ed il resto del corpo".

I benefici della radiocirurgia Gamma Knife si fanno sentire anche in Italia: l'operazione eseguita con Gamma Knife rispetto a un tradizionale intervento di craniotomia evita al paziente di dover affrontare un intervento lungo e invasivo nonché i rischi del periodo postoperatorio, limita al massimo la durata della degenza (3 giorni contro circa 2 o 3 settimane), azzerà il periodo di convalescenza (4-6 settimane).

A questo proposito, il Professor Lunsford illustra chiaramente i benefici dell'utilizzo del Gamma Knife: "Il paziente viene ospedalizzato un solo giorno; dopo l'intervento può ritornare velocemente alla vita normale. Prendiamo ad esempio un trattamento per un tumore al cervello. Se trattato con la radiologia tradizionale ci vogliono 10-12 trattamenti radiologici che durano diverse settimane; con il Gamma Knife è sufficiente un solo trattamento di 3 ore e il paziente può tornare al lavoro il giorno dopo, tornare a casa e svolgere le attività usuali senza avere alcun disturbo o correre alcun rischio di effetti collaterali dopo il trattamento. Il costo del trattamento con Gamma Knife è quindi del 60-90% minore rispetto ai costi che si avrebbero adottando il metodo chirurgico o la radioterapia tradizionale".

La struttura ospedaliera ha una conseguente riduzione del costo dell'intervento fino al 70% (minor utilizzo della sala operatoria e dei letti in terapia intensiva). Solo in Italia, i Centri di Milano, Verona e Cotignola hanno trattato circa 900 pazienti nel 2003.

Sono quindi evidenti anche i vantaggi che ne derivano ai chirurghi, al sistema sanitario e al contenimento dei costi sociali.

Ulteriore vantaggio è che il trattamento con Gamma Knife è scientificamente riconosciuto e quindi viene rimborsato dal Sistema Sanitario Nazionale.

#### NOTA INTEGRATIVE

I centri italiani che applicano interventi con Gamma Knife sono:

- Ospedale San Raffaele di Milano (dottor Piero Picozzi)
- Ospedale Civile Borgo Trento di Verona (professor Gerosa)
- Casa di cura Villa Maria Cecilia di Cotignola - Ravenna (dottor Motti)
- Ospedale Cannizzaro di Catania – in fase di installazione (dottor Ventura)

## Controlli di Qualità sui dispositivi di visualizzazione delle immagini digitali

P. Colombo \*, C. Catarisano #, \*

\*Azienda.Ospedaliera. Niguarda Ca' Granda - Milano

#Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria - Milano

I dispositivi di visualizzazione delle immagini digitali e le “*workstation*” (WS) di refertazione costituiscono una parte importante di una gestione completamente digitale e “*filmless*” di una Radiologia.

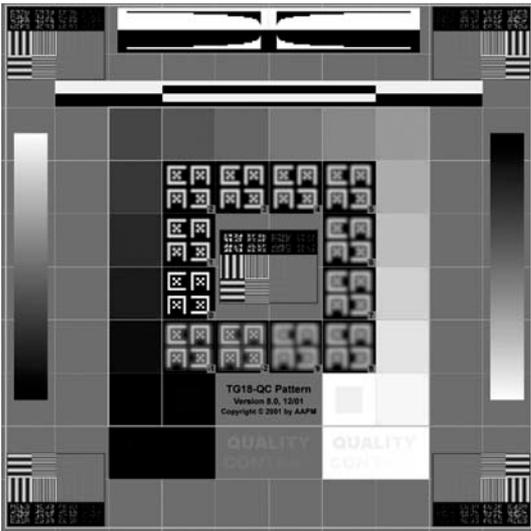
Per esempio, nell’ambito dell’Azienda Ospedaliera Niguarda Cà Granda di Milano, l’attività radiologica e le diverse modalità diagnostiche delle Strutture Complesse di Radiodiagnostica, Neuroradiologia, Medicina Nucleare e Radioterapia sono gestite da un unico sistema RIS-PACS, completamente integrato con Sistemi Informatizzati dell’Azienda Ospedaliera. In esso si inseriscono 18 WS di refertazione attualmente installate presso le diverse Strutture Complesse oltre a un elevato numero di PC installati nei Reparti e collegati in rete, dai quali è possibile visualizzare gli esami e i referti archiviati nel PACS tramite un’interfaccia WEB, dal momento che attualmente non vengono più stampate pellicole e referti per gli esami diagnostici dei pazienti interni.

Poiché la refertazione a video sta sostituendo quasi completamente quella tradizionale su pellicola, la qualità che veniva prima richiesta alle pellicole, alle sviluppatrici e ai negativi viene quindi sostituita da una crescente attenzione verso le proprietà dei monitor e la loro caratterizzazione. Una volta raggiunto uno standard qualitativo adeguato, esso deve essere mantenuto nel tempo: da qui la necessità di stilare un protocollo per l’accettazione e per i controlli periodici di qualità da eseguire sulle WS di refertazione.

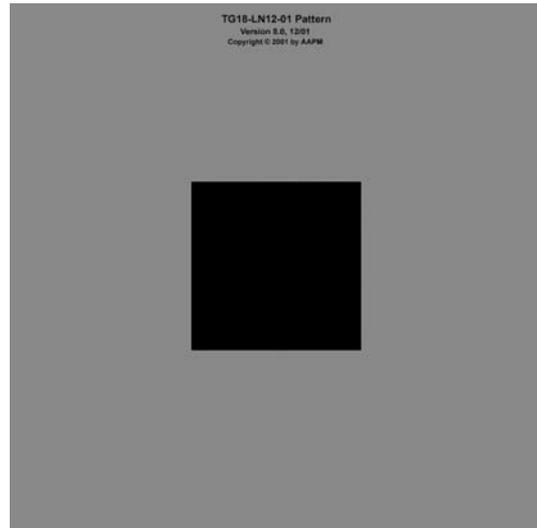
Una ipotesi di protocollo è stata redatta sulla base del documento del Gruppo di Lavoro dell’AIFM sulla Valutazione della Qualità dei Dispositivi di visualizzazione delle Immagini Digitali<sup>(1)</sup> e del documento dell’AAPM<sup>(2)</sup>, da cui abbiamo estratto i parametri di qualità utili ai nostri scopi: risoluzione spaziale e risoluzione a basso contrasto, riproducibilità della scala di grigi e artefatti d’immagine, distorsione geometrica, riflessione speculare e diffusa, risposta e uniformità di luminanza, rumore e “*veiling glare*”. Per alcuni di questi parametri, quali la risoluzione e il rumore d’immagine, abbiamo scelto di eseguire valutazioni qualitative visive piuttosto che quantitative, più utili in fase di caratterizzazione dei monitor piuttosto che durante i controlli periodici di costanza.

Il documento dell’AAPM ha come allegato un insieme di immagini test in formato DICOM denominato TG-18 (alcune di queste immagini sono visibili da Fig.1 a Fig.6), che sono state archiviate nel PACS del Niguarda sotto lo stesso PatientID. Le immagini test possono essere richiamate sulle WS di refertazione tramite il software di refertazione IMPAX di Agfa.

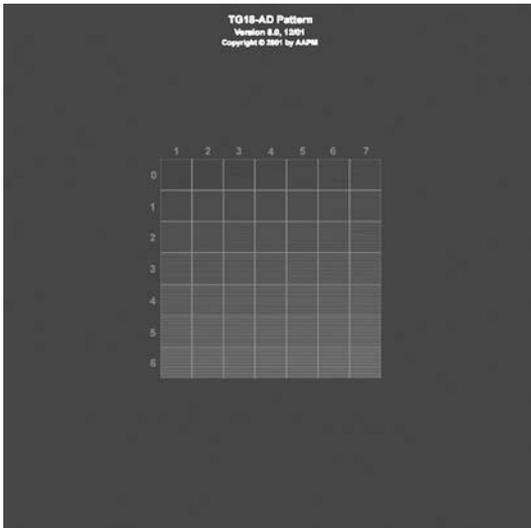
Il protocollo prevede la suddivisione dei compiti tra personale tecnico (per quanto riguarda i controlli qualitativi visivi) che compila l’apposito modulo fornito e informerà il fisico competente in caso venisse riscontrata qualche irregolarità, e personale fisico, a cui competono i controlli quantitativi, quali la valutazione della curva di risposta e il *check* di calibrazione, che accede al software di calibrazione MedicalPRO da amministratore di sistema.



**Fig.1: TG18-QC**



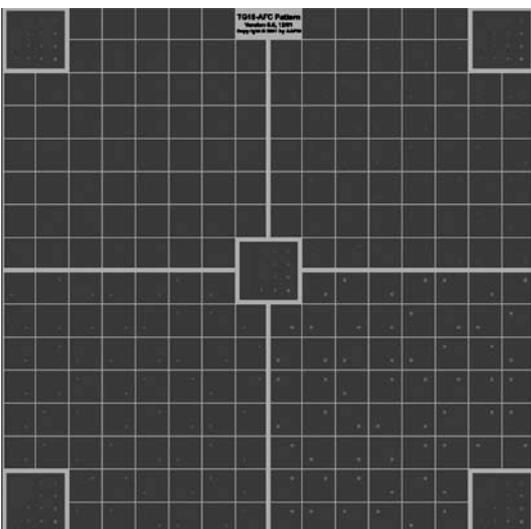
**Fig.2: TG18-LN12-01**



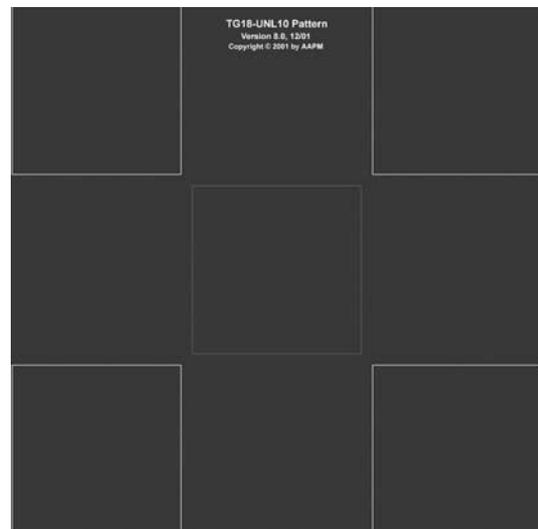
**Fig.3: TG18-AD**



**Fig.4: TG18-GVN**



**Fig.5: TG18-AFC**



**Fig.6: TG18-ULN**

La frequenza prevista per questi controlli periodici varia dal giornaliero (test elementari prettamente qualitativi), al trimestrale (test qualitativi visivi), al semestrale (valutazioni quantitative e check di calibrazione), come elencato nella Tab. 1.

Parametri	Frequenza	Personale
Riflessione speculare e diffusa	giornaliera/trimestrale	Utente/Tecnico
Curva di risposta	semestrale	Fisico
Uniformità di luminanza	semestrale	Fisico
Riproduzione della scala dei grigi e artefatti d'immagine	giornaliera/trimestrale	Tecnico
Risoluzione spaziale e risoluzione a basso contrasto	trimestrale	Tecnico
Distorsione geometrica e rapporto di formato	semestrale	Fisico
Rumore	trimestrale	Tecnico
Veiling glare	trimestrale	Tecnico

**Tab. 1: competenze e periodicità richieste dal Protocollo per la Valutazione della Qualità dei dispositivi di visualizzazione delle immagini digitali.**

Il documento AAPM suddivide i dispositivi di visualizzazione delle immagini in due categorie: primari e secondari. Nella Tab. 2 sono riportate le tolleranze ammesse dall'AAPM per i monitor primari, classificazione necessaria per essere definiti **stazioni di refertazione**.

Parametri	Tolleranze
Riflessione speculare e diffusa TG18-AD	Non devono essere presenti riflessi/non deve migliorare in condizione di totale oscurità
Luminanza Minima TG18-LN18-01	Circa 1 cd/m <sup>2</sup>
Luminanza Massima TG18-LN18-18	> 171 cd/m <sup>2</sup>
Rapporto di Luminanza	>250
Luminanza ambientale	< Lmin/4
Differenza tra monitor	<5%
Curva di risposta TG18-LN18-01 ... 18	Deviazione massima dalla curva DICOM <10%
Uniformità di luminanza TG18-ULN	Disomogeneità <30%
Artefatti d'immagine TG18-QC	assenti
Risoluzione spaziale TG18-QC	Valore 0-4
Distorsione geometrica e rapporto di formato TG18-QC	Differenze <2%
Rumore TG18-AFC	100% in almeno 3 quadranti
Veiling glare TG18-GV e TG18-GVN	Almeno 3 inserti visibili

**Tab. 2: tolleranze ammesse dal documento dell'AAPM per quanto riguarda i monitor primari**  
 Presso l'Azienda Ospedaliera di Niguarda sono attualmente installate 5 coppie di monitor Barco Coronis LCD (5 Mpixel), 2 coppie di Barco Medis CRT (3 Mpixel), 2 coppie di Siemens CRT (5 Mpixel), 4 coppie di Siemens CRT (3 Mpixel), 2 coppie di NEC LCD (18"), 1 coppia di DOME LCD (5 Mpixel), 2 monitor singoli SUN LCD (3 Mpixel).

Per i monitor Barco si è resa necessaria in fase di accettazione una calibrazione iniziale eseguibile mediante il software MedicalPRO, che consente di scegliere i valori di luminanza massima e luminanza minima del *display*. Particolare attenzione è stata dedicata alla riproducibilità della *Grey Scale Standard Display Function*<sup>(3)</sup>, come richiesto dallo standard DICOM: i monitor Barco Coronis utilizzano un sensore interno per l'autocalibrazione, mentre i Barco Medis necessitano di un sensore esterno collegato al processore della WS. Si è osservato che la rimozione accidentale di MedicalPRO comporta la perdita della calibrazione.

Per le altre tipologie di dispositivi ci siamo limitati alla variazione manuale dei valori di luminosità e contrasto, sulla base della corretta visualizzazione della scala di grigi e dei dettagli a basso contrasto di un fantoccio SMPTE (Fig.1).

Prima di iniziare qualunque valutazione sulla qualità delle WS, è buona norma rispettare delle semplici regole che consentono di ottimizzarne l'uso: pulire accuratamente la superficie, posizionare entrambi i *display* in modo da non vedere fonti di luce riflesse negli stessi, accertarsi che i dispositivi siano stati accesi da almeno mezz'ora per garantirne la stabilità.

La presenza contemporanea, su una medesima stazione SUN, di IMPAX e Web1000 ci ha consentito di valutarne le eventuali differenze in termini di qualità di visualizzazione. Avendo osservato che i valori di luminanza massima e minima sono confrontabili entro 1 cd/m<sup>2</sup>, che le curve di risposta non presentano significative differenze e anche per gli altri parametri non sono stati riscontrati risultati qualitativamente diversi, abbiamo concluso che la compressione operata dalla gestione dell'interfaccia Web non comporta una sostanziale perdita in qualità. Resta interessante verificare se lo stesso valga anche per altri software di visualizzazione quali "e-Film" o "Dicom-Eye".

	Lmax	Geometria	Curva di Luminanza	Uniformità	Riflessione	Risoluzione	Rumore	Glare
BARCO LCD 5Mp	500	Conforme (<1%)	DICOM	Conforme (15%)	Conforme (da riga 0)	Conforme (0/1)	Conforme (100% su 3 quadr.)	Conforme (4 dett.)
BARCO CRT 5Mp	300	Conforme (1.5%)	DICOM	Conforme (6%)	Conforme (da riga 0)	Conforme (1/2)	Conforme (100% su 3 quadr.)	Conforme (3 dett.)
AGFA CRT 3Mp	250	Da correggere ciclicamente	NON DICOM	Conforme (12%)	Conforme (da riga 1)	Conforme (1/2)	NON conforme (100% su 2 quadr.)	Conforme (3 dett.)
AGFA CRT 5Mp	300	Da correggere ciclicamente	NON DICOM	Conforme (15%)	Conforme (da riga 1)	Conforme (1/2)	NON conforme (100% su 2 quadr.)	Conforme (3 dett.)
DOME LCD 5Mp	500	Conforme (<1%)	DICOM	Conforme (15%)	Conforme (da riga 1)	Conforme (0/1)	Conforme (100% su 3 quadr.)	Conforme (4 dett.)
NEC 18" LCD	180	Conforme (<1%)	NON DICOM	Conforme (8%)	Conforme (da riga 1)	Conforme (0/1)	NON conforme (100% su 2 quadr.)	Conforme (4 dett.)
SUN LCD	150	Conforme (1.5%)	NON DICOM	Conforme (10%)	Conforme (da riga 1)	Conforme (2/3)	NON conforme (100% su 2 quadr.)	Conforme (3 dett.)

**Tab.3: risultati dei parametri di qualità per le diverse tipologie di monitor analizzate**

Web1000 viene utilizzato anche per la refertazione con accesso remoto da parte del medico radiologo di turno. Ovviamente in questo caso l'uso di un semplice PC portatile, connesso per via telefonica al server Web, non può certo garantire un'alta qualità alle immagini visualizzate.

I risultati dei controlli periodici di qualità (Tab.3) mostrano che soltanto tre tipologie di monitor rispettano, in tutti i parametri presi in considerazione, lo standard richiesto ai dispositivi di classe primaria, lasciando aperta la discussione su cosa comporta, in termini di "qualità di refertazione", l'uso sistematico di monitor di classe inferiore.

Si è osservato che a distanza di 6/8 mesi da un primo controllo, se il software di calibrazione non è stato rimosso dalla stazione o se non sono state cambiate le impostazioni della scheda video (quali luminosità, contrasto ecc.), non sono state riscontrate significative differenze nei valori dei parametri presi in considerazione, concludendo che la periodicità di alcuni test può essere estesa da semestrale ad annuale.

### Bibliografia

- (1) AIFM, Gruppo di lavoro per la valutazione e il controllo di qualità dei dispositivi di Visualizzazione delle immagini: "DISPOSITIVI PER LA VISUALIZZAZIONE DELLE IMMAGINI IMPIEGATI PER LA REFERTAZIONE - LINEE GUIDA PER I CONTROLLI DI QUALITÀ", Versione 1.0 - Febbraio 2001, indirizzo internet: <http://www.aifm.it/>
- (2) ASSESSMENT OF DISPLAY PERFORMANCE FOR MEDICAL IMAGING SYSTEMS, American Association of Physicists in Medicine, Pre-print Draft Document AAPM Task.
- (3) Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Supplement 28: Grayscale Standard Display Function, NEMA, January 28, 1998

#### **2004 NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM, MEDICAL IMAGING CONFERENCE, SYMPOSIUM ON NUCLEAR POWER SYSTEMS and 14th INTERNATIONAL WORKSHOP ON ROOM TEMPERATURE SEMICONDUCTOR X- AND GAMMA- RAY DETECTORS**

Roma, 16-26 Ottobre 2004

Ergife Palace Hotel - Via Aurelia 619, 00165, Rome, Italy

Website: <http://nss-mic-rtsd-2004.df.unipi.it>

#### **3rd WSEAS INT.CONF. ON ELECTRONICS, CONTROL and SIGNAL PROCESSING (ICECS '04)**

Rethymno, Crete Island, Greece, 2004-10-24 - 2004-10-26

E-mail: [nata@wseas.com](mailto:nata@wseas.com)

Website: <http://www.worldses.org/conferences/2004/crete/icecs/index.html>

#### **XII° CONVEGNO NAZIONALE DELLA SOCIETA' ITALIANA PER LE RICERCHE SULLE RADIAZIONI (S.I.R.R.)**

Genova 9-12 Novembre 2004

Sede: Magazzini dell'Abbondanza

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

Segreteria Organizzativa: Asap: Via Luccoli 29/9 - 16123 Genova

Tel (+39-) 010 255800 - 010 2462777 Fax 010 2479743 E-mail: [asap@asapnet.it](mailto:asap@asapnet.it)

Scadenza invio contributi: 30 Luglio 2004

## Experiences and Work Summary as an ICTP TRIL Fellow in Medical Physics at Ospedale di Circolo Varese

Sunil Dutt Sharma

*Radiological Physics and Advisory Division, Bhabha Atomic Research Centre,  
CT&CRS Building, Anushaktinagar, Mumbai (Bombay) - 400094, India*

*e-mail: sdsharma\_barac@rediffmail.com*

### Background

The Abdus Salam International Centre for Theoretical Physics (ICTP), Trieste, Italy under the programme, Training and Research in Italian Laboratories (TRIL), offers grants to scientists from Developing Countries, Central and Eastern Europe to carry out training and research in Italian universities, national and private research centres. I was provided this opportunity in the field of medical physics (June 2003 - May 2004) and was deputed to work under the immediate supervision and able guidance of Professor Leopoldo Conte, Cattedra di Fisica Medica, Dipartimento di Scienze Cliniche e Biologiche, Università degli Studi dell'Insubria, Ospedale di Circolo, Varese, Italy. During this one year period of stay in Varese, I could participate in routine clinical as well as research and development (R&D) activities in the field of radiotherapy physics. Routine clinical activities include (1) quality assurance (QA)/quality control (QC) of medical linear accelerators, remote afterloading brachytherapy units, computed tomography simulator (CT Sim) and treatment planning systems (TPS); and (2) planning and dosimetry for total body irradiation (paediatric), stereotactic radiosurgery (X-knife) of brain tumours and conformal radiotherapy of prostate cancers. QA/QC protocol used for radiotherapy devices and beam dosimetry are formulated including the recommendations of AAPM TG 40 (Kutcher et. al. 1994), AAPM TG 45 (Nath et. al. 1994), AAPM TG 66 (Mutic et. al. 2003), IEC report 62-36, (1991), UNICEN-UNI - 10308, (1994), IAEA TRS 277 and IAEA TRS 398. R&D activities were mainly confined with the dosimetry of high dose rate (HDR)  $^{192}\text{Ir}$  source and dosimetric characterisation of

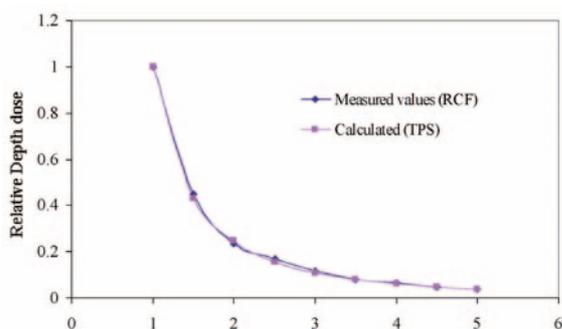
Varian 80-leaf multileaf collimator (MLC). Salient features of R&D activities are summarised below.

### In water radiochromic film dosimetry of HDR $^{192}\text{Ir}$ source

Presence of steep dose gradients in the vicinity of brachytherapy sources necessitates the use of a high-resolution detector, with tools for accurate and reproducible positioning, for their dosimetry. The relative sensitivity of the detector used should be independent of dose rate and energy of radiation to give a linear dose response throughout the measured dose distributions (Mack et. al. 2003). An ideal detector should also be water equivalent to cause as little interference as possible with the radiation field. Considering these requirements, single active layer high sensitivity radiochromic film (Gafchromic® HS, ISP Technologies Inc., NJ 07470, USA) was used for the dosimetry of microSelectron HDR  $^{192}\text{Ir}$  source (classic/old design, capsule diameter = 1.1 mm, capsule length = 5.5 mm, active length = 3.5 mm) in water phantoms because of its high resolution, nearly water equivalence, dose rate and energy independent response (for photons of energy greater than 0.2 MeV), ease in its use and simplicity of absorbed dose determination.

Radiochromic film samples were placed at desired distances from the source in specially designed film positioning tools and phantoms. The dose rate constant,  $L$ , radial dose function,  $g(r)$ , and anisotropy function,  $F(r,\theta)$ , of this source was determined experimentally in accordance with the AAPM TG 43 recommendations (Nath et. al. 1995). Results of this experiment were compared with the data reported by other investigators for this source.

The relative depth dose (RDD) for HDR  $^{192}\text{Ir}$  source was also measured using radiochromic film to verify the RDD calculated using the TPS (Plato BPS, Nucletron International B. V., The Netherlands). The purpose of this study was to devise a simple in-water radiochromic film dosimetry method for high dose rate brachytherapy sources. Measured values of  $L$ ,  $g(r)$ , and  $F(r,\theta)$  were in good agreement to the values of corresponding parameters reported in the literature. As shown in fig. 1, measured RDD of the source were also in very good agreement to the TPS calculated RDD. This work establishes the suitability of radiochromic film for in-water dosimetry of HDR sources in particular and brachytherapy sources in general.

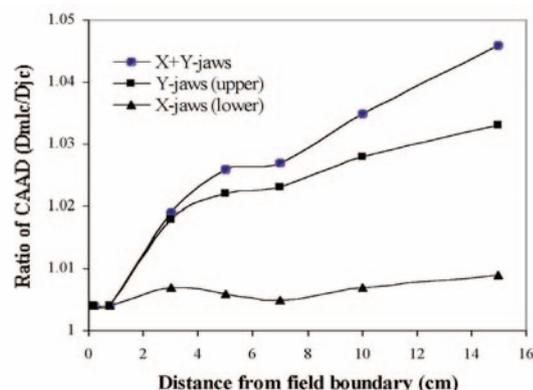


**Fig. 1: Comparison of measured and TPS (Plato BPS) calculated relative depth dose of microSelectron HDR  $^{192}\text{Ir}$  (classic/old design) source**

### Dosimetric comparison of MLC only and JC/JC+MLC shaped fields

Multileaf collimators (MLC) are now a common and most convenient choice for delivery of conformal and intensity modulated radiotherapy (IMRT) (Boyer et al. 2001, Ezzell et al. 2003). During its clinical application, MLCs are covered by the jaw collimators (JC) to reduce the amount of transmitted radiation. However, in some of the clinical applications, such as treatment of cancers of lung, head and neck, etc. the field boundary is such that most of the leaves are in the most extended positions while a few leaves are at the most retracted positions. In such cases, only a small length of most of the leaves used for defining the treatment field is covered by JCs and a large area of the extended leaves are uncovered.

Such treatment fields can be categorised as MLC only shaped fields. Measurements were carried out on a Varian Clinac 2100C medical linear accelerator and a Varian standard 80 leaves MLC with 6 (quality index,  $QI = TPR_{20,10} = 0.66$ ) and 18 MV ( $QI = 0.78$ ) photon beams to determine percentage surface dose (PSD), build up region, percentage depth dose (PDD), penumbra width ( $P_{80/20}$ ), central axis absorbed dose (CAAD) and total scatter factor ( $S_{cp}$ ) for radiation fields defined by JC only, JC and MLC together (JC+MLC), and MLC only. Objectives of these measurements were to quantify the differences in these parameters due to definition of fields by different combinations of JC/MLC. Radiation transmitted through JC alone, JC+MLC and MLC alone were also measured. PSD and dose in build up region for MLC only fields are higher than JC/JC+MLC fields. These three types of fields have the same PDD while MLC penumbra ( $P_{80/20}$ ) is about 1 - 1.5 mm larger than JC penumbra. CAAD of MLC only field is also higher than JC/JC+MLC field and the difference in CAAD of these fields depend on field size, beam energy and distance of jaw collimators from MLC field boundary. One of the important results of this study was the variation of CAAD of  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  MLC only field with varying distance of jaw collimators from the boundary of this MLC shaped field (fig. 2).  $S_{cp}$  of MLC only field for field sizes greater than  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  are comparatively smaller than JC field.



**Fig. 2: Variation of CAAD of  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  MLC only field (18 MV) with varying distance of X and Y-jaws from the MLC field boundary**

Radiation transmitted through MLC alone at 18 MV is 2.66%. The data so obtained will be useful for estimation of dose delivery accuracy to the tumour as well as for evaluation of safety aspects of the patients.

### Evaluation of tongue and groove effect of MLC for different clinical conditions

Tongue and groove arrangement is used in all commercially available multileaf collimators to limit interleaf leakage. As depicted in fig. 3, the tongue and groove effect (TGE) is an under dosing effect in the region of overlap between two adjacent leaves of a multileaf collimator. This effect can occur in certain applications of MLCs such as the abutment of fields where the beam edges are defined by the sides of leaves and the production of intensity modulated fields either by static or dynamic collimation (Haryanto et. al. 2004, Abdel-Hakim et. al. 2003, Huq et. al. 2002 and Sykes and Williams 1998).

This problem can be avoided by synchronisation of the leaves but at the cost of increased number of monitor units to deliver the required dose (Van Santvort and Heijmen 1996, Webb et. al. 1997). TGE of Varian 80 lea-

ves MLC were evaluated by creating junctions of narrow, rectangular (medium size) and irregular fields defined by the side of adjacent leaves. Mean dose reduction (MDR) and its spatial extent (in terms of full width at half maximum (FWHM)) at the junctions of these fields were measured using radiographic and radiochromic films. The measurements were carried out in a polystyrene phantom at the depth of dose maximum ( $d_m = 1.5$  cm for 6 MV and 3.0 cm for 18 MV) and at 10 cm depth using 6 and 18 MV photon beams. Narrow field is representative of IMRT while rectangular field corresponds to either conformal or conventional radiotherapy. Irregular field is used to obtain average value of MDR and FWHM which represents the overall TGE of the MLC irrespective of leaf pair number used for creating the field junction and beam divergence. The purpose of this work was to determine and compare the dose reduction and its spatial extent due to TGE for these three different types of fields and to study the effect of scattered radiation on the magnitude of these parameters. FWHMs are found to be independent of beam energy, depth of measurement and field geometry. However, MDR depends

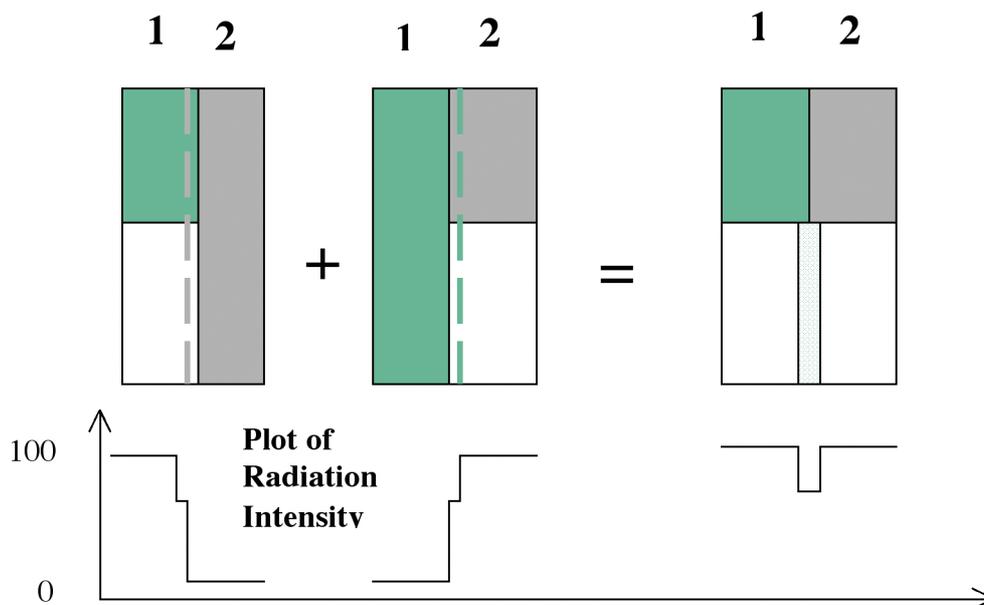


Fig. 3: Pictorial representation of under dosing effect at the junction of adjacent radiation fields shaped by a pair of leaves due to tongue and groove arrangement of a multileaf collimator. 1 and 2 represents the first and second leaf of an adjacent leaf pair. Unshaded areas represent the open fields while dashed lines depict the shielding in the open field due to stepping by tongue in one case and groove in the other.

on beam energy, depth of measurement and field geometry. Maximum dose reduction of 17.6% with spatial extent of 2.8 mm was observed at the  $d_m$  of 6 MV photon beam for the narrow field.

### Conclusive remark

One year stay in Varese, Italy as an ICTP TRIL fellow was a memorable and very useful experience both from scientific, and cultural and traditional aspects. In my observation, the work culture of a medical physicist in radiotherapy department of Ospedale di Circolo, Varese, Italy is very similar to the work culture of a medical physicist in radiotherapy departments of Indian hospitals.

### Acknowledgements

I thankfully acknowledge the support of ICTP TRIL programme for providing me this opportunity to work in Italian Laboratory. I am grateful to staffs of Servizio di Fisica Sanitaria, Ospedale di Circolo, Varese and particularly to Prof. L. Conte for their immense help, co-operation and sympathy during my stay in Varese. I would also like to express my gratitude to Dr. F. Turrini for asking me to prepare this article for publication in "Fisica in Medicina".

### References

1. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, Palta JR, Purdy JA, Reinstein LE, Svensson GK, Weller M and Wingfield L, 1994, Comprehensive QA for radiation oncology: Report of the AAPM Radiation Therapy Task Group No. 40, Med. Phys. 21(4), 581 - 618
2. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, Ling CC, Purdy JA, Van de Geijn J and Weinhaus MS, 1994 AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of the AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45, Med. Phys. 21(7), 1093 - 1121
3. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LD, Salter BJ, McCollough CH and Van Dyk J, 2003, Quality assurance for computed tomography simulators and the and the computed tomography simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Task Group No. 66, Med. Phys. 30(10), 2762 - 92
4. International Atomic Energy Agency (IAEA). Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice, Technical Report Series (TRS) No. 277, IAEA, Vienna, 1997
5. International Atomic Energy Agency (IAEA). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, Technical Report Series (TRS) No. 398, IAEA, Vienna, 2000
6. Mack A, Mack G, Weltz D, Scheib SG, Bottcher HD and Seifert V, 2003 High precision film dosimetry with GafChromic films for quality assurance especially when using small fields. Med. Phys. 30(9), 2399 - 2409
7. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF and Meigooni AS, 1995 Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43, Med. Phys. 22(2), 209 - 34
8. Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, Mah K, Yu C, 2001, Basic applications of multileaf collimators: report of the AAPM radiation therapy committee Task Group No. 50, AAPM Report No. 72, Medical Physics Publishing, Madison.
9. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, Xia P, Xiao Y, Xing L, Yu CX, 2003, Guidance document on delivery, treatment planning and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Med Phys 30(8); 2089 - 115
10. Haryanto F, Fippel M, Bakai A and Nusslin F, 2004, Study on the tongue and groove effect of the Elekta multileaf collimator using Monte Carlo simulation and film dosimetry, Strahlenther Onkol, 180(1), 57 - 61
11. Abdel-Hakim K, Nishimura T, Takaih M, Suzuki S and Sakahara H, 2003, Dosimetric assessment of the field abutment region in head and neck treatments using a multileaf collimator, Strahlenther Onkol, 179(5), 312 - 9
12. Huq MS, Das IJ, Steinberg T and Galvin JM, 2002, A dosimetric comparison of various multileaf collimators. Phys. Med. Biol. 47, N159 - 70
13. Sykes JR and Williams PC, 1998, An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Philips multileaf collimator, Phys. Med. Biol. 43, 3157 - 65
14. Van Santvoort JPC and Heijmen BJM, 1996, Dynamic multileaf collimation without tongue and groove underdosage effect, Phys. Med. Biol. 41, 2091 - 2105
15. Webb S, Bortfield T, Stien J and Convery D, 1997, The effect of stair step leaf transmission on the tongue and groove problem in dynamic radiotherapy with a multileaf collimator, Phys. Med. Biol. 42, 595 - 602

## Basse dosi di radiazioni ionizzanti possono avere effetti benefici?

Elio Giroletti

*Dip. Fisica nucleare e teorica, Università di Pavia e INFN sez. di Pavia*

...si è talora così coinvolti in dispute relative a sfumature tecniche  
che soltanto una persona poco competente  
è in qualche modo capace di prendere una qualsivoglia decisione.

*Il rischio tecnologico, H.W.Lewis, 1995*

Come noto gli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti sono suddivisi in due categorie: deterministici e stocastici. Mentre non sussistono dubbi sui primi, che insorgono solo ad alte dosi, per i secondi -leucemie, tumori solidi e mutazioni geniche, aberrazioni cromosomiche e malattie ereditarie- molto rimane da chiarire, soprattutto alle bassissime dosi, <1 mSv, che sono quelle assorbite da un elevato numero di persone.

### Quantificazione dei danni stocastici

L'incidenza dei danni stocastici in radioprotezione è universalmente espressa attraverso i coefficienti di rischio proposti nella pubblicazione 60 della ICRP -ICRP 1990-. La loro verifica richiede studi epidemiologici complessi basati su enormi coorti e, secondo alcuni, impossibili a realizzarsi con sufficiente attendibilità. Infatti, considerazioni statistiche impongono che il numero di persone del campione da sottoporre ad indagine epidemiologica sia inversamente proporzionale al quadrato della dose che si intende caratterizzare (Gonzalez A.J, 2004), in accordo con la seguente relazione:  $N = k/D^2$ , dove N rappresenta il numero di individui del campione, k è una costante di proporzionalità che dipende dall'effetto oggetto di indagine e D la dose. Ad es., uno studio epidemiologico relativo ai tumori solidi radioindotti è significativo purché il campione sia di almeno 1.000.000.000 di individui e >1.000, per dosi efficaci di 1 mSv e di 1 Sv, rispettivamente.

La validità dei coefficienti di rischio e la dipendenza lineare senza soglia (LNT) tra effetti stocastici e dose sono messi in discussione sempre più frequentemente. Si veda per esempio, il dibattito in corso da tempo su *Radiation Protection Dosimetry* nelle argomentazioni di Brenner e Raabe (Brenner, Raabe 2001). A rendere più complesso il quadro, gli studi radiobio-

logici hanno messo in luce l'esistenza, sempre alle basse dosi, di comportamenti apparentemente contrastanti e prodotti dalla *comunicazione cellulare* (Ballarini et al, 2002):

- **effetto bystander:** cellule non irraggiate possono essere danneggiate da quelle vicine (non in contatto) che siano, invece, state colpite dalla radiazione ionizzante;
- **risposta adattativa:** una dose precedente di bassa entità sarebbe in grado di incrementare la radioresistenza della cellula (e del tessuto) a successive esposizioni ben più elevate.

Le conseguenze di questi due effetti non sono affatto trascurabili. Per es., l'effetto *bystander* secondo il modello proposto da Brenner e Sacks, comporterebbe che, in accordo con BEIR VI (NRC 1999), l'esposizione cronica al radon negli ambienti chiusi nell'indurre il carcinoma polmonare sia più efficace (più pericolosa) di un fattore ~4 di quanto indichino i coefficienti proposti da ICRP (Brenner, Sacks, 2003).

### Risposta adattativa

L'azione positiva della risposta adattativa, invece, sarebbe connessa con l'ormesi, definito come un effetto stimolatorio della esposizione a basse dosi di agenti tossici e il cui risultato è quello di aumentare la radioresistenza di tessuti esposti in fasi successive. La sua dinamica è funzione del rateo di dose, ma sembra non essere significativa per dosi superiori a 0,5 Gy.

Molti sono i lavori pubblicati in favore di questa ipotesi. Tra essi vi è quello di Chen W. L. e collaboratori (Chen W.L., 2004) relativo alla città di Taipei (Taiwan), ove circa 10.000 individui sono stati esposti per un ventennio alla radiazione gamma del  $^{60}\text{Co}$ . Sorgenti di questo radioisotopo vennero fuse incidentalmente nell'acciaio con cui si sono edificati circa 180 edifi-

ci negli anni '80, mentre l'evidenza dell'incidente si è avuta solo nel luglio 1992. Oltre a una scuola frequentata da ~2000 ragazzi, sono stati coinvolti circa 1600 appartamenti. Le abitazioni e le persone che le hanno occupate sono state suddivise in tre coorti, sulla base del livello di contaminazione dell'appartamento e delle successive misure di protezione adottate (vedasi tabella 1). Le valutazioni di dose effettuate dall'Agenzia nazionale taiwanese (AEC) hanno evidenziato esposizioni affatto trascurabili; le stesse sono state riviste da Chen e coll. Nonostante siano state ridotte rispetto ai valori iniziali, le dosi rimangono significative. Metà delle persone che vivevano nel primo gruppo di case, con ratei annui di dose dell'ordine di 500 mSv, dopo il luglio 1996 sono state traslocate in altri appartamenti. La dose collettiva complessivamente assorbita a seguito dell'incidente è stimata essere ~4.000 Sv.persona (stima inferiore).

Gli abitanti di questi appartamenti negli anni sono stati sottoposti a controlli medici periodici di differente livello, in funzione del grado di esposizione. Ciò ha permesso di caratterizzare i ratei di insorgenza di aberrazioni cromosomiche, malformazioni congenite, leucemie e tumori solidi e di confrontarli con quelli previsti dai modelli radioprotezionistici accreditati.

I risultati dello studio sono sorprendenti, specialmente se confrontati con i coefficienti di

rischio proposti dalla pubblicazione 60 della ICRP (vedasi tabella 2):

- Non si è riscontrato un numero significativo di aberrazioni cromosomiche e nemmeno si sono evidenziate relazioni tra le aberrazioni cromosomiche e livelli di dose;
- La mortalità per tumore risulta essere solo il 3% di quella del resto della popolazione, a fronte dei 70 casi di decesso per leucemia e tumori solidi radioindotti previsti dai modelli;
- Solo 3 bambini sono nati con malformazioni congenite, a fronte dei 21 attesi.

Nella tabella 2 sono riportati i risultati del confronto tra la popolazione esposta e quella non esposta, calcolati su 20 anni.

Gli autori prendono in considerazione alcuni fattori confondenti, tra cui una diversa distribuzione per classi di età dei ragazzi della scuola coinvolta rispetto a quella della popolazione in generale: questo dato sembra non incidere sul risultato finale dello studio. Per quanto riguarda lo stile di vita e il livello di benessere dei gruppi esposti rispetto alla popolazione di riferimento gli autori affermano non sussistere differenze significative.

I risultati dello studio contraddicono in maniera evidente gli indici proposti da ICRP e addirittura mostrano che i casi di mortalità per tumori solidi e leucemie nella popolazione espo-

Tabella 1: livelli di dose cui sono coinvolte le persone

Livello di Contaminazione	Popolazione		Dose efficace, mSv		
	%	Nro	media annua	1° anno	1983-2003
Alta	11	1.100	>15	525	4.000
Media	9	900	5 - 15	60	420
Bassa	80	8.000	<5	18	120
Media corretta	100	10.000	--	49	400
Media originale (AEC)	100	10.000	--	74	600

Tabella 2: casi di decesso naturali, attesi ed osservati tra la popolazione esposta

Morti per tumore e leucemie			Malformazioni congenite		
Incidenza naturale	Attesi ICRP	osservati	Incidenza naturale	Attese ICRP	osservate
232	302	7	46	67	3
Compresi 4-5 leucemie	di cui 70 causati dalla esposizione	3% del valore atteso	Tutti i difetti congeniti	di cui 21 prodotti dalla esposizione	6,5% dei valori attesi

sta si sono ridotti in maniera significativa e costante nel tempo, come se l'esposizione avesse avuto un effetto benefico sugli individui coinvolti nell'incidente. Per spiegare questi risultati Chen e coll. prendono in considerazione l'ormesi, come effetto benefico della esposizione cronica a basse dosi di radiazioni ionizzanti. Sulla base di queste conclusioni gli autori stessi richiedono una completa revisione dell'ipotesi lineare senza soglia (LNT).

### Alcune considerazioni

Il lavoro è interessante in quanto non è frequente disporre di un consistente campione esposto a livelli bassi di dose per un congruo numero di anni in situazione "controllata". Nonostante il numero di persone coinvolte sia affatto trascurabile, specialmente se confrontato con studi analoghi, si sollevano dubbi sulla significatività dei risultati dello studio. Per questo motivo sarebbe importante che il lavoro venisse rivisto e valutato anche da altri gruppi di ricercatori, con l'obiettivo di verificare le dosi, eventuali ulteriori fattori confondenti oltre quelli (sommariamente) considerati nel lavoro. Ad esempio, il fatto che le persone siano state sottoposte per anni a controlli sanitari, con significativo miglioramento del loro livello di salute rispetto a quello del campione di controllo.

Da tempo oramai si discute sulla validità per gli effetti stocastici dell'ipotesi lineare senza soglia, LNT. In attesa di chiarire il quadro radiobiologico ed epidemiologico, da più parti si sostiene che la LNT possa mantenere la propria validità unicamente per la radioprotezione del singolo lavoratore, mentre si dovrebbe rivedere la definizione di dose collettiva. Si chiede per esempio, di escludere dalla sommatoria con cui si calcola la stessa dose collettiva tutte le pratiche che comportano un livello di esposizione inferiore a una soglia di dose ritenuta irrilevante (es. 10 o 50  $\mu$ Sv), indipendentemente dal numero di persone esposte a quella medesima dose. Le implicazioni di un diverso calcolo della dose collettiva sono rilevanti. Si pensi per esempio allo smaltimento dei rifiuti radioattivi (es. smantellamento delle centrali nucleari), il cui costo aumenterà sempre più nei prossimi anni a fronte di rischi irrilevanti e non provati su base scientifica in popolazioni esposte a dosi così basse, mentre il calcolo della dose collettiva indica valori non trascurabili. La posizione adot-

tata dalla ICRP nel recente congresso di Madrid IRPA-11, in previsione della revisione della pubblicazione n.60 prevista per il 2005, è quello di mantenere invariato il concetto di dose collettiva e di incorporare i valori utilizzati nella sommatoria in matrice.

Probabilmente, in talune situazioni, più che sui formalismi matematici nell'applicazione dei principi di giustificazione e di ottimizzazione, è più produttivo far leva su stime qualitative basate sul buon senso e sulla preparazione degli operatori coinvolti. Nel leggere l'articolo dei colleghi taiwanesi, mi sono venute alla memoria le parole che un "fisico ruspante" (come C. Ciancia de Peròn amava definirsi) soleva ripetere provocatoriamente (come suo stile!): **"I raggi X non esistono, ma mi hanno dato da vivere"**. Che ci sia un fondo di verità in queste parole?

### Riferimenti

1. Ballarini F., et al., Cellular communication and bystander effects: a critical review for modeling low-dose radiation action, *Mutat. Res.*, 501, 2002, pp:1-12
2. Brenner D.J., Raabe O.G., Is the linear-no-threshold hypothesis appropriate for the use in radiation protection?, *Rad. Prot. Dosim.*, 97 (3), 2001, pp: 279-285
3. Brenner D.J., Sacks R.K., Domestic radon risk may be dominated by bystander effect, but the risks are unlikely to be greater than we thought, *Health Phys.*, 85, 1 pp: 105-109, 2003
4. Chen W.L., et al., Is chronic radiation an effective prophylaxis against cancer?, *J. Am. Phys. and Surg.*, IX, 1:6-10, 2004
5. Gonzalez A.J., Sievert lecture, IRPA 11 International Congress, Madrid, maggio 2004
6. International Commission on Radiological Protection, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication n.60, *Annals of ICRP*, vol.21 (1-3), Oxford, Pergamon Press 1991
7. Lewis H. V., Il rischio tecnologico, ed. Sperling & Kupfer, Milano, 1995
8. National Research Council, Health effect to exposure of radon: BEIR VI, NRC, national Academic Press, 1999
9. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), Sources and effects of ionising radiation, 2000 Report to the General Assembly, with Annexes New York, United Nations 2000

## ACCIDENTAL OVEREXPOSURE OF RADIOTHERAPY PATIENTS IN BIALYSTOK

*Pubblicazione IAEA, 2004*

A cura di M.G. Brambilla

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

Nel Febbraio 2001, un episodio di banale fermo macchina generato da un'improvvisa mancanza della tensione di alimentazione in fase di erogazione della dose in un acceleratore lineare utilizzato per trattamenti radio-terapici comportò gravissime conseguenze per un gruppo di pazienti sottoposte a radioterapia postoperatoria. Il fatto, accaduto in Polonia, nel *Bialystok Oncology Centre*, fece in modo che il governo polacco chiedesse all'*International Atomic Energy Agency* (IAEA) di analizzarne i presupposti e di trarne le sue conclusioni, consentendo la presente pubblicazione. L'IAEA rispose immediatamente con l'invio di due gruppi di esperti, il primo costituito da medici e il secondo da fisici ed esperti in radioprotezione, con l'incarico, rispettivamente, di valutare le conseguenze cliniche dell'incidente sui pazienti coinvolti, fornendo indicazioni sulle possibilità terapeutiche, sia per la riparazione del danno, che per la prosecuzione della cura, e di ricostruire le condizioni di malfunzionamento dell'apparecchiatura e determinare le dosi effettivamente assorbite dagli individui irradiati nella situazione di difetto macchina.

Il sommario iniziale della pubblicazione è costituito da una rapida panoramica dell'evento e delle sue conseguenze, articolata in cinque parti; esse sono dedicate rispettivamente alla descrizione dell'incidente, a quella brevissima delle sue sequele cliniche, alla discussione sugli aspetti dosimetrici coinvolti, alle azioni intraprese dal governo polacco a seguito del fatto e a conclusioni, raccomandazioni e aspetti educativi derivanti da esso.

L'introduzione riporta una descrizione

più estesa dell'evento rispetto al sommario, entrando un po' più approfonditamente nel dettaglio delle fasi in cui esso accadde. L'obiettivo della pubblicazione è chiaramente affermato come la sistematica esposizione di informazioni finalizzate a evitare il ripetersi di fatti analoghi, a uso sia delle autorità nazionali, che degli organi amministrativi riguardanti la tutela della salute pubblica, che degli specialisti del settore radioterapico, dai radioterapisti, ai fisici coinvolti nel corretto utilizzo delle apparecchiature per radioterapia, ai tecnici di radiologia medica e, non ultimi, ai costruttori di apparecchiature.

Viene inoltre rapidamente descritta la struttura della pubblicazione, al fine di potersi rapidamente e agevolmente orientare nella sua lettura.

Lo scenario riportato subito dopo l'introduzione descrive, come prima cosa, il Centro in cui il fatto avvenne, in termini del suo bacino di utenza, delle apparecchiature di cui è attualmente dotato sia per teleradioterapia che per brachiterapia, delle apparecchiature ausiliarie (quali simulatore, tomografo computerizzato non a uso esclusivo del dipartimento di Radioterapia, sistemi per la pianificazione dei trattamenti), delle risorse umane dedicate, del numero di pazienti trattati annualmente nel Centro stesso. Viene anche data una rapida descrizione in particolare della dotazione strumentale e delle risorse umane disponibili presso il dipartimento di Fisica Medica.

Le apparecchiature dedicate ai trattamenti radioterapici o ausiliarie sono di varia produzione; le attrezzature dosimetriche in dotazione alla Fisica Medica per i controlli sulle

apparecchiature di radioterapia sono prodotte da ditte note a livello internazionale, anche se la data di acquisizione è per alcuni piuttosto remota, e risultano dotate di adeguata certificazione presso i laboratori standard secondari nazionali polacchi; le attrezzature più obsolete risultano usate esclusivamente per controlli di tipo relativo.

Segue una descrizione sommaria dell'acceleratore su cui il problema accadde; il progetto complessivo non viene naturalmente presentato, ma è esposta una illustrazione più che esauriente dei componenti guastatisi a seguito della mancata alimentazione. Particolare attenzione viene prestata al fatto che l'apparecchiatura era stata progettata prima della pubblicazione della normativa IEC 60601-2-1 del 1998 sui requisiti di sicurezza per acceleratori di elettroni per uso medico e ai due dispositivi guastatisi nella catena di controllo delle prestazioni dell'acceleratore, evidenziando il fatto che la risposta del sistema a tale rottura ne fa comprendere la non aderenza alla suddetta Norma.

Viene inoltre fatta osservare l'esistenza e l'applicazione di un programma per l'assicurazione della qualità delle prestazioni delle apparecchiature per radioterapia usate nel Centro e la partecipazione dello stesso a diversi interconfronti dosimetrici nazionali, ma supportati dalla stessa IAEA, sia mediante invio di rivelatori a termoluminescenza esposti dal personale dell'istituzione, sia con misure fatte sul sito da parte di esperti esterni.

Una serie nutrita di paragrafi illustra la politica applicata in Polonia per la regolamentazione delle esposizioni di tipo medico, con numerosi riferimenti bibliografici ad articoli della normativa nazionale.

Di seguito, un nuovo capitolo propone ancora la dettagliatissima descrizione dell'incidente, facendo rimarcare la frequenza delle cadute della tensione di rete nella zona occupata dal Centro, le motivazioni dei tipi di trattamenti eseguiti durante il guasto (sovradosaggio sulla cicatrice chirurgica dovuta a intervento sulla mammella con elettroni da 8

MeV e dosi di 2.5 Gy/frazione) e le sensazioni (fastidio e bruciore durante la seduta) delle pazienti coinvolte, primo, vero campanello di allarme per il personale del Centro. Viene sottolineato che l'esperienza del dipartimento di Radioterapia in fatto di eventi di mancata alimentazione dell'apparecchiatura non aveva in precedenza mai fatto pensare ad anomalie evidenti e che lo stesso manuale dell'apparecchiatura non prevedeva controlli dosimetrici specifici in caso di mancata alimentazione, se non nel caso di arresti di emergenza provocati dal personale. Viene altresì fatto notare, alla ripresa dei trattamenti, un rateo della dose indicato dalla consolle di controllo e comando dell'acceleratore inusualmente basso (100 UM/min contro le consuete 290-300 UM/min), che il fisico responsabile - chiamato a far ripartire l'apparecchiatura dopo l'arresto, la riaccensione, il riscaldamento e la sequenza dei controlli preirradiazioni previsti dal manuale - risolve aumentando il tempo massimo raggiungibile dal temporizzatore deputato a terminare l'irradiazione in caso di guasto al sistema di monitoraggio della dose, al fine di consentire di portare a termine ciascun trattamento. Le sensazioni provate da alcune delle pazienti vengono presentate come un primo sintomo del malfunzionamento dell'apparecchiatura; le donne, visitate dal medico radioterapista dopo l'esposizione, manifestavano infatti una serie di reazioni cutanee assolutamente non compatibili con la dose fino a quel momento a esse somministrata. A questo punto, l'apparecchiatura venne chiusa e furono effettuati approfonditi controlli dosimetrici, che portarono alla scoperta di un rateo di dose 37 volte superiore al valore di riferimento per l'energia usata sulle pazienti e a di una corrente al filamento superiore al valore standard di circa il 22% per la medesima energia. Per altre energie e tipi di radiazioni, i valori dei sopra citati parametri risultarono comunque nettamente superiori ai valori di consegna, anche se le differenze furono meno rilevanti. È poi riportata una rapida descrizione dell'intervento di manutenzione effettuato e dei guasti rilevati, con il ri-

pristino delle condizioni normali di funzionamento dell'apparecchiatura.

Viene poi fornita un'esauriente esposizione di quanto fatto dalla Commissione istituita a livello nazionale, una volta chiamate in causa dal Centro le autorità competenti, per stabilire le cause dell'evento, con chiara spiegazione dei test eseguiti per riprodurre le condizioni di malfunzionamento dell'apparecchiatura. I risultati furono compendati in una relazione che sosteneva l'impossibilità di una valutazione accurata della dose effettivamente assorbita dalle pazienti coinvolte, affermando che non avrebbe potuto trattarsi comunque di un valore superiore ai 25 Gy. Anche i termini dell'intervento dei gruppi di esperti inviati dall'IAEA vengono accuratamente descritti; i lavori cominciarono verso gli inizi del mese di Dicembre 2001, circa 9 mesi dopo l'incidente, dopo il ripristino delle condizioni di funzionamento dell'acceleratore con la reinstallazione della scheda elettronica maggiormente coinvolta nel verificarsi dell'evento e trattenuta in casa madre per più accurate ispezioni.

Un'accuratissima descrizione delle valutazioni dosimetriche eseguite dal gruppo IAEA rivela che la dose ricevuta nel corso dei cinque trattamenti effettuati dopo il fermo macchina era compresa tra 115 e 127 Gy, valore che non ha bisogno di alcun tipo di commento. Tale descrizione comprende l'analisi dell'apparecchiatura nelle condizioni normali di funzionamento, la ricostruzione delle condizioni di malfunzionamento, la modifica delle prestazioni dosimetriche consuete dell'apparecchiatura in condizioni di guasto, in termini di rateo della dose e di non linearità di risposta delle camere monitor, lo studio della risposta della strumentazione utilizzata per le misure dosimetriche dopo l'evento in condizioni di elevata dose per impulso e le misure effettuate con diverse metodiche dosimetriche (camera di Roos, dosimetri ad alanina e pellicole radiocromiche); la parte termina con un pur onesto riconoscimento dell'impossibilità di una ricostruzione completa delle condizioni di malfun-

zionamento dell'acceleratore, ma riconoscendo che quanto testato è - purtroppo - con buona approssimazione verosimile.

Conferma dei valori di dose stimati è potuta venire da un'analisi retrospettiva eseguita sui tessuti ossei di tre delle cinque pazienti coinvolte, mediante la metodica biosimetrica della risonanza elettronica paramagnetica (electron paramagnetic resonance, EPR), in grado di misurare i radicali radioindotti nei tessuti biologici a elevato contenuto di calcio, come le ossa. Fatta salva la valutazione della dose dovuta alle frazioni precedenti quella incriminata, la profondità non uniforme del tessuto osseo esaminato (costola) dovuta alla completa alterazione degli strati a esso sovrastanti a causa del danno subito e alla sua posizione nella parete toracica, la dose assorbita stimata risultava non inferiore ai 60-80 Gy, con un'incertezza di 20 Gy, circa.

Un ulteriore capitolo è destinato all'illustrazione del decorso clinico delle cinque pazienti danneggiate, con dettagli relativi alle terapie farmacologiche e chirurgiche cui furono assoggettate, tenuto conto anche delle condizioni delle singole prima dell'evento. Il decorso è seguito individualmente per ciascuna delle donne coinvolte, con indicazione accurata del tipo di intervento eseguito - in Polonia o presso l'*Institut Curie* di Parigi - dei farmaci somministrati e dei loro dosaggi, delle terapie di sostegno applicate (permanenza in camera iperbarica) e illustrazioni relative a immagini radiografiche, di tomografia assiale o risonanza magnetica a corredo della descrizione dello stato della regione irradiata impropriamente. Tutte e cinque le pazienti furono seguite, oltre che dai medici del Centro in cui l'evento è accaduto, da un'*equipe* di esperti provenienti da varie strutture ospedaliere specialistiche polacche - incluso un centro specializzato nel trattamento degli grandi ustionati - e dell'IAEA.

Tra le conclusioni, particolare rilevanza va data all'affermazione fatta dalla commissione di esperti IAEA che ha analizzato l'evento in base alla quale, a seguito di manca-

ta alimentazione da parte della tensione di rete o di altri eventi anomali - quale per esempio un valore insolito e non conforme a quello nominale sul lettore del rateo della dose sulla console di controllo e comando di un acceleratore per uso medico - il programma di assicurazione della qualità delle prestazioni dell'apparecchiatura debba prevedere un controllo dosimetrico, prima della ripresa dei trattamenti.

Inoltre, per i Paesi che abbiano una rete di distribuzione dell'energia elettrica instabile, si consiglia la messa a punto di misure atte a garantirne la costanza almeno nelle zone occupate da Centri che utilizzino apparecchiature elettromedicali ad alta tecnologia, al fine di poter garantire loro delle condizioni di utilizzo maggiormente sicure.

Si consiglia poi, nei vari Centri radioterapici, l'implementazione di programmi di assicurazione della qualità comprensivi sia di un aspetto fisico che clinico, adattati alle realtà locali, ma provenienti da un documento unico a carattere almeno nazionale. In particolare, si consiglia la supervisione da parte di un audit esterno composto da esperti del settore medico radioterapico e fisico-dosimetrico.

Anche ai costruttori viene fornito qualche utile consiglio, basato sul rispetto della normativa IEC specifica per le apparecchiature di radioterapia e sull'importanza dell'evidenziazione di limitazioni sulle operazioni di primo intervento da eseguirsi da parte di personale del Centro radioterapico addestrato dal costruttore stesso; viene inoltre vivamente raccomandata l'evidenziazione sulla manualistica o sulla documentazione a corredo delle apparecchiature della necessità del rispetto delle condizioni di utilizzo sicuro e di eventuali note di avvertimento.

Sulla base dei buoni - per quanto non risolutivi - risultati ottenuti dalle terapie sulle cinque pazienti coinvolte, vengono poi suggerite raccomandazioni specifiche in campo clinico da potersi applicare in casi di inciden-

ti analoghi, non escluso il supporto psicologico da parte di specialisti o di pazienti che abbiano già subito trattamenti analoghi e abbiano recuperato uno standard di vita accettabile a seguito delle cure.

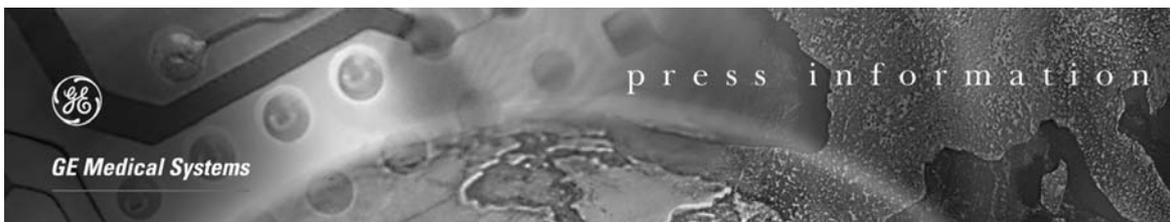
L'*Appendice I* riguarda gli effetti biologici delle radiazioni sull'organismo umano, con particolare attenzione ai principi di base della radioterapia, alle relazioni dose-risposta e agli effetti dei frazionamenti. Trattazione a parte viene proposta per gli effetti sui tessuti esposti nel corso dell'incidente, con analisi separata degli effetti sulla cute, sulla mammella, sul cuore, sul polmone, su ossa e tessuti cartilaginei.

L'*Appendice II* riporta i dettagli dei dati ematologici delle cinque pazienti, fino a 8-9 mesi dopo l'incidente.

Documentazione di riferimento e bibliografia non corposissime, ma efficaci, completano il lavoro, con l'elenco degli esperti componenti le due commissioni e dei revisori della pubblicazione.

In conclusione, si tratta di un documento ampio e articolato, in grado di adattarsi alle esigenze di vari gradi di approfondimento desiderato, dal quale sia il medico che il fisico esperti del settore radioterapico possono trarre importanti insegnamenti, in parte compendiate nel capitolo dedicato alle conclusioni e in parte da meditare in base alla propria esperienza formativa e professionale, innestandole sulla propria realtà lavorativa.

Da non dimenticare e da apprezzare profondamente, oltre che la normativa particolarmente attenta anche a eventi gravi, seppure a non elevata probabilità, l'onestà culturale, la disponibilità di un Centro oncologico e di un Paese che hanno saputo mettersi in discussione e hanno richiesto un intervento specialistico dall'esterno, consentendo infine di mettere a disposizione di tutti le considerazioni su un'esperienza tragica, ma sicuramente formativa ed educativa.



## **GE HEALTHCARE PRESENTA UN NUOVO SISTEMA DI IMAGING PER LA DIAGNOSI E LA CURA DELLE PATOLOGIE CARDIACHE E VASCOLARI**

Innova 3100: un sistema di diagnostica per immagini senza precedenti

VIENNA, Austria (marzo 2004) – Al Meeting annuale del Congresso Europeo di Radiologia, GE Healthcare ha presentato il primo sistema di imaging in assoluto ottimizzato per l'esecuzione di procedure cardiache, angiografiche ed interventistiche in un unico laboratorio di emodinamica. Il sistema è denominato Innova<sup>®</sup> 3100 ed è dotato della tecnologia rivoluzionaria dei rivelatori a pannello piatto GE, che consente la visualizzazione dei vasi e dell'anatomia a livello cardiaco e anche di tutta la struttura vascolare più minuta fino alle estremità degli arti.

“La versatilità dell'Innova 3100 punta a soddisfare l'esigenza di diagnosticare e trattare un numero crescente di pazienti con patologie cardiovascolari di svariata natura,” ha dichiarato Laura King, general manager della divisione Global Interventional, Cardiology and Surgery di GE Healthcare. “Grazie all'Innova 3100, le strutture ospedaliere hanno la possibilità di potenziare i servizi erogati, aumentare il numero di procedure eseguite e offrire trattamenti terapeutici mini-invasivi ad un maggior numero di pazienti, utilizzando un unico sistema.”

Le immagini generate dall'Innova 3100 sono talmente dettagliate da consentire ai medici di vedere più distintamente le strutture corporee e quindi di manovrare in tutta sicurezza anche i dispositivi medicali più piccoli, come i cateteri, gli stent e i fili-guida. A detta del dottor Michael J. Rohrer, Responsabile del Reparto di Chirurgia Endovascolare dell'UMass Memorial Medical Center di Worcester, Massachusetts, “la qualità dell'immagine offerta dall'Innova 3100 consente senza dubbio di prendere decisioni cliniche migliori. Infatti, la possibilità di distinguere anche i dettagli più minuscoli a livello delle arterie dopo l'esecuzione di un'angioplastica o l'inserimento di uno stent garantisce un livello di affidabilità clinica senza precedenti. Inoltre, l'elevata qualità dell'immagine agevola notevolmente l'esecuzione delle procedure.”

Presso lo UMass Memorial, uno dei centri principali per le terapie cardiovascolari del New England e il primo ad aver installato l'Innova 3100, vengono eseguite oltre 6000 procedure all'anno. Dall'installazione, nel 2003, il dottor Rohrer e la propria équipe di 7 chirurghi endovascolari e cardiocirurghi hanno trattato centinaia di pazienti con questo sistema innovativo.

“Con l'Innova 3100, abbiamo condotto numerosissime indagini endovascolari. Certamente, la procedura più comune è l'aortogramma con runoff. In particolare abbiamo ottenuto un livello di dettaglio straordinario nelle immagini delle arterie degli arti inferiori. Sono immagini che mi hanno realmente consentito di migliorare il mio modo di intervenire sul paziente, utilizzando meno mezzo di contrasto. E la qualità delle analisi, che si possono eseguire, dopo l'intervento, mi permette di gestire ogni caso più rapidamente che in passato,” ha aggiunto il dottor Rohrer.

L'Innova 3100 è l'“ultimo nato” nella gamma dei sistemi di imaging cardiovascolare e interventistico con pannello piatto digitale Innova GE, che detiene ormai una posizione leader sul mercato. Dopo oltre 800 sistemi installati in tutto il mondo, sempre più medici preferiscono affidarsi ai sistemi Innova di GE per la diagnosi e il trattamento delle patologie cardiovascolari.

I sistemi Innova fanno perno sulla tecnologia dei rivelatori digitali a pannello piatto Revolution di GE, che hanno ormai dimostrato ampiamente la propria validità. Si tratta di rivelatori assai innovativi, che sono il frutto di 15 anni di lavoro e di 200 milioni di dollari di investimenti in ricerca e sviluppo e che, rispetto ai sistemi concorrenti, forniscono il più elevato livello di DQE (efficienza quantica di rilevamento), un parametro standard di misurazione della performance dei sistemi di imaging. Per la predisposizione nell'Innova 3100, il rivelatore Revolution è stato ottimizzato per un'ampia gamma di applicazioni cardiache, angiografiche, interventistiche e neurologiche.

### **GE Healthcare**

GE Healthcare è uno dei leader mondiali nei settori delle apparecchiature e delle tecnologie medicali, healthcare services e information technology con un fatturato di 10 miliardi di euro a livello mondiale. Propone una vasta gamma di soluzioni comprendente strumenti di networking e di gestione della produttività (RIS PACS), sistemi per la gestione dei dati clinici, sistemi di monitoraggio pazienti, imaging chirurgico e vascolare, sistemi per radiografie tradizionali e digitali, sistemi per l'imaging dentale, tomografia computerizzata, tomografia ad emissione di positroni, PET-TC, risonanza magnetica, ecografia e densitometria ossea, medicina nucleare, sistemi per anestesia, sistemi per terapia intensiva, la ventilazione assistita, la rianimazione ed una gamma completa di prodotti, servizi ed accessori.

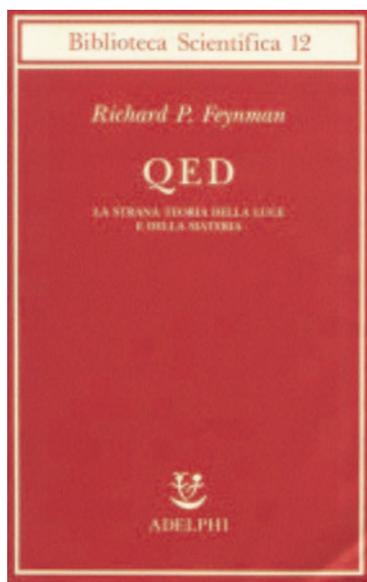
Da oltre cento anni, gli operatori della sanità di tutto il mondo si affidano a GE Healthcare per l'alta qualità e l'efficienza delle tecnologie e dei servizi.

GE Healthcare opera in più di 100 Paesi con più di 30.000 dipendenti nel mondo.

Per ulteriori informazioni, visitare il sito Web di GE Healthcare [www.gemedical.com](http://www.gemedical.com).

## LA STRANA TEORIA DELLA LUCE E DELLA MATERIA

Recensione curata da Sandro Squarcia



*“Alix Mautner aveva grande curiosità per la fisica e spesso mi chiedeva di spiegarle questa o quella cosa. All'inizio tutto filava liscio, come nell'ora del giovedì con i miei studenti del Caltech, ma ogni volta finivamo con l'arenarci proprio su quella che secondo me è la parte più interessante: le folli idee della meccanica quantistica. Per spiegarle, le ripetevo, ci voleva assai più tempo che non un'ora o una serata, e così le promisi che un giorno avrei preparato una serie di lezioni su questo argomento. Quando le lezioni furono pronte, andai a provarle in Nuova Zelanda, la cui lontananza dal resto del mondo mi tranquillizzava: se avessero fatto fiasco, poco male! Invece ebbero successo, sicché mi sento autorizzato a credere che funzionino (se non altro in Nuova Zelanda!).”*

Comincia così QED: *The Strange Theory of Light and Matter* il libro di Richard Feynman che ho trovato in traduzione italiana che lo rende meno accademico e più abbordabile a chi ha il coraggio di superare lo scoglio del titolo che, da solo, fa venire il latte alle ginocchia.

Richard Feynman mi ha sempre affascinato e come me ha “corrotto”, nel senso buono del termine, un'intera generazione di fisici. La sua vita, lungi dal rimanere confinata entro i limiti dell'impegno strettamente scientifico, è stata un'esplosiva miscela di eventi incredibili resi possibili da un impasto di irrefrenabile curiosità, acuta intelligenza, lucido anti-conformismo, costante scetticismo e profondo umorismo. Solo così si può capire come il Premio Nobel, assieme a Schwinger e Tomonaga per la Quanto Elettro Dinamica (QED), ma scartato dall'esercito americano perché “psichica-

mente deficiente”, fosse oltre che uno dei maggiori scienziati del secolo scorso anche scassinatore, per diletto o irridenza, delle più sicure casseforti di Los Alamos che custodivano i segreti della bomba atomica, suonatore apprezzato di bongo e ottimo divulgatore scientifico delle proprie teorie.

La divulgazione, anche grazie allo sviluppo dell'accesso a WWW, ha negli ultimi anni portato a una “massa di cultura” che purtroppo non è mai, per lo meno finora, divenuta “cultura di massa”. Il mondo in cui viviamo ha bisogno soprattutto di cultura scientifica perché su questo si basa ogni evoluzione sia economica che sociale. Purtroppo la scienza è normalmente ostica ai più, a volte anche solo per pigrizia mentale. Al fine di colmare questo divario tra scienza e pubblico è nata la figura del divulgatore scientifico, interfaccia illuminata tra il linguaggio normale utilizzato dal popolo e le

“formule astruse” che lo scienziato ha dovuto utilizzare per formulare ed esplicitare le sue ipotesi. Poche volte queste due figure coincidono e solo per persone fuori dal comune, Feynman è una di queste!

In sole quattro lezioni, meno di 200 pagine, egli riesce infatti a illustrare la QED ai profani (e quindi i fisici dovrebbero capirne un po' di più) esprimendo i concetti con una chiarezza che sembra quasi banalità, spiegando come tutto ciò che percepiamo dipenda da accadimenti naturali che violano ogni aspettativa del senso comune. Egli è forse il primo fisico ad accettare la fisica quantistica senza voltarsi indietro a rimpiangere con nostalgia le sicurezze del senso comune insite nella fisica classica. Se i conti tornano e le misure sono esatte dobbiamo accettare i risultati anche se questi vanno al di là del buon senso e della intuizione comune.

Il punto di partenza è la riflessione della luce. Prendendo le mosse da esperienze elementari, Feynman utilizza un insieme di “freccette”, che all’inizio ci fanno venire il voltastomaco per quanto sembrano banalizzare una fisica così impegnativa, e ci mostra come la riflessione, lungi dall’essere un semplice mutamento di direzione di un raggio luminoso, sia un accadimento che va contro tutte le concezioni del senso comune. Da ciò una serie inarrestabile di conseguenze. Il concetto di fotone, particella di luce, la spiegazione, quasi scontata, del fenomeno della diffrazione, il passaggio all’elettrone, particella massiva, la sua interazione con la materia e finalmente l’u-

tilizzo dei diagrammi, appunto detti di Feynman, che tanto affascinano anche i fisici delle particelle perché mostrano in maniera semplice e pittorica un substrato descrivibile solo con formule complesse regno di fisici teorici specialisti.

In ogni passo Feynman procede mantenendo sempre la spiegazione in stretto contatto con l’esame di varie esperienze fisiche, così da farci entrare nella mente dello scienziato che le osserva, mentre al tempo stesso riesce a presentare concetti ben noti in termini sorprendenti per gli stessi fisici. L’ultima lezione, la quarta, ha un titolo significativo: conclusioni indefinite. In effetti, a mio parere, è anche la meno abbordabile proprio perché la fisica delle particelle elementari, quando il libro fu pubblicato per la prima volta nel 1985, doveva ricevere ancora le verifiche e le conferme che gli esperimenti del FermiLab in USA e del LEP al CERN avrebbero fornito, ma vale la pena di sottolineare quanto l’autore fosse già allora lucidamente preveggen- te.

Vi invito a leggere questo libro; può essere stimolante e renderci orgogliosi di essere laureati in una disciplina tanto affascinante. Lascio concludere Feynman con un pensiero sull’evoluzione storica dei concetti: “... quella che vi ho delineata è ciò che chiamo “la storia della fisica fatta da un fisico”, che non è mai giusta. È una specie di storia-mito convenzionale, che i fisici raccontano ai loro studenti, e questi ripetono poi ai loro studenti, ma che non è necessariamente correlata al vero sviluppo storico, che in realtà io non conosco!”

## CENSIMENTO ITALIANO DEI CENTRI PET

A. Grimaldi, E. Bombardieri, F. Fazio,

Notiziario di Medicina Nucleare e *Imaging Molecolare*, N.2-2003

Sintesi a cura di Cristina Canzi

*Servizio di Medicina Nucleare - Ospedale Maggiore di Milano, IRCCS*

La Commissione PET dell'Associazione Italiana di Medicina Nucleare (AIMN) lo scorso anno ha promosso un censimento italiano dei Centri PET per fotografare la situazione attuale relativamente alla tecnologia, il personale, i radiofarmaci di routine e le prestazioni cliniche effettuate. I dati ottenuti da tale indagine sono stati pubblicati sul N.2-2003 del "Notiziario di Medicina Nucleare e Imaging Molecolare" a cura di A. Grimaldi, E. Bombardieri e F. Fazio. Vista l'attualità delle informazioni riportate e il grande interesse anche per la nostra disciplina se ne riporta qui, con il permesso degli Autori, una sintesi.

### Introduzione

La tecnologia PET (Tomografia a Emissione di Positroni) sta diffondendosi sempre più in modo rapido e capillare nel nostro Paese, considerata la grande efficacia diagnostica della metodica, l'impressionante impatto sulla gestione clinica dei pazienti e l'evoluzione delle indicazioni nei diversi campi di applicazione, tra i quali quello oncologico che assorbe attualmente oltre il 95% degli esami. Alla fine degli anni '80, i Centri PET con ciclotrone in Italia (Pisa, Milano e Napoli) si occupavano soprattutto di ricerca. A seguito dello sviluppo della PET total body e con l'inserimento dell'esame PET con 18F-FDG nel Nomenclatore-Tariffario nazionale (1997) si è determinato un incremento esponenziale della domanda clinica, particolarmente nel settore oncologico.

### I Centri PET

Nel primo semestre 2003 sono operativi 28 Centri PET, di cui 14 dotati di ciclotrone, 8 con PET senza ciclotrone e 6 con gammaca-

mera in coincidenza. La suddivisione dei Centri PET per tipologia - PET + Ciclotrone, solo Tomografo PET e solo gammacamera in coincidenza - viene riportata in Tab.1: i Centri PET dotati di ciclotrone sono il 50%, mentre i Centri senza ciclotrone rappresentano il 50%, suddivisi in Centri con solo tomografo PET dedicato (29%) e Centri con solo gammacamera in coincidenza (21%). Nella Tab.2 è riportato l'elenco dei Centri PET, che comprende sia quelli già operativi sia quelli in fase avanzata di attivazione, con la relativa strumentazione, rilevato a settembre 2003. Da queste tabelle possiamo notare il costante sviluppo della tecnologia PET sul territorio. Infatti agli attuali 28 Centri PET operativi si affiancheranno in tempi brevi altri 10 Centri. La Fig. 1 consente una visione d'insieme della diffusione geografica dei Centri PET, operativi o in fase di attivazione, suddivisi secondo la dotazione tecnologica: Ciclotrone-PET, solo tomografi PET, solo gammacamera in coincidenza e solo Ciclotrone.

Tab.1 Centri PET operativi

	PET + ciclotrone	PET	g camere in coincidenza	Totale
Numero	14	8	6	28
%	50	29	21	100

Tab.2 Elenco dei Centri PET, operativi e in fase avanzata di attivazione

Istituto	Ciclotrone		Tomografi					
			PET		PET-TC		γcamere coinc.	
	Inst.	Ord.	Inst.	Ord.	Inst.	Ord.	Inst.	Ord.
S.Croce - Cn	1				1			
Istituto Tumori - Mi	1		1			1		
Osp. San Raffaele - Mi	2		1		3			
Policlinico - Mi	1		1				2	
Niguarda - Mi					1			
Humanitas - Mi	1		1					
IEO - Mi					1		1	
Multimedica - Mi		1	1					
CDI - Mi			1					
Villa Igea - Mi						1		
Spedali Civili - Bs		1				1		
Macchi - Va							1	
UNI - Pv		1						
Maugeri - Pv			1					
Udine		1				1		
S.Maria degli Angeli - Pn							1	
Civile - Tv							1	
Umberto I - Mestre					1			
Università Padova							1	
S.Giacomo - Castelfranco V.to	1		1			1		
USSL 6 - Vi					1			
CRO Aviano			1					
A.O. - Pr							1	
S.Maria Nuova - Re	1							
S.Orsola - Bo	1		1		1			
Bufalini - Cesena			1					
IFC CNR - Pi	1		1					
Careggi - Fi	1		1					1
Le Scotte - Si							1	
Macerata		1			1			
Tor Vergata - Rm		1						
Ars Medica - Rm		1						
Federico II - Na	1				1			
SDN -Na	1		1		1			
Pascale - Na	1		1					
Maddalena - Pa	1		2					1
S.Gaetano - Pa	1		2			1		
Cannizzaro - Ct		1	1					
<b>Totale</b>	<b>16</b>	<b>8</b>	<b>20</b>	<b>0</b>	<b>12</b>	<b>6</b>	<b>9</b>	<b>2</b>



Fig.1 Distribuzione geografica dei Centri PET

### Ciclotroni

In aggiunta agli attuali 16 ciclotroni operativi o installati (un Centro PET dispone di 2 ciclotroni), è prevista la prossima installazione di 8 ciclotroni, sia in Centri attualmente dotati di sola PET, sia in Centri di prossimo allestimento, sia in Centri non ancora dotati di tomografi. La diffusione geografica dei ciclotroni, installati e ordinati, è ormai uniforme sul territorio nazionale con una leggera prevalenza al Nord (46% Nord, 29% Centro, 26% Sud). Il 67% dei ciclotroni ha un'energia di 17-18 MeV mentre il rimanente 33% di 10-11 MeV.

### Tomografi dedicati

I tomografi PET dedicati attualmente operativi sono 20.

L'avvento della strumentazione ibrida e la disponibilità di macchine PET-TC ha destato grande interesse nel mondo della diagnostica: i tomografi PET-TC già operativi sono 12 ed è prevista nel prossimo futuro l'installazione di 6 nuove macchine. Complessivamente i tomografi PET dedicati, operativi e

ordinati, sul territorio nazionale sono 38 di cui 20 tomografi PET e 18 PET-TC. A essi bisogna aggiungere 4 PET mobili, di cui solo 2 operative nel I semestre 2003, che hanno svolto la loro attività sia presso Ospedali non dotati di tomografi PET sia in affiancamento a Centri PET in situazioni di emergenza causata da guasti ai tomografi PET.

Se si considera che il primo tomografo PET-TC, un *upgrade* da PET a PET-TC, è operativo solo dal gennaio 2002, non si può non rilevare che lo sviluppo dei tomografi PET-TC sul territorio italiano è in linea con la tendenza osservata a livello internazionale. La quota di tomografi PET-TC, operativi o da installare, rappresenta il 47% del totale dei tomografi dedicati (PET e PET-TC) operativi o da installare. La preferenza dei responsabili dei Centri PET sembra ormai indirizzata verso i tomografi PET-TC.

### Gammacamere in coincidenza

Sono operative 9 gammacamere in coincidenza e 2 sono in ordinazione per un totale di 11. Cinque gammacamere in coincidenza sono presenti in Centri già dotati di tomografi PET dedicati.

### Personale

Nella Tab.3 viene riportata la suddivisione del personale strutturato dedicato ai ciclotroni già operativi. La voce "Altro" è riferita a personale non strutturato con nettissima maggioranza di laureati (biologi, farmacisti, fisici, ingegneri).

Tab.3 Personale ciclotrone

	Laureati	Tecnici	Altro	Totale
Numero	25	26	13.5	64.5
%	39	40	21	100

Nella Tab. 4 è riportato il personale impiegati nei Centri PET.

Tab.4 Personale PET

	Medico	TSRM	Fisico	Inf. Prof.	Altro	Totale
Numero	69.5	100	22.5	29	17.5	238.5
%	29	42	9	12	7	100

La suddivisione tra diverse figure professionali - medici, TSRM, fisici, infermieri professionali e altro - dipende dalla tipologia del Centro, dal numero di procedure PET effettuate e dall'impiego o meno di doppi turni.

### Radiotraccianti di routine in tomografia a emissione di positroni

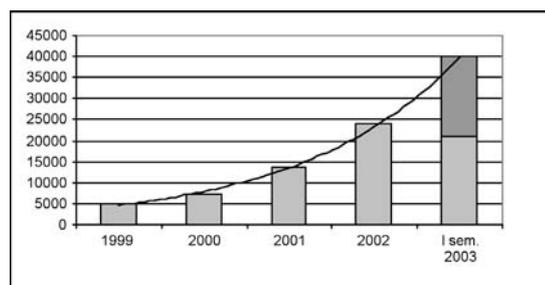
Oltre al  $^{18}\text{F}$ -FDG, in alcuni Centri PET dotati di Ciclotrone si utilizzano nella pratica diagnostica altri radiotraccianti marcati con carbonio 11 o con azoto 13. Questi traccianti sono:  $^{11}\text{C}$ -Colina per la stadiazione dei tumori della prostata,  $^{11}\text{C}$ -Metionina per la diagnosi differenziale dei tumori cerebrali,  $^{11}\text{C}$ -FeCit per lo studio dei disordini del movimento e  $^{13}\text{N}$ -Ammonia per lo studio della perfusione miocardica. Sul territorio nazionale sono 2 i Centri PET (uno al Nord e uno al Centro) che utilizzano 3 traccianti, compreso il  $^{18}\text{F}$ -FDG, in routine; mentre 5 Centri PET utilizzano 2 traccianti, compreso il  $^{18}\text{F}$ -FDG e sono dislocati 2 al Nord, 2 al Centro e 1 al Sud.

### Prestazioni diagnostiche con PET

La Tomografia a Emissione di Positroni (PET) limita il numero di procedure diagnostiche invasive e contribuisce a definire approcci terapeutici migliori, cambiando così la gestione del paziente oncologico. Infatti la PET si è dimostrata capace di indirizzare e modificare l'approccio terapeutico (circa il 40% dei casi), di contenere i costi sanitari e, oggi, rappresenta la metodica di elezione per la localizzazione dei tumori e la verifica dell'effetto dei trattamenti terapeutici. La serie storica degli esami PET 1999-2003 (Fig.2) è strettamente correlata all'interesse che onco-

logi, radioterapisti, internisti e chirurghi hanno avuto all'introduzione di questa tecnologia nei protocolli diagnostico-terapeutici che negli anni passati si è diffuso sul territorio nazionale a macchia d'olio, attraverso la conoscenza diretta delle risposte diagnostiche che la PET è in grado di dare. Infatti, si è passati dai 4.885 esami del 1999 ai 13.564 del 2001 per arrivare ai 21.132 nel I° semestre 2003.

Come si può osservare nella Figura 2, la proiezione delle procedure PET per il 2003 arriva a oltre 40.000 esami, praticamente un raddoppio delle procedure effettuate nel 2002; una proiezione che sarà sicuramente raggiunta e forse anche superata, considerato che diversi Centri PET hanno iniziato la loro operatività in corso d'anno.



**Fig. 2 Serie storica esami PET 1999-2003**

Nella Tabella 5 gli esami della serie storica 1999-2003 sono suddivisi per aree di indicazioni. Possiamo notare che gli esami PET oncologici rappresentano oltre il 95% delle prestazioni PET totali, gli esami PET neurologici incidono per circa il 4%, infine, gli esami PET cardiologici permangono abbastanza stazio-

**Tab. 5 esami PET suddivisi per aree di indicazione**

	<b>Oncologia</b>	<b>Cardiologia</b>	<b>Neurologia</b>	<b>Totale</b>	<b>Variazione %</b>
<b>1999</b>	4108	263	514	<b>4885</b>	<b>100.00</b>
<b>2000</b>	6637	112	663	<b>7412</b>	<b>51.73</b>
<b>2001</b>	12469	243	852	<b>13564</b>	<b>83.00</b>
<b>2002</b>	22789	171	913	<b>23873</b>	<b>76.00</b>
<b>I sem. 2003</b>	19992	152	988	<b>21132</b>	

narie in numero irrilevante sul totale delle prestazioni.

Nella Tabella 5 viene riportata anche la variazione percentuale degli esami PET. Possiamo notare che l'incremento annuale delle procedure PET passa da un aumento di circa il 52% nel 2000 rispetto al 1999 per arrivare a un aumento del 76% nel 2002 rispetto al 2001. La proiezione delle procedure previste nel 2003, come rappresentato in Figura 2, porta a un aumento del 98,75% rispetto al 2002.

Infine, una riflessione sulla diffusione territoriale degli esami PET. Il Nord, attestato fino al 2001 intorno all'80-90% degli esami effettuati sul territorio nazionale, nel I semestre 2003 è sceso a circa il 57%. Contestualmente l'operatività di nuovi Centri PET nel Centro-Sud dal 2001 ha comportato un incre-

mento esponenziale delle prestazioni diagnostiche PET anche in queste aree.

### Conclusioni

Il Censimento mostra la diffusione attuale sia dei Centri PET e della loro dotazione tecnologica sia delle prestazioni PET.

Assistiamo, in questi anni, a uno sviluppo della PET che è sia tecnologico, espresso dalle ditte costruttrici con nuovi modelli di tomografi, sia clinico, come evidenziato dall'incremento esponenziale delle procedure effettuate nel periodo 1999- I semestre 2003, anche se non si presenta ancora uniforme sul territorio nazionale. Infatti, anche se possiamo registrare una diffusione dei Centri PET sul territorio nazionale, Regioni importanti - come a esempio il Lazio, la Puglia e la Calabria - non hanno ancora Centri PET operativi.

## SPERIMENTAZIONE FAD

*Gruppo di lavoro ECM: L. Bianchi, C. Canzi, A. Crespi, R. di Liberto, M. Pasquino, A. Torresin, C. Traino, V. Tremolada, F. Turrini*

Proprio nei giorni in cui questo numero del Periodico sta andando in stampa, sul sito della AIFM sono state attivate le pagine di Formazione a Distanza (FAD) con la possibilità di rispondere on-line al questionario relativo all'articolo "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" preparato dai Colleghi E. Lorenzini, F. Fioroni, M.A. Sarti, S. De Crescenzo, G. Pedrolì e G. Borasi e pubblicato sul n.1-2004.

Come più volte già ribadito, la FAD non ha ancora valore nel sistema ECM ma questa sperimentazione è di estrema utilità per affinare il sistema organizzativo e tecnico che ci consentirà in futuro di operare al meglio delle nostre possibilità. Pertanto vi chiediamo di partecipare numerosi a questa proposta in modo da effettuare un test di ampie dimensioni.

Anche nell'attuale numero si propone un articolo da inserire in questa sperimentazione e si invita chiunque abbia materiale che ritenga possa essere utile per questa attività di contattare o il Gruppo di lavoro ECM o la redazione del Periodico.

***Errata corrige: ci scusiamo con la Collega V. Tremolada il cui nome, nello scorso numero, non è stato incluso tra i componenti del Gruppo di lavoro ECM.***

RISPOSTE CORRETTE DEL QUESTIONARIO RELATIVO ALL'ARTICOLO

***"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" pubblicato sul n. 1-2004 del Periodico:***

1) c

2) d

3) b

4) b

5) d

## Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

*Servizio di Fisica Sanitaria - Azienda Ospedale Università S. Martino - Genova*

**Il curriculum di studi di tutti i Fisici Medici dovrebbe comprendere un corso specifico sull'etica della ricerca e della pratica clinica**

*Med. Phys 30 (12), December 2003*

La necessità di un comportamento etico da parte degli specialisti in Fisica Medica in qualunque aspetto della loro professione (ricerca, pratica e didattica) è completamente fuori discussione; quello che è argomento di dibattito è invece la modalità con cui lo specialista deve formarsi una mentalità etica: alcuni pensano che tutti gli specializzandi dovrebbero frequentare un corso di etica professionale, altri pensano che sia meglio delegare il compito alle associazioni scientifiche o ancora che la mentalità etica faccia parte della cultura e della umanità individuali.

D. Switzer, del *Rockies Cancer Center a Billings* - Montana, si dichiara favorevole alla richiesta del titolo: egli sottolinea come molte applicazioni della Fisica Medica abbiano un elevato rilievo etico (calcolo della dose a un organo critico, valutazione della dose al feto, valutazioni sugli effetti precoci e tardivi delle radiazioni in radioterapia) e come i corsi di Etica Professionale facciano abitualmente parte della maggior parte dei corsi di studi sanitari. Non è sufficiente che ciascuno faccia in coscienza "del suo meglio" per attuare un comportamento etico, occorre che tutti abbiano solide basi etiche decisionali da condividere con i colleghi delle altre professioni sanitarie

Di parere differente è invece N. Detorie, Direttore del Servizio di Fisica Medica del Dipartimento di Radiologia Oncologica alla *Johns Hopkins University* il quale afferma che occorre stabilire lo *scopo* e la *necessità* di un eventuale corso di Etica. Per quanto riguarda lo *scopo*, il beneficio che il paziente potrebbe trarre dal fatto che gli specialisti in Fisica Medica frequentino un corso di Etica sono secondari rispetto a quelli che avrebbe se gli

stessi specialisti impiegassero quel tempo all'approfondimento di tematiche tecniche maggiormente correlate alla loro pratica. Per quanto attiene invece la *necessità* si può affermare che i Fisici hanno dimostrato di avere la capacità di affrontare positivamente i problemi etici che possono sorgere nella nostra pratica professionale (falsificazione dei dati, conflitto di interesse, riservatezza).

**Le tecniche IMRT possono essere eccessivamente impiegate a causa del loro maggiore rimborso sanitario**

*Med. Phys 31 (1), January 2004*

Negli Stati Uniti il rimborso dei trattamenti radioterapici a intensità modulata sono soggetti a un rimborso sanitario significativamente maggiore rispetto ai trattamenti convenzionali. Alcuni fisici sostengono che questa differenza aumenti il numero delle prescrizioni di trattamenti IMRT ben al di là delle reali necessità di cura dei pazienti. Altri credono invece che l'IMRT migliori la qualità del trattamento di quasi tutti i pazienti soggetti a radioterapia.

B. Paliwal, Professore di Oncologia Umana all'Università del Wisconsin, presenta argomenti a favore della tesi del titolo: IMRT è una tecnica allo stato dell'arte che rilascia dose al tumore in modalità altamente conformazionale risparmiando i tessuti sani. Questa tecnica tuttavia richiede apparecchiature più complesse e una quantità di lavoro maggiore rispetto alla radioterapia convenzionale da parte di tutte le figure professionali coinvolte: queste considerazioni giustificano i costi maggiori del trattamento che vengono a ricadere sulla collettività. È stimato che non più del 20% dei pazienti riceva un beneficio dall'impiego di tecniche a modulazione di intensità piuttosto che dalle tecniche convenzionali: un impiego al di sopra di queste percentuali risulterebbe assolutamente ingiustificato.

Differente opinione proviene invece da I. Brezovich, Professore di Fisica delle Radiazioni all'Università dell'Alabama, il quale afferma che migliorare la precisione del rilascio di dose è sempre stato uno degli obiettivi dello sviluppo tecnologico in radioterapia e che in questo contesto l'IMRT è soltanto un ulteriore passo avanti. E' necessario usare le tecniche a modulazione ogniqualvolta possibile e questo contribuirà al crollo dei costi di questo tipo di trattamento con evidente beneficio per i pazienti.

**Le donne in periodo di pre-menopausa devono essere attivamente incoraggiate ad aderire a un programma di screening mammografico**

*Med. Phys 31 (2), February 2004*

Continua la controversia circa l'utilità dello screening mammografico in donne al di sotto dei 50 anni. Alcuni ritengono incoraggianti i primi risultati, altri affermano che esiste una notevole incertezza circa i benefici conseguiti e ritengono doveroso comunicarla alle donne che pensano di sottoporsi alla mammografia in epoca pre-menopausa. Finora i Fisici Sanitari hanno mantenuto un certo silenzio rispetto a questo tema: l'edizione attuale della rubrica cerca di accendere questo dibattito.

A favore di quanto affermato nel titolo si dichiara A. Maidment, **Assistant Professor** di Radiologia all'Università della Pennsylvania. Egli ricorda che lo screening mammografico ha ridotto la mortalità per cancro al seno del 40-45%; esiste disaccordo circa il fatto che questo beneficio riguardi tutte le donne o soltanto le ultracinquantenni. Egli sostiene che lo screening mammografico debba cominciare a 40 anni perché non c'è una sostanziale differenza eziologia, patologica o clinica tra i tumori riscontrati nelle due fasce di età, per cui sarebbe pretestuoso ritardarne l'applicazione. Oltretutto il vantaggio in termini di aspettativa di vita è ovviamente maggiore per le donne più giovani.

Contraria all'affermazione del titolo risulta invece E. Krupinski, Specialista di Percezione delle Immagini Cliniche all'Università dell'Arizona. Ella sostiene che l'incidenza del tumore mammario è molto bassa nei 20 anni, aumenta gradualmente per raggiungere un plateau a 45 anni per aumentare drammaticamente a 50. La mammografia risulta meno efficace in pazienti giovani a causa della densità dei tessuti senza contare il rischio di tumori radioindotti: tutto questo favorisce l'approccio negativo ad applicare lo screening mammografico prima della menopausa.

## Rivoluzione informatica in radioterapia La soluzione **ONCENTRA**

La Nuclital (Gruppo Nucletron-Olanda), azienda italiana specializzata nella distribuzione di sistemi per la cura dei tumori, annuncia l'introduzione sul mercato italiano di **Oncentra**, la nuova cartella clinica elettronica per i reparti di Radioterapia Oncologica. Tramite questa soluzione software tutte le procedure e le informazioni vengono digitalizzate, consentendo la pianificazione degli eventi, la gestione delle risorse e l'utilizzo delle informazioni acquisite da qualsiasi postazione di lavoro. Inoltre è in grado di interagire direttamente col sistema informativo ed ammini-

strativo ospedaliero. Considerando la frammentata situazione della Information Technology nelle strutture ospedaliere italiane, **Oncentra** si propone come la soluzione più completa e avanzata per la gestione di procedure complesse, l'ottimizzazione delle risorse e la riduzione dei costi di gestione.



**V.le Elvezia, 2 – 20052 Monza (MI)**  
**Tel. 039 322848 - Fax 039 323913**  
**www.nuclital.com**

## 5<sup>th</sup> Nordic Conference on Radiation Oncology

di Giovanna Gagliardi

*giovanna.gagliardi@kus.se*

La Conferenza si è svolta al primi di giugno a Bergen, città della Norvegia che si affaccia sull'Atlantico. I Paesi rappresentati sono rispettivamente l'Islanda (in Islanda c'è un unico fisico medico, ndr), la Norvegia, la Svezia, la Danimarca e la Finlandia; le edizioni precedenti avevano avuto luogo a Rosendal (N), Umea, (S), Tampere (Fi) e Aarhus (Dk).

Queste le sessioni principali del convegno:

- *Biology and Molecular Radiation Oncology*
- *Precision Radiation (Extracranial stereotactic radiation - Breast irradiation)*
- *Proton therapy and fight ions*
- *Pelvic radiation*
- *Education*
- *Head and Neck oncology*
- *Hypertermia*

Per quanto riguarda *Biology and Molecular Radiation Oncology* il gruppo più rappresentato al congresso è quello di Aarhus; uno degli studi presentati riguarda la variazione di radiosensibilità nei tessuti normali su base genetica. Dati danesi presentati e relativi a una coorte di pazienti con tumori alla mammella confermano che i legami più forti tra le variazioni genetiche e il rischio di fibrosi si trovano nei geni ATM e TGFB I.

BNCT: i risultati di uno studio di fase 2 per valutare l'uso del BNCT del Centro di Studsvik, in Svezia, sono stati presentati a nome del gruppo nazionale svedese sui tumori al cervello. L'efficacia e la sicurezza nell'uso del BNCT per il glioblastoma multiforme erano il tema del lavoro. Lo studio include 30 pazienti, con un *follow-up* di almeno dieci mesi. La dose media nel tessuto normale è compresa tra 3 e 6 Gy, e la mini-

ma dose al tumore varia tra 15 e 54 Gy. La mediana del tempo di sopravvivenza è risultata di 14 mesi. Le conclusioni dello studio sono estremamente caute: sebbene l'efficacia della terapia sia paragonabile a quella della radioterapia tradizionale, e sebbene i tempi di irraggiamento siano più brevi, gli effetti collaterali registrati e le risorse richieste dal trattamento, come il trasporto al centro di trattamento, rendono dubbio il proseguimento dello studio in fase 3.

Il gruppo di radioterapia del tumore alla mammella della Svezia occidentale e del Sud (tre milioni di abitanti e 5 centri: Göteborg, Borås, Lund, Växjö e Malmö,) lavora da molti anni alla creazione di linee guida per la definizione del target e delle tecniche di trattamento (in Danimarca un gruppo nazionale lavora da molti anni su questo progetto). Nei centri suddetti sono stati introdotti nel 2002 alcuni modelli di *target*; lo scopo dell'omogeneizzazione è di rendere più semplice i risultati dei vari trial clinici in svolgimento e in generale il *follow-up* delle pazienti.

Il gruppo del *Rigshospitalet* di Copenhagen ha descritto le prime esperienze cliniche di *Breathing adapted radiotherapy* (BART) nel caso del tumore alla mammella. Il sistema utilizzato è quello della Varian (*Varian Real-time position Management System*). In una prima fase il sistema è stato utilizzato per studiare la riduzione della dose al polmone e al cuore. Diverse situazioni di *CT/dose planning* sono state preparate: inspirazione ed espirazione durante respirazione normale, inspirazione trattendo il respiro in modo volontario, ed espirazione volontaria tenendo il respiro. Prima dell'acquisizione delle immagini TAC le pazienti sono state preparate a seguire specifici modelli di respirazione o sono sta-

te audiovideo assistite a seguire un ritmo respiratorio con un'esatta frequenza e ampiezza di respiro. Con opportuna preparazione (*coaching*) della paziente si è visto che è possibile aumentare la ampiezza del respiro durante la respirazione normale.

Per ora sono state trattate 15 pazienti usando la tecnica di *end-inspirationfree breathing*. Le conclusioni del lavoro sono che l'uso della tecnica BART nella radioterapia del tumore alla mammella è possibile. La preparazione della routine e la messa in pratica della routine richiedono comunque tempo.

La Svezia della radioterapia oncologica è polarizzata, da alcuni anni, tra il Centro per l'irraggiamento con protoni e il *Light Ions Center*. Il gruppo nazionale per i protoni (SPTC) ha pubblicato nell'ottobre 2003 i risultati di un'indagine nazionale sulla creazione di un Centro di protoni per uso clinico e per ricerca. I punti considerati erano la appropriatezza medica del trattamento, il numero di pazienti, i requisiti tecnici, aspetti economici, finanziamento, localizzazione e logistica. Secondo quest'indagine, i cui risultati sono stati presentati a Bergen, ci si dovrebbe aspettare benefici per circa 2000 pazienti all'anno in Svezia, il centro partirebbe con una capacità di 1000 pazienti all'anno. Il Centro dovrebbe essere indipendente da un singolo ospedale, ma dovrebbe essere localizzato vicino all'ospedale universitario di Uppsala.

Un altro argomento di crescente interesse è la formazione specialistica del personale. L'educazione a distanza è pensata per i tecnici, ed è in uso per loro dal 1998, e per i radioterapisti. Per loro il centro di Lund ha introdotto nel 2002 la formazione a distanza (*elearning*). Lo strumento di base è un cd con connessione a un *server*. Due gruppi con 17 studenti in totale hanno seguito e concluso questo corso. Il terzo gruppo, con nove studenti, ha cominciato all'inizio di quest'anno. I risultati per ora sembrano po-

sitivi.

Questo sono alcuni degli argomenti trattati al congresso, le cui ragioni sono principalmente di scambio di informazioni e di promozione di collaborazione all'interno della comunità scandinava di radioterapia oncologica. Alcuni dei lavori presentati sono frutto di collaborazione nazionali, soprattutto per quel che riguarda la Danimarca e la Svezia. Va sottolineato che le collaborazioni nazionali su progetti scientifici possono essere particolarmente importanti nei Paesi con bassa densità di popolazione; le collaborazioni pratiche sono ancora più rilevanti. Alcuni anni fa in Norvegia e nella Svezia del Nord sono stati portati a termine dei progetti di telemedicina applicate alla radioterapia: sono state creati infatti centri satellite, dotati di acceleratori, coordinati e guidati (nel senso, ad esempio, dei piani di trattamento che vengono fatti nel centro di riferimento) da centri più grandi. Oslo (Ospedale Montebello) fa da clinica guida per due centri satelliti; Umeå guida la clinica di Sundsvall. Questa organizzazione dovrebbe da una parte facilitare la cura per i pazienti, che così evitano di trasferirsi in un'altra città per la durata del trattamento radioterapeutico, e dovrebbe contenere i costi, in quanto parte del personale del centro di riferimento è impiegato anche per il centro satellite.

Il problema della razionalizzazione dei metodi e dei trattamenti al fine del risparmio sta diventando di primaria importanza in molti Centri anche della Scandinavia.

È il caso per esempio dell'Ospedale Karolinska di Stoccolma che è stato unito nel mese di gennaio all'Ospedale di Huddinge, nella periferia sud della città. I paradossi di molti Centri europei si ripetono anche qui: da una parte si mette un tetto alle spese e si impongono risparmi del 10-20%. Dall'altra si vuole profilare il Centro all'avanguardia nella ricerca. Sembra difficile far tornare i conti.

## SUGLI ALGORITMI DI STIMA DELLA DOSE EFFICACE IN RADIOLOGIA INTERVENTISTICA

S. Andreoli, R. Moretti

*UO Fisica Sanitaria, Ospedali Riuniti di Bergamo*

Stimato Direttore,  
tra le diverse attribuzioni dell'Esperto Qualificato, la stima della dose efficace agli operatori coinvolti nella pratica radiologica è uno degli aspetti più critici dell'impianto radioprotezionistico. Le modalità di valutazione della dose efficace a partire dai risultati della dosimetria individuale e ambientale influenzano infatti la stima di suscettibilità del rischio di esposizione e la conseguente classificazione dei lavoratori.

Nel caso specifico della pratica radiologica interventistica, i lavoratori che rimangono nell'immediato intorno del paziente sono esposti a campi di radiazione disomogenei e, in linea di principio, per una stima accurata della dose efficace sarebbe necessario l'uso contemporaneo di numerosi dosimetri individuali. La metodica non può chiaramente essere implementata in maniera sistematica nella routine quotidiana e bisogna affidarsi a modalità di valutazione alternative senza perdere eccessivamente in accuratezza. A riprova di questa oggettiva difficoltà, i criteri di accettabilità sulla stima della dose efficace vengono raccomandati con ampio margine di incertezza (NCRP, 1995; ICRP 1997).

Una buona stima della dose efficace può comunque essere ottenuta attraverso la combinazione lineare delle letture di due dosimetri, da tenersi sopra e sotto al camice piombato, rispettivamente, al livello del collo-torace e della cintola (algoritmo "a due dosimetri", Rosen-stein and Webster, 1994; Niklason et al, 1994; Borasi et al, 2001). Al contrario, con l'impiego di un solo dosimetro, indossato dall'operatore sopra o sotto al camice piombato, non sarebbe possibile garantire, se non con un controllo stringente sulle modalità operative di lavoro e di protezione, una valutazione accurata della dose efficace. In altri termini,

per stimare la dose efficace secondo la modalità "a due dosimetri" è sufficiente combinare, secondo uno degli algoritmi disponibili in letteratura, i risultati delle letture dei due dosimetri, mentre secondo la modalità "a un dosimetro" è necessario fissare un fattore di proporzionalità, comunque di difficile identificazione, tra la lettura del dosimetro e la dose efficace. Il valore di questo fattore dipenderebbe dai parametri di esposizione, dalla geometria dell'esposizione, dalle capacità schermanti degli indumenti protettivi, nonché dalla posizione del dosimetro rispetto a questi ultimi (Faulkner and Marshall, 1993; NCRP, 1995; Borasi et al, 2001).

Per gli algoritmi "a due dosimetri" di Niklason e Borasi vengono proposte due differenti equazioni, a seconda che si usi o meno il collare di protezione tiroideo, mentre l'algoritmo "a due dosimetri" di Rosenstein-Webster, adattato nel documento NCRP 122 (1995) alle nuove grandezze radioprotezionistiche, propone una sola equazione che si riferisce all'esposizione in assenza del collare.

In particolare, alcuni autori (Mateya and Claycamp, 1997; Kicken et al, 1999b; Padovani et al, 2001) considerano l'algoritmo di Niklason più accurato rispetto all'algoritmo NCRP il quale, in base a considerazioni teoriche e a valutazioni sperimentali, sembrerebbe (in alcune circostanze) sottostimare fino a un fattore 2-3 la dose efficace. Alcuni tra questi autori (Kicken et al, 1999b; Padovani et al, 2001) ritengono addirittura che l'algoritmo NCRP non risponda ai criteri raccomandati di accuratezza di stima della dose efficace e ne sconsigliano l'utilizzo. Gli algoritmi proposti da Borasi rappresenterebbero invece, per espressa volontà degli autori, un "limite superiore di stima della dose efficace".

Con queste premesse, l'applicazione dei

tre algoritmi “a due dosimetri” non può che portare, a parità di dati iniziali, a stime di dose efficace tra loro significativamente differenti. Se da un lato potrebbe essere consigliabile attribuire dosi cautelative, dall’altro sono da evitare assegnazioni eccessive, soprattutto se queste si riferiscono a lavoratori particolarmente esposti al rischio (e presso i quali potrebbe indursi un ingiustificato allarmismo). All’opposto, non sono da trascurare i riferimenti di letteratura secondo cui l’algoritmo NCRP sembrerebbe sottostimare il reale carico esponente a danno dei lavoratori.

In questo senso, sarebbe interessante promuovere un dibattito a seguito del quale formulare, eventualmente, delle linee guida sulle modalità di stima della dose efficace in radiologia interventistica. Questo potrebbe essere solamente lo spunto per una revisione critica delle modalità di valutazione delle dosi nell’ambito radioprotezionistico.

Infatti, è solamente attraverso l’applicazione dei medesimi algoritmi di stima delle dosi che è possibile un interconfronto tra le diverse strutture ospedaliere.

#### Riferimenti bibliografici

- Borasi G, Piccagli V, Tassoni D e Mondini L (2001) *Valutazione della dose efficace per il personale di radiodiagnostica che indossa il camice piombifero Fisica in Medicina* 3, 221-238;
- Faulkner K and Marshall NW (1993) *The relationship of effective dose to personnel and monitor reading for simulated fluoroscopic irradiation conditions Health Phys* 64, 502-508;
- International Commission on Radiological Protection (1997) *General principle of monitoring for radiation protection of workers ICRP Publication 75* (Oxford: Elsevier);
- Kicken PJH, Kemerink GJ and van Engelshoven JMA (1999a) *Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part I: assessment of entrance doses Radiat Prot Dosim* 82: 93-103;
- Kicken PJH, Kemerink GJ, Schultz FW, Zoetelief J, Broerse JJ and van Engelshoven JMA (1999b) *Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part II: assessment of effective dose Radiat Prot Dosim* 82: 105-114;
- Mateya CF and Claycamp HG (1997) Phantom-derived estimation of effective dose equivalent from X rays with and without a lead apron *Health Phys* 72, 842-847;
- National Council on Radiation Protection and Measurements (1995) *Use of personal monitors to estimate effective dose equivalent and effective dose to workers for external exposure to low-LET radiation NCRP Report 122* (Bethesda, MD: NCRP);
- Niklason LT, Marx MV and Chan HP (1994) *The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters Health Phys* 67, 611-615.

### INFORMAZIONE PER I SOCI

Il Consiglio di Presidenza della Società Italiana di Fisica ha deliberato di agevolare l’appartenenza alla SIF di persone che già aderiscono alla AIFM, attribuendo ad esse la quota sociale ridotta di Euro 30,00 (quota riservata ai giovani), anziché il contributo normale di Euro 45,00. Questo vale per i nuovi iscritti e per i Soci che sono già membri della SIF e devono rinnovare le loro adesioni.

Tutte le informazioni sono reperibili sul sito [www.sif.it](http://www.sif.it)



## La nostra partecipazione al 41° Congresso SIRM 2004 di Palermo

Dal 7 all' 11 Maggio 2004 si è svolto a Palermo il 41° Congresso SIRM. A tale manifestazione il sottoscritto ha partecipato in rappresentanza dell'Aifm su specifica delega dal nostro Presidente Dott. Giancarlo Candini.

A questo congresso siamo stati invitati, subito dopo il nostro di Agrigento, per organizzare una giornata in comune e una tavola rotonda sulle tecnologie digitali in radiologia diagnostica.

Nostre difficoltà nella tempistica rispetto alla chiusura del programma SIRM, (il nostro primo direttivo a settembre 2003), non hanno consentito di organizzare la giornata in comune SIRM - AIFM, mentre è andata a buon fine la realizzazione della tavola rotonda che è stata così strutturata: moderata dal sottoscritto e dal prof. P.C. Muzzio, tre colleghi fisici, (Gianni Borasi, Cesare Gori, Renato Padovani) e tre radiologi (Mario Maffesanti, Raffaele Lenzi, Davide Fiore).

L'inaugurazione si è svolta al teatro Massimo di Palermo, dove il prof. Antonino Zichichi, ha tenuto una lettura magistrale su "La grande alleanza tra scienza e medicina: tra Galilei e il supermondo". Per Zichichi la scienza è la fisica, che è cosa diversa dalla medicina, ma che fornisce a questa, gli strumenti necessari per il suo avanzamento.

Sulle idee del prof. A. Zichichi e sul suo modo di fare divulgazione si può anche non essere sempre d'accordo, tuttavia non si possono negare alcuni suoi meriti: è stato presidente dell'INFN dal 1977 al 1982; in quegli anni ha voluto l'apertura dei laboratori Nazionali del Sud a Catania, di cui il progetto CATANA in cui lavorano i nostri colleghi è una brillante esperienza, unica sul territorio nazionale. Ha guidato numerosi esperimenti di rilievo nella fisica delle particelle elementari al CERN di Ginevra. Ha fondato e dirige, dal 1963, il Centro di cultura scientifica "Ettore Majorana" ad Erice (Centro che vede seminari e momenti di studio dei maggiori specialisti studiosi di tutto il mondo). Nel 1980 ha fortemente propugnato la realizzazione dei Laboratori nazionali del Gran Sasso. Dal 1986 è presidente del World Lab, un'associazione che sostiene progetti scientifici nei paesi del terzo mondo.

Io ritengo che avere affidato la lettura magistrale ad un fisico in un congresso medico è un riconoscimento del contributo insostituibile della nostra disciplina alla medicina. Tale contributo è stato dato nel corso del tempo a vari livelli, noi continuiamo a darlo tutti i giorni nelle attività assistenziali.

Il congresso è stato di grande levatura scientifica e culturale. Ha visto la partecipazione di oltre 4000 radiologi con interventi estremamente interessanti in tutti i campi della radiologia diagnostica. Una mostra tecnologica ha esposto i nuovissimi prodotti di alta tecnologia nella disciplina radiologica.

Una giornata e mezza è stata accreditata anche per Fisici e lì sono stati apprezzati i qualificatissimi interventi della Collega Stefania Maggi su "Architettura di un sistema PACS" e di Alberto Torresin su "Le immagini digitali e gli standards". Numerose e interessanti le comunicazioni dei colleghi su TC multibanco, mammografia digitale e radioprotezione del paziente.

Ho raccolto solo commenti positivi anche per la tavola rotonda "La gestione della dose e della qualità d'immagine con sistemi radiologici digitali", in cui eravamo coinvolti direttamente, questa è stata seguita con molto interesse malgrado fossimo alla fine del congresso, momento in cui tutti si affrettano ad andare via. Gli interventi dei nostri colleghi sulle problematiche emergenti nel campo delle tecnologie TC multibanco, CR, DR e DR dinamici a stato solido, hanno registrato un notevole interesse da parte dei radiologi, al punto che P.C. Muzzio, vista l'importanza dell'argomento e degli interessanti risultati presentati, ha invitato i nostri colleghi a ripetere a Padova le stesse relazioni approfondendole ulteriormente.

Mi sembra che possiamo essere soddisfatti.

*Salvatore Piraneo*