

Fisica in Medicina

n. I-2/2007
Gennaio - Giugno

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



www.aifm.it

Associazione Italiana di Fisica Medica

Presidente:

G. Candini (Ferrara)

Consiglieri:

L. Begnozzi (Roma)

M. Brai (Palermo)

M. Brambrilla (Novara)

A. Crespi (Monza)

M. Lazzari (Pisa)

G. Meleddu (Cagliari)

A. Savi (Como)

A. Torresin (Milano)

Segretario-Tesoriere:

L. Bianchi (Busto Arsizio)

Periodico Fisica in Medicina

Direttore Onorario:

P. Tosi (Milano)

Direttore responsabile:

F. Levrero (Genova)

Segretario di Redazione:

N. Canevarollo (Genova)

Componenti del Comitato di Redazione:

G. Borasi (Reggio Emilia)

M.G. Brambilla (Milano)

M.C. Cantone (Milano)

C. Canzi (Milano)

R. Di Liberto (Pavia)

F. Di Martino (Pisa)

P. Isoardi (Torino)

P. Moresco (Pietra L.-SV)

L. Moro (Pavia)

L. Raffaele (Catania)

S. Squarcia (Genova)

C. Traino (Pisa)

F. Turrini (Varese)

Sommario

Il Comitato di Redazione saluta Piero Tosi di F. Levrero.....	3
Costituzione di un registro degli specialisti in Fisica Medica	5
Attività svolte dall'AIFM come Provider ECM	10
Rigenerare tessuti con energie fisiche non ionizzanti di F. Bistolfi.....	15
Dalla Tomografia di Vallebona alla Tomosintesi di G. Cittadini.....	28
Irraggiamento del personale medico in Chirurgia Vascolare di V. Piccagli, R. Sghedoni, D. Tassoni, A. Barani, G. Boselli e G. Borasi	34
Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Europe di N. Stritt, P. Trueb, A. Almén, M. Alphenaar, M. Valero, G. Tosi, V. Kamenopoulou, R. Veit, B. Wall.....	42
Incidente in radioterapia - Francia a cura di G. Pasquali.....	52
Unintended overexposure of patient during radiotherapy treatment a cura di M.G. Brambilla	53
Analisi di un artefatto in TC multistrato di L. Moro e G. Bertoli	56
Notizie dai Gruppi di Lavoro a cura di P. Moresco	60
Un network per la condivisione di modelli di calcoli dosimetrici in internet di C. Flammia, F. Sisini, A. Beccati, P. Colamussi, I. Butti, P. Cavazzini, M. Scandola e M. Giganti.....	64
Impatto della Direttiva 2004/40/CE sull'uso della RM in medicina di P.L. Indovina e L. Indovina	68
I nuovi standard di sicurezza in Risonanza Magnetica di F. Campanella.....	75
Approvate le nuove Raccomandazioni ICRP 2007 di N. Canevarollo	77
HSR RIS/PACS: stato attuale, architettura e prospettive di P. Signorotto	83
Recensione: "Scritti di Fisica e Medicina 2004-2006"	87
Hypofractionated radiotherapy a cura di M.G. Brambilla.....	90
La Fisica Sanitaria in Italia; quali prospettive?	91
La Radiologia al fronte a cura di M. Zambianchi	94
Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics a cura di F. Levrero.....	103
Quiz ammissione Scuola Specializzazione - Fisica Sanitaria di Firenze	107

Stampato nel mese di Giugno 2007

Trimestrale dell'Associazione Italiana di Fisica Medica - autoriz. n. 24 del 18/11/94 Trib. di Genova Omicron Editrice - 16143 Genova, Via Imperiale 43/1 - tel. 010.510251/501341 - fax 010.514330 - e-mail: omicred@tin.it - www.omicred.com - Abbonamento annuo per i non iscritti euro 40,00 (I.V.A. assolta dall'editore - art. 74 lett. c) D.P.R. 26/10/72 n. 633 e D.M. 28/12/72 - compresa nel prezzo dell'abbonamento). Tariffa R.O.C. - Poste Italiane S.p.A. Spedizione in Abbonamento Postale - D.L. 353/2003 (conv. in L. 27/02/2004 n. 46) art. 1 comma 1, DCB Genova

In copertina: Orologio astronomico, Torre del Municipio di Staré Mesto (Città Vecchia)
Praga, Repubblica Ceca - 1410 (elaborazione grafica di Fausto Turrini)

NOTIZIARIO DI MEDICINA NUCLEARE ED IMAGING MOLECOLARE

Anno III, n. 1 - Febbraio 2007



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

Iscritto al n. 813/05 del registro stampa del Tribunale di Milano, con ordinanza del 24.10.2005 dello stesso Tribunale

Direttore Responsabile: Luigi Mansi, luigi.mansi@unina2.it

Segretario Editoriale: Vincenzo Cuccurullo, vincenzo.cuccurullo@unina2.it

Le migliori cure e la responsabilità del medico - Diana Salvo

Riflessioni sulla MIBG terapeutica - Rita Castellani, Lorenzo Maffioli e Raffele Giubbini

La meglio gioventù e la posizione degli occhi - Luigi Mansi

Alle origini della medicina Nucleare italiana: V puntata - Guido Galli

Perché un giovane oggi sceglie la Medicina Nucleare? - Laura Bruselli

Il Polonio-210, fra storia, fisica e attualità - Giampiero Tosi e Guido Pedrolì

Terapie innovative con radioisotopi - emettitori: aspetti pratici e di radioprotezione

Stefano Papi, Luigi Martano, Lucia Garaboldi

Un network per la condivisione di servizi di calcolo dosimetrici in internet

Francesco Sisini, Paolo Colamussi, Paolo Cavazzini, Alan Beccati, Claudia Flammia, Lorenzo Maffioli, Luigia Florimonte, Ivana Butti, Maddalena Scandola, Luciano Maria Feggi, Melchiorre Giganti

Liquidazione, TFR, fondi pensione: cosa scegliere? - Claudio Testuzza

La struttura organizzativa dell'EANM - Arturo Chiti

I nuovi Master in Radiochimica, moderna Scienza dello sviluppo di Radiofarmaci per la diagnostica e la terapia - Emilio Bombardieri

Dal convegno "Diabete e rischio cardiovascolare: Diagnosi e stratificazione prognostica"

Vicenza 16 giugno 2006 - Pierluigi Zanco

A Roma il sesto corso teorico-pratico sulla marcatura dei leucociti - Luca Burroni

Nuclei Familiari - La Redazione

VIII Congresso Nazionale A.I.M.N. sessione TSRM - Poster scientifici

Maria Francesca Bardo, Giuseppe Striano, Cesare Bragagnolo, Mauro Schiavini

TC & ESC Meeting – EANM'07 - Mauro Schiavini

Book Reviews - Pier Francesco Rambaldi

News - Vincenzo Cuccurullo

In memoriam

Il Comitato di Redazione saluta Piero Tosi

di Fabrizio Levrero

Era l'inizio di settembre 2007 quando, come gli altri componenti del Comitato di Redazione, ho ricevuto il messaggio di Piero Tosi in cui egli annunciava la sua decisione di ritirarsi dalla Direzione del Periodico. Francamente ho subito pensato che sarei riuscito a dissuaderlo da questo proposito, e probabilmente la stessa convinzione l'hanno avuta gli altri colleghi del Comitato di Redazione e del Consiglio Direttivo, ma le repliche di Piero hanno fatto subito capire a tutti che si trattava di una decisione dalla quale lui non sarebbe tornato indietro.

Il Consiglio Direttivo ha deciso di designarmi come suo successore: mi sembra quindi naturale scrivere una nota di saluto a nome mio e di tutti coloro che hanno lavorato sotto la sua guida. Come sempre in queste situazioni c'è la malinconia di prendere coscienza del tempo che è trascorso (sette anni, ventotto numeri del periodico!) ma anche il compiacimento per un tempo che non è trascorso inutilmente.

Non ho intenzioni celebrative, ma mi sembra giusto ripercorrere brevemente la cronaca (non oso chiamarla storia!) della nostra pubblicazione.

Piero è subentrato alla direzione di Fisica in Medicina nel 2000, dopo un paio di numeri di passaggio curati da Alberto Pilot, Direttore Responsabile del primo bollettino "Fisica sanitaria", e ha



cominciato immediatamente la sua opera di promozione verso un notiziario maggiormente strutturato.

Il numero 1/2000 è di 60 pagine, molte delle quali dedicate alla vita societaria: si è pubblicato il regolamento dell'Associazione rifondata, le lettere del Presidente AIFM e dei Presidenti di altre associazioni, vari verbali delle prime riunioni regionali e inter-regionali. L'elemento di maggiore visibilità è stato senza dubbio la copertina: siamo passati da un monocromatismo differenziato esclusivamente dalla progressione del numero dell'uscita, a una copertina caratterizzata dalla presenza di un'immagine circolare (le "Spirali Sferiche" di M.C. Escher) su cui campeggia il titolo "Fisica in Medicina". All'angolo superiore dell'immagine di copertina viene riportato un sottotitolo, quasi un riassunto dell'intendimento della pubblicazione: *Notiziario trimestrale di formazione, informazione e aggiornamento dell'Associazione Italiana di Fisica in Medicina.*

L'impostazione circolare dell'immagine è stata mantenuta inalterata nel tempo, cercando sempre soggetti che fossero naturalmente inscrivibili nel cerchio che aveva ormai caratterizzato la grafica.



In pratica ogni anno sono stati introdotti importanti cambiamenti che hanno segnato l'evoluzione continua della pubblicazione.

Il numero 3/2001 è stato il primo ad attestarsi sulle 100 pagine e a uscire in brossura, con una serie di contributi importanti, riguardanti sia aspetti propriamente professionali della nostra attività, che temi più generali.

Con il numero 1/2002 la nostra pubblicazione si autodefinisce *Periodico* anziché *Notiziario* e per la prima volta vengono stampati sulla costa i riferimenti della pubblicazione stessa (numero, mese, anno e titolo). Questo cambiamento è indubbiamente legato alla consapevolezza della presenza di lavori a respiro più ampio, che non potevano riconoscersi nel vecchio sottotitolo!

La maturazione definitiva avviene con il numero 1/2003 quando, grazie al lavoro della OMICRON Editrice (in particolare di Alessandro Risso), la pubblicazione giunge alla veste grafica definitiva, che vede il titolo riscritto con un carattere notevolmente più aggraziato, dalle iniziali in colore contra-

stante e le pagine interne incorniciate con il logo dell'Associazione agli angoli superiori.

Da quel numero non ci sono stati altri cambiamenti esteriori, nell'idea di aver consolidato una veste editoriale matura da perpetuare invariata come carattere distintivo.

La prima riunione del Comitato di Redazione dopo il cambio di Direttore Responsabile si è tenuta il 9 marzo 2007 presso la Casa Editrice; nell'occasione i soci del Comitato di Redazione, insieme con la Casa Editrice hanno voluto consegnare a Giampiero Tosi una targa che ricordasse il fruttuoso periodo della sua direzione. Ma Giampiero, al di là di tutto l'impegno che ha profuso nel passato, ha ampiamente dimostrato la voglia di continuare a essere partecipe del lavoro del periodico, pertanto il Comitato di Redazione ha deciso all'unanimità, sentito il parere del Consiglio Direttivo, di nominarlo Direttore Onorario.

Da parte mia sono sicuro che Giampiero, giustamente sollevato dagli oneri pratici che lo hanno assillato per i sette anni in cui è stato Direttore Responsabile, potrà concedersi tutto il gusto di dedicarsi alla pubblicazione dei bei lavori che hanno sempre caratterizzato la sua produzione scientifica e culturale nella Fisica in generale e nella Fisica Medica in particolare.



COSTITUZIONE DI UN REGISTRO DEGLI SPECIALISTI IN FISICA MEDICA

Cari colleghi,

la nostra Associazione è stata autorizzata alla costituzione di un registro degli specialisti in fisica medica, secondo modalità stabilite dalla European Federation of Medical Physics Organisations (EFOMP).

Lo scopo principale di questa registrazione è quello di definire dei riferimenti di alta qualità riguardo alla formazione del Fisico medico e alle sue prestazioni durante l'esercizio dell'attività lavorativa nonché quello di assicurare il mantenimento nel tempo di tale livello.

Garantendo tutto questo possono essere conseguiti alcuni importanti obiettivi:

- si fornisce al pubblico un servizio di qualità svolto da professionisti capaci, i quali si attengono ad un alto livello di integrità professionale durante lo svolgimento del proprio lavoro;
- si dispone di un metodo di valutazione autorevole che consente di individuare persone competenti per un eventuale impiego;
- si raggiunge un livello di qualità uniforme nell'Unione Europea in modo da favorire lo scambio di personale tra i diversi stati membri.

Data l'importanza di tale iniziativa, invito caldamente ciascuno di voi a prendere visione del regolamento e a richiedere la propria iscrizione.

Un cordiale saluto

Ferrara 18 Aprile 2007

Giancarlo Candini
Presidente AIFM



ASSOCIAZIONE ITALIANA DI FISICA MEDICA

REGISTRAZIONE DEGLI SPECIALISTI IN FISICA MEDICA

INTRODUZIONE

La Direttiva EURATOM MED introduce le responsabilità specifiche circa la radioprotezione del paziente. Conformemente, la legge italiana identifica figure professionali specifiche al fine di adempiere correttamente a quanto è stabilito in tale Direttiva. In particolare, tra queste, l'esperto in fisica medica è identificato per adempiere a compiti importanti e altamente specializzati. Poiché finora la pratica della fisica medica non è mai stata guidata da protocolli stan-

dard, potrebbe accadere, nell'ambito delle attività svolte presso strutture sanitarie pubbliche o private, che sussistano ambiguità nella attribuzione delle responsabilità oppure che erroneamente vengano accettate procedure di fisica medica non corrette. Considerato che la pratica della fisica medica, se condotta da persone incompetenti, costituisce una potenziale minaccia per la salute pubblica, si riportano nel seguito, assieme ad alcune definizioni generali, largamente ispirate all'American

College of Medical Physics Standard, le modalità operative per la costituzione di un registro degli specialisti in fisica medica, modalità stabilite in accordo con le prescrizioni della European Federation of Medical Physics Organisations (EFOMP).

DEFINIZIONI GENERALI

Con il termine **Radiazione** si intende l'insieme delle radiazioni ionizzanti e delle radiazioni non ionizzanti, quali le radiazioni elettromagnetiche, le particelle e le radiazioni sonore.

La **Fisica Medica** è un settore della fisica, correlato alla pratica della medicina; questo termine include la fisica delle radiazioni impiegate in diagnostica e in terapia, la fisica della diagnostica per immagini, per la medicina nucleare, e la radioprotezione (medical health physics).

Con il termine **Pratica della Fisica Medica** si intende l'applicazione dei principi e dei protocolli volti ad assicurare un corretto impiego delle radiazioni durante l'esecuzione delle procedure che ne implicano l'utilizzo (in termini di quantità, qualità e localizzazione). La pratica della fisica medica include: la caratterizzazione e la calibrazione di un fascio di radiazione; l'applicazione di un programma di assicurazione della qualità che consiste nel controllo di qualità degli strumenti e delle apparecchiature, nella valutazione dei criteri minimi di accettabilità, nella valutazione della qualità delle immagini e nella conseguente procedura di ottimizzazione dei sistemi di imaging; la progettazione di schermature e l'applicazione dei protocolli di radioprotezione qualora si utilizzino apparecchiature che impiegano radiazioni ionizzanti o si maneggino radiofarmaci; la determinazione della dose assorbita dal paziente durante gli esami o i trattamenti e di tutti gli operatori classificati come esposti a radiazioni; la pianificazione dei trattamenti in collaborazione con i medici specialisti per determinare la dose necessaria allo scopo terapeutico richiesto e la consultazione del medico specialista per assicurare la corretta dose da fornire ad uno specifico paziente, nella garanzia della sicurezza degli altri.

Con il termine **Fisico Medico Specialista**

si intende una figura professionale altamente qualificata competente nell'esercizio della pratica della fisica medica a tutti i livelli.

Con il termine **Controllo di Qualità** si intende l'insieme delle attività finalizzate ad assicurare l'adeguata qualità, precisione e accuratezza nei diversi impieghi delle radiazioni, nonché la riproducibilità delle procedure e dei sistemi usati. Rientra nella pratica della fisica medica sia l'effettivo svolgimento dei controlli di qualità sia la loro definizione procedurale sia la loro supervisione. Il controllo di qualità può essere di grande importanza per la determinazione della dose ai lavoratori e ai pazienti o per la stima della dose al feto nel caso di donna in gravidanza esposta a radiazioni; ne consegue che il controllo di qualità debba essere propriamente incluso nell'esercizio della pratica della fisica medica.

Tecnici specializzati e ingegneri installano o riparano di routine apparecchiature radiologiche. Durante lo svolgimento di tali compiti essi effettuano molti test, alcuni identici a quelli effettuati dai fisici medici. Tuttavia, le loro attività non devono essere considerate pratica di fisica medica e, in particolare, i risultati da loro ottenuti non devono essere assunti significare che l'apparecchio risulta sicuro dal punto di vista radioprotezionistico, che è adeguato per essere usato sul paziente o che l'apparecchio è conforme ai protocolli nazionali circa il controllo dell'emissione radiante.

Si riportano di seguito alcuni estratti dei documenti EFOMP:

MEDICAL PHYSICISTS

1. *The medical physicist is a professional scientist whose training and function are specifically directed towards Human Health Care.*
2. *In EU countries, the medical physicists are specialists with a university degree. They receive both a post-graduate theoretical and practical education in hospitals, under the supervision of Experts in the field. This training allows them to act in all the required aspects concerned with the use of radiations in medicine, as Qualified Medical Physicists in the*

beginning and after some years of experience as Medical Physics Experts (specialists). Their primary missions, at present, are:

- The determination of doses to patients due to diagnostic examinations and therapeutic treatments with ionising radiations.
- The performance of Quality Assurance of the functioning of all the equipment that emit or detect radiation in hospitals.
- The establishment of the necessary steps to assure the lowest possible dose to patients, workers and the general public, in accordance with the current legislation.
- To collaborate in the education and training of medical, health and technical personnel.

The primary responsibility of the medical physicist is directed to the patient. The role of the medical physicist has become indispensable in the hospital environment.

CONSIDERATIONS ON THE "COMMON POSITION No 10/2005" (CP) (Official Journal of the European Union 08.03.2005) IN RELATION TO MEDICAL PHYSICS.

- 1) The practice of Medical Physics is to be considered as a "regulated profession" since it fulfills the requirements established by the CP. EFOMP is trying to facilitate the free movement of the Medical Physics Experts in the EU, in line with the principles defined in the CP. Thus, EFOMP is of the opinion that the European Parliament should include Medical Physics in the group of regulated professions having public health implications aimed at extending the possibility of pursuing those professional activities under the title of "Medical Physics Expert". In this way, it will be possible to achieve the objective of AUTOMATIC RECOGNITION on the basis of co-ordinated minimum conditions for training. EFOMP will act in coordinating all the relevant activities of its National Member Organisations by laying down the minimum conditions that should be accomplished in order to achieve the automatic recogni-

tion.

- 2) The medical physicists meet the requirements established for "professional qualification". The level of professional qualification for the Medical Physics Expert should be Level D as specified by the CP, since the majority of EU Member States have established similar requirements to acquire the Title of Medical Physicist in comparison to what it is laid down in the CP (Article 11)
- 3) Medical Physics is a profession with direct implication on human health care and should be considered like such a profession, at the same level as the other professions considered by the CP.
- 4) EFOMP will propose to its National Member Organisations to establish a network of contact points with the task of providing the citizens of the EU Member States with information and assistance about Medical Physics as a regulated profession. This will ensure that the system of recognition for the title of Medical Physics Expert and the responsibilities of medical physicists are transparent.

CONCLUSIONS

EFOMP, which is the Body that represents the majority of Medical Physicists in Europe, requests that the European Parliament and the European Commission include, in the review of the Directive on professional qualifications, the Profession of Medical Physicist as a REGULATED PROFESSION within the Human Health Care field.

EFOMP requests that the inclusion of the profession of "Medical Physicist" as a profession with AUTOMATIC RECOGNITION in the European Union, taking into account the fact that most of the EU member states have education and training programmes that are almost harmonised across the European Union.

SCOPI DELLA REGISTRAZIONE

Lo scopo principale di questa registrazione è quello di definire dei riferimenti di alta qualità riguardo alla formazione del Fisico Medico e alle sue prestazioni durante l'esercizio dell'attività lavorativa nonché quello di assicurare il mantenimento nel tempo di tale livello.

Garantendo tutto questo possono essere conseguiti alcuni importanti obiettivi:

- si fornisce al pubblico un servizio di qualità svolto da professionisti capaci, i quali si attengono ad un alto livello di integrità professionale durante lo svolgimento del proprio lavoro;
- si dispone di un metodo di valutazione autorevole che consente di individuare persone competenti per un eventuale impiego;
- si raggiunge un livello di qualità uniforme nell'Unione Europea in modo da favorire lo scambio di personale tra i diversi stati membri.

REQUISITI PER LA REGISTRAZIONE

La procedura di registrazione è amministrata dal Consiglio Direttivo dell'Associazione presieduto dal Presidente.

Al momento dell'iscrizione nel registro il candidato deve possedere i seguenti requisiti:

1. essere regolarmente iscritto all'AIFM;
2. essere in possesso della Laurea in Fisica e del diploma di "Specialista in Fisica Sanitaria/Fisica Medica" ovvero, se privo della specializzazione, deve ricoprire o avere ricoperto per un periodo di almeno cinque anni un posto di ruolo presso una istituzione sanitaria pubblica o privata, accreditata, per il cui accesso sia attualmente richiesto il diploma di laurea in Fisica e la specializzazione in Fisica Medica o Fisica Sanitaria;
3. impegnarsi a seguire il programma per l'Educazione Continua in Medicina (ECM) e ottenere il numero di crediti minimo richiesto dal programma ECM dalla data della iscrizione nel registro;
4. impegnarsi a seguire il codice di condotta professionale adottato dall'AIFM.

Un candidato accettato per l'iscrizione come Fisico Medico Specialista in un altro paese EU nel quale sia in vigore un analogo sistema di registrazione riconosciuto dall'EFOMP, è automaticamente eligibile per essere iscritto nel registro dell'AIFM.

MODALITA' DI REGISTRAZIONE

Le richieste di iscrizione nel registro sono indirizzate al Presidente ed inviate alla Segreteria dell'AIFM.

Le richieste possono essere trasmesse anche per posta elettronica. Lo stesso vale per le comunicazioni da parte dell'AIFM.

Le decisioni riguardo alle richieste di registrazione sono deliberate dal Direttivo.

L'elenco aggiornato degli esperti in fisica medica registrati sarà pubblicato ogni anno sul "Periodico di Informazione" AIFM e sul sito web AIFM.

L'AIFM può individuare altri metodi di diffusione dell'elenco.

RICORSI

Chiunque non sia stato ritenuto idoneo alla registrazione ha diritto di appellarsi presentando ulteriori elementi a sostegno della propria posizione.

QUOTE DI REGISTRAZIONE

La quota di registrazione è inclusa nella quota di iscrizione all'Associazione.

CANCELLAZIONE DAL REGISTRO

Sarà cancellato dal registro dei Fisici Medici Specialisti colui che :

- volontariamente dichiara in forma scritta di voler rinunciare alla registrazione;
- non è più socio AIFM;
- risulta aver violato le regole di condotta professionale dell'AIFM.

RINNOVO DELL'ISCRIZIONE

Le persone iscritte dovranno rinnovare la registrazione ogni cinque anni. Nella domanda di rinnovo della registrazione il candidato dovrà produrre autocertificazione sull'aggiornamento professionale conseguito.

REGOLE DI CONDOTTA PROFESSIONALE

1. Promuovere e salvaguardare sempre il benessere e gli interessi del paziente, facendo attenzione che il proprio lavoro e i risultati che ne conseguono non costituiscano un rischio inutile per alcuna persona.
2. Lavorare in collaborazione e in coopera-

- zione con gli altri professionisti riconoscendo e rispettando il loro contributo.
3. Assumere la responsabilità personale del proprio lavoro e di quello che viene eseguito sotto la propria supervisione o direzione. Fare tutti i passi possibili per garantire che i collaboratori siano competenti a svolgere i compiti assegnati, dispongano delle risorse appropriate e si assumano la responsabilità del proprio lavoro.
 4. Mantenere e sviluppare le proprie conoscenze e competenze professionali, assicurandosi che tutte le persone che lavorano sotto la propria supervisione facciano lo stesso.
 5. Non assumere o attribuirsi responsabilità che esulano delle proprie competenze.
 6. Rispettare le norme per la tutela delle informazioni personali e garantire la riservatezza su quanto si sia venuti a conoscenza nel corso dell'esercizio della propria professione.
 7. Fornire indicazioni obbiettive e affidabili al meglio delle proprie capacità professionali e assicurarsi che coloro che rifiutano tali indicazioni siano consci delle conseguenze.
 8. Essere consci del carico di lavoro e dello stress che grava su se stessi, sui colleghi e sul personale subordinato e prendere provvedimenti appropriati se questi possono in qualche modo compromettere la qualità e la sicurezza della pratica di fisica medica.
 9. Rifiutare incarichi o funzioni che comportino conflitti di interesse.
 10. Rifiutare regali, favori o ospitalità che possano essere interpretati come volti ad esercitare pressioni al fine di ottenere considerazioni preferenziali.
 11. Non danneggiare, direttamente o indirettamente, la reputazione o il lavoro di altri professionisti.
 12. Evitare qualunque comportamento che sia lesivo dell'immagine e della dignità della professione.



ATTIVITÀ SVOLTE DALL'AIFM COME PROVIDER ECM (periodo 2002-2007)

DOSE DETERMINATION IN MODERN RADIOTHERAPY: BEAM CHARACTERIZATION, DOSE CALCULATION AND VERIFICATION

Perugia, 21-25 Aprile 2002

Responsabili Scientifici: H. Svensson (Svezia), A. Bridier (Francia), G. Gobbi

Crediti ECM per fisici: 28

TECNICHE MAMMOGRAFICHE DIGITALI - PRINCIPI FISICI E APPLICAZIONI MEDICHE

Como, 5-7 Giugno 2002

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, P. Indovina, S. Maggi

Crediti ECM per fisici: 19

SVILUPPI RECENTI IN DOSIMETRIA CLINICA
S. Miniato (Pi), 23-24 Settembre 2002

Responsabile scientifico: F. Perrone

Crediti ECM per fisici: 7

LE RADIAZIONI OTTICHE IN MEDICINA E CHIRURGIA PER LA DIAGNOSI E LA TERAPIA

Como, 23-25 Settembre 2002

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, R. Marchesini, L. Spiazzi

Crediti ECM per fisici: 18

Crediti ECM per medici dermatologi: 18

CORSO DI AGGIORNAMENTO IN RADIOPROTEZIONE PER ESPERTI IN FISICA MEDICA

Colleretto Giacosa (To), 18 Ottobre 2002 (Edizione 0)

Responsabili scientifici: S. Tofani, G. Scielzo

Crediti ECM per fisici: 6

CORSO DI AGGIORNAMENTO IN RADIOPROTEZIONE PER ESPERTI IN FISICA MEDICA

Colleretto Giacosa (To), 19 Ottobre 2002 (Edizione 1)

Responsabili scientifici: S. Tofani, G. Scielzo

Crediti ECM per fisici: 6

NUOVE TECNOLOGIE IN DIAGNOSTICA PER IMMAGINI: REFERTAIONE, ORGANIZZAZIONE E COMUNICAZIONE

Gazzada (Va), 30-31 Ottobre 2002

Responsabili scientifici: L. Conte, C. Fugazzola, R. Novario

Crediti ECM per fisici: 12

Crediti ECM per medici radiologi: 12

CORSO DI AGGIORNAMENTO CICLOTRONE-PET: FISICA E APPLICAZIONI CLINICHE

Padova, 8 Novembre 2002

Responsabile scientifico: R. Fabbri

Crediti ECM per fisici: 6

TECNICHE RADIOTERAPICHE CON MODULAZIONE IN INTENSITÀ: PROBLEMATICHE FISICHE, CLINICHE E RADIOBIOLOGICHE

Como, 11-13 Novembre 2002

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, M. Iori, C. Fiorino

Crediti ECM per fisici: 17

Crediti ECM per medici radioterapisti: 14

LA RISONANZA MAGNETICA: GARANZIA DI QUALITÀ E PROSPETTIVE CLINICHE

Napoli, 20-22 Novembre 2002

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P.Caldirola"

Responsabili scientifici: P. Indovina, A. Torresin

Crediti ECM per fisici: 20

Crediti ECM per medici radiologi: 17

GESTIONE E QUALITÀ DELLE ATTIVITÀ DI FISICA SANITARIA

Milano, 21 Gennaio 2003

Responsabile scientifico: L. Spiazzi

Crediti ECM per fisici: 6

OTTIMIZZAZIONE DELLA DOSE AL PAZIENTE NELLA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

Como, 14-16 Aprile 2003

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, G. Pedrolì, A. Pilot

Crediti ECM per fisici: 15

LA FISICA NELLA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

Cairo Montenotte (Sv), 12-16 Maggio 2003

Responsabili scientifici: M. Gambaccini, M. Moiso, A. Pilot

Crediti ECM per fisici: 44

GIORNATA DI FISICA PER LA RADIOLOGIA MEDICA

Agrigento, 25 Giugno 2003

Responsabile scientifico: G. Borasi

Crediti ECM per fisici: 6

Crediti ECM per medici radiologi: 6

GIORNATA DI FISICA PER LA MEDICINA NUCLEARE

Agrigento, 26 Giugno 2003

Responsabile scientifico: G. Pedrolì

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici nucleari: 6

GIORNATA DI FISICA PER LA RADIOTERAPIA

Agrigento, 27 Giugno 2003

Responsabile scientifico: L. Conte

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici radioterapisti: 6

IMAGING FUNZIONALE

Como, 15-16-17 Ottobre 2003

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, F. Levrero

Crediti ECM per fisici: 19

Crediti ECM per medici nucleari e neuroradiologi: 17

VALUTAZIONE DEI PARAMETRI DI PERFORMANCE DELLE CT MULTISLICE

Firenze, 23 Ottobre 2003

Responsabile scientifico: G. Zatelli

Crediti ECM per fisici: 7

DOSIMETRIA IN TERAPIA RADIOMETABOLICA

S. Miniato (Pi), 29-30 Ottobre 2003

Resp. scientifici: A. Traino, F. Di Martino

Crediti ECM per fisici: 14

Crediti ECM per medici nucleari: 14

IMAGING NELLE PROCEDURE DEL TRATTAMENTO RADIOTERAPICO

Como, 10-12 Novembre 2003

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, M. Buciolini, GM. Cattaneo

Crediti ECM per fisici: 16

Crediti ECM per medici radioterapisti: 15

SEMINARI DI DOSIMETRIA: IMRT, STEREOTASSI E SORGENTI MINIATURIZZATE

Firenze, 13 Dicembre 2003

Responsabile scientifico: F. Banci Buonamici

Crediti ECM per fisici: 9

PHYSICS CONTRIBUTION TO RADIATION THERAPY – 1st AUSTRIAN, ITALIAN AND SLOVENIAN MEDICAL PHYSICS MEETING

Udine, 7-8 Novembre 2003

Responsabili scientifici: R. Padovani, MR. Malisan, W. Schmidt (Austria)

Crediti ECM per fisici: 8

L'ESPOSIZIONE MEDICA DEL PAZIENTE PEDIATRICO ALLE RADIAZIONI IONIZZANTI

Brescia, 18 Dicembre 2003

Responsabile scientifico: L. Spiazzi

Crediti ECM per fisici: 6

GLI ULTRASUONI NELLA DIAGNOSTICA E NELLA TERAPIA- CORSO BASE

Gazzada (Va), 17-19 maggio 2004

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, R. Novario, A. Goddi

Crediti ECM per fisici: 25

OTTIMIZZAZIONE DELLA DOSE AL PAZIENTE NELLA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI

Firenze, 28-29 giugno 2004

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, G. Pedrolì, A. Pilot

Crediti ECM per fisici: 15

ESTRO BASIC CLINICAL RADIOBIOLOGY COURSE

Losanna (Svizzera), 19-23 Settembre 2004

Responsabile scientifico: A. Van Der Kogel (Olanda)

Crediti ECM per fisici: 29

IMAGING NELLA PROCEDURA DEL TRATTAMENTO RADIOTERAPICO

Firenze, 30 Settembre – 1 Ottobre 2004

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, M. Buciolini, GM. Cattaneo

Crediti ECM per fisici: 12

RISONANZA MAGNETICA NELLE APPLICAZIONI MEDICHE: QUALITÀ E SICUREZZA

Catania, 11-15 Ottobre 2004

Respons. scientifici: V. Salamone, G. Politi

Crediti ECM per fisici: 34

Crediti ECM per medici radiologi: 32

INTEGRAZIONE E FUSIONE DELLA IMMAGINI NELLA DIAGNOSTICA E NELLA TERAPIA

Gazzada (Va), 10-12 Novembre 2004

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili scientifici: A. Torresin, M. Brambilla, S. Pallotta

Crediti ECM per fisici: 19

Crediti ECM per medici nucleari, radioterapisti e radiologi: 18

LA FISICA NELLA DIAGNOSTICA PER IMMAGINI: DALL'ANALOGICO AL DIGITALE

Cairo Montenotte (Sv), 15-19 Novembre 2004

Respon. scientifici: M. Gambaccini, A. Pilot

Crediti ECM per fisici: 41

TECNICHE DI RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Pistoia, 26 Novembre 2004

Responsabile scientifico: L. Bernardi

Crediti ECM per fisici: 6

CORSO TEORICO PRATICO: CONTROLLI DI QUALITÀ IN RADIOLOGIA DIGITALE

Torino, 10 Dicembre 2004

Responsabili scientifici: R. Ropolo, V. Rossetti

Crediti ECM per fisici: 9

CORSO DI AGGIORNAMENTO IN RISONANZA MAGNETICA: GESTIONE DELLE TECNOLOGIE

Padova, 15 Dicembre 2004

Responsabile scientifico: R. Fabbris

Crediti ECM per fisici: 6

CERTIFICAZIONE E TARATURA DELLA STRUMENTAZIONE DI FISICA MEDICA - UTI-

LIZZO IN RADIOTERAPIA E RADIOLOGIA

Milano, 2 Maggio 2005

Responsabile Scientifico: L. Spiazzi

Crediti ECM per fisici: 7

IRRADIAZIONE CORPOREA TOTALE: ASPETTI CLINICI E FISICI

Palermo, 5-6 Maggio 2005

Responsabile Scientifico: D. Di Mariano

Crediti ECM per fisici: 11

Crediti ECM per medici radioterapisti: 10

CERTIFICAZIONE E TARATURA DELLA STRUMENTAZIONE DI FISICA MEDICA - UTILIZZO IN RADIOPROTEZIONE, RADIAZIONI NON IONIZZANTI E MEDICINA NUCLEARE

Milano, 13 Maggio 2005

Responsabile Scientifico: L. Spiazzi

Crediti ECM per fisici: 6

LA RADIOPROTEZIONE DEI LAVORATORI E DELLA POPOLAZIONE: ASPETTI CONNESSI ALLE ATTIVITÀ SANITARIE

Gazzada (Va), 18-20 Maggio 2005

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili Scientifici: A. Torresin, G. Pedroli, C. Gori

Crediti ECM per fisici: 20

IMAGING FOR TARGET VOLUME DETERMINATION IN RADIOTHERAPY

Giardini Naxos (ME), 12-16 Giugno 2005

Responsabili Scientifici: J. Dobbs, N. Romeo, S. Pergolizzi

Crediti ECM per fisici: 20

Crediti ECM per medici radioterapisti: 20

4° CONGRESSO NAZIONALE AIFM

Verona, 14 Giugno 2005

Responsabile Scientifico: G. Chiarego

Crediti ECM per fisici: 5

Crediti ECM per medici radiologi, radioterapisti e medici nucleari: 5

4° CONGRESSO NAZIONALE AIFM

Verona, 15 Giugno 2005

Responsabile Scientifico: G. Chiarego

Crediti ECM per fisici: 6

Crediti ECM per medici radiologi, radioterapisti e medici nucleari: 5

4° CONGRESSO NAZIONALE AIFM

Verona, 16 Giugno 2005

Responsabile Scientifico: G. Chierago

Crediti ECM per fisici: 4

Crediti ECM per medici radiologi, radioterapisti e medici nucleari: 4

4° CONGRESSO NAZIONALE AIFM

Verona, 17 Giugno 2005

Responsabile Scientifico: G. Chierago

Crediti ECM per fisici: 4

Crediti ECM per medici radiologi, radioterapisti e medici nucleari: 3

ESTRO TEACHING COURSE ON PHYSICS FOR CLINICAL RADIOTHERAPY

Como, 28 Agosto – 1 Settembre 2005

Respon. Scient.: H. Nystrom (Danimarca)

Crediti ECM per fisici: 26

Crediti ECM per medici radioterapisti: 26

FORUM MEDITERRANEO DI FISICA MEDICA: FISICA DEI RIVELATORI DIGITALI DI RADIOLOGIA TRADIZIONALE E MAMMOGRAFIA

Lampedusa (Ag), 27 Settembre 2005

Responsabile Scientifico: S. Piraneo

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici radiologi e medici nucleari: 6

FORUM MEDITERRANEO DI FISICA MEDICA: IMMAGINI MEDICO NUCLEARI CON TOMOGRAFIA A EMISSIONE DI POSITRONI

Lampedusa (Ag), 28 Settembre 2005

Responsabile Scientifico: S. Piraneo

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici radiologi e medici nucleari: 6

FORUM MEDITERRANEO DI FISICA MEDICA: MSCT, RMI E US

Lampedusa (Ag), 29 Settembre 2005

Responsabile Scientifico: S. Piraneo

Crediti ECM per fisici: 6

Crediti ECM per medici radiologi e medici nucleari: 7

FORUM MEDITERRANEO DI FISICA MEDICA: IMMAGINI DIGITALI

Lampedusa (Ag), 30 Settembre 2005

Responsabile Scientifico: S. Piraneo

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici radiologi e medici nucleari: 6

CORSO PRATICO SU QUALITÀ E SICUREZZA IN RISONANZA MAGNETICA

Genova, 7 Ottobre 2005

Responsabile Scientifico: S. Squarcia

Crediti ECM per fisici: 8

IMAGING MOLECOLARE PET-SPECT: TECNOLOGIE E METODI

Gazzada (Va), 14-16 Novembre 2005

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabile Scientifico: A. Torresin

Crediti ECM per fisici: 14

Crediti ECM per medici nucleari: 14

LA SIMULAZIONE VIRTUALE IN RADIOTERAPIA

Padova, 13 Dicembre 2005

Responsabile Scientifico: R. Fabbris

Crediti ECM per fisici: 6

TC MULTISTRATO: FISICA, DOSIMETRIA E TECNOLOGIA

Como, 5-7 Aprile 2006

Sc. Su. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabile Scientifico: M. Bucciolini

Crediti ECM per fisici: 17

TECNICHE RADIOTERAPICHE A INTENSITÀ MODULATA: ASPETTI GENERALI, COMMISSIONING E UTILIZZO DI FORWARD PLANNING

Trento, 29-30 Maggio 2006

Respon. Scientifici: L. Menegotti, A. Valentini

Crediti ECM per fisici: 10

Crediti ECM per medici radioterapisti: 11

II FORUM MEDITERRANEO DI FISICA MEDICA – LO STATO DELL'ARTE DELLA FISICA APPLICATA ALLA RADIOTERAPIA

Pantelleria (Tp), 19 Settembre 2006

Responsabili Scientifici: S. Piraneo, G. Pedrolini

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici nucleari e radioterapisti: 7

II FORUM MEDITERRANEO DI FISICA MEDICA – LO STATO DELL'ARTE DELLA FISICA APPLICATA ALLA RADIOTERAPIA

Pantelleria (Tp), 20 Settembre 2006

Resp. Scientifici: S. Piraneo, R. Padovani

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici nucleari e radioterapisti: 7

pisti: 5

II FORUM MEDITERRANEO DI FISICA MEDICA – LO STATO DELL'ARTE DELLA FISICA APPLICATA ALLA RADIOTERAPIA

Pantelleria (Tp), 21 Settembre 2006

Responsabili Scientifici: S. Piraneo, G. Gobbi

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici nucleari e radioterapisti: 5

II FORUM MEDITERRANEO DI FISICA MEDICA – LO STATO DELL'ARTE DELLA FISICA APPLICATA ALLA RADIOTERAPIA

Pantelleria (Tp), 22 Settembre 2006

Responsabili Scientifici: S. Piraneo, G. Borasi

Crediti ECM per fisici: 7

Crediti ECM per medici nucleari e radioterapisti: 6

CORSO DI FORMAZIONE PER ESPERTI RESPONSABILI DELLA SICUREZZA IN RISONANZA MAGNETICA

Roma, 5-7 Ottobre 2006

Responsabile Scientifico: M. Stasi

Crediti ECM per fisici: 28

LA GESTIONE DELLE RADIAZIONI OTTICHE COERENTI E NON COERENTI IN AMBITO SANITARIO: APPLICAZIONE DELLE LINEE GUIDA DELLA REGIONE LOMBARDIA

Milano, 18 Ottobre 2006

Responsabili Scientifici: A. Del Vecchio, A. Crespi

Crediti ECM per fisici: 4

LA GESTIONE DELLE RADIAZIONI OTTICHE COERENTI E NON COERENTI IN AMBITO SANITARIO: APPLICAZIONE DELLE LINEE GUIDA DELLA REGIONE LOMBARDIA

Milano, 15 Novembre 2006

Responsabili Scientifici: A. Del Vecchio, A. Crespi

Crediti ECM per fisici: 5

INTRODUZIONE ALLA STATISTICA MEDICA

Como, 16-17 Novembre 2006

Sc. Sup. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili Scientifici: A. Torresin, M. Brambilla, E. De Ponti

Crediti ECM per fisici: 15

Crediti ECM per medici nucleari, radiologi e radioterapisti: 15

IL METODO MONTECARLO NELLA FISICA MEDICA: CODICI DI CALCOLO E LORO APPLICAZIONI

Roma, 28-29 Novembre 2006

Responsabile Scientifico: D. Aragno

Crediti ECM per fisici: 19

AGGIORNAMENTI IN RADIOTERAPIA

Torino, 13 Dicembre 2006

Responsabile Scientifico: V. Rossetti

Crediti ECM per fisici: 11

STANDARD DI COMUNICAZIONE IN MEDICINA

Padova, 13 Dicembre 2006

Responsabile Scientifico: L. Mantovani

Crediti ECM per fisici: 6

CORSO DI FORMAZIONE PER ESPERTI RESPONSABILI DELLA SICUREZZA IN RISONANZA MAGNETICA

Roma, 22-24 Marzo 2007

Responsabile Scientifico: M. Stasi

Crediti ECM per fisici: 24

RADIOTERAPIA AD INTENSITÀ MODULATA: ASPETTI CLINICI, TECNICI, PLANNING E DOSIMETRIA

Trento, 17-18 Maggio 2007

Responsabili Scientifici: L. Menegotti, A. Valentini

Crediti ECM per fisici: 12

In fase di accreditamento ECM per medici radioterapisti.

METODI PER L'OTTIMIZZAZIONE E LA DOSIMETRIA NELLE TECNICHE DIAGNOSTICHE SPECIALI: RADIOLOGIA PEDIATRICA E INTERVENTISTICA, TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA, SCREENING RADIOLOGICO

Gazzada (Va), 23-25 Maggio 2007

Sc. Su. di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Responsabili Scientifici: A. Torresin, R. Pado-

RIGENERARE TESSUTI CON ENERGIE FISICHE NON IONIZZANTI

Quadri didattici

Franco Bistolfi

Le radiazioni non ionizzanti (NIR) sono ormai da alcuni decenni diffusamente impiegate sia in diagnostica (ecografia, RMN) che in terapia oncologica (ipertermia, con RF e MO) e non oncologica (terapia fisica riabilitativa, prevalentemente in campo ortopedico). Meno diffuso, invece, nonostante la sua dimostrata utilità, è l'impiego dei campi magnetici pulsati a frequenze ELF e degli ultrasuoni pulsati di bassa intensità SATA a scopo rigenerativo tissutale sia nel caso di lesioni ossee (fratture a consolidamento ritardato, pseudoartrosi) che in presenza di lesioni delle parti molli (ulcere cutanee croniche su base vascolare, lesioni traumatiche di nervi periferici).

A parte il significato clinico e l'importanza terapeutica dei suddetti effetti rigenerativi tissutali, è di particolare interesse scientifico il fatto che *risposte rigenerative fra loro molto simili si possano ottenere sia con energie elettromagnetiche che con energie vibrazionali meccaniche*.

Chi scrive ha dedicato a questo argomento ampie ricerche in questi ultimi anni (1,2,3,4) con lo scopo di trovare una plausibile spiegazione fisica e biologica alla somiglianza dei bioeffetti rigenerativi ottenuti con

energie fisiche diverse. Un recente lavoro (*Fisica in Medicina*, 4/2006, 314-324) rappresenta in un certo senso la conclusione di quel gruppo di ricerche, dove peraltro si propone una valutazione comparativa dei segnali magnetoelettrici indotti nei tessuti e dei segnali pressori meccanici applicati sui tessuti, esprimendoli rispettivamente in V/m e in Pa. Condizione necessaria per rendere possibile un confronto quantitativo fra i due tipi di energie coinvolte in terapia rigenerativa, sulla base dei *processi trasduzionali a doppia via (elettromagnetico-meccanico e meccanico-elettrico)* ampiamente dimostrati anche a livello della materia vivente.

Si è così potuto dimostrare che l'*inter-scambiabilità trasduzionale* fra i due tipi di segnale (s. magnetoelettrico e s. vibrazionale meccanico) non si verifica in maniera efficace lungo tutto l'arco dei possibili valori in V/m e in Pa, essendo funzione dell'intensità dei segnali medesimi.

Il presente lavoro ripropone i contenuti di quell'articolo sotto forma di *quadri didattici* mettendoli a disposizione di chi ritenga di poterli utilizzare per lezioni o conferenze.

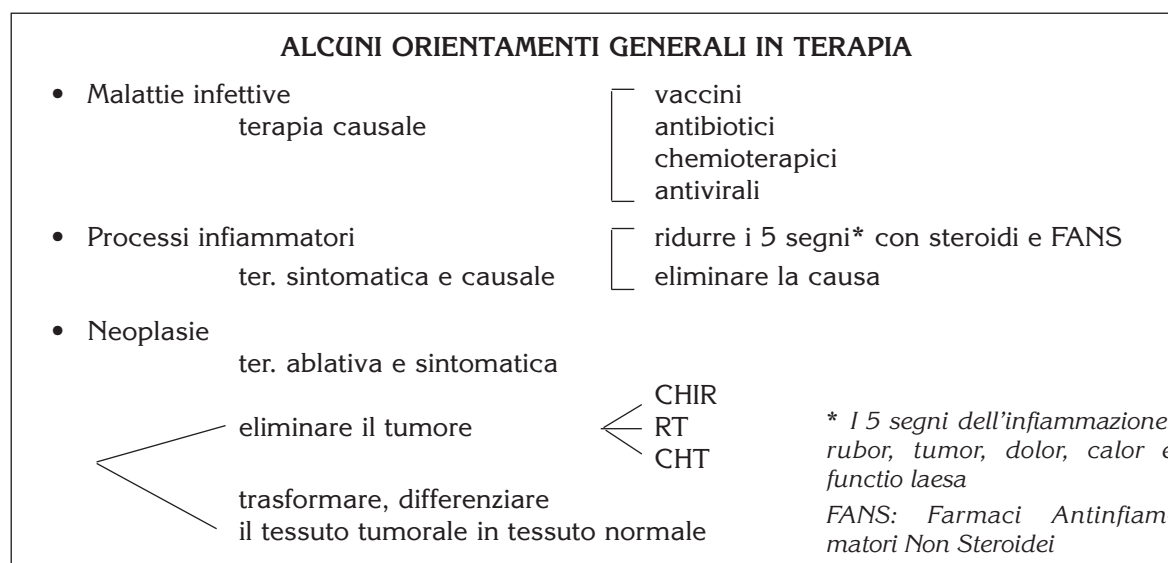


Figura 1

SCOPI DELLA MEDICINA RIGENERATIVA

- ricostruire l'integrità di un tessuto leso

ACCELERANDO

processi morfogenetici spontanei

o

STIMOLANDOLI

in caso di insufficiente riparazione
sempre interagendo con la

VIS MEDICATRIX NATURAE

Figura 2

I MEZZI DELLA MEDICINA RIGENERATIVA

- Chirurgia
 - sutura
 - riduzione di fratture
 - lembi miocutanei
 - trapianto d'organi
- Bioingegneria + Biomeccanica → matrici
 - cutanee
 - vascolari
 - cartilaginee
- Chimica*
 - ergoni
 - collagene
 - ATRA
 - scavengers di radicali liberi
- Cellule staminali
- ENERGIE FISICHE

Figura 3 - * Ergoni: vitamine e ormoni. ATRA: All Trans Retinoic Acid.
Scavengers di RL: catalasi, superossidodismutasi, vitamina E

ENERGIE FISICHE IN MEDICINA RIGENERATIVA

- Elettromagnetiche
 - CEMP-ELF
 - RF pulsate a frequenza ELF
 - Soft-laser in CW e in PW-ELF
 - MO su punti di agopuntura
 - Meccaniche
 - US pulsati a frequenze ELF e bassa intensità
 - IS (cosiddetta vibroterapia)
 - Tecniche di laboratorio < 1Hz
 - pressione
 - trazione
 - shear stress
- } su colture cellulari

Figura 4 - CEMP-ELF: campi e.m. pulsati a frequenze ELF.
RF: radiofrequenze, MO: microonde. CW: continuous wave. PW: pulsed wave. US: ultrasuoni.
IS: infrasuoni. Shear stress: stress meccanico da scorrimento

RIPARAZIONE DI LESIONI OSSEE CON CEMP-ELF

Letteratura 1966-2000

Risultati positivi in 15 su 20 trials:

- fratture recenti
- ritardato o mancato consolidamento
- pseudoartrosi
- osteoporosi
- allungamento chirurgico arti inferiori

Figura 5

RIPARAZIONE DI LESIONI OSSEE CON CEMP-ELF

il segnale di Bassett:

2 mT

5 ms ON

65 ms OFF

ripetizione impulso 15 Hz

campo E indotto 30 mV/cm (3 V/m)

Però anche altri "field patterns" si sono rivelati utili

Figura 6

RIPARAZIONE DI LESIONI OSSEE CON US PULSATI DI BASSA INTENSITÀ

frequenza portante 1.5 MHz

200 μ s/impulso ON

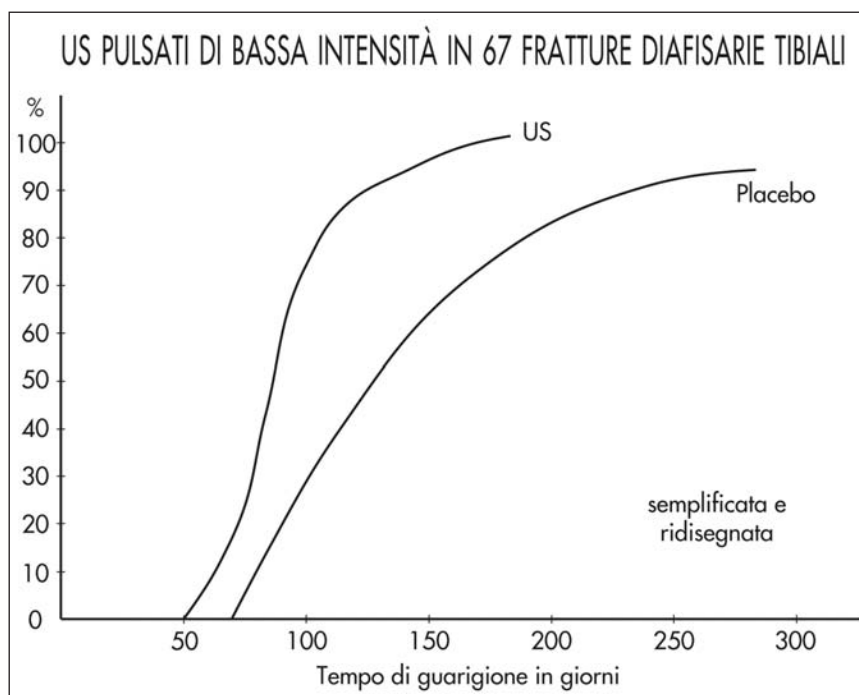
800 μ s/pausa OFF

frequenza ripetizione impulso 1000 Hz

intensità SATA 30 mW/cm²

durata trattamento 20' /giorno/alcune settimane

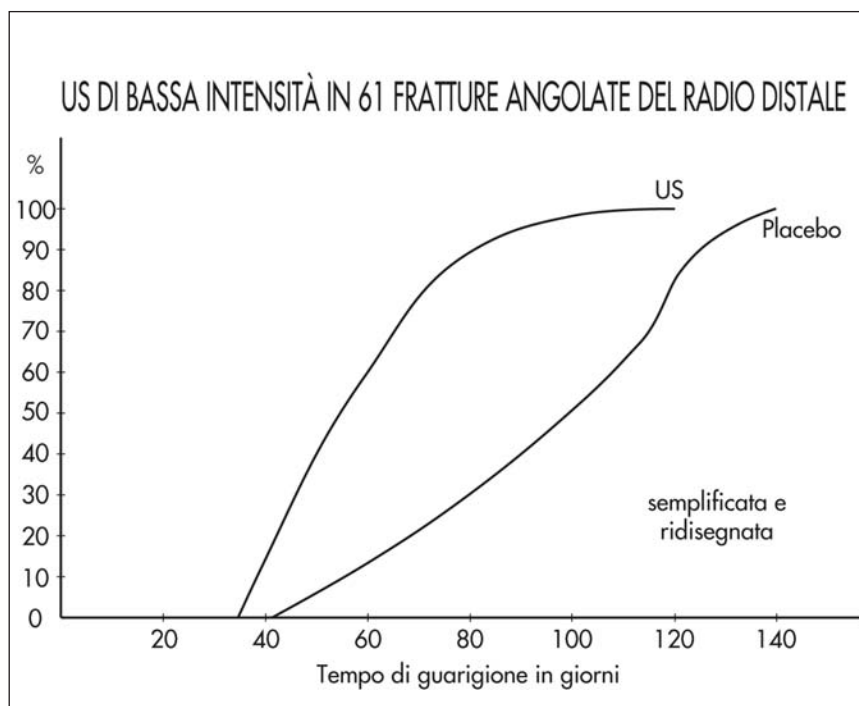
Figura 7



Le curve dimostrano la percentuale di fratture diafisarie tibiali guarite clinicamente e radiologicamente in funzione del tempo in giorni.

A 90 giorni dalla frattura risultavano guarite il 56% delle 33 fratture trattate con US contro il 18% di quelle trattate con placebo. Il **tempo medio di guarigione** delle fratture-US fu di $96 \pm 4,9$ giorni contro i $154 \pm 13,7$ giorni delle fratture-placebo.

Figura 8 - Studio clinico di Heckman J.D. e coll. (J. Bone Joint Surg. Amer. 76: 26-34, 1994). Ridisegnata e semplificata da F. Bistolfi in "Suoni e Vibrazioni sull'Uomo. Rischio Beneficio" (Omicron Editrice, Genova 2004, pag. 97)



Le curve dimostrano la percentuale di fratture dell'estremo distale del radio (osso trabecolare) guarite in funzione del tempo.

A 70 giorni dalla frattura risultavano guarite il 70% delle 30 fratture trattate con US contro il 19% delle 31 fratture trattate con placebo. Il **tempo medio di guarigione** delle fratture-US fu di $61 \pm 3,0$ giorni contro $98 \pm 5,0$ giorni delle fratture-placebo.

Figura 9 - Studio clinico di Kristiansen T.K. e coll. (J. Bone Joint Surg. Amer. 79: 961-973, 1997). Ridisegnata e semplificata da F. Bistolfi in "Suoni e Vibrazioni sull'Uomo. Rischio Beneficio" (Omicron Editrice, Genova 2004, pag. 97)

US PULSATI DI BASSA INTENSITÀ E FRATTURE NON CONSOLIDATE <i>DAL Registry Data on Nonunions del VI/2000</i>		
ossa lunghe scafoide metatarsi	guariti	tempo medio
1188 (età media 655 g.)	961 (>80%)	160 giorni

Figura 10

RIPARAZIONE DI LESIONI DEI TESSUTI MOLLI CON CEMP - ELF <i>Letteratura 1966-2000</i> Risultati positivi in 25 su 29 trials - ferite cutanee sperimentali - ulcere cutanee varicose - ulcere cutanee da lesioni spinali - lembi cutanei ischemici <u>prevalgono bassi valori di campo</u> 2 - 20 mT 1- 5 ms/impulso frequenza ripetizione impulsi 50-75 Hz durata trattamento da 30' ad alcune ore al giorno per alcune settimane
--

Figura 11

RIPARAZIONE DI NERVI PERIFERICI CON CEMP - ELF

Neurotomie sperimentali

0.9 - 1.8 mT
5 ms/impulso ON
62 ms/pausa OFF
frequenza ripetizione impulsi 15 Hz
x 6 ore al giorno x 4 settimane

n. fibre/mm ²	CEMP	9000 ± 5000*
		4000 ± 6000**
	controlli	2000 ± 3000 *
		700 ± 200**

* anastomosi dei monconi

** interposizione di trapianto

Figura 12

RIPARAZIONE DI LESIONI DEI TESSUTI MOLLI CON US PULSATI A BASSA INTENSITÀ SATA

Ulcere varicose

US frequenza portante 3 MHz
2 ms/impulso ON
8 ms/pausa OFF
frequenza ripetizione impulsi 100 Hz
intensità 0.25-1.00 W/cm² SATA
10' al giorno x 3 volte/settim. x 4 settim.

Neurotomie sperimentali

US frequenza portante 1.5 MHz
20 µs/impulso x 1000 Hz
16 mW/cm² SATA
20' al giorno x 12 giorni
aumenta il numero di fibre spesse
aumenta l'attività delle cellule di Schwann

Figura 13



Figura 14 - Rassomiglianza degli effetti rigenerativi ottenuti in ulcere cutanee croniche di origine venosa a mezzo di *ultrasuoni* (A B) e di *campi magnetici ELF* (A₁, B₁). A destra: effetto terapeutico di un trattamento con campi magnetici (4-6 mT, 12 Hz, sedute di 15', tre frazioni alla settimana) in un caso di ulcera varicosa cronica di lunga durata in donna di 72 anni. A sinistra: effetto terapeutico di un trattamento con ultrasuoni (0.8 MHz, 0.2 - 0.5 W/cm², CW, sedute di 5-10', 2-3 sedute a settimana) in un caso di ulcera varicosa di lunga durata in donna di 53 anni. AA₁ prima del trattamento, BB₁ a guarigione avvenuta. Da F. Bistolfi "Suoni e Vibrazioni sull'Uomo. Rischio Beneficio". Omicron Editrice, Genova 2004, pag. 88-89

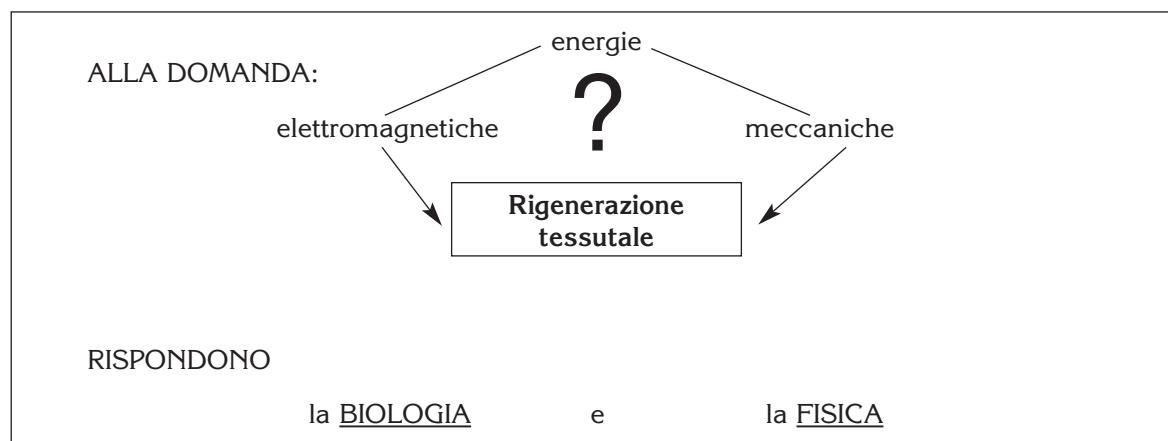


Figura 15

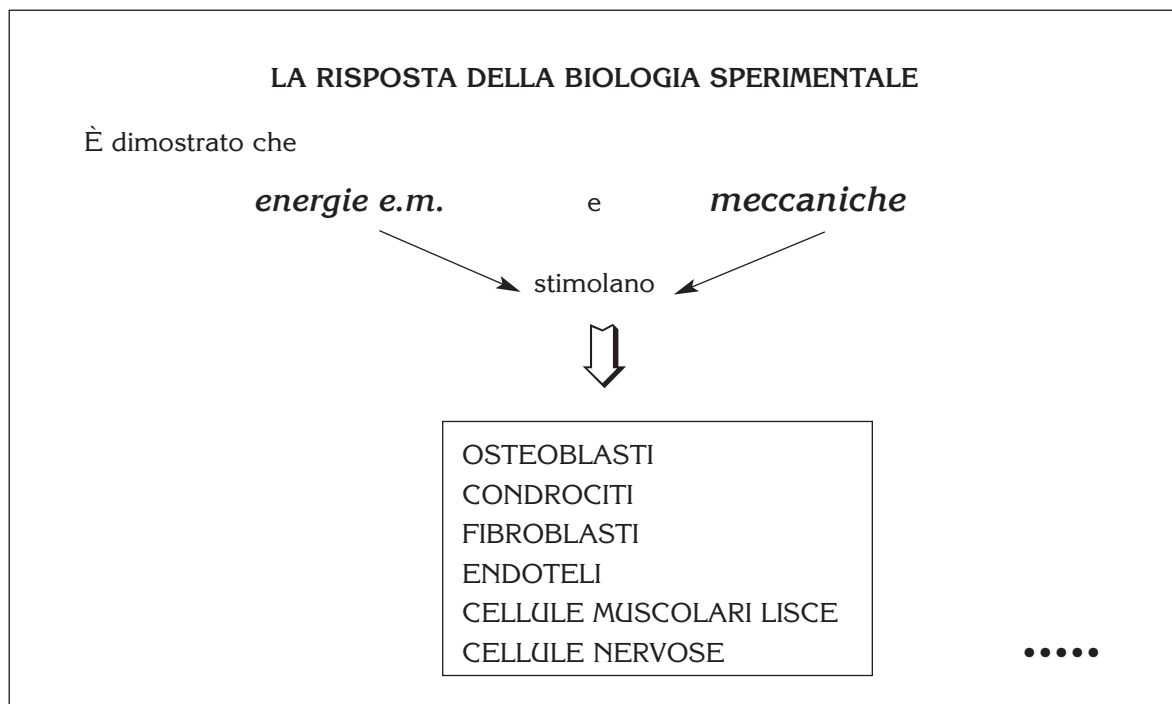


Figura 16

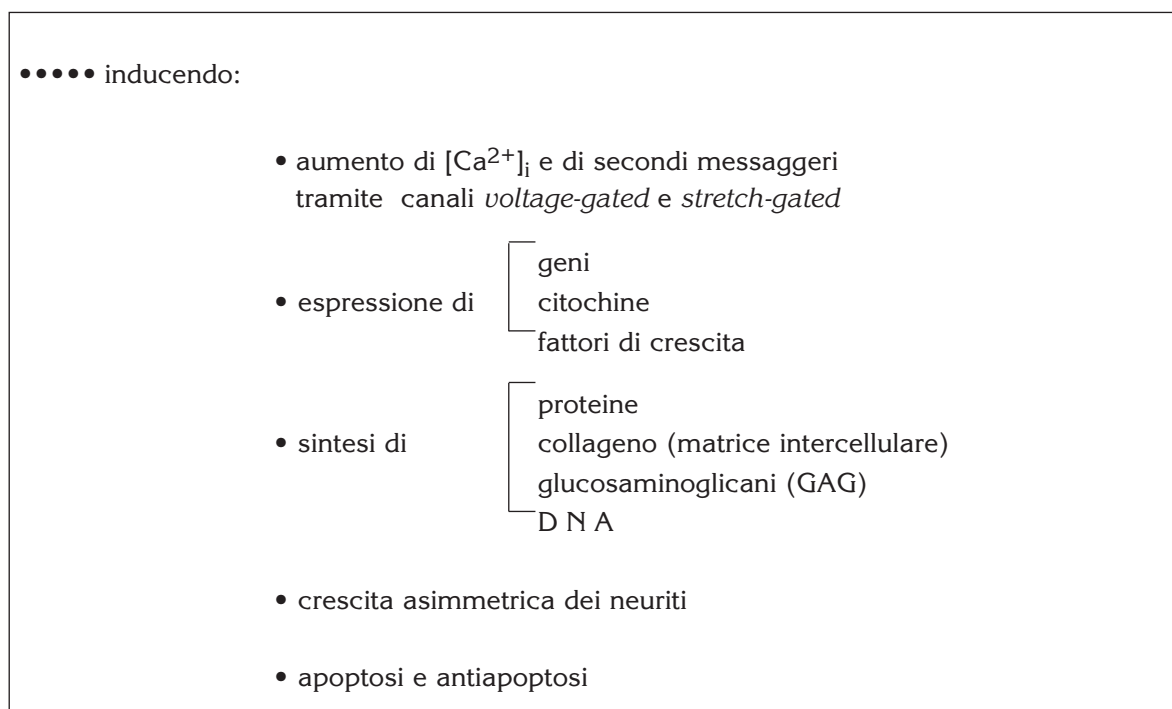


Figura 17

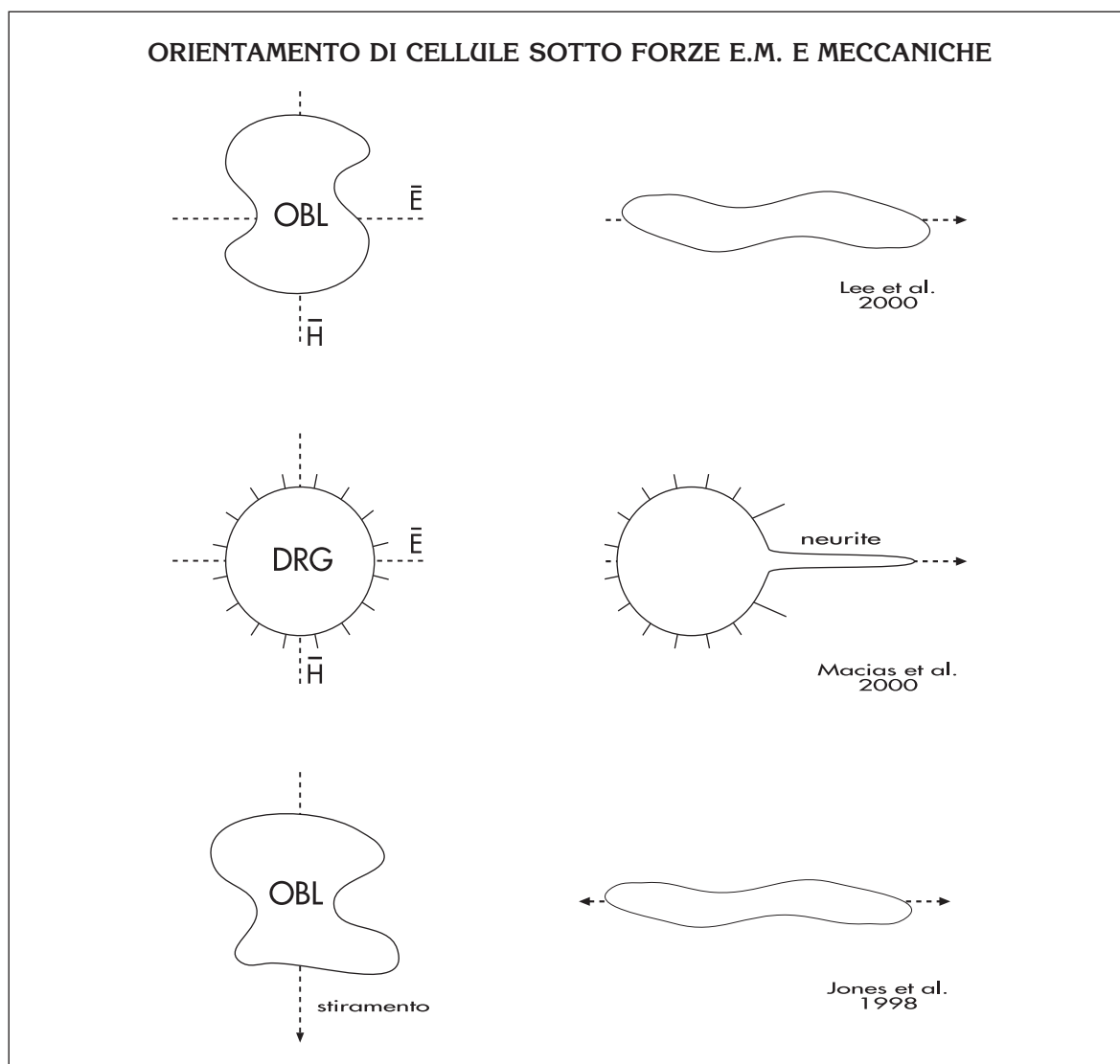


Figura 18 - OBL = osteoblasti; DRG = Dorsal Root Ganglia

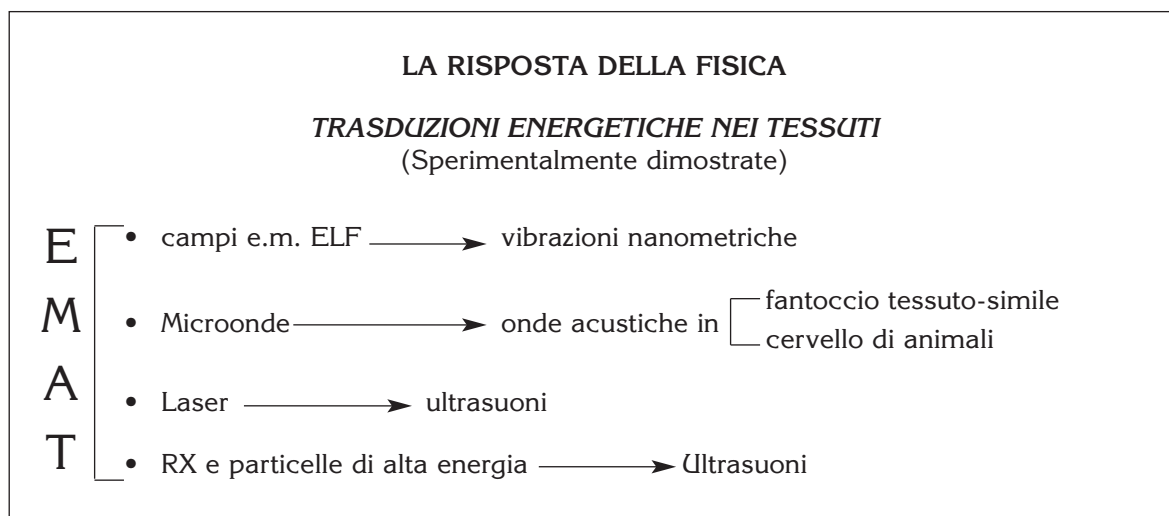


Figura 19 - E M A T: Electro Magnetic Acoustic Transduction

LA RISPOSTA DELLA FISICA

TRASDUZIONI ENERGETICHE NEI TESSUTI (Sperimentalmente dimostrate)

- | | | |
|------------------|---|--|
| A
E
M
T | [| • effetto piezoelettrico e piezoelettrico invertito |
| | | • forze meccaniche —————> apertura canali del Ca ²⁺ |
| | | • Ultrasuoni —————> segnali e.m. di alta frequenza |
| | | • interazioni acusto-elettroniche nei superreticoli semiconduttori |

Figura 20 - A E M T: Acousto Electro Magnetic Transduction

LA TRASDUZIONE ENERGETICA A DOPPIA VIA TROVA BUONI ALLEATI

- nelle **PROTEINE**

[	TRASDUTTORI NATURALI E.M. —————> MECCANICI
	TRASDUTTORI NATURALI MECCANICO —> ELETTRICI

- nei **CANALI IONICI**

[	VOLTAGGIO-DIPENDENTI
	MECCANO-DIPENDENTI
	VOLTAGGIO- e MECCANO- DIPENDENTI

- In realtà, anche i canali ionici sono proteine

Figura 21

DOVREMMO ALLORA CONCLUDERE

che

per la rigenerazione di tessuti lesi

ENERGIE E.M. e MECCANICHE

possano

ESSERE SEMPRE INTERSCAMBIABILI ?

Figura 22



Figura 23

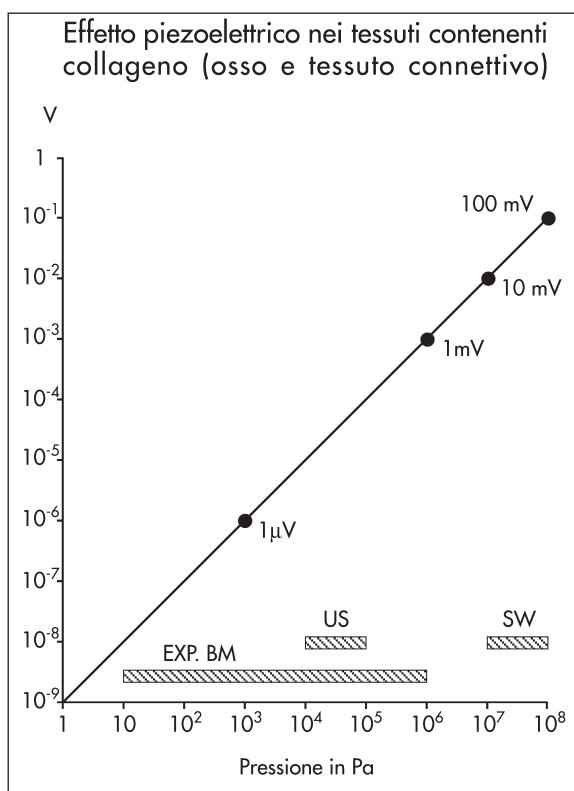


Figura 24

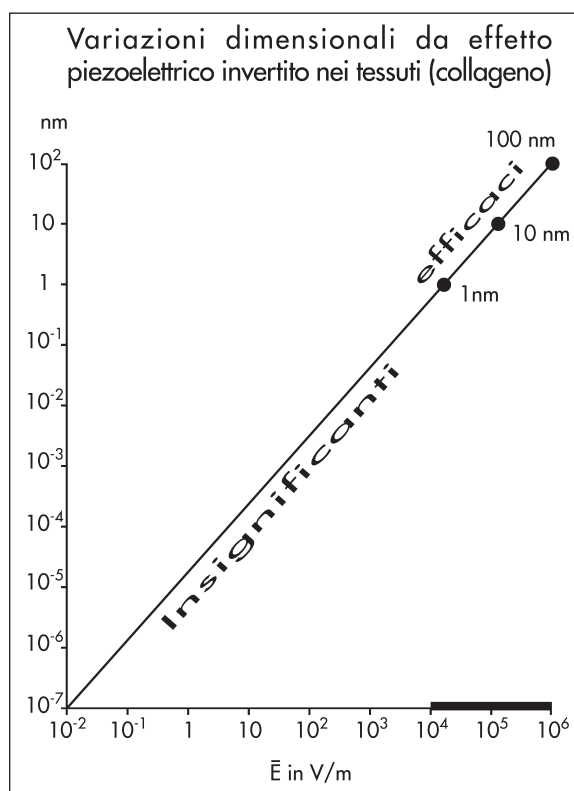


Figura 25

Nelle due figure (da Fisica in Medicina 4/2006, pag. 319) è indicata la grandezza efficace dei segnali di trasduzione energetica. Così, l'effetto piezoelettrico porta a valori elettrici efficaci ($1 \mu\text{V} \rightarrow 100 \text{ mV}$) solo per compressioni meccaniche comprese fra 10^3 e 10^8 Pa. L'effetto piezoelettrico invertito porta a variazioni dimensionali efficaci ($1 \text{ nm} \rightarrow 100 \text{ nm}$) solo per campi elettrici compresi fra 10^4 e 10^6 V/m. EXP.BM = Experimental Biomechanics; US = Ultrasound; SW = Shock Waves. Per ulteriori chiarimenti v. il lavoro originale (rif. 5).

QUALI COMPITI PUÒ AVERE IL FISICO IN MEDICINA RIGENERATIVA?

Figura 26

Il FISICO:

- analizza il segnale e.m. e meccanico e fa i controlli di qualità delle apparecchiature
- studia l'interazione fra US e correnti elettriche in fantocci tessuto-equivalenti
- fa misure di effetto piezoelettrico
 - └ in US-terapia
 - └ in vibroterapia con IS
- confronta i **segnali meccano-elettrici** prodotti da forze meccaniche con i **segnali magneto-elettrici** prodotti con CEMP-ELF

Figura 27

Il FISICO insieme col MEDICO SPECIALISTA:

- scelgono le apparecchiature terapeutiche
 - └ elettromagnetiche
 - └ e vibrazionali
 - └ di alta frequenza (US)
 - └ di bassa frequenza (IS)
- analizzano criticamente i segnali e.m. e meccanici pubblicati in letteratura
- perfezionano le tecniche di accoppiamento fra energia e tessuti nella cura di
 - lesioni
 - └ cutanee
 - └ ossee
 - └ nervose periferiche
 - └ postradioterapiche

Figura 28

BIBLIOGRAFIA

1. F. Bistolfi, B. Brunelli - On Electromagnetic-Acoustic transduction in Biology and Medicine. A speculative review.
Physica Medica 17(2): 37-66, 2001
2. F. Bistolfi - Are Microvilli and Cilia sensors of Electromagnetic Fields ?.
Physica Medica 18(3): 85-94, 2002
3. F. Bistolfi - Sound and Vibration Nonauditory Effects. Intriguing Topics in Medical Physics.
Physica Medica 19(4): 265-285, 2003
4. F. Bistolfi - Evidence of Interlinks between Bioelectromagnetics and Biomechanics. From Biophysics to Medical Physics.
Physica Medica 22(3): 71-95, 2006
5. F. Bistolfi - Fisica medica e terapia fisica rigenerativa.
Fisica in Medicina, 4/2006, 314-324

NB - Per tutte le altre voci bibliografiche relative agli argomenti illustrati nelle figure ma non espressamente citate, v. rif. 5

Ultime novità ICRU



*International Commission on
Radiation Units and Measurements, Inc.*

La **International Commission on Radiation Units and Measurements** ha pubblicato nel dicembre 2006 il **Report 76 Measurement Quality Assurance for Ionizing Radiation Dosimetry**.

Il Report descrive i metodi necessari nelle misure di assicurazione della qualità e nelle calibrazioni di radiazioni ionizzanti. I metodi trattati sono applicabili a tutti i tipi di radiazioni usate in fisica medica, radioprotezione, applicazioni industriali e misure ambientali. I tipi di radiazioni sono fotoni, elettroni, neutroni e particelle cariche. Le grandezze trattate sono la dose assorbita, il kerma in aria, la fluenza e la dose equivalente. Il Report è rivolto a soggetti e organizzazioni responsabili di misure e calibrazioni di radiazioni ionizzanti, ma anche ad organismi di controllo e regolamentazione.

Corsi e ricorsi: dalla Tomografia di Vallebona alla Tomosintesi

Giorgio Cittadini

Questa breve e aformale nota – la cui concezione devo alla cortese insistenza di Fabrizio Levvero, mio prezioso revisore delle tematiche fisiche nella nuova VI edizione del manuale di “Diagnostica per immagini e Radioterapia” – affronta una tecnica di formazione di immagini semplice e brillante, costituente un vero e proprio «ritorno» di una grande *protagonista del passato*, la tomografia di Alessandro Vallebona, più o meno riveduta e corretta tecnologicamente.

La storia della Radiologia – e in senso più estensivo della Diagnostica per immagini – è fatta di «corsi e ricorsi»: i primi verso l'obsolescenza (nessuno è eterno, men che mai le tecniche di studio del vivente!), i secondi – meno comuni – verso la ricerca del tempo perduto. Sono sufficienti, in proposito, alcuni esempi di tecniche e metodiche delle quali è traccia ampia nella memoria dei radiologi meno giovani.

Tecniche obsolete: schermografia; chimografia (tecnica genovese, come la tomografia, che ha impegnato il nome illustre di Pietro Cignolini); xeroradiografia (della quale sopravvivono, però, i principi tecnologici, riciclati in alcune tecniche radiografiche digitali); ingrandimento diretto radiografico; plesioradiografia; stereoradiografia. *Metodiche obsolete*: pneumoencefalografia, ventricolografia, mielografia e saccoradiculografia (in passato del tutto fondamentali in Neuroradiologia); pneumotorace e pneumoperitoneo diagnostico, pneumoginecografia, pneumomediastino; parietografia gastrica e pneumostratipancreatografia; cistografia a doppio contrasto; colangiografia endovenosa (sopravvive, quale metodica di seconda istanza – se non di terza! – la preziosa colecistografia per os del passato). Non c'è più l'angiografia convenzionale

(essendo oggi divenuta «convenzionale» l'angiografia digitale!), chi pratica oggi più la splenoportografia trans-parietale? La termografia a contatto è obsoleta, resiste (ma con riserve!) la teletermografia, oggi anch'essa convertita al digitale.

Tutto ciò si è manifestato lentamente ma ineluttabilmente a partire dai primi anni '70, soprattutto quale conseguenza dell'avvento e della maturazione delle *neotomografie*, delle *tecniche aradiative*, delle *tecniche digitali*.

Accanto al ritorno, qui considerato, della *tomografia* nella formulazione 1930 secondo Vallebona, non si può tacere l'avvento della *tomografia a coerenza ottica*, tecnica del tutto nuova e sotto certi aspetti similecografica utilizzando la luce in vece degli US. Le *Immagini molecolari* – nei riguardi delle quali il lavoro di ricerca è effervescente in alcuni Centri diagnostici d'avanguardia (ma con preparativi più o meno avanzati un po' ovunque!) – meritano più di un cenno, soprattutto per il più ampio respiro di pensiero che è alla loro base, con capacità di incidere sull'intera struttura pragmatica dell'atto diagnostico.

I principi della Tomosintesi

Con il termine «tomosintesi» si fa riferimento alla ricostruzione (quindi alla «sintesi») di immagini dei singoli strati di un oggetto (quindi di «tomogrammi») a partire da un insieme discreto di sue proiezioni ottenute sotto diverse angolazioni. La tomosintesi, dunque, di per sé è un *principio di acquisizione di immagini*. Ma poiché per «guardare dentro l'oggetto» è necessario il ricorso ai raggi X, la tomosintesi è nel contempo una *tecnica röntgendiagnostica complementare*.

Il lettore è qui invitato, fino a piena comprensione dei limiti di similarità e dissimilarità, a concepire la *tomosintesi* come una

fedele versione contemporanea «elettronica» della *tomografia convenzionale* «geometrica», i cui principi verranno qui riassunti nei loro elementi essenziali.

Le immagini radiografiche sono «immagini di sommazione» che riproducono su un unico piano una traccia più o meno evidente di tutte le strutture che il fascio di raggi X incontra nei piani compresi tra quello d'ingresso e quello d'uscita nella regione corporea in studio. Intrinseci al procedimento sono quindi i fenomeni di sommazione e di sottrazione di ombre, potenziali responsabili della *produzione di falsi reperti positivi* e del *mascheramento di veri reperti positivi*. Classico, in proposito, è l'esempio dell'infiltrato precoce tisiogeno di Assmann-Redeker non visibile nel radiogramma toracico perché mascherato dalla clavicola.

La tecnica röntgendiagnostica complementare che mira a formare «immagini analitiche», rappresentative cioè delle sole strutture presenti in strati preselezionati della regione in studio, fu definita nel 1930 dal suo ideatore e realizzatore, ALESSANDRO VALLEBONA, *stratigrafia* e infine denominata *tomografia* dalla Commissione internazionale specificamente preposta.

Nella **tomografia convenzionale** il tubo a raggi X e il detettore (la tradizionale cassetta contenente il sistema schermo/pellicola) sono assoggettati a un movimento traslatorio lineare o pluridirezionale, continuo, simultaneo ma contrapposto, «vincolato», facente fulcro su un asse posizionato preliminarmente alla profondità dello strato corporeo del quale si intende ottenere l'immagine tomografica. La profondità è variata spostando, nelle successive acquisizioni di immagini, l'asse del movimento vincolato del sistema tubo/detettore.

Questo movimento fa sì che la proiezione sul detettore delle singole strutture presenti nei piani attraversati dal fascio di raggi X si sposti in modo tale che solo le strutture dello strato prescelto, lo *strato*

fisso, saranno proiettate sempre nella stesso punto e quindi rappresentate in maniera netta, mentre le strutture situate al di sopra o al di sotto dello strato fisso saranno costantemente proiettate in punti differenti e di conseguenza verranno più o meno sfumate sovrapponendosi all'immagine dello strato fisso in forma di «ombre parassite», secondo la dizione di Vallebona, o «rumore di fondo», secondo la moderna dizione elettronica. Lo spessore dello strato fisso varia da 1 a 3 mm.

Punti critici della tomografia convenzionale sono:

1. la limitata risoluzione di contrasto consentita dalla natura intrinsecamente «sfumata» dell'immagine;
2. la presenza di ombre parassite;
3. la dose di radiazione elevata somministrata al paziente nel complesso delle molteplici acquisizioni sequenziali degli strati ritenuti utili.

La **tomosintesi**, tecnica concepita più di 30 anni fa ma solo del tutto recentemente oggetto di specifica attenzione, mira a superare a questi punti critici.

Primo passo (del tutto determinante!) per la sua implementazione è la sostituzione del detettore radiografico tradizionale (il sistema schermo/pellicola) con un detettore digitale (i detettori a pannello piatto ormai largamente diffusi in radiologia, veloci nell'acquisizione dei dati, ne costituiscono la piattaforma ideale). Diviene così possibile procedere, durante un singolo movimento combinato del sistema tubo/detettore, all'acquisizione dei dati di trasmissione dei raggi X relativi a un numero «discreto» di proiezioni dell'intera regione in studio. Il fulcro di questo movimento è fisso e disposto al di sopra della regione corporea in studio.

In fig. 1 è illustrato schematicamente il procedimento di acquisizione delle proiezioni come realizzato nello studio della mammella, che costituisce al momento attuale il punto di massimo successo della tomosintesi.

mine del procedimento, quindi, i valori relativi a strutture sopra- o sottostanti, che possono nascondere nel singolo strato un reperto anormale o generarne uno falsamente tale, hanno un peso molto minore. Come per altre tecniche 3D, le immagini possono essere combinate per creare una vista tridimensionale che porti le strutture in rilievo e può essere ruotata nello spazio per una più attenta osservazione.

Applicazioni cliniche

V'è giustificato ottimismo su sviluppi significativi della tomosintesi nello studio della *mammella* e del *polmone*, per i quali le apparecchiature «dedicate» sono già prossime alla approvazione, negli USA, da parte degli Enti preposti. Segnalazioni di un certo interesse sono presenti relativamente all'uso in *angiografia*, *ortopedia* e *radiologia odontoiatrica*.

Nello studio della *mammella* assumono rilievo alcune osservazioni. Il contrasto dei reperti nodulari e delle distorsioni parenchimali rispetto al fondo è aumentato data la maggiore sfumatura delle strutture appartenenti ai piani sopra- e sottostanti, e quindi il minore «rumore» sussistente (fig. 3). Per lo stesso motivo, ombre parassite sono presenti con minore frequenza. La dose di radiazione erogata all'intera struttura mammaria è inferiore a quella di una mammografia convenzionale con 2 proiezioni. La compressione della mammella di

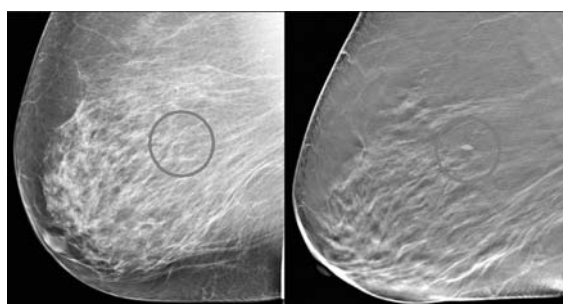


Fig. 3. La presenza di «rumore» apportato dalla sommazione di «ombre» di strutture ubicate nei diversi piani della mammella maschera nell'immagine mammografica convenzionale (a sinistra) la piccola formazione nodulare presente nell'area racchiusa dal cerchio a scopo di riferimento, bene evidenziata nell'immagine tomografica (1 mm di spessore!) ottenuta mediante tomosintesi (a destra). Per cortesia di Hologic Inc.

entità e durata minore di quanto necessario nella mammografia convenzionale costituisce elemento di particolare gradimento da parte delle pazienti sottoposte a indagine.

Secondo i dati emersi nelle prime sperimentazioni, la tomosintesi consente l'individuazione di una percentuale maggiore di carcinomi mammari rispetto alla mammografia convenzionale, riducendo i FN di una percentuale stimabile intorno al 15% (fig. 4). La localizzazione dei reperti nel contesto dell'organo è più immediata e precisa, agevolando l'esecuzione delle biopsie mirate. Il numero di FP è ridotto di una percentuale stimabile intorno all'80%: conseguentemente divengono significativamente minori i richiami inutili di pazienti per supplementi di indagini (fig. 5).

La tomosintesi della mammella si prospetta dunque, in un futuro molto prossimo, esame vantaggioso sia in fase diagnostica, sia nei programmi di screening, destinato verosimilmente a sostituire (o ad affiancare nella stessa apparecchiatura!) la mammografia convenzionale. Secondo una felice espressione di E. Rafferty, che ha partecipato al progetto di validazione clinica della tomosintesi mammaria in via di completamento al Massachusetts General Hospital, «la tomosintesi capitalizza i punti forti e le accertate capacità della mammografia; in effetti, è una mammografia migliore della mammografia». Il medico che analizza le immagini potrà, con efficace similitudine, «sfogliare» come le pagine di un libro l'interno della mammella senza la sovrapposizione di altri tessuti. L'uso di MdC, a tutt'oggi in fase del tutto iniziale, potrà forse aggiungere informazioni sulla dinamica del rifornimento ematico delle lesioni individuate più ricche rispetto a quanto ottenibile con la mammografia convenzionale.

Secondo promettente campo di applicazione della tomosintesi è costituito dal *polmone* con particolare riferimento alla individuazione dei piccoli noduli (fig. 6).

Le modalità di acquisizione delle immagini sono simili a quelle della tomosintesi mammaria. In linea di massima, però, è necessario acquisire un numero maggiore

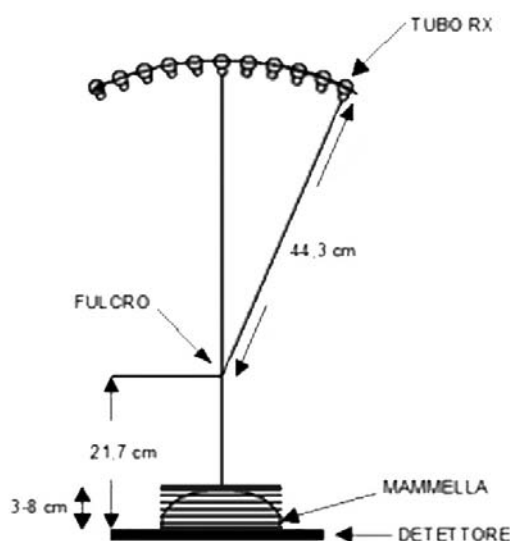


Fig. 1. Il movimento tubo/detettore secondo il procedimento adottato da Hologic Inc. (Bedford, MA, USA), per la tomosintesi della mammella. La mammella è posizionata esattamente come avviene per la mammografia convenzionale, ma la compressione applicata è minore avendo il solo scopo di mantenerne l'immobilità durante l'acquisizione. Il tubo si muove lungo un arco di 50° con fulcro attorno a un'asse situato a 21,7 cm dal piano del rivelatore. Durante il movimento sono acquisite, in un tempo di circa 7 secondi, 11 proiezioni dell'intero organo da angolazioni diverse regolarmente equispaziate. I dati di trasmissione sono inviati al computer ove ha luogo la ricostruzione strato per strato delle immagini tomografiche.

Poiché durante il movimento la regione corporea in studio è attraversata sotto differenti angoli dal fascio di raggi X appresenti a ventaglio, gli elementi del rivelatore ricevono in successione temporale informazioni correlate su ciascun elemento di volume dell'oggetto. *L'insieme delle proiezioni digitali contiene quindi una completa informazione strutturale su tutti gli strati dell'oggetto.*

Secondo passo è l'ordinamento e la corretta sommazione dei valori di proiezione (fig. 2) mediante opportuni algoritmi implementati sul calcolatore devoluto, consentendo quale risultato finale di ottenere sezioni paragonabili (ma, come vedremo, ampiamente corrette da criticità!) a quelle della tomografia convenzionale. Lo spessore di strato è di 1 mm; la risoluzione spaziale 0,1 mm.

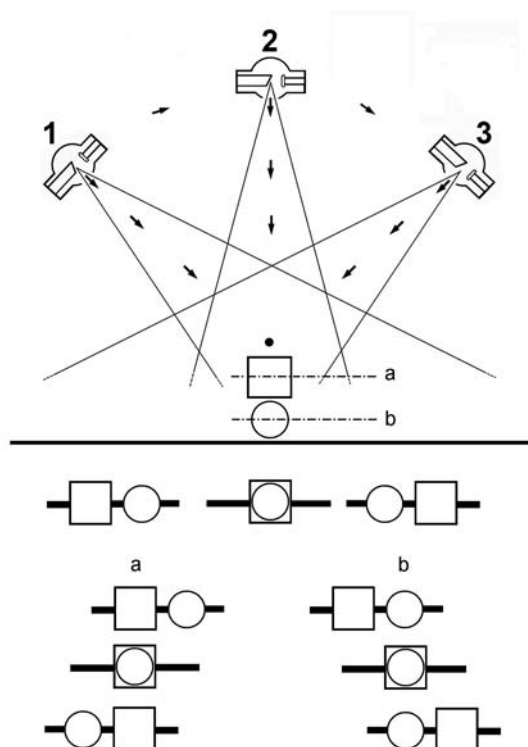


Fig. 2. La figura, che può essere utile raffrontata a quella relativa alla sfumatura tomografica delle strutture situate al di fuori del piano obiettivo in tomografia convenzionale, evidenzia il più semplice approccio «sposta e somma» in grado di consentire nella tomosintesi la ricostruzione degli strati cui appartengono il cubo (a) e la sfera (b) a partire dalle misure relative a tre delle molteplici viste assunte dal sistema tubo/detettori.

La tomosintesi, dunque, non fornisce immagini dirette di proiezione, ma immagini ricostruite dei singoli strati. Gli algoritmi disponibili in proposito sono molteplici e più o meno efficienti: dall'algoritmo di retroproiezione utilizzato in TC opportunamente modificato, ad algoritmi non lineari iterativi, a metodi di ottimizzazione appositamente adattati. Tutti mirano a eliminare nel singolo strato ricostruito il «rumore strutturato» di quelli sopra- e sottostanti.

In linea di principio, se le traiettorie del sistema tubo/detettori sono progettate in modo opportuno le matrici numeriche costituite dai dati di trasmissione possono essere ordinate in modo tale che solo i valori relativi alle strutture presenti in un certo piano dell'organo in studio (quindi in un singolo strato!) si sovrappongano esattamente prima di essere sommati. Al ter-

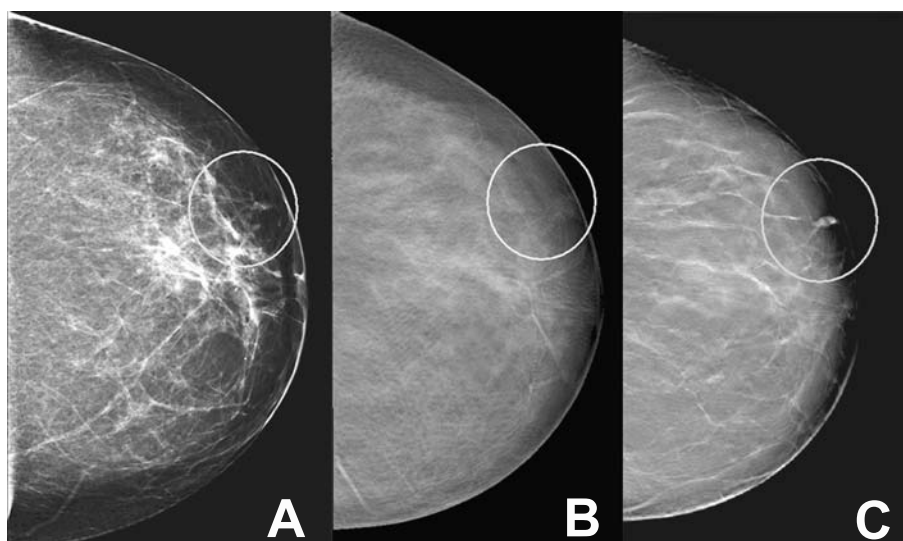


Fig. 4. I falsi negativi mammografici. La storia di questa paziente è esemplare nel male e nel bene. Il mammogramma (A), eseguito in un'indagine di screening, fu giudicato BI-RADS1, cioè normale. Qualche settimana dopo la paziente si presentò spontaneamente avendo notato la palpabilità di un nodulo nella mammella poco al di sopra del capezzolo e verso l'esterno. L'ecografia individuò la presenza del reperto e ne guidò la biopsia (carcinoma duttale *in situ*). La revisione retrospettiva del mammogramma esitò nuovamente nel giudizio di non visibilità di reperti sospetti (in particolare nell'area racchiusa dal cerchio). La revisione retrospettiva della tomosintesi (effettuata a suo tempo quale complemento sperimentale) consentì di evidenziare chiaramente la lesione in forma di nodulo di opacità assai tenue a contorni sfumati e irregolari situato nello spazio radiotrasparente sottocutaneo (B) e di struttura similduttale ispessita contenente una piccola lacuna nel suo contesto (C). Perché la tomosintesi non fu valutata all'atto dell'acquisizione? Perché, trattandosi di indagine eseguita con apparecchiatura non ancora approvata per l'uso clinico, non fu utilizzata per la valutazione diagnostica, ma solo per la successiva valutazione sperimentale! Per cortesia di Hologic Inc.

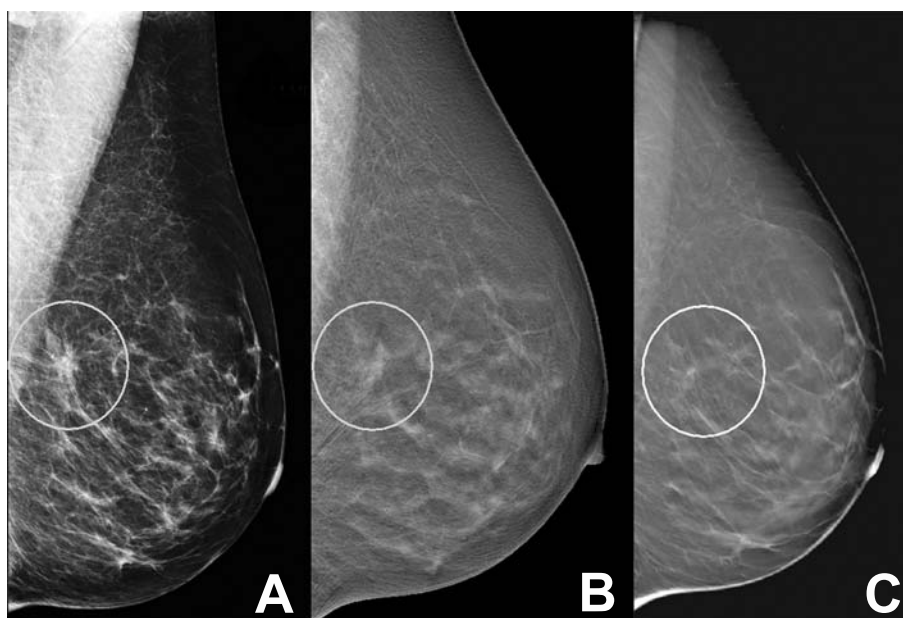


Fig. 5. I falsi positivi mammografici. Il sovvertimento focale dell'architettura mammaria, irregolare e con aspetto stellato, ben visibile nel mammogramma convenzionale nell'area racchiusa dal cerchio (A), fu ritenuto altamente sospetto di malignità. Il reperto era presente anche nella proiezione cranio-caudale e nei mammogrammi complementari estemporaneamente assunti. La presunta lesione fu sottoposta a biopsia, nella quale non furono

individuati reperti neoplastici. Le due immagini ottenute mediante tomosintesi (B e C), effettuata quale immediato complemento, isolando strati adiacenti di spessore di 1 mm, inducono ad attribuirne la causa a una semplice sovrapposizione di parenchima ghiandolare. Alcune piccole calcificazioni prive di significato patologico, situate nel contesto della cute poco al di sopra del capezzolo, sono appena apprezzabili nella riproduzione tipografica delle immagini. Per cortesia di Hologic Inc.

di proiezioni equidistanziate durante la corsa del sistema tubo/detettori, onde poter ricostruire almeno 50 strati di 5 mm di spessore. Il tempo di acquisizione necessario è di circa 10 secondi, compatibile quindi con il mantenimento dell'apnea da parte del paziente.

Le immagini, liberate dalla fastidiosa sovrapposizione delle coste e caratterizzate da una più nitida rappresentazione delle diramazioni vasali, consentono, secondo le prime sperimentazioni cliniche, un sostanziale miglioramento nella visibilità dei noduli polmonari rispetto al radiogramma PA (del quale la tomosintesi sembra destinata a divenire un complemento utile).

La trasformazione di una moderna apparecchiatura radiografica del torace dotata di detettore a pannello piatto in senso pro-tomosintesi comporta modifiche non proibitive economicamente: l'aggiunta di un motore che generi il movimento controllato del tubo e naturalmente del software specializzato. Le apparecchiature destinate alla tomosintesi del torace sono già prossime alla approvazione da parte degli Enti preposti.



Fig. 6. Tomosintesi del polmone. L'immagine, riprodotte uno strato frontale di 5 mm di spessore situato a metà profondità nel parenchima polmonare, mette in chiara evidenza bilateralmente alcune piccole opacità nodulari metastatiche. Si osservi la nitida rappresentazione delle ramificazioni vasali polmonari e l'assenza di sovrapposizioni costali. Osservazione del Duke University Medical Center, Durham, NC, USA.

Le possibili applicazioni della tomosintesi in *angiografia* sono molteplici. Le moderne apparecchiature angiografiche consentono di per sé la rotazione del braccio a C intorno al lettino di supporto del paziente, sì che si rende necessario solamente aggiungere il modulo elettronico supplementare destinato all'elaborazione dei dati e alla conseguente ricostruzione di immagini tridimensionali delle strutture vasali o di immagini simil-TC.

Molti interventi di *chirurgia ortopedica* (in particolare, l'apposizione di chiodi intramidollari) sono preprogrammati sulla base di immagini tridimensionali. L'acquisizione di questo tipo di immagini può essere resa possibile anche nella sala operatoria utilizzando, come avviene per l'angiografia, un braccio a C motorizzato e opportuni algoritmi di ricostruzione tomografica.

In maniera analoga, in *odontoiatria* la tomosintesi può consentire utili ricostruzioni tridimensionali dei mascellari e delle arcate dentarie con erogazione di una dose di radiazione minore di quanto necessario in caso di uso di apparecchiature radiosopiche rotazionali isocentriche simil-TC.

Applicazione interessante della tomosintesi è stata prospettata nella *programmazione dei trattamenti radioterapici*, in particolare nella localizzazione di fili e semi radioattivi impiantati in brachiradioterapia.

Esulano dalla presente nota le possibili *applicazioni industriali* per l'esame di componenti piatti come schede di circuiti stampati o di giunture di saldatura in componenti di grosse dimensioni.

Un sintetico (e conclusivo!) postscriptum: l'interesse nei riguardi della tomosintesi è dimostrato in maniera semplice dall'alto numero di voci bibliografiche presenti sui moderni motori di ricerca. Google alla voce "tomosynthesis" (ahimé, strapotere scientifico della lingua anglosassone!) ne elenca al momento attuale 57200! Ciò può di per sé rendere conto dell'assenza di una bibliografia nella presente nota.

CARATTERIZZAZIONE DELL'IRRAGGIAMENTO DEL PERSONALE MEDICO IN CHIRURGIA VASCOLARE

Piccagli V.¹, Sghedoni R.^{1,2}, Tassoni D.¹, Barani A.¹, Boselli G.³, Borasi G.¹

¹ Servizio di Fisica Sanitaria, Arcispedale S. Maria Nuova, Reggio Emilia

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

³ Unità Operativa di Chirurgia Vascolare, Arcispedale S. Maria Nuova, Reggio Emilia

INTRODUZIONE

In ambito sanitario, per scopi diagnostici e/o terapeutici, un notevole numero di operatori è coinvolto nell'utilizzo di sorgenti di radiazioni ionizzanti, principalmente costituite da macchine radiogene; la stima della dose efficace (E) ricevuta da questi operatori costituisce un elemento nella valutazione della sicurezza in campo radioprotezionistico dei lavoratori stessi. Tale stima è effettuata sulla base dei risultati forniti principalmente dagli strumenti di dosimetria individuale forniti ai lavoratori, supportati dai risultati provenienti dai sopralluoghi radioprotezionistici che verificano l'efficacia dei dispositivi, individuali o ambientali, utilizzati nella routine di lavoro.

Una valutazione accurata della dose efficace (E) ricevuta dagli operatori si rende necessaria in modo particolare per coloro che sono esposti a campi di radiazione intensi o per tempi lunghi ed a campi non omogenei; in questo caso è necessario valutare i risultati dosimetrici facendo un preciso riferimento alle modalità di lavoro normalmente attuate, anche al fine di ottimizzare l'esposi-

zione del lavoratore alla sorgente di radiazione. Infatti, se da una parte la maggior parte di operatori riceve dosi efficaci (E) modeste, significativamente inferiori ai limiti che la legge fissa per le persone del pubblico, un numero esiguo di lavoratori riceve, al contrario, dosi superiori a tali limiti. In quest'ultimo caso, oltre alla valutazione dell'efficacia dei dispositivi e dei provvedimenti adottati, risulta oltremodo opportuno caratterizzare in modo accurato il campo di radiazione entro cui operano tali lavoratori, al fine di avere una migliore conoscenza delle modalità di irraggiamento.

Nella Figura 1 che segue, a titolo esplicativo, è rappresentata la distribuzione delle dosi efficaci assegnate nell'anno 2005 ai lavoratori dell'Arcispedale S. Maria Nuova di Reggio Emilia, derivanti dalle registrazioni fornite dai dosimetri individuali forniti. I dati si riferiscono complessivamente a circa 550 lavoratori variamente classificati.

Come si osserva dai dati riportati, un piccolo numero di lavoratori (circa il 5%, ovvero 27 su circa 550) riceve dosi superiori a 1 mSv. Si tratta di personale che svolge la pro-

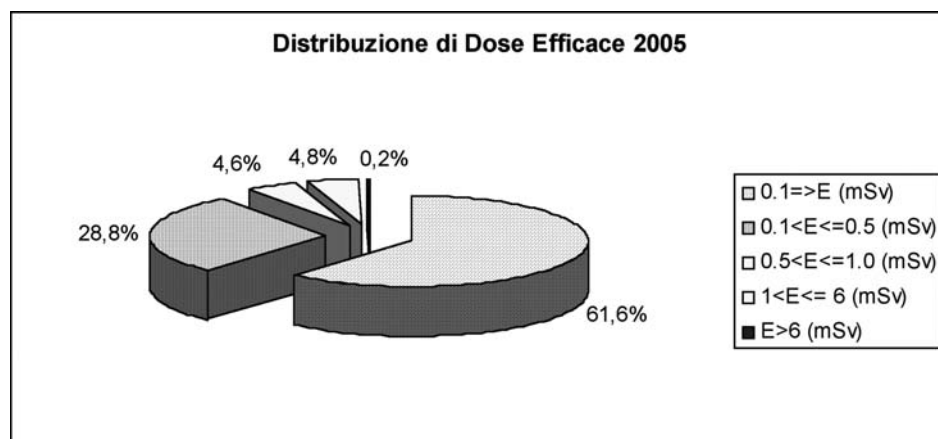


Figura 1.

Distribuzione delle dosi efficaci (E) ricevute dai lavoratori nell'anno 2005

pria attività in:

- Chirurgia vascolare (6 medici con dosi comprese tra 1.0 e 4.5 mSv/anno);
- Cardiologia aritmologica (3 medici con dosi comprese tra 1.8 e 6.3 mSv/anno oltre a 4 IP con dosi comprese tra 1.4 e 2.1 mSv/anno);
- Cardiologia emodinamica (4 medici con dosi comprese tra 1.1 e 1.9 mSv/anno oltre a 1 IP con dosi di 1.4 mSv/anno);
- Radiologia vascolare (4 medici con dosi comprese tra 1.0 e 3.3 mSv/anno oltre a 2 IP con dosi comprese tra 1.3 e 2.1 mSv/anno).

Nei primi due casi è previsto l'utilizzo di apparecchiature radiologiche mobili, mentre negli altri due di apparecchiature fisse. In ogni caso gli interventi prevedono l'utilizzo dell'apparecchio radiologico, che avviene in regime di scopia (continua, pulsata, angiografica), per lunghi tempi, (anche dell'ordine di decine di minuti nel corso di un singolo intervento) e con la presenza entro la sala del personale sanitario coinvolto.

Considerazioni relativa all'attività di chirurgia vascolare

Nelle attività di chirurgia vascolare la posizione occupata dal personale medico è in prossimità del complesso tubo radiogeno/intensificatore di brillantezza ad una distanza che può essere stimata tra i 50 cm ed 1 m, posizione che rimane pressoché fissa per tutto l'intervento; le dosi ricevute nel corso di uno stesso intervento sono tutt'altro che trascurabili, come dimostra la lettura periodica dei dosimetri individuali. Tutto il personale che si trova a svolgere la propria attività in sala durante l'impiego di apparecchiature radiologiche è fornito di grembiuli protettivi anti-X; per coloro che sono esposti in modo più significativo è previsto anche l'utilizzo di occhiali anti-X e collarino anti-X a protezione della tiroide.

Il campo di radiazione, per quanto sopra espresso, merita pertanto di essere caratterizzato in modo più completo per verificare, in particolare:

- l'adeguatezza dei dispositivi di radioprotezione, personali o strutturali, impiegati;
- l'adeguatezza della stima della dose efficace effettuata sulla base della lettura dei dosimetri personali;

- la presenza di forti disomogeneità nel campo di dose equivalente personale Hp(10) dovuta alle particolari condizioni di lavoro, ad esempio alla posizione del medico chirurgo;
- la possibilità che determinate operazioni svolte abitualmente durante gli interventi chirurgici possano essere ottimizzate dal punto di vista della radioprotezione, individuando ad esempio operazioni critiche che possono determinare elevate esposizioni a radiazioni.

Tutti i rilievi sono stati effettuati avvalendosi della collaborazione di un medico chirurgo individuato tra coloro che effettuano il maggior numero di interventi complessi; al medico è stato fornito un apposito grembiule anti-X, descritto nella sezione seguente, che consente l'alloggiamento di sedici dosimetri in diverse posizioni.

Le misure dell'irraggiamento del personale oggetto del presente lavoro è stato effettuato preliminarmente monitorando cinque interventi con l'utilizzo di dosimetri a lettura diretta MGP DMC 2000X, descritti nella sezione seguente, posizionati in vari punti sull'operatore. Lo scopo di queste misure preliminari era quella di determinare indicativamente le caratteristiche del campo a cui sono esposti gli operatori durante un singolo intervento; il software DOSIMASS fornito con i dosimetri a lettura diretta permette, infatti, di visualizzare la distribuzione temporale dell'equivalente di dose misurato dallo strumento, indicando quali fasi sono più critiche dal punto di vista radioprotezionistico.

In seguito i rilievi sono stati eseguiti con dosimetri a TLD utilizzati durante un periodo dosimetrico standard (della durata di 45 giorni), accumulando la dose ricevuta dal chirurgo nel corso di tutti gli interventi effettuati. Sono stati complessivamente così monitorati 4 periodi dosimetrici di 45 giorni ciascuno.

Il campo di radiazione in cui è immerso l'operatore è stato così caratterizzato con l'equivalente di dose personale Hp(10) misurato dai dosimetri, diversamente posizionati sull'operatore stesso.

MATERIALI E METODI

Il grembiule anti-X utilizzato è stato appositamente realizzato da Europrotex (Cinisello Balsamo – MI - Italia). Si tratta di un camice in due pezzi, completamente sovrapponibile

sulla parte anteriore, con uno spessore equivalente in piombo di 0.25 mm (che nella parte sovrapposta porta ad uno spessore di 0.5 mm di piombo equivalente); è dotato di otto tasche esterne ed otto tasche interne, entro le quali possono essere alloggiati dosimetri TLD o altra strumentazione, come ad esempio dosimetri a lettura diretta.

I dosimetri possono essere alloggiati nelle posizioni denominate (Figura 2): gonna basso, gonna alto, corpetto anteriore basso, corpetto anteriore centro, corpetto anteriore lato sinistro, corpetto anteriore lato destro, corpetto posteriore sinistro basso, corpetto posteriore sinistro centro, sia all'esterno che all'interno del grembiule anti-X.

Preliminarmente all'effettuazione dei rilievi con l'uso dei dosimetri a TLD normalmente in uso sono state effettuate misure su cinque interventi di chirurgia vascolare fornendo al chirurgo sette dosimetri a lettura diretta MGP DMC 2000 X (MGP Instruments, Smyrna, GA, Stati Uniti). Quattro di questi sono stati alloggiati nelle tasche esterne del grembiule anti-X nelle posizioni corpetto anteriore lato sinistro, corpetto posteriore sinistro centro, gonna basso, corpetto anteriore basso, due sono stati fissati alle maniche della casacca da sala operatoria all'altezza dell'avambraccio (posizioni denominate "spalla destra" e "spalla sinistra") ed infine un dosi-

metro è stato fissato con nastro adesivo alla cuffia indossata dal chirurgo durante l'intervento (posizione "capo").

Durante tre dei cinque interventi il chirurgo ha effettuato l'operazione, posizionandosi alla destra del complesso tubo radiogeno/intensificatore di brillantezza ad una distanza compresa tra 50 cm e 1 m dall'asse centrale del fascio X; nel corso degli altri due interventi ha operato come chirurgo di supporto alla destra del primo medico. In quest'ultimo caso si è trovato ad una distanza di circa 1,5-2 m dall'asse centrale del fascio X. In questa seconda posizione il medico era schermato dal collega alla sua sinistra; il fattore distanza e la schermatura da parte del chirurgo rendono l'esposizione al fascio di radiazione, in questa posizione, molto meno intensa che nel caso precedente.

Le due posizioni sopra descritte sono indicate nel seguito, rispettivamente, come "Chirurgo I" e "Chirurgo II" (vedasi Figura 3).

Durante gli interventi i due chirurghi sono i più esposti al fascio di radiazione; le altre figure che assistono all'intervento (infermieri, tecnici di radiologia, strumentisti, anestesisti) sono in grado di assumere posizioni protette da barriere durante l'erogazione del fascio di radiazione o comunque possono porsi a distanze maggiori dalla sorgente.



Figura 2.

Grembiule anti-X dotato di tasche per l'alloggiamento dei dosimetri



Figura 3. Posizioni Chirurgo I e Chirurgo II

Durante gli interventi di chirurgia vascolare monitorati è utilizzato un apparecchio radiologico GE/OEC 9200 con intensificatore di brillantezza da 12" (GE Healthcare); tale apparecchio è ad uso esclusivo della struttura di chirurgia vascolare. L'apparecchio è generalmente utilizzato con il tubo posto sotto al lettino operatorio, in alcuni interventi ne è previsto anche l'uso in posizione assiale col tubo posto a fianco del chirurgo.

Al termine dell'intervento è stata registrata la lettura dei dosimetri, che sono stati in seguito azzerati per l'intervento successivo.

I dosimetri a lettura diretta MGP possono essere letti, oltre che dal display sull'apparecchio stesso, tramite il software DOSIMASS, interfacciando attraverso infrarossi il dosimetro con il lettore MGP LDM 220. Il lettore MGP LDM 220 è connesso a un computer via cavo USB. Il software DOSIMASS fornisce la possibilità di modificare le impostazioni interne del dosimetro (ad esempio soglie di pre-allarme e allarme) e soprattutto

di visualizzare la distribuzione temporale della dose assorbita con una frequenza di campionamento scelta dall'utente via software. L'utilizzo di questi strumenti può permettere, ad esempio, di verificare se una procedura comporta una esposizione costante alla radiazione oppure esistono fasi più critiche dal punto di vista radioprotezionistico.

A seguito delle prove preliminari sono stati forniti al medico chirurgo otto dosimetri personali da posizionare nelle tasche esterne del grembiule anti-X, ed otto dosimetri personali da posizionare nelle tasche interne del grembiule anti-X oltre ad altri due da agganciare alle maniche della casacca da sala operatoria. I dosimetri utilizzati sono dello stesso tipo di quelli forniti abitualmente agli operatori esposti a radiazioni per monitorare l'equivalente di dose personale Hp(10). Il medico chirurgo è stato istruito in modo tale da utilizzare per tutti gli interventi effettuati sempre questo grembiule anti-X e sul corretto posizionamento dei due dosimetri da applicare alle maniche della casacca.

I dosimetri personali, forniti dalla ditta TECNORAD (Verona, Italia), sono dotati di quattro rivelatori a termoluminescenza LiF:Mg,Cu,P.

Essi sono rimasti nella tasca entro cui erano collocati per un intero periodo dosimetrico di 45 giorni senza essere mai spostati, per evitare che fossero ricollocati in posizioni errate. La lettura dei dosimetri è stata effettuata dalla ditta fornitrice degli stessi, TECNORAD (Verona, Italia). I dosimetri alle spalle sono stati, invece, riposizionati ogni volta.



Figura 4. Nelle foto sono riportati i dosimetri a termoluminescenza utilizzati e i dosimetri a lettura diretta MGP DMC 2000 X.

I periodi dosimetrici monitorati sono stati quattro (per complessivi sei mesi), durante i quali il chirurgo ha operato sia nelle posizioni “Chirurgo I” che “Chirurgo II” come avviene usualmente nella routine.

I dati raccolti permettono di descrivere l'esposizione al campo di radiazione nel quale opera il chirurgo in termini di equivalente di dose personale Hp(10), misurato dai dosimetri TLD.

Misure analoghe a quelle sopra descritte sono in corso con un cardiologo che si occupa di interventi di aritmologia (es. impianti di pace-maker) e successivamente con un cardiologo emodinamista.

RISULTATI

In questa sezione sono riportati i risultati delle prove effettuate, che saranno discussi nella sezione seguente.

Nella tabella I sono riassunti i risultati ottenuti durante le prove preliminari con i dosimetri a lettura diretta MGP.

Nella tabella II sono illustrati i risultati delle misure effettuate posizionando i dosimetri TLD nel grembiule anti-X, nelle tasche interne ed esterne del grembiule stesso. Ogni periodo dosimetrico è di 45 giorni.

Nella Figura 5 è riportato, a titolo di esempio, il grafico che si può ottenere esportando

<u>Tipo di intervento</u>	Carotide	Carotide	Carotide	Carotide	Endoprotesi aortica
<u>Posizione dell'operatore</u>	Chirurgo II	Chirurgo I	Chirurgo II	Chirurgo I	Chirurgo I
<u>Tempo di scopia</u>	14' 12"	14' 30"	11' 44"	21' 44"	19' 11"
<u>Posizione del dosimetro</u>	Hp(10) (μSv)	Hp(10) (μSv)	Hp(10) (μSv)	Hp(10) (μSv)	Hp(10) (μSv)
Spalla destra	0	0	1	1	6
Spalla sinistra	2	38	3	141	213
Corpetto post. sinistro esterno	0	2	1	4	66
Corpetto ant. centro esterno	3	12	3	21	23
Gonna basso esterno	7	0	2	2	87
Corpetto ant. basso esterno	1	4	1	24	17
Capo	2	2	2	4	9

Tabella I Risultati delle misure preliminari con dosimetri a lettura diretta

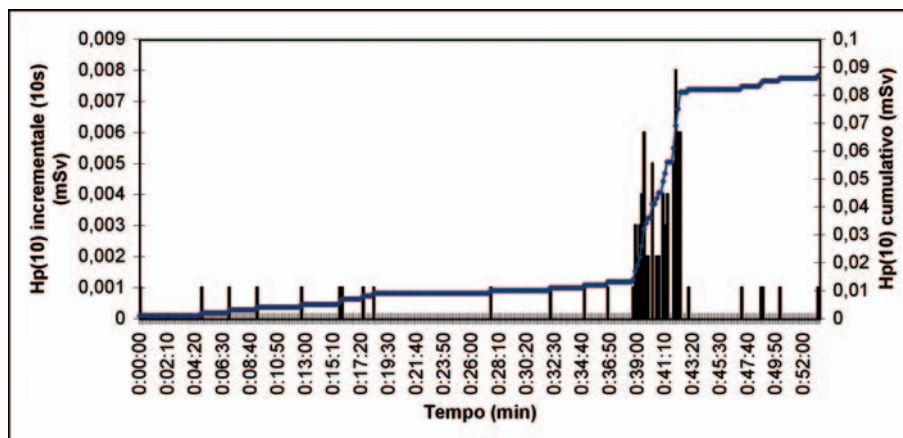


Figura 5. Grafico della distribuzione temporale di Hp(10) durante un intervento di chirurgia vascolare. L'istogramma rappresenta l'incremento di Hp(10) in ogni intervallo di campionamento (scelto per queste misure ogni 10 secondi). La linea tratteggiata rappresenta la misura cumulativa di Hp(10). Si può osservare che l'esposizione al fascio di radiazione, nel corso dell'intervento, non è distribuita in modo omogeneo, ma è concentrata in un tempo limitato.

i dati memorizzati dal dosimetro MGP DMC 2000 X, letti attraverso il software DOSIMASS; il dosimetro è in grado di memorizzare la dose assorbita in intervalli temporali di campionamento prescelti dall'utilizzatore. In

questo caso l'intervallo scelto è stato di 10 secondi (si tratta dell'intervallo più breve, è possibile scegliere intervalli temporali fino a 24 ore). Il grafico si riferisce a un singolo intervento di chirurgia vascolare.

<u>Posizione</u>	Periodi di controllo effettuati in Chirurgia Vascolare			
	I periodo	II periodo	III periodo	IV periodo
	Hp ₍₁₀₎ µSv	Hp ₍₁₀₎ µSv	Hp ₍₁₀₎ µSv	Hp ₍₁₀₎ µSv
Gonna in basso esterno	124	55	766	148
Gonna in basso interno	0	0	189	0
Gonna in alto esterno	133	0	1894	87
Gonna in alto interno	0	0	339	0
Corpetto ant. in basso esterno	925	44	3610	169
Corpetto ant. in basso interno	0	0	223	25
Corpetto ant. in centro esterno	774	0	1963	104
Corpetto ant. in centro interno	0	0	196	0
Corpetto ant. lato SX esterno	812	90	2470	207
Corpetto ant. lato SX interno	0	0	95	0
Corpetto ant. lato DX esterno	468	20	1336	57
Corpetto ant. lato DX interno	0	0	124	0
Corpetto post. in basso esterno	18	0	218	0
Corpetto post. in basso interno	0	0	92	8
Corpetto post. in centro esterno	0	0	139	0
Corpetto post. in centro interno	0	0	0	0
Spalla SX	697	215	1446	256
Spalla DX	380	0	273	0

Tabella II Misure con dosimetri TLD in chirurgia vascolare

DISCUSSIONE

Considerazioni relative ai rilievi con dosimetri a lettura diretta

Le misure preliminari effettuate con dosimetri a lettura diretta hanno evidenziato come l'esposizione dei due medici coinvolti in interventi di chirurgia vascolare sia fortemente diseguale; di fatto solo il chirurgo che occupa la posizione I ("il titolare dell'intervento") è esposto in modo significativo durante ogni singola operazione. Il collega di supporto (posizione II) di fatto riceve dosi che non necessitano di attenzioni maggiori rispetto a quanto avviene normalmente per l'uso di apparecchi radiologici in sala operatoria. Quest'ultima considerazione è dovuta sia alla maggiore distanza dal tubo radiogeno, sia all'effetto di schermo da parte del col-

lega che si trova al suo fianco.

La posizione appare, ovviamente, essere il principale elemento che condiziona l'esposizione a radiazioni in questi interventi (oltre al tempo di scopia); il chirurgo si trova in posizione pressoché fissa rispetto al lettino operatorio, a distanza compresa tra i 50 cm ed 1 m dall'asse centrale del fascio X e rimane in questa posizione durante tutto l'intervento (Figura 3). L'erogazione del fascio avviene in diverse modalità (scopia pulsata, scopia in modalità angiografica); dall'analisi temporale dell'equivalente di dose personale assorbito dagli operatori si osserva che l'assorbimento di dose è concentrato in intervalli di tempo limitati (vedasi Figura 5) sostanzialmente correlati alle citate modalità di erogazione del fascio radiante.

Anche la distribuzione della dose è nettamente influenzata dalla posizione relativa del chirurgo rispetto al complesso tubo radiogeno/intensificatore di brillantezza (alla sua sinistra); il lato sinistro del corpo risulta costantemente più esposto al fascio di radiazione rispetto al lato destro; in particolare, comprensibilmente, la differenza maggiore si ha tra spalla sinistra e spalla destra (con una differenza massima tra le due posizioni di ben 0.141 mSv nel corso di un singolo intervento).

Considerazioni relative ai rilievi con dosimetri a TLD

Dalla valutazione dei dati dosimetrici ottenuti (vedasi Tabella II e Figura 6) si possono fare le seguenti osservazioni:

- I. la dose massima è sempre stata registrata a livello del dosimetro posizionato in corrispondenza dell'addome, che si trova appena sopra al lettino operatorio. Si sottolinea che il lettino operatorio dispone di una protezione in gomma piombifera da 1 mm di Pb equivalente;
- II. l'andamento delle dosi segnalate dai tre dosimetri posizionati al petto mostra sempre un andamento decrescente da sinistra verso destra (la massima differenza registrata tra i valori segnalati dal dosimetro di sinistra rispetto a quello di destra è stata pari a 1,13 mSv in un periodo.

Mediamente il dosimetro a destra segnala un valore di almeno il 50% inferiore al valore del dosimetro di sinistra);

- III. la differenza della dose tra la spalla sinistra e la spalla destra è, come atteso per quanto detto in precedenza, significativa (la massima differenza registrata è stata di ben 1,17 mSv in un periodo. Mediamente il dosimetro a destra segnala, anche in questo caso, un valore di almeno il 50% inferiore al valore del dosimetro di sinistra);
- IV. i dosimetri posizionati posteriormente, a causa delle modalità di lavoro, segnalano valori poco significativi, pari al massimo al 6% del valore massimo;
- V. i dosimetri posizionati all'interno del camice segnalano valori generalmente non differenti dal fondo ambientale. Nel periodo in cui i valori segnalati dai dosimetri posizionati all'esterno sono particolarmente consistenti il valore più alto segnalato dai dosimetri posizionati nelle tasche interne è stato pari al 9% del valore massimo (posizione interno gonna).

I risultati ottenuti mostrano come il valore di dose segnalato dal dosimetro dipenda, nel caso di attività in cui le posizioni del personale rispetto all'apparecchio radiologico sono sostanzialmente statiche, dalla sua posizione; posizioni distanti tra di loro anche

solamente una ventina di centimetri (ad esempio Corpetto anteriore lato SX esterno vs Corpetto anteriore lato DX esterno) portano a differenze significative nelle letture dosimetriche.

Queste differenze nei valori di dose segnalati dai dosimetri inducono a considerare con attenzione non solo la scelta della posizione dove andrà collocato il dosimetro (che influenza le modalità di stima della dose efficace E), ma anche le caratteristiche dei camici anti-X forniti; in particolare la posizione dove è collocato il taschino. Poiché la posizione del taschino dipende

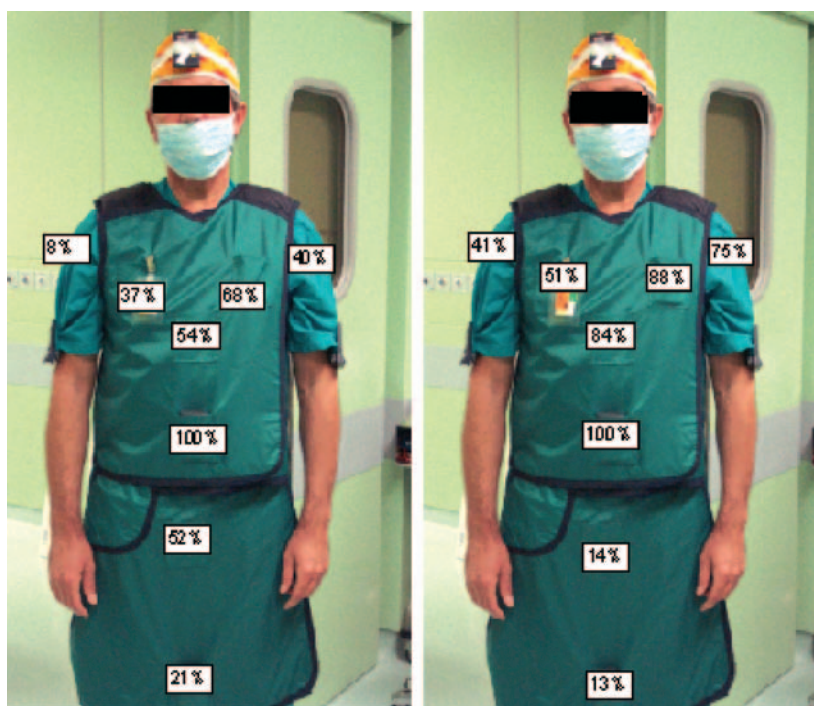


Figura 6. Distribuzione di Hp(10) in due diversi periodi di controllo

dal fornitore, una eventuale sostituzione di un camice con un altro avente diversa collocazione porterebbe ad una variazione del dato fornito dal dosimetro inducendo a valutazioni dosimetriche errate, oppure a ritenere che siano cambiate, ad esempio, le modalità operative oppure il carico di lavoro mentre l'unica differenza è dovuta esclusivamente al diverso posizionamento del dosimetro.

CONCLUSIONI

I risultati ottenuti, sia con i dosimetri elettronici sia con i "classici" dosimetri personali a TLD, mostrano come la dose segnalata dai dosimetri, nelle attività di chirurgia vascolare ove il medico occupa una posizione fissa nei confronti dell'apparecchio radiologico, dipende fortemente dal loro posizionamento (con differenze nella lettura di oltre il 50% tra sinistra e destra).

Tale variazione del responso dosimetrico, ai fini di una corretta valutazione della dose efficace, deve essere tenuta in debita considerazione nella scelta del posizionamento del dosimetro e nella fornitura dei dispositivi di protezione individuale (camici anti-X) ove la posizione del taschino portadosimetro (a destra oppure a sinistra) dipende dal fornitore.

BIBLIOGRAFIA

- [1] NCRP. 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, USA: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1995
- [2] P.J.H. Kicken, G.J. Kemerink and J.M.A. Engelshoven. Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part I: assessment of effective dose. *Rad Protect Dosim*; 82(2), pag. 93-103, 1999
- [3] P.J.H. Kicken, G.J. Kemerink, F.W. Shultz, J.J. Broerse and J.M.A. Engelshoven. Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part II: assessment of effective dose. *Rad Protect Dosim*; 82(2), pag. 105-114, 1999
- [4] R. Padovani, C. Foti and M. Malisan. Staff dosimetry protocols in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 94(1-2), 193-196 2001
- [5] V.Tsapaki, S. Kottou, S. Patsilnakos, V. Voudris and D.V. Cokkinos. Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter. *Radiat. Prot. Dosim.* 00(00), 1-5, 2004
- [6] J. Persliden. Patient and staff doses in interventional x-ray procedures in Sweden. *Radiat. Prot. Dosim.* 114(1-3), 150-157, 2005
- [7] G. Borasi, V. Piccagli, D. Tassoni, L. Mondini. Valutazione della dose efficace per il personale di radiodiagnostica che indossa il camice piombifero. *Appunti per una discussione. Fisica in Medicina*, 3/2001, pg. 221-238, 2001
- [8] Allen R. Goode, David J. Spinosa, Gary D. Hartwell, Eric Bissonette, John F. Angle. Use of Personal Dosimeters as an Aid to Reducing Operator Exposure During Interventional Radiographic Procedures. 2005 International Symposium on endovascular therapy
- [9] David J. Spinosa, Allen R. Goode, Gary D. Hartwell, Eric Bissonette, John F. Angle. Estimating Operator Exposures for Interventional Procedures Performed by Interventional Radiologists (Irs). 2005 International Symposium on endovascular therapy
- [10] David J. Spinosa, Allen R. Goode, Gary D. Hartwell, Eric Bissonette, John F. Angle. Operator Exposures to the Neck, Waist and Leg During Interventional Procedures for Interventional Radiologists. 2005 International Symposium on endovascular therapy

Risposte ai quiz di ammissione alla scuola di specializzazione in Fisica Sanitaria dell'Università di Firenze (pubblicati a pag. 107)

1b, 2d, 3b, 4a, 5c, 6d, 7b, 8b, 9d, 10d, 11d, 12b, 13 c, 14 a, 15 c, 16c, 17 d, 18 e, 19 b, 20 c, 21 a, 22 c, 23 d, 24 b, 25 c, 26 b, 27 a, 28 c, 29 b, 30 c, 31 b, 32 b, 33 d, 34 b, 35 a, 36 d, 37 a, 38 d, 39 e, 40 b, 41 c, 42 d, 43 b, 44 a, 45 e, 46 c, 47 b, 48 c, 49 b, 50 d

Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Europe: some examples from France, Germany, Greece, Italy, Netherlands, Sweden, Switzerland and UK

*N. Stritt, P. Trueb (SFOPH, Switzerland), A. Almén (SSI, Sweden),
M. Alphenaar (Ministry of Health, Welfare and Sport, The Netherlands)
M. Valero (ASN, France), G. Tosi (European Institute of Oncology, Italy),
V. Kamenopoulou (GAEC, Greece), R. Veit (BfS, Germany), B. Wall (HPA, UK)*

INTRODUCTION

The concept of the Diagnostic Reference Level (DRL), as an investigation tool to identify situations where patient doses are unusually high and in most urgent need of reduction, was adopted by the International Commission on Radiological Protection in ICRP Publications 60 and 73 and by the European directive 97/43/Euratom.

Diagnostic Reference Levels are values which are usually easy to measure and have a direct link with patient doses. They are therefore established to aid efficient dose management and to optimize patient doses. If such doses are found to exceed the corresponding reference dose, possible causes should be investigated and corrective action taken accordingly, unless the unusually high doses could be clinically justified.

The ICRP publications recommended that values should be determined by professional medical bodies, reviewed at intervals that represent a compromise between the necessary stability and the long-term changes in observed dose distributions and be specific to a country or region. The concept of Diagnostic Reference Level is beginning to be a well-defined tool in many countries and is used to reduce patient dose during medical interventions and examinations.

The aim of this article is to present the status of the different concepts of Diagnostic Reference Levels in Europe in the following countries: France, Germany, Greece, Italy, Netherlands, Sweden, Switzerland and the United Kingdom. The methods used to establish reference levels for medical examination

and interventions and to enforce them in surgeries and hospitals as well as training developed for the medical staff are presented. This article also gives information on the periodicity and the methods used to update the DRLs as well as on the future outlook.

MEDICAL APPLICATIONS FOR WHICH DRLs ARE DEFINED

France

In France, Diagnostic Reference Levels are established for 21 x-ray examinations and for 10 nuclear medicine examinations. The levels apply to radiography examinations (fluoroscopy is excluded) of standardized adult patients. Examination for which DRLs have been proposed include:

- 9 types conventional x-ray including mammography on adult patients
- 2 types of conventionnal x-ray (thorax and pelvis) for children – 0 to 15 years old
- 7 types of conventional x-ray for children – 5 years old
- 4 types of CT examination on adult patients
- 10 nuclear medicine examinations including ^{18}F PET

Germany

In Germany, Diagnostic Reference Levels are established for x-ray and nuclear medicine examinations. In particular DRLs are established for:

- 12 types of radiograph for adult patients
- 5 types of radiography/fluoroscopy exam-

inations for adult patients

- 7 types of CT examination for adult patients
- 2 types of fluoroscopically-guided interventional procedure for adult patients
- 6 types of radiograph for paediatric patients (2-5 years old)
- 1 type of radiography/fluoroscopy examination for paediatric patients (4 years old)
- 17 types of diagnostic nuclear medicine procedures for adult patients and conversion factors for children

Greece

The requirement for the establishment and application of Diagnostic Reference Levels is imposed by the Greek Radiation Protection Regulations. The Greek Atomic Energy Commission (GAEC) as the national authority for radiation protection, is responsible for the establishment and enforcement of the national DRLs. DRL values for mammography and 12 types of nuclear medicine examinations have already been approved by GAEC's board. DRL values for 7 types of computed tomography examinations are in the process of approval, while DRLs for 10 conventional radiography and for fluoroscopy examinations are expected to be determined in the near future.

Italy

In Italy, Diagnostic Reference Levels are established and applied to:

- 7 types of conventional x-ray on adult patients
- 4 types of conventional x-ray on infant patients (5 years old)
- 1 type of mammography examination
- 4 types of CT-examinations on adult patients
- 48 types of diagnostic nuclear medicine procedures on adult patients and, based on scaled values taking into account the body mass, on pediatric patients

Netherlands

The Decree on Radiation Protection of 2001 stipulates that the Minister of Health, Welfare and Sport shall promote the estab-

lishment and use of DRLs, but it has not lead to the implementation of DRLs in the Netherlands yet.

Sweden

In Sweden, Diagnostic Reference Levels are established for 12 x-ray examinations and for 19 nuclear medicine examinations. The levels apply to complete examinations of standard-sized adult patients. Examination for which DRLs have been established include:

- 6 types conventional x-ray on adult patients
- 4 types of CT examination on adult patients
- 2 types of mammography examination
- 19 nuclear medicine examinations

Switzerland

In Switzerland, Diagnostic Reference Levels are applied to conventional radiology, interventional radiological procedures, computer tomography and nuclear medicine, for adult, and in many cases also for infant, patients. DRLs are established for:

- 9 types of conventional x-ray on adult patients
- 1 type of mammography examination
- 8 types of interventional procedures in radiology on adult patients
- 4 types of interventional procedures in cardiology on adult patients
- 8 types of CT examination on adult patients
- 4 types of CT examination on infant patients
- 47 types of diagnostic nuclear medicine procedure on adult patients and infant patients

United Kingdom

A Department of Health DRL Working Party has been set up in the UK to formally adopt national DRLs in compliance with the requirements of the Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2000. The Working Party will consider proposals for DRLs from relevant professional groups and organisations (primarily NRPB/HPA and ARSAC)

based on published patient dose data from UK national surveys. Medical applications for which DRLs had been proposed by 2005 include:

- 13 types of individual radiograph on adult patients
- 15 types of radiography/fluoroscopy examination on adult patients
- 12 types of CT examination on adult patients
- 5 types of fluoroscopically-guided interventional procedure on adult patients
- 3 types of radiography/fluoroscopy examination on paediatric patients (5 years old)
- 2 types of CT examination on paediatric patients (3 years old)
- 96 types of diagnostic nuclear medicine procedure on adult patients

METHODS AND MEANS USED TO DETERMINE THE DRLs

France

The first step consisted of making a list of the most common radiological procedures and in writing down the corresponding standardised protocols with the French Society of Radiology (SFR), the Institute of Radiation protection and Nuclear Safety (IRSN) and ASN, on the basis of protocols and data sheets established with the French Society of Medical Physics (SFPM). TLD measurements (entrance dose) and examinations data (parameters or Dose length product) were measured, recorded or calculated. The data were collected in 24 volunteer centers and 8 examinations have been selected: 4 in conventional radiology and 4 in computed tomography. Mean dose values and third quartile values were determined for approximately 1300 patients in conventional radiology and 600 in CT. In conventional radiology, it was first concluded that the DRLs proposed by the European Commission can be applied in conventional radiology but for CT the European DRLs can be lowered. For nuclear medicine, the value of activity recommended in the marketing authorization for radiopharmaceuticals was chosen as first value for the reference levels.

Germany

The initial values of the German DRLs in diagnostic radiology were proposed by an expert group of physicians and medical physicists chaired by the Federal Office for Radiation Protection (BfS), including representatives of the professional medical societies. For radiographs of adult patients, the European DRLs were adopted accordingly. For fluoroscopy examinations, a restricted survey of current practices in university hospitals, and for CT examinations, a national survey of CT practice performed in 1999 were used to derive the DRLs. For diagnostic nuclear medicine procedures, BfS had proposed national DRLs based on the results of a national survey on frequencies and administered activities in diagnostic nuclear medicine, on recommendations of national and international societies and on proposals for DRLs in other countries. The BfS proposal was finally discussed with members of the German Radiation Protection Commission (SSK). The quantities used to express the DRLs are:

- Dose-area-product (DAP) for conventional x-ray examinations (for radiographs, the Entrance Surface Air Kerma (ESAK) and Entrance Surface Dose (ESD) can be used alternatively)
- Computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$) and dose-length product (DLP) for computed tomography
- Entrance surface dose (ESD) for mammography
- Administered activity for nuclear medicine

Greece

The determination of DRLs is based on the data collected during the on-site inspections performed by GAEC in radiology and nuclear medicine laboratories. The on-site inspections are carried out as a part of the licensing procedure of the laboratories every 2 years for nuclear medicine and 5 years for radiology laboratories respectively. As it concerns the radiological examinations, adequate dosimetric measurements are performed for the different types of examinations performed, while for nuclear medicine examinations the administered activities for each diagnostic procedure are considered as the

appropriate quantity. The DRL for each examination is determined as the rounded 3rd quartile value of the distribution of the corresponding dosimetric or activity values registered. More specifically, the quantities used to express DRLs are:

- Entrance surface dose (ESD) for conventional x-ray
- Computed tomography dose index (CTDI) for computed tomography
- Entrance surface dose (ESD) and Average glandular dose (AGD) for mammography, and
- Administered activity for nuclear medicine examinations

Italy

The values of the DRLs were established on the basis of a survey of data reported in the literature, with particular regard to Guidelines published by the EC. The quantities used for the DRLs are:

- Entrance skin dose for conventional x-ray examinations and mammography
- Dose length product (DLP) and weighted computed tomography dose index ($CTDI_w$) for computed tomography
- Administered activity for diagnostic nuclear medicine

For all examinations for which a DRL exists, hospitals have to determine the dose or administered activity for a standard sized patient, whose values are compared with the corresponding DRL. If the level is exceeded actions have to be taken in order to reduce the dose.

Sweden

The present DRLs were determined by studying the radiation dose levels in hospitals. A national survey of doses for x-ray examinations was carried out in 1999. For nuclear medicine examinations the dose situation was roughly known from the nominal administered activities that have been reported each year. The DRLs have been established on the basis of the resulting dose distributions. The quantities used for the DRLs are:

- Dose-area-product for conventional x-ray examinations

- Dose-length-product and the volume computed tomography dose index for computed tomography
- Mean glandular dose for mammography and
- Administered activity for nuclear medicine

For all examinations for which a DRL exists hospitals have to determine the radiation dose or administered activity for a standard sized patient. This standard dose or administered activity is compared with the corresponding DRL - if the level is exceeded actions have to be taken in order to reduce the dose, if possible.

Switzerland

The method adopted to determine the Diagnostic Reference Levels (DRLs) varied according to the modality. In 2002, Switzerland took part in a Europewide survey on computed tomography (CT). In this case, data from Swiss hospitals were used to establish the DRLs in the CT area. In the following years – 2003 and 2004 – the Institute of Applied Radiophysics (IRA) was commissioned by the Swiss Federal Office of Public Health (SFOPH) to study high-dose applications in interventional radiology and cardiology. For nuclear medicine, Basel University Hospital was commissioned by the SFOPH in 2004 to conduct a nationwide survey of administered activities. For conventional radiography, the SFOPH adopted the values recommended by the European Commission. A programme currently under way is designed to provide a broader basis for the DRLs in interventional radiology and cardiology. While the DRLs in this area have previously only been based on data obtained from university hospitals, a representative selection of all the Swiss centres where such procedures are performed is now being taken into account. It will be interesting to note any difference that may emerge, e.g. how patients' exposure levels are influenced by factors such as investigation frequency or operators' experience.

United Kingdom

For x-ray imaging procedures, DRLs are based on national surveys of patient doses conducted by NRPB/HPA or the National Health Service Breast Screening Programme

(for mammography). National reference doses are set at the rounded 3rd quartile values of the distribution of mean doses seen on representative samples of patients at each hospital in large national surveys. For diagnostic nuclear medicine procedures, national DRLs are based on DRLs recommended by the Department of Health's Administration of Radioactive Substances Advisory Committee (ARSAC). The quantities used to express the DRLs are:

- Entrance surface dose (ESD) and dose-area product (DAP) for conventional x-ray examinations
- Computed tomography dose index (CTDI) and dose-length product (DLP) for computed tomography
- Mean glandular dose for mammography
- Administered activity for nuclear medicine

WAYS AND MEANS USED TO ENFORCE THE DRLs IN SURGERIES AND HOSPITALS

France

The DRLs are set in the ministerial order of 12 February 2004 as a part of the transposition into French regulation of the European directive 97/43/Euratom. According to this order, each radiologist or nuclear medicine practitioner must evaluate every year for 20 "standard" patients (or on an anthropomorphic phantom) and for 2 types of procedures defined in the order, the parameter chosen for quantifying DRLs (Entrance skin dose, dose length product or activity). The procedures must be different every year and the data must be sent to IRSN, who is in charge of data collection and analysis and determine the possible need to change DRLs.

Germany

With the amendment of the Radiation Protection Ordinance (Strahlenschutzverordnung, StrlSchV) in 2001 and the X-Ray Ordinance (Röntgenverordnung, RöV) in 2002, the requirements of the European Directive 97/43/Euratom were adopted into German legislation. StrlSchV and RöV demand that DRLs, to be established and published by the BfS, have to be considered for X-ray and nuclear medicine examinations of humans. The so called "Ärztliche Stellen" (ÄS), Med-

ical Authorities which are already involved in the process of quality control concerning image quality and compliance with the guidelines of the Federal Medical Board, must check compliance of the average patient exposure in the various radiological installations with the DRLs. The normal control period is about 2 years. If the ÄS find that the DRLs are exceeded without medical justification, they give advice for optimization and reduction of patient doses. In this case, the control period is shortened to about half a year. According to StrlSchV and RöV, the ÄS are obliged to report any consistent, unjustified exceeding of DRLs to the competent Authorities of the "Bundesländer" (German Federal States).

Greece

The Greek Radiation Protection Regulations require that the medical physicists employed as Radiation Protection Experts (RPE) in radiology and nuclear medicine departments are responsible for organising and running adequate programmes for the determination of local reference levels for each type of examination performed. These levels must be compared to the national DRL values and if required adequate measures must be taken for the further reduction of patient doses.

Italy

The DRLs were set in the Legislative Decree n. 187 of 26 May 2000, that implemented in the Italian law the European Directive 97/43/Euratom. According to this Decree, each Radiological or Nuclear Medicine Department must set up a suitable quality control programme, aimed at the optimisation of the procedures. Moreover, the doses delivered to patients in each procedure must be evaluated every two years, checking their compliance with the DRL. All the personnel engaged in the use of ionising radiation for medical purposes must participate every five years to a refresher course on radiation protection, with special regard to the exposure of the patient.

Sweden

Diagnostic Reference Levels were implemented into the national regulations in 2002. The determination of standard doses and administered activities is mandatory accord-

ing to these regulations and have to be determined for the first round within two years. The national authority can require the reporting of the determined standard doses at any time, and did so for the first round of measurements where detailed data on the level of the individual patient were asked for. Normally the determination of standard doses is also checked in connection with inspections.

Switzerland

The DRL system is also being taken into consideration in the current revision of radiological protection legislation. A special article is to be established, requiring users to review and optimize exposure levels in relation to the DRLs. The applicable DRLs are published in Directives of the Swiss Federal Office of Public Health.

United Kingdom

The Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2000 require all hospitals, surgeries, etc that carry out medical exposures to develop written procedures for the establishment, use of and adherence to DRLs. Further guidance on how to do this is provided by IPEM Report 88, 2004, – ‘Guidance on the Establishment and Use of DRLs for Medical x-ray Examinations’. There is also a requirement in the Ionising Radiations Regulations, 1999, for every hospital, surgery, etc to provide a suitable quality assurance programme for all equipment used for medical exposures, which should include periodic assessments of representative doses to patients (patient dose audits). Guidance on how to comply with this requirement, including the DRL-related levels of patient dose above which remedial action should be taken, is given in IPEM Report 91, 2005, ‘Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems’. These two sets of regulations and guidance provide the main framework for the implementation and enforcement of DRLs in the UK. The IPEM guidance documents were prepared by joint working parties comprising representatives of the Institute of Physics and Engineering in Medicine, the National Radiological Protection Board (now the Radiation Protection Division of the HPA), the College of Radiographers, the Royal College of Radiologists and the British Institute of Radiology.

TRAINING, INFORMATION AND PUBLICATIONS ON DRLs DEVELOPED FOR MEDICAL STAFF

France

Training courses were organized along with the guidance on how to determine the standard doses and administered activity for the medical personal to facilitate the application of the regulation. Dose data recording forms were produced to help collect data.

Germany

The DRLs were first published in August 2003. In October 2004, guidelines for the use of DRLs, especially in diagnostic radiology, were issued to the ÄS of the “Bundesländer” for further distribution to the various radiological installations in their region. A paper “Establishment and application of Diagnostic Reference Levels for nuclear medicine procedures in Germany” has been published in the journal *Nuklearmedizin* (2004; 43: 79-84) to inform medical staff. A similar publication is being prepared for diagnostic radiology. According to legislation (StrlSchV and RöV) it is the responsibility of BfS to publish the DRLs.

Greece

GAEC, as the competent authority on radiation protection issues, organises special courses on the establishment and the implementation of DRLs for personnel in radiology and nuclear medicine departments. Moreover, the RPEs in large hospitals are responsible for providing the required training on the use of DRLs to the medical staff. Also, the importance of the use of DRLs as a radiation protection optimisation tool is also underlined during the on-site inspections of GAEC.

Italy

Medical physicists provide local training for radiologists, technicians and every physician (with particular regard to cardiologists and surgeons) engaged in the different uses of ionising radiation for medical purposes.

Sweden

The regulations are accompanied by guidance on how to determine the standard doses and administered activity. It also gives examples of good radiological practice for the various examinations. In the beginning the

authority put a great deal of effort into informing personnel about the concept of DRLs at different national meetings and courses run for the diagnostic community. Personal communications also played an important role in the information process.

Switzerland

Implementation of the DRL concept is promoted by the Swiss Federal Office of Public Health in various ways: users receive training on the concept directly during audits, and information is provided at conferences held by the relevant professional associations; at the same time, training DVDs are made available to users, giving a detailed account of radiological protection for patients and staff. In addition, awareness of the concept is to be raised by the publication of a booklet on this subject.

United Kingdom

Medical physicists in the UK provide local training for health service staff and IPEM and BIR have run a number of meetings on the use of DRLs. Training is primarily based on guidance on the establishment and use of DRLs for medical x-ray examinations in IPEM Report 88, 2004. Presentations on the use of DRLs have been given at the UK Radiology Congress and NRPB has published related articles in the British Journal of Radiology and specialist journals and magazines aimed at radiographers. NRPB/HPA also publishes regular reviews of its national patient dose databases which include recommended national reference doses for a wide range of diagnostic and interventional x-ray procedures. The Department of Health's Administration of Radioactive Substances Advisory Committee (ARSAC) publishes notes for guidance on nuclear medicine procedures that include DRLs and are updated at regular intervals.

PERIODICITY AND METHOD USED TO UPDATE THE DRLs

France

So far, no update of DRLs has been planned but it is expected that progress will be made with the improvement of x-ray machines with respect to their ability to give information on the dose delivered during examinations, and with the improving awareness of practitioners.

Germany

There is no definite period for the update of the DRLs. But it is agreed that the DRLs should be updated within about 3 – 5 years by BfS. It is planned that the BfS will be informed anonymously by the ÄS about the relevant mean patient doses of all radiological installations. After a complete review of patient doses by the ÄS, updated DRLs can be established by the BfS based on the third quartile values of the distributions of the relevant mean patient doses in diagnostic radiology and on the mean activity values in nuclear medicine.

Greece

Although the procedure of DRLs establishment has not been completed yet, it is expected that they will be updated on a five year basis, if of course there is a need for that. Their updating will be based on the analysis of the data collected during GAEC's on-site inspections.

Italy

So far, the DRLs have not been updated. Concerning the DRLs in x-ray procedures, the Italian Association of Medical Physics (AIFM) has formed a few working groups, devoted respectively to conventional procedures and mammography (with special regard to a comparison between the doses in screen-film vs. digital imaging) and CT (with special regard to new MSCT equipment). These groups are collecting data from selected radiological departments, throughout the whole Italian territory.

Sweden

The DRLs have not been updated yet, but new updated values for nuclear medicine are on their way. Next year the authority is planning to analyze the standard doses reported for x-ray examinations and use this analysis as an input for the revision of the regulation – which will probably result in additional examinations included in the concept and in lower values of Diagnostic Reference Levels for the existing ones.

Switzerland

It is envisaged that the DRLs will be updated every 5 to 10 years. The Swiss Federal Office of Public Health also supports solu-

tions involving modern information technologies and networks. At the Bern University Children's Hospital, an application of this kind has been implemented. Here, all the patient data and radiation doses are stored on a dedicated server and can thus subsequently be used to determine the DRLs. Efforts are also being made to enable a direct graphic comparison – dose administered vs reference level – to be displayed for CT and interventional procedures. Future RIS and PACS systems should fully exploit these possibilities.

United Kingdom

NRPB/HPA publishes five-yearly reviews of its National Patient Dose Database (NPDD) which includes recommended national reference doses for a wide range of diagnostic and interventional x-ray procedures apart from those using CT. A separate database (called PREDICT – Patient Radiation Exposure and Dose in CT) is held by NRPB/HPA for CT examinations and is based on national surveys of UK CT practice conducted in 1999 and 2003. The periodic reviews of these two databases (NPDD & PREDICT) comprise the major source of proposed national DRLs for x-ray imaging procedures in the UK. Reviews of NPDD have been published for the five-year periods ending in 1995 and 2000 and the latest review for the 5 years ending in 2005 will be published soon. It is anticipated that the PREDICT database will be updated and reviewed with a similar frequency. National DRLs for diagnostic nuclear medicine procedures are regularly updated by the Department of Health's Administration of Radioactive Substances Advisory Committee (ARSAC). They were last updated in 2006.

FUTURE OUTLOOK

France

ASN will support any initiative aiming at the international harmonisation of any radiation control practice, including the harmonisation of DRLs. However, this practice being rather new, efforts may be placed in priority on the harmonisation of other radiation protection practices that are more generally applied than DRLs.

Germany

In the near future another expert meeting concerning DRLs is planned by BfS. Besides the update of the existing DRLs, the possible inclusion of dental x-ray examinations and paediatric CT examinations in the concept will be discussed.

Greece

It is of great importance to ensure that the established DRL values are applied properly in all medical laboratories. As it concerns the completion of a full set of DRLs, priority is given to the definition of DRLs for pediatric examinations and interventional procedures.

Italy

Concerning the DRLs in x-ray procedures, the Italian Association of Medical Physics (AIFM) has formed a few working groups, devoted respectively to conventional procedures and mammography (with special regard to a comparison between the doses in screen-film vs. digital imaging) and CT (with special regard to new MSCT equipment). These groups are collecting data from selected radiological departments, throughout the whole Italian territory.

Netherlands

In May 2006, the Ministry has organized a meeting with a number of medical professional organizations, in order to exchange information about knowledge and experience with DRLs and to discuss how to start the development and implementation in the Netherlands. It was concluded that the Radiology and Nuclear Medicine Platform of the National Committee on Radiation Dosimetry should play a role in this process. At this moment, the Ministry and the Platform are discussing a project plan for the implementation of DRLs. It is expected that this plan will be finalized early 2007. From that time onwards, the implementation activities will start.

Sweden

It is recognized that pediatric and interventional examinations should be included in the concept, although both have their difficulties due to varying body size and varying complexity, respectively.

Switzerland

In the near future, the DRLs should be routinely applied in Switzerland whenever ionizing radiation is used in medicine.

United Kingdom

Regarding the standardisation of DRLs internationally, in the past the UK has provided a substantial amount of the patient dose data that was used to establish European reference doses for diagnostic radiographic images for adult and paediatric patients and for CT. The UK will continue to participate in the European Study Group developing quality criteria and European DRLs in CT. However, the UK sees little benefit for the optimisation of patient protection in the UK to justify any future attempts to standardise DRLs at a European or even wider international level. To be effective in the UK, DRLs need to be based on current UK radiology practice. In the future it is hoped that our regular fiveyearly reviews will be extended to cover other highdose imaging procedures, particularly in CT and interventional radiology.

CONCLUSION

Many developments and concepts to collect and use DRLs have already been introduced in France, Germany, Greece, Italy, Sweden, Switzerland and the United Kingdom. In Netherlands it is expected that a plan for the implementation of DRLs will be finalized in 2007 and from that time onwards, the implementation activities will start. The methods used to implement the diagnostic reference levels, to inform and train the medical staff are quite different for each country. The future outlook and the ways DRLs will be developed in these countries are not clearly

defined but several projects are well under way. Diagnostic Reference Levels give a direct link to patient doses and are an important tool to perform efficient dose management and to optimize patient doses. Countries should therefore try to develop concepts in order to implement and use diagnostic reference level to ensure patient doses are reduced as much as possible. The directions shown by these countries for the DRLs are quite promising. Regulatory bodies, medical staff as well as patient organizations should invest time in this constantly developing concept to optimize dose to patient in the different fields using ionizing radiation.

More Information

Further information about DRLs can be found on the following websites or requested from the following persons:

France Web: www.asn.fr

Email: marc.valero@asn.fr

Germany Web: www.bfs.de

Email: rveit@bfs.de

Greece Web: www.eeae.gr

Email: vkamenop@gaec.gr

Italy Web: www.iao.it

Email: giampiero.tosi@iao.it

Netherlands Web: www.minvws.nl

Email: mj.alphenaar@minvws.nl

Sweden Web: www.ssi.se

Email: anja.almen@ssi.se

Switzerland Web: www.str-rad.ch

Email: philipp.trueb@bag.admin.ch

United Kingdom Web: www.hpa.org.uk

Email: barry.wall@hpa.org.uk

Ultime novità



Sul fronte NCRP si segnala il **Report No.154** del 2006
*Cesium-137 in the Environment: Radioecology and
Approaches to Assessment and Management*

L'obiettivo fondamentale del Report è quello di riassumere lo stato di conoscenze attuali sul radiocesio nell'ambiente per identificare future strategie di gestione degli ecosistemi contaminati. Sono descritte le sorgenti, i livelli di cesio presenti nell'ambiente in generale ed in luoghi selezionati dal Dipartimento dell'Energia degli Stati Uniti, processi di trasporto ambientale, modelli e parametri, gestione e mitigazione della contaminazione ambientale.

Articolo ripubblicato da European ALARA
Newsletter Issue 20 – Feb. 2007

Radiotherapy Incidents and Accidents in France

Since 2003, three severe radiotherapy accidents have occurred in France.

In 2003 in Grenoble a patient was overexposed due to a problem of data transmission between different software. The accident was discovered in 2004. In Lyon, in 2004, one patient was overexposed due to a wrong adjustment of the irradiation field. She died in 2006 but a direct link with the overexposure has not been established.

In Epinal, 23 patients treated by external beam therapy for prostate cancer between May 2004 and May 2005 received an exposure at a dose exceeding (by 7% to 34%) the radiation dose initially prescribed. The French Nuclear Safety Authority (ASN) was informed on July 6, 2006. Currently, 16 patients have already developed acute complications (rectal inflammation/burns), and at least one patient died as a result of the overexposure.

This repetitive accident was caused by a lack of training of the operators on the use of the treatment planning software (TPS) and by design aspects - the software was not translated into French, and some acronyms used were unclear - that couldn't prevent a subsequent incorrect setting of the accelerator. The TPS simulation was performed with static wedges, but the accelerator was set with dynamic wedges thus leading to an excess of the exposure time.

The ASN notified this event to the French health products agency (AFSSAPS). The manufacturer has been contacted by the AFSSAPS to implement corrective actions at two other beam therapy centres still using the TPS in France. The ASN also asked its technical support organization IRSN to assess the radiological consequences precisely and to propose recommendations for undertaking curative therapeutical actions.

Following these accidents and some other incidents, the French Nuclear Safety Authority took some actions, which are described in the following ASN statement.

OFFICIAL ASN STATEMENT

Several radiotherapy incidents and accidents were recently declared to ASN. This challenges the global impression of progress that was recorded during these last years in the field of medical radiation protection.

Thus, in 2005 and 2006, serious radiotherapy accidents occurred in various hospitals in France (Grenoble, Lyon, Epinal).

In addition, various types of incidents, so far, without health consequences have also been declared:

- *Two mismatches of patient identifications occurred on 21 August and 19 October 2006 at the radiotherapy department in Angers;*
- *The administration of radiation to the wrong patient on 28 June 2006, during a radiotherapy session at Saint-Etienne;*
- *A forgotten source of iridium-192 on a patient who was undergoing a brachytherapy treatment on 2 June 2006 at Amiens.*

If the increase in the number of incident reports from professionals is definitely a sign of increasing radiation safety culture in the medical field in France, the serious consequences, for several patients, of an overexposure during a radiotherapy treatment are of major concern for ASN.

The investigations systematically conducted by ASN following these events demonstrated that these incidents, to a large extent, originated from organisational and human failures. In April 2006, ASN did already send to radiotherapy professionals a circular letter, so as to increase their awareness of prevention means of radiotherapy accidents.

ASN feels it necessary to reinforce this initiative, therefore:

- *ASN has requested professionals and the national institute of cancer (InCA) to present their action plans for the full integration of human and organisational factors in the activities of radiotherapy departments;*
- *ASN realises in 2007, with its local delegations, an inquiry at radiotherapy departments so as to identify possible understaffing of medical physicists;*
- *ASN prepares a commission's decision to better regulate the system of incident reporting, in particular, the record keeping and analysis of events at each department likely to induce incidents;*
- *ASN will extend in 2007 its control of medical activities to the field of organisational and human factors with a systematic checking of their record keeping and analysis.*

Incidente in radioterapia – Francia

a cura di Gabriella Pasquali

Servizio di Fisica Sanitaria - Fondazione Salvatore Maugeri, Pavia

Risale a Febbraio 2007 il rapporto dell'inchiesta delle autorità francesi, l'ASN (Autorità sulla Sicurezza Nucleare) e l'I-GAS (Ispettorato Generale degli Affari Sociali), sull'incidente che ha comportato un sovradosaggio di 23 pazienti sottoposti a trattamento radioterapeutico per cancro alla prostata all'ospedale di Epinal (Francia) nel periodo maggio 2004 - agosto 2005.

Il Ministero francese della Sanità e della Solidarietà aveva emesso un comunicato stampa nell'ottobre 2006.

I primi sintomi di sovradosaggio sono apparsi a distanza di mesi dall'irradiazione; a maggio 2005 cinque pazienti riportavano lesioni severe e ad agosto 2005 il numero era aumentato a dieci. Ad oggi 23 pazienti sono stati sovraesposti di cui uno è deceduto per lesioni da sovrairradiazione, altri tre sono deceduti senza che sia stato stabilito un legame diretto con l'incidente.

La causa è stata individuata in un errore informatico in seguito al cambio di protocollo dosimetrico a maggio 2004 che prevedeva l'utilizzo di cunei dinamici al posto dei tradizionali statici per la conformazione della dose. Tale modifica avrebbe dovuto comportare una modifica anche nella fase di pianificazione del trattamento e di calcolo della dose, cosa che per alcuni pazienti non è stata fatta. Si sarebbe potuto individuare l'errore con un calcolo indipendente delle unità monitor e con la dosimetria *in vivo*.

Il ritardo nell'informare le autorità nazionali e i pazienti coinvolti ha comportato un peggioramento della situazione, anche dal punto di vista del trattamento delle sequele dei pazienti, non identificate dai medici curanti come problemi da sovrairradiazione.

Lacune sono state individuate in materia di assicurazione della qualità, di gestio-

ne della crisi sanitaria e di radiovigilanza delle complicazioni iatrogene. In particolare per quanto riguarda il primo punto, il rapporto indica che non sono state applicate le regole elementari dell'assicurazione di qualità, quali la tracciabilità delle pratiche, la validazione delle dosi e la verifica della formazione del personale, sottolineando come l'importanza del fattore "organizzazione" sia sottovalutata a livello di prevenzione del rischio. Infatti è emerso che la decisione di cambiare protocollo adottando i filtri dinamici non è stata adeguatamente preparata: non c'era tracciabilità delle operazioni, non era stato scritto preliminarmente un protocollo e non erano state adattate le procedure per la dosimetria *in vivo* e per il calcolo indipendente delle unità monitor. Inoltre il personale non disponeva di una guida di utilizzo in francese e non era stato adeguatamente formato relativamente alla modifica effettuata: due operatori erano stati informati individualmente e in un caso in maniera errata, i due avevano poi riferito ad altri colleghi che avevano riprodotto fedelmente ciò che avevano appreso.

Tra le proposte dell'inchiesta c'è quello di favorire l'elaborazione di norme di buona pratica o di norme inglobanti le ISO 9000 sull'assicurazione di qualità.

Questo incidente è l'ennesima conferma che controlli incrociati e ripetuti possono prevenire gli errori. Peraltro essi sono indispensabili anche con le migliori tecnologie, che generalmente aiutano a evitare l'errore casuale ma consentono che errori non identificati diventino sistematici.

Un database dei maggiori incidenti radiologici è disponibile sul sito:

<http://www.johnstonsarchive.net/nuclear/radevents/index.html>

Unintended overexposure of patient Lisa Norris during radiotherapy treatment at the Beatson Oncology Centre, Glasgow in January 2006

Report of an investigation by the Inspector appointed by the Scottish Ministers for The Ionising Radiation (Medical Exposures) Regulations 2000

a cura di Maria Grazia Brambilla

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

Si tratta del rapporto riguardante le indagini eseguite a seguito di un grave incidente avvenuto durante il trattamento radioterapico programmato per una giovane paziente del Beatson Oncology Centre (BOC) di Glasgow nel gennaio dello scorso anno, conclusosi con il decesso della persona coinvolta per cause chiaramente riconducibili a errore umano. Il documento, piuttosto corposo, è stato redatto a cura dell'ispettore nominato dal governo scozzese, Arthur M. Johnston, ed è articolato in diversi capitoli e corredato da alcune appendici.

Nei primi due capitoli, vengono indicati l'argomento e lo scopo del rapporto e sottolineato che l'indagine è stata eseguita poiché l'incidente si è dimostrato legato a un errore procedurale e non a un guasto delle apparecchiature coinvolte. Cura particolare è data nella parte preliminare alla garanzia dell'anonimato dei responsabili dell'incidente, affermando che l'intento del rapporto non è legato a motivazioni di tipo legale, ma esclusivamente volto a rendere evidenti le possibili cause di un dato errore al fine di evitare la ripetizione dello stesso o di analoghi. Parimenti, pur essendo esplicitamente citate le apparecchiature utilizzate nella procedura che ha condotto al tragico evento, il loro produttore viene completamente scagionato da qualsiasi responsabilità nello stesso.

Nel terzo capitolo, viene dato spazio all'indagine localmente condotta secondo le indicazioni di legge e ai risultati delle relazioni corrispondenti.

Il rapporto, nel capitolo quarto, espone ciò che è stato scoperto da un'accurata investigazione sull'incidente, identificando

l'errore che ha causato una sovraesposizione della paziente, traendo conclusioni sulle mancanze che a tale errore hanno condotto e indicando le figure professionali responsabili. Vengono inoltre fatte raccomandazioni specifiche volte a minimizzare la possibilità di accadimento di simili eventi e, più in generale, ad aumentare la sicurezza del paziente in radioterapia.

Di seguito, si ritiene opportuno fornire un breve riassunto dell'accaduto, poiché, data la delicatezza del tipo di errore, la sua conoscenza può fornire elementi di comprensione preziosi.

L'origine dell'incidente è da legarsi a una non corretta pianificazione del trattamento; pertanto la responsabilità di esso ricade su coloro che hanno prodotto il piano di trattamento con cui la paziente è stata trattata. Presso il centro in questione, le attività di pianificazione, eccettuate quelle che coinvolgono i casi più semplici, sono eseguite dal fisico medico e da operatori tecnici particolari (*medical technical officers*), figure relativamente nuove nel Regno Unito, registrate su base volontaria dall' Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) su un elenco particolare detto '*Voluntary Register for Clinical Technologists*', che raccoglie generalmente le figure di operatori sanitari di tipo tecnico coinvolte nella pianificazione radioterapica. La suddivisione dei compiti di queste figure professionali è legata al loro livello di preparazione e di esperienza, ma la responsabilità finale del piano di trattamento elaborato ricade sul fisico medico di maggiore esperienza (*senior medical physicist*).

Il trattamento della paziente, affetta da

una forma di neoplasia cerebrale piuttosto rara, prevedeva l'irradiazione del sistema nervoso centrale in toto, comprendendo sia l'encefalo che tutta la colonna, oltre a un sovradosaggio sulla sola sede del tumore primitivo. La complessità del trattamento è parsa tale da non intendere affidarsi, per esso e casi simili, alla gestione completamente automatizzata della procedura; è stato quindi consentito il trasferimento manuale delle informazioni rilevanti per il trattamento su modulo appositamente studiato e in uso per tali tipo di trattamenti prima dell'entrata in funzione del sistema automatico. Il modulo da compilare ha richiesto la copiatura dei dati sulla geometria di irradiazione del modulo in uscita dal sistema computerizzato per la pianificazione del trattamento e la trascrizione del numero di UM necessarie per l'erogazione della dose normalizzata a 1 Gy; il tecnico di radiologia medica delegato all'irradiazione ha assunto, come di consueto in tali casi, il compito di moltiplicare tali UM per la dose effettiva, determinando così le corrette UM per il trattamento. Nel caso della paziente in questione, per la parte di trattamento riguardante l'encefalo, colui che aveva predisposto il piano di trattamento ha attivato, avendone la possibilità, ma non rendendosi conto delle ricadute dell'operazione, la procedura per il richiamo della dose complessiva prescritta e del numero di frazioni (numero, questo rivelatosi non corretto, ma non tale da dare luogo all'evento in analisi) dalla cartella clinica informatizzata. Il risultato del calcolo è stato quindi normalizzato alla dose prescritta per frazione, pari a 1.67 Gy, calcolata per altro su un numero non corretto di frazioni, e non a 1 Gy. Tale valore è stato successivamente moltiplicato per la dose per frazione, questa volta calcolata sul numero corretto di frazioni. Seppur il trattamento sia stato interrotto prima del numero pianificato di frazioni, ne è risultata l'erogazione di una dose circa il 58% più elevata di quanto previsto.

Nel quinto capitolo, è fornita dettagliata descrizione delle circostanze dell'incidente, imperniata su due domande chiave, riguardanti la motivazione dell'inserimento del

numero non corretto sul modulo di trattamento e la sua mancata individuazione da parte del personale addetto alla supervisione delle attività di pianificazione. In esso vengono ben illustrati i ruoli dei vari operatori addetti alla pianificazione ed evidenziata la scoperta dell'errore sulla paziente perita, a partire dall'individuazione di un analogo errore su un trattamento simile (fortunatamente privo di conseguenze) a partire dal messaggio di errore del sistema di registrazione e verifica, non utilizzato nei trattamenti in analisi, e dal controllo indipendente operato da personale di qualifica equivalente a quella del supervisore del piano studiato.

Il rapporto, con scelta particolarmente felice, comprende un consistente capitolo dedicato all'ambiente in cui l'incidente si è verificato, facendo esplicito riferimento alle pressioni e al carico di lavoro cui il personale è sottoposto. La collocazione del quadro specifico nel contesto nazionale di adeguatezza del personale in termini di unità e preparazione appare imparziale e doverosa.

Considerazioni riguardanti le indagini eseguite a seguito di incidenti causati dall'incorretta gestione e interpretazione dei dati forniti da sistemi di calcolo presso altro centro tra il 1982 e il 1991 sono riportate per confronto nel capitolo settimo, con uno schema in parallelo che ne mette in luce le similitudini. In particolare viene fatto rilevare che le raccomandazioni prodotte a seguito dell'indagine relativa all'incidente precedente, almeno in parte, non sono state seguite.

Il capitolo ottavo, invece, riporta un riassunto ragionato dei principali elementi scoperti, corredato da un elenco dei possibili fattori che possono aver contribuito al grave errore.

Un esteso capitolo è infine dedicato alle azioni già intraprese presso il centro in questione al fine di evitare il ripetersi di episodi analoghi, alle raccomandazioni riportate nel rapporto del responsabile del servizio di fisica medica del BOC (in primis, la messa a punto di procedure di dosimetria in vivo e di controllo indipendente dei piani di trattamento predisposti) e alle

raccomandazioni addizionali per il BOC specificatamente, per altri istituti analoghi e per le organizzazioni professionali.

Le conclusioni riportate nel capitolo decimo elencano i vari livelli di responsabilità dell'evento, per i singoli individui, per le figure professionali da essi rappresentate e per l'istituto in cui la loro attività viene svolta ed espongono in modo chiaro e conciso la lezione principale che è possibile trarre dall'incidente.

Doverosi ringraziamenti alle autorità competenti e al personale del BOC, che attivamente ha partecipato al procedere dell'indagine e ha fornito, in pieno spirito collaborativo, elementi preziosi per la comprensione dei fatti e la stesura del rapporto, completano il documento, assieme a una ricca bibliografia, la cui consultazione, anche se principalmente corredata da riferimenti di valore legislativo locale, può essere di utilità a chiunque si accosti alla lettura.

Una consistente parte del documento è riservata alle appendici, contenenti, tra l'altro, copia della modulistica standard in uso presso il BOC, inclusa quella specifica per il trattamento cranio-spinale della paziente in questione, una copia del verba-

le della prima riunione della commissione investigativa e le dichiarazioni del personale coinvolto.

Il documento, in generale, è molto esteso e analitico, frutto di un'indagine sicuramente attenta, minuziosa e soprattutto obiettiva. La sua lettura è consigliabile a tutti coloro che, a diversi livelli, possano essere coinvolti nelle attività di radioterapia ciò è utile non tanto per esorcizzare il pericolo di incorrere in eventi simili o per confrontare la qualità delle proprie prestazioni con quelle altrui, quanto a conferma della necessità dell'applicazione di procedure complete e controllate, che prevedano anche la riesecuzione dei calcoli della dose e delle UM/tempi di trattamenti generati da un sistema computerizzato di pianificazione, con algoritmi manuali o indipendenti semplificati, l'applicazione delle procedure di controllo incrociato e di dosimetria in vivo e il controllo periodico della qualità delle prestazioni del suddetto sistema computerizzato, nelle attività di radioterapia. Esse vanno comunque supportate da un'adeguata preparazione e suddivisione dei carichi di lavoro, eventualità che, nelle realtà locali anche italiane, non sempre è garantita.



Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

LA RADIOPROTEZIONE DEI LAVORATORI E DELLA POPOLAZIONE: ASPETTI RILEVANTI CONNESSI ALLE ATTIVITÀ SANITARIE

Area della Ricerca CNR di Bologna - 7/9 novembre 2007

Coordinatori Scientifici: L. Pierotti, S. Maggi

Responsabile Scientifico: A. Del Vecchio

Segreteria Organizzativa: Centro di Cultura Scientifica "A. Volta"

Villa Olmo - Via Cantoni, 1 - 22100 Como

tel. 031/579812 - fax 031/573395 e-mail: nadia.tansini@centrovolta.it

ANALISI DI UN ARTEFATTO IN TC MULTISTRATO

Luca Moro¹, Giuseppe Bertoli²

¹Servizio di Fisica Sanitaria, ²Unità Operativa di Diagnostica per Immagini
Fondazione Salvatore Maugeri, IRCCS, Istituto Scientifico di Pavia

INTRODUZIONE

Le apparecchiature di tomografia computerizzata che utilizzano la tecnologia multistrato hanno dato prova di grandi potenzialità, sia per quanto riguarda l'acquisizione che l'elaborazione delle immagini. Le particolari caratteristiche di scansione tipiche di questi tomografi sono state oggetto di numerosi studi fin dall'inizio [1, 2] e specifici approfondimenti, sia in sede di progettazione che a livello di utilizzatore finale, sono stati finalizzati alla conoscenza degli artefatti tipici di questa tecnologia [3, 4], al fine di predisporre tecniche appropriate per cercare di ridurre la loro presenza o addirittura di eliminarne l'insorgenza, a vantaggio della qualità diagnostica delle indagini. Tuttavia, la complessa tecnologia che sovrintende alla produzione e gestione delle immagini comporta che spesso gli operatori si trovino ad affrontare situazioni insolite e del tutto impreviste.

Nello scorso mese di ottobre, durante l'esecuzione di un'indagine TC dell'encefalo presso la nostra struttura, alcune delle immagini ottenute risultarono molto più "scuri" delle altre e fu necessario modificare di molto i valori della finestra di visualizzazione per poterle rappresentare in modo percepibile. Inoltre, da un'analisi quantitativa, risultò che il valore medio dei numeri CT compresi all'interno di ROI selezionate su regioni anatomiche nelle immagini anomale differiva di molto dal corrispondente valore misurato sulle altre immagini prodotte. In seguito a questa circostanza, fu intrapreso uno studio volto ad analizzare le caratteristiche di questo artefatto, per valutare l'eventuale presenza su altri esami e i possibili effetti sulla qualità diagnostica delle immagini prodotte.

MATERIALI E METODI

L'artefatto è stato osservato su un'apparecchiatura a 16 strati durante l'esecuzione di un esame TC encefalo a una donna di 74 anni, utilizzando un protocollo di indagine composto da due serie di acquisizioni in modalità assiale, una per la fossa posteriore e una per l'encefalo, con i seguenti parametri tecnici di acquisizione: 120 kVp, 300 mA, 2 secondi di rotazione, FOV di scansione 25 cm, FOV di visualizzazione 23 cm, 4 immagini/rotazione da 2,5 mm di spessore in configurazione di 16 rivelatori da 0,625 mm per il primo pacchetto, 4 immagini/rotazione da 3,75 mm di spessore in configurazione di 4 rivelatori da 3,75 mm per la seconda serie.

Per studiare le caratteristiche del fenomeno, è stata valutata la ricorrenza dell'artefatto all'interno delle due serie, per evidenziare una possibile correlazione con i banchi di rivelatori utilizzati durante la scansione. È stato inoltre simulato un esame encefalo, utilizzando un fantoccio omogeneo riempito con acqua, comunemente utilizzato per l'esecuzione dei controlli di qualità. La prova è stata ripetuta anche in modalità di scansione spirale, per verificare se l'insorgenza dell'artefatto dipendesse dalla modalità di acquisizione selezionata, con i seguenti parametri: 120 kVp, 300 mA, 1 secondo di rotazione, spessore dello strato 2,5 mm con avanzamento di 13,75 mm/rotazione per la prima serie, 3,75 mm e avanzamento di 13,75 mm/rotazione per la seconda.

Sono state infine esaminate le immagini relative alle indagini TC eseguite nella stessa giornata dell'esame in questione, valutando la qualità della rappresentazione delle parti anatomiche in termini di nume-

ro CT e registrando la presenza, la posizione e le caratteristiche degli artefatti eventualmente presenti.

RISULTATI

L'analisi delle immagini dell'esame anormale ha evidenziato la ricorrenza dell'artefatto in ogni seconda immagine del primo pacchetto e in ogni prima e seconda immagine della seconda serie. L'artefatto consiste in una generale alterazione dei numeri TC, che risultano tutti diminuiti di circa 70 – 80 Unità Hounsfield (HU), tanto che, per poter rappresentare i dettagli anatomici con la stessa visibilità delle altre immagini, occorre variare significativamente il livello e l'ampiezza della finestra di visualizzazione. Le immagini irregolari presentano quindi una erronea informazione diagnostica, in quanto non è conservata la corrispondenza fra densità e numero CT.

La presenza di questo artefatto solo su alcune immagini di ogni serie ha fatto intuire che ci potessero essere dei difetti di funzionamento a carico di alcuni banchi di rivelatori o del corrispondente canale di trasmissione dei dati acquisiti. Queste osservazioni sono state confermate dall'analisi delle immagini del fantoccio ottenute in modalità di scansione assiale: in ogni seconda immagine di ciascuna serie, e in misura minore in ogni prima immagine della seconda serie, è stato evidenziato il medesimo effetto sui numeri CT.

Lo studio delle immagini ottenute in modalità spirale ha mostrato un altro parti-

colare fenomeno: la degradazione del valore dei numeri CT non riguarda più alcune singole immagini, ma le interessa tutte in quanto l'immagine del fantoccio presenta un'area periferica più "scura" la cui posizione cambia da una immagine alla successiva, verosimilmente in funzione della posizione angolare che il tubo RX assume in corrispondenza di ciascun piano di ricostruzione delle immagini (Fig. 1).

L'area periferica più "scura" risultante è molto simile all'effetto prodotto dall'elaborazione di proiezioni incomplete, ovvero alterate o troncate, che si verifica quando il flusso di raggi X incidenti è tale da eccedere il range dinamico dell'elettronica di acquisizione (DAS) di un gruppo di rivelatori appartenenti ad un unico banco (*DAS over-range artifacts*) [5]. Il fenomeno della "saturazione" comporta che i valori di proiezione misurati da quel gruppo di rivelatori non rappresentano correttamente i coefficienti di attenuazione dell'oggetto esaminato, ma riproducono strutture molto meno dense e, quindi, più "scure", con conseguente perdita dell'informazione diagnostica.

Questo secondo aspetto dell'artefatto a carico delle immagini acquisite in modalità spirale ha indotto a rivedere con più attenzione tutte le indagini TC effettuate in quello stesso giorno. Gli esami TC precedenti all'esame assiale che per primo ha messo in evidenza l'artefatto non hanno presentato alcun difetto né alterazione dei numeri CT.

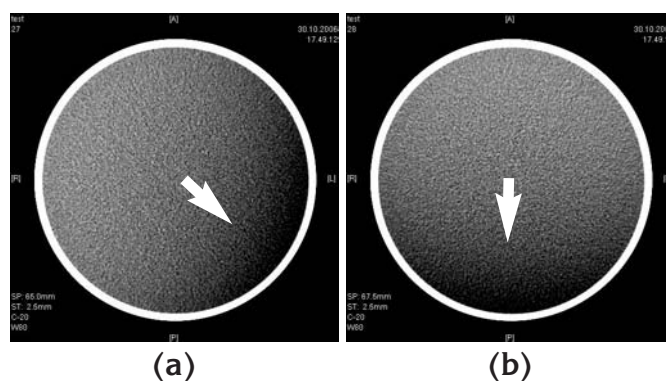


Figura 1. Immagini TC del fantoccio ad acqua acquisite in modalità spirale. L'area interessata dall'artefatto varia la propria posizione da un'immagine (a) alla successiva (b) di un angolo compreso tra 60° e 70°.

Dall'analisi degli 8 esami effettuati in seguito, è invece emerso che 5 studi relativi ai distretti corporei del torace e dell'addome acquisiti in modalità spirale presentano la stessa zona più "scura" e più "rumorosa", già evidenziata con il fantoccio; tale area interessa immagini consecutive in posizioni angolari diverse (Fig. 2). In fase di successiva elaborazione, questo difetto ha dato luogo a un effetto molto simile all'artefatto a "zebra" [5], come risulta dalle immagini ottenute mediante ricostruzione multiplanare (Fig. 3). Altri artefatti sono stati invece individuati ai bordi delle immagini relative a un esame TC del torace e dell'addome, acquisito in modalità spirale con spessori da 3,75 mm (configurazione 16 x 1,25 mm) e avanzamento da 27,50 mm/rotazione. A differenza dei casi precedenti, la visualizzazione delle regioni anatomiche in esame non risulta compromessa né alterata, ma si evidenzia in corrispondenza del bordo esterno di ogni immagine un'area limitata nella quale compaiono bande concentriche alternate chiare e scure (Fig. 4). Questa area varia la sua posizione da un'immagine alla successiva, in correlazione con la posizione angolare del tubo RX, con le stesse modalità già viste nei casi precedenti.

Il servizio di assistenza tecnica, il cui intervento era stato richiesto vista la gravità degli artefatti, appurò che una componente elettronica presentava un difetto di funzionamento. Tale componente è deputata, tra l'altro, alla gestione di una parte dei *reference data*, ovvero i dati acquisiti dai rivelatori posti sulla parte più esterna dei banchi, utilizzati per "normalizzare" i profili di attenuazione. Questo fa sì che, come avviene per gli artefatti *DAS over range*, i valori di

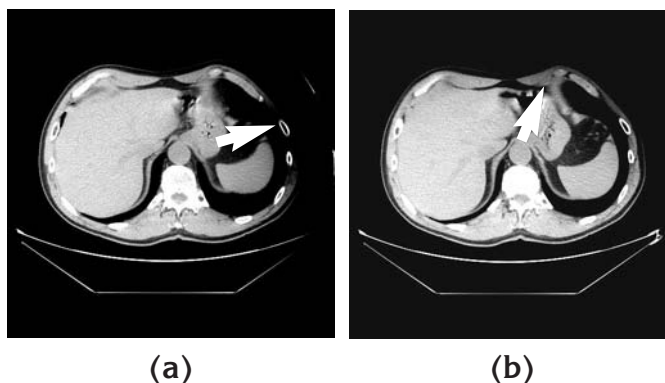


Figure 2a, 2b. Immagini consecutive di un esame TC torace-addome nelle quali si nota l'effetto e la diversa posizione dell'artefatto.



Figura 3. Ricostruzione MPR ottenuta utilizzando le immagini acquisite in modalità spirale contenenti l'artefatto. La diversa posizione della zona più "scura" evidenziata nelle ricostruzioni assiali dà luogo a un effetto molto simile all'artefatto a "zebra".

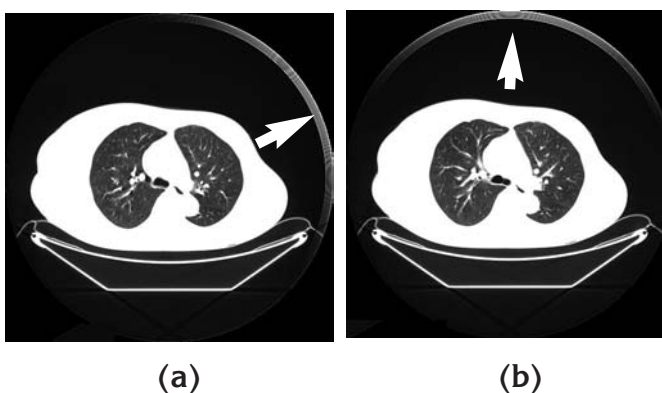


Figura 4. Immagini relative a un esame TC spirale del torace che mostrano la presenza di bande concentriche. La posizione angolare dell'area interessata dall'artefatto varia da un'immagine (a) alla successiva (b) di circa 50°.

attenuazione relativi all'oggetto in esame e quindi i valori dei numeri TC elaborati da quella componente elettronica sono tutti sistematicamente alterati. Purtroppo, non si sono potute ottenere ulteriori informazioni da parte del servizio di assistenza, che si è rivelato poco collaborante.

DISCUSSIONE

In questo studio sono stati analizzati alcuni artefatti comparsi in esami TC acquisiti con una apparecchiatura multistrato sia in modalità assiale che spirale. Durante l'esecuzione di uno studio assiale dell'encefalo, è stato rilevato che alcune immagini apparivano sensibilmente diverse dalle altre. Negli studi acquisiti in modalità di scansione spirale, invece, è stato osservato che l'artefatto riguardava un'area limitata di ciascuna immagine. Entrambi i fenomeni sono stati ricondotti a un guasto di una componente elettronica di gestione dei dati acquisiti.

La particolare tecnologia di acquisizione e ricostruzione delle immagini delle TC multistrato comporta infatti che un difetto di funzionamento che interessa un numero limitato di rivelatori, o uno dei circuiti elettronici che raccolgono i segnali e li inviano al calcolatore per la ricostruzione, ha influenza solo su una parte dei dati acquisiti. In modalità di scansione assiale, questo comporta che risultano alterate solo le immagini ricostruite con i dati acquisiti dalle componenti difettate. Nell'acquisizione spirale, invece, poiché ciascuna immagine è ottenuta utilizzando i dati acquisiti da tutti i canali di acquisizione attivati, l'artefatto è presente in tutte le immagini ricostruite, alterando di ciascuna la porzione corrispondente alla posizione angolare assunta dal tubo RX in quel piano di ricostruzione lungo l'asse Z. Tale corrispondenza è stata osservata chiaramente sulle immagini del fantoccio acquisite in modalità spirale e sulle immagini che evidenziano la zona periferica a bande chiare e scure. La posizione dell'artefatto varia, infatti, da un'immagine alla successiva di un angolo uguale alla variazione della posi-

zione angolare del tubo tra due piani di ricostruzione contigui, che è dato da:

$$360^\circ \cdot \text{spessore dello strato/avanzamento.}$$

È stato inoltre osservato che nelle immagini ottenute in modalità di acquisizione spirale l'area interessata dall'artefatto è sovrapposta all'immagine del paziente se il FOV di visualizzazione è più piccolo del FOV di scansione. Nell'unico esame spirale in cui i due campi di vista coincidono, l'artefatto si è invece rivelato sotto forma di bande concentriche alternate chiare e scure in corrispondenza del bordo esterno di ogni immagine.

Dall'analisi di tale esperienza risulta che spesso la presenza di simili artefatti nelle immagini ottenute in modalità di scansione spirale non è immediatamente evidente o quantomeno percepibile nella sua gravità. Può essere utile, a tal proposito, eseguire in modo sistematico durante i periodici controlli di qualità la scansione di un fantoccio omogeneo, utilizzando protocolli di acquisizione assiale con la minima collimazione possibile e impostando il massimo valore per entrambi i campi di vista, perché avrebbe il vantaggio di controllare le prestazioni di tutti i banchi di rivelatori e di evidenziare eventuali differenze sia dal punto qualitativo sia, impiegando opportuni programmi automatici di calcolo, anche quantitativo.

BIBLIOGRAFIA

1. McCollough CH, Zink FE: Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 26: 2223-2230 (1999)
2. Hu H: Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 26: 5-18 (1999)
3. Taguchi K: The cause of the artifact in 4-slice helical computed tomography. *Med Phys* 31: 2033-2037 (2004)
4. Hsieh J: Investigation of an image artefact induced by projection noise inhomogeneity in multi-slice helical computed tomography. *Phys Med Biol* 48: 341-356 (2003)
5. Hsieh J: *Computed Tomography: principles, design, artefacts and recent advances*. SPIE Press, Bellingham, Washington USA, 2003

Notizie dai Gruppi di Lavoro

A cura di Paola MORESCO

Servizio Fisica Sanitaria - Ospedale Santa Corona, Pietra Ligure

Il Comitato di Redazione del Notiziario ha stabilito di istituire questa nuova rubrica con lo scopo di fornire con regolarità un resoconto dell'attività dei gruppi di lavoro AIFM, con pubblicazione degli estratti dei verbali delle riunioni, dello stato di avanzamento dei lavori, nonché dell'indicazione sulle mailing list esistenti in modo da permettere a tutti i Soci di avere una visione della vivacità delle iniziative dei gruppi e di dare una maggiore diffusione e visibilità dei documenti prodotti.

Si ringraziano tutti i Referenti ed i Membri dei Gruppi di Lavoro per la collaborazione che vorranno offrire al CDR del Notiziario per mantenere viva questa rubrica, inviando informazioni sullo stato di avanzamento dei lavori a: paola.moresco@ospedalesantacorona.it

Il consiglio direttivo dell'AIFM ha recentemente approvato le modalità per la costituzione di gruppi di lavoro riconosciuti dalla associazione.

Alla pagina "Gruppi di Lavoro" del sito www.aifm.it è scaricabile il modulo di presentazione delle proposte di costituzione di un nuovo Gruppo di Lavoro.

Uno degli obiettivi dei Gruppi di Lavoro è l'elaborazione di documenti tecnico-professionali che possano essere pubblicati nella veste di REPORT AIFM, se ritenuti di interesse generale.

Il Referente del CD per la pubblicazione dei REPORT è il Dr. Marco Brambilla, che provvederà a seguire, insieme al coordinatore del Gruppo di Lavoro, le fasi preliminari alla pubblicazione.

Attualmente risultano attivi i seguenti Gruppi di Studio (con indicazione dei nominativi dei Referenti o Responsabili):

GRUPPO DI LAVORO	REFER./CONTATTO
Bioetica	Patrizia PELOSI
Contaminazione Interna	Maria Claudia BAGNARA Roberto MENECHINI
Cooperazione Internazionale	Mauro LAZZERI Renato PADOVANI
CQ in mammografia digitale	Gisella GENNARO Paola GOLINNELLI
Fisica appl. alla Med. Nucleare	Guido PEDROLI
Caratterizzazione delle pellicole gafchromiche	Stefania CORA Luigi RAFFAELE
NIR	Riccardo DILIBERTO
RM applicazioni avanzate	Lorella MASCARO
TCMS	Paola COLOMBO
TPS	Maria Grazia BRAMBILLA

Riportiamo di seguito un breve estratto del verbale dell'ultima riunione del **Gruppo AIFM TC Multi-strato** (per gentile concessione dei Referenti):

1) Pubblicazione Report AIFM (Paola Colombo)

Tutti i revisori hanno dato il parere positivo alla pubblicazione e hanno inviato le correzioni e indicazioni che sono in via di inserimento. Mancano ancora alcuni permessi di copyright per le figure riportate. Appena pronta, la forma definitiva che il coordinatore sta revisionando sarà trasferita sul sito* del gruppo (attualmente è disponibile la versione precedente).

2) Gruppo pediatrico (Lorella Mascaro)

Si tratta di un piccolo gruppo, di cui solo 2 partecipanti utilizzano una TC dedicata alla pediatria. Il gruppo ha prodotto e messo a disposizione sul sito* una raccolta bibliografica e un questionario per cominciare ad analizzare la situazione dei protocolli pediatrici. Nicoletta Paruccini ha proposto un nomogramma basandosi su di un modello basato sul diametro equivalente.

3) Gruppo TC cardiologia (Antonella Del Vecchio)

L'istituzione del sottogruppo è

stata ufficialmente accettata e si raccolgono adesioni. Antonella Del Vecchio propone alcune iniziative (confronto di dose efficaci e dose agli organi, misure di risoluzione spaziale sia in TC che in “angio”, studio di filtri dedicati per esami cardiaci) che verranno discusse con i partecipanti.

4) Modulazione della dose

(Daniela Origgi – Sabrina Vigorito)

Il sottogruppo non è riuscito ancora ad incontrarsi per definire delle misure comuni: viene tuttavia proposto uno studio realizzato all'IEO che evidenzia la necessità di conoscere il sistema in uso. Si evidenzia la necessità di disporre di un fantoccio dedicato eventualmente per realizzare uno studio multi-centrico.

5) Controlli di Qualità

(Caterina Ghetti – Luisa Pierotti)

La bozza di protocollo di accettazione già disponibile sul sito* ha subito le ultime correzioni e, se avrà il parere positivo dei revisori, sarà inserito come appendice al Report in via di pubblicazione. Inoltre il sottogruppo ha messo a disposizione sul sito un foglio Excel nel quale chiunque può inserire i risultati delle proprie misure di accettazione in modo da avere un data base di valori “misurati”.

*(<http://lnx.aifmcaldirola.net/html/gruppi/>)

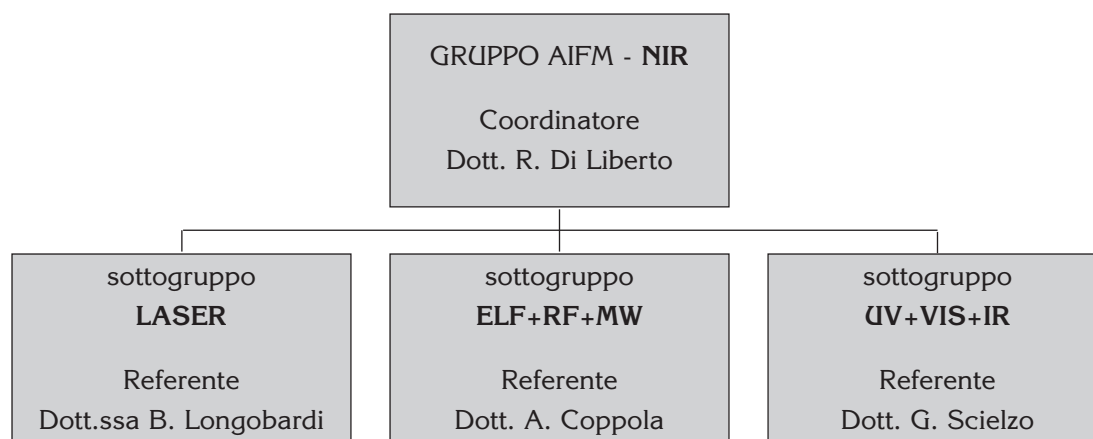
I soci che fanno parte del gruppo di lavoro possono accedervi con lo stesso username e password di ingresso in area soci – N.d.R.)

Gruppo di studio AIFM per le applicazioni delle radiazioni non ionizzanti in campo sanitario

Il Gruppo di studio AIFM per le applicazioni delle radiazioni non ionizzanti in campo sanitario è operativo dal marzo 2006. Le motivazioni che hanno portato alla costituzione del gruppo sono diverse. Il crescente impiego di tecnologie che impiegano sorgenti di radiazioni non ionizzanti (N.I.R.) in campo medico, quali LASER, UV, radiofrequenze e microonde, pone i Fisici Medici in un ruolo centrale per lo studio e la caratterizzazione di tali sorgenti, per la valutazione degli effetti biologici e

delle interazioni di base, per la valutazione dei rischi connessi al loro utilizzo e per l'ottimizzazione dei campi di applicazione.

Non ultima la necessità di approfondire le metodologie di misura dei parametri fisici in gioco definendo delle modalità standard sulla base di norme tecniche per la redazione di protocolli di misura che possano essere di facile ed immediato utilizzo. Il Gruppo è articolato in sottogruppi secondo lo schema seguente:



L'articolazione in sottogruppi si è resa necessaria per la suddivisione e l'orientamento del lavoro da svolgere. Poiché tra gli obiettivi del gruppo vi è la realizzazione di documenti tecnici che possano aiutare i fisici medici a trattare le varie problematiche connesse all'uso delle sorgenti di N.I.R., si è partiti affrontando le tre aree di studio con delle ricerche bibliografiche che potessero tracciare il percorso da seguire.

Il campo è molto vasto e per alcune sorgenti non è stato facile reperire materiale adeguato. Durante le riunioni del gruppo è emersa la necessità di iniziare dalla preparazione di tre documenti operativi che trattassero delle problematiche di utilizzo in sicurezza per operatori e pazienti delle sorgenti di NIR più diffuse in ambito sanitario. Lo schema che si è utilizzato è il seguente:

Introduzione

cap. 1 – Descrizione delle attività e delle apparecchiature

cap. 2 – Descrizione dei rischi pertinenti e delle finalità dei controlli

cap. 3 – Definizione di ruoli, responsabilità e funzioni nell'utilizzo di sorgenti NIR

cap. 4 – Descrizione delle procedure operative di sicurezza

4a) individuazione e delimitazione delle aree a rischio

4b) valutazione dei livelli di esposizione per lavoratori, pazienti e popolazione

4c) segnaletica di avvertimento e/o obbligo

4d) misure di prevenzione e protezione

4e) scelta dei Dispositivi di Protezione Individuale (D.P.I.)

4f) norme di sicurezza

4g) informazione e formazione degli operatori

cap. 5 – Descrizione della strumentazione di misura e delle modalità operative per valutare i parametri di funzionamento delle apparecchiature laser

APPENDICE 1 (definizioni grandezze fisiche, formule, etc.)

APPENDICE 2 (apparecchiature particolari)

APPENDICE n (altro)

Bibliografia

I documenti che si prevede di rilasciare entro il 2007 contengono gli elementi essenziali per potere affrontare nella realtà operativa uno degli aspetti più immediati e di maggiore riscontro nell'ambito lavorativo, anche in previsione del prossimo recepimento delle Direttive europee che normeranno finalmente in modo inequivocabile gli aspetti inerenti la sicurezza dei lavoratori esposti a sorgenti di N.I.R.. In particolare mi riferisco alle Direttive europee *...sulle prescrizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici* (campi elettromagnetici, radiazioni ottiche coerenti e non coerenti). Il primo ambito è tratta-

to dalla Direttiva CE 40/2004 che è entrata in vigore il 24/5/2004 e dovrà essere operativa negli stati membri dal 30/04/2008. Il secondo ambito è trattato dalla Direttiva CE 25/2006 che è entrata in vigore il 27/04/2006 e dovrà essere operativa negli stati membri dal 27/04/2010.

Entrambe le Direttive prevedono tra gli adempimenti del Datore di lavoro la valutazione dei rischi e la verifica del non superamento dei livelli di esposizione indicati per i lavoratori. Per far ciò il datore di lavoro (artt. 4 delle due Direttive) deve avvalersi di servizi o persone competenti. Si ritiene che tale ruolo possa essere sicuramente ricoperto dal Fisico Medico che è

già impegnato su tali fronti nella realtà ospedaliera. A tal proposito alcuni membri del Gruppo hanno partecipato in modo determinate alla stesura di un documento proposto dalla



che riunisce tutte le associazioni professionali e scientifiche che si occupano di prevenzione, che prevede i requisiti formativi e di esperienza dei probabili esperti secondo le Direttive citate. L'AIFM, su proposta dello scrivente, ha in corso le pratiche per aderire alla CIIP come associazione scientifica (www.ospedalesicuro.org/ciip.php).

Il campo di utilizzo dei documenti sarà anche relativo alle valutazioni dosimetriche su pazienti esposti a N.I.R. per ragioni diagnostiche e/o terapeutiche.

Questo aspetto risulta essere determinante per una corretta valutazione dell'efficacia di alcuni trattamenti terapeutici dei quali non si conoscono ancora le interazioni di base. L'impegno per il prossimo anno è di avviare degli studi mirati alla comprensione di quegli effetti delle radiazioni non ionizzanti impiegati in campo sanitario già noti ma per i quali non è fornita una spiegazione validata da basi scientifiche. A tal fine si sono attivate delle collaborazioni con alcuni Istituti universitari, con ISPEL, che partecipa al gruppo con suoi membri, e con aziende produttrici del settore. Chiedo quindi che il contributo dei componenti del Gruppo sia continuo e motivato perché è solo con un gioco di squadra che possono essere raggiunti gli obiettivi che ci siamo posti ed i risultati attesi.

Riccardo Di Liberto
Coordinatore del Gruppo AIFM-NIR

ISCRIZIONE GRUPPO DI LAVORO SULLA MAMMOGRAFIA DIGITALE

Cari tutti,

come sapete già da qualche anno esiste nell'ambito della nostra associazione un gruppo di lavoro sulla mammografia digitale che ha lavorato principalmente sul tema dei controlli di qualità. La recente pubblicazione della quarta edizione delle "European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis" (maggio 2006) ha confermato alcune delle incertezze sollevate dal precedente Addendum, soprattutto in merito a criteri di accettabilità di alcuni parametri di qualità dell'immagine e alla definizione di limiti assoluti. L'approfondimento di alcuni aspetti del protocollo europeo, sia a livello teorico che sperimentale, ci permetterebbe di condividere su scala nazionale le principali procedure di test, eventualmente distinte per tipologia di apparecchiatura, e di superare alcuni dei limiti del documento europeo, con evidente beneficio da parte di tutti. Per questo il contributo sperimentale degli iscritti AIFM che abbiano accesso ad

uno o più sistemi mammografici digitali può diventare rilevante e costruttivo.

Vi chiediamo dunque di ripetere l'iscrizione al Gruppo di Lavoro, specificando le caratteristiche principali del vostro sistema digitale (DR/CR), come da *form* disponibili alla pagina:

http://www.fisicamedica.org/aifm/ris/04_gdl_r/index.php?page=gr_r_cq_mammo

Le finalità del Gruppo di Lavoro sono state ridefinite e sono disponibili nella stessa pagina alla voce Presentazione.

Una volta ricostituito il database degli iscritti al gruppo, gli interessati saranno contattati via e-mail per una raccolta dati mirata ai punti focali del protocollo europeo.

Vi anticipiamo inoltre che ci sarà probabilmente una riunione del Gruppo di Lavoro durante il prossimo Congresso Nazionale AIFM.

A presto

I coordinatori del Gruppo

Gisella Gennaro *Istituto Oncologico Veneto (IOV), IRCCS Padova*

Paola Golinelli *Azienda USL Modena*

Un network per la condivisione di modelli di calcoli dosimetrici in internet

Claudia Flammia**, Francesco Sisini°, Alan Beccati°, Paolo Colamussi°, Ivana Butti^, Paolo Cavazzini°, Maddalena Scandola*, Melchiorre Giganti°

** Specializzanda in Fisica Sanitaria, Università di Bologna
tirocinante presso il Servizio di Fisica Sanitaria A.O. Universitaria di Ferrara;

° Università degli studi di Ferrara;

°° Casa di Cura S. Maria Maddalena, Occhiobello (RO);

^ Azienda Ospedaliera di Lecco;

* Università degli studi di Modena;

Introduzione

Nella pratica della terapia con radiofarmaci la dosimetria è utilizzata sia per la determinazione dell'attività da somministrare specifica per il paziente che per la stima della dose assorbita dai tessuti bersaglio e dai tessuti critici come prescritto dalla vigente normativa.

L'implementazione clinica di una metodologia dosimetrica per una specifica terapia richiede lo sviluppo e la verifica di un modello di farmacocinetica, di un protocollo clinico per l'acquisizione dei dati e delle immagini e di un modello fisico per il calcolo della dose assorbita.

È esperienza comune che pressoché tutti i centri di Medicina Nucleare e Fisica Sanitaria abbiano investito risorse sia professionali che economiche nell'implementazione clinica di procedure dosimetriche per le terapie radiometaboliche da essi praticate.

La disponibilità di modelli dosimetrici completi e statisticamente attendibili non è però cresciuta in modo coerente al numero ed alla complessità delle terapie attuate o proposte; inoltre l'attività di dosimetria interna nella pratica clinica routinaria è caratterizzata da una disuniformità applicativa tra i diversi centri.

Su queste basi è stata sviluppata una specifica informatica che consente di mettere in relazione, tramite internet, i centri di Medicina Nucleare e Fisica Sanitaria consentendo un interscambio di know-how per la crescita delle competenze nell'ambito

della dosimetria, ed agevolando i partecipanti di studi multicentrici.

Nel seguito ci riferiremo a questa specifica informatica con l'acronimo di DON "Dosimetry On Network".

Che cos'è DON

DON è una specifica informatica che definisce le modalità per porre in relazione due sistemi con struttura client-server in cui il server mette a disposizione un servizio dosimetrico accessibile dal client.

La componente server del sistema deve essere installata, mantenuta in efficienza ed aggiornata presso l'U.O. di Fisica Sanitaria, mentre la componente client può essere installata sia presso l'U.O. di Medicina Nucleare che presso l'U.O. della Fisica Sanitaria stessa.

Il dialogo fra client e server avviene attraverso lo scambio di messaggi secondo il protocollo *soap* (simple object access protocol) che ha la funzione di mediare il trasporto dei dati di input presenti nel sistema informatico del client verso il server e il ritorno dei dati di output prodotti dall'elaborazione dosimetrica dal server verso il client.

Lo scambio di messaggi può essere così esemplificato:

- dalla cartella clinica elettronica di un sistema RIS-PACS di una Medicina Nucleare (client) vengono inviati i dati di input di una terapia con radiofarmaci (dati del paziente, radioattività somministrata, campionamenti delle misure di

radioattività, immagini scintigrafiche e radiologiche) al sistema informatico di una Fisica Sanitaria dello stesso o di un altro ospedale dove è presente l'algoritmo per il calcolo dosimetrico (server);

- i dati vengono accettati dal server previa verifica dell'identità del mittente comprovata da certificazione digitale della firma del Medico Nucleare, vengono elaborati e i risultati (biodistribuzione della dose nei tessuti bersaglio e nei tessuti sani), a loro volta certificati dalla firma digitale del Fisico, inviati alla cartella clinica della Medicina Nucleare.

Tutto avviene attraverso la rete internet senza mediazione di un Browser di pagine web ma mediante l'azione di uno strato software installato sul client e sul server che provvede ad interfacciare i due secondo le regole stabilite dal protocollo DON. Non v'è alcun tipo di esportazione o copia dei dati sensibili registrati durante l'attività clinica, per la legge sulla privacy.

Come partecipare al progetto DON

Al progetto DON può partecipare chiunque, Medico o Fisico, si occupi di terapia radiometabolica e sia interessato agli aspetti dosimetrici. È possibile partecipare come server, come client o in entrambi i casi.

Per chiarezza definiamo client un centro di Medicina Nucleare che pratichi una terapia con radiofarmaci e server un centro di Fisica Sanitaria o Medicina Nucleare che voglia rendere accessibile la propria procedura di calcolo dosimetrico.

Per diventare client si deve:

- possedere un certificato elettronico di identità rilasciato dalla autorità di certificazione (certification authority) appositamente realizzata per il progetto DON e con valore circoscritto allo stesso; tale certificato può essere richiesto nel sito www.dosimetryonnetwork.org;
- scaricare dal sito <http://don.hypersoft.it> il file wsdl che descrive il formato dati da utilizzare per inviare i dati di input al server di calcolo dosimetrico;
- sviluppare uno strato software di interfaccia fra il sistema in cui è ospitata la

cartella clinica e il server di calcolo; la realizzazione di tale software richiede competenze informatiche sulle seguenti tecnologie: 1) web services, 2) SOAP, 3) wse, 4) xml. Lo sviluppo dello strato software, di semplice realizzazione per qualsiasi laureato in informatica, deve essere effettuato seguendo le specifiche riportate sul documento tecnico recuperabile sul sito.

Per diventare server si deve:

- possedere un certificato elettronico di identità rilasciato dalla autorità di certificazione (certification authority) appositamente realizzata per il progetto DON e con valore circoscritto allo stesso; tale certificato può essere richiesto dal sito www.dosimetryonnetwork.org;
- descrivere in un file wsdl il formato dei dati previsti per la procedura dosimetrica e caricare tale file sul server del sito <http://don.hypersoft.it> ;
- realizzare lo strato di interfaccia tra la procedura dosimetrica informatizzata e i client che vogliono accedervi;

La codifica del file wsdl e lo sviluppo dello strato di interfaccia devono essere realizzate da un informatico con competenze sulle tecnologie sopradescritte di concerto con il Fisico che ha sviluppato la procedura dosimetrica.

Per informazioni riguardo al progetto open source contattare la dott.ssa Claudia Flammia all'indirizzo mail: flmclld@unife.it.

Attuali applicazioni di DON

Con la nascita del recente sito web sono state raccolte le prime adesioni di centri che si occupano di terapia radiometabolica; è in corso infatti, visibile ed aggiornabile on line, un censimento libero per verificare la presenza di chi opera in questo campo relativamente al tipo di terapie presenti nel libro bianco dell'AIMN. Lo scopo, oltre quello di dare visibilità ai singoli centri di Fisica Sanitaria o di Medicina Nucleare che si iscrivono, rimane quello di condividere con più facilità la modellistica disponibile, la letteratura a riguardo, e l'aggregazione delle casistiche cliniche nel caso di studi multicentrici.

Le specifiche DON sono attualmente utilizzate nei seguenti due progetti pilota:

- 1) terapia dell'ipertiroidismo con ^{131}I presso le UU.OO di Medicina Nucleare e Fisica Sanitaria dell'Azienda Universitaria-Ospedaliera di Ferrara,
- 2) studio multicentrico sulla terapia delle metastasi ossee con ^{153}Sm EDTMP.

Terapia dell'ipertiroidismo

La terapia con ^{131}I dell'ipertiroidismo presso l'U.O. di Medicina Nucleare dell'Azienda Universitaria-Ospedaliera di Ferrara viene effettuata previo studio dosimetrico specifico per paziente elaborato dalla U.O. di Fisica Sanitaria.

Scenario

Le due UU.OO sono attualmente messe in comunicazione da un sistema informatico HIS (hospital information system) che consente alla Medicina Nucleare di inviare i dati del test di captazione alla Fisica Sanitaria e alla Fisica Sanitaria di inviare i risultati dello studio dosimetrico alla Medicina Nucleare. Prima dell'inserimento di DON la Fisica Sanitaria inseriva i dati del test di captazione in un foglio di calcolo elettronico contenente l'algoritmo dosimetrico. I risultati dell'elaborazione venivano quindi stampati e inseriti nel HIS per renderli disponibili alla Medicina Nucleare.

Applicazione di DoN

Le componenti client e server sono state installate entrambe presso la U.O. di Fisica Sanitaria: la componente server è stata interfacciata al foglio di calcolo elettronico mentre la componente client è stata interfacciata all'his. La nuova procedura elettronica, affiancata alla procedura ordinaria, permette di eseguire il calcolo dosimetrico direttamente dall'his senza più la necessità di accedere direttamente al foglio di calcolo.

Risultati e conclusioni

I vantaggi più evidenti sono il risparmio di tempo, e l'assenza di qualsiasi errore di trascrizione dei dati di input e output.

La componente DON server, sebbene realizzata per un utilizzo interno all'ospeda-

le di Ferrara è, in linea di principio, disponibile anche ad altri centri di Medicina Nucleare o Fisica Sanitaria di altri ospedali che abbiano installato la componente client del DoN.

Studio multicentrico sulla terapia delle metastasi ossee con ^{153}Sm EDTMP

Scenario

È attualmente in corso uno studio multicentrico sulla terapia delle metastasi ossee con il radiofarmaco ^{153}Sm EDTMP.

Scopi dello studio sono:

- valutare l'implementazione nella pratica clinica di un modello semplificato di dosimetria della terapia radiometabolica delle metastasi ossee;
- correlare i dati dosimetrici ai dati clinici di risposta antalgica e di tossicità midollare.

Applicazione di DON

Per questo studio è stata sviluppata una procedura di calcolo informatizzata basata sul modello in esame, installata presso un server del Centro di Elaborazione Dati dell'Ospedale di Lecco. Sullo stesso server è stato inoltre installata la componente server di DON per interfacciare la procedura dosimetrica ai dati clinici dello studio.

I dati clinici vengono raccolti mediante una cartella clinica web-based installata su un server del Centro di Telematica dell'Università degli Studi di Ferrara accessibile via internet all'indirizzo <http://bmrt.unife.it>.

Su tale server è stata installata la componente client di DoN per consentire la trasmissione dei dati di input dosimetrici al server dell'Ospedale di Lecco.

Risultati e conclusioni

Lo scambio dei dati fra i due server consente di completare i dati clinici sul paziente con i dati dosimetrici.

La decisione di separare i dati clinici dalla procedura dosimetrica è stata presa per consentire agli autori dell'algoritmo di potere apportare eventuali correzioni o migliorie e renderle disponibili in tempo reale ai partecipanti allo studio multicentri-

co ovunque essi si trovino.

In questo modo il fisico (autore del modello), senza avere necessariamente delle specifiche basi informatiche, è in grado di modificare l'algoritmo di calcolo direttamente dal suo foglio Excel. La procedura modificata risulta così fruibile senza appesantire il lavoro d'aggiornamento degli utenti coinvolti nello studio.

Una soluzione alternativa sarebbe stata la distribuzione dell'algoritmo di calcolo ai centri partecipanti sotto forma di un foglio Excel rendendo senza dubbio molto più difficoltoso l'aggiornamento e la verifica dell'uso corretto da parte di tutti i centri.

Conclusioni

La dosimetria interna specifica per paziente si propone di aumentare l'efficacia terapeutica e ridurre il più possibile gli effetti collaterali dei radiofarmaci.

L'implementazione delle procedure dosimetriche richiede per ogni centro che pratichi terapie con radiofarmaci un investimento di risorse economiche, umane e di tempo che possono essere ridotte, ma soprattutto condivise, accedendo ad una rete di servizio che offra online algoritmi di calcolo sicuri, con riferimenti bibliografici aggiornati.

Dosimetry on Network si propone di

creare una rete importante di servizio dosimetrico Italiano dove ogni centro possa mettere a disposizione la propria esperienza e, al contempo, usufruire delle esperienze di altri centri di riferimento partecipanti. Il sito web è di recente creazione e in continua evoluzione in vista di esigenze specifiche segnalate dai colleghi Fisici; oltre a ciò, garantisce visibilità a quelle strutture di Fisica e di Medicina Nucleare che vogliano promuovere nuove attività o contattare centri che pratichino terapie d'interesse.

Le prime trame della rete si sono basate sulle esperienze dell'Azienda Ospedaliera Universitaria di Ferrara e lo studio osservazionale multicentrico sulla terapia radiometabolica delle metastasi ossee (bmrt) in collaborazione con l'Azienda Ospedaliera di Lecco. Il progetto si sta espandendo, l'intento è quello di raggiungere una massa critica di adesioni creando in Italia un sito di riferimento ufficiale.

Di facile utilizzo e senza costi di licenza snellisce le procedure dosimetriche facilitando un passaggio sicuro di informazioni tra Fisico e Medico, e permettendo la raccolta di un numero adeguato di dati dosimetrici uniformi e confrontabili, base indispensabile per la validazione e l'analisi critica di qualsiasi modello dosimetrico.

Impatto della Direttiva 2004/40/CE sull'uso della risonanza magnetica in medicina

Pietro Luigi Indovina, *Dipartimento di Scienze Fisiche, Università di Napoli "Federico II"*

Luca Indovina, *Servizio di Fisica Sanitaria UCSC di Roma*

Goffredo Princigalli, *Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria, UCSC di Roma*

Introduzione

In data 29/04/2004 (Gazzetta Ufficiale dell'Unione Europea L 184/1 del 24 Maggio 2004) è stata approvata, dal Parlamento Europeo e dal Consiglio dell'Unione Europea, la Direttiva 2004/40/CE sulle prescrizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (campi elettromagnetici). È questa la diciottesima Direttiva emanata ai sensi dell'art. 16, paragrafo 1, della Direttiva 89/391/CEE. Questa Direttiva dovrà essere recepita dagli stati membri entro il 30/04/2008.

La Direttiva introduce dei limiti di esposizione per tutti i lavoratori esposti a campi elettromagnetici fino a 300 GHz.

È emersa a livello europeo la preoccupazione che le restrizioni imposte dalla Direttiva possano limitare eccessivamente l'uso di importanti tecnologie, prima fra tutte la risonanza magnetica, nonché l'utilizzo delle radiazioni non ionizzanti nelle attività di ricerca.

La Risonanza Magnetica trova il suo maggior impiego nell'imaging diagnostico nel cui ambito consente di ottenere informazioni non rilevabili con altre tecniche e

soprattutto permette in molti casi di evitare l'uso di radiazioni ionizzanti.

Inoltre è in fase di evoluzione l'uso della spettroscopia con Risonanza Magnetica in campo medico.

In tabella 1 è riportata una stima degli esami RM eseguiti in Europa in un anno.

1. LA DIRETTIVA 2004/40/CE

Oggetto e ambito di applicazione

La Direttiva 2004/40/CE ha per oggetto la protezione dei lavoratori dai rischi per la salute e la sicurezza connessi alla presenza di campi elettromagnetici tra 0 Hz e 300 GHz sul luogo di lavoro. Tale protezione riguarda esclusivamente gli effetti nocivi a breve termine sul corpo umano derivanti da correnti di contatto, correnti indotte ed assorbimento di energia. La Direttiva non considera eventuali effetti a lungo termine, che sono peraltro ipotizzati ma per cui non esistono delle prove sperimentali certe.

È a questo punto importante menzionare che, secondo quanto riportato da Frank Anton, presidente del COCIR, attualmente a livello mondiale operano più di 28000 tomografi RM e sono stati effettuati 500 milioni di esami senza che questo abbia comportato (non esiste alcun dato in letteratura in questo senso) effetti a lungo termine per la salute sia per i lavoratori che per i pazienti.

Si ricorda per inciso che la legislazione nazionale in relazione alla esposizione della popolazione, ha adottato un principio di cautela e ha fissato dei limiti di esposizione per la popolazione in presenza di sorgenti legate alla produzione, trasformazione e trasferimento di energia elettrica e agli impianti fissi per le telecomunicazioni.

Tipo di esame	Totale
Numero totale di esami RM	8.000.000
Procedure con contrasto	2.000.000
Procedure su bambini	400.000
Procedure sotto anestesia	80.000
RM Interventistica	2.000
Biopsie con RM	5.000
RM Intraoperatoria	500

Tabella 1: Stima esami di RM effettuati per anno nell'Unione Europea

Questi limiti di cautela sono stati adottati per una scelta politica dovuta ad una pressione sempre crescente proveniente dalla pubblica opinione piuttosto che su rigorose basi scientifiche.

Limiti di esposizione e Valori di azione

La Direttiva definisce limiti di esposizione e valori di azione.

I limiti di esposizione sono riferiti a grandezze fisiche direttamente correlate agli effetti biologici dei campi elettromagnetici. Il rispetto di questi limiti garantisce la protezione dagli effetti nocivi conosciuti.

La base su cui sono stati fissati i limiti di esposizione è costituita dalle linee guida dell'ICNIRP (*Guidelines For Limiting Exposure To Time-Varying Electric, Magnetic, And Electromagnetic Fields (Up To 300 Ghz)*), pubblicate nel 1993, aggiornate nel 1998 e di cui è prevista una revisione nel 2009. I valori limite indicati dall'ICNIRP per i lavoratori corrispondono ai valori soglia per l'insorgenza degli effetti nocivi ridotti di un fattore 10.

I valori di azione sono riferiti a grandezze fisiche direttamente misurabili e a campi elettromagnetici imperturbati (cioè in assenza del soggetto esposto). Il rispetto dei valori di azione implica automaticamente il rispetto dei limiti di esposizione.

In caso di superamento dei valori di azione la Direttiva impone di valutare, attraverso misure o modelli teorici, se siano superati anche i limiti di esposizione.

La Direttiva indica la necessità di valutare e prevenire anche i rischi indiretti legati alla presenza dei campi elettromagnetici, quali, ad esempio, i rischi legati alla compatibilità elettromagnetica (come nel caso dei pace-maker) e all'effetto propulsivo dei campi magnetici statici, entrambi di notevole importanza nell'ambito della risonanza magnetica. È importante sottolineare che i limiti di esposizione non tutelano da questi rischi indiretti che vanno affrontati separatamente.

Limiti di esposizione e valori di azione sono riportati nelle tabelle seguenti.

Tabella 1

Valori limite di esposizione (art. 3, paragr. 1). Tutte le condizioni devono essere rispettate

Intervallo di frequenza	Densità di corrente per capo e tronco (mA/m ²) (rms)	S.A.R. mediato sul corpo intero (W/kg)	S.A.R. localizzato (capo e tronco) (W/kg)	S.A.R. localizzato (arti) (W/kg)	Densità di potenza (W/m ²)
Fino a 1 Hz	40	-	-	-	-
1 - 4 Hz	40/f	-	-	-	-
4 - 1000 Hz	10	-	-	-	-
1000 Hz-100 Hz	f/100	-	-	-	-
100 kHz-10 MHz	f/100	0,4	10	20	-
10 MHz-10GHz	-	0,4	10	20	-
10 - 300 GHz	-	-	-	-	50

Tabella 2

Valori di azione (art. 3, paragr. 2). [Valori efficaci (rms) imperturbati]

Intervallo di frequenza	Intensità di campo elettrico	Intensità di campo magnetico E (V/m)	Induzione magnetica B (μT) H (A/m)	Densità di potenza di onda piana equivalente S _{eq} (W/m ²)	Corrente di contatto, IC (m/A)	Corrente indotta attraverso gli arti, I ₂ (mA)
0 - 1 Hz	-	1,63x10 ⁵	2x10 ⁵	-	1,0	-
1 - 8 Hz	20 000	1,63x10 ⁵ /f ²	2x10 ⁵ /f ²	-	1,0	-
8 - 25 Hz	20 000	2x10 ⁴ /f	2,5x10 ⁴ /f	-	1,0	-
0,025 - 0,8 kHz	500/f	20/f	25/f	-	1,0	-
0,82 - 2,5 kHz	610	24,4	30,7	-	1,0	-
2,5 - 65 kHz	610	24,4	30,7	-	0,4 f	-
65 - 100 kHz	610	1 600/f	2 000/f	-	0,4 f	-
0,1 - 1 MHz	610	1,6/f	2/f	-	40	-
1 - 10 MHz	610/f	1,6/f	2/f	-	40	-
10 - 110 MHz	61	0,16	0,2	10	40	100
110 - 400 MHz	61	0,16	0,2	10	-	-
400 - 2 000 MHz	31 ^{1/2}	0,0081 ^{1/2}	0,01f ^{1/2}	f/40	-	-
2 - 300 GHz	137	0,36	0,45	50	-	-

Campi magnetici statici

L'esposizione a campi magnetici statici è trattata in maniera particolare nella Direttiva 2004/40/CE, la quale fissa valori di azione per i campi magnetici statici. Il valore di azione per il campo statico di induzione magnetica è pari a 200 mT. Non è stato invece fissato un limite di esposizione. Infatti nel testo normativo si parla di limiti di esposizione per "campi variabili nel tempo fino a 1 Hz", escludendo quindi il caso di campi non variabili nel tempo.

Tale scelta è stata originata dal fatto che, al momento della emanazione della Direttiva, l'ICNIRP aveva già iniziato la revisione delle linee guida per i campi magnetici statici, precedentemente emanate nel 1994. L'inserimento di limiti di esposizione per i campi magnetici statici è stato rimandato al 2009, anno in cui è prevista una prima revisione della norma. Le linee guida ICNIRP del 1994 prevedevano limiti di 200 mT come media temporale su

8 ore e un valore massimo da non superare in nessun caso pari a 2 T.

La soluzione adottata nel testo comunitario rappresenta un compromesso che lascia spazio a più di una perplessità. In caso di superamento del valore di azione per una data grandezza fisica si dovrebbe valutare l'eventuale superamento del corrispondente limite di esposizione; se questo venisse accertato, il datore di lavoro dovrebbe prendere tutti i provvedimenti per riportare l'esposizione al di sotto del limite. Nel caso dei campi statici tale limite semplicemente non esiste e l'unico obbligo derivante per il superamento dei valori di azione è quello di affiggere una segnaletica opportuna nelle aree in cui esso si verifica. In definitiva il testo della Direttiva non specifica rigorosamente le azioni da intraprendere in caso di superamento del valore di azione per il campo magnetico statico.

2. ESPOSIZIONE A CAMPI E.M. NELL'IMAGING A RISONANZA MAGNETICA

a. *Campo magnetico statico*

Il principale parametro caratteristico di un tomografo a risonanza magnetica è il valore del campo magnetico statico. Nel corso degli anni l'evoluzione tecnologica del settore ha consentito l'utilizzo di campi magnetici sempre più intensi. Se negli anni 80 il valore tipico del campo magnetico statico B_0 era intorno agli 0,5 T, negli anni 90 questo è passato a 1,5 T e si prevede in futuro una larga diffusione di tomografi a 3 T. Esistono in Europa tomografi MRI utilizzati nella ricerca con valori di B_0 fino a 7 T. La tendenza verso valori di B_0 più elevati è giustificata dal fatto che il rapporto segnale/rumore è proporzionale a B_0 . Un rapporto S/N più elevato consente di ottenere immagini con migliore risoluzione e anche di ridurre i tempi di scansione, con una corrispondente riduzione degli artefatti dovuti al movimento del paziente e al flusso sanguigno. L'utilizzo di un alto campo statico non comporta solo vantaggi, e questo è vero sia riguardo l'imaging sia, come è ovvio, riguardo la sicurezza dei pazienti e dei lavoratori.

I magneti ad alto campo utilizzano sistemi di schermatura attiva per contenere il campo magnetico disperso. L'obiettivo è quello di contenere l'isolinea a 0,5 mT (pari a 5 gauss) all'interno della sala magnete. Questo implica che nei pressi del magnete vi sono forti gradienti del campo magnetico statico. Un soggetto che si muove all'interno di un gradiente di campo magnetico statico sarà soggetto a correnti indotte come se fosse in presenza di un campo magnetico variabile. Sono quindi applicabili in questo caso i limiti di esposizione previsti per i campi magnetici variabili. Le correnti indotte saranno più intense se l'operatore si muove velocemente all'interno della sala magnete.

b. *Campi magnetici variabili nel tempo*

L'imaging a risonanza magnetica utilizza gradienti di campo magnetico all'interno del volume di acquisizione per la codifica spaziale delle immagini. I gradienti (uno

per ciascun asse x , y e z) hanno intensità molto inferiore al campo magnetico statico e sono attivati durante l'acquisizione dell'immagine per brevi intervalli di tempo. I parametri che caratterizzano i gradienti sono la massima intensità (tipicamente 33 - 40 mT/m per un tomografo da 1,5 T) e il tempo di salita è tipicamente dell'ordine di 1 ms.

d. *Campo elettromagnetico a radiofrequenza*

Nell'imaging a risonanza magnetica (MRI) si utilizzano impulsi a radiofrequenza per l'eccitazione selettiva della magnetizzazione di una strato della regione anatomica da investigare. L'esposizione al campo elettromagnetico a radiofrequenza comporta l'assorbimento di energia da parte dei tessuti biologici, descrivibile attraverso il SAR (rateo di assorbimento specifico). Vengono imposti per i lavoratori limiti sul SAR locale e sul SAR al corpo intero al fine di limitare l'aumento di temperatura dei tessuti.

e. *Esposizione del personale sanitario in MRI*

Durante la normale attività di routine di un tomografo MRI l'esposizione dell'operatore addetto all'espletamento dell'esame è dovuta essenzialmente al campo magnetico statico. Essa si verifica durante la predisposizione delle bobine RF e il posizionamento del paziente sul lettino. In queste operazioni può essere facilmente superato il valore di azione per il campo magnetico statico pari a 200 mT. Va inoltre valutata l'esposizione al campo magnetico variabile dovuta al movimento del lavoratore nel gradiente di campo magnetico statico. Nella attività di routine l'operatore è posto al di fuori della sala magnete durante l'esame e pertanto, anche grazie alla presenza della gabbia di Faraday, non è esposto al campo a RF e al campo dovuto ai gradienti di codifica spaziale.

Vi sono alcune situazioni in cui l'esposizione dei lavoratori di un reparto MRI può essere più intensa e prolungata. Le condizioni di esposizione possono diventare particolarmente critiche in caso di pazienti che per vari motivi debbano essere assistiti

durante l'esecuzione dell'esame RM. Il caso più comune è probabilmente l'esecuzione di esami con mezzo di contrasto, spesso somministrato con il paziente già posizionato sul lettino del tomografo. Altri casi riguardano i pazienti in età pediatrica, i pazienti sotto anestesia, i pazienti non collaboranti. Ancora più critica dal punto di vista della esposizione dei lavoratori sono le procedure interventistiche con RM, nella quale chirurghi, anestesisti e infermieri sono a stretto contatto del paziente durante l'esame. In questo caso l'esposizione è dovuta a tutte le componenti EMF del sistema a risonanza magnetica: campi statici, campi dovuti ai gradienti pulsati e campo a radiofrequenza. Nei caso della RM interventistica è probabile che siano superati anche i limiti previsti dalla Direttiva sul SAR e sui campi magnetici variabili.

e. Esposizione del personale tecnico

Un discorso analogo a quello fatto per i lavoratori del settore sanitario riguarda il personale tecnico adibito allo sviluppo, alla realizzazione e alla manutenzione dei tomografi a risonanza magnetica, oltre che tutto il personale operante nella ricerca laddove si faccia uso di campi elettromagnetici tra 0 Hz e 300 GHz.

A titolo di esempio si può considerare la situazione del personale addetto alla manutenzione dei tomografi a RM, tenendo conto del fatto che i magneti oggi utilizzati sono quasi esclusivamente di tipo permanente o a superconduzione e pertanto tutte le operazioni tecniche si svolgono in presenza del campo magnetico statico attivo. Inoltre le procedure di manutenzione sono spesso eseguite a ridosso del magnete e possono avere una durata notevole. Si può ipotizzare che le condizioni di esposizione di un tecnico adibito alla manutenzione di un tomografo RM siano complessivamente più critiche di quelle di un operatore sanitario che svolge esami RM di routine.

f. Superamento del valore di azione e dei limiti di esposizione

In caso di superamento di uno o più dei valori di azione la Direttiva 2004/40/CE impone di effettuare misure e/o calcoli per stabilire se sono superati anche i limiti di

esposizione.

Nel caso dei campi magnetici a bassa frequenza non è possibile misurare direttamente le correnti indotte nel corpo umano e bisogna ricorrere a modelli matematici relativamente complessi.

Sono attualmente in corso due studi volti ad accertare se i valori di azione e i limiti di esposizione fissati dalla Direttiva siano effettivamente superati nella pratica dell'MRI.

I risultati preliminari del primo studio, commissionato dall'HSE (Health and Safety Executive) a Stuart Crozier, sembrano confermare che un corpo in movimento attorno ad un tomografo RM, entro una distanza di 1 metro dallo stesso, è soggetto a correnti indotte di intensità superiore ai limiti di esposizione.

Un secondo studio è stato concordato dalla Commissione Europea e dal comitato di esperti che si occupa della questione (Gabriel P. Krestin, David Norris, Stephen Keevil). Questo studio si svolge in quattro centri RM europei che rappresentano alcune delle situazioni di esposizioni più critiche: un tomografo da 7 tesla a Nottingham, un tomografo da 3 tesla a Leuven, un centro di RM interventistica a Colonia, un centro di RM pediatrica a Strasburgo.

3. IMPATTO DELLA DIRETTIVA 2004/40/CE SULL'ATTIVITÀ IN RM

Traendo le conclusioni dalle considerazioni fin qui esposte, si può dire che l'entrata in vigore della Direttiva 2004/40/CE potrebbe comportare il rischio di un rallentamento, e in alcuni casi anche di un passo indietro, nell'evoluzione tecnologica della risonanza magnetica e nel suo utilizzo pratico. Inoltre nel 2009 potrebbero essere fissati anche i limiti di esposizione al campo magnetico statico. Se questi limiti saranno improntati alla stessa filosofia di quelli già presenti nella Direttiva potranno insorgere ulteriori difficoltà soprattutto con il previsto ulteriore sviluppo di tomografi ad RM ad alti campi.

È lecito, a questo punto, chiedersi quali siano le basi scientifiche e soprattutto i principi guida che sono alla base delle

restrizioni imposte dalla Direttiva.

Riguardo agli effetti a breve termine, che sono oggetto della Direttiva, si può osservare che non sono normalmente osservati effetti sui pazienti, benché siano sottoposti a campi di intensità superiore di almeno un ordine di grandezza rispetto ai limiti della Direttiva.

Ricordando che gli effetti a breve termine insorgono al momento dell'esposizione o subito dopo, si può comprendere che se questi effetti non si verificano sui pazienti allora non si verificherebbero neanche sui lavoratori. Né si devono considerare i possibili effetti a lungo termine che sono esplicitamente esclusi dall'oggetto della Direttiva.

Nello scenario in cui l'uso dell'MRI risulti condizionato dai limiti imposti dalla Direttiva potrebbe realizzarsi una situazione paradossale in cui l'uso di tecniche diagnostiche basate sulle radiazioni ionizzanti sia di fatto reso più praticabile rispetto all'uso della risonanza magnetica.

Nel caso delle radiazioni ionizzanti è ammessa una dose per i lavoratori alla quale corrisponde un rischio piccolo (in termini probabilistici) ma non nullo che è ritenuto accettabile anche in considerazione dell'utilità sociale della tecnologia in questione. Questo concetto è riassunto nell'acronimo ALARP (As Low As Reasonably Practical).

Nel caso dei campi elettromagnetici i limiti di esposizione per i lavoratori fissati dalla Direttiva 2004/40/CE garantiscono (con un fattore di protezione pari a 10) da qualsiasi effetto a breve termine conosciuto, secondo un principio di precauzione che prescinde da una valutazione rischio/beneficio a livello sociale.

Sono ormai numerose le iniziative intraprese dalla comunità medica e scientifica, dalle industrie del settore e anche da organismi politici per modificare alcuni aspetti della Direttiva prima del suo recepimento a livello nazionale previsto entro il 30 aprile 2008.

Per capire come il pericolo di una limitazione nell'uso della risonanza magnetica sia considerato del tutto concreto, sembra

significativo citare l'analisi svolta da una commissione parlamentare britannica insediatasi nel 2005, che nel documento finale esprime la preoccupazione circa i limiti che potrebbero esserci nell'utilizzo di 100 nuovi tomografi appena acquistati dal National Health Service. Anche a livello nazionale è apparsa sul "Radiologo" una nota che mette in evidenza l'attenzione che vi è a livello nazionale su questa problematica.

Queste iniziative si sono recentemente coagulate con la nascita della "Alliance for MRI", fondata dalla ESR (European Society of Radiology) cui hanno aderito parlamentari europei, gruppi rappresentativi di medici, scienziati e anche gruppi di pazienti per la cui patologia la risonanza magnetica costituisce uno strumento diagnostico essenziale.

Nel caso che i risultati dei due studi promossi dall'HSE e dalla Commissione Europea confermino i timori di un impatto negativo della Direttiva sull'MRI, sarà probabilmente possibile una revisione del testo della Direttiva con l'adozione di limiti meno restrittivi o con l'esenzione per i lavoratori addetti all'MRI. Il primo passo per giungere a questa revisione sarà necessariamente un rinvio del termine del 30 aprile 2008 per il recepimento della Direttiva, previo l'accordo di tutti gli stati membri.

In ambito nazionale il recepimento della Direttiva europea potrebbe avvenire in coincidenza con una revisione, auspicata da tempo, della normativa RM. Infatti dovranno essere approvate in via definitiva le nuove linee guida per la RM contenenti gli *Standard di sicurezza per l'installazione e l'impiego di apparecchiature a Risonanza Magnetica per uso clinico*; dovrà essere poi varata una nuova norma che sostituisce il DPR 8/08/1994 contenente il regolamento per il procedimento di autorizzazione all'uso diagnostico di apparecchiature a risonanza magnetica nucleare sul territorio nazionale.

È auspicabile che quanto previsto dai nuovi Standard di sicurezza non sia in contrasto con i limiti fissati dalla Direttiva europea.

Si ricorda comunque che l'esposizione dei lavoratori ai campi elettromagnetici rientra nel campo di applicazione del D.Lgs. 626/94 e s.m.i. sul miglioramento della sicurezza e della salute nei luoghi di lavoro e pertanto, nella stesura del documento sulla valutazione dei rischi, è necessario includere, per i lavoratori che operano in RM, la valutazione del rischio dovuto all'esposizione a campi elettromagnetici tenendo conto della normativa nazionale per la RM, delle linee guida dell'ICNIRP e delle norme CEI.

Per quanto riguarda il recepimento della Direttiva dell'UE, è stato costituito, a livello nazionale, sotto il coordinamento della SIRM di concerto con l'AIFM e la AINR (Associazione Italiana di Neuro Radiologia), un gruppo di lavoro di esperti nell'ambito del Ministero della Salute, per arrivare ad un recepimento che permetta di minimizzare le difficoltà che la Direttiva dell'UE potrebbe apportare all'attività di diagnostica e di ricerca in RM nel nostro paese nei prossimi anni. È importante che questo gruppo mantenga i contatti con quello che sta avvenendo a livello europeo.

Bibliografia

1. Direttiva 2004/40/CE del Parlamento Europeo e del Consiglio del 29 aprile 2004 sulle prescrizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (campi elettromagnetici), GUCE L184 del 24 maggio 2004, pp. 1- 9
2. ICNIRP, "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, *Health Physics*, vol. 74, n. 4, pp. 494-509, Apr. 1998.
3. ICNIRP, "Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields", International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, *Health Physics*, vol. 66, n. 1, pp. 100-106, Jan. 1994.
4. S.F. Keevil - Impact Of The Physical Agents (Emf) Directive On Medical Magnetic Resonance Imaging, <http://www.myesr.org/html/img/pool/IEE%20paper%20Keevil.pdf>
5. F. Liu, H. Zhao, S. Crozier. "Calculation of electric fields induced by body and head motion in high-field MRI", *J Magn Reson* **161** pp. 99-107 (2003).
6. S. Crozier, F. Liu. "Numerical evaluation of the fields induced by body motion in or near high-field MRI scanners", *Prog Biophys Molec Biol* **87** pp. 267-278 (2005).
7. House of Commons Science and Technology Committee – "Watching the Directives: Scientific Advice on the EU Physical (Electromagnetic Fields) Directive" <http://www.publications.parliament.uk/pa/cm200506/cmselect/cmsctech/1030/1030.pdf>
8. Krestin G., "DIRECTIVE 2004/40/EC. The ESR Position", ECR 2007, Vienna
9. Gowland P., "Exposure and risk assessment for MR workers", Workshop on Health & Safety Risk Assessment of Work-Related Exposure to EMFs, Milano, 13-16 febbraio 2007
10. World Health Organization, Environmental Health Criteria 232: Static Fields
11. P.L. Indovina, L. Indovina, "L'impatto sulla attività in risonanza magnetica della nuova Direttiva europea sui campi elettromagnetici", *Il Radiologo*, 1/2007: pag. 58-61

I NUOVI STANDARD DI SICUREZZA IN RISONANZA MAGNETICA

Francesco Campanella
ISPESL – Dipartimento Igiene del Lavoro

Il 2007 sarà certamente un anno di svolta nel settore della Risonanza Magnetica (RM), in quanto – dopo ben 13 anni – si è finalmente giunti ad un aggiornamento del quadro normativo vigente.

In particolare, mentre fino al 2006 i riferimenti di legge specifici erano rappresentati dalle fonti riportate in tabella 1, la pubblicazione dei nuovi “standard di sicurezza” contenuti nell’emanando Decreto Ministeriale, comporterà l’abrogazione dei DD.MM. 1991 e 1993.

Tab. 1- Riferimenti normativi SPECIFICI nel settore RM

Riferimento legislativo	Data	Validità
Decreto Ministeriale	29/11/1985	Artt. 1 e2
<i>Sentenza n.216 Corte Costituzionale</i>	11/2/1988	SI
Decreto Ministeriale	2/8/1991	Art. 7 Allegati (1-6)
<i>Sentenza Corte Costituzionale</i>	17/3/1992	SI
<i>Decreto Ministeriale</i>	3/8/1993	Artt. 2, 4,5 allegati A, B
<i>Decr. Presidente della Repubblica D.P.R. n. 542</i>	8/8/1994	Tutti gli articoli

Il lavoro di elaborazione dei nuovi standard è stato avviato dall’Istituto Superiore per la Prevenzione e la Sicurezza del Lavoro (ISPESL) che, nel maggio del 2004, pubblicò sul proprio sito internet le “Indicazioni operative ISPESL per l’installazione e l’uso di apparecchiature RM”, una sorta di testo unico nel quale riassumere, razionalizzandole, ed ove del caso ampliandole, le disposizioni contenute negli atti normativi a quel momento ancora in vigore. Le “Indicazioni ISPESL” hanno di fatto consentito di riaccendere un dibattito ed un interesse alla problematica della gestione della sicurezza in RM troppo a lungo sopiti, ed hanno rappresentato il primo passo verso l’aggiornamento del quadro normativo. Proprio l’ISPESL richiese alla Società Italiana di Radiologia Medica (SIRM) ed all’Associazione Italiana di Fisica Medica

(AIFM) di costituire, al proprio interno, delle Commissioni per i rapporti con l’ISPESL aventi il compito di proporre modifiche, integrazioni, emendamenti alle “Indicazioni” pubblicate.

Nel corso dell’anno 2005, l’Istituto, in sinergia quindi sia con i radiologi sia con i fisici medici, lavorò sulla elaborazione di un test che, partendo da quanto pubblicato l’anno precedente, potesse rappresentare una base di lavoro condivisa da proporre al Ministero della Salute al fine di attuare quanto previsto dall’articolo 2 del DPR 542/94, ovvero la pubblicazione -con decreto ministeriale - di “standard di sicurezza” aggiornati che potessero abrogare quelli “temporaneamente” previsti, e rappresentati dagli allegati 1 e 4 del D.M. 1991. Il testo così messo a punto, venne

quindi portato al Ministero della Salute, il quale decise di istituire allo scopo uno specifico gruppo di lavoro, che – su specifica nomina da parte delle Istituzioni/Società scientifiche invitate, fu così costituito:

- Ministero della Salute – Coordinatori: Giuseppe Ruocco, Franco Abbenda
- ISPESL: Francesco Campanella
- ISS: Franca Podo
- SIRM: Alessandro Carriero
- AIFM: Carlo Bergamini

Il gruppo ha lavorato per tutto il 2006 elaborando una bozza di decreto ministeriale avente in allegato i nuovi “standard di sicurezza” deputati all’aggiornamento, ovvero all’abrogazione, dei DD.MM. 1991 e 1993: tale bozza è stata firmata dal Ministro della Salute nel mese di febbraio u.s., approvata nel mese di marzo dal consiglio Superiore di Sanità, e portata il 12 aprile al vaglio della Conferenza Stato Regioni dalla quale è stato licenziato nel mese di maggio. La pubblicazione è prevista per l’estate e la definitiva entrata in vigore dei nuovi standard differirà dalla medesima di 15 giorni. Il primo importante obiettivo che verrà centrato con l’emanazione del nuovo decreto ministeriale sarà, ovviamente, l’aggiornamento di un quadro normativo ormai obsoleto, e certamente non in linea con lo stato dell’arte relativo allo sviluppo della tecnologia in risonanza magnetica. Il secondo significativo successo sarà quello di avere un testo normativo di riferimento fortemente condiviso all’interno della comunità scientifica di settore: autorità centrali, radiologi, fisici hanno realmente lavorato in sinergia con un unico obiettivo comune, quello di dare indicazioni moderne, razionali, applicabili, il tutto all’insegna della reciproca collaborazione e del reciproco riconoscimento dei ruoli che la legge assegna loro.

L’indice dei nuovi standard di sicurezza

– ovvero l’ordine delle materie in essi trattate – è il medesimo dei precedenti, proprio per consentire all’utenza di confrontarsi con schemi di riferimento e tecniche di approccio ai problemi ormai conosciute, e ben consolidate.

I contenuti sono invece per lo più riconducibili a quanto già presente nel testo ISPESL del 2004, integrato dai contributi forniti dalle altre componenti presenti sul tavolo ministeriale, e riordinato secondo le indicazioni fornite dall’Unità di Coordinamento del gruppo.

Gli “*Standard di sicurezza per l’installazione e l’impiego di apparecchiature a Risonanza Magnetica per uso clinico*” fissano i “Requisiti tecnici, criteri di idoneità edilizia e controlli di sicurezza”, e si compongono delle Sezioni di seguito elencate, nelle quali vengono date tutte le indicazioni necessarie all’ottimizzazione delle condizioni di qualità e sicurezza:

- A) Disponibilità delle altre dotazioni strumentali diagnostiche richieste
- B) edilizia delle installazioni fisse
- C) Idoneità di approntamento delle installazioni mobili
- D) Controlli di sicurezza
- E) Responsabili per la sicurezza
- F) Garanzia della qualità e verifiche delle condizioni di sicurezza
- G) Apparecchiature a risonanza magnetica “settoriale”
- H) Modulistica per le comunicazioni

In particolare, nella Sezione E vengono definite le attribuzioni dei Responsabili in materia di sicurezza, ovvero del Responsabile della sorveglianza fisica, della sicurezza e della qualità del sito RM, e del Medico Radiologo responsabile dell’Impianto RM (anche per gli aspetti di sicurezza clinica).

Approvate le nuove Raccomandazioni ICRP 2007

Nuccia Canevarollo

Servizio di Fisica Sanitaria - Azienda Ospedaliera Villa Scassi - Genova

Introduzione

Al meeting tenutosi dal 19 al 21 marzo 2007 ad Essen, in Germania, la *International Commission on Radiological Protection* ha approvato le nuove Raccomandazioni fondamentali sulla protezione dell'uomo e dell'ambiente contro le radiazioni ionizzanti. Tali Raccomandazioni sostituiranno quelle pubblicate dal 1990 fino ad oggi.

Il nostro periodico aveva già dato notizia dell'imminente uscita delle Raccomandazioni 2005 con un articolo di Enrico Sgrilli e Giorgio Trenta, che avevano ampiamente commentato il draft 2004 allora disponibile come fase di avanzamento dei lavori. Gli stessi autori rilevavano la scarsa maturazione dei documenti e le necessità di affinamento e revisione dei lavori, che difficilmente avrebbero potuto giungere a conclusione entro il 2005. In effetti sono stati necessari altri due anni per completare l'iter, attraverso due giri completi di estese consultazioni.

Oggi dunque i lavori sono terminati e le nuove Raccomandazioni saranno presto disponibili nel giornale della Commissione, gli *Annali ICRP*. Questo articolo si basa sull'ultima versione resa disponibile nel gennaio 2007, prima dell'approvazione definitiva. Introducendo maggiore trasparenza e coinvolgendo nel processo di revisione un maggior numero di soggetti e organizzazioni interessati all'argomento della protezione radiologica, la Commissione si attende una migliore comprensione ed applicazione delle Raccomandazioni.

Le nuove Raccomandazioni si basano su informazioni fisiche e biologiche più recenti e sulle attuali tendenze negli standard di irradiazione. Benché siano oggi disponibili molti più dati che nel 1990, la stima globale del rischio delle varie tipologie di effetti dannosi dopo l'esposizione rimane fondamentalmente la stessa. I tre principi di base del sistema di protezione radiologica sono ancora la giustificazione, l'ottimizzazione e l'uso dei limiti di dose, ma vincoli di dose e livelli di riferimento forniscono ora una piattaforma di sviluppo

di una strategia più aggiornata per gestire anche situazioni di emergenza e situazioni di preesistenti esposizioni a radiazioni. Da questo nuovo tipo di approccio, sostituito il principio basato su pratiche ed interventi con quello *source related*, il principio di ottimizzazione dovrebbe uscire rafforzato dalle restrizioni sulle dosi individuali, attraverso appunto vincoli e livelli di riferimento.

Vediamo dunque quali sono le principali caratteristiche della nuova versione, così come si sviluppano negli otto capitoli del testo, seguiti da due Annessi per gli approfondimenti.

Aspetti biologici della protezione radiologica

Gli effetti dannosi delle radiazioni vengono suddivisi in

- reazioni tessutali, che continuano ad essere chiamate anche con il termine generico effetti deterministici, termine che, pur se poco familiare ai non addetti, è ormai connaturato al sistema di protezione;
- cancro ed effetti ereditari, chiamati anche effetti stocastici.

Per le reazioni tessutali, caratterizzate da una dose soglia al di sopra della quale la gravità del danno aumenta con la dose, vengono date informazioni aggiornate sui valori soglia (corrispondenti alla dose per un'incidenza del 1%) per vari organi e tessuti. Sotto ai 100 mGy, sia per radiazioni ad alto LET che per basso LET, non si ritiene che alcun tessuto esprima deficit funzionale clinicamente rilevante, sia per esposizione acuta che per basse esposizioni ripetute nel tempo.

Nell'induzione di effetti tardivi o stocastici si include il cancro, il non-cancro, gli effetti ereditari.

Nel caso del cancro, benché esistano tuttora grosse incertezze alle basse dosi, il rischio associato alle radiazioni è basato sulle evidenze epidemiologiche e sperimentali. È ritenuta ancora valida l'assun-

zione che, sotto i 100 mSv, l'incidenza di cancro ed effetti ereditari salga in proporzione diretta con la dose equivalente ad organi e tessuti rilevanti. Continua pertanto ad essere valido il modello dose-risposta lineare senza soglia (LNT), in accordo con UNSCEAR (2000), NCRP (2001) e NAS/NRC (2006). Si cita tuttavia un recente report delle French Academies (2005) che sostiene l'esistenza di una soglia per il cancro. Ciononostante la Commissione ritiene il modello LNT, insieme ad un appropriato valore del fattore di efficacia di dose e di rateo di dose (DDREF), una base prudente. Il rischio di cancro ad organi specifici è stato nuovamente valutato attingendo in gran parte ai dati del follow-up dei sopravvissuti giapponesi del 1945 (*Life Span Study - LSS*), protraendo lo studio per 45 anni, fino al 1997, per i dati di mortalità da cancro e per 41 anni, fino al 1998, per l'incidenza di cancro, basata oggi su diagnosi più accurate (questi ultimi dati non erano disponibili nel 1990). Globalmente, le stime attuali di rischio di cancro non sono sensibilmente diverse da quelle del 1991, ma sono confortate dalla migliore qualità dei dati studiati. Il DDREF, fattore di riduzione da applicare alle stime per valutare il rischio di cancro a basse dosi, ricavato da dati epidemiologici, animali e cellulari, permane uguale a 2, come in precedenza, pur riconoscendo oggi che organi e tessuti diversi possono essere legati ad effetti di

dose e rateo di dose in maniera differente.

Il rischio di effetti ereditari rimane incluso nel sistema di protezione, sulla base delle osservazioni di mutazioni indotte sulle cellule germinali di animali da laboratorio, ma si ritiene oggi che in passato sia stata sovrastimata l'entità del rischio genetico. Ora il rischio genetico viene stimato fino alla seconda generazione e non come precedentemente fino al raggiungimento dell'equilibrio tra mutazione e selezione. Si stima infatti che non esistano differenze sostanziali tra 2 o 10 generazioni.

La nuova stima del rischio di effetti ereditari è pertanto sensibilmente diversa e pari a 0.2% per Sv, ridotta quindi di 6-8 volte rispetto alla Pubblicazione 60. È da tale nuova stima che discende, come vedremo più oltre, la riduzione del fattore di ponderazione tissutale w_T per le gonadi.

I coefficienti nominali di rischio da cancro adattati al detrimento sono stati calcolati diversamente dalla Pubblicazione 60. La stima attuale è basata sui dati di letalità e deterioramento di vita pesati sull'incidenza di cancro, laddove nella Pubblicazione 60 il detrimento era basato sul rischio di cancro fatale pesato sul cancro non fatale, la perdita di vita relativa per cancro fatale e il deterioramento di vita per cancro non fatale.

Table 1. Detriment -adjusted nominal risk coefficients for cancer and hereditary effects (10-2 Sv-1) (ICRP 2007)

Exposed population	Cancer		Heritable effects		Total	
	Present	Publication 60	Present	Publication 60	Present	Publication 60
Whole	5.5	6.0	0.2	1.3	6.0	7.3
Adult	4.1	4.8	0.1	0.8	4.0	5.6

Quantità usate nella protezione radiologica

Vi sono sotto questa voce alcune importanti novità, anche se le variazioni rispetto al vecchio sistema sono forse minori di quanto preannunciato nei *draft* precedenti. Le grandezze rimangono le stesse con le relative unità di misura, ma cambiano i fattori peso delle radiazioni e quelli tissutali.

In merito ai w_R , insieme alla riduzione a $w_R=2$ per protoni rispetto al valore 5 della Pubblicazione 60, si introduce il $w_R=2$ per pioni, particelle che derivano dalle interazioni dei raggi cosmici con i nuclei ad alta quota in atmosfera, contribuendo alle esposizioni in aereo. Ai neutroni viene attribuito un fattore ponderale secondo una funzione continua dell'energia, con relativa espressione analitica.

Table 2. Recommended radiation weighting factors (ICRP 2007)

<i>Radiation Type</i>	<i>Radiation weighting factor, w_r</i>
Photons	1
Electrons and muons	1
Protons and charged pions	2
Alpha particles, fission fragments, heavy ions	20
Neutrons	A continuous function of neutron energy

La *dose equivalente* continua a chiamarsi tale, non si è dato quindi seguito alla proposta iniziale di cambiarle il nome in *Radiation Weighted Dose*, finalizzata ad evitare confusioni con il termine dose equivalente usato nella definizione delle grandezze operative. La *dose efficace*, invariata nella definizione, vede però una diversa quantificazione dei fattori di ponderazione tessutale w_T :

- il rischio di cancro alle ghiandole salivari e al cervello, benché non quantificato con precisione, è ritenuto più elevato

degli altri organi o tessuti inclusi nella frazione *remainder* e viene quindi loro attribuito un fattore $w_T = 0.1$ ciascuno;

- il detrimento combinato per effetti ereditari e cancro associato a irradiazione di ovaie e testicoli ha portato ad un valore w_T per le gonadi di 0.08;
- il valore di w_T per la tiroide viene portato a 0.04, a seguito della più elevata stima di rischio di cancro nell'infanzia, essendo i bambini considerati un sottogruppo particolarmente radiosensibile.

Table 3. Recommended tissue weighting factors (ICRP 2007)

<i>Tissue</i>	w_t	Σw_t
Bonemarrow (red), Colon, Lung, Stomach, Breast, Remainder Tissues	0.12	0.72
Gonads	0.08	0.08
Bladder, Oesophagus, Liver, Thyroid	0.04	0.16
Bone surface, Brain, Salivary glands, Skin	0.01	0.04
Remainder Tissues: Adrenals, Extrathoracic region, Gall bladder, Heart, Kidneys, Lymphatic nodes, Muscle, Oral mucosa, Pancreas, Prostate, Small intestine, Spleen, Thymus, Uters/cervix		

Nulla di nuovo per quanto riguarda la dose efficace impegnata, che continua ad essere attribuita all'anno in cui avviene l'*intake*. Per i lavoratori la dose efficace impegnata viene sempre stimata dall'integrazione su un periodo di 50 anni dopo l'*intake*.

Qualche novità invece in merito alle grandezze collettive. Viene conservata solo la *dose efficace collettiva* e, dato che lo scopo delle grandezze collettive è quello di servire come strumento di ottimizzazione della radioprotezione, non viene più inclusa la *dose equivalente collettiva*.

Onde evitare grossolane aggregazioni di

dati, per esempio dosi individuali molto basse su periodi ed aree geografiche molto estese, occorre specificare nella dose efficace collettiva il periodo di tempo considerato T e il range di dose efficace $E1-E2$; la definizione per la dose efficace collettiva diviene dunque:

$$S(E1, E2, \Delta T) = \int_{E1}^{E2} E \, dN/dE \, dE$$

dove dN/dE è il numero di individui esposti a dose efficace compresa tra E ed $E+dE$, ΔT specifica il periodo di tempo in cui si sommano le dosi efficaci.

Il sistema di protezione radiologica dell'uomo

Continua ad essere valida la semplificazione introdotta dall'ICRP 60, secondo cui le differenti sorgenti cui l'uomo può essere esposto, quelle occupazionali, ambientali e mediche, devono essere trattate separatamente. Le due classi di situazioni pratiche o interventi con cui si gestivano eventi o situazioni che implicavano esposizione a radiazioni, sono oggi sostituite da tre tipi di situazioni:

- Situazioni di esposizioni pianificate (*planned exposure situations*): introduzione e operatività di sorgenti pianificate. Sono incluse esposizioni sia normali che potenziali, fintanto che queste ultime soddisfino i pertinenti vincoli di rischio.
- Situazioni di esposizioni di emergenza (*emergency exposure situations*): situazioni inaspettate che possono avvenire durante un'operazione pianificata o un atto malevolo, che richiedono azioni urgenti.
- Situazioni di esposizione esistenti (*existing exposure situations*): situazioni preesistenti delle quali occorre assumere il controllo o prendere decisioni (inclusa l'esposizione al fondo naturale o pratiche svolte in passato al di fuori del sistema di protezione).

La seconda semplificazione viene introdotta attraverso le definizioni di *source related*, aggettivo legato alla sorgente, o *individual related*, legato all'individuo. Quando si considera l'esposizione di tutti gli individui ad una sorgente o ad un gruppo di sorgenti, si usa appunto un approccio *source related*, mentre si parlerà di *individual related* quando è il singolo individuo ad essere preso in considerazione rispetto alle sorgenti.

Le esposizioni pianificate, benché quantificabili in anticipo, non garantiscono una sufficiente protezione attraverso le sole restrizioni *source related* dato che l'individuo può essere esposto a numerose sorgenti. Occorre in tal caso porre una restrizione alla somma delle dosi, restrizione che la Commissione pone nel limite di dose, attraverso i *vincoli di dose*.

Nelle esposizioni pianificate *source related* quindi, le restrizioni alle dosi che

gli individui possono ricevere costituiscono i *vincoli di dose* (*dose constraints*). Per le esposizioni potenziali, nell'ambito sempre delle esposizioni pianificate, si parla di *vincoli di rischio* (*risk constraints*).

Nelle situazioni di emergenza o esistenti, le restrizioni di tipo *source related* sono invece chiamate *livelli di riferimento* (*reference levels*).

I concetti di vincolo di dose e livello di riferimento sono usati come base dell'ottimizzazione per assicurare che le dosi siano mantenute *as low as reasonably achievable*. Dunque la differenza tra vincolo di dose, applicabile alle esposizioni pianificate, e livello di riferimento, applicabile alle esposizioni di emergenza o esistenti, esprime il fatto che nel primo caso la restrizione sulle dosi individuali può essere soddisfatta dall'inizio del processo di pianificazione e di ottimizzazione, negli altri due casi il processo di ottimizzazione può invece partire da dosi individuali superiori al livello di riferimento.

I principi fondamentali della protezione, cioè il principio di giustificazione, quello di ottimizzazione e quello di limitazione delle dosi vengono ribaditi dalla Commissione, ma si chiarisce che:

- il principio di giustificazione e quello di ottimizzazione sono *source related* e si applicano a tutte le situazioni;
- il principio di limitazione delle dosi è *individual related* e si applica nelle situazioni di esposizioni pianificate.

Il vincolo di dose, come restrizione *source related* della dose individuale nelle esposizioni pianificate, dovrà essere sempre inferiore al relativo limite di dose. Durante la pianificazione, si dovrà assicurare che la sorgente interessata non comporti dosi più elevate del vincolo; l'ottimizzazione definirà poi un più basso livello di dose. Al di sopra del vincolo, sarà alquanto improbabile che la protezione possa essere ottimizzata e dovranno perciò essere effettuate azioni correttive.

In situazioni di emergenza o di esposizioni esistenti, i livelli di riferimento rappresentano valori di dose o di rischio, sopra i quali si giudica inappropriato permettere che avvengano esposizioni e sotto i quali dovrebbe essere sviluppata l'ottimizzazione della protezione.

I valori quantitativi dei vincoli e dei livelli di riferimento possono essere costituiti da molti dei criteri numerici raccomandati nella ICRP 60. La struttura dei vincoli e livelli di riferimento *source related* è schematizzata in una dettagliata tabella della ICRP 2007, dalla quale si evidenziano tre intervalli, come di seguito specificato:

- il primo intervallo, sotto ad 1 mSv, si applica a situazioni in cui gli individui ricevono esposizioni, di solito pianificate, che non comportano benefici loro diretti, ma costituiscono un beneficio per la società. Un esempio di tale tipo di situazione è l'esposizione di membri del pubblico derivante dall'operatività pianificata di una pratica. Si definiranno in questo caso vincoli e livelli di riferimento per situazioni in cui ci saranno informazioni generali e sorveglianza ambientale, gli individui saranno informati senza necessità di training. Le dosi corrispondenti rappresenteranno un incremento marginale del fondo naturale e saranno almeno due ordini di grandezza inferiori al valore massimo del livello di riferimento, fornendo così un rigoroso livello di protezione. Un esempio è il vincolo stabilito per la popolazione in esposizioni pianificate.
- Il secondo intervallo, tra 1 mSv e 20 mSv, si applica a circostanze in cui gli individui ricevono beneficio diretto dalla situazione di esposizione, ma non necessariamente dall'esposizione stessa o dalla sorgente. Vincoli e livelli di riferimento si applicheranno a situazioni in cui vi è sorveglianza individuale e informazione e *training* degli esposti.

Esempi di tale condizione sono i vincoli posti per le esposizioni occupazionali in situazioni pianificate oppure il livello di riferimento per il radon nelle abitazioni.

- Il terzo intervallo, da 20 mSv a 100 mSv, si applica a situazioni inusuali ed estreme nelle quali le azioni intraprese per ridurre le esposizioni sarebbero dirompenti, o con sorgenti non controllabili. Le azioni intraprese per ridurre le esposizioni durante un'emergenza radiologica ne sono il principale esempio, con relativo livello di riferimento stabilito per l'evacuazione. Il limite superiore di 100 mSv per il livello di riferimento

dovrebbe evitare la probabilità di effetti sanitari significativi.

Table 7. Reference levels for radon-222 (ICRP 2007)

<i>Situation</i>	<i>Reference level</i>
Domestic dwellings	600 Bq m-3
Workplaces	1500 Bq m-3

I limiti di dose pubblicati dalla ICRP 2007 sono invariati, come conseguenza del fatto, così si esprime la Commissione, che quanto stabilito dalla ICRP 60 fornisce un adeguato livello di protezione. I limiti di dose equivalente per gli occhi, che erano stati stabiliti, insieme a quelli per aree localizzate della pelle, in quanto non sufficientemente protetti dai limiti di dose efficaci dal rischio di reazioni tessutali, potranno essere rivisti tra breve a seguito di nuovi dati sulla radiosensibilità dell'occhio in relazione alla perdita della vista.

Il messaggio importante che la Commissione tiene a dare a proposito del sistema di protezione radiologica è che l'approccio attuale dovrebbe portare ad un migliore livello di protezione nel settore che fino ad ora veniva classificato come quello degli interventi.

Esposizione medica dei pazienti

Il principio di giustificazione si applica in medicina in tre momenti fondamentali:

- l'uso delle radiazioni in medicina è accettato se comporta un beneficio maggiore del danno arrecato al paziente;
- data una certa procedura con uno specifico obiettivo (ad esempio la radiografia del torace per pazienti sintomatici), il secondo livello della giustificazione è di giudicare se la procedura diagnostica migliorerà la diagnosi o il trattamento o fornirà le informazioni necessarie sugli individui esposti;
- la specifica procedura su un paziente definito; deve essere giustificata (sarà quindi ora la specifica procedura a dover comportare maggiore beneficio che danno per quel definito paziente).

Nei casi di esposizioni diagnostiche o procedure sotto guida fluoroscopica, i livelli diagnostici di riferimento sono mirati alla ottimizzazione della protezione,

senza però costituire un vincolo alle dosi individuali, ma semplicemente come strumento di gestione della dose commisurata al fine medico.

Protezione dell'ambiente

Questo è l'ultimo capitolo della Pubblicazione. Negli anni recenti la protezione dell'ambiente ha visto crescere notevolmente il proprio interesse. La Commissione sente l'esigenza di affrontare il problema della protezione radiologica dell'ambiente, benché tale esigenza non sia cresciuta su uno specifico problema circa gli effetti delle radiazioni sull'ambiente. Tuttavia lo sviluppo del capitolo è estremamente stringato, si accenna ad una fase di sviluppo di un piccolo insieme di animali e piante di riferimento, che formeranno la base di un approccio più strutturato alla comprensione delle relazioni tra esposizioni e dosi, dosi ed effetti e le potenziali conseguenze di tali effetti.

Bibliografia

1. ICRP Publication 26. Recommendations of the ICRP Annals of the ICRP- 1977
2. ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
3. ICRP Publication 84. Pregnancy and Medical Radiation
4. ICRP Publication 85. Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures
5. M. Pelliccioni. Fondamenti fisici della radioprotezione
6. E. Sgrilli, G. Trenta. Proposta ICRP 2005 di Nuove Raccomandazioni di Radioprotezione. Fisica in Medicina n. 4-2005
7. Draft 2005 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
8. Draft Recommendations of the of the International Commission on Radiological Protection 02/13/07- 12 January 2007



Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

FISICA E DOSIMETRIA IN RADIOTERAPIA "A FASCI ESTERNI"

Villa Olmo, Como - 19/21 Novembre 2007

Responsabile Scientifico: Alberto Torresin

Coordinatori Scientifici: Fabrizio Banci Buonamici, Michele Stasi

Il corso si propone un approfondimento delle tematiche della fisica e dosimetria in radioterapia ed ha l'obiettivo di proporre ai soci giovani e meno giovani, un'occasione per riprendere gli argomenti della propria formazione e professione cercando di delinearne un quadro completo e moderno.

Dopo un'introduzione generale sui principi generali della radioterapia (imaging, volumi di trattamento) il corso si articola in tre grandi aree (LINAC, TPS, VERIFICA DELLA DOSE).

La parte finale conterà di una parte di esercitazione pratica specialmente sul calcolo manuale delle Unità Monitor utilizzando sia l'approccio tradizionale, sia quello dei mini-phantom.

HSR RIS/PACS: stato attuale, architettura e prospettive

Patrizia Signorotto

Direzione Sistemi Informativi – Fisica Sanitaria
Istituto Scientifico Universitario San Raffaele – Milano
Membro AISIS e AIFM

Mi presento: sono di formazione di base un fisico specializzato in fisica sanitaria e lavoro in ospedale da quasi vent'anni; dall'anno 2000 ho iniziato ad occuparmi del sistema RIS/PACS per l'archiviazione, gestione, refertazione e distribuzione degli esami diagnostici che si avvalgono di immagini digitali.

Nell'IRCCS dove lavoro, infatti, forse proprio per la complessità e la varietà delle realtà diagnostiche esistenti, è stata la Fisica Sanitaria ad organizzare nel febbraio 2000 una giornata di studio sullo stato della tecnologia delle immagini digitali che, raccolto dagli organismi amministrativi interni preposti, ha di fatto avviato il progetto RIS/PACS ospedaliero; come fisica sanitaria c'era da mettere in campo una discreta esperienza di tecnologia delle immagini ed un consolidato rapporto con le varie unità operative che producono le immagini diagnostiche stesse.

Ho ricordato questo passaggio al fine di chiarire il "perché" un fisico sanitario si trova ora a coprire il ruolo di capo progetto RIS/PACS in un grande ospedale e a proporvi con questo intervento la nostra esperienza e le idee per l'evoluzione di questi sistemi verso realtà anche extra radiologiche, idee esposte al convegno "Sistemi RIS/PACS: aggiornamenti sul tema" organizzato presso il nostro centro congressi il 18 gennaio scorso. Nell'ottica classica dei sistemi RIS/PACS, il RIS è principalmente uno strumento di refertazione per il radiologo ed il PACS uno strumento per la visualizzazione, l'archiviazione e la distribuzione delle immagini diagnostiche.

Il nostro progetto è iniziato in quest'ambito ma già sottolineando fortemente la funzione del RIS non solo di strumento di refertazione automatizzata ma anche di gestore del flusso di lavoro nell'unità ope-

rativa ed integrato con i sistemi amministrativi centrali; in questo senso ha seguito una sua peculiare strada: infatti, dopo la realizzazione di un CED dedicato in previsione di una futura manutenzione del sistema in *outsourcing*, abbiamo iniziato ad installare il sistema partendo dalla U.O di Medicina Nucleare e sviluppando per ciò uno specifico modulo RIS dedicato.

Il flusso di lavoro in Medicina Nucleare è infatti abbastanza diverso da quello in Radiologia, unità operativa per il quale i sistemi RIS/PACS sono nati; ha in più la fase di somministrazione del tracciante, che comporta un controllo della preparazione delle dosi, un minimo di anamnesi ed una verifica di corretta somministrazione della dose allo specifico paziente; abbiamo realizzato ciò con un software che prevedeva stazioni in camera calda con le *worklist* di arrivo dei pazienti come in una modalità diagnostica e l'utilizzo di codici a barre per la verifica dei vari passaggi. Anche dal punto di vista del PACS questo inizio ci ha messi subito di fronte all'interfacciamento di modalità non standard per il PACS classico, con problematiche di conformità DICOM e necessità di soluzioni specifiche (creazione di una sorta di stazione "integrata" affiancando alla stazione PACS una stazione di *post processing* dedicata per alcune modalità MN ed indispensabile per la refertazione).

L'interfacciamento con il SIO è stato per noi valore aggiunto imprescindibile nell'ottica di un moderno sistema integrato.

Nell'anno 2004 si è avviato il sistema in produzione in Medicina Nucleare (gennaio), Neuroradiologia (giugno) e Radiologia TC ed RM (ottobre), collegando al RIS tutte le diagnostiche con enorme varietà di tipologia e marca; molto importante il ruolo e l'appoggio dei responsabili del per-

sonale dell'accettazione clinica, punto di accesso al sistema dipartimentale RIS/PACS creato in ogni unità operativa e nodo di controllo per la soluzione di eventuali problemi di accettazione amministrativa o di distribuzione dei referti.

Nell'anno 2005 abbiamo aggiunto le funzionalità di refertazione da remoto per TC ed RM (febbraio) e distribuzione delle immagini per pazienti esterni su CD (luglio) e per pazienti interni via web (dicembre).

Nell'anno 2006 abbiamo completato l'allacciamento di tutta la Radiologia "convenzionale", che nel frattempo aveva adeguato il parco macchine, e della UO di Radiologia della sede staccata (SRTurro) seguendo la logica di collegare tutte le diagnostiche al RIS (è un gestore di flusso, deve essere omogeneo in tutta l'unità operativa ed omogeneo nelle eventuali unità operative esterne che utilizzino le stesse modalità operative di lavoro) e tutte le diagnostiche digitali e standard DICOM al PACS (sono rimaste fuori la mammografia, analogica, e le immagini ecografiche fino a sostituzione delle macchine non DICOM, essendo antieconomico "dicomizzare" le immagini); si è poi avviato il progetto di informatizzazione di tutte e 30 le sale operatorie con l'installazione delle postazioni di visualizzazione (singolo o doppio monitor 21") e l'avvio in 5 sale "pilota" utilizzate dai reparti di Chirurgia Generale e Neurochirurgia (giugno).

Tutto questo lavoro ha richiesto una attività di coordinamento enorme, per superare alla disomogeneità di preparazione "informatica di base" dei diversi gruppi di utenti che mano a mano si inserivano nel sistema ma anche per ricondurre a denominatore comune le diverse opinioni verso il sistema, non sempre positive o collaborative in partenza; per quanto riguarda le problematiche tecniche, il coordinamento è stato essenziale per far colloquiare gli operatori dei Sistemi Informativi interni e quelli della ditta fornitrice, nonché far collimare le esigenze via via esposte dai clinici o dagli amministrativi con opportune soluzioni tecnologiche o procedurali; per quanto riguarda le problematiche autorizzative,

il coordinamento è stato essenziale per tenere sotto controllo le eventuali pertinenze legali e per coinvolgere al bisogno la Direzione Sanitaria e/o la Direzione Generale.

Il tutto si è realizzato con una serie di incontri e la definizione di procedure scritte, particolarmente importanti quelle per le situazioni di emergenza (fermo del SIO o problemi all'interfaccia, fermo del RIS, fermo del PACS, blocco della rete).

Nel corso di questa esperienza ci siamo resi conto che il ruolo del RIS virava sempre di più da strumento di refertazione a strumento di gestione del *workflow*, sempre più integrato e dipendente dal SIO; al PACS si chiedevano sempre più mansioni non solo di visualizzatore ma anche di "processore" dell'immagine, condiviso su larga scala.

Questa consapevolezza ci ha portato a vedere il modello con cui avevamo integrato il sistema RIS/PACS con il SIO ed i sistemi centrali come un modello più generale di integrazione di un sistema dipartimentale che si potesse esportare in aree contigue alla radiologia per quanto riguarda due caratteristiche di base: una stretta dipendenza dell'atto medico dalla produzione/utilizzo di immagini ed un flusso di lavoro simile a quello della radiologia.

Abbiamo quindi pensato allo sviluppo di "moduli" del RIS radiologico, in analogia con il modulo RIS per la Medicina Nucleare, che fossero nativamente, in quanto moduli RIS, integrati con il PACS e inseriti nell'architettura dei sistemi centrali in analogia al RIS radiologico (vedi fig. 1).

Creando un'area omogenea ed integrata gestita con il PACS per le immagini e moduli RIS specifici per le diverse unità, si pensava di riuscire anche ad avere vantaggi in termini gestionali e di semplificazione importante per la definizione dei contratti di manutenzione.

In quest'ottica sono stati sviluppati, impostando con il fornitore (ditta Agfa) un rapporto di *partnership* basato sulla condivisione di questa visione di sistema RIS/PACS allargato, moduli RIS dedicati per la Gastroenterologia e per la Radiote-

pubblicità ESAOTE

F. Bistolfi

Scritti di Fisica in Medicina 2004-2006

(Omicron Editrice, Genova)

Questa recente raccolta dei lavori pubblicati dal prof. Franco Bistolfi, fra il 2004 e il 2006 merita di essere segnalata ai lettori di "Fisica in Medicina" per diversi motivi.

In primo luogo, perchè essa, attraverso l'evoluzione del pensiero scientifico dell'Autore che dalla radioterapia tema principe dei suoi anni di attività professionale è passato via via alle radiazioni non ionizzanti, alla radioprotezione e infine alla biofisica, ci porta a considerare temi di sicuro interesse anche per noi fisici sanitari. È così, infatti, per le *trasduzioni energetiche* (elettromagneto-meccanica e meccanoelettromagnetica), particolarmente analizzate dall'Autore nei due ultimi lavori della raccolta in vista delle loro possibili applicazioni terapeutiche. La riparazione di lesioni cutanee ulcerative croniche, di lesioni ossee e del sistema nervoso periferico a mezzo di campi magnetici pulsati e di ultrasuoni pulsati di bassa intensità rappresenta, infatti, un nuovo e interessante campo di interesse scientifico e professionale per una efficace collaborazione del fisico sanitario con diverse componenti specialistiche del mondo medico.

Il secondo motivo che ci spinge a segnalare il volume sono 4 lavori che raccolgono complessivamente oltre 100 quadri didattici, un terzo dei quali dedicato ai corsi di formazione in radioprotezione, mentre gli altri due terzi ricoprono diversi



aspetti del bioelettro-magnetismo. I quadri nascono dall'attività didattica dell'Autore che li mette volentieri a disposizione di chiunque ritenga - pur con modifiche e arricchimenti - di poterli utilizzare per lezioni o conferenze. Generosa iniziativa dell'amico Bistolfi, della quale gli siamo particolarmente grati.

Un terzo, ma non ultimo, motivo per segnalare quest'opera ai colleghi è la grande importanza che l'Autore ha sempre attribuito ad una collaborazione stretta e amichevole fra medici e fisici nell'espletamento della radioterapia oncologica; il che, oltre ad essere indirettamente suggerito dalla bella figura di copertina, è anche espressamente motivato nella stessa Prefazione.

Un elenco completo delle pubblicazioni di Bistolfi fra il 1951 e il 2006 chiude questo volume, liberamente disponibile presso la Omicron Editrice di Genova.

Fabrizio Leviero

pubblic

cità COMECER

2 pagine

Hypofractionated radiotherapy: tools, techniques, biological rationales and clinical applications

a cura di M.G. Brambilla

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

Nei giorni dal 19 al 21 aprile scorsi, presso la sala congressi "R. Bastianelli" dell'Istituto Regina Elena di Roma si è tenuto il congresso dal titolo "Hypofractionated radiotherapy: tools, techniques, biological rationales and clinical applications"

Gli interventi della mattinata della prima giornata di lavoro hanno prevalentemente riguardato aspetti tecnici di radioterapia, con ricadute evidenti sui trattamenti in regime ipofrazionato. In particolar modo, sono state trattate problematiche relative all'*imaging*, all'immobilizzazione del paziente, alle tecniche a modulazione della fluenza del fascio (IMRT) e al controllo della qualità nelle loro applicazioni e alla gestione delle incertezze nelle fasi di pianificazione e di erogazione del trattamento radioterapico. Hanno completato la mattinata alcune relazioni riguardanti le nuovissime tecnologie per la realizzazione di acceleratori o altre unità radianti per uso clinico e di apparecchiature per *imaging* "in tempo reale", cioè generato durante l'erogazione della dose, a essi connesse; particolare attenzione è stata riservata anche alle più recenti e ormai comuni tecniche usate per la radioterapia guidata dalle immagini (IGRT) e all'analisi critica delle loro prestazioni.

Il pomeriggio è stato dedicato all'esposizione del razionale radiobiologico dei trattamenti a frazione singola o ipofrazionati, a cura di Fowler, uno dei nomi più illustri in campo radiobiologico mondiale e alle esperienze di irradiazione intraoperatoria sulla mammella e sulla prostata. L'esperienza particolare dei trattamenti del volume parziale della mammella è stata molto ben esposta sia da alcuni ospiti che da membri dello staff di Radioterapia dell'Istituto Regina Elena stesso.

La seconda giornata ha previsto relazioni esclusivamente la mattina, con interven-

ti nuovamente relativi ad aspetti radiobiologici dei trattamenti ipofrazionati, quali la correlazione degli effetti di tali trattamenti con l'ipossia delle cellule irradiate. In particolare, è stato affrontato il trattamento della prostata, con la definizione dei principali parametri radiobiologici per individuare la risposta all'ipofrazionamento e il confronto di tecniche convenzionali e ipofrazionate in termini di controllo locale della malattia e di tossicità degli effetti dell'irradiazione. Sono stati inoltre presentati i risultati di uno studio multicentrico effettuato in Belgio e il confronto dei trattamenti ipofrazionati effettuati con tecniche IMRT e brachiterapia ad alto rateo di dose.

L'ultima giornata si è infine aperta con un'ottima relazione sui trattamenti IMRT, ricca di molteplici spunti meritevoli di approfondimento e riflessione: le caratteristiche dell'*imaging* su cui lavorare, le modalità di contornamento corretto alla luce della necessità di introdurre dei vincoli di dose sui vari volumi, lo studio della funzione di merito e gli aspetti specifici dell'erogazione della dose.

Un paio di relazioni di argomento radiobiologico hanno introdotto la modellizzazione dei risultati della radioterapia ipofrazionata, con particolare riferimento agli organi critici e i concetti di sovradosaggio concomitante con IMRT, illustrando i principali vantaggi della tecnica. Ha completato la trattazione un intervento relativo all'applicazione della tecnica di sovradosaggio concomitante con IMRT nel trattamento della prostata presso l'Istituto ospitante il congresso, con una trattazione separata per i problemi dosimetrici e clinici presentati nella pratica.

I lavori si sono conclusi con alcune relazioni riguardanti trattamenti IMRT su forme ginecologiche, evidenziandone alcuni limiti in confronto alle più consolidate tecniche

di brachiterapia endocavitaria, e polmonari, con particolare riferimento all'esperienza locale con regimi ipofrazionati.

In complesso, l'evento può essere considerato di ottima qualità, soprattutto per la scelta di relatori e argomenti trattati, e, per quanto riguarda la componente organizzativa, va sicuramente lodato lo sforzo affrontato dal comitato locale dell'Istituto Regina Elena.

Per quanto riguarda la logistica, pur essendo localizzato alla periferia della città, il centro è risultato facilmente raggiungibile dal centro anche con i mezzi pubblici.

La tempistica programmata per gli interventi è stata rispettata rigorosamente, anche se la cosa ha imposto un notevole impegno da parte dei presenti e dei docen-

ti stessi. Il tempo dedicato alle varie relazioni è stato adeguatamente suddiviso, senza sacrificare quello dedicato alla discussione e ai chiarimenti sugli argomenti trattati.

La presenza di alcune tra le più importanti personalità scientifiche dell'ambito della radioterapia, della radiobiologia e della fisica applicata alle radiazioni a livello internazionale ha reso l'evento ancor più interessante e ha sicuramente stimolato l'attenzione dei molti partecipanti.

La disponibilità della traduzione simultanea dall'inglese – lingua ufficiale del congresso – all'italiano e viceversa ha reso inoltre fruibili le presentazioni senza l'assillo della comprensione di una lingua straniera e agevolato gli ospiti.



“La fisica sanitaria in Italia: quali prospettive?”

Giornata – Convegno, 21 Marzo 2007

Aula Magna – Sapienza Università di Roma

A seguito dell'esperienza vissuta nell'ambito del corso di Specializzazione in Fisica Sanitaria di Sapienza Università di Roma, noi studenti abbiamo pensato di presentare un progetto all'Ateneo finalizzato alla realizzazione di un convegno sul tema della Fisica Sanitaria, con il fine di portare a conoscenza degli studenti tale settore e la relativa figura professionale e per creare una prima occasione d'incontro e discussione con autorevoli personalità di codesto ambito.

A tal proposito, “Sapienza Università di Roma”, valutando positivamente la proposta, ha selezionato e finanziato la nostra iniziativa culturale dal titolo **“La fisica sanitaria in Italia: quali prospettive?”**.

Il convegno si è tenuto il giorno 21 Marzo 2007 ed è stato pianificato e realizzato dal Comitato organizzatore, composto da Nicola Caretto e Mauro Rebuzzì, studenti della Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria, Angelica Moriello e Fabrizio Di Federico, studenti delle Facoltà di Medicina e Chirurgia e della Facoltà di Ingegneria.

L'evoluzione del settore della fisica sanitaria e la conseguente definizione della figura del fisico sanitario ha conosciuto storicamente una fase pionieristica, una intermedia e quella attuale. Ciascuna fase ha avuto protagonisti eccellenti e appassionati della materia in modo tale che il fenomeno evolutivo non ha registrato punti di scissione ma piuttosto fasi di continuità.

Ci pare di poter notare, con soddisfazione, che la figura del fisico sanitario possa godere oggi di una rinnovata forza inquadrandosi molta parte del suo impegno nel settore dei servizi alla persona che, nella fattispecie, è servizio al paziente e al lavoratore.

In quest'ottica, ad esempio, il rapporto medico-paziente si arricchisce del rapporto fisico sanitario-medico che è quello di prevenire e/o di ripristinare al massimo possibile la salute del paziente.

Desideriamo sottolineare l'aspetto della formazione del fisico sanitario. Essa deve essere basata su tre pilastri fondamentali: gli aspetti teorici attraverso corsi dedicati, gli aspetti della

pratica clinica e la ricerca scientifica. Questa peculiarità rende il fisico sanitario preparato a ricoprire ruoli di rilievo negli Enti in cui va ad operare.

L'iniziativa culturale *"La fisica sanitaria in Italia: quali prospettive?"* ha, quindi, avuto lo scopo di sottolineare l'importanza strategica del settore della fisica sanitaria e della figura del fisico sanitario in relazione alle aree di interesse specifico.

I lavori del convegno sono stati suddivisi in due sessioni:

- quella mattutina ha visto la presentazione del settore della Fisica Sanitaria e della figura del fisico sanitario sia nel panorama nazionale che in quello europeo anche alla luce delle normative vigenti. Si è parlato del percorso formativo per raggiungere il titolo, dell'esperienza di alcuni dirigenti fisici e il rapporto del fisico sanitario con il medico.
- La sessione pomeridiana è stata maggiormente tecnica. Infatti si è discusso circa le nuove tecnologie e gli sviluppi dei tre settori in cui il fisico sanitario è attivo. Inoltre, si è aperta una finestra sulla ricerca in radioprotezione e sulla statistica nella pratica del fisico sanitario.

L'interesse che ha suscitato questa iniziativa, la prima organizzata nella storia del nostro Ateneo, ha spinto Enti di Ricerca e Istituzioni a validarla mediante la concessione dei seguenti Patrocini: Ministero del Lavoro e della Previdenza Sociale, Ministero della Salute, Ministero dell'Università e della Ricerca, Presidente della Regione Lazio, Consiglio Nazionale delle ricerche, Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, Istituto Superiore di Sanità, Società Italiana di Fisica, Associazione Italiana di Fisica Medica, Dipartimento di Fisica e Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria di Sapienza Università di Roma.

È stata una vera avventura affrontata sempre con entusiasmo e volontà, sebbene messi a dura prova dalle crescenti e impensabili difficoltà incontrate.

Ci preme far presente che il merito dell'ottimo risultato vada ascritto principalmente alla gratuita disponibilità degli esperti che hanno aderito, e ovviamente all'eccellenza delle loro relazioni.

È del tutto evidente che il tema oggetto del Convegno si prestava ad un ampio campo di osservazioni, di analisi e di proposte, tale consapevolezza ha indotto il prestigioso Comitato

Scientifico nonché il Comitato Organizzatore a coinvolgere saggiamente un cospicuo e altamente rappresentativo numero di studiosi di varie discipline specialistiche proprio al fine di circumnavigare e approfondire tutti gli aspetti dell'universo che caratterizza il nostro settore, intuirne le tendenze, scambiare esperienze e soprattutto sensibilizzare gli studenti a scegliere con avvedutezza i nostri percorsi di studio.

Il giorno 21 Marzo ha visto, inizialmente, il cortese saluto delle autorità e l'intervento introduttivo da parte del Direttore della Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria di Sapienza Università di Roma.

Le comunicazioni dei relatori invitati sono state illuminanti.

Vi è stato un excursus storico della fisica sanitaria, la descrizione del panorama europeo, dell'iter formativo e curriculare del fisico sanitario, la presentazione delle finalità statutarie dell'Associazione Italiana di Fisica Medica e delle iniziative realizzate negli ultimi anni e quelle in fase di elaborazione.

Vi è stato un esame scrupoloso dell'importanza e della complessità dell'azione del fisico sanitario nell'ambito dell'Azienda Ospedaliera che deve osservare uno stretto rapporto collaborativo con i medici al fine di garantire l'ottimizzazione delle prestazioni e della sicurezza dei pazienti, dei lavoratori e della popolazione.

Sull'interazione tra fisico sanitario e medico hanno esaurientemente dissertato tre primari di due aziende ospedaliere romane e di un Istituto di Ricerca a carattere scientifico sempre di Roma. Di strategie logistiche ha trattato nel suo intervento, il direttore sanitario di un'altra azienda ospedaliera romana che ha mirato all'individuazione della collocazione ottimale delle strutture di fisica sanitaria nelle Aziende Sanitarie e Ospedaliere e alla necessità di stabilire riconosciuti parametri di valutazione utili all'omologazione.

Si è descritto, inoltre, il quadro normativo nel quale attualmente agisce il fisico sanitario in risonanza magnetica, evidenziando carenze, impedimenti e auspicando iniziative legislative tese a rendere più organico l'insieme delle disposizioni in un settore caratterizzato da continue evoluzioni.

Dopo l'intervento di un'azienda sponsorizzatrice sulle innovative tecniche di fusione d'immagini, si sono descritte le possibili nuove frontiere nel campo delle terapie radianti, le applicazioni più avanzate in diagnostica per immagi-

ni e gli sviluppi registrati nel settore della medicina nucleare.

Vi è stata, infine, un'esposizione sul ruolo della dosimetria computazionale e sul prezioso e indispensabile strumento che è quello della statistica idoneo a prevenire errori nella pratica del fisico sanitario.

In conclusione, nel ringraziare quanti hanno contribuito alla realizzazione del convegno ci auspichiamo che siano infiniti analoghi incontri sui temi trattati, coinvolgendo e favorendo l'interazione tra il maggior numero possibile di studenti con cattedratici ed esperti di spicco.

COMITATO SCIENTIFICO

Luisa Begnozzi (*Vicepresidente Associazione Italiana di Fisica Medica*)

Carlo Bernardini (*Dipartimento di Fisica - Sapienza Università di Roma*)

Luciano Bianciardi (*Azienda Ospedaliera S. Giovanni Addolorata*)

Salvatore Frullani (*Istituto Superiore di Sanità*)

Bruno Maraviglia (*Direttore Scuola di Specializ. in Fisica Sanitaria - Sapienza Università di Roma*)

Maurizio Pelliccioni (*Istituto Nazionale di Fisica Nucleare*)

AUTORITÀ, RELATORI E MODERATORI

Nicola Caretto, *Specializzando in Fisica Sanitaria – Sapienza Università di Roma*; **Angelica Moriello**, *Vice-delegato dell'iniziativa culturale*; **Giovanni Leonardi**, *Direttore Generale – Ministero della Salute*; **Luigi Frati** *Prorettore Vicario – Sapienza Università di Roma*; **Bruno Maraviglia**, *Direttore della Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria, Sapienza Università di Roma*; **Luciano Bianciardi**, *A.O. S. Giovanni – Addolorata – Roma*; **Enrico Santini**, *A.O. S. Camillo – Forlanini – Roma*; **Guido Pedrolì**, *A.O. Niguarda Ca'Grande – Milano*; **Alberto Del Guerra**, *Università di Pisa – Pisa*; **Giancarlo Gialanella**, *Università di Napoli "Federico II" – Napoli*; **Antonella Soriani**, *I.F.O. Istituto Regina Elena – Roma*; **Vincenzo Panichelli**, *A.O. S. Giovanni – Addolorata – Roma*; **Marcello Benassi**, *I.F.O. Istituto Regina Elena – Roma*; **Paolo Gentile**, *I.N.M.I. "Lazzaro Spallanzani" – Roma*; **Corrado Bibbolino**, *I.N.M.I. "Lazzaro Spallanzani" – Roma*; **Riccardo Maurizi Enrici**, *A.O. Sant'Andrea – Roma*; **Lucio Mango**, *A.O. S. Camillo – Forlanini – Roma*; **Francesco Cortese**, *A.O. S. Giovanni – Addolorata – Roma*; **Francesco Campanella**, *I.S.P.E.S.L. – Roma*; **Giovanni E. Gigante**, *Sapienza Università di Roma*; **Roberto Pani**, *Sapienza Università di Roma*; **Rita Consorti**, *A.O. S. Filippo Neri – Roma*; **Gisela Hagberg**, *Fondazione S. Lucia – Roma*; **Lidia Strigari**, *I.F.O. Istituto Regina Elena – Roma*; **Gianfranco Gualdrini**, *A.I.R.P. – ENEA – Bologna*; **Maria Antonietta Macrì**, *Sapienza Università di Roma*; **Franco Taggi**, *Istituto Superiore di Sanità – Roma*; **Mauro Rebuzzi**, *Specializzando in Fisica Sanitaria – Sapienza Università di Roma*.

RINGRAZIAMENTI

- "Sapienza Università di Roma" che ha approvato e finanziato il progetto;
- le autorità intervenute;
- i Membri del Comitato scientifico;
- i relatori e i moderatori che hanno dato la loro disponibilità;
- gli Enti e le Istituzioni patrocinatori;
- i professori e i dottori che hanno sottoscritto l'iniziativa nella fase di presentazione;
- i direttori delle Unità operative di Fisica Sanitaria;
- i direttori delle Scuole di Specializzazione;
- gli sponsor (ASG Applicazioni Scientifiche Generali di Martella Enrico & C. e Tema Sinergie).

LA RADIOLOGIA AL FRONTE

a cura di Massimo Zambianchi

Servizio di Radiologia – Fondazione Salvatore Maugeri, Lumezzane (BS)

Con la scoperta dei raggi X e con il loro utilizzo in campo medico, si sono aperte frontiere applicative che hanno visto i radiologi italiani diventare protagonisti in ambito internazionale nel lunghissimo periodo bellico che, dalla fine del XIX secolo al secondo conflitto mondiale, ha permesso di ottenere da parte del personale addetto, numerosi riconoscimenti militari e civili.

Le figure del medico radiologo, del tecnico di radiologia e del fisico sanitario non erano ancora professionalmente riconosciute e distinte nei primi importanti conflitti mondiali ed il personale era reclutato in ambito sanitario, fisico, ingegneristico ed applicativo. Spesso ad occuparsi dell'installazione e del funzionamento delle apparecchiature radiologiche ancora rudimentali, erano militari che appartenevano al Genio, settore Comando e Servizi, oppure a quei reparti di sostegno paragonabili a qualunque servizio odierno di manutenzione (foto 1a e 1b). Il loro compito riguardava l'installazione materiale delle strutture mobili o fisse, il funzionamento delle "celle fotovoltaiche" e la vera e propria assistenza al ferito, unitamente alle volontarie della Croce Rossa ed al personale medico nel periodo in cui i radiologi si chiamavano ancora Medico Elettricista oppure Rongtenologo.



Foto 1a e 1b

Addetto all'utilizzo di apparecchiature Roentgen con raro fregio ricamato sulla divisa al braccio sinistro (guerra 1915-18) e ingrandimento dello stesso fregio.

(Materiale del Sig. Mesturini Franco per la rivista *Uniformi & Armi* n° 115)



La mia "passione collezionistica" di medaglie di guerra ed onorificenze civili e militari date ad italiani mi ha permesso negli anni di radunare notizie e materiali di ogni genere riguardanti il "nostro" settore e lo scopo di questo articolo è quello di mostrare alcuni di tali riconoscimenti abbinati a qualche notizia o curiosità storica.

I pionieri utilizzatori dei raggi x in ambito militare siamo stati noi italiani. A pochi mesi dalla scoperta di Rontgen, durante la Campagna d'Africa del 1895-1896 (foto 2), il prof. Giuseppe Alvaro Tenente Colonnello Medico presso l'Ospedale Militare di Napoli, utilizzava tale metodica per ricercare i proiettili ed i frammenti delle grane nel corpo dei feriti che provenivano dal fronte etiopico.

Tale notizia, riportata dalla letteratura internazionale (foto 3), suscitò molto scalpore tanto che si decise di dotare mezzi mobili come ambulanze, treni, navi, barconi fluviali

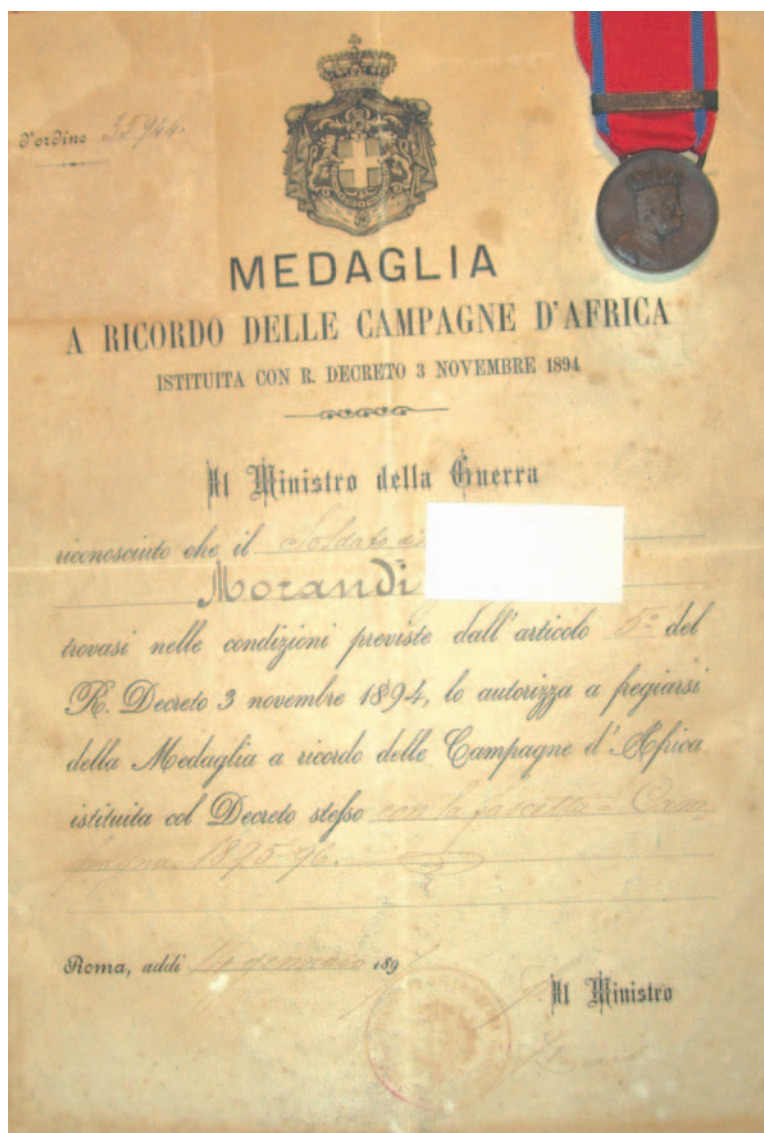


Foto 2
Diploma e medaglia della
Campagna d'Africa 1895-96

Historical Note

Kenneth D. A. Allen, M.D.

MILITARY ROENTGENOLOGY BEFORE WORLD WAR I¹

Ethiopian Campaign, 1896.—In May 1896, just 6 months after Roentgen had announced his epochal discovery, the first military radiographs were made at the Military Hospital in Naples, at the end of Italy's disastrous campaign in Ethiopia. By this time, Roentgen's primitive apparatus had already been modified and improved, and the two cases, both injuries of the forearm, in which the new modality was used proved its value: Previous attempts to remove the retained bullets had been unsuccessful; after their X-ray localization, both were readily removed. Lt. Col. Giuseppe Alvaro, who made the examinations, predicted that this new method would also be useful in diagnosing bone disease, determining the forms of fractures, and studying skeletal deformities and the formation of internal concretions. His remarks were to prove prophetic.

Foto 3
Notizia tratta dal libro
Radiology in World War,
Medical Departement
U.S. Army

e successivamente aerei con apparecchiature radiologiche che nel frattempo erano



Foto 4 - Si prepara l'Ospedale da campo con le casse radiologiche



Foto 5 - Esempi di medaglie di ospedali da campo

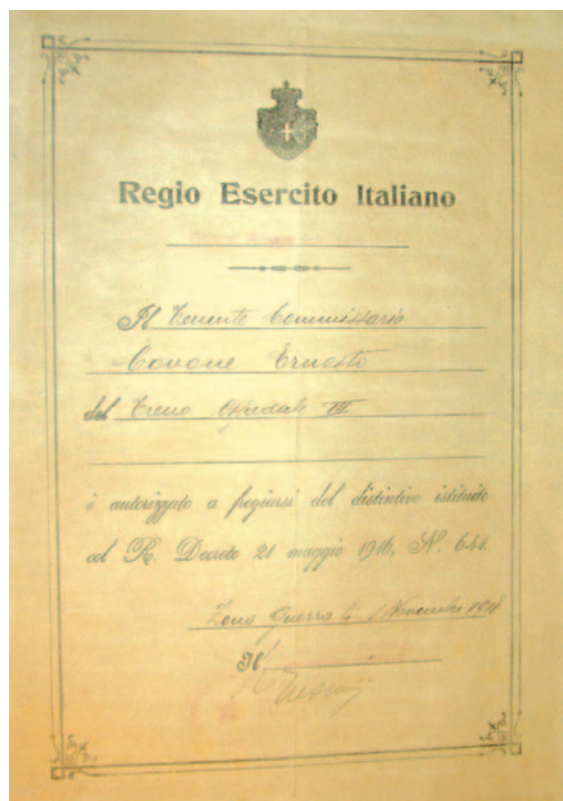


Foto 6 - Diploma di concessione medaglia per servizio sul treno militare III

diventate struttura fissa nei più importanti ospedali militari da campo (foto 4 e 5).

Numerosi furono ad esempio gli elogi ricevuti dalla Sanità Militare italiana, coadiuvata in questo caso dal servizio ospedaliero del Sovrano Ordine Militare di Malta, per il Treno Ospedale III che partito dall'Italia raggiunse la Francia per soccorrere i feriti francesi ed italiani volontari in terra di Francia (foto 6, 7 e 8).

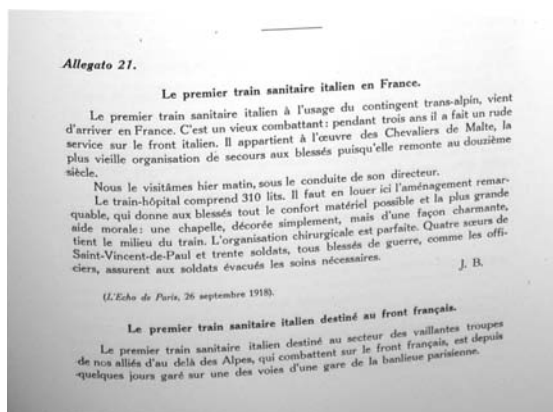


Foto 7 - Alcuni riconoscimenti attribuiti per il treno III tratti dal volume "I treni Ospedali" a cura dell'Associazione dei Cavalieri Italiani del Sovrano Ordine Militare di Malta (S.M.O.M)



Foto 8 - Croce per i combattenti in terra di Francia



Foto 9 - Medaglie della Guerra di Libia e della Campagna d'Oriente Balcanico

Successivamente “lo staff radiologico del Regio Esercito Italiano (R.E.I.)” ha effettuato numerosi interventi militari e civili in tutti i conflitti che ci hanno visto in qualche modo interessati. Dalla guerra italo-turca e libica del 1911, ai Balcani del 1912, al Montenegro, all'Armata d'Oriente, a tutto il periodo 1915-18, alla guerra di Spagna e d'Africa dal 1936 al 1939, al fronte orientale di Albania, Grecia, Russia e Dalmazia degli anni 1939-1942, all'Africa Settentrionale e sino alla conclusione del secondo conflitto mondiale, gli interventi radiologici effettuati sono stati centinaia di migliaia ed hanno portato alla diagnosi corretta ed alla salvezza di molte vite umane, innocenti, coinvolte loro malgrado dagli eventi bellici (foto 9 e 10).

Non è trascurabile inoltre la capacità dei



Foto 10 - Guerra Italo-Turca con diploma

tecnici italiani che, durante la guerra di Libia nel 1941 trovandosi rinchiusi dagli americani nei campi di prigionia, hanno garantito il corretto funzionamento delle apparecchiature radiologiche delle infermerie e degli ospedali locali, insegnando ai “tecnici nemici americani” come suddividere i grossi formati delle pellicole per poter rappresentare su di un’unica “lastra” anche un intero esame. Infatti all’epoca i materiali radiografici scarseggiavano al fronte, mancavano pellicole, acidi e supporti. I sanitari ameri-

cani, anche per radiografare una mano, utilizzavano gli unici formati a disposizione, magari un 35x43, con enorme spreco dei pochi materiali rimasti. Queste notizie storiche sono riportate sul Resoconto ufficiale della Radiologia nel secondo conflitto mondiale a cura del dipartimento medico dell’esercito U.S.A. dove si evidenzia inoltre la totale assenza della protezionistica, come nell’Ospedale Militare di Anzio nel 1945 (foto 11, 12 e 13).

Le medaglie e le onorificenze riprodotte

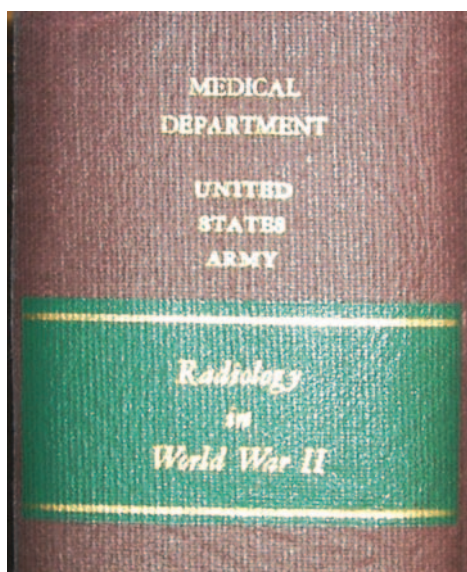


Foto 11 - Volume citato

It might be added that the ability of Italian technicians to place numerous views of small parts on a single film was an education to U.S. technicians, who were accustomed to generous supplies of films and who used them with corresponding lavishness.

Foto 12 - Notizia riguardante i Tecnici Italiani

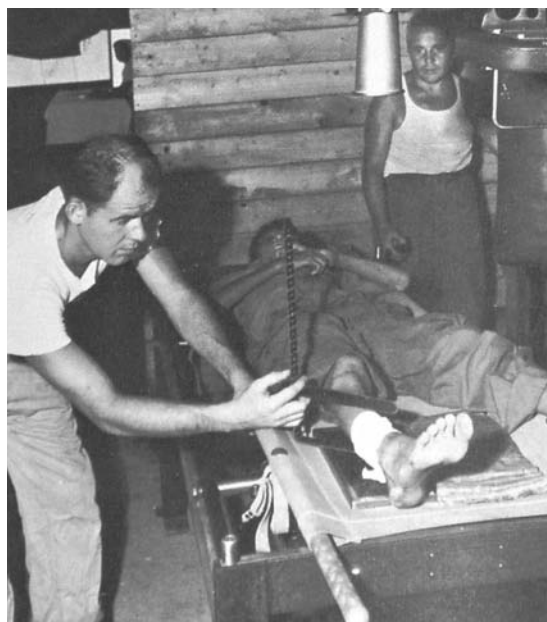


Foto 13a e 13b Tecnici italiani in servizio senza protezione

sono solo una minima parte di tutto il settore medagliatico che ha visto come protagonisti gli italiani al fronte ma, per non eccedere, ho scelto quelle che per il valore storico o semplicemente per la loro bellezza intrinseca ho ritenuto essere le più rappresentative (foto 14, 15, 16, 17 e 18).



Foto 14 - Ordine di Danilo I di Montenegro, croce di cavaliere e commendatore



Foto 15 - Ordine di S. Sava e della Corona di Jugoslavia



Foto 16 - Ordine della Croce Rossa di Serbia con raro diploma



Foto 17 - Medaglia per merito Sanitario nei Balcani

Foto 18
Riconoscimento
S.M.O.M.



Foto 19 - Medaglia battaglioni Sanitari con diploma

Tali riconoscimenti non appartengono soltanto al settore medico ma riguardano anche e soprattutto il restante personale addetto al funzionamento del “reparto radiologico” del R.E.I. (foto 19) che a volte, mescolato fra la truppa combattente in trincea, si vedeva di numero ridotto di giorno in giorno a causa degli spiacevoli eventi legati alla guerra.

A queste persone, che hanno rischiato ed anche perso la vita ma che hanno lasciato un segno indelebile nella storia della “multidisciplinare” radiologia italiana, è dedicato questo mio piccolo pensiero (foto 20).

Foto 20a - Medaglia Campagna di guerra 1915-1918 concessa alla memoria



Foto 20/b - Medaglia Campagna di guerra 1915-1918 concessa per Madri e Vedove dei caduti

Analogo pensiero ai “collegi delle varie trincee nemiche” che per i medesimi scopi hanno sopportato identici sacrifici nell’inutilità di catastrofici venti di guerra.

Questa veloce, spero non noiosa “chiacchierata”, e’ aperta ad ogni eventuale approfondimento mirato alle apparecchiature in dettaglio, ai mezzi militari di trasporto, a fotografie di interni d’ospedale e a tutte quelle numerose curiosità o agli aneddoti legati al mondo radiologico militare.

Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

Servizio di Fisica Sanitaria

Azienda Ospedaliera Universitaria S. Martino - Genova

La migliore radioterapia per il trattamento del cancro della prostata implica l'ipofrazioneamento

Med. Phys. (9), Settembre 2006

In una recente pubblicazione si sostiene che nel caso di cancro prostatico, a causa del basso rapporto tra le componenti α (lineare) e β (quadratica) del modello LQ, le cellule tumorali presentano un'elevata capacità di rigenerazione da danni subletali; di conseguenza l'ottimizzazione del trattamento prevederebbe l'aumento della dose per frazione di trattamento e la diminuzione del numero di frazioni. A favore di questa tesi interviene l'autore principale del lavoro citato, JF Fowler, Professore Emerito di Oncologia Umana e Fisica Medica all'Università del Wisconsin (Madison) e attualmente residente a Londra. In un altro lavoro, tuttavia, si sostiene che il basso rapporto α/β sia un artefatto dovuto alla presenza di un 20% di cellule ipossiche presenti nelle lesioni di questo tipo. Il reale rapporto α/β sarebbe quindi analogo ad altri tumori pertanto non esistono indicazioni favorevoli all'ipofrazioneamento. A sostegno di questo punto di vista scrive a sua volta l'autore degli articoli, AE Nahum, del *Clatterbridge Center for Oncology* a Wirral, Merseyside (Inghilterra).

Fowler riporta che tre lavori sui quattro pubblicati negli anni 1999-2003 riportano rapporti α/β inferiori a 1.5 Gy, che possono far concludere circa l'opportunità dell'approccio ipofrazioneato, che presenta comunque vantaggi per il paziente che subisce meno trattamenti e per la spesa sanitaria che viene ottimizzata. L'autore prosegue elencando una serie di risultati da sperimentazioni che dimostrano quanto da lui asserito. Egli afferma anche che il rapporto α/β per il retto è di circa 3 Gy: questo gli permette di pensare che si possa aumentare l'effetto radiobiologico sulla lesione senza conseguenze per i tessuti sani vicini, con evidente miglioramento del controllo del tumore.

Nahum spiega che la cura attuale del tumore prostatico ha due approcci: l'IMRT

che, grazie alle tecniche conformazionali 3D, permette il rilascio di dosi fino a 90 Gy in frazioni da 2 Gy con notevole controllo di lesioni in stato avanzato e la brachiterapia con impianto permanente di semi di ^{125}I , applicata principalmente alle lesioni in stadio iniziale. Dal confronto tra queste due tecniche derivano i modelli radiobiologici che assegnano al rapporto α/β valori dell'ordine di 1.5 Gy. Esistono tuttavia altre pubblicazioni che parlano di un valore attorno a 8 Gy e l'autore cita anche i risultati di una ricerca, effettuata all'Istituto Nazionale dei Tumori di Milano da Riccardo Valdagni e collaboratori, in cui si è sperimentata con successo un iperfrazioneamento a dosi di 1.2 Gy. La sua conclusione quindi è che, allo stato attuale, non esistano fondate ragioni per assumere questo nuovo modello radiobiologico, né il metodo di ipofrazioneamento della dose.

La radioterapia guidata da immagini è stata sopravvalutata come strumento clinico in radio-oncologia

Med. Phys. 33 (10), Ottobre 2006

Il progresso tecnologico in radioterapia avanza a velocità crescente; in particolare la radioterapia guidata da immagini (IGRT) è uno degli ultimi sviluppi offerti dai produttori di acceleratori lineari. Senza dubbio i radioterapisti valutano grandemente questa importante innovazione che permette di avere la precisa localizzazione dei tessuti sani e del bersaglio contestualmente al trattamento, tuttavia occorre sempre bilanciare costi e benefici e questi sistemi sono indubbiamente costosi dal punto di vista economico e impegnativi per il tempo che richiedono per poterli utilizzare al meglio. Viene quindi dibattuto se sia corretto acquisire l'IGRT soltanto sulla base di una valutazione teorica dei benefici che essa può portare o se occorra invece una sperimentazione che ne accerti i reali vantaggi.

Concorda con l'affermazione del titolo HJ Amols, attualmente Direttore di *Clinical Physics* al *Memorial Sloan Kettering Cancer Cen-*

ter, dove lavora per una buona parte del proprio tempo con l'IGRT. Egli premette che questo nuovo approccio comporta necessariamente un miglioramento del trattamento in termini di diminuzione dell'errore geografico, tuttavia nessuno ha ancora individuato degli indicatori clinici che possano costituire la base per un *trial*. Attualmente le immagini che vengono prodotte sono qualitativamente inferiori a quelle di una TC, affette da tutta una serie di artefatti da respirazione tanto da far sorgere più di un dubbio sull'opportunità di applicare questa tecnica, che in molti casi comporta semplicemente la rilocalizzazione del paziente di pochi millimetri, sulla base di un procedimento con incertezze a volte anche maggiori! In definitiva l'opinione dell'autore è che l'IGRT è una tecnica che è stata proposta troppo affrettatamente agli utilizzatori, senza aver prima valutato le reali applicazioni e necessità: gli ospedali statunitensi hanno speso più di 100 milioni di dollari per uno strumento che costa 500.000 dollari a installazione (ovvero circa un terzo del costo di un acceleratore lineare) e comporta un aumento del 25% delle spese di gestione.

Di parere discorde è invece DA Jaffray, responsabile del Servizio di *Radiation Physics* al *Princess Margaret Hospital* di Toronto e Professore Associato presso il Dipartimento di Radio-oncologia. Egli considera la minimizzazione dell'errore geografico il problema centrale della radioterapia e vede tutte le tecniche innovative che sono state sviluppate (simulazione CT, 3DTP, *portal imaging*) come un processo continuo di riduzione del coinvolgimento dei tessuti sani. Allo stato attuale tuttavia c'è un'enorme inconsistenza tra l'accuratezza raggiunta in fase di pianificazione del trattamento (specialmente con l'applicazione dell'IMRT) e la verifica della sua effettiva esecuzione: secondo l'autore l'IGRT colma questa grave lacuna.

Lo screening mammografico con sistemi schermo-pellicola in giovani donne non è più appropriato a causa della dimostrata superiorità dei sistemi digitali per questo gruppo di età

Med. Phys. 33 (11), Novembre 2006

Un lavoro di ED Pisano (*School of Medicine della University of North Carolina*) e collaboratori, pubblicato nel 2005 sul *N.Engl.J.Med.*, riguarda il risultato di due anni

di *trial* clinico condotto dall'ACR su 50.000 donne sottoposte sequenzialmente a esame mammografico digitale e convenzionale. Gli autori del rapporto affermano testualmente che "...la mammografia digitale è significativamente migliore di quella convenzionale nel rilevare il cancro mammario nelle donne più giovani.". Altri studi precedenti hanno però fallito il tentativo di dimostrare la superiorità del digitale: questa considerazione e la maggiore spesa che comporterebbe passare alla modalità digitale fanno pensare a molti che sia prematuro abbandonare le modalità convenzionali. La contrapposizione tra questi due schieramenti è il tema del dibattito.

A favore dei sistemi digitali interviene MJ Yaffe, Professore del Dipartimento di Radiologia e Biofisica Medica all'Università di Toronto e responsabile del sottocomitato per la mammografia dell'AAPM. Egli ricapitola il progresso tecnologico dell'immagine mammografica, a partire dagli inizi quando le dosi eccedevano i 10 mGy, i temporizzatori erano meccanici, la compressione decisamente insufficiente, il controllo automatico dell'esposizione inesistente. Il mammografo digitale risale a 5 anni or sono e il lavoro citato è il primo lavoro esaustivo di confronto tra le due tecniche. Anche se la tecnica digitale è passibile di ulteriori sviluppi, già allo stato attuale l'elevata latitudine di esposizione, l'aumento del DQE e la possibilità di utilizzare le finestre di visualizzazione permettono un notevole aumento di sensibilità (49% contro 35%) nelle donne di età inferiore ai 50 anni.

Contro la tesi del titolo si pronuncia invece GT Barnes, Professore Emerito al Dipartimento di Radiologia dell'Università dell'Alabama. Egli cita una battuta attribuita da Mark Twain a Benjamin Disraeli ("Ci sono bugie, maledette bugie e statistiche"): gli autori secondo lui hanno interpretato i risultati in modo troppo favorevole alla tecnologia digitale. Nell'articolo si dice che non ci sono differenze statistiche di efficacia diagnostica tra i due sistemi se consideriamo l'intera popolazione delle donne sottoposte a screening, mentre ci sono differenze significative per donne di età inferiore ai 50 anni. Con queste premesse si dovrebbe concludere che i sistemi convenzionali siano migliori per lo screening delle donne di età superiore ai 50 anni! Inoltre le conclusioni statistiche sono state fatte confrontando le aree sottese dalle curve ROC, dando quindi un peso esagerato ai falsi

positivi che nello screening mammografico sono preponderanti. Come ultima considerazione il prof. Barnes si domanda anche se lo stato dei mammografi convenzionali che sono stati reclutati per lo studio sia al livello dei nuovi mammografi digitali utilizzati.

È importante che i Fisici Medici siano coinvolti nello sviluppo e nella implementazione dei sistemi informativi integrati ospedalieri

Med. Phys. 33 (12), Dicembre 2006

Allo stato attuale è impensabile operare in un ospedale che non abbia un sistema informativo integrato (HIS) che gestisca la mole di dati che devono essere trasmessi e archiviati per garantire che il lavoro dei professionisti sanitari venga svolto in modo efficiente. I principali dipartimenti coinvolti sono i Laboratori e la Diagnostica per Immagini. Mentre nei Laboratori non si trova di norma personale che abbia competenze in materia, nella Diagnostica per Immagini lavorano Fisici Medici che hanno maturato esperienza nella gestione dei sistemi PACS e che sono diventati il riferimento dipartimentale per i sistemi HIS. La controversia di questo mese riguarda l'opportunità o meno che i Fisici Medici sviluppino questa competenza.

Per un coinvolgimento dei Fisici Medici in questa attività interviene GC Nikiforidis che si laurea in Fisica all'Università di Milano, frequenta presso lo stesso Ateneo la Scuola di Perfezionamento in Fisica Atomica e Nucleare e consegue successivamente il Dottorato in Fisica Medica presso l'Università di Patrasso dove attualmente è Professore di Fisica Medica. Il ruolo dei sistemi HIS è duplice: costituiscono uno strumento per la gestione delle attività ospedaliere e un modo per introdurre nella pratica clinica nuovi dati e informazioni. Per quanto riguarda il secondo aspetto è evidente la continua evoluzione dei sistemi di diagnostica per immagini che si arricchiscono sempre di più di informazioni, in una progressione di scala che a partire dall'organo, giunge al tessuto, alla cellula, alla molecola. Proprio per questo i Fisici Medici possono giocare un ruolo importante di riduzione della mole di dati disponibili alle informazioni inferenziali necessarie e avere l'opportunità di offrire un migliore servizio all'ospedale e ai pazienti.

Contrario invece a questo tipo di sviluppo si professa GC Kagadis, connazionale del

prof. Nikiforidis e Ricercatore in Fisica Medica presso la stessa Università. Egli considera lo sviluppo e la gestione dei sistemi HIS un argomento di sicuro interesse, per il quale occorre una forte preparazione in Informatica per la quale i Fisici Medici non hanno i prerequisiti adeguati né il tempo necessario per dedicarvisi. I compiti di un Fisico Medico attualmente riguardano i test di accettazione delle apparecchiature, la progettazione radio-protezionistica, la dosimetria, la pianificazione dei trattamenti radioterapici, il controllo della qualità delle immagini cliniche. I doveri di un Fisico medico sono decisamente aumentati con i recenti sviluppi tecnologici (MSCT, PET, IMRT, MLC e modalità ibride). A fronte di tutto questo l'autore ritiene che la gestione dei sistemi informativi debba essere una attività da assegnare a una figura professionale diversa e dedicata.

La termoradioterapia è sottoutilizzata per il trattamento del cancro

Med. Phys. 34 (1), Gennaio 2007

La combinazione di ipertermia e radioterapia è una tecnica sviluppata da molti anni. Non c'è dubbio che il calore accentui l'effetto biologico delle radiazioni, ma questo vale sia per i tumori che per i tessuti sani. Molteplici prove cliniche, per provare che l'ipertermia è in grado di migliorare l'efficacia terapeutica sono state condotte negli Stati Uniti durante gli anni '80 e '90, ma senza risultati apprezzabili. Recentemente però sono apparsi alcuni lavori relativi a sperimentazioni effettuate in Europa dove questa tecnica viene rivalutata, affermando che sono state trascurate interessanti opportunità per l'uso dell'ipertermia. Alcuni concordano con questo assunto, altri sono di opinione diversa.

A favore di una reintroduzione delle tecniche di ipertermia interviene EG Moros, Direttore della Divisione di Fisica delle Radiazioni e Informatica al Dipartimento di Radio-oncologia dell'Università dell'Arkansas. Egli ripercorre la storia dell'Ipertermia come adiuvante delle procedure di Radioterapia dalla sua introduzione negli anni '70, all'entusiastica accettazione da parte dei radioterapisti a metà degli anni '80 fino al report del *Radio Therapy Oncology Group* del 1989 che ne evidenziò i limiti. La critica principale che venne portata alla metodica riguardò i controlli di qualità, come venne evidenziato dai

titoli dei report prodotti; l'osservazione che l'autore fa a riguardo del rapporto è che il volume di trattamento risulta quasi sempre inferiore al volume tumorale accertato e che il livello di temperatura applicato risulta adeguato per un solo paziente! Mentre i radioterapisti statunitensi abbandonarono la metodica, in Europa vennero portati a termine ulteriori prove cliniche che dimostrano che l'ipertermia, se somministrata in modo aderente alla prescrizione, raddoppia il rate di risposta biologica e aumenta la percentuale di lungosopravviventi.

In disaccordo con l'affermazione del titolo interviene PM Corry, *Distinguished Professor* e *Vice Chairman* nello stesso Dipartimento e Università del Dr. Moros. Egli sostiene che i risultati positivi della termoradioterapia sono limitati a tumori superficiali, metastatizzati e avanzati; non ci sono evidenze di risultati positivi per tumori guaribili dove l'impatto potrebbe essere elevato. Un limite alla diffusione delle applicazioni cliniche e alla loro sperimentazione è legata anche alla scarsa disponibilità di apparecchiature proposte dai produttori e al fatto che il rimborso dei trattamenti è largamente insufficiente all'ammortamento delle attrezzature.

La radioterapia protonica è il miglior trattamento radiante per il cancro prostatico

Med. Phys. 34 (2), Febbraio 2007

La protonterapia è una tecnica che ha ormai compiuto 50 anni e ha visto come principali applicazioni i tumori dell'occhio. Recentemente sono apparsi in letteratura comunicazioni di risultati molto incoraggianti ottenuti con fasci a energie maggiori nel trattamento di lesioni più profonde, in particolare del tumore prostatico. Si prevede una raddoppio nei prossimi 5 anni del numero di unità di trattamento con protoni nel mondo, pertanto è di grande rilevanza determinare quali sedi di trattamento possano beneficiare di questo nuovo approccio. Come sempre abbiamo due punti di vista: quello di coloro che considerano questo nuovo tipo di radioterapia il miglior trattamento disponibile e quello di chi considera le tecniche attuali più che adeguate.

Il primo punto di vista viene esposto da MF Moyers, Direttore Tecnico della ditta *Proton Therapy Inc.* a Marlton nel New Jersey, per la quale si occupa della costruzione, della formazione e dell'assistenza delle unità a fasci multipli di particelle da loro installate in tutto il mondo. Egli parte dal presupposto che l'obiettivo della radioterapia sia quello di massimizzare il controllo del tumore (aumentando la dose rilasciata al volume bersaglio) e minimizzare le complicanze a carico dei tessuti sani (diminuendo la dose fuori dal bersaglio). La tecnica finora più adatta a questo scopo è l'IMRT, la quale non impedisce tuttavia il rilascio di dose superficiale, permette solo di scegliere di depositare dose in tessuti meno sensibili. Se la stessa dose al tumore viene rilasciata da fasci di protoni, anziché da fotoni, la dose risultante ai tessuti sani circostanti diventa molto inferiore (tipicamente il 50-60% rispetto ai trattamenti IMRT). Anche la brachiterapia costituisce una tecnica che ottimizza il rilascio di dose al tumore, ma si tratta di una procedura invasiva che comporta una serie di rischi chirurgici e non può essere praticata a tutti i pazienti, in dipendenza dalle condizioni generali e/o dalle dimensioni ghiandolari.

Il punto di vista contrario viene riportato da J Pouliot, Professore del Dipartimento di *Radiation Oncology* all'Università della California – San Francisco. Egli sostiene che l'impianto prostatico permanente sia attualmente il metodo migliore di controllo dei tumori trattati allo stadio iniziale e che nei casi di lesioni localizzate i risultati ottenuti con alte dosi da fasci di fotoni siano confrontabili con quelli da protoni. Il grosso problema dell'impiego dei fasci esterni nel trattamento prostatico deriva dal cambiamento di localizzazione, principalmente dovuto allo stato di riempimento del retto: l'esattezza della localizzazione è altrettanto determinante della dose rilasciata. Mentre con i fasci di fotoni questo problema può essere minimizzato usando marker o altre forme di Radioterapia Guidata da Immagini, con i fasci di protoni tutto risulta più difficile.

Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria dell'Università di Firenze

Per gentile concessione del Direttore, Prof.ssa Marta Bucciolini, pubblichiamo i quiz della prova di ammissione alla Scuola, tenutasi il 24 gennaio 2007

1. Il calore specifico dell'acqua è 1 kcal/kg°C. Pertanto, la quantità di calore necessaria per aumentare di 10 °C la temperatura di 10 kg d'acqua è pari a:
 - a) 10 kcal
 - b) 100 kcal
 - c) 100 cal
 - d) 1000 cal
 - e) 10³ kcal
2. Riducendo di 1/3 la massa di un corpo solido omogeneo, la sua densità:
 - a) diventa 2/3 di quella iniziale
 - b) si riduce in modo imprevedibile
 - c) si riduce ad 1/3 di quella iniziale
 - d) rimane inalterata
 - e) aumenta di 1/3 di quella iniziale
3. Il principio di funzionamento di un trasformatore elettrico si basa:
 - a) sul fenomeno dell'induzione elettrostatica
 - b) sul fenomeno dell'induzione elettromagnetica
 - c) sull'effetto Joule
 - d) sul fenomeno della conduzione elettrica nei semiconduttori
 - e) su nessuno dei fenomeni elencati
4. Il nucleo figlio, che si forma nel decadimento β^- ha numero atomico Z, rispetto a quello del nucleo padre:
 - a) aumentato di uno
 - b) eguale
 - c) diminuito di uno
 - d) aumentato di due
 - e) diminuito di due
5. La perdita di energia collisionale dE/dx , per particelle non relativistiche, varia come:
 - a) $1/v$
 - a) V
 - a) $1/v^2$
- a) v^2
- e) è indipendente dalla velocità
6. I raggi gamma possono provocare reazioni nucleari
 - a) quando la loro energia è dell'ordine delle decine di keV
 - b) per ogni valore di energia
 - c) i raggi gamma non possono provocare reazioni nucleari
 - d) il massimo della sezione d'urto è intorno a 20 MeV
 - e) il massimo della sezione d'urto è intorno a 40 MeV
7. Il manometro che usiamo per controllare la pressione degli pneumatici dell'auto:
 - a) segna valori tipici fra 10 e 30 bar
 - b) quando segna zero la pressione effettiva nella gomma è di circa 1 atmosfera
 - c) non misura la differenza di pressione fra ambiente e interno della gomma ma quella effettiva
 - d) segna valori tipici inferiori a 76 torr
 - e) se segnasse zero dentro la gomma ci sarebbe il vuoto
8. Per una sorgente puntiforme di raggi X che emette isotropicamente, se si dimezza la distanza dalla sorgente, nel vuoto:
 - a) l'intensità della radiazione raddoppia
 - b) l'intensità della radiazione diventa quattro volte più grande
 - c) l'intensità della radiazione dimezza
 - d) l'intensità della radiazione diventa quattro volte più piccola
 - e) l'intensità della radiazione diminuisce con legge esponenziale
9. A parità di energia cinetica e di materiale
 - a) il range di una particella alfa è maggiore di quello di un elettrone
 - b) il range di un fotone è inferiore a quello di un elettrone
 - c) il range di un protone e quello di un

- fotone sono uguali
- d) il range di un protone è inferiore a quello di un elettrone
- e) il range di un protone è uguale al range di una particella alfa
10. I raggi X caratteristici del Tungsteno
- a) vengono emessi in seguito alle interazioni degli elettroni incidenti con i nuclei
- b) hanno energia dell'ordine degli eV
- c) hanno energia dell'ordine dei MeV
- d) vengono emessi in seguito alle ionizzazioni degli elettroni appartenenti alle orbite interne degli atomi di Tungsteno
- e) vengono emessi in seguito alle ionizzazioni degli elettroni appartenenti alle orbite più esterne degli atomi di Tungsteno
11. La dose assorbita è:
- a) la carica prodotta per ionizzazione secondaria per unità di massa
- b) la carica prodotta per ionizzazione secondaria per unità di volume
- c) l'energia assorbita per unità di volume
- d) l'energia assorbita per unità di massa
- e) l'energia assorbita per unità di lunghezza
12. L'unità di misura del potere d'arresto lineare per collisione delle particelle cariche è:
- a) cm^{-1}
- b) MeV/cm
- c) g/cm^2
- d) $\text{MeV cm}^2/\text{g}$
- e) MeV g/cm^2
13. Un dipolo elettrico in campo elettrico è sottoposto a un momento meccanico
- a) diverso da zero solo se il dipolo è parallelo al campo
- b) indipendente dall'orientazione del dipolo rispetto al campo
- c) uguale a zero se il dipolo è parallelo al campo
- d) di modulo massimo quando il dipolo è parallelo o antiparallelo al campo
- e) di modulo minimo se il dipolo è perpendicolare al campo
14. Per un dipolo magnetico in campo magnetico l'energia potenziale
- a) è zero se il dipolo è perpendicolare al campo
- b) è zero se il dipolo è parallelo al campo
- c) è zero se il dipolo è antiparallelo al campo
- d) è massima se il dipolo è parallelo al campo
- e) è minima se il dipolo è perpendicolare al campo
15. In un conduttore di rame di sezione 2 mm^2 , percorso da corrente continua di 1 A, a temperatura ambiente, la velocità di deriva degli elettroni è:
- a) di un ordine di grandezza maggiore della velocità di agitazione termica
- b) dello stesso ordine della velocità di agitazione termica
- c) di vari ordini di grandezza inferiore alla velocità di agitazione termica
- d) non esistono elementi sufficienti per rispondere
- e) di vari ordini di grandezza maggiore alla velocità di agitazione termica
16. Quando una particella alfa da 5.5 MeV viene arrestata nel gas Elio si formano
- a) circa 170 elettroni liberi
- b) circa 1.7×10^7 elettroni liberi
- c) circa 1.7×10^5 elettroni liberi
- d) circa 340 elettroni liberi
- e) circa 3.4×10^5 elettroni liberi
17. In un rivelatore a gas
- a) in regime di saturazione l'ampiezza degli impulsi è indipendente dall'energia delle particelle rivelate
- b) in regime di proporzionalità il fattore di amplificazione del segnale è indipendente dalla tensione applicata
- c) nella regione Geiger-Muller l'ampiezza degli impulsi dipende dall'energia delle particelle rivelate
- d) per valori molto bassi della tensione applicata, il campo elettrico è insufficiente a impedire la ricombinazione delle coppie di ioni formate
- e) è impossibile realizzare contatori proporzionali in geometria cilindrica
18. Per quanto riguarda la spettrometria gamma effettuata con un rivelatore a

- scintillazione non è vero che:
- In seguito allo scattering Compton, un continuo di energie può essere trasferito agli elettroni
 - La rivelazione di un fotone gamma avviene grazie alle interazioni che causano il trasferimento di energia a un elettrone del materiale assorbitore.
 - L'effetto fotoelettrico è il meccanismo d'interazione ideale per misurare l'energia del gamma incidente
 - L'interazione per creazione di coppie dà luogo ad una riga spostata di 1022 keV rispetto all'energia del gamma incidente
 - L'effetto Compton è il meccanismo d'interazione ideale per misurare l'energia del gamma incidente
19. Una certa grandezza fisica vale $x \pm \sigma_x$: l'errore sul logaritmo di x in base e vale:
- $(\sigma_x / x)^2$
 - σ_x / x
 - $x \sigma_x$
 - σ_x
 - σ_x / x^2
20. Viene misurata la durata t di 100 oscillazioni isocrone consecutive con un errore relativo del 2%. L'errore relativo sulla durata di una singola oscillazione è:
- 20%
 - 0.2%
 - 2%
 - 0.0002
 - nessuna delle altre risposte
21. Il valore atteso di una variabile χ^2 con ν gradi di libertà è:
- ν
 - 2ν
 - 1
 - $1/\nu$
 - nessuna delle altre risposte
22. Se la distribuzione di probabilità di una variabile casuale x è una gaussiana, centrata su X e varianza σ^2 , il valore della mediana è:
- 0
 - 1
 - X
 - 0.5 X
 - non ci sono elementi sufficienti per rispondere
23. Qual è l'ordine di grandezza delle dimensioni del nucleo atomico? .
- 10^{-8} cm
 - 10^{-4} cm
 - 10^{-7} cm
 - 10^{-13} cm
 - 10^{-15} cm
24. Quale delle seguenti formule rappresenta l'andamento dell'attività di una sorgente radioattiva in funzione del tempo?
- $A(t) = A_0 (1 - e^{-\lambda t})$
 - $A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$
 - $A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$
 - $A(t) = A_0 e^{\lambda t}$
 - $A(t) = A_0 (1 - e^{\lambda t})$
25. Quale dei seguenti celebri esperimenti mette in evidenza l'aspetto quantizzato della radiazione elettromagnetica?
- Esperimento di Michelson-Morley
 - Esperimento di Millikan
 - Esperimento di Hertz sull'effetto fotoelettrico
 - Esperimento di Rogers
 - Esperimento di Rutherford
26. Quanto vale la massa a riposo di un protone?
- 938 eV
 - 938 MeV
 - 93.8 MeV
 - 9.38 MeV
 - 938 keV
27. In quale materiale è massima l'energia trasferita dal neutrone al nucleo?
- H
 - He
 - Li
 - Na
 - O
28. Lo spessore emivalente di un materiale rappresenta:
- Lo spessore in cui il numero di fotoni si riduce di un terzo

- b) Lo spessore in cui tutti i fotoni sono assorbiti
 c) Lo spessore in cui si dimezza il numero di fotoni
 d) Lo spessore in cui il numero di fotoni si riduce di $1/e$
 e) Non è relativo al numero di fotoni
29. La ionizzazione specifica di un fascio di protoni aumenta:
 a) all'inizio del percorso
 b) alla fine del percorso
 c) a metà percorso
 d) in maniera lineare con il percorso
 e) in maniera esponenziale con il percorso
30. Qual'è la massa di una particella α ?
 a) ≈ 8 u.m.a.
 b) ≈ 6 u.m.a.
 c) ≈ 4 u.m.a.
 d) ≈ 2 g
 e) ≈ 4 g
31. Il kilowattora è un'unità di misura di:
 a) potenza
 b) energia
 c) tempo
 d) corrente
 e) carica elettrica
32. L'indice di rifrazione assoluto di una sostanza è un numero sempre maggiore di 1:
 a) perché la densità dei corpi è sempre maggiore di 1
 b) perché la velocità della luce in qualunque mezzo è sempre minore della velocità della luce nel vuoto
 c) perché il rapporto tra velocità della luce nella sostanza e velocità della luce nel vuoto è maggiore di 1
 d) perché dipende dalla frequenza
 e) perché la densità dei corpi è sempre minore di 1
33. La radianza del corpo nero dipende da:
 a) T
 b) T^2
 c) T^3
 d) T^4
 e) $1/T$
34. L'orbita di una particella in moto in un campo gravitazionale è chiusa, quando l'energia totale della particella è:
 a) positiva
 b) negativa
 c) nulla
 d) variabile
 e) il tipo di orbita non dipende dall'energia
35. Se un oscillatore raddoppia l'ampiezza di vibrazione, l'energia totale associata al suo moto diventa:
 a) Doppia
 b) Metà
 c) Un quarto
 d) quattro volte più grande
 e) resta invariata
36. L'unità di misura del coefficiente massico di attenuazione è
 a) cm^{-1}
 b) g/cm^2
 c) g/cm^3
 d) cm^2/g
 e) cm^3/g
37. Il campo elettrico nella cavità di un conduttore sferico cavo, carico con una carica q :
 a) è zero;
 b) $E = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q}{R^2}$, con R = raggio della cavità;
 c) $E = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q}{R^2}$, con R = raggio del conduttore;
 d) $E = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q}{R^2}$, con R = differenza tra il raggio della cavità e quello del conduttore;
 e) è uguale al campo elettrico all'esterno del conduttore.
38. Un satellite che percorre con velocità costante v_0 un'orbita stabile circolare a distanza R dal centro della terra, viene immesso in un'orbita circolare stabile a distanza inferiore pari a $0.8 R$. Della velocità con cui percorre la nuova orbita possiamo dire che:
 a) è sicuramente inferiore a v_0
 b) è rimasta la stessa perché l'energia cinetica si conserva

- c) è rimasta la stessa perché l'energia potenziale si conserva
d) è più grande di v_0
e) è nulla
39. Sia dato un corpo di massa 15 kg, che giace in quiete sopra un tavolo. Il tavolo sopporta il peso del corpo, senza cedere. Appoggio un secondo corpo sopra il primo. Il secondo corpo abbia massa pari a 30 kg. Il tavolo seguita a reggere entrambi i pesi che restano, entrambi, in quiete. Quanto vale l'accelerazione del primo corpo per effetto della risultante di tutte le forze ad esso applicate (detta g l'accelerazione di gravità)
- a) 15 m/s²
b) g
c) $2g$
d) $15/g$ m/s²
e) zero
40. Nell'interazione dei fotoni con la materia per effetto Compton, la componente retrodiffusa:
- a) aumenta all'aumentare dell'energia dei fotoni incidenti;
b) aumenta al diminuire dell'energia dei fotoni incidenti;
c) non dipende dall'energia dei fotoni incidenti;
d) è del tutto assente qualunque sia l'energia dei fotoni incidenti;
e) è sempre predominante qualunque sia l'energia dei fotoni incidenti.
41. Il corpo umano alla temperatura di circa 36 gradi centigradi equivale ad una sorgente di radiazione che emette circa 1000 watt di potenza (una piccola stufa!). Come mai non siamo visibili al buio?
- a) ad una temperatura così bassa non vengono emesse onde elettromagnetiche
b) per essere visto occorre essere illuminati da una sorgente esterna
c) la componente di radiazione emessa alle frequenze visibili è trascurabile
d) la pelle blocca le radiazioni elettromagnetiche emesse dal corpo umano
e) nel nostro corpo non circola una corrente elettrica sufficiente
44. Fotoni da 100 keV interagiscono con la materia:
- a) prevalentemente per effetto fotoelettrico;
b) prevalentemente per effetto Compton;
c) prevalentemente per produzione di coppie;
d) con effetti diversi a seconda dello Z del materiale;
e) con effetti diversi a seconda della densità del materiale.
43. Nel moto stazionario di un fluido, in corrispondenza di una strozzatura del condotto:
- a) la velocità rimane costante
b) la velocità aumenta
c) la velocità diminuisce
d) la portata aumenta
e) la portata diminuisce
44. Un corpo percorre 100 m alla velocità media di 20 m/s e i successivi 100 m alla velocità media di 10 m/s. Qual è la velocità media complessiva sul tratto di 200 m?
- a) 13.3 m/s;
b) 15 m/s;
c) 20 m/s;
d) 10 m/s;
e) indeterminata.
45. La forza che agisce su di una particella di massa m e carica q immersa in un campo magnetico di induzione magnetica è:
- a) proporzionale alla carica e alla massa della particella;
b) inversamente proporzionale alla velocità della particella;
c) costante;
d) indipendente dalla carica e dalla massa della particella;
e) ortogonale alla velocità della particella e al vettore induzione magnetica.
46. In quale posizione occorre situare un oggetto, affinché una lente divergente fornisca un'immagine virtuale e diritta?
- a) Fra il fuoco e l'infinito
b) Fra il fuoco ed il vertice
c) In qualunque posizione

- d) In nessuna posizione
e) Nel fuoco
47. Che cosa produce nella gomma per auto la pressione sufficiente per conservare la sua forma anche durante la corsa dell'auto?
- a) L'aumento di volume delle molecole d'aria con la temperatura
b) L'urto delle molecole d'aria contro le pareti interne della gomma
c) Il surriscaldamento delle gomme
d) La speciale miscela con cui sono costituite le gomme
e) Lo spostamento, per forza centrifuga, dell'aria contenuta nelle gomme
48. Una ruota di bicicletta durante il moto rotola senza strisciare sulla strada. La velocità della bicicletta è costante e vale v_0 . Sapendo che il raggio della ruota vale R si domanda la velocità istantanea del punto della ruota più lontano dal suolo.
- a) la stessa del centro, v_0
b) non può essere specificata
c) il doppio della velocità del centro, quindi $2 v_0$
d) 0 perché quel punto è istantaneamente fermo
- e) è uguale e opposta a v_0 , cioè vale $-v_0$
49. L'accelerazione in un moto circolare uniforme:
- a) è nulla;
b) è diretta in ogni punto verso il centro della circonferenza che costituisce la traiettoria;
c) è tangente alla circonferenza che costituisce la traiettoria;
d) ha una componente centripeta ed una tangenziale;
e) ha modulo, direzione e verso costanti.
50. Un aereo viaggia a 800 km/ora, in assenza di vento, in direzione Est per 400 km, poi ritorna indietro. Il tempo impiegato per realizzare l'intero percorso è quindi un'ora. Quando, lungo il tragitto, soffia un vento diretto verso Ovest (o verso Est) pari a 50 km/ora costante per tutto il percorso, il tempo di percorrenza (andata e ritorno) sarà:
- a) più di un'ora se il vento spira da Ovest
b) più di un'ora se il vento spira da Est
c) un'ora
d) più di un'ora
e) meno di un'ora

N.B. Le soluzioni sono a pag. 41



GE HEALTHCARE ANNUNCIA IMPORTANTI RISULTATI OTTENUTI IN CAMPO CLINICO CON LE PRIME INSTALLAZIONI DEL DISCOVERY VCT PER L'IMAGING CARDIACO

*Tecnologia di Imaging Molecolare all'avanguardia:
l'Imaging Volumetrico apre una nuova era in cardiologia
all'insegna della rapidità e della minore invasività*

PISA 23-24 MARZO 2007 — GE Healthcare ha annunciato la prima installazione in Italia del nuovo "Discovery VCT" presso il CNR di Pisa. In tale occasione ha organizzato lo "Users meeting" dal titolo "Gli Esperti a confronto". Durante il Simposio, Esperti del Centro PET di Turku (Finlandia), dell'Ospedale Universitario di Zurigo (Svizzera), dell'Ospedale San Raffaele di Milano e del CNR di Pisa hanno parlato della loro esperienza nell'utilizzo del "Discovery VCT", prodotto dalla multinazionale americana GE Healthcare.

Si tratta dell'unico sistema a 64 strati al mondo, che unisce **PET** (tomografia ad emissione di positroni) e **TC** (Tomografia Computerizzata). Il Discovery VCT di GE Healthcare è verosimilmente in grado di trasformare le attuali modalità di diagnosi e di trattamento delle cardiopatie e di altre patologie potenzialmente letali.

Grazie alla piattaforma Discovery Dimension, il Discovery VCT fonde in un'unica soluzione l'alta velocità e l'alta risoluzione della Tomografia Computerizzata volumetrica e le funzionalità rivoluzionarie del sistema PET Discovery GE ad elevata sensibilità. Offrendo in un unico sistema integrato le suddette tecnologie di indagine, il Discovery VCT mette a disposizione gli strumenti per consentire agli operatori di diagnosticare e valutare con maggiore precisione le **patologie cardiache e altre patologie, quali la malattia oncologica e le disfunzioni neurologiche**.

"Stiamo entrando in una nuova era della cardiologia, all'insegna di una minore invasività, in cui l'imaging PET/CT svolgerà un ruolo di primo piano nella gestione di queste patologie", ha affermato Sandro De Poli, Presidente di GE Healthcare Italia. "L'integrazione delle capacità funzionali della PET con la velocità e la risoluzione della CT volumetrica darà grande impulso all'imaging cardiaco e potenzialmente trasformerà le modalità di diagnosi e di trattamento delle cardiopatie."

"Il Discovery VCT di GE Healthcare consente di accedere a dati essenziali del profilo anatomico e funzionale del paziente, comprese le mappe di perfusione cardiaca a riposo e sotto stress, l'angioTAC ed il "calcium score", il tutto realizzato in una singola sessione d'esame ed utilizzando un unico sistema," ha dichiarato il Dottor Danilo Neglia, Responsabile delle Applicazioni Cardiologiche della PET/TC nell'Istituto di Fisiologia Clinica del CNR di Pisa.



GE Healthcare

Press Information

Le informazioni rese disponibili dal Discovery VCT ci permetteranno di eseguire diagnosi rapide e accurate sui pazienti cardiopatici, evitandoci di ricorrere a procedure diagnostiche invasive non necessarie e guidandoci a decisioni terapeutiche più appropriate.”

“Le immagini PET e CT permettono di fondere i dati anatomici delle coronarie e i dati relativi alla perfusione, alla funzionalità e al metabolismo del cuore. Tale specificità può consentire una migliore valutazione sia delle coronaropatie che della vitalità miocardica,” ha affermato il Dottor Paolo Marraccini, Responsabile dell’Unità di Diagnostica Interventistica dell’IFC.

“Ad ogni modo, la potenzialità più straordinaria del Discovery VCT, secondo il Dottor Piero Salvadori, Responsabile dell’Unità Ciclotrone/Radiofarmacia/PET dell’IFC è rappresentata dalle applicazioni future nell’imaging molecolare, che saranno supportate da dettagli anatomici precisi e ci permetteranno di eseguire indagini coronariche con gli strumenti offerti dalle funzionalità della piattaforma PET Discovery Dimension”.

Far leva sull’innovazione del LightSpeed VCT GE per perseguire ulteriori progressi nell’Imaging Cardiaco

“Lo sviluppo dell’unico sistema PET/CT volumetrico al mondo a 64 strati è una logica evoluzione del successo conseguito con il LightSpeed VCT,” ha dichiarato Gene Saragnese, Vice President e General Manager della divisione globale di Imaging Molecolare e CT di GE Healthcare.

“Il Discovery VCT, al pari del LightSpeed VCT, è stato costruito per i medici e i ricercatori, che operano nel campo dell’Imaging Molecolare, in base alle loro esigenze cliniche a tutti i livelli,” ha affermato Saragnese. “La velocità e la risoluzione del LightSpeed VCT associate alle funzionalità di imaging all’avanguardia della piattaforma Discovery Dimension consentirà a GE di mantenere la propria leadership nella diagnostica in campo cardiovascolare.”

Il Professor Luigi Donato, Direttore dell’IFC CNR, afferma “Sono estremamente soddisfatto per questa nuova tappa della proficua collaborazione scientifica e tecnologica tra l’Istituto del CNR e GE Healthcare”.

Ufficio Stampa GE Healthcare Italia
Marisa Moriconi, Comunica S.r.l. - Tel. 02-7531047
ufficiostampa@comunicaccm.it

ISTRUZIONI PER GLI AUTORI

- 1) Il materiale deve essere inviato al Direttore Responsabile del Periodico, preferibilmente per posta elettronica, all'indirizzo: **notiziario.direttore@aifm.it**. Il nome del file deve seguire il seguente standard: NOMEAUTORE_ParolaChiave (esempio: EINSTEIN_EffettoFotoelettrico). Il materiale inviato per posta deve essere presentato in due copie dattiloscritte e corredato di un floppy sulla cui etichetta saranno indicati: nome dell'autore, titolo dell'articolo, word processor usato (se diverso da Word).
- 2) Il lavoro deve essere dattiloscritto in Times New Roman dimensione 12 con spaziatura singola e può essere in italiano o in inglese. Il word processor da utilizzare deve essere preferibilmente Word e il file deve essere salvato in formato .rtf. I simboli e le unità utilizzati devono essere quelli del sistema internazionale (SI).
- 3) Ogni lavoro deve essere accompagnato da un foglio di frontespizio sul quale vanno riportati:
 - titolo del lavoro
 - cognome e nome (per esteso) di tutti gli autori
 - denominazione dell'Ente e del reparto di appartenenza degli autori
 - nome, Ente e reparto di appartenenza, numero di telefono e di FAX, indirizzo di posta e indirizzo e_mail di uno degli autori indicato per la corrispondenza
- 4) Gli articoli di carattere scientifico-tecnologico devono essere strutturati nel seguente modo:
 - introduzione e scopo
 - materiali e metodi
 - risultati
 - conclusione
 - bibliografia
- 5) Le figure stampate (in formato JPEG o TIFF) devono riportare sul verso la numerazione in cifre arabe e l'orientamento (alto-basso); le tabelle devono essere numerate in cifre romane. Tabelle e figure devono essere inserite nel testo allo scopo di identificare la loro collocazione ottimale e inviate anche con un file separato; le figure debbono essere limitate al minimo numero necessario alla comprensione del testo.
- 6) Le didascalie delle tabelle e delle figure devono essere riportate anche a parte.
- 7) Le equazioni devono essere scritte di preferenza utilizzando Equation Editor di Word
- 8) Nei lavori scritti in italiano, l'uso di termini in lingua inglese è consentito soltanto quando nella lingua italiana non esiste un termine corrispondente di significato chiaro e univoco. Nei casi in cui gli Autori riterranno indispensabile l'uso della lingua inglese, deve essere utilizzato il carattere corsivo (esempio: *gantry*). Se inseriti in un testo italiano, al plurale i sostantivi inglesi non prendono la s.
- 9) La bibliografia deve comprendere solo i lavori citati nel testo e deve essere ordinata per citazione e numerata. Per ogni voce devono essere indicati nome degli autori, titolo dell'articolo, nome della rivista con il numero del volume, prima e ultima pagina e anno di pubblicazione: (esempio: J.C.H. Miles: Temporal variation of Radon Levels in houses and implications for radon measurement strategies. Rad Prot Dosim 93: 369-376 (2004)).

Per pubblicazioni non periodiche vanno indicati i nomi degli autori, il titolo, l'editore, il luogo e l'anno di pubblicazione (esempio: C.Collodi: Le avventure di Pinocchio, Mondadori, Milano, 2004).

Per capitoli di libri o di trattati si devono indicare a) nomi degli autori, titolo e pagine del capitolo; b) nome degli autori e titolo del libro; c) editore, luogo ed anno di pubblicazione (esempio: G.Leopardi: Dialogo della natura e di un islandese. In: G.Leopardi, Operette Morali, pag.32-79, Editori Riuniti, Milano, 1986).

Nel testo la citazione deve essere seguita solo dal numero del richiamo alla nota bibliografica, secondo l'esempio seguente: "...matrice di 1929x2304 pixel di Silicio amorfo di dimensione 0.1 mm² in grado di ricoprire un campo utile di 18x23 cm², ricoperto da uno strato di CsI(Tl)"

Gli articoli inviati dai Soci AIFM non sono di regola sottoposti ad alcun processo di revisione, né è previsto l'invio di bozze da correggere. Essi vengono quindi pubblicati sotto l'esclusiva responsabilità degli autori.

Gli articoli inviati da soggetti esterni all'Associazione vengono pubblicati previo un giudizio di conformità del Comitato di Redazione del Periodico.