

Fisica in Medicina

n. 3/2007
Luglio - Settembre

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. Lazzeri (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

Richiesta di parere - Attribuzioni del Fisico Medico e dell'Esperto

Qualificato - Nota del Presidente AIFM e risposta del Ministero117

Proposta D. L. "Istituzione della professione sanitaria specialistica"119

ECM: ecco le regole del gioco di C. Canzi e A. Crespi122

La Fisica Medica in Francia di N. Canevarollo125

La Tomografia a coerenza ottica di G. Cittadini127

Dosimetry techniques for narrow radiotherapy proton beams

di G.A.P. Cirrone, G. Cuttone, L. Raffaele, L.M. Valastro, P.A. Lojacono

C. Marino, V. Mongelli e S. Pittera132

Il fenomeno della Risonanza Stocastica di M. Riani141

Sindromi parkinsoniane e tremore essenziale di F. Bisi149

Maschere antigas per l'abbattimento della concentrazione di radon

di G. Arcovito, P. Orlando, M. Amici, E. Fonti, C. Orlando e C. Poellelli153

Valutazione comparativa di apparecchiature angiografiche digitali

flat panel di M. Bertolini, A. Nitrosi, D. Tassoni e G. Borasi157

Notizie dai Gruppi Regionali a cura di P. Moresco169

Riassunti Tesi di Specializzazione Università di Milano173

Riassunti Tesi di Specializzazione Università di Genova186

I 30 anni della Scuola di Specializzazione di Milano di M.C. Cantone201

Le recenti direttive Europee in campo NIR di R. Di Liberto202

Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics a cura di F. Levrero207

Radiografia e radioscopia - Storia dei raggi Röntgen a cura di L. Moro210

Programma del V Congresso Nazionale AIFM - 17/20 settembre 2007214

Stampato nel mese di Settembre 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, Municipio di Heilbronn, Germania - 1579
(elaborazione grafica di Alessandro Rizzo)

NOTIZIARIO DI MEDICINA NUCLEARE ED IMAGING MOLECOLARE

Anno III, n. 2 - Aprile 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

Indici di tutti i numeri del Notiziario "on line" (dal 2000)

Legge finanziaria e necessità formative: c'è una possibilità di incontro? - Diana Salvo

Dosimetry is like sex - Luigi Mansi

Forum giovani dell'AIMN: una proposta per dare forza al futuro - Stefano Panareo

Tomografi PET 3D e "Time of Flight" - Michele Larobina

Interazione del fisico con il medico nucleare - Lucio Mango

Gruppo di studio "Health Technology Assessment" AIMN - Giorgio Ascoli

La finestra sul Radiologo: archiviazione dei documenti digitali degli esami di diagnostica per immagini
Giuseppe Villa

Gestione interdisciplinare della patologia nodulare e dei tumori della tiroide, Reggio Emilia - Luca Giovanella

"7th Intern.Symp. on Technetium in Chemistry and Nuclear Medicine", Bressanone - Ulderico Mazzi

Simposio di Medicina Nucleare XXXVII Congresso Società Italiana di Neurologia, Bari - Nicola Marco Pisciotta, Petronilla Santoro

Master di II livello di Radiofarmacia a Palermo - Gaspare Arnone

Bologna: Imaging molecolare e cellulare: dalla sperimentazione alla clinica - Anna Margherita Maffione

Nuclei Familiari - La Redazione

EANM: la nostra società europea - Arturo Chiti

Bandi EANM - Arturo Chiti

Nuovo spazio per offerte di lavoro - Massimo Dottorini

EANM Congresso di Copenhagen 2007 - Technologist Sessions

Mauro Schiavini, Rocco Lucianini, Simona Cola, Lorenzo Leonardi, Giuseppina Santoro e Cesare Bragagnolo

News TSRM-AIMN - Mauro Schiavini

In Memoriam di Salvatore Venuta - Luigi Mansi

News - Vincenzo Cuccurullo

NOTIZIARIO DI MEDICINA NUCLEARE ED IMAGING MOLECOLARE

Anno III, n. 3 - Luglio 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 Norme di Buona Preparazione dei Radiofarmaci in Medicina Nucleare - Diana Salvo

Il futuro non è più quello di una volta - Luigi Mansi

Il forum dei giovani - Stefano Panareo, Demetrio Aricò, Laura Bruselli, Serena Chiacchio, Eleonora del Giudice, Angelina Filice, Massimo Roncali, Giuseppe Trifirò

Attività del gruppo di studio "Neurologia" - Ugo Paolo Guerra e Flavio Nobili

XVII Corso di Aggiornamento Professionale - Saverio Palermo

XI Corso biennale di Cardiologia Nucleare - Gianmario Sambuceti

Il Congresso Nazionale GICR - Marco Chinol

Pagine IRIST - Alberto Signore

Simposio annuale ELAS - Roberta Boni

XIII ISCORN Meeting - Diego de Palma

Cardioimaging 2007 - Marco Spadafora

Convegno DiaSorin "The Liaison between Diagnostic Laboratory and Clinical Medicine ... How to increase Prevention!" - Mariasilvia Tommasi

Rassegna Stampa Scientifica - Luigia Florimonte e Lorenzo Maffioli

La Medicina Nucleare: bella e impossibile? - Diego de Palma

Voglia di radiobiologia... - Riccardo Schiavo

Dosimetria in terapia medico-nucleare: "una sfida nella sfida" - Massimo Salvatori e Carlo Chiesa

La radiochimica a supporto degli studi dosimetrici - Marco Chinol

La radiobiologia in medicina nucleare: considerazioni e proposte - Marco Chianelli

Certificazione ECM - Nicola Mazzuca

Voglia di confronto, collaborazione, serietà - Luigi Mansi

La finestra sul radiologo: la gestione dell'imaging diagnostico - Giuseppe Villa

La finestra sull'AIFM - Guido Pedrolì

La finestra sul Quarterly - Giovanni Lucignani

La scintigrafia polmonare riveste ancora un ruolo nella diagnosi e nel follow-up dell'embolia polmonare nell'era dell'angioTC? - F. Bertagna, G. Bosio, S. Lucchini, E. Cossalter, R. Giubbini

Laboratorio di Medicina Nucleare: quali prospettive per il futuro? - Nicola Mazzuca

Le applicazioni diagnostiche "in vitro" - Antonio Coli

News TSRM-AIMN - Mauro Schiavini

Nuclei Familiari - La Redazione

MZ congressi festeggia con il direttivo AIMN 20 anni di attività

News - Vincenzo Cuccurullo

Ferrara 14 Aprile 2007

Al Direttore dell'Ufficio II
Dipartimento della Prevenzione e della Comunicazione
Direzione Generale Prevenzione Sanitaria
Ministero della Salute
Dott. Giancarlo Marano
Via della Civiltà Romana, 7
00144 ROMA

Oggetto: Richiesta di parere.

Ill.mo Sig. Direttore,

pervengono a questa Associazione numerose segnalazioni che presso Aziende del Servizio Sanitario Nazionale operano professionisti consulenti con incarico di Esperto Qualificato per la radioprotezione degli operatori e della popolazione i quali svolgono, di fatto, anche le funzioni proprie dell'Esperto in Fisica Medica senza possedere i titoli previsti dalla Legge.

In realtà, gli Esperti Qualificati, già iscritti nel relativo elenco all'entrata in vigore del D.L.vo 187 del 26 Maggio 2000, dovrebbero essere abilitati semplicemente a continuare l'attività di controllo di qualità (art.7 p.13). Ma il problema al quale si fa riferimento è relativo a coloro che, essendo titolari di un contratto di collaborazione continuativa per la sorveglianza fisica della radioprotezione da più di cinque anni, avrebbero la pretesa di rientrare nei casi previsti dall'ultimo capoverso del p.5 dello stesso art.7.

La norma transitoria prevede infatti che l'esercizio (delle attività proprie dell'esperto in Fisica Medica) è consentito, altresì, ai laureati in Fisica, Chimica ed Ingegneria, privi di specializzazione, che, alla data di entrata in vigore del presente decreto, abbiano svolto, in strutture del servizio sanitario nazionale o in strutture accreditate, cinque anni di servizio nella disciplina di fisica sanitaria o nelle discipline equipollenti così come definiti nel citato decreto 30 Gennaio 1998.

Ora, vi è da notare che il decreto citato è stato emanato in applicazione del DPR 10 Dicembre 1997 n.484 (norme concorsuali) che stabilisce i requisiti per l'accesso al secondo livello dirigenziale del ruolo sanitario (a nulla rileva il fatto che il secondo livello dirigenziale sia stato abolito poichè i requisiti per l'accesso alla selezione pubblica per l'incarico di direttore di Struttura complessa sono rimasti invariati).

La pretesa nascerebbe da una interpretazione data dall'Associazione Nazionale Esperti Qualificati (ANPEQ) secondo la quale i "contratti di collaborazione continuativa" sono da ritenersi equivalenti al "servizio" senza considerare che tale servizio, a parere di questa Associazione, deve essere prestato nella relativa posizione funzionale del personale di ruolo che, nel nostro caso, è quella di Dirigente Fisico del ruolo sanitario.

Infatti, ai fini della valutazione dell'attività di servizio, il p. 5 dell'art.10 dello stesso DPR 484/97 stabilisce che "nei certificati di servizio devono essere indicate le posizioni funzionali o le qualifiche attribuite, le discipline nelle quali i servizi sono stati prestati, nonchè le date iniziali e terminali dei relativi periodi di attività".

Appare pertanto evidente che la posizione funzionale del servizio prestato da un Esperto Qualificato, le cui attribuzioni sono definite dall'art.79 del D.L.vo 230/95, non coincide con quella di Dirigente Sanitario è pertanto non può essere considerata valida per consentire l'attività propria dell'Esperto in Fisica Medica.

Considerato che l'attività dell'Esperto in Fisica Medica viene esercitata nell'ambito della diagnostica radiologica e della Radioterapia e richiede una cultura di base nella Fisica Medica ed una particolare esperienza nella pratica clinica che solo il percorso formativo dei laureati in Fisica con il titolo di specialista in Fisica Sanitaria o Fisica Medica possiedono, tanto che tali requisiti sono imposti dalle norme concorsuali vigenti, questa Associazione chiede che Codesto Ufficio si esprima in merito alla corretta interpretazione della normativa richiamata e che valuti l'opportunità che venga diramata un'apposita circolare per invitare le Aziende del Servizio Sanitario Nazionale ad attenersi con scrupolo all'osservanza di detta normativa.

Nel ringraziarLa per la cortese attenzione, porgo i più distinti saluti

Dr. Giancarlo Candini
Presidente AIFM



Roma 19 LUG. 2007

Ministero della Salute

DIPARTIMENTO DELLA PREVENZIONE E COMUNICAZIONE
Direzione Generale della Prevenzione Sanitaria
Ufficio II

N. 19580/11/F. A. e. R.
Risposta al Foglio del.....
N.....

Presidente dell' AIFM
Dr. Giancarlo Candini
Servizio di Fisica Sanitaria
Azienda Ospedaliera S. Anna
C.so Giovecca 203
44100 Ferrara

OGGETTO: Richiesta di parere. D.lgs. 187/00 - Attribuzioni del Fisico medico e dell'Esperto qualificato. Nota AIFM del 14 aprile 2007.

In merito a quanto richiesto nella Vs. lettera del 14 aprile 2007, nell'ambito delle competenze dello scrivente Ufficio, si fa presente quanto segue.

L'articolo 7 comma 5 del D.lgs. 187/2000 definisce il ruolo dell'esperto in fisica medica: *"Le attività dell'esperto in fisica medica sono quelle dirette prevalentemente alla valutazione preventiva, ottimizzazione e verifica delle dosi impartite nelle esposizioni mediche, nonché ai controlli di qualità degli impianti radiologici. L'esercizio di tali attività è consentito ai laureati in fisica in possesso del diploma di specializzazione in fisica sanitaria o ad esso equipollente ai sensi del citato decreto 30 gennaio 1998. L'esercizio è consentito, altresì, ai laureati in fisica, chimica ed ingegneria, privi di specializzazione, che, alla data di entrata in vigore del presente decreto, abbiano svolto, in strutture del servizio sanitario nazionale o in strutture accreditate, cinque anni di servizio nella disciplina di fisica sanitaria o nelle discipline equipollenti così come definiti nel citato decreto 30 gennaio 1998".*

L'articolo 8 comma 2 stabilisce peraltro che: *"Il responsabile dell'impianto radiologico, avvalendosi dell'esperto in fisica medica, provvede:*

- a) a che siano intrapresi adeguati programmi di garanzia della qualità, compreso il controllo della qualità, nonché di valutazione della dose o dell'attività somministrata ai pazienti;
- b) a che siano effettuate prove di accettazione prima dell'entrata in uso delle attrezzature radiologiche e quindi prove di funzionamento sia a intervalli regolari che dopo ogni intervento rilevante di manutenzione. In base ai risultati delle prove il responsabile di impianto esprime il giudizio di idoneità all'uso clinico delle attrezzature.

L'articolo 7 comma 13 stabilisce inoltre: *"Colui che al momento della pubblicazione del presente decreto è in possesso di una delle abilitazioni prescritte dall'articolo 78 del D.lgs. 17 marzo 1995 n. 230, e iscritto nell'elenco di cui allo stesso articolo può continuare ad esercitare l'attività di controllo di qualità delle apparecchiature radiologiche ed è soggetto a quanto prescritto dai commi 8 e 9.*

La disposizione normativa, sostanzialmente, nell'introdurre la nuova figura professionale dell'esperto in fisica medica e le sue attribuzioni e competenze, introduce una clausola di cedevolezza ai fini di salvaguardare la situazione pregressa, ammettendo l'esercizio delle pertinenti attività (dell'esperto in fisica medica) ai laureati in fisica, chimica ed ingegneria, privi di specializzazione, che, alla data di entrata in vigore del decreto, abbiano svolto, in strutture del servizio sanitario nazionale o in strutture accreditate, cinque anni di servizio nella disciplina di fisica sanitaria o nelle discipline equipollenti. Ulteriore clausola di cedevolezza è riferita all'ambito specifico dei controlli di qualità, la continuazione del cui esercizio è ammessa per colui che al momento della pubblicazione del decreto è in possesso di una delle abilitazioni prescritte dall'articolo 78 del D.lgs. 17 marzo 1995 n. 230, e iscritto nell'elenco di cui allo stesso articolo, vale a dire gli esperti qualificati in radioprotezione.

In merito allo specifico parere richiesto, si fa in primo luogo presente che la norma ammette le clausole di cedevolezza esclusivamente per coloro che si trovano nelle citate condizioni di cui all'articolo 7 (terzo periodo del comma 5 e comma 13), rispettivamente alla data di entrata in vigore del D.lgs. 187/00 (1 gennaio 2001) e alla sua data di pubblicazione (7 luglio 2000). Servizi resi successivamente a tali date non possono in alcun modo essere considerati utili ai fini dell'eventuale esercizio "per cedevolezza" di attività proprie dell'esperto di fisica medica, da parte di soggetti non in possesso di laurea in fisica e diploma di specializzazione in fisica sanitaria.

E' peraltro avviso dello scrivente Ufficio che il richiamo al decreto 30 gennaio 1998 (all'interno dell'articolo 7 comma 5 del D.lgs. 187/00) sia da ritenersi funzionale all'individuazione delle discipline equipollenti all'interno dell'area di fisica sanitaria (Tabella A), e non possa essere interpretato a vantaggio dei soli Dirigenti Fisici del ruolo sanitario.

Si ritiene altresì che la valutazione dei cinque anni di servizio presso strutture del servizio sanitario nazionale o in strutture accreditate, per i laureati in fisica, chimica ed ingegneria privi di specializzazione, debba essere basata su opportuni riscontri che documentino sia durata e continuità del servizio prestato, che la sua regolare attinenza alla disciplina della fisica sanitaria.

Anche nel caso di eventuali "contratti di collaborazione continuativa", la mera continuità del rapporto di collaborazione non può certo essere considerata criterio sufficiente. Opportuni ulteriori riscontri dovranno documentare la continuità e regolare attinenza alla fisica sanitaria della specifica attività professionale prestata, che dovrà risultare del tutto equivalente all'impegno di lavoro ordinario previsto dalla normativa per i dipendenti del SSN dell'area funzionale in questione per ogni singolo anno di servizio dei cinque considerati.

Il Direttore dell'Ufficio II
(Dott. G. Marano)

Presentato un Disegno di Legge per la: Istituzione della professione sanitaria specialistica di fisico medico e del relativo elenco nazionale

Cari Colleghi e soci,

Quando nel Giugno del 2003 ho assunto il ruolo di Presidente dell'AIFM ho ritenuto che il mio mandato fosse fortemente caratterizzato dal desiderio della maggior parte di voi di vedere riconosciuto il ruolo professionale attraverso un'apposita normativa che valorizzasse la figura del Fisico specialista. Non sono in grado di quantificare le lettere, le relazioni e le richieste inoltrate in questi quattro anni a funzionari, ministri e politici ma posso assicurarvi che sono state tante e spesso ho dovuto ricominciare da capo poiché, nel frattempo, erano cambiati gli interlocutori. Avrei desiderato concludere il mio mandato proprio dopo avere assolto a questo importante compito ma, nonostante l'impegno profuso, sono solo in grado di comunicarvi che il primo passo fondamentale è stato fatto: il 30 Maggio 2007 è stata presentata alla Camera l'iniziativa parlamentare, C.2708, dal titolo "Istituzione della professione sanitaria specialistica di fisico medico e del relativo elenco nazionale". Il progetto di Legge è stato assegnato il 3 luglio 2007 in sede referente alla XII Commissione Affari sociali. Come voi tutti sapete, l'iter non sarà breve ma questo è il primo passo. Ora, con l'auspicio che sia condiviso, è compito del nuovo Direttivo, guidato dal Presidente, sostenere il progetto di Legge e concludere definitivamente il lavoro. Un cordiale saluto a tutti.

Giancarlo Candini

CAMERA DEI DEPUTATI N. 2708

PROPOSTA DI LEGGE

D'INIZIATIVA DEI DEPUTATI

**BURGIO, ROCCHI, PAGLIARINI, CANCRINI, DE CRISTOFARO,
BALDUCCI, ACERBO, BELLILLO, CARDANO, CARUSO, CESINI, COGODI,
CRAPOLICCHIO, DURANTI, FALOMI, FRIAS, MANTOVANI, MASCIA,
MUNGO, OLIVIERI, PEGOLO, FERDINANDO BENITO PIGNATARO,
PROVERA, SMERIGLIO, SOFFRITTI, SPERANDIO, VACCA**

**Istituzione della professione sanitaria specialistica
di fisico medico e del relativo elenco nazionale**

Presentata il 30 maggio 2007

ONOREVOLI COLLEGHI ! — A circa quarant'anni dall'istituzione dei primi servizi di fisica sanitaria, nei più importanti presidi ospedalieri italiani pubblici e privati e negli istituti a carattere scientifico, i fisici, che operano nel settore sanitario, svolgono attività nel campo della fisica medica come laureati in fisica, con specializzazione in fisica sanitaria (che, nel

nuovo ordinamento, assume la denominazione di fisica medica).

Essi sono inquadrati in strutture complesse di fisica sanitaria che operano in interrelazione obbligatoria con le strutture di radioterapia, di medicina nucleare e di radiologia.

I fisici medici (la denominazione adottata a livello internazionale è appunto « Medical

Physicist ») sono pertanto fisici specialisti nella fisica applicata alla medicina e, più in generale, alle attività sanitarie.

Sul piano giuridico il decreto del Presidente della Repubblica 20 dicembre 1979, n. 761, all'articolo 2, inquadra i fisici nel relativo profilo professionale e nel ruolo sanitario con la qualifica di dirigenti.

La necessità di assicurare che le attività professionali siano garantite attraverso un preciso percorso formativo viene riconosciuta nell'articolo 15 del decreto legislativo 30 dicembre 1992, n. 502, relativo alla disciplina della dirigenza del ruolo sanitario, laddove il requisito della specialità e dell'iscrizione all'albo dei relativi Ordini viene esteso a tutta la categoria dei dirigenti sanitari, e quindi anche ai fisici; all'articolo 6-ter dello stesso decreto legislativo, i fisici sono inclusi nel procedimento di determinazione del fabbisogno di personale del Servizio sanitario nazionale.

L'articolo 48 del regolamento di cui al decreto del Presidente della Repubblica 10 dicembre 1997, n. 483, prevede il concorso per la copertura di posti di livello dirigenziale del profilo professionale di fisico stabilendo anche i requisiti per l'ammissione.

I fisici, inquadrati nel « ruolo sanitario » con funzioni di dirigenti del Servizio sanitario nazionale, degli istituti di ricovero e cura a carattere scientifico e delle strutture private accreditate, sono attualmente un migliaio e le previsioni del fabbisogno per i prossimi cinque anni indicano una necessità di incremento dell'ordine del 50 per cento.

La legislazione italiana riconosce la figura del fisico, specialista in fisica sanitaria, come una delle figure professionali necessarie al Servizio sanitario nazionale per l'espletamento di compiti con finalità cliniche, in particolare nei campi della radioterapia e della diagnostica per immagini nonché della radioprotezione dei pazienti (decreto legislativo 26 maggio 2000, n. 187).

A differenza di tutte le altre figure di dirigenti sanitari, quella del fisico medico è l'unica professione non ancora regolamentata dalla legge e ciò nonostante la particolare delicatezza degli interventi che il fisico svolge quo-

tidianamente in modo diretto e indiretto sui pazienti che accedono a prestazioni di radiodiagnostica e di radioterapia.

Nel considerare, quindi, la necessità di dare un'opportuna regolamentazione alla professione di fisico medico, è particolarmente importante ricordare che il percorso formativo di tale figura prevede un corso di laurea di cinque anni seguito da un corso di specializzazione di quattro, con tirocinio pratico obbligatorio presso le strutture accreditate del Servizio sanitario nazionale.

La relativa scuola di specializzazione è stata riconosciuta di interesse per il Servizio sanitario nazionale e inclusa tra le scuole gestite dalle facoltà di medicina e chirurgia. Trattandosi di attività rivolta verso il paziente, ovvero verso gli utenti del Servizio sanitario nazionale, è evidente l'interesse da parte del Ministero della salute di garantire che anche le prestazioni effettuate dai fisici medici siano svolte al massimo livello di competenza professionale.

In quest'ottica, tenuto conto delle proposte avanzate dagli interessati e considerando che l'Associazione italiana di fisica medica, dotata dei necessari requisiti e di un adeguato codice deontologico, potrebbe superare la carenza dell'Ordine professionale, si propone l'istituzione della professione sanitaria di fisico medico e di un elenco professionale di fisici medici presso il Ministero della salute.

PROPOSTA DI LEGGE

ART. 1.

1. È istituita la professione sanitaria di fisico medico per l'esercizio delle attività comportanti l'applicazione dei principi e delle metodologie della fisica in medicina nei settori della prevenzione, della diagnosi e della cura, al fine di assicurare la qualità delle prestazioni erogate, in particolare nei campi della radioterapia e della diagnostica per immagini e la relativa radioprotezione dei pazienti, degli operatori e della popolazione in generale.

2. Limitatamente al campo delle attività sanitarie che prevedono l'esposizione di pazienti e di operatori per scopi medici a

radiazioni ionizzanti e non ionizzanti, il fisico medico esercita, senza limitazioni di grado, la sorveglianza fisica della radioprotezione ai sensi del decreto legislativo 17 marzo 1995, n. 230, e successive modificazioni, e le funzioni di responsabile della sicurezza di cui al punto 4.10 del quadro 4 dell'allegato 3 annesso al decreto del Ministro della sanità 2 agosto 1991, pubblicato nel supplemento ordinario alla Gazzetta Ufficiale n. 194 del 20 agosto 1991. Il fisico medico esercita altresì le attività di sperimentazione, ricerca e didattica in tale ambito.

3. Le prestazioni professionali del fisico medico non si sovrappongono a quelle attribuite dalla legislazione vigente in materia alla esclusiva competenza della professione medica.

ART. 2.

1. Con decreto del Ministro della salute, da adottare entro due mesi dalla data di entrata in vigore della presente legge, sono stabilite le modalità per l'accertamento della idoneità professionale richiesta per l'esercizio della professione di fisico medico. Il medesimo decreto prevede, altresì, l'istituzione dell'elenco nazionale dei fisici medici, nonché le modalità e i requisiti per l'iscrizione ad esso, fermo restando il diritto di accedere all'elenco dei laureati in fisica in possesso dei requisiti di cui all'articolo 7, comma 5, del decreto legislativo 26 maggio 2000, n. 187.

2. Il decreto di cui al comma 1 prevede, inoltre, l'istituzione presso il Ministero della salute, di una apposita commissione per la tenuta dell'elenco nazionale dei fisici medici, stabilendone la composizione, i compiti e i criteri di organizzazione.



Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

FISICA E DOSIMETRIA IN RADIOTERAPIA "A FASCI ESTERNI"

Villa Olmo, Como - 19/21 novembre 2007

Coordinatori Scientifici: F. Banci Buonamici, M. Stasi

Responsabile Scientifico: A. Torresin

Segreteria Organizzativa: Nadia Tansini - 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

ECM: ECCO LE REGOLE DEL GIOCO

C. Canzi e A. Crespi

Referenti ECM

Nello scorso mese di luglio è stato firmato dalla Conferenza Stato-Regioni il testo dell'Accordo per il riordino della formazione continua in medicina "Le regole condivise per riavviare la locomotiva ECM: il percorso per uscire dal quinquennio di sperimentazione" pubblicato sull'insero Sanità 24-30 luglio de Il Sole 24 Ore.

Le premesse di tale documento ribadiscono che il sistema ECM, integrato e solidale tra il livello regionale e quello nazionale, è uno strumento per garantire la formazione continua finalizzata a migliorare le competenze e le abilità cliniche, tecniche e manageriali e a supportare i comportamenti degli operatori sanitari, con l'obiettivo di assicurare efficacia, appropriatezza, sicurezza ed efficienza nell'assistenza prestata da Servizio sanitario Nazionale. L'obbligo formativo riguarda tutti gli operatori sanitari anche liberi professionisti: per questi ultimi dovranno essere previste agevolazioni e defiscalizzazioni degli oneri sostenuti. In prospettiva il programma dovrà essere esteso agli operatori del socio-sanitario mentre è affidata alla scelta regionale la formazione per gli amministrativi dei servizi sanitari. Nel primo Programma nazionale per l'ECM, l'attenzione è stata posta sui singoli eventi e sui progetti, che sono stati accreditati direttamente dalla Commissione nazionale per la formazione continua. L'esperienza condotta ha messo in evidenza la complessità e i limiti di tale approccio e ha indicato l'esigenza di passare piuttosto a un sistema rivolto all'accREDITAMENTO dei *provider*. L'accREDITAMENTO dei *provider* è il riconoscimento pubblico, sulla base di un sistema di requisiti minimi e di procedure concordate a livello nazionale, di un soggetto attivo nel campo della formazione continua in Sanità, che lo abilita a realizzare attività didattiche per l'ECM e ad assegnare direttamente crediti ai partecipanti. I crediti ECM avranno valore equivalente su tutto il territorio nazionale sia che l'attività formativa sia stata erogata da *provider* accreditati a livello nazionale oppure da *provider* accreditati a livello regionale.

Perché sia efficace, la formazione continua non deve svilupparsi con modalità occasionali, ma secondo percorsi programmati e finaliz-

zati al raggiungimento di obiettivi formativi coerenti con lo sviluppo professionale individuale e con le priorità, le innovazioni e le strategie del sistema sanitario, a livello locale, regionale e nazionale. Il professionista della Sanità ha il diritto/dovere di acquisire crediti ECM su tematiche coerenti con il proprio lavoro. Il processo ECM non deve essere estemporaneo ma organizzato e pianificato, contemplando le specificità individuali e professionali con il contesto e gli interessi generali. Queste componenti possono essere integrate nella predisposizione di un dossier formativo individuale (DFI) su base triennale, la cui coerenza e adeguatezza può essere valutata per gli operatori del Ssn (pubblici e convenzionati) nell'ambito dell'azienda in cui lavorano, e per i liberi professionisti a livello degli Ordini, Collegi e Associazioni professionali. Il DFI si avvale di tre specifiche attività documentabili:

- 1) l'individuazione del piano formativo, in cui sono indicati gli obiettivi formativi declinati in funzione delle aree e dei campi di apprendimento e degli indirizzi prioritari ovvero quelli rispondenti a bisogni individuali;
- 2) la periodica e sistematica attività di verifica e di acquisizione della documentazione relativa alle attività di formazione continua svolte dai professionisti accreditati all'ECM, con indicazione delle specifiche tipologie, che verrà sostenuta attraverso gli organismi preposti alla registrazione e certificazione dei crediti;
- 3) la valutazione periodica (triennale) dell'andamento e dei risultati del percorso, da parte degli organi tecnico-professionali preposti alle verifiche delle attività.

I DFI degli operatori dipendenti o convenzionati con le strutture sanitarie, quindi, sono di norma elaborati e aggiornati nell'ambito del dipartimento o della struttura di appartenenza. I Collegi di direzione, o gli organi di direzione sanitaria e scientifica hanno la funzione di promuovere la realizzazione dei DFI, la coerenza con le strategie aziendali e la loro valutazione, in collaborazione con le strutture o gli organismi preposti alla formazione continua. Per i liberi professionisti, la funzione di programma-

zione e valutazione della formazione continua è svolta in modo esclusivo da apposite Commissioni degli Ordini e dei Collegi professionali, che siano diretta espressione delle specifiche professioni o profili professionali coinvolti.

I crediti ECM sono quantificati in termini di impegno temporale e un credito corrisponde approssimativamente a un'ora di lavoro del professionista della Sanità pur consapevoli che le diverse modalità pedagogiche possono avere una diversa efficacia formativa e che i tempi di apprendimento possono essere diversi da soggetto a soggetto. Per l'anno 2007 è confermato il debito formativo fissato a 30 crediti (minimo 15, massimo 60). Ciascun operatore può acquisire il numero di crediti formativi a completo adempimento del debito formativo, fissato nel numero globale di 150 crediti, per il periodo sperimentale 2002-2007. I crediti formativi già acquisiti dagli operatori sanitari in numero eccedente rispetto a quello stabilito per il predetto periodo 2002-2006, possono valere ai fini del debito formativo stabilito per l'anno 2007. Per quanto riguarda il triennio 2008-2010, considerato che siamo ancora in una fase di transizione e di assestamento, si propone di avviare dal 2008 il modello di 50 crediti/anno (minimo 30 e massimo 70 crediti per anno per un totale di 150 nel triennio 2008-2010), ma consentendo di integrare la quantità dei "nuovi" crediti di ogni anno con quelli acquisiti nella fase sperimentale. In particolare, dei 150 crediti del triennio 2008-2010, almeno 90 dovranno essere "nuovi" crediti, mentre fino a 60 potranno derivare dal riconoscimento di crediti ECM acquisiti negli anni della sperimentazione 2004, 2005 e 2006. Ove il professionista della Sanità non abbia acquisito un numero sufficiente di crediti nel triennio 2004-2006 - fino a 60 - dovrà provvedere al debito formativo 2008-2010 acquisendo un numero di "nuovi" crediti tale da portare comunque il totale complessivo del triennio (inclusi i crediti della fase sperimentale 2004-2006) a 150 crediti ECM. Le diverse tipologie di ECM includono:

- a) formazione residenziale (tipo: congressi, convegni, corsi, seminari);
- b) formazione residenziale interattiva (tipo: gruppi di discussione, gioco dei ruoli, discussione o casi clinici);
- c) *stage* con ruolo di discente (tipo formazione sul campo, tirocini, affiancamento di supervisore);
- d) gruppi di miglioramento (tipo commissioni,

linee guida);

- e) attività di ricerca (tipo: progetti obiettivo, gruppi di studio finalizzati);
- f) autoapprendimento senza tutor (tipo: riviste scientifiche, programmi di formazione a distanza);
- g) autoapprendimento con tutor (tipo: FAD con interattività);
- h) attività di docenza (tipo: stage, tutoring, presentazione a convegni e pubblicazioni scientifiche).

Sulla base delle premesse sopra indicate tutte le diverse forme di ECM dovrebbero essere attivate, con la possibilità di acquisire crediti con ognuna, in base alle possibilità e alle attitudini del singolo professionista, nonché del contesto in cui opera. Rinviamo comunque alla Commissione nazionale la definitiva determinazione delle quote percentuali di crediti da conseguire si suggeriscono per le varie tipologie di ECM, i seguenti limiti di utilizzo, cioè il numero massimo di crediti acquisibili in un triennio da un singolo professionista della Sanità su quell'argomento o con quella tipologia:

- 1) per gli argomenti di interesse generale come deontologia, legislazione, *managing* informatica e lingue straniere sarà possibile acquisire crediti fino a un massimo complessivo del 20% del debito triennale;
- 2) con le attività di docenza sarà possibile acquisire crediti fino a un massimo complessivo del 35% del debito triennale.
- 3) indicativamente il 20% dei crediti dovrà rispondere a obiettivi nazionali, il 50% a obiettivi regionali e aziendali e il 30% a obiettivi individuali.

Anche i crediti che un professionista della Sanità acquisirà all'estero (Paesi Ue, Usa e Canada) verranno riconosciuti con un valore di crediti ECM pari al 50% di quelli assegnati all'evento formativo dal *provider* straniero.

Il sistema di registrazione dei crediti opera mediante un'anagrafe formativa regionale e un'anagrafe formativa nazionale tra loro interconnesse. La responsabilità della trasmissione dei dati per la registrazione dei crediti è del *provider* accreditato che deve trasmettere per via informatica i crediti all'organismo/ente nazionale che gestisce l'anagrafe nazionale dei crediti ECM per i professionisti della Sanità (Cogeaps). La registrazione a livello regionale/nazionale dei crediti acquisiti all'estero

(mediante *provider* esteri) è compito del singolo professionista della Sanità, che deve farsi carico di darne comunicazione per via informatica all'Ordine, Collegio o Associazione professionale di appartenenza, all'organismo che gestisce l'anagrafe nazionale (Cogeaps) e, se è dipendente del Ssn, anche all'organismo/ente che gestisce l'anagrafe regionale tramite l'azienda sanitaria di appartenenza.

La certificazione dei crediti formativi rappresenta l'atto conclusivo del percorso procedurale relativo all'adempimento dell'obbligo di aggiornamento continuo. La certificazione riguarda la verifica del Dossier formativo con la distribuzione dei crediti formativi acquisiti, le tipologie formative utilizzate, l'eventuale presenza di deroghe dall'obbligo formativo, il numero complessivo dei crediti formativi acquisiti nel triennio. L'operatore sanitario che, in coerenza con la composizione del Dossier formativo, ha adempiuto all'obbligo di aggiornamento continuo e ha acquisito le quote massime di crediti attribuibili, nel rispetto delle quote previsto per i diversi obiettivi formativi (nazionali, regionale e aziendale) e le diverse tipologie formative (FAD, formazione sul campo, autoformazione) ha diritto alla certificazione dei crediti formativi. L'atto, a cura dell'Ordine, del Collegio o dell'Associazione professionale territoriale di riferimento è rilasciato previa richiesta da parte dell'interessato. Constatata la coerenza del Dossier dell'operatore, l'Ordine, il Collegio o l'Associazione professionale territorialmente competente procede alla certificazione dei crediti formativi acquisita nel triennio. L'Ordine, il Collegio o l'Associazione professionale territorialmente competente, in occasione della verifica della posizione dell'operatore, deve controllare il corretto adempimento dell'obbligo, anche in riferimento alle intervenute deroghe previste per soddisfare l'obbligo formativo e il numero dei crediti formativi acquisiti nell'arco del triennio. Nel caso in cui l'operatore, per motivi di carattere eccezionale, non abbia adempiuto all'obbligo formativo, l'Ordine, il Collegio o l'Associazione professionale competente per territorio consentono all'operatore interessato di soddisfare il debito formativo entro l'anno successivo alla scadenza del triennio, tenuto conto del Dossier dell'operatore e delle tipologie formative utilizzate per l'aggiornamento continuo. Gli ordini professionali rivestono il ruolo di garante della professione e di certificatore della formazione continua. La Commissione nazionale ha affidato al Consorzio di tutti

gli ordini, collegi e associazioni professionali (Cogeaps) il compito di attivare e gestire un'anagrafe dei crediti formativi acquisiti dagli operatori sanitari nel corso del quinquennio sperimentale. Per quanto riguarda gli incentivi e le sanzioni sono al momento largamente indefiniti. Considerata la complessità e la delicatezza del tema, la Commissione promuove un confronto con i soggetti interessati al fine di definire proposte in ordine a un sistema di incentivi e sanzioni per sviluppare l'impegno dei professionisti in ordine ai processi formativi ECM, in coerenza con l'ordinamento e i Ccnl e Aacn vigenti.

NOTA INTERNA AIFM

Ai fini della registrazione e certificazione dei crediti formativi ECM da parte del Co.Ge.A.P.S. (Consorzio Gestione Anagrafe Professioni Sanitarie degli Ordini, Collegi e Associazioni professionali di tutte le categorie comprese nell' art 16bis decreto legislativo 229/99) incaricato per lo scopo dal Ministero della Salute, sono stati verificati i rapporti di fine evento trasmessi al Ministero stesso a partire dal 2002. Molti dei nostri rapporti sono risultati non completi o contenenti dati errati. Al fine di consentire la modifica dei file inviati e l'immissione di dati consistenti, si prega ciascun socio di completare nel *database* dell'area soci del sito AIFM (http://www.fisicamedica.org/aifm/ris/_form_soci/forms/form_edit_codicefiscale.html) tutte le informazioni richieste al fine di avere a disposizione tutti i dati personali necessari alla correzione dei rapporti e al loro futuro invio in modo corretto.

In particolare dovrà essere posta la massima attenzione a:

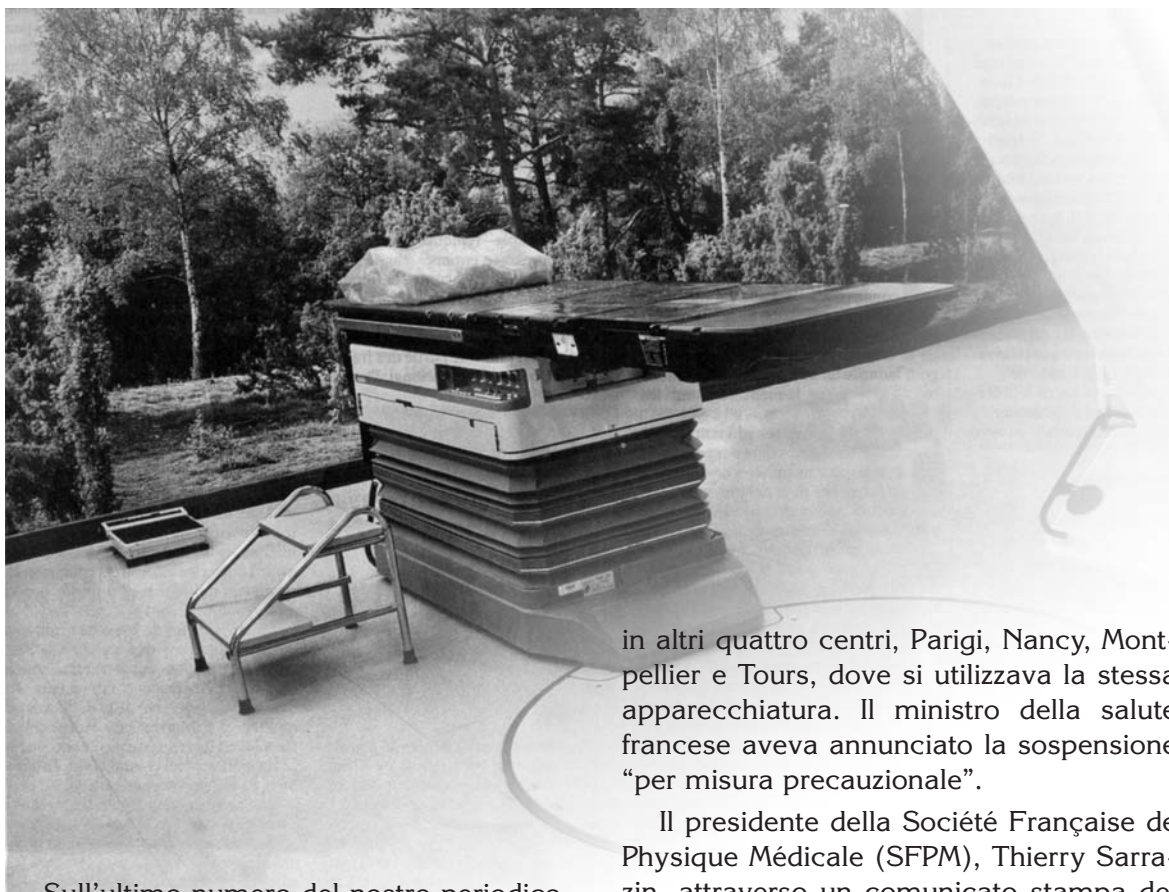
- cognome e nome (completo di eventuale secondo nome e comunque rigorosamente come risulta sul tesserino del codice fiscale)
- Codice Fiscale (immettere il codice con attenzione e verificarlo)
- data di nascita
- luogo di nascita (Comune).

A questo riguardo, attraverso AIFM_news sono state reiterate parecchie richieste, ignorate da un'alta percentuale di soci. La non possibilità di accedere ai dati anagrafici corretti potrebbe comportare la cancellazione dall'elenco partecipanti di un evento con conseguente non registrazione e certificazione dei crediti a suo tempo assegnati.

La Fisica Medica in Francia: la professione è in piena mobilitazione

Nuccia Canevarollo

MOD Fisica Sanitaria, A.O. Villa Scassi, Genova



Sull'ultimo numero del nostro periodico veniva data notizia dei gravi incidenti in radioterapia avvenuti in Francia negli ultimi anni, l'ultimo dei quali a Epinal. Il 20 aprile 2007 l'Autorità per la sicurezza nucleare francese (ASN) è stata informata dall'Ospedale di Rangueil di Tolosa di uno scostamento tra la dose somministrata e quella prescritta a 145 pazienti, trattati al centro regionale di radiochirurgia stereotassica, tra il 6 aprile 2006 e il 17 aprile 2007, senza conseguenze sanitarie al momento note.

La comunicazione dell'incidente è avvenuta a seguito della scoperta da parte del fabbricante di una anomalia di calibrazione dell'apparecchiatura impiegata. Le autorità francesi hanno poi sospeso il trattamento

in altri quattro centri, Parigi, Nancy, Montpellier e Tours, dove si utilizzava la stessa apparecchiatura. Il ministro della salute francese aveva annunciato la sospensione "per misura precauzionale".

Il presidente della Société Française de Physique Médicale (SFPM), Thierry Sarrazin, attraverso un comunicato stampa del 23 maggio 2007, dichiara che si è trattato ancora una volta di errore umano. "Tous les accidents sont dramatiques, et aujourd'hui l'ensemble des physiciens médicaux se joint à moi pour exprimer notre solidarité auprès des patients concernés par l'incident" sono le sue parole. Ma al di là dell'errore, la cui drammaticità non va sottovalutata, si segnala come la professione dei fisici medici soffra oggi in Francia di una mancanza di mezzi umani e finanziari per poter esercitare pienamente il proprio ruolo di garanzia della sicurezza e della qualità delle cure.

Oggi, si dice ancora nel comunicato, a seguito degli sforzi della SFPM e di una presa di coscienza del governo dopo l'inci-

Victimes des rayons

Défauts d'appareils, erreurs humaines et manque de spécialistes

Médecine nucléaire. Les rayonnements ionisants sont utilisés depuis plus d'un siècle, tant pour le diagnostic que pour la thérapie. L'utilisation médicale représente la première source artificielle d'exposition au rayonnement de la population française – 0,8 millisieverts/an sur un total de 3,3 millisieverts/an toutes expositions confondues.

Radiothérapie. Elle consiste à utiliser les rayonnements pour détruire des tumeurs ou réduire des lésions. En France, 180 000 personnes bénéficient de ces techniques chaque année. Pour les praticiens, toute la difficulté consiste à éviter deux écueils : léser les tissus sains entourant la cible des rayons ; soumettre le tissu visé à une dose trop faible pour éviter la récurrence.

Le parc d'installations. La France comptait, en 2005, 359 accélérateurs utilisés en radiothérapie, répartis dans 179 centres et utilisés par environ 600 radiothérapeutes, dont 250 exercent dans le secteur privé, selon la Société française de radiothérapie oncologique (SFRO).

Accidents à l'étranger. Ces vingt der-

nières années, quatre accidents graves ont été recensés dans le monde. En 1990, 15 patients sont décédés, sur 27 surexposés, à l'hôpital de Saragossa (Espagne). En 1998, dans un hôpital du Costa Rica, on comptait 17 décès sur 115 patients surexposés deux ans plus tôt à la suite d'une erreur de calibration du faisceau.

En 2000, au Panama, la surexposition de 28 malades a conduit au décès de 5 personnes victimes d'un problème de planification des traitements. En 2001, après une coupure de courant, 5 patients sont surexposés à Byalistok en Pologne.

Lyon. En novembre 2004, une patiente traitée en une séance unique au centre hospitalier Lyon-Sud, pour une pathologie grave non cancéreuse, a été soumise à une surdose, en raison d'une erreur d'unité de mesure (centimètre au lieu de millimètre) dans la définition du champ d'irradiation. L'unité n'avait pas été précisée lors d'un échange entre deux opérateurs. La patiente est morte le 11 mars 2006.

Toulouse. Un appareil de la société BrainLAB installé en avril 2006 à l'hôpital de Rangueil présentait une erreur d'éta-

lonnage qui a entraîné des surdoses dans le traitement de 145 patients souffrant de tumeurs du cerveau. Dans six cas, 5 % du cerveau aurait été affecté. Une association, SOS Irradiés 31, regroupant des patients du CHU, a été créée le 13 juin.

Erreurs d'identification. Le 28 juin 2006, une homonymie conduit une patiente à subir une irradiation non justifiée à l'Institut de cancérologie de la Loire, à Saint-Etienne. En août et octobre 2006, deux autres erreurs d'identification sont commises au Centre Paul-Papin d'Angers.

BrainLAB. Déjà impliquée dans l'affaire de Toulouse, cette société allemande, qui fournit à l'échelle internationale des appareils de radiothérapie, signale le 8 juin un dysfonctionnement générique sur des dispositifs de stéréotaxie entraînant une déviation de 1,25 millimètre du faisceau de rayonnement utilisé dans des affections du cerveau.

L'Autorité de sûreté nucléaire (ASN) suspend provisoirement, le 12 juin 2007, l'utilisation de ces appareils dans quatre établissements : le Centre Alexis-Vautrin

de Nancy, le CHU de Montpellier, le CHU Bretonneau de Tours et le CHU de la Pitié-Salpêtrière de Paris. Quelque 620 patients seraient concernés. Ce fabricant n'est pas impliqué dans l'accident d'Epinal.

Manque de moyens. En médecine nucléaire au sens large, selon l'Autorité de sûreté nucléaire, seuls 60 % des services disposent d'une personne spécialisée en radiophysique médicale (PSRPM), garante de la dose de rayonnement délivrée. « Nous sommes 350 à 400 radiophysiciens », indique Dominique Le Du, à l'origine d'un mouvement de mobilisation des physiciens médicaux. Roselyne Bachelot, ministre de la santé a tout récemment annoncé (*Le Monde* du 22 juin) son intention de porter leur nombre à 600 en cinq ans. Dans son rapport annuel 2006, l'ASN indique avoir lancé une enquête pour déterminer les besoins ; les plans de radiophysique médicale, prévus depuis 2004 par la réglementation pour identifier les moyens nécessaires, n'ont été élaborés que dans 14 % des établissements examinés. »

HERVE MORIN

dente di Epinal, i fisici medici sono sollecitati dal Ministero della Salute a partecipare alla preparazione di nuovi test di legge riguardanti la sicurezza dei trattamenti. Si è andato così sviluppando un forte movimento di mobilitazione dei fisici medici che, attraverso alcune sigle sindacali, ha proclamato una giornata di sciopero il 14 giugno 2007.

A fronte di un numero fisici medici che in Italia è di circa 600 unità, in Germania di circa 1200 unità e in Inghilterra di circa 1800 unità, i fisici medici che operano in Francia sono 350 – 400, secondo le dichiarazioni che Dominique Le Du, radiofisico membro della CE dell'Union Fédérale des Médecins, Ingénieurs, Cadres et Techni-

ciens, ha rilasciato al quotidiano francese "Le Monde". Il giornale, uno dei principali quotidiani francesi, ha dedicato un reportage di ben due pagine ai fatti di Epinal, nella sua edizione di martedì 26 giugno 2007.

Roselyne Bachelot, ministro della salute, avrebbe annunciato la sua intenzione di portare il numero di fisici a 600 unità in cinque anni ("Le Monde" del 22 giugno u.s.). Nel suo rapporto annuale 2006, l'ASN dichiara di avere promosso un'indagine sull'individuazione del fabbisogno; i piani previsti fin dal 2004 per definire i mezzi necessari alla fisica medica, sono stati ad oggi elaborati solo in una percentuale minima dei centri esaminati.

LA TOMOGRAFIA A COERENZA OTTICA

di Giorgio Cittadini

Questa tecnica diagnostica, il cui uso va diffondendosi ben oltre il primitivo e fruttuoso campo di applicazione oculistico, utilizza radiazione luminosa per realizzare, in maniera concettualmente simile a quanto avviene con gli US in ecografia, una vera e propria «ecografia da luce». Le immagini bi- e tridimensionali ottenute si differenziano da quelle ecografiche per la risoluzione longitudinale molto più elevata (7-10 μm , quindi similistologica!, a fronte dei 100-150 μm degli US) e per la minore profondità tessutale esplorabile (2-3 mm a fronte dei parecchi cm degli US).

Mentre in ecografia la profondità di produzione del singolo «eco ultrasonoro», che costituisce l'elemento di base dell'immagine, è determinata misurando con metodi elettronici il tempo che intercorre tra l'emissione del treno di US e l'arrivo dell'eco di ritorno, la velocità di propagazione della luce, quasi un milione di volte maggiore di quella degli US, non rende possibile misurare direttamente il tempo di ritardo dell'«eco luminoso». La determinazione di molte delle caratteristiche dell'eco (cioè della *luce retrodiffusa*) è però possibile mediante tecniche basate sui fenomeni di interferenza fra onde.

Una trattazione analitica delle perturbazioni a carattere ondulatorio, dell'interferenza e dell'interferometria, esula dalle esigenze di questa breve nota introduttiva. È qui sufficiente ricordare che quando due o più perturbazioni a carattere ondulatorio si propagano in una stessa regione dello spazio, dal loro incontro trae origine una perturbazione «in uscita» differente da quelle «in ingresso». La natura *costruttiva* o *distruttiva* di questa «interferenza» è determinata dalla differenza di fase fra le onde in ingresso: se queste hanno *fase uguale* (fig. 1A), l'ampiezza dell'onda in uscita, che è la somma punto a punto delle ampiezze delle onde in ingresso, risulta massimalmente amplificata; se hanno *fase differente* (fig. 1B), l'amplificazione è parziale; se hanno

fase antitetica (fig. 1C), le onde si elideranno l'un l'altra e l'ampiezza risultante sarà pressoché nulla. L'interferometria consente di acquisire informazioni sulle onde in ingresso attraverso l'analisi dell'onda in uscita.

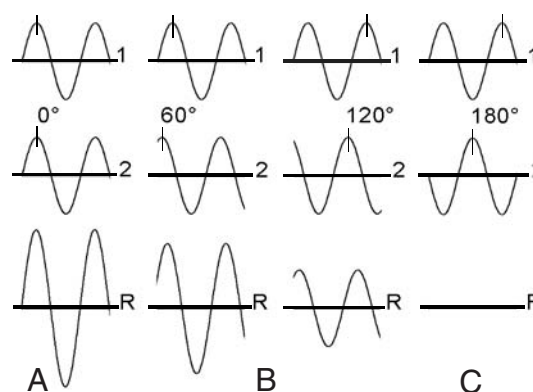


Fig. 1. Interferenza costruttiva e distruttiva (v. testo). Due perturbazioni ondulatorie (1 e 2), incontrandosi nel loro percorso, danno luogo a un'onda risultante in uscita (R), la cui ampiezza è la somma punto a punto delle ampiezze delle onde in ingresso. *A sinistra*, la fase coincidente (*tratti verticali*) induce un'interferenza pienamente costruttiva: l'onda R ha ampiezza uguale alla somma delle ampiezze delle onde 1 e 2. *In centro*, la fase lievemente diversa induce un'interferenza solo parzialmente costruttiva: l'onda R ha ampiezza non nulla solo entro limiti spaziali definiti. *A destra*, la fase contrapposta delle onde in ingresso annulla del tutto l'ampiezza risultante.

Nel classico interferometro di Michelson (fig. 2) sono utilizzati una sorgente monocromatica (S), uno specchio semitrasparente (sst) che suddivide il fascio di luce in due frazioni uguali, due specchi riflettenti (s1 e s2), un detettore (D). La luce arriva al detettore attraverso due diverse vie: una parte (1) si riflette sullo specchio semitrasparente, raggiunge il primo specchio riflettente dal quale è rinviata verso il detettore che raggiunge dopo aver attraversato lo specchio semitrasparente; l'altra parte (2), dopo aver attraver-

sato lo specchio semitrasparente, raggiunge il secondo specchio riflettente che la reinvia verso lo specchio semitrasparente, dal quale è riflessa sul detettore. Se i due percorsi sono esattamente uguali o differiscono tra di loro di un numero intero di lunghezze d'onda della luce utilizzata (0λ , 1λ , 2λ , etc.), l'interferenza è costruttiva e il detettore riceve un segnale elevato; se differiscono di un numero intero dispari di emilunghezze d'onda ($\lambda/2$, $3\lambda/2$, $5\lambda/2$, etc.), l'interferenza è distruttiva e il detettore non riceve alcun segnale; per valori intermedi, il segnale ricevuto è più o meno debole ma non nullo.

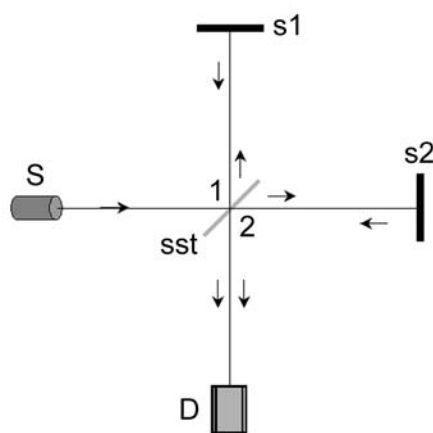


Fig. 2. L'interferometro di Michelson (v. testo)

La tecnologia utilizzata nell'OCT (Optical Coherence Tomography secondo la dizione anglosassone), ideata e realizzata nel 1991 al Massachusetts Technical Institute da James G. Fujimoto e collaboratori, è robusta, portatile e di basso costo. L'uso di fibre ottiche la rende prontamente interfacciabile a cateteri, endoscopi, laparoscopi e sonde chirurgiche. Elemento non trascurabile è, a differenza di quanto avviene per gli US, la non necessità di un contatto diretto con l'oggetto in studio.

Nella realizzazione originale (fig. 3), la luce monocromatica a bassa coerenza (i motivi di questa scelta esulano dalle possibilità di delucidazioni nella nostra presentazione semplificata!) emessa da un diodo superluminescente simile a quello dei lettori di CD-ROM, veicolata da fibre ottiche,

è suddivisa in parti uguali da uno specchio semitrasparente in un *braccio di campionamento* che la convoglia sull'oggetto in studio e un *braccio di riferimento* che la convoglia su uno specchio che fornisce l'onda riflessa di controllo. La luce retrodiffusa dai due bracci attraversa lo specchio semitrasparente e si combina nel detettore dando vita a una struttura di interferenza costruttiva solo se ha percorso la stessa distanza ottica (con una tolleranza, in pratica, di meno di una lunghezza di coerenza). L'elettronica «a valle» consente di amplificare, decodificare, convertire in senso analogico/digitale e trasferire al computer il segnale acquisito.

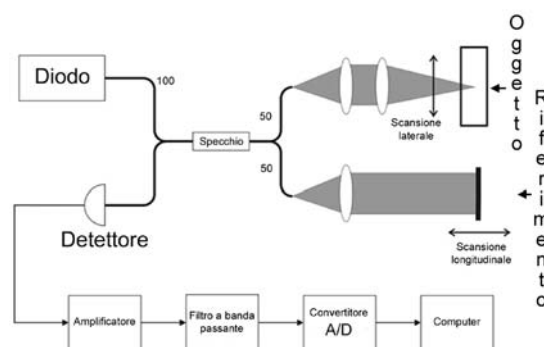


Fig. 3. Il tomografo a coerenza ottica nella sua prima formulazione tecnologica (v. testo).

Da: Huang D. et al., *Optical Coherence Tomography*. Science 1991; 254, n. 5035, 1178-81. Modificata.

Avvicinando o allontanando lo specchio nel braccio di riferimento si ottiene un singolo profilo di riflettività del campione secondo l'asse longitudinale delle profondità nel punto sul quale è focalizzata di volta in volta la luce proveniente dal primo braccio: in termini di analogia, qualcosa di simile a un *tracciato ecografico A-mode*. Le aree del campione che riflettono molta luce daranno luogo a interferenza maggiore di quelle che ne riflettono meno; la luce che è al di fuori della lunghezza di coerenza non andrà incontro a interferenza. Questo profilo di riflettività A-mode contiene informazioni sulle dimensioni spaziali e sulla ubicazione lungo l'asse delle profondità delle strutture situate all'interno dell'oggetto nel

punto in studio.

Un'immagine *B-mode*, per mantenere l'analogia con gli US, può essere ottenuta combinando successive scansioni ottenute lungo l'asse laterale dell'oggetto. Questa immagine rappresenta con scala di grigi o con falsi colori l'entità della retrodiffusione ottica punto a punto della sezione del tessuto (fig. 4).

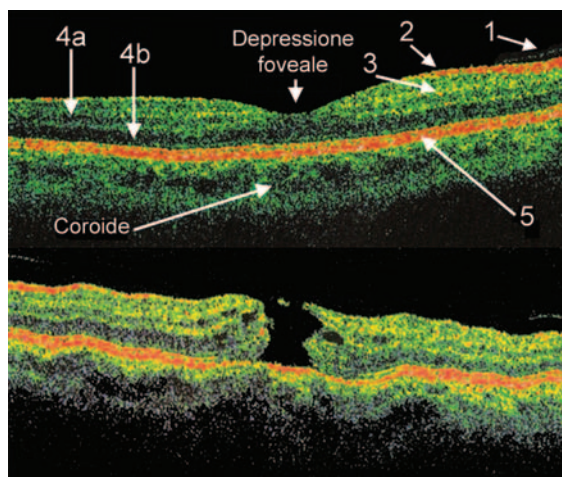


Fig. 4. Immagini tomografiche a coerenza ottica del fondo dell'occhio. *In alto*, nella retina di aspetto normale sono bene apprezzabili per la diversa riflettività espressa nell'immagine con una scala di falsi colori: la depressione della fovea; un tratto della membrana ialoide (1); lo strato delle fibre nervose (2); lo strato delle cellule ganglionari (3); gli strati plessiformi interno (4a) ed esterno (4b); l'epitelio pigmentato (5). *In basso*, la retina è sede di un foro maculare a pieno spessore, il cui fondo è costituito dall'epitelio pigmentato denudato; nella volta è bene apprezzabile l'opercolo sollevato dalla membrana ialoide retratta; nelle sue pareti laterali la retina è aumentata di spessore e sede di fenomeni edematosi che qua e là assumono aspetto di raccolte cistiche.

Una rappresentazione schematica del meccanismo di scansione mono-, bi- e tridimensionale del campione in studio in un moderno tomografo a coerenza ottica è riportata in fig. 5. Si osservi come:

- focalizzando il fascio di luce su un punto alla superficie del campione in studio e combinando la luce riflessa con quella di riferimento, si otterrà un interferogramma con informazioni sul campione

corrispondenti a una singola scansione A-mode (cioè solo lungo l'asse Z delle profondità);

- la scansione dell'intera sezione trasversale del campione è realizzata spostando progressivamente la luce sul campione (o muovendo il campione in studio), si dà acquisire un insieme bidimensionale di dati corrispondenti agli assi X e Z);

- la scansione progressiva lungo gli assi X-Y-Z, detta anche "OCT a pieno campo", fornisce un insieme tridimensionale di dati corrispondente a un'immagine volumetrica.

Problema tecnologico di non facile soluzione è la separazione della luce retrodiffusa da quella diffusa lateralmente. La ricostruzione delle immagini (la cui analisi esula dalle esigenze di questa presentazione semplificata!) avviene con algoritmi differenziati che rendono possibile l'isolamento dal segnale globale di interferenza dei valori di pertinenza del campione in studio.

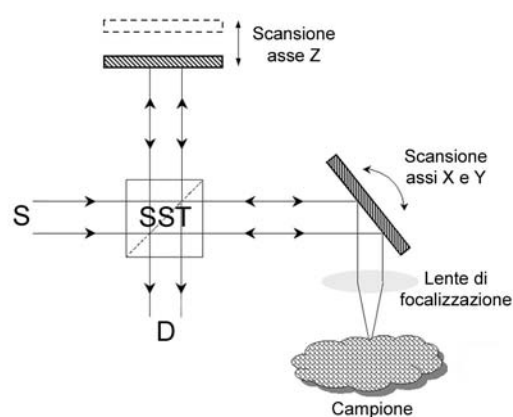


Fig. 5. Rappresentazione schematica del meccanismo di scansione mono-, bi- e tridimensionale del campione in studio in un tomografo a coerenza ottica. Il movimento «combinato» dello specchio di riferimento e dello specchio rivolto verso il campione in studio (v. testo) consente: (a) l'acquisizione di un semplice tracciato A-mode lungo l'asse Z nel punto del campione sul quale è focalizzata la luce; (b) di un'immagine tomografica B-mode ottenuta affiancando multipli tracciati A-mode con progressiva scansione lungo l'asse X; o ancora di una vera e propria immagine tridimensionale C-mode alla profondità voluta del campione ottenuta affiancando multiple immagini B-mode con progressiva scansione lungo l'asse Y.

Nelle apparecchiature più veloci per l'OCT a pieno campo, il campione in studio è illuminato nella sua totalità e una fotocamera a CCD o a CMOS, del tutto simile a quelle utilizzate nella fotografia digitale, agisce come un insieme 2D di detettori, eliminando quindi la necessità di scansione laterale elettromeccanica. Lo spostamento a singoli passi dello specchio di riferimento e la registrazione di successive immagini di faccia consente di ottenere l'immagine 3D.

La OCT, grazie alla capacità di produrre immagini tomografiche di risoluzione similistologica, va assumendo rilievo progressivamente crescente in molte problematiche diagnostiche soprattutto oculistiche, cardioangiologiche e oncologiche. Al momento attuale, oltre all'*occhio* e alla *cute*, accessibili direttamente, possono essere valutate analiticamente la *parete vasale* (cateterismo con modalità angiografico-interventistiche!), molte *mucose* (endoscopia!), i *tessuti duri dentari*.

La diffusione in Oculistica – ove riveste già il ruolo di tecnica fondamentale – è principiata fin dalla prima apparizione di apparecchiature utilizzabili in ambito clinico (1996), con applicazioni estensive prima nello studio del polo oculare anteriore, poi (e soprattutto!) nella diagnosi e nel monitoraggio delle malattie della retina. È agevolata dalla pressoché totale trasparenza degli umori alla luce infrarossa sì che le strutture oculari, a debole diffusione, possono essere indagate anche in piena profondità senza particolari difficoltà.

Nella valutazione del lume vasale assume rilievo la possibilità di analizzare la struttura delle placche ateromatose individuando quelle ad alto rischio di rottura. È stato di recente osservato che una frazione elevata di episodi cardiaci acuti trae origine dalla «esplosione» di *placche instabili* imbottite di colesterolo e dalle reazioni biochimiche conseguentemente indotte. La sequenza rottura-trombosi-occlusione può giungere fino all'evento letale. La capacità di penetrazione dell'OCT è limitata a pochi

mm, ma la risoluzione è comunque molto superiore a quella ottenibile con ecografia, TC e RM.

Nelle procedure interventistiche l'OCT può fornire un'utile guida in tempo reale nel *posizionamento degli stent* e nell'*angioplastica transluminale*. La guida luminosa, di piccolo calibro, è agevolmente introdotta all'interno del catetere angiografico.

Significato particolare assume l'OCT in Oncologia, soprattutto nei suoi riflessi sulle modalità di esecuzione delle biopsie. Come è noto, almeno il 75% dei carcinomi trae origine dallo strato epiteliale di rivestimento delle superfici corporee interne ed esterne, il cui spessore varia da 0,02 a 0,20 mm. Molte biopsie escissionali, oltre a costituire procedure invasive, sono eventi del tutto o del nulla, nei quali cioè il punto critico è centrato o è mancato del tutto: l'OCT può costituire una guida affidabile per la *scelta precisa del punto critico ove praticare il prelievo*. In prospettiva futura, l'OCT potrà consentire una vera e propria «biopsia ottica non richiedente prelievo dei tessuti», sostituendo la biopsia tradizionale laddove rischiosa o impossibile.

La recente disponibilità di apparecchiature portatili a elevate prestazioni ha accentuato l'attenzione sulla OCT di molte discipline specialistiche. In particolare, in Gastroenterologia l'uso dell'OCT quale tecnica di *visualizzazione endoscopica ad alta risoluzione* sembra consentire – secondo le risultanze di esperienze iniziali – l'individuazione precoce di lesioni maligne originate dalla mucosa dell'esofago, dello stomaco e del crasso, nonché una precisa valutazione dell'esofago di Barrett e del reflusso gastroesofageo. In Dermatologia l'OCT assume rilievo nella valutazione della profondità di estensione del melanoma. In Odontoiatria fornisce utili rilievi nella malattia periodontale, nella restaurazione dentaria (fig. 6), nell'individuazione precoce della carie. Le sue potenzialità sono al momento in via di definizione in Urologia, Ortopedia, Ginecologia e ORL.

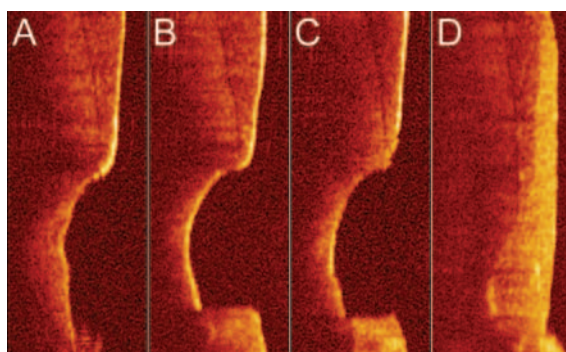


Fig. 6. Controllo mediante OCT delle fasi di restaurazione di un dente affetto da carie radicolare. L'immagine acquisita prima dell'otturazione del cratere carioso (A) evidenzia un ampio difetto di sostanza nel tratto cervicale della radice dentaria. Dopo rimozione della dentina danneggiata (B) si osserva il regolare strato di sigillo transitorio creato sulla superficie del cratere. Questo è poi rimosso mediante apposizione di acido (C), con conseguente riapertura dei tubuli della dentina. Infine, l'apposizione di materiale composito perfettamente aderente al tessuto dentario residuo ripristina la superficie della radice (D). Si osservi l'assenza di bolle aeree e di solchi residui. Da: Feldchtein F. et al., *In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity*. Optics Express 1998; 3, 239-250. Modificata.

In prospettive futura, le *immagini spettroscopiche* ottenibili mediante OCT renderanno possibile valutare le caratteristiche di assorbimento spettrale della luce da parte dei tessuti, le *immagini di polarizzazione* (utili nella valutazione delle ustioni e nella guida al loro trattamento) potranno consentire di determinare la regolare stratificazione del tessuto in studio, i *tracciati Doppler* potranno aggiungere alle immagini informazioni sul flusso ematico verosimilmente più fini di quanto non avvenga in ecografia.

Non è certo il caso di spingersi a formulazioni di appartenenza disciplinare per una tecnica di così ampia profondità potenziale di penetrazione diagnostica in molti campi specialistici, ma certamente la pertinenza radiologica dell'OCT è richiamata dall'aspetto similecografico delle immagini, dal coinvolgimento diretto del radiologo angiografa-interventista nelle procedure di esplorazione di strutture profonde alle quali è possibile accedere mediante cateterismo, dalla natura dei quesiti clinici che possono trovare soluzione per tale via in alternativa alle tradizionali tecniche di formazione di immagini, dall'interpretazione integrata delle immagini.



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

Dosimetry techniques for narrow radiotherapy proton beams at the INFN-LNS CATANA facility

G. A. P. Cirrone¹, G. Cuttone¹, L. Raffaele^{1,2}, L. M. Valastro^{1,2},
P. A. Lojacono^{1,3}, C. Marino^{3,4}, V. Mongelli^{1,3}, S. Pittera^{1,3,4}

1. INFN - Laboratori Nazionali del Sud, Catania (Italy)

2. Department of Radiology and Radiotherapy, University Hospital, Catania (Italy)

3. University of Catania, Physics and Astronomy Department, Catania (Italy)

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

Abstract

Proton therapy represents, today, the most promising radiotherapy technique for tumour treatment.

With respect to conventional radiotherapy, proton beams offer the advantage of a better conformation of the delivered dose to the tumour shape with an improved sparing of the surrounding healthy tissues.

At Laboratori Nazionali del Sud of the Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (LNS-INFN, Catania), a proton therapy facility is active since March 2002 and about 150 patients affected by choroidal and iris melanoma were treated.

In this paper, the experience acquired in the characterization of different dosimetric systems, studied and/or developed during the last five years in CATANA proton therapy facility, is presented.

1. INTRODUCTION

Proton therapy is the most advanced irradiation technique in external radiotherapy; because of their favourable physical properties (finite range in tissue, sharp lateral penumbra), high-energy proton beams provides high-conformal dose application to the target volume with an optimal saving of the organs at risk nearby.

At LNS-INFN, a 62 MeV proton therapy facility, named CATANA, is active since March 2002 and about 150 patients with uveal melanoma were treated; proton therapy of the uveal melanoma has been performed till now successfully on more

10000 patients worldwide.

Nevertheless, radiation therapy with protons still represents a pioneering technique and many improvements are yet required in clinical protocols as still as in the dosimetry procedures.

Proton beams are characterized by higher dose gradients with respect to the conventional photon and electron beams, as normally as parallel to the beam direction; therefore a variety of radiation detectors has been tested to find better solutions for relative and absolute proton dosimetry.

In this paper, reference radiation detectors used in routine clinical dosimetry are presented; preliminary results on the use of different radiation detectors for proton dosimetry are also reported.

2. PROTON DOSIMETRY

The LNS-INFN proton beam horizontal delivery system is a passive system, consisting in two high-Z scatterer foils for spreading the beam across the entire treatment volume, a library of range shifters to set the penetration of the proton beam at the desired depth, and a set of modulator wheels to spread out the Bragg peak into a uniform high dose region across the target at all depths.

The LNS-INFN proton therapy room is shown in Fig. 1; an extensive description of the CATANA proton therapy facility and its main related preliminary clinical results can be found in [1, 2].

As for conventional beams, dosimetry of clinical proton beams means determination of the absorbed dose to water in a reference point in the user's beam (absolute dosimetry) and measurement of dose distributions in a water phantom (relative dosimetry); the first is essential for monitor unit calculation, the second is mandatory for planning and quality assurance purposes.

The choice of a dosimeter will depend on several factors, such as the accuracy and sensitivity required, the size of the sensitive area with respect to beam size, as well as dose gradients involved.

For absorbed dose determination the use of an absolute calibrated dosimeter is mandatory; in order to evaluate dose distributions simply a relative dosimeter may be used.

2.1 DEPTH DOSE DISTRIBUTION

The PTW *Advanced Markus* plane-parallel ionisation chamber is used as the reference detector for depth-dose measurements in proton beams [3, 4, 5].

The design of *Advanced Markus* chamber fulfills the requirements of the IAEA TRS-398 Code of Practice for dosimetry with plane-parallel chambers [3]; in prac-

tice, *Advanced Markus* chamber is a *perturbation-free* version of the classic Markus chamber, because of a larger guard ring width (2 mm) and a smaller electrode spacing (1 mm). The high electrical field strength ($4000 \text{ V}\cdot\text{cm}^{-1}$) provides a collection efficiency close to unity up to 100 Gy/min in the CATANA continuous proton beam produced with a superconducting cyclotron.

Depth dose distributions are measured in a $20\times 20\times 20 \text{ cm}^3$ water phantom with a 80 mm diameter circular thin entrance window of 1.5 mm PMMA.

Measurements are performed using a computer controlled one-dimensional beam scanner realized at LNS-INFN, which provides an incremental step resolution of 0.1 mm; because of the horizontal beam, the water-equivalent thickness of the phantom entrance window is taken into account when evaluating the depth at which the effective point of measurement of the chamber is to be located, by applying the C_{pl} factor [3].

The chamber is placed at the center of a circular field defined by a 25 mm diameter circular collimator (reference collimator) inserted on the beam nozzle (fig.1, *final*



Fig. 1 - View of the CATANA proton therapy facility: 1. Treatment chair for patient immobilization; 2. Final collimator; 3. Positioning laser; 4. Light field simulator; 5. Monitor chambers; 6. Intermediate collimator; 7. Box for the location of modulator wheel and range shifter.

collimator); alignment of the ionization chamber with respect to the beam axis is performed with two orthogonal lasers and light field crosshairs.

A dedicated LNS-INFN software is used to define the acquisition parameters and to provide a dosimetric analysis of the measured curves; the measured central axis depth dose distribution for the unmodulated full energy (62 MeV) proton beam (*reference Bragg curve*) is shown in fig. 2.

Table 1 provides the main physical parameters of the *reference Bragg curve*.

The measured range is considered to be sufficient to treat all sites within patient's eye: the distal fall-off is much smaller than for conventional radiotherapy.

Modulator wheels which realize Spread Out Bragg Peaks (SOBP) of 10, 12, 15, 20, 28 mm are available for eye proton therapy; the width of the SOBP, which represents the useful treatment region in the beam direction, is measured by the distance of proximal and distal 95% dose points on the depth dose curve ($W_{95\%}$). Central axis depth dose curve produced by

a modulator wheel with a SOBP of 15 mm is shown in fig. 3; the precise range of the proton beam is controlled by a fixed absorber (range shifter).

The distal fall-off for modulated beams is greater than for *reference Bragg curve*, but smaller than 1 mm, the entrance dose amount to about 65%; longitudinal homogeneity in SOPB is better than $\pm 5\%$.

2.2 LATERAL DOSE DISTRIBUTION

Because of the small dimensions and steep dose gradients of proton beams used in eye radiotherapy, off-axis beam profiles are to be measured with detectors having high spatial resolution in the scan direction, as mini-chambers, stereotactic Hi-p Silicon diodes, radiographic and radiochromic films.

The clinical performance specifications required to therapeutic modulated proton beams [6] are expressed in terms of Beam Flatness, Width 95% (useful treatment field in normal direction), Lateral Penumbra (80%-20%) and Field Ratio ($H = \frac{90\% \text{ fieldsize}}{50\% \text{ fieldsize}}$) for the reference circular collimator also

Peak depth [mm]	Range $R_{90\%}$	Peak/Plateau Ratio	FWHM [mm]	Distal fall off $\Delta d_{80\%-20\%}$ [mm]
30.11	30.40	4.67	3.3	0.55

Table 1. The main physical parameters of the reference Bragg curve

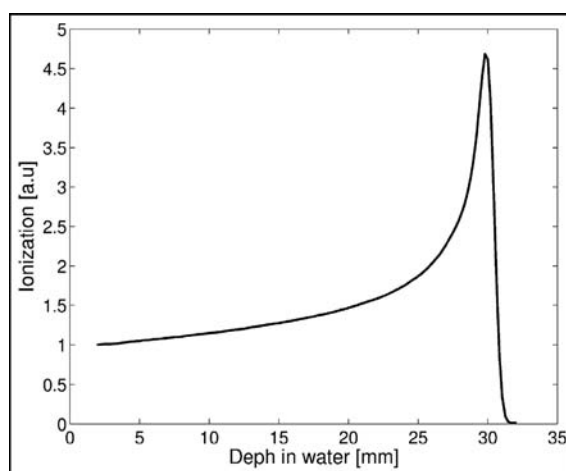


Fig. 2 - Bragg Peak of 62 MeV proton beam measured with the Markus chamber

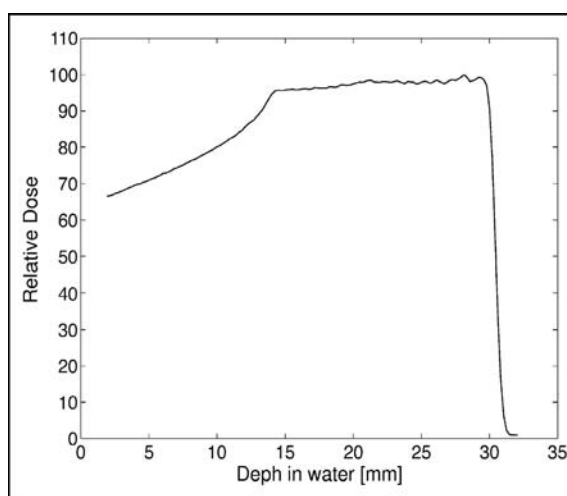


Fig. 3 - Spread Out Bragg Peak measured with Markus chamber ($W_{95\%} = 15$ mm)

the Beam Symmetry is evaluated.

Also if energy independence for lateral scanning is not as important as for depth scanning, radiochromic films are chosen as reference detectors for determining lateral profiles, because of their near tissue-equivalence ($z_{\text{eff}} = 6.98$) and very high spatial resolution ($\leq 200 \text{ nm}$).

The new *Gafchromic™* EBT (ISP) film was adopted since 2005 due to the higher sensitivity than previous models (HS, MD55-2) extensively used in the last years for radiotherapy applications.

EBT films are scanned with the Epson Expression 1680 RGB flatbed scanner in transmission mode, using PTW *FilmScan* and *FilmCal* softwares; EBT films are scanned in the 48 bit RGB mode, resolution 127 dpi, but only the red color channel image is used and saved in TIFF file format.

EBT images are analysed by using PTW *Film Analysis* software.

Film uniformity, evaluated according to AAPM report n. 63 [7], resulted to be smaller than 1.5% for the 5x5 cm² square EBT sheets used for dose profile measurements in narrow eye proton therapy beams.

Film calibration is carried-out for reference collimator in the unmodulated proton beam (62 MeV), with EBT films placed perpendicular to the beam axis at a depth

of 1 mm in a Lucite phantom; in the range of 0.25 to 7 Gy, the response of the EBT films (pixel values vs dose) is well fitted by a third order polynomial.

To verify the energy independence, five EBT films were irradiated to a dose of 3 Gy with modulated proton beams of different SOBP extension and different penetration range, obtained by changing the modulator wheel and the range shifter thickness; for each combination of modulator and range shifter, EBT film was irradiated at a depth corresponding to the middle of SOBP.

Fig. 4 shows that EBT film has minimal dependence of response ($< 2\%$) upon the residual range [3] beyond the irradiation depth in the interval of residual ranges from 6 mm (25 MeV) to 29 mm (58 MeV); as a consequence only one calibration file is needed to evaluate EBT films exposed at different depths.

Fig. 5 shows the beam profile obtained with *FilmScan* software along the vertical axis of the unmodulated proton beam for the reference collimator: beam parameters, evaluated according to *Film Analysis* software, are reported in table 2.

2.3 ABSOLUTE DOSE DETERMINATIONS

Absorbed Dose per monitor unit in modulated clinical proton beams (beam calibration, $D_{\text{water}} \equiv \text{cGy/U.M.}$) is carried-out with PTW plane-parallel Markus chamber, calibrated in terms of absorbed dose to water in the ⁶⁰Co calibration beam of the

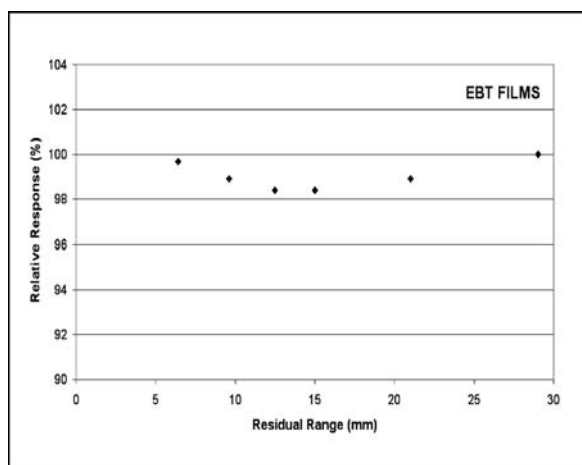


Fig. 4 - Dependence of EBT response on the residual range

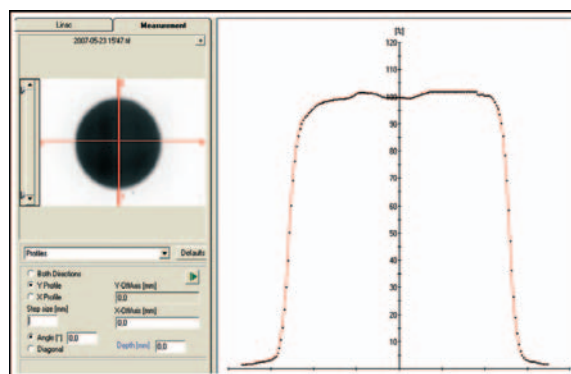


Fig. 5 – Lateral Beam profile along vertical axis of the 62 MeV proton beam

Field Ratio ($H = \frac{90\% \text{ fieldsize}}{50\% \text{ fieldsize}}$)	0,92
$W_{95\%}$	22,1 mm
Lateral Penumbra (80%-20%)	1,1 mm
Flatness	3,3 %
S_r (Area Ratio)	2,1

Table 2 – Lateral Beam Profile beam parameters

PTW SSDL Laboratory.

The dose measurement is carried-out according the IAEA TRS-398 Code of Practice [3], by applying the formalism, the dose equations and the k_Q values provided for Markus chamber.

Dose measurements are performed in the standardized reference conditions:

- 1) Measurement depth (z_{ref}): middle of the SOBP
- 2) SSD used for eye treatments
- 3) 25 mm diameter circular collimator (reference collimator) on the beam nozzle, corresponding to the largest field clinically used in eye proton therapy.

For the reference collimator, the calibration of the beam monitor resulted to be strongly dependent on the selected combination of modulator and range shifter (fig. 6), and therefore the beam monitor calibration is repeated for each combination of range shifter and modulator to be used for treatment.

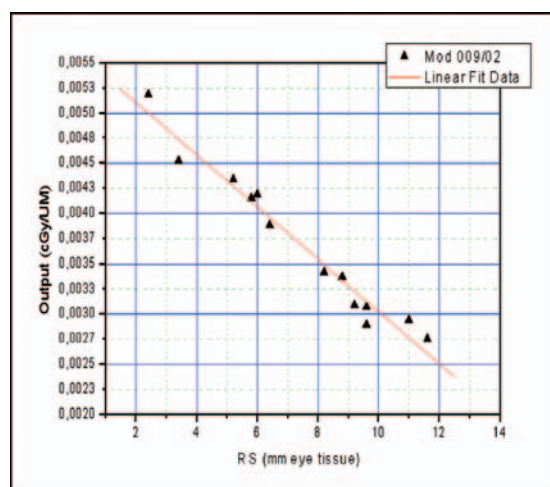


Fig. 6 - Beam output vs Range Shifter thickness ($W_{95\%} = 20$ mm)

The variation in the beam output with decreasing beam area (*Field-Size/Dependent Factor, FSDF*) was measured, for the same monitor unit setting, using the PFD Scanditronix Hi-p silicon diode with an active area of 0.28 mm^2 ($\varphi = 0.6 \pm 0.1 \text{ mm}$) [8].

The measurements results were normalized to the reference collimator output: the output of modulated proton beams varies by less than 2% over a range of field area from 490 mm^2 (reference collimator) to about 100 mm^2 , corresponding to the range of collimator areas generally associated to the clinical practice.

3. DEVELOPING DETECTORS

3.1 MOSFET DOSIMETRY

Metal-Oxide-Semiconductor-Field-Effect Transistors (MOSFET) detectors were proposed as a clinical radiation dosimetry system [9] and the use of a dual bias dual MOSFET showed a better linearity, reproducibility and stability with respect to the single MOSFET detector [10]. MOSFETs are emerging as a versatile tool in various medical applications, especially for patient dose verification [11] and in modern radiation oncology and diagnostic modality [12, 13].

Advantages of MOSFET detectors include small sensitive width, instant read-out, compactness, permanent dose storage; MOSFETs are isotropic, dose-rate and temperature independent [10, 11].

Details of the working principle of the MOSFET detector have been reported earlier [14, 15]. The possibility to use a small, compact and on-line dosimeter to check the narrow eye proton therapy beams is an important goal for the quality assurance

programs.

The investigated detectors are commercially available as MOSFET (TN-502RD) and microMOSFET (TN-502RDM), manufactured by Thomson & Nielsen Electronics Ltd.; the physical size of the microMOSFET (1 mm×1 mm×1,5 mm) is about half the size of the standard MOSFET.

A preliminary characterization of MOSFET detectors (linearity, reproducibility, sensitivity, energy dependence) was carried-out on the unmodulated full energy (62 MeV) proton beam [15].

FSDFs were measured with MOSFET and microMOSFET detectors for small circular modulated proton beams with diameters of 8, 10, 15, 20 and 25 mm; $FSDF(\phi)$ is defined as the ratio of detector readings, at the reference depth z_{ref} , for the investigated collimator $[L(\phi)]$ and the 25 mm diameter circular reference collimator $[L(\phi_0)]$.

Detector readings were taken for the same monitor unit setting, calculated to deliver a dose of 2 Gy with the reference collimator.

The experimental results are shown in fig.7, compared with the corresponding values obtained with other *small* detectors (TLD-100 microcubes, Hi-p Si PFD diode and radiochromic film MD55-2) [4].

The MOSFET *FSDFs* are always smaller than the corresponding measured with silicon diode, radiochromic film and TLD

microcubes, with a maximum difference of about 9% against the radiochromic film for 8 mm diameter collimator [4].

The microMOSFET *FSDFs* are in agreement with the corresponding obtained with silicon diode and radiochromic film [4], with a maximum difference of about 1% for 8 mm diameter collimator, comparable with the experimental uncertainty associated to the measure of the *FSDF*.

Therefore microMOSFETs represent an alternative to the use of Si-diode and radiochromic film for dose measurements in the smallest radiation fields of eye proton therapy (50 mm² ÷ 100 mm²).

3.2 NATURAL AND CVD DIAMOND

Diamond is potentially one of the more interesting materials for use as on-line radiation dosimeter, because of the small dimensions, high sensitivity, *quasi*-tissue-equivalence, high resistance to radiation damage and good time resolution; all these properties are very important for dosimetry of proton beams, considering steep dose gradients and high radiation damage caused by proton radiation.

Natural diamonds are commercially available for radiotherapy dosimetry; nevertheless, recent developments in the “chemical vapour deposition” (CVD) technique have addressed the attention on synthetic samples that potentially could be grown at low cost and with features suitable for a dosimetric use.

The properties of natural and synthetic CVD diamond as radiation detectors are well known [16]; in particular, synthetic CVD diamond presents the additional advantage of the control in the amount of impurities at relative low cost [17].

Preliminary studies on the dosimetric behaviour of the two diamond detector types confirmed the favourable properties of those detectors not only

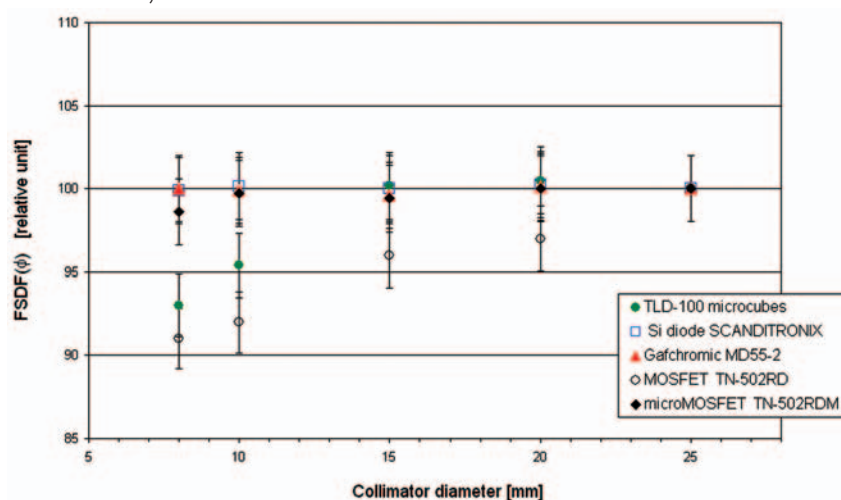


Fig. 7 - Field Size-Dependent Factors measured with different detectors

for high-energy photon and electron beams, but also for the 62 MeV proton beam [17,18].

After a pre-irradiation, diamond detectors show an excellent time stability and sensitivity; the detector response in the 62 MeV proton beam is linear with absorbed dose (fig. 8) in the therapeutic range of 0.25 to 15 Gy, for both PTW natural and De Beers CVD diamond, with a regression coefficient of 0.997 [18].

In fig. 9 the CVD diamond response (nC/cGy) is plotted as a function of proton energy in the range of 20 MeV to 60 MeV, obtained by irradiating the diamond detector to the same dose at different depths in a PMMA phantom with the 62 MeV mono-energetic proton beam; in the investigated range, corresponding to the energies of the eye proton therapy, the energy dependence is limited to less than 4% [18].

3.3 MOPi

A detector has been developed to be used as *online* monitor of beam centring and beam symmetry.

The detector, realized within a collaboration with the INFN Section of Torino [19, 20, 21], is made of two ionisation chambers: each chamber has the anode splitted into 256 0.5 mm strips with vertical and horizontal orientation (*strip ionisation chambers*).

The detector (fig. 10) consists of two contiguous gas cells, each cell being externally limited by an anode plane and having the cathode in common; the anode is made by a kapton foil 35 μ m thick covered with a 15 mm thick aluminium layer.

This layer has been engraved with a standard printed circuit board technique to obtain 256 conductive strips 400 mm wide interspaced with 100 mm of elec-

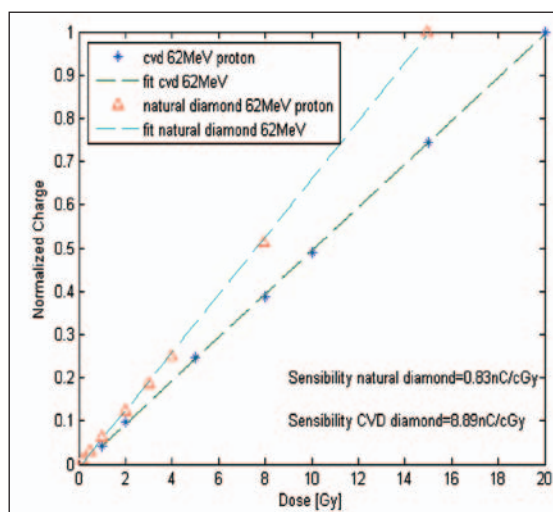


Fig. 8 - Calibration curve of natural and CVD diamond

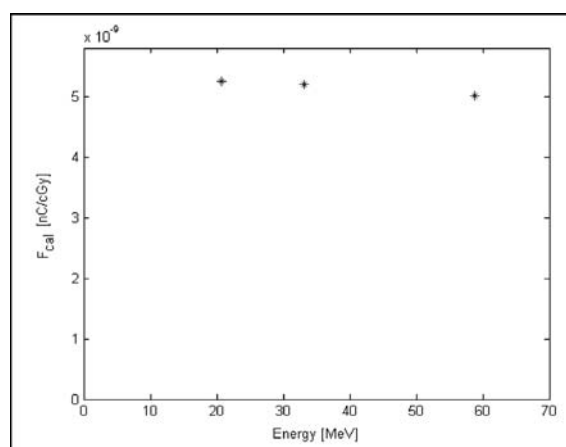


Fig. 9 - CVD detector response vs proton beam energy

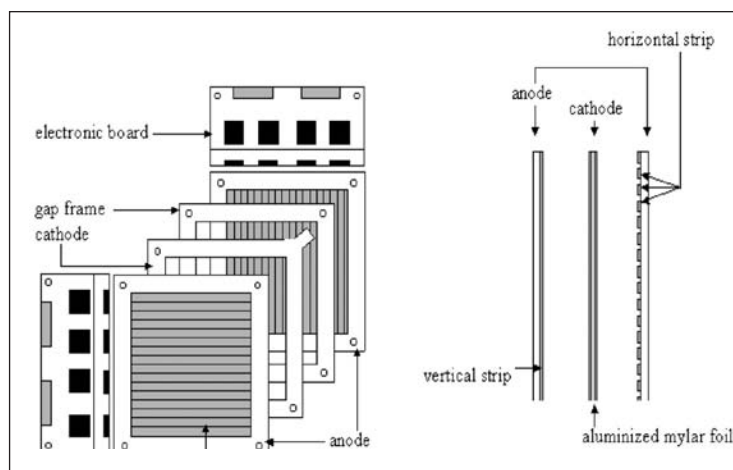


Fig. 10 - Exploded view of the strip chamber and a cross-section as transversed by the beam

trically isolated kapton.

The sensitive area is $12.8 \times 12.8 \text{ cm}^2$ and is surrounded on three sides by a guard ring which is set to the same voltage of the strips; on the fourth side the strips are narrowed and bent to reach the connector. The electric field is generated by polarizing the cathode to -500 V , while the other end of the field is provided by the strip polarization which is at $+2 \text{ V}$, the same voltage of the input front-end. Thus the applied electrical field is $\approx 850 \text{ V/cm}$.

The 512 strips read-out time is about 640 ms and the overall time to compute the parameters related to the beam shape is 2.8 ms. The chambers are placed upstream the final collimator and are part of the beam line, signals can be processed online at a speed up to 100 Hz and results are promptly available: thus the beam geometry can be controlled continuously during patient treatment, and in case of deviation from the required conditions, the treatment can be immediately stopped.

Fig. 11 shows the lateral beam dose profiles at the line isocenter, measured with a silicon diode two-dimensional scanner for three different beam configurations with different asymmetry level.

Fig. 12 provides the corresponding MOPI outputs: the sensitivity of the MOPI

detector with beam shape is evident, thus permitting the beam on-line monitoring during each treatment session.

MOPI software calculates the beam skewness [19], a statistical parameter related to the beam symmetry and centring (skewness *on line* monitoring).

4. CONCLUSIONS

Considering the acquired experience, the following detectors are routinely employed for dosimetry of narrow proton radiotherapy beams:

- 1) Depth Dose Distributions: Plane-parallel *Advanced Markus* chamber;
- 2) Lateral Dose Distribution: Radiochromic EBT films;
- 3) Beam Calibration: Plane-parallel Markus chamber;
- 4) *FSDFs*: Hi-p PFD silicon diode detector.

Other detectors are being used for proton dosimetry, as microMOSFETs for measuring relative output factors (*FSDFs*), in alternative to silicon diode detectors.

Plane-parallel ionisation chamber with the anode segmented in strips (MOPI) will be used as a beam monitor for therapeutic treatments on the 62 MeV CATANA proton beam line: MOPI will provide *in real time* with patient irradiation the beam barycentre and asymmetry.

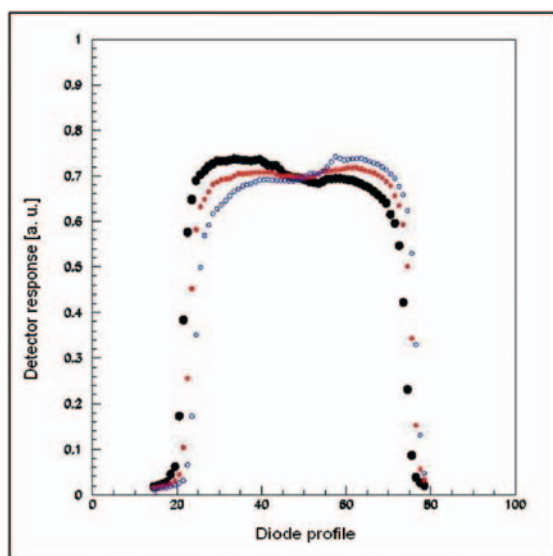


Fig. 11 - Beam lateral profiles measured with a Si diode

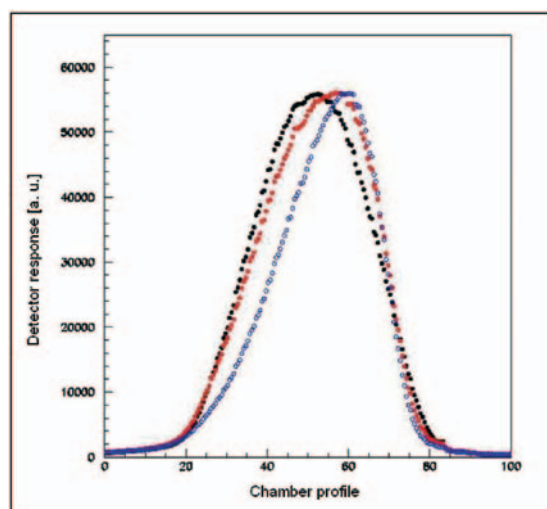


Fig. 12 - Response of the MOPI detector for the three beam configurations of fig. 11

REFERENCES

- [1] G. A. P. Cirrone, G. Cuttone, P. A. Lojacono, S. Lo Nigro, V. Mongelli, I. V. Patti, G. Privitera, L. Raffaele, D. Rifuggiato, M. G. Sabini, V. Salamone, C. Spatola, L. M. Valastro "A 62/MeV proton beam for treatment of ocular melanoma at Laboratori Nazionali del Sud-INFN" IEEE TRANSACTION ON NUCLEAR SCIENCE, Vol. 51, n.3, June 2004.
- [2] C. Spatola, G. Privitera, L. Raffaele, V. Salamone, G. Cuttone, G.A.P Cirrone, M.G.Sabini "Clinical application of proton beams in the treatment of uveal melanoma: the first therapies carried out in Italy and preliminary results (CATANA project)", Tumori, N.89, pp. 502-509, 2003
- [3] *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an International Code of Practice for dosimetry based on Standard of absorbed dose to water*, IAEA, 2000: TRS n. 398, 111-152
- [4] S. M. Vatnisky, D. W. Miller, M. F. Moyers et Al. "Dosimetry techniques for narrow proton beam radiosurgery", Phys. Med. Biol. 44 (1999)
- [5] A.Kacperek, E.Egger, G. Cuttone, L. Raffaele et Al. "Proton Dosimetry intercomparison using parallel-plate ionization chambers in a proton eye therapy beam", Standard and Codes of practice in medical radiation dosimetry, Proceedings of an International Symposium , Vienna 2002, Vol. 2
- [6] G. Arduini, R. Cambria, B. Gottschalk et Al. "Physical specifications of clinical proton beams from a synchrotron", Med. Phys. 23 (6) 1996
- [7] *Radiochromic film dosimetry*. Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55, AAPM Report n. 63, reprinted from Med.Phys. 25 (11) 1998
- [8] E. Grusell and J. Medin "General Characteristics of the use of Silicon Diode Detectors for clinical dosimetry in proton beams" Phys. Med. Biol. N. 45, 2573-2582, 2000
- [9] R. Ramani, S. Russell, P. O'Brien, "Clinical Dosimetry using MOSFETs", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 37 (4), 959-964 (1997)
- [10] M. Soubra, J. Cygler, G. Mackay, "Evaluation of a dual bias dual metal oxide-silicon semiconductor field effect transistor detector as radiation dosimeter", Med. Phys. 21 (4), 567-572 (1994)
- [11] P. Scalchi, P. Francescon, "Calibration of a MOSFET detection system for 6-MV in vivo dosimetry", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 40, 987-993 (1998)
- [12] C. F. Chuang, L. J. Verhey and P. Xia, "Investigation of the use of MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification", Med. Phys. 29, 1109-1125 (2002)
- [13] J. Peet and M. D. Pryor, "Evaluation of a MOSFET radiation sensor for the measurement of entrance surface dose in diagnostic radiology", Br. J. Radiol. 72, 562-568 (1999)
- [14] D. A. Holmes-Siedle, "The space-charge dosimeter. General principles of a new method of radiation detection", Nucl. Instr. & Methods 121, 169-179 (1974)
- [15] G. A. P. Cirrone, G. Cuttone, P. A. Lojacono, S. Lo Nigro, I. V. Patti, S. Pittera, L. Raffaele, M.G. Sabini, V. Salamone, L. M. Valastro, "Preliminary investigation on the use of the MOSFET dosimeter in proton beams", Physica Medica, Technical Note, Vol. XXII, N.1, January-March 2006
- [16] S. M. Vatnitsky et al. "Diamond Detector Dosimetry for Medical Applications", Rad. Prot. Dosim. Vol. 47 N. 1, 515-518, 1993
- [17] G. A. P. Cirrone, G. Cuttone, S. Lo Nigro, V. Mongelli, L. Raffaele, M. G. Sabini, L. Valastro, M. Bucciolini, S. Onori "Dosimetric characterization of CVD diamonds irradiated with 62 MeV proton beams" Nuclear Instrument & Methods in Physics Research Section A (NIM A), 552 (2005) 197-202
- [18] G. A. P. Cirrone, G. Cuttone, S. Lo Nigro, V. Mongelli, L. Raffaele, M. G. Sabini "Dosimetric characterization of CVD diamonds in photon, electron and proton beams" Nuclear Physics B (Proc. Suppl.), 150 (2006) 330-333
- [19] N. Givenchi, F. Marchetto et al., "Online monitor detector for the proton therapy beam at the INFN Laboratori Nazionali del Sud-Catania" Nuclear Instrument & Methods in Physics Research Section A 572 (2007) 1094-1101
- [20] A. Boriano, F. Bourhaleb, R. Cirio, G.A.P. Cirrone, G. Cuttone, M. Donetti, E. Garelli, S. Giordanengo, A. Luparia, F. Marchetto, C. Peroni, L. Raffaele, M.G. Sabini, L.M. Valastro "Preliminary results with a strip ionization chamber used as beam monitor for hadron-therapy treatments" Nuclear Physics B (Proc. Suppl.) 150 (2006), pp. 326 – 329
- [21] C. Benati, A. Boriano, F. Bourhaleb, R. Cirio, G.A.P. Cirrone, I. Cornelius, G. Cuttone, M. Donetti, E. Garelli, S. Giordanengo, L. Guerin, A. La Rosa, A. Luparia, F. Marchetto, F. Martin, S. Meyroneins, C. Peroni, L. Raffaele, M.G. Sabini, L.M. Valastro "Online measurement of fluence and position for proton-therapy beams" Il Nuovo Cimento, Vol. 27 C, n. 5, Settembre – Ottobre 2004, pp. 529 -

Il fenomeno della Risonanza Stocastica e le sue applicazioni ai sistemi biologici

Massimo Riani

Dipartimento di Fisica dell'Università di Genova

Abstract: In questa breve rassegna viene presentato il fenomeno della Risonanza Stocastica, connesso con i sistemi non lineari, in cui la presenza di una peculiare quantità di perturbazione casuale, in altre parole *rumore*, non solo non porta effetti nocivi sul *segnale* che il sistema sta emanando od elaborando, ma anzi ne migliora la capacità di riconoscimento portando ad un aumento del rapporto segnale rumore. L'interesse di tale fenomeno per la discriminabilità ed il riconoscimento di deboli segnali ha suscitato l'interesse dei ricercatori di tutti i campi delle scienze naturali, con particolare enfasi negli studi riguardanti i sistemi biologici.

Negli ultimi anni del secolo scorso vi è stata una straordinaria crescita dell'interesse per lo studio del fenomeno della *Risonanza Stocastica*, interesse tuttora molto intenso. La Risonanza Stocastica (RS) è il fenomeno statistico, associato ai sistemi non lineari, in base al quale un'opportuna quantità di rumore agente sul sistema non lineare (nei casi più semplici e frequenti bistabile o a soglia) può portare ad un notevolissimo incremento del rapporto *segnale-rumore* nell'uscita del sistema, così facilitando la detezione di un debole segnale.

Il concetto di RS è stata introdotto nel 1981 da Benzi, Sutera e Vulpiani [1], fisici teorici italiani, e subito applicato al tentativo di dare una spiegazione dello strano fenomeno climatologico della ricorrenza di ere glaciali circa ogni centomila anni. Come la quasi periodicità delle glaciazioni, con notevoli variazioni casuali, poteva essere messa in relazione all'esatta periodicità di centomila anni della piccola variazione dell'inclinazione del piano dell'orbita terrestre attorno al sole? Come il debole segnale periodico di origine

astronomica poteva trasformarsi in un fenomeno dalle conseguenze così rilevanti quali un periodo glaciale?

I tre fisici ipotizzarono e dimostrarono che la presenza di fenomeni casuali (come macchie solari, tempeste magnetiche, fluttuazioni casuali nell'assorbimento del calore solare...) in altre parole *rumore*, interagendo cooperativamente con il debole segnale astronomico poteva amplificarne gli effetti incrementando il relativo rapporto segnale-rumore.

Negli anni successivi l'interesse per il nuovo fenomeno cominciò a crescere, ma il vero incremento avvenne dopo la dimostrazione sperimentale della RS in un sistema fisico (un laser ad anello) da parte di McNamara, Wiesenfeld e Roy [2] nel 1988. Da tale data si è avuta una crescita a valanga dell'interesse dei ricercatori in svariate aree delle scienze naturali, sia biologiche che non [3,4,5].

I due tipi di sistemi maggiormente studiati sono:

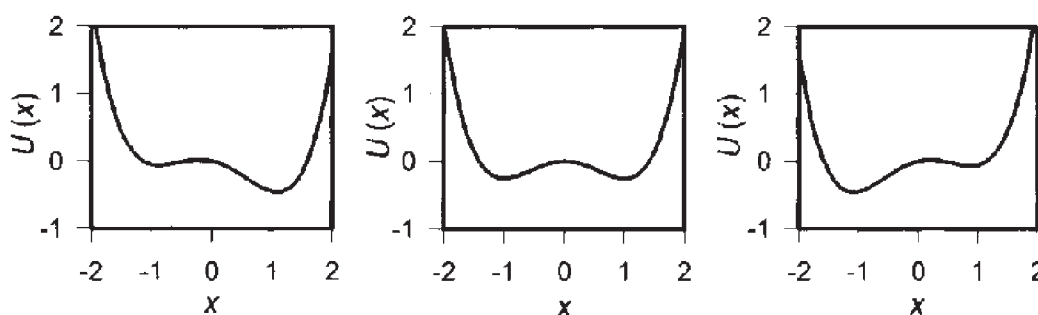


Fig. 1: Potenziale bistabile debolmente modulato da un segnale periodico

- sistemi bistabili modellizzati da un potenziale a doppia buca [6];
- sistemi a soglia in cui del rumore viene aggiunto ad un segnale inizialmente sottosoglia [7].

Come semplice esempio del primo caso, consideriamo una pallina che si muove su una superficie con due buche (un portauova, vedi Fig. 1).

Se perturbiamo la superficie con una debole perturbazione periodica in modo che le due buche oscillino attorno alla posizione di equilibrio con un andamento sinusoidale, ma con una ampiezza così piccola da non permettere alla pallina di superare la barriera tra le due buche, la pallina permarrà nella buca di partenza senza avere la possibilità di passare nell'altra buca. Quindi se il movimento da percepire è il passaggio da una buca all'altra la perturbazione sinusoidale non darà alcun effetto percepibile.

Se invece al sistema viene aggiunto del rumore (per esempio sotto forma di fluttuazioni termiche o meccaniche) che assumeremo per semplicità di tipo gaussiano, saranno possibili passaggi casuali della pallina tra una buca e l'altra. La probabilità di tali passaggi sarà però maggiore in sintonia con la periodicità del debole segnale sinusoidale e quindi si instaurerà un effetto cooperativo tra il rumore ed il segnale sinusoidale che porterà ad un incremento dei passaggi della pallina tra una buca e l'altra (segnale in uscita dal sistema) approssimativamente in concomitanza col debole segnale sinusoidale (segnale in ingresso). Quando l'intensità del

rumore diventerà molto forte, i salti tra le due buche diventeranno puramente casuali, dovuti solo agli effetti del rumore, dato che l'effetto del debole segnale sinusoidale sarà totalmente soverchiato da quello del rumore.

Se esaminiamo questo andamento sotto l'aspetto del rapporto segnale-rumore (SNR), vedremo tale rapporto prima crescere all'aumentare del rumore, raggiungere un massimo per la quantità di rumore che potremo chiamare *ottimale* per poi decrescere fino ad annullarsi [6].

Anche con il secondo tipo di sistemi, l'andamento del rapporto segnale rumore si presenterà analogo. Assumiamo che il processo in esame avvenga in una *scatola nera* e che l'informazione in uscita sia connessa con un *potenziale di azione* generato da un attraversamento positivo della soglia del sistema. Il puro segnale sottosoglia non produce quindi risposte in uscita. Se aggiungiamo del rumore al segnale potranno iniziare alcuni attraversamenti della soglia, che quindi daranno segnali in uscita. Per bassi valori di rumore gli attraversamenti della soglia saranno rari. Al crescere dell'intensità del rumore si avrà un incremento della correlazione tra attraversamenti della soglia e segnale sottosoglia (che quindi verrà evidenziato e diventerà percepibile) fino ad arrivare ad un massimo, dopo cui, all'ulteriore aumento dell'intensità del rumore, la significatività del debole segnale in ingresso risulterà sempre più trascurabile fino ad arrivare ad annullarsi essendo totalmente sommersa dal rumore [7]. Un esempio di tale comportamento è riportato in Fig. 2.

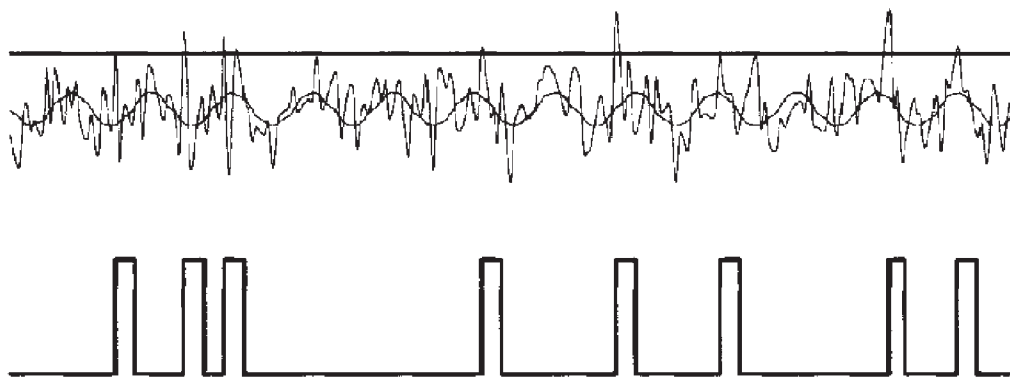


Fig. 2: Semplice esempio di Risonanza Stocastica, segnale sottosoglia con rumore gaussiano additivo

La caratteristica comune ad entrambi questi tipi di sistemi è la presenza di un massimo nel rapporto segnale-rumore per un valore ottimale dell' intensità del rumore, fatto che viene considerato come la *firma* del fenomeno della RS (vedi Fig. 3).

L' interesse di questo fenomeno per l'elaborazione dell'informazione da parte degli organismi biologici risulta evidente ed ha suscitato svariati studi a tutti i livelli di elaborazione: dai livelli fisiologici degli organi sensoriali, fino ai più alti livelli di integrazione del sistema nervoso centrale.

Per quanto riguarda i sistemi sensoriali, gli effetti della RS sono stati esplorati per esempio nei mecano-recettori della coda del gamberetto di fiume [8], nel grillo [9] e nelle fibre muscolari nell' uomo [10], mentre in un esperimento sul pesce spatola (*Polyodon spathula*) è stata trovata l'evidenza che in tale pesce la presenza di quantità ottimali di rumore aggiunto aumenta la capacità di detezione dei suoi elettro-sensori migliorando in maniera statisticamente non dubbia la sua capacità di catturare prede del plancton di cui si ciba [11]. È questo un esempio di utilizzo *comportamentale* della RS.

Ai livelli cognitivi, gli effetti della RS sono stati trovati, per esempio, in una rete neurale artificiale che fornisce un modello del fenomeno dell' alternanza percettiva che avviene in presenza dei cosiddetti *pattern ambigui* [12], nel sistema tattile umano [13] e nella percezione visiva umana, sia con esperimenti di psicofisica [14,15] che con esperimenti di Risonanza Magnetica [16] e di magneto-encefalografia (MEG) [17].

Tra i primi studi su RS nei sistemi sensoriali, il lavoro di Moss e collaboratori [8] presenta aspetti molto interessanti. L'esperimento è stato condotto su un sistema molto semplice: i mecano-recettori che si trovano

nelle pinne del ventaglio caudale del gamberetto di fiume *Procambarus clarkii*. La parte terminale di questo sistema è costituita da sottilissime ciglia (25-200 micrometri) specializzate nel rilevamento di deboli movimenti dell' acqua.

Tali ciglia sono plausibilmente un sistema di preallarme di semplice funzionamento. Infatti, quando vengono agitate, generano un impulso nervoso che ha l' aspetto di uno stretto picco di circa 100 millivolt della durata di 200 microsecondi. Questo impulso si propaga lungo il neurone associato fino ad un ganglio, situato nella parte terminale della coda, in cui tutti i segnali provenienti dalle cellule cigliate convergono e vengono elaborati allo scopo di importanti decisioni comportamentali quali la possibile attivazione di reazioni di fuga alla presenza di possibili pesci predatori.

I dati raccolti indicano che i neuroni sensoriali funzionano all'incirca come rivelatori non lineari a soglia: se i movimenti delle ciglia non superano un certo livello il neurone non si attiva e non vengono inviati impulsi nervosi al ganglio caudale.

Nell'esperimento una parte della coda, contenete un gran numero di cellule cigliate e il ganglio terminale con le relative connessioni, veniva fissata su un trasduttore elettromeccanico che poteva muoversi con andamento sinusoidale di ampiezza molto bassa, inferiore al movimento periodico minimo rilevabile spontaneamente dalle ciglia pari a circa un centesimo di micron. Una volta inserito un microelettrodo in un unico neurone della connessione ciglia ganglio, è stato possibile agitare una ciglia alla volta per determinare quale fosse quella attivante il neurone col microelettrodo inserito. Poteva essere così studiata la risposta del neurone sia al puro movimento sinusoidale sia con l'ag-

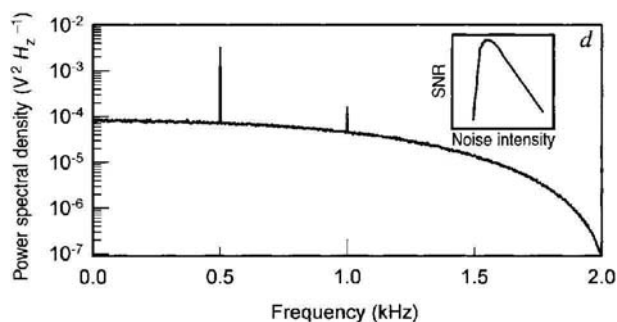


Fig. 3: Spettro di potenza del segnale mostrato in fig.2; nel riquadro la caratteristica fondamentale dei fenomeni di Risonanza Stocastica: un massimo nel grafico del rapporto segnale-rumore in funzione del rumore

giunta di rumore gaussiano di intensità gradualmente crescente.

I risultati dell'esperimento sull'andamento del rapporto segnale-rumore (SNR) sono bene spiegati dalla teoria della RS con due pertinenti osservazioni.

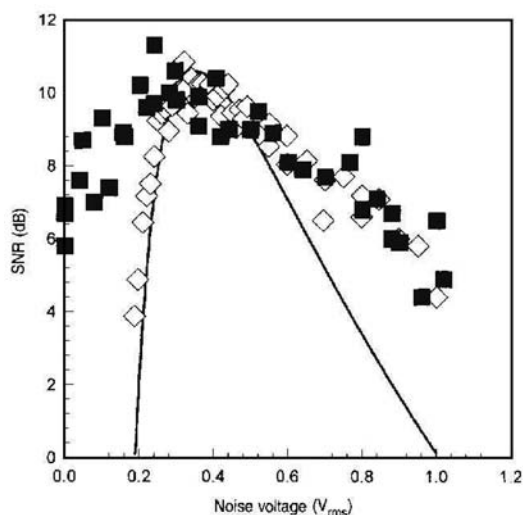


Fig. 4: Risultato dell'esperimento condotto sui mecano-recettori delle pinne del ventaglio caudale del gamberetto di fiume (*Procambarus clarkii*); vengono visualizzati i dati sperimentali (quadrati bianchi); i dati di una simulazione al computer del SNR di un neurone (rombi neri) secondo il modello di Fitz-Nagumo; la curva in tratto continuo del SNR, firma del fenomeno della RS

In figura 4 sono rappresentati:

1. i dati sperimentali (quadrati bianchi);
2. i dati di una simulazione al computer del SNR di un neurone (rombi neri) secondo il modello di Fitz-Nagumo, che tiene conto dell'esistenza del periodo di refrattarietà (circa due millisecondi) durante il quale un neurone che ha appena emesso un potenziale d'azione non può essere nuovamente eccitato;
3. la curva in tratto continuo del SNR, firma del fenomeno della RS, ricavata da McNamara e Wiefenfeld [6] per un sistema fisico privo di questo effetto.

Gli scostamenti dei dati sperimentali dell'esperimento dalla curva teorica hanno due spiegazioni molto plausibili:

- per valori alti del rumore aggiunto, tale scostamento è interpretabile col fatto che il periodo refrattario ha l'effetto di diminuire progressivamente l'efficacia del rumore aggiunto quando questo

raggiunge valori elevati; per tali valori, infatti, la probabilità che un secondo impulso dovuto al rumore arrivi entro il periodo refrattario del primo cresce al crescere del rumore stesso. Il fatto che la simulazione al computer in presenza di periodo refrattario fornisca dati in accordo con quelli sperimentali fornisce un accurato supporto a tale spiegazione;

- nel caso della sovrastima degli effetti del rumore rispetto alla curva teorica per bassi valori del rumore aggiunto, il fatto è ovviamente spiegato dalla presenza di un livello di rumore intrinseco interno ai neuroni sensoriali, di cui l'esperimento non può tener conto a priori e i cui effetti diventano evidenti per livelli di rumore aggiunto prossimi allo zero. È da notare inoltre che i risultati della simulazione al computer connessi col modello di neurone di Fitz-Nagumo, che non prevede l'esistenza di rumore interno, non mostrano tale discrepanza e seguono perfettamente la curva teorica del SNR per bassi valori del rumore aggiunto.

Per quanto riguarda gli effetti della RS sui livelli più elevati dei sistemi percettivi umani, prenderemo in esame il lavoro sul sistema tattile [13] ed i lavori sul sistema visivo che è stato in particolare studiato dal nostro gruppo di ricerca [14,16].

Il lavoro di Collins, Imhoff e Grigg [13] presenta un esperimento di psicofisica in cui a dieci soggetti vengono applicati in una alternanza casuale o un debole segnale tattile sottosoglia o nessun segnale, entrambi anche con l'aggiunta di diverse quantità di rumore. In figura 5 si vede il segnale sottosoglia sia senza l'aggiunta di rumore che con due livelli di rumore associato. I risultati mostrati in figura 6 provano che l'aggiunta di opportune quantità di rumore migliorano la percepibilità del segnale sottosoglia in modo che le percentuali di risposta corretta risultano per uno o due valori del rumore aggiunto nettamente sopra il livello di significatività di possibili valori con risposte casuali. Questo esperimento ha dimostrato che la RS potrebbe avere applicazioni nella riabilitazione di soggetti con soglia tattile elevata, per esempio persone anziane, pazienti con neuropatie periferiche o con postumi di infortuni traumatici, cosa che è stata oggetto di studi coro-

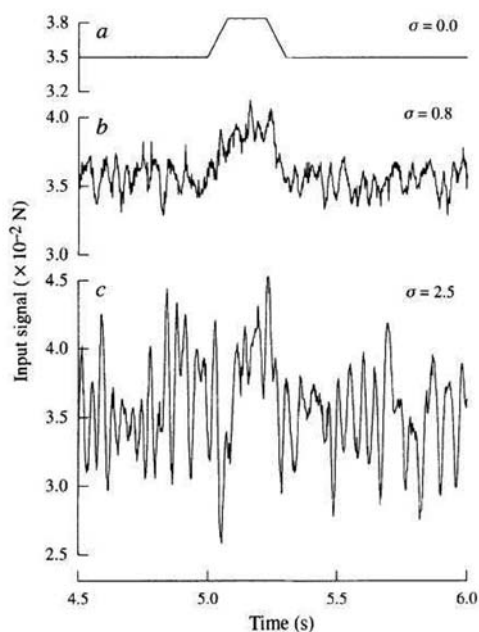
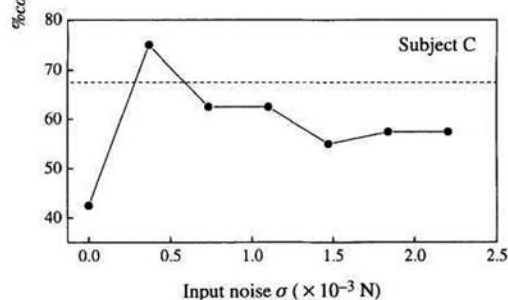
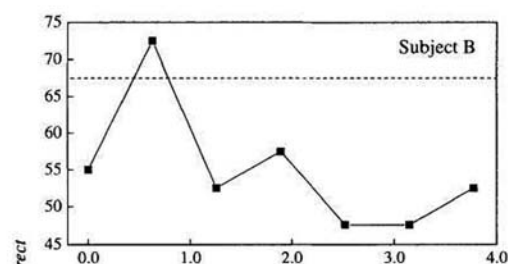
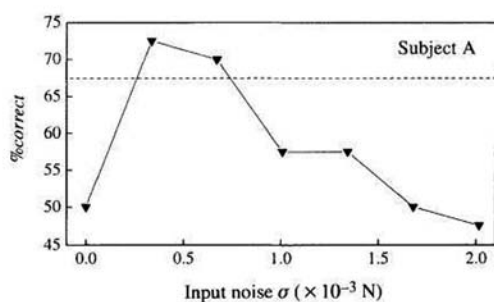


Fig. 5: segnale sottosoglia senza l'aggiunta di rumore (a) e con due livelli di rumore associato (b,c)

nati da successo nei primi anni 2000.

Il nostro lavoro sul possibile utilizzo della RS da parte del sistema visivo umano del 1997 [14] si basa anche esso sul più semplice paradigma del fenomeno: la teoria non dinamica o a soglia [7].

L'esperimento è stato effettuato con una immagine digitalizzata su una scala di tonalità di grigio depressa sotto un livello di soglia Δ opportunamente scelto. Il pattern presentato (vedi Fig. 7) era ottenuto per mezzo di una funzione di contrasto A (ampiezza) di frequenza spaziale variabile $f(x) = A \sin(1/x) + 128$. Nella parte **a** della figura è presentato l'andamento del segnale di intensità A massima in assenza di rumore, mentre nella parte **b** sono presentati tre esempi del pattern per valori decrescenti del contrasto (dal basso, $A = 128, 78$ e 28) con valori della soglia $\Delta = 150$ e dell'intensità del rumore $\sigma = 250$. Per migliorare decisamente la qualità delle immagini presentate, il rumore non veniva aggiunto in maniera statica, come risulta ovviamente dalla figura, ma creando nuove rappresentazioni del rumore (ovviamente di uguale intensità) per ogni frame di presentazione del pattern e presentando i diversi frame alla frequenza di 60 Hz.



Values of the %correct versus the input noise standard deviation σ for three different subjects. A dashed line is drawn at the level of significance ($P < 0.05$), which was determined using the binomial test with the assumption that both events (a correct or an incorrect response for each presentation) were equally likely. Values above the level of significance indicate that the subject's %correct was significantly better ($P < 0.05$) than that expected by chance.

Fig. 6: valore percentuale di risposte corrette in funzione della deviazione standard del rumore in ingresso per tre soggetti differenti

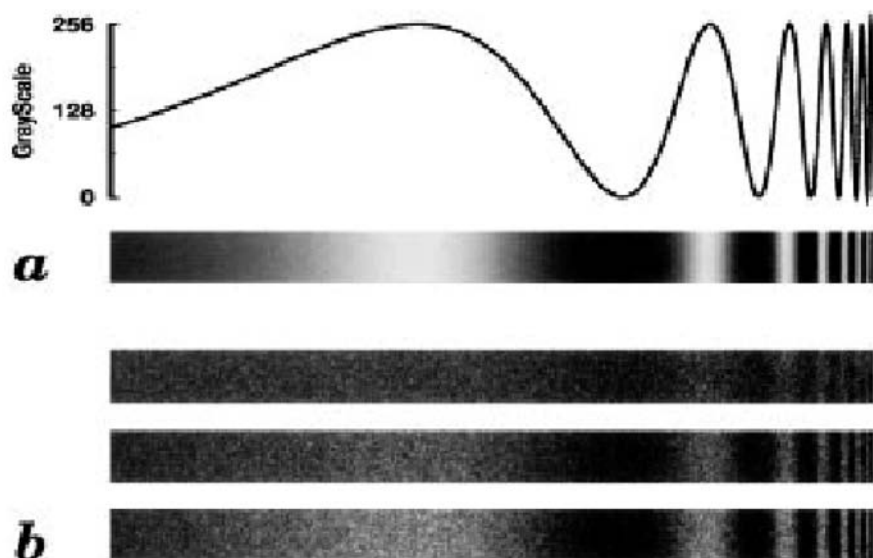


Fig. 7: funzione sinusoidale a frequenza crescente visualizzata ad alto contrasto e a basso contrasto con l'aggiunta di differenti livelli di rumore

Ai soggetti, che guardavano le animazioni sul monitor di un computer, venivano presentate contemporaneamente sette strisce, del tipo mostrato in figura 7b, con diversi valori di A decrescenti. I valori della soglia Δ rimanevano costanti per tutto l'esperimento, mentre le intensità del rumore aggiunto venivano scelte casualmente per ogni presentazione tra dieci valori prefissati.

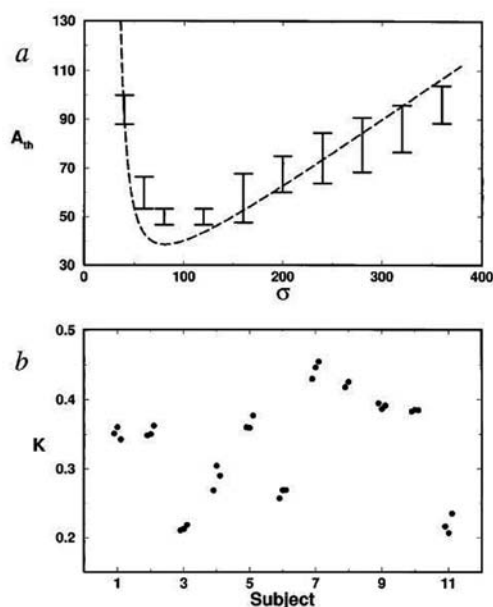


Fig. 8: andamento della soglia percettiva in funzione dell'intensità del rumore aggiunto (a); valori di K per le tre diverse prove, effettuate a distanza di vari giorni, da ogni soggetto dell'esperimento (b)

Ogni soggetto doveva segnalare quale era per lui il minimo contrasto per cui riusciva a discriminare la sesta sottile banda chiara per lo specifico livello di rumore presentato.

In figura 8a è rappresentato l'andamento della soglia percettiva di tale banda chiara in funzione dell'intensità del rumore aggiunto che mostra un minimo per valori ottimali del rumore, mentre mostra soglie crescenti sia per valori bassi che alti dell'intensità del rumore. La curva tratteggiata è quella della teoria a soglia della RS [7], ottenuta approssimando i dati sperimentali con l'espressione

$$A_{th} = K \sigma \exp [\Delta^2 / 2\sigma^2]$$

Dove K è il parametro usato per l'approssimazione.

Nella parte 8b della figura sono invece riportati i valori di K per le tre diverse prove, effettuate a distanza di vari giorni, da ogni soggetto dell'esperimento. La stretta somiglianza tra i valori di ogni soggetto dimostra la *robustezza* e la stabilità delle misure, mentre la diversità tra i valori dei diversi soggetti evidenzia la presenza di una notevole variabilità intersoggettiva.

Un primo riscontro del possibile effetto del fenomeno della RS sui livelli di attività della corteccia visiva nell'uomo si trova nel lavoro su *fMRI studies of visual cortical activity during noise stimulation* [16] in cui vengono presentati i risultati di un esperimento di Risonanza Magnetica funzionale (fMRI) per

esaminare la localizzazione delle aree della corteccia cerebrale visiva attive in un compito di riconoscimento di immagini affette da diverse intensità di rumore.

I pattern presentati erano di sbarre verticali (grigio chiaro-grigio scuro) con una frequenza spaziale di 4 cicli per grado di campo visivo. Per esaminare gli effetti corticali dei pattern è stato usato l'usuale metodo degli studi fMRI di presentare alternativamente gli stimoli od un pattern di controllo (un grigio uniforme della stessa luminosità media delle sbarre). In ogni semiciclo della durata di 21 secondi venivano raccolte per 5 volte le immagini relative ai 18 strati (di 6 millimetri di spessore) di volume cerebrale esaminati ripetendo il ciclo completo per 4 volte per un totale di 40 volumi encefalici completi e 720 immagini. Ai soggetti sono stati presentati 4 diversi pattern: le sbarre senza aggiunta di rumore e gli stimoli costruiti come nell'esperimento precedente, cioè mettendo artificialmente le sbarre sotto soglia e aggiungendo i tre livelli di rumore dinamico (basso, ottimale, alto) ricavati da un precedente pre-esperimento psicofisico. Le immagini ecoplanari (EPI) erano acquisite mediante un tomografo SIEMENS Magnetron Vision da 1,5 Tesla con TR = 960 ms, TE = 66 ms e FOV = 250 x 250 mm².

L'analisi off-line dei dati è stata effettuata col programma Statistical Parametric Mapping (SPM96) [18] del Wellcome Department of Cognitive Neurology di Londra (<http://www.fil.ion.ac.uk/spm>) che prevede:

- Il riallineamento di tutte le immagini dei diversi strati per eliminare gli effetti di piccoli movimenti della testa del soggetto;
- Una procedura di filtraggio su scala di 9 voxel (volumi elementari di 2x2x6 mm³) per smorzare gli effetti di piccoli misfunzionamenti del tomografo che avrebbe potuto portare a false attivazioni molto localizzate;
- L'applicazione ai dati del modello statistico prescelto per l'individuazione delle zone attivate dagli stimoli e non dal pattern di controllo;
- La sovrapposizione delle mappe di attivazione alle immagini anatomiche ad alta risoluzione del cervello del soggetto precedentemente registrate.

I dati sperimentali di un soggetto tipico sono mostrate in figura 9 dove vengono riportate in colore le aree cerebrali funzionalmente attive su un immagine anatomica ad alta risoluzione.

L'immagine mostra, per il pattern senza rumore e i tre livelli di rumore, le attivazioni di tre piani corticali scelti tra i 12 piani in cui erano confinate le attivazioni complessive.

In figura 10 sono invece riportati i grafici dei volumi globali delle attivazioni cerebrali per i cinque soggetti esaminati. Per quattro di questi soggetti questi grafici mostrano un chiaro massimo in corrispondenza del livello ottimale del rumore.

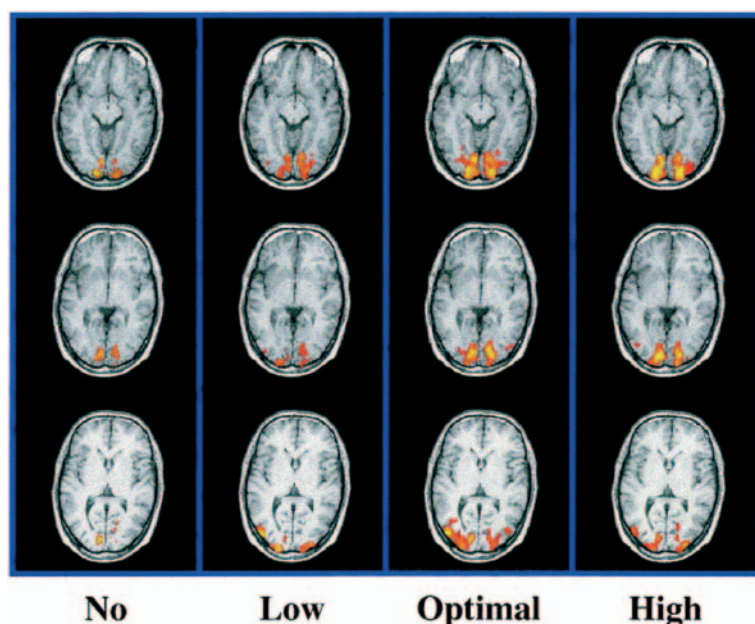


Fig. 9: confronto delle mappe statistiche di attivazione fMRI di un singolo soggetto per quattro stimoli visuali (nessun rumore, rumore basso, rumore ottimale, rumore alto)

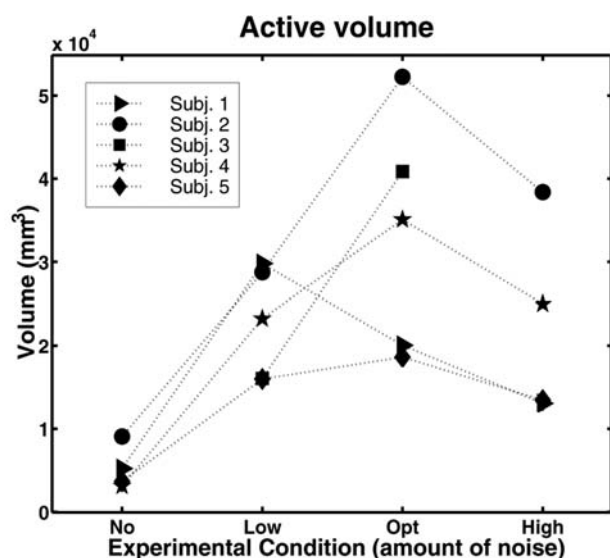


Fig. 10: volume totale di attivazione dei cinque soggetti nello studio fMRI; tutti i soggetti tranne uno mostrano un massimo nel volume di attivazione in corrispondenza del livello ottimale di rumore

Altri due lavori sulle applicazioni della RS alla percezione visiva umana sono stati effettuati in collaborazione col nostro gruppo di ricerca. Il primo [15] ha riguardato due esperimenti di psicofisica nei quali sono stati indagati gli effetti della variazione dell'intensità del rumore aggiunto sul riconoscimento di singole lettere dell'alfabeto *sottosoglia*. I due esperimenti hanno riguardato: la soglia percettiva delle lettere al variare del contrasto tra lettera e sfondo e la misura della percentuale di riconoscimento corretto delle lettere.

Il secondo [17] ha evidenziato, mediante magnetoencefalografia (MEG), le localizzazioni, le intensità e le latenze delle attivazioni cerebrali legate alla percezione ed al riconoscimento di brevi parole, inizialmente sotto soglia e rese percepibili dal rumore aggiunto.

Bibliografia:

- [1] R.Benzi, S.Sutera, and A.Vulpiani: The mechanism of Stochastic Resonance. *J. Phys. A*, **14**, L 453, (1981).
- [2] B.McNamara, K.Wiesenfeld, and R.Roy: Observation of Stochastic Resonance in a Ring Laser. *Phys. Rev. Lett.*, **60**, 2026, (1988).
- [3] F.Moss, D.Pierson, and O'Gorman: Stochastic Resonance: Tutorial and Update. *Int. J. Bifurc. and Chaos*, **4**, 1383, (1994).
- [4] K.Wiesenfeld and F.Moss: Stochastic Resonance and the benefits of noise: from ice ages to crayfish and SQUIDs. *Nature*, **373**, 33, (1995).
- [5] L.Gammaitoni, P.Hanggi, P.Jung, and F.Marchesoni: Stochastic Resonance. *Rev. Mod. Phys.*, **70**, 223, (1998).
- [6] B.McNamara, and K.Wiesenfeld: Theory of Stochastic Resonance. *Phys. Rev. A*, **39**, 4854, (1989).
- [7] G.Gingl, L.Kiss, and F.Moss: *Eurphys. Lett.*, **29**, 191, (1995).
- [8] J.K.Douglass, L.A.Wilkins, E.Pantazelou, and F.Moss: Noise enhancement of information transfer in crayfish mechanoreceptors by Stochastic Resonance. *Nature*, **365**, 337, (1993).
- [9] J.E.Levin, and J.P.Miller: Broadband neural encoding in the cricket cercal sensory system enhanced by Stochastic Resonance. *Nature*, **380**, 165, (1996).
- [10] P.Cordo, J.T.Inglis, S.Verschueren, J.J.Collins, D.M.Merfeld, S.Rosenblum, S.Buckley, and F.Moss: Noise in human muscle spindles. *Nature*, **383**, 769, (1996).
- [11] D.F.Russel, L.A.Wilkins, and F.Moss: Use of behavioural stochastic resonance by paddle fish for feeding. *Nature*, **402**, 291, (1999).
- [12] M.Riani, and E.Simonotto: Stochastic Resonance in the perceptual interpretation of ambiguous figures: a neural network model. *Phys. Rev. Lett.*, **72**, 3120, (1994).
- [13] J.J.Collins, T.T.Imhoff, and P.Grigg: Noise-enhanced tactile sensation. *Nature*, **383**, 770, (1996).
- [14] E.Simonotto, M.Riani, C.Seife, M.Roberts, J.Twitty, and F.Moss: Visual Perception of Stochastic Resonance. *Phys. Rev. Lett.*, **78**, 1186, (1997).
- [15] M.Piana, M.Canfora, and M.Riani: Role of noise in image processing by the human perceptive system. *Phys. Rev. E*, **62**, 1104, (2000).
- [16] E.Simonotto, F.Spanò, M.Riani, A.Ferrari, F.Levrero, A.Pilot, P.Renzetti, R.C.Parodi, F.Sardanelli, P.Vitali, J.Twitty, F.Chiou-Tan, and F.Moss: fMRI studies of visual cortical activity during noise stimulation. *Neurocomputing*, **26-27**, 511, (1999).
- [17] A.Sorrentino, L.Parkkonen, M.Piana, A.M.Massone, L.Narici, S.Carozzo, M.Riani, W.G.Sannita: Modulation of brain and behavioural responses to cognitive visual stimuli with varying signal-to-noise ratios. *Clinical Neurophysiology*, **117**, 1098, (2006).
- [18] K.J.Friston, A.P.Holmes, K.J.Worsley, J.-P.Poline, C.D.Frith, and R.S.J.Francis: Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach. *Human Brain Mapping*, **2**, 189, (1995).

Sindromi parkinsoniane e tremore essenziale: diagnosi differenziale tramite SPECT con DaTSCAN

Fabrizio Bisi

MOD Fisica Sanitaria, A.O. Villa Scassi, Genova

Introduzione

Le applicazioni della Medicina Nucleare in Neurologia si sono arricchite negli ultimi anni di un nuovo radiofarmaco denominato DaTSCAN. Dal 2002 questo preparato è disponibile in commercio in Italia e permette di effettuare diagnosi differenziale tra morbo di Parkinson, parkinsonismi e tremore essenziale, patologie che, attraverso una diagnosi esclusivamente clinica, possono essere confuse tra loro. Questo lavoro cerca di fare una ricognizione dei vari aspetti clinici e diagnostici della diagnosi differenziale tramite SPECT cerebrale con ioflupane.

Patologie principali

Il **morbo di Parkinson** fu descritto per la prima volta nel 1817 dal medico inglese James Parkinson (1755-1824) nel suo trattato *An Essay on the Shaking Palsy*. L'alterazione biochimica che ne causa i sintomi è stata identificata negli anni sessanta. Il morbo di Parkinson è la più comune malattia del sistema extrapiramidale; esso è una patologia dovuta alla degenerazione cronica e progressiva che interessa soprattutto alcune strutture del sistema extrapiramidale, cioè un'area ridotta del sistema nervoso centrale, detta sostanza nera o *substantia nigra*, un nucleo situato a livello del mesencefalo in cui viene prodotta la dopamina, un neurotrasmettitore essenziale per il controllo dei movimenti corporei. Nell'organismo si crea perciò uno squilibrio fra i meccanismi inibitori e quelli eccitatori, a favore di questi ultimi, provocando progressivamente tremore a riposo, ipertonia con rigidità, incapacità al movimento senza riduzione della forza muscolare (*acinesia*), instabilità posturale, disturbi della parola e della scrittura, turbe vegetative e spesso sintomi ansioso-depressivi.

Sebbene il deterioramento intellettuale non rappresenti un elemento tipico del quadro clinico delle fasi precoci della malattia, la

demenza appare come uno degli esiti più frequentemente riscontrabili nelle fasi tardive in circa il 30% dei casi.

È stato osservato uno stretto legame tra la perdita di cellule dopaminergiche e la sintomatologia clinica, anche se è presente una fase di malattia preclinica, in cui la perdita neuronale non è ancora tale da determinare sintomi. L'esordio clinico della patologia si ha quando il numero di neuroni dopaminergici scende a circa il 25% dei livelli normali. Ma le alterazioni alla base della malattia di Parkinson sono molto più vaste. I neuroni ricevono, oltre ad una innervazione dopaminergica, anche una stimolazione colinergica che nella malattia sembra essere aumentata. Lo squilibrio tra sistemi neurotrasmettitoriali sembra dunque essere alla base della malattia, anche se il ruolo della dopamina è chiaramente centrale. Il tremore essenziale è invece la forma più comune di tremore, si presenta in percentuali che oscillano dallo 0,4% al 4%. Esso è monosintomatico, spesso a carattere familiare (20-50% dei casi) e può insorgere a tutte le età, anche se è più frequente dai 60-70 anni. Può permanere moderato per tutta la vita, ma in alcuni casi può essere lentamente progressivo. È un tremore d'azione, cioè prodotto dalla contrazione muscolare volontaria. Si caratterizza per la comparsa di tremore tipicamente alle mani (nel 10-15% dei soggetti compare prima alla mano dominante), posturale (nel mantenere una posizione anti-gravitaria, per esempio le braccia stese) o cinetico (durante ogni movimento volontario o alla fine di un movimento finalizzato ad un obiettivo). A differenza del tremore parkinsoniano, è prevalentemente assente a riposo. In una minima percentuale dei casi può evolvere in morbo di Parkinson.

Caratteristiche del prodotto: aspetti farmacocinetici e dosimetrici

Lo ioflupane è un composto iodato derivato dalla cocaina la cui caratteristica è legarsi

ai trasportatori della dopamina (DAT) nello striato presenti nelle terminazioni presinaptiche dei neuroni dopaminergici e può essere considerato come un indicatore di degenerazione del sistema dopaminergico. Lo ioflupane utilizzato per l'esame scintigrafico viene marcato con l'isotopo radioattivo I^{123} e indicato con la sigla (I^{123})FP-CIT.

Lo I^{123} ha un'emivita fisica di 13,2 ore e decade, con un'intensità del 97%, per cattura elettronica in Te^{123} principalmente verso lo stato eccitato a 159 keV; lo schema di decadimento è assai complesso, presenta numerose energie tra cui sono presenti raggi X, le cui componenti principali sono a 27 keV, ed elettroni Auger.

L'esame DaTSCAN è di recente introduzione e, pertanto, non esistono nella legislazione attuale livelli diagnostici di riferimento. Gli studi che hanno preceduto l'utilizzo clinico del radiofarmaco ne hanno però individuato l'efficacia nell'intervallo 111-185 MBq. Essendo, come si è detto, il radiofarmaco marcato con I^{123} è necessario somministrare al paziente che deve essere sottoposto ad indagine scintigrafica il trattamento bloccante della tiroide. Tale trattamento consiste nella somministrazione di potassio ioduro prima (da 1 a 4 ore) e dopo (da 12 a 24 ore) l'iniezione dello ioflupane. Gli studi preclinici hanno dimostrato, sia su volontari sani che

su pazienti patologici, una captazione di putamen, caudati e regione occipitale che presenta un plateau dalle 3 alle 6 ore dopo la somministrazione. L'impiego di DaTSCAN, come quello di tutti i radiofarmaci, è sconsigliato in gravidanza e durante l'allattamento. È stato stimato che la somministrazione di 185 MBq di ioflupane marcato con I^{123} implichi una dose all'utero di circa 3,0 mGy.

La dose efficace per un adulto standard cui vengono somministrati 185 MBq di ioflupane è stimata essere 4,35 mSv; gli organi maggiormente esposti sono, come si evince dalla tabella 1, la vescica, i polmoni e l'intestino crasso, in condizioni di comportamento farmacocinetico normale e nel caso sia stata somministrata la terapia bloccante della tiroide. I calcoli sono stati eseguiti supponendo uno svuotamento della vescica ad intervalli regolari di 4,8 ore. Lo ioflupane viene eliminato nelle prime 48 ore per via urinaria (circa il 60% della radioattività iniettata) e per via fecale (circa il 14%).

Tecniche di acquisizione e di ricostruzione

L'acquisizione di un esame SPECT con DaTSCAN risulta essere simile agli esami di perfusione cerebrale. È richiesta alta risoluzione, pertanto si consiglia l'utilizzo di appositi collimatori (bassa energia e alta risoluzione, LEHR) preferibilmente fan beam. Il posi-

Organo bersaglio	Dose assorbita (mGy/MBq)	Organo bersaglio	Dose assorbita (mGy/MBq)
Surrenali	13,1	Ovaie	17,0
Cervello	18,1	Pancreas	13,2
Mammella	8,0	Midollo osseo	9,8
Parete della colecisti	25,7	Superfici ossee	17,4
Parete dell'intestino crasso inferiore	42,4	Pelle	6,3
Intestino tenue	20,6	Milza	10,6
Stomaco	11,4	Testicoli	8,8
Parete dell'intestino crasso superiore	38,1	Timo	10,3
Parete del cuore	13,1	Tiroide	9,2
Reni	11,1	Parete della vescica	53,5
Fegato	28,3	Utero	16,3
Polmoni	42,5	Totale corpo	11,5
Muscoli	9,6	Dose efficace	23,5 μSv/MBq

Tabella 1

zionamento del paziente richiede molta cura, in quanto si consiglia di impostare il raggio delle teste della gamma camera il più basso possibile, compatibilmente con le dimensioni e la postura del paziente; si indica comunque come raggio ottimale un valore inferiore a 13 cm e di evitare raggi superiori a 18 cm; con queste impostazioni le testate ruotano molto vicino alla testa del paziente che può essere intimorito o provare sensazioni di claustrofobia, pertanto si consiglia sempre di descrivere dettagliatamente al paziente le operazioni che si andranno ad eseguire e tranquillizzarlo sull'assenza di pericolo. Si consiglia inoltre di evitare rumori e di abbassare le luci nella sala dove si effettua l'esame, al fine di limitare, durante l'acquisizione, gli stimoli esterni e gli eventuali movimenti del paziente che da essi possono essere indotti.

I parametri di acquisizione sono in genere gli stessi per tutte le apparecchiature e sono i seguenti:

- matrice di acquisizione: 128x128 pixel
- step angolare: 3°
- zoom: adeguato al fine di avere la dimensione del pixel di circa 3 mm
- tempo di acquisizione per vista angolare: circa 40 s, tale comunque da garantire l'acquisizione di circa 3000 kcounts totali.

Con questi parametri un'acquisizione, in assenza di imprevisti che richiedano di interrompere e ripetere la procedura, dura circa un ora e mezza, se si utilizza una gammacamera monotesta, ma si riducono a 45 minuti nel caso di gammacamera a due teste.

Alla fine dell'acquisizione dell'esame, prima di far muovere il paziente, è buona norma verificare la bontà dei dati tramite la visualizzazione cinematografica delle acquisizioni statiche e l'analisi di sinogramma e linogramma.

Tecniche di elaborazione SPECT

La ricostruzione delle immagini tomografiche può essere effettuata sia mediante retroproiezione filtrata che con metodo iterativo. La Ditta produttrice del radiofarmaco fornisce indicazioni utili sui metodi di ricostruzione in funzione dell'apparecchiatura utilizzata (in merito si può consultare la pagina http://www.datscan.com/imaging%20protocols/imaging_protocols.shtml). In genere si consiglia l'utilizzo di un filtro passa basso tipo Butterworth, evitando filtrazioni

troppo pesanti o troppo rumorose che potrebbero far perdere di risoluzione o introdurre artefatti nella ricostruzione.

Si consiglia di prestare attenzione se si procede alla rilevazione automatica dei contorni, in quanto lo scarso numero di conteggi potrebbe introdurre degli errori nell'individuazione della teca cranica.

Inoltre si suggerisce di utilizzare il metodo di Chang per la correzione dell'attenuazione con un valore di pari a 0,10 cm⁻¹.

È infine necessario procedere ad un corretto riorientamento lungo i tre assi coordinati, al fine di correggere eventuali inclinazioni della testa del paziente in fase di acquisizione. Tale riorientamento non è sempre facile e banale; talora si consiglia l'utilizzo di reperi esterni da posizionare in fase di acquisizione per agevolare questa operazione.

Valutazione quantitativa delle immagini SPECT

La possibilità di eseguire valutazioni quantitative sulle immagini SPECT, come si è detto, rende questo esame unico nella diagnosi differenziata del morbo di Parkinson e dei parkinsonismi.

La Ditta che produce il radiofarmaco consiglia di procedere come segue, sottolineando che una valutazione quantitativa deve discendere dalla definizione di una popolazione normale che ogni Centro dovrebbe poter approntare, al fine di tenere conto delle differenze introdotte dalle particolari tecniche di acquisizione ed elaborazione implementate. In mancanza della possibilità di effettuare questa ricognizione si consiglia di considerare la valutazione come semi-quantitativa, integrando i risultati quantitativi con una valutazione qualitativa basata sull'esperienza del Medico refertante e sull'anamnesi del paziente.

Per valutare la simmetria complessiva dei gangli si consiglia di sommare le sezioni che comprendono caudati e putamen in un'unica fetta che, solitamente, risulta essere di uno spessore di circa 2,5 cm (le sezioni utili sono in genere circa 8). Per procedere invece alla valutazione semiquantitativa di caudati e putamen si suggerisce di implementare la seguente procedura:

- sommare tre fette trasversali centrate sulla fetta che presenta il maggior numero di conteggi (le fette trasversali devono

- essere state ricostruite sull'asse orbito-meatale);
- posizionare ROI circolari di piccole dimensioni (area di circa 20 pixel) al centro dei caudati e dei putamen;
 - sulla stessa fetta precedentemente ricostruita circoscrivere con una ROI irregolare la zona occipitale per la valutazione del fondo, rappresentativo del legame specifico del radiofarmaco;
 - valutare la concentrazione media di caudati e putamen sottraendo al valore medio delle ROI circolari il valore del fondo e normalizzando al valore del fondo stesso.

Fermo restando che la variabilità dei valori normali dipende fortemente dai metodi di ricostruzione impiegati, oltre che dall'età del soggetto, viene indicato come valore di normalità un valore superiore a 3,5 per il caudato e superiore a 3,0 per il putamen.

Questa procedura può facilmente essere implementata nelle workstation di elaborazione presenti nei Centri di Medicina Nucleare, ma può ulteriormente essere migliorata qualora sia possibile utilizzare software di fusione di immagini. L'acquisizione di immagini morfologiche RM sulle quali disegnare delle ROI sui putamen e caudati permetterebbe una più precisa valutazione delle concentrazioni, superando le incertezze dovute al posizionamento manuale di ROI su regioni che, in caso di pazienti fortemente patologici, non presentano concentrazioni significative.

La procedura descritta richiede particolare attenzione e perizia nell'esecuzione dei singoli passaggi, come la scelta delle fette da sommare o il posizionamento delle ROI. L'Università di Genova ha sviluppato un software di elaborazione automatica per l'individuazione dei caudati e dei putamen che permette di ovviare a queste difficoltà fornendo, in modo veloce e riproducibile, la quantificazione delle concentrazioni nei putamen e nei caudati e la simmetria della distribuzione.

Il software è disponibile in rete all'indirizzo riportato in bibliografia. Esso è costituito, in sintesi, da una serie di interfacce grafiche che permettono di eseguire le seguenti operazioni:

- caricamento dei dati;
- riorientamento degli volumi caricati, in modo diretto e sequenziale;
- riorientamento assistito per mezzo di una

procedura esperta ;

- posizionamento delle maschere: automatico o manuale;
- visualizzazione dei risultati;
- modifica dei parametri di posizionamento delle ROI;
- esportazione dei risultati degli esami già processati.

Le ROI sono definite sulla base dell'atlante anatomico di Talairach e Tournoux e vengono posizionate non più su una singola fetta, seppur ricostruita dalla somma di tre fette successive, ma sull'intero volume SPECT. La procedura risulta essere molto veloce e estremamente riproducibile, non essendo affetta da incertezze operatore-dipendenti durante il posizionamento delle ROI.

La validazione del software è stata anche oggetto di una tesi di laurea svolta presso l'Università degli Studi di Torino che ha evidenziato come, nonostante il numero non troppo elevato di casi esaminati, le due metodiche siano, con un livello di confidenza del 99%, equivalenti.

Bibliografia

1. DaTSCAN monograph, Nycomed Amersham
2. DaTSCANTM soluzione iniettabile, Amersham Health
3. La diagnosi di malattia di Parkinson, *Neurol.Sci.* (2002), vol. 23, pag. S3-S10
4. Malattia di Parkinson, *Imaging Funzionale Cerebrale*, Suggestimenti, Amersham Health
5. A. Antonimi, G. Colombo Il ruolo della SPECT in associazione a iofupane nella diagnosi della malattia di Parkinson: i risultati di un'esperienza, *Farmacoeconomia e percorsi terapeutici* 2002, vol. 3(3), pag. 125-133
6. A. Antonimi, R. Benti, R. DeNotaris La SPECT con loflupane (DaTSCAN) nel percorso diagnostico della malattia di Parkinson, *Neurol.Sci.* (2002), vol. 23, pag. S321-S324
7. Di Cesaria L., Valutazione di un protocollo per l'analisi semiquantitativa di SPECT cerebrali, con ligando dei trasportatori della dopamina tramite prove su fantoccio, Tesi di laurea del Corso di Laurea in Tecniche di Radiologia Medica per Immagini e Radioterapia, Università degli studi di Torino, A.A. 2004-2005.
8. <http://it.health.yahoo.net>
9. <http://www.datscan.com>
10. <http://www.disi.unige.it/person/IngugliaF/BasGan/>
11. <http://www.neurologia.it>
12. <http://www.wikipedia.it>
13. Linee Guida procedurali AIMN

IMPIEGO DI MASCHERE ANTIGAS PER L'ABBATTIMENTO DELLA CONCENTRAZIONE DI RADON NELL'ARIA INSPIRATA

G. Arcovito, P. Orlando, M. Amici, E. Fonti, C. Orlando, C. Paoletti

*Istituto di Fisica-Servizio Centralizzato Radioisotopi
Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma*

ABSTRACT

In Italia, il decreto legislativo n. 241, del 26 maggio 2000, introduce la tutela dei lavoratori dal rischio di esposizione a sorgenti naturali di radiazioni ionizzanti, con particolare riferimento al radon. L'articolo 10-bis di tale decreto descrive le tipologie di attività lavorative oggetto della normativa. Le attività lavorative di tipo a) sono quelle: "... durante le quali i lavoratori e, eventualmente, persone del pubblico sono esposti a prodotti di decadimento del radon [...] in particolari luoghi di lavoro quali tunnel, sottovie, catacombe, grotte e, comunque, in tutti i luoghi di lavoro sotterranei".

Per questo tipo di attività lavorative si è studiato l'utilizzo delle maschere antigas con filtri a carbone attivo come dispositivi di protezione individuali (DPI) per l'abbattimento del gas radon inspirato durante l'attività lavorativa in sotterraneo.

In questa ottica si è valutata la capacità di adsorbimento dei filtri a carbone attivo delle maschere antigas semifacciali 3M serie 6000. Tali dispositivi di sicurezza sono utilizzati in ambienti ricchi di gas e vapori nocivi per la salute.

Prove sperimentali sono state condotte sia in laboratorio che in una zona sotterranea frequentata dai lavoratori con alta concentrazione di gas radon. Lo studio condotto ha evidenziato che, anche se per tempi brevi, il sistema riduce efficacemente la concentrazione del radon nell'aria inspirata.

INTRODUZIONE

La principale fonte di radon è il suolo, in quanto alcuni tipi di rocce di origine vulcanica come il tufo e la pozzolana sono particolarmente ricche di uranio, progenitore del radon.

L'attività lavorativa svolta in sotterraneo può causare un'esposizione indebita al lavoratore dovuta alle alte concentrazioni di gas radon che spesso si riscontrano in questi luoghi. In conseguenza di ciò vi è necessità di tutelare i lavoratori effettuando delle bonifiche.

Qualora non fosse possibile realizzare delle mitigazioni, l'esposizione al gas radon può essere ridotta con l'impiego di dispositivi di protezione individuali (DPI).

Alla luce di questo si è ipotizzato e valutato l'impiego di DPI in particolare di maschere antigas semifacciali 3M serie 6000.

MATERIALI E METODI

La maschera semifacciale 3M serie 6000, è un respiratore riutilizzabile a bassa manutenzione, semplice e comodo e viene impiegato con una coppia di filtri a carbone attivo con innesto a baionetta. Il carbone attivo presenta forti affinità con diversi gas e vapori, incluso il radon. Per verificare la capacità di adsorbimento dei filtri a carbone attivo sono stati realizzati due circuiti che riproducessero il meccanismo d'inalazione umana. Un circuito è stato messo appunto per le prove effettuate in laboratorio, e l'altro per le prove eseguite in un ambiente lavorativo sotterraneo con alta concentrazione di gas radon.

La quantità di gas radon adsorbita sui filtri delle maschere semifacciali 3M serie 6000 è stata verificata mediante la spettrometria gamma.

Al termine di ogni prova i filtri sono stati trattati in stufa a 90°C per 12 ore in quanto il

carbone attivo in essi presente può essere rigenerato previo ciclo termico e quindi nuovamente utilizzato.

Prove effettuate in laboratorio:

nelle prove effettuate in laboratorio è stata utilizzata una camera ambientale radon. Si tratta di una struttura chiusa di circa 0,250 m³, collegata ad una sorgente Pylon contenente radio-226 (padre del radon-222), che immette il gas radon all'interno della camera producendo, in funzione del flusso, una concentrazione di attività costante.

Come illustrato nella figura 1, si è realizzato un circuito in cui la camera ambientale, una volta raggiunta una concentrazione costante di gas radon, è stata isolata dalla sorgente Pylon ed è stata collegata al filtro di carbone attivo. Al fine di ricreare la situazione respiratoria umana, che in condizioni normali è di circa 14 l/min, e tenendo conto del fatto che ogni maschera è dotata di due filtri, nelle prove sperimentali i filtri sono stati collegati ad una pompa che aspira con un flusso di 7 l/min. Nel circuito è stato inserito un bypass per collegare lo strumento di rivelazione a ionizzazione (camera a ionizzazione Alphaguard) che consente la misura continua della concentrazione del radon e di altri parametri quali pressione, temperatura, e umidità all'interno della camera ambientale.

Terminata l'esposizione, il filtro viene analizzato mediante spettrometria gamma al fine di valutare la quantità di radon adsorbito.

In tabella 1 sono riassunti i risultati delle prove effettuate in laboratorio.

Figura 1: schema del circuito realizzato in laboratorio

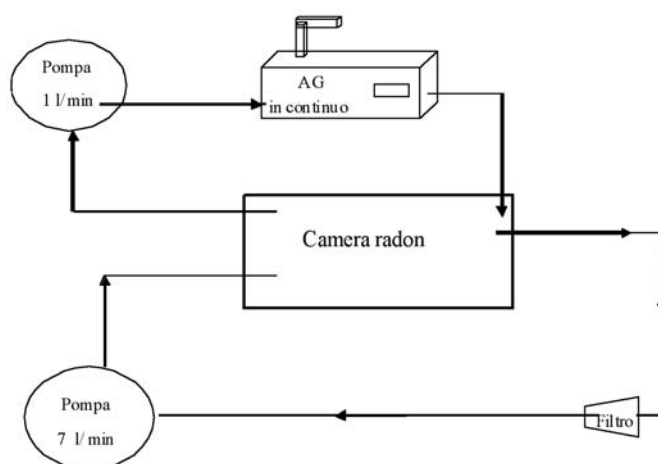


Tabella 1: risultati delle prove in laboratorio

esperimento	durata della misura (h)	Rn ²²² iniziale ⁽¹⁾ (Bq/m ³)	Rn ²²² finale ⁽²⁾ (Bq/m ³)	Rn ²²² recuperato sul filtro ⁽³⁾ (Bq)
1	4	3200 ± 640	1000 ± 200	660
4	4	3000 ± 600	1000 ± 200	600
2	3,5	2600 ± 520	800 ± 160	540
3	2,25	2629 ± 526	1300 ± 260	390

⁽¹⁾ valore presente nella camera ambientale ad inizio esperimento, in assenza del filtro

⁽²⁾ valore presente nella camera ambientale al termine dell'esperimento con filtro collegato

⁽³⁾ valori ottenuti mediante spettrometria gamma

Prove effettuate ambiente lavorativo sotterraneo con alta concentrazione di gas radon:

il circuito realizzato per queste prove è illustrato nella figura 2. Come nelle prove effettuate in laboratorio, il filtro, posto nell'ambiente lavorativo sotterraneo, è stato collegato ad una pompa che aspira a 7 l/min e nel circuito è stato inserito un bypass per collegare la camera a ionizzazione, che misura la concentrazione del gas radon.

Inizialmente è stata monitorata la concentrazione del radon presente nell'ambiente lavorativo sotterraneo, per un periodo di 2 ore, in assenza di filtro. Al termine di questa misura, che ha fornito il dato di concentrazione media del gas radon presente nell'ambiente, nel circuito, precedentemente illustrato, è stato inserito il filtro a carbone attivo e la misura è continuata per altre 2 ore.

È stata effettuata una seconda prova, analoga a quella precedentemente illustrata, dove sono stati utilizzati due filtri, ciascuno dei quali è stato inserito nel circuito per un periodo di 1 ora.

Terminato il periodo di esposizione i filtri sono stati analizzati mediante spettrometria gamma, per verificare la quantità di radon adsorbito.

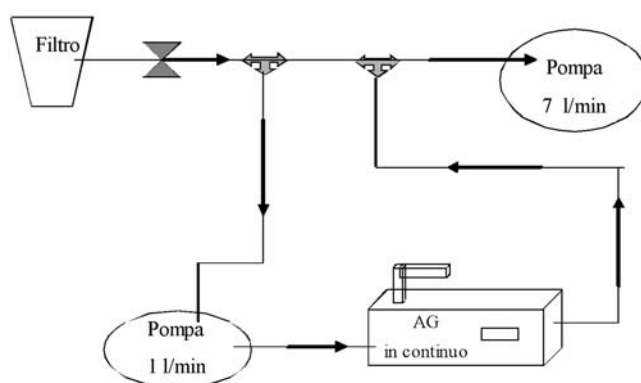


Fig. 2: schema del circuito realizzato nell'ambiente lavorativo

In tabella 2 sono riassunti i risultati delle prove effettuate nell'ambiente lavorativo sotterraneo.

Nel grafico 1 viene riportato l'andamento della concentrazione di gas radon nell'ambiente lavorativo sotterraneo dell'esperimento n. 6, monitorata tramite camera a ionizzazione. Nel grafico è evidenziato (freccia nera) il momento in cui il filtro è stato inserito nel circuito e il momento in cui il filtro si è esaurito (freccia bianca).

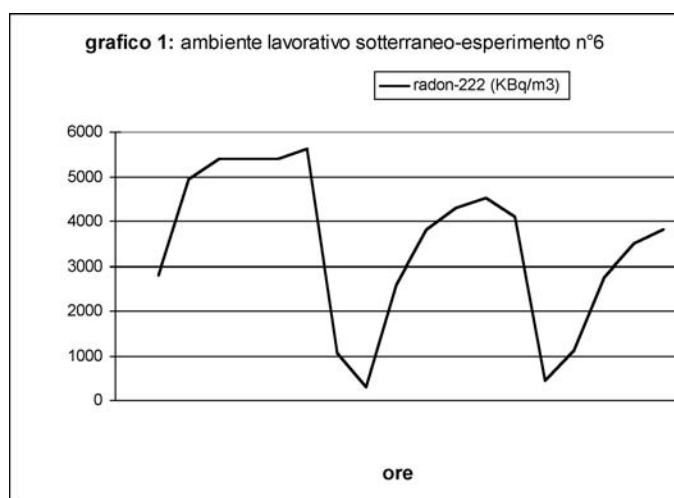


Tabella 2: risultati delle prove nell'ambiente lavorativo sotterraneo

esperimento	durata della misura (h)	Rn ²²² iniziale ⁽¹⁾ (Bq/m ³)	Rn ²²² finale ⁽²⁾ (Bq/m ³)	Rn ²²² recuperato sul filtro ⁽³⁾ (Bq)
5	4	6030 ± 1206	4000 ± 800	550
6	6	5500 ± 1100	3900 ± 780	500

⁽¹⁾ valore presente nell'ambiente ad inizio esperimento, in assenza del filtro

⁽²⁾ valore presente nell'ambiente al termine dell'esperimento con filtro collegato

⁽³⁾ valori ottenuti mediante spettrometria gamma

RISULTATI E CONCLUSIONI

Come si evince dai dati riportati nelle tabelle 1 e 2, la presenza del filtro a carbone attivo produce una diminuzione consistente del gas radon presente nell'ambiente di misura. Questo avviene grazie alla capacità di adsorbimento tipica del carbone attivo.

Il grafico 1 mostra altresì che la capacità di adsorbimento del filtro è di breve durata. Dal grafico risulta infatti che dopo circa 20 minuti la concentrazione del gas tende a risalire verso i valori iniziali, probabilmente anche a causa della forte umidità presente nell'ambiente lavorativo scelto che disattiva il carbone attivo. L'inserimento di un filtro nuovo produce lo stesso buon risultato di riduzione della concentrazione. Si conferma la buona capacità di adsorbimento del filtro se pur limitata nel tempo.

In conclusione si può affermare che l'impiego delle maschere semifacciali antigas 3M serie 6000 può contribuire a ridurre l'esposizione dei lavoratori al gas radon. Tuttavia poiché a causa dell'elevata concentrazione di radon e dell'alto tasso di umidità, i filtri risultano avere un'efficacia limitata nel tempo, è necessario provvedere a sostituirli circa ogni 20 minuti. È importante sottolineare che i filtri possono essere riutilizzati previo ciclo termico di rigenerazione (in stufa a 90°C per 12 ore).

BIBLIOGRAFIA

1. Orlando P., Rosa G., Paoletti C., Trenta R., Massari P., Scacco F., Sciocchetti G. "Determinazione della concentrazione di Radon-222 nell'aria mediante adsorbimento su carbone attivo" Atti 4° simposio sulle metodologie radiometriche e radiochimiche nella radioprotezione, 171-173 (1991)
2. Prichard H.M., Marlen K. "A passive diffusion ^{222}Rn sampler based on activated carbon absorption" Health Physics Vol. 48, 797-803 (1985)
3. "Suggested methods for measuring Radon concentration" Rapporto/Relazione, 18-25
4. Budnitz R.J. "Radon-222 and its daughters-a review of instrumentation for occupational and environmental monitoring", Health Physics Vol. 26, 145-163 (1974)
5. Abdelrazek M.M. "An Integrated Radon flux monitor", Nuclear instruments and methods in physics research, 233-237 (1984)
6. Countess R.G. " ^{222}Rn flux measurement a charcoal canister", Health Physics, 455-456 (1976)
7. Schroeder M.C., Vanags U., Hess C.T. "An activated charcoal based liquid scintillation analyzed airborne Rn detector", Health Physics Vol. 57, 43-49 (1989)
8. Yu K.N., Guan Z.J., Young E.C.M., Stokes M.J. "Active measurements of indoor concentration of radon and thoron gas using charcoal canister", Applied Radiation and Isotopes Vol. 49, 1691-1694 (1998)
9. Urosevic V., Nikezic D., Vulovic S., Kojic M. "Optimization of radon measurements with active charcoal", Health Physics Vol. 76, 687-691 (1999)
10. Cosma C. "Measurement of radon and thoron exhalation from soil and building materials by charcoal adsorption", International Conference on Rare Gas Geochemistry 5°, 1-14 (1999)

3° Meeting Internazionale

IMAGING METABOLICO PET PER UNA MODERNA RADIOTERAPIA

Reggio Emilia, 30 Settembre - 1 Ottobre 2007

Sede: Centro Internazionale Loris Malaguzzi, Via Bligny n. 1/A, Reggio Emilia

Organizzazione: CSPO - Istituto Scientifico Prevenzione Oncologica

Segreteria Organizzativa: Dr.ssa Annarita Guglielmi/Dr.ssa Mariaelena Raimondo
Arcispedale S. Maria Nuova - Palazzo Rocca Saporiti
V.le Murri, 7 - 42100 Reggio Emilia
Tel. 0522-295817 Fax 0522-295976
E-mail: raimondo.mariaelena@asmn.re.it

Valutazione comparativa di apparecchiature angiografiche digitali *flat panel*

Marco Bertolini, Andrea Nitrosi, Davide Tassoni, Giovanni Borasi
Servizio di Fisica Sanitaria – Arcispedale S. Maria Nuova di Reggio Emilia

Introduzione

Nella primavera 2005, durante la gara di acquisizione di un angiografo *flat panel* per il reparto di Cardiologia Interventistica dell'Arcispedale Santa Maria Nuova di Reggio Emilia, si sono dovuti confrontare tre diversi apparecchiature angiografiche: GE Innova 3100, Philips Allura Xper FD20 e Siemens Axiom Artis dFA.

Si è deciso di procedere alla valutazione comparativa di tali sistemi seguendo due differenti metodologie: prima una valutazione soggettiva operata sui monitor di sala e, successivamente, una valutazione oggettiva ed automatizzata della qualità dei sistemi.

Per valutare la qualità globale delle apparecchiature si è deciso di eseguire i test in condizioni cliniche utilizzando un fantoccio commerciale, il NEMA XR-21 2000, opportunamente progettato per questo tipo di prove.

Materiali e Metodi

Descrizione del fantoccio

Il NEMA XR-21 2000, mostrato in figura 1, è un fantoccio appositamente pensato per le valutazioni fluoro-angiografiche^{1,2}.



Figura 1 - Foto del fantoccio NEMA XR-21 2000

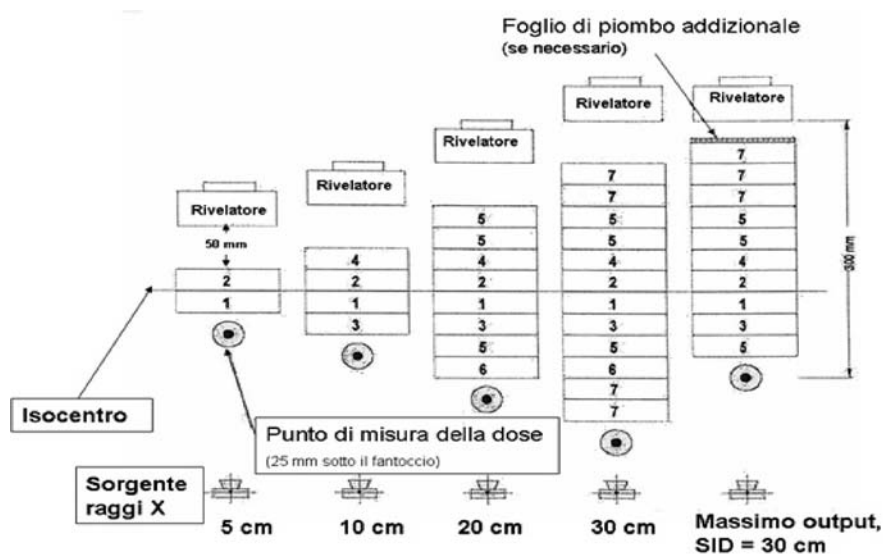


Figura 2 - Possibili configurazioni del fantoccio NEMA XR-21 2000. Lo spessore del fantoccio può variare da 5 a 30 cm in proiezioni Postero-Anteriori

È costituito da sette diverse tipologie di strati (o piastre) in plexiglas (PMMA) di forma ottagonale di larghezza massima 20 cm ed ognuno spesso 2.5 cm.

La distanza tra la superficie di uscita del fascio dal fantoccio ed il dispositivo di rivelazione è 5 cm. Le varie piastre devono essere disposte una sull'altra per simulare spessori da 5 a 30 cm in proiezioni Postero-Anteriori nell'ordine mostrato in figura 2.

L'inserto denominato con 1 deve essere sempre posizionato all'isocentro del sistema. Tale inserto (figura 3) è dotato di una mira bar pattern posizionata al centro di esso, per la valutazione della risoluzione ad alto contrasto, di particolari iodati di forma circolare di 4 diversi diametri (4, 3, 2, 1 mm) e 4 diverse concentrazioni della resina epossidica (200 mg/cc, 100 mg/cc, 50 mg/cc, 25 mg/cc).

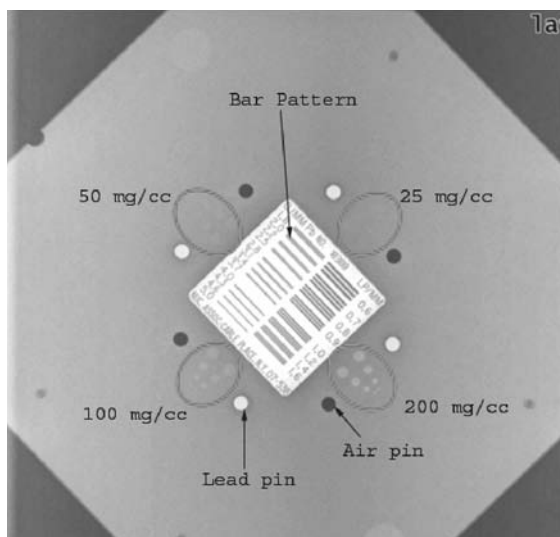


Figura 3 - Radiografia dell'inserto n. 1. Sono indicati: la mira (bar pattern), i particolari iodati con le relative concentrazioni e dei pin per la valutazione del range dinamico del sistema

Gli altri inserti possono contenere elementi circolari o in alluminio o di aria (buchi) in posizioni periferiche ben definite, per la valutazione del range dinamico del sistema. Infatti, la posizione di tali particolari è stata progettata in modo tale che i particolari in piombo presenti nella piastra 1 (i 4 *lead pin* mostrati in figura 3) cadano su differenti spessori (dipendenti dallo spessore del fantoccio) di alluminio, mentre i buchi della pia-

stra 1 (i 4 *air pin* mostrati in figura 3) cadano su differenti spessori di aria, anch'essi dipendenti dalla scelta della configurazione del fantoccio.

Risoluzione spaziale ad alto contrasto (HCR)

La piastra n. 1 è dotata, al centro, di una serie di barrette (mira) in piombo (Nuclear Associates Model #07-538) ruotate di 45° rispetto alle righe del rivelatore: questa disposizione consente di minimizzare gli effetti di aliasing e di moirè nella visualizzazione. Le barre hanno frequenze spaziali da 0.6 a 5.0 lp/mm. In figura 4 è riportata la radiografia della mira.

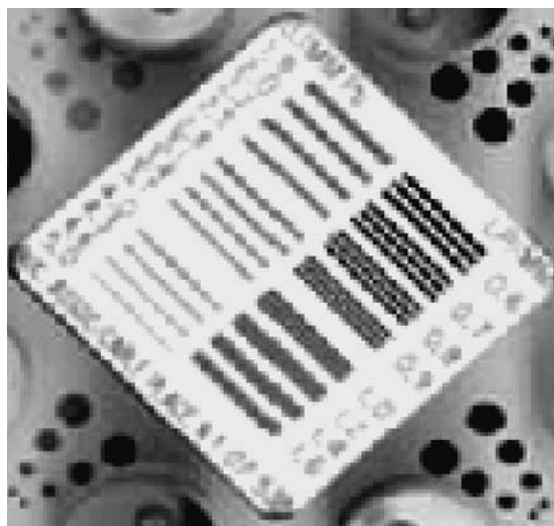


Figura 4 - La mira (bar pattern) presente nella piastra n.1 del fantoccio. Le frequenze spaziali delle barre in piombo vanno da 0.6 a 5 lp/mm

Risoluzione spaziale a basso contrasto (LCR)

La piastra n. 1 (figura 3) ha anche una serie di buchi di differenti dimensioni e spessori, tali buchi sono riempiti di iodio disperso in una particolare resina epossidica. Tali particolari sono disposti in 4 coppie di file orientate, reciprocamente, a 45° l'una rispetto all'altra. Ogni coppia ha la stessa concentrazione di iodio ed è costituita da 8 particolari di 4 dimensioni via via decrescenti (4 sulla fila sinistra e 4 su quella destra). Le concentrazioni relative di iodio nei 4 gruppi di coppie sono, come precedentemente detto, 200, 100, 50 e 25 mg/cc.

Le valutazioni effettuate

Gli automatismi intrinseci a questi sistemi nella selezione “ottimizzata” della tensione, della filtrazione e del prodotto corrente-tempo (in funzione della zona anatomica da analizzare), di fatto non consentono la possibilità di eseguire “sul campo” misure fisiche dei parametri di base quali MTF, NPS, DQE e confrontarle con l’analisi contrasto dettaglio³.

Quindi, si è decisa una valutazione comparata (dose-qualità) tra le varie apparecchiature, mettendoci in condizioni cliniche ed utilizzando 2 diversi spessori di fantoccio: 20 e 30 cm.

A differenza dei lavori presenti in letteratura⁴⁻⁶, utilizzando il fantoccio sopra descritto si ha il vantaggio di avere attenuazioni tipiche del mezzo di contrasto. Il protocollo (riportato nelle tabelle 1 e 2) delle misure prevedeva la valutazione sia della scopia (15 e 30 f/s) che della grafia (15 f/s), utilizzando un FOV fisso quadrato (16 x 16 cm²) e diverse modalità (ad esempio ad alta e bassa dose).

La scelta delle dimensioni del campo è stata fatta per ragioni geometriche: il FOV 16 x 16 cm² era il campo più piccolo in grado di inquadrare tutti i particolari contemporaneamente (la larghezza massima del fantoccio è 20 cm).

Per ogni sequenza sia fluoroscopica che cinescopica è stato misurato il prodotto kerma per area (KAP) impiegando il medesimo strumento KermaX-plus, modello 120-131 IS (Scanditronix Wellhofer (IBA), Schwarzenbruck, Germania) posizionato in prossimità della sorgente X. Per ragioni tecniche, il salvataggio delle sequenze di scopia, al tempo, non era possibile su tutte le macchine, pertanto si è deciso di salvare solo le sequenze di grafia e limitare le valutazioni a posteriori solo su tali set di dati.

Si è proceduto ad una valutazione prima soggettiva di tutte le sequenze e poi chiaramente solo su che sono state salvate anche una valutazione oggettiva.

Apparecchiatura	GE Innova 3100				Philips Allura Xper FD20			Siemens Axiom Artis dFA				
Dimensioni rivelatore/pixel	30cm x 30cm / 200µm				30cm x 40cm/154µm			30cm x 40cm / 154µm				
Scopia con 20 cm di fantoccio												
Modalità	Bassa	Norm	Bassa	Norm	Alta	Norm	Bassa	Alta	Norm	Bassa	Bassa	
f/s	15	15	30	30	30	15	15	30	15	15	30	
Fuoco settato (mm)	0.6	0.6	0.6	0.6	0.4	0.4	0.4	0.6	0.6	0.6	0.6	
Filtrazione aggiuntiva (mm Cu)	0.3	0.3	0.3	0.3	0.1 Cu +1Al	0.1 Cu + 1Al	0.4 Cu +1Al	0.3	0.6	0.9	0.9	
Tensione (kV)	80	76	85	78	74	76	84	68	66	77	77	
KAP (µGy*m²/s)	3.4	8.8	3.8	10.1	10.6	7.7	3.1	8.2	2.3	1.0	2.0	
Scopia con 30 cm di fantoccio												
Apparecchiatura	GE Innova 3100				Philips Allura Xper FD20			Siemens Axiom Artis dFA				
Modalità	Normale		Bassa		Normale		Bassa		Alta	Normale		Bassa
f/s	15		15		15		15		30	15		15
Fuoco settato (mm)	0.6		0.6		0.4		0.4		0.6	0.6		0.6
Filtrazione aggiuntiva (mm Cu)	0.3		0.3		0.1 Cu + 1 Al		0.4 Cu + 1 Al		0.2	0.2		0.6
Tensione (kV)	120		120		111		114		91.4	82.5		90
KAP (µGy*m²/s)	16.1		8.0		22.1		11.6		25.7	15.5		6.3

Tabella I - Protocollo delle sequenze di scopia.

Grafia con 20 cm di fantoccio									
Apparecchiatura	GE Innova 3100				Philips Allura Xper FD20		Siemens Axiom Artis dFA		
Modalità	Bassa	Norm	Bassa	Norm	Coronary	Coronary	Coro LD	Coro ND	Coro LD
f/s	15	15	30	30	15	30	15	15	30
Fuoco settato (mm)	1	1	1	1	0.7	0.7	1	1	1
Filtrazione aggiuntiva (mm Cu)	0.3	0.3	0.3	0.3	0	0	0.3	0.2	0.3
Tensione (kV)	81	79	81	78	71	61	64.5	66	64.5
KAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{s}$)	7.7	19.3	14.8	37.3	46.5	100.8	11.3	21.3	21.2
Grafia con 30 cm di fantoccio									
Apparecchiatura	GE Innova 3100				Philips Allura Xper FD20		Siemens Axiom Artis dFA		
Modalità	Normale		Bassa		Coronary		Coro ND		
f/s	15		15		15		15		
Fuoco settato (mm)	1		1		0.7		1		
Filtrazione aggiuntiva (mm Cu)	0		0		0		0		
Tensione (kV)	104		102		100		88.2		
KAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{s}$)	136.1		74.4		123.8		138.0		

Tabella II – Protocollo delle sequenze di grafia.

Le valutazioni soggettive

La valutazione soggettiva, eseguita da due operatori direttamente sui monitor di sala alla stessa distanza di visualizzazione (circa 1 m) in condizioni di illuminazione ottimali, ha preso in considerazione:

- il limite di risoluzione spaziale nella visualizzazione di una mira radiopaca
- il numero di particolari di iodio percepibili

Le misure sono state ripetute in sede sulle immagini acquisite (grafia) su un Monitor Eizo RadiForce GS510 (5 Mpixel).

Le valutazioni oggettive

Queste valutazioni si sono focalizzate sulla misura del rapporto segnale differenziale rumore (SDNR) e del calcolo di una figura di merito (FOM)⁶⁻⁸.

Le formule utilizzate sono di seguito riportate:

$$SDNR_{tot} = \sum \frac{|B_G - S|}{\sqrt{\frac{\sigma_S^2 + \sigma_{BG}^2}{2}}} \quad \text{Eq. 1}$$

Dove:

- B_G e σ_{BG} sono il valore medio e la deviazione standard del background nelle vicinanze del particolare a basso contrasto;
- S e σ_S sono il valore medio e la deviazione standard del particolare a basso contrasto.

La sommatoria è da intendersi su tutti i particolari di una sequenza. A causa dei limiti costruttivi del fantoccio, si è scelto di scartare la fila di particolari vicina agli elementi metallici in quanto il loro effetto incideva troppo sul calcolo rendendo i risultati di quella fila, a parità di contrasto, molto dissimili rispetto all'altra.

La figura di merito è calcolata con la formula:

$$FOM = \frac{SDNR_{tot}^2}{ESAK} \quad \text{Eq. 2}$$

Dove:

- ESAK è il kerma in ingresso senza retro-diffusa ed è calcolato in mGy.

Come spiegato precedentemente, si sono analizzate solo le immagini di grafia: per la configurazione del fantoccio a 20 cm si sono analizzate sia 15 che 30 f/s, mentre per la configurazione a 30 cm solo i 15 f/s. Per queste misure si è deciso di integrare le immagini su 1 s, quindi per le sequenze a 15 f/s si sono sommate 15 immagini (tralasciando per tutti i dataset le prime 50 immagini, per evitare gli effetti dovuti alla stabilizzazione dei parametri espositivi da parte dell'AEC), mentre per le sequenze a 30 f/s si sono sommate 30 immagini, tralasciando le prime 100.

Per analizzare i particolari di tutte le sequenze di scopia è stato sviluppato un apposito software di seguito descritto.

Il programma sviluppato per l'analisi del fantoccio

Il programma per l'analisi delle sequenze del fantoccio NEMA XR-21 2000 è stato sviluppato in IDL (ITT VIS, Boulder, CO, USA) e la sua interfaccia grafica è mostrata in figura 5.

In input, il programma accetta una sequenza cine di cui è necessario specificare il numero di immagini da selezionare e da quale si desidera partire (nel nostro caso 50 o 100).

Dopo avere registrato l'immagine posizionando il cursore sui quattro angoli della mira

radiopaca posizionata al centro, il programma somma le immagini selezionate e calcola automaticamente la posizione dei particolari in iodio tenendo conto del relativo ingrandimento. Il calcolo consiste in un processo di ottimizzazione di un fit multiparametrico per ogni particolare iodato. Per ogni particolare, i parametri liberi del processo di minimizzazione sono:

- il valore medio del segnale (S , si veda la figura 6) cioè il valore medio dell'insieme dei punti che compongono il particolare circolare,
- il valore medio del background (B_G) cioè il valore medio dei pixel vicini al particolare circolare,
- le coordinate X e Y (i_o e j_o) della posizione del centro del particolare.

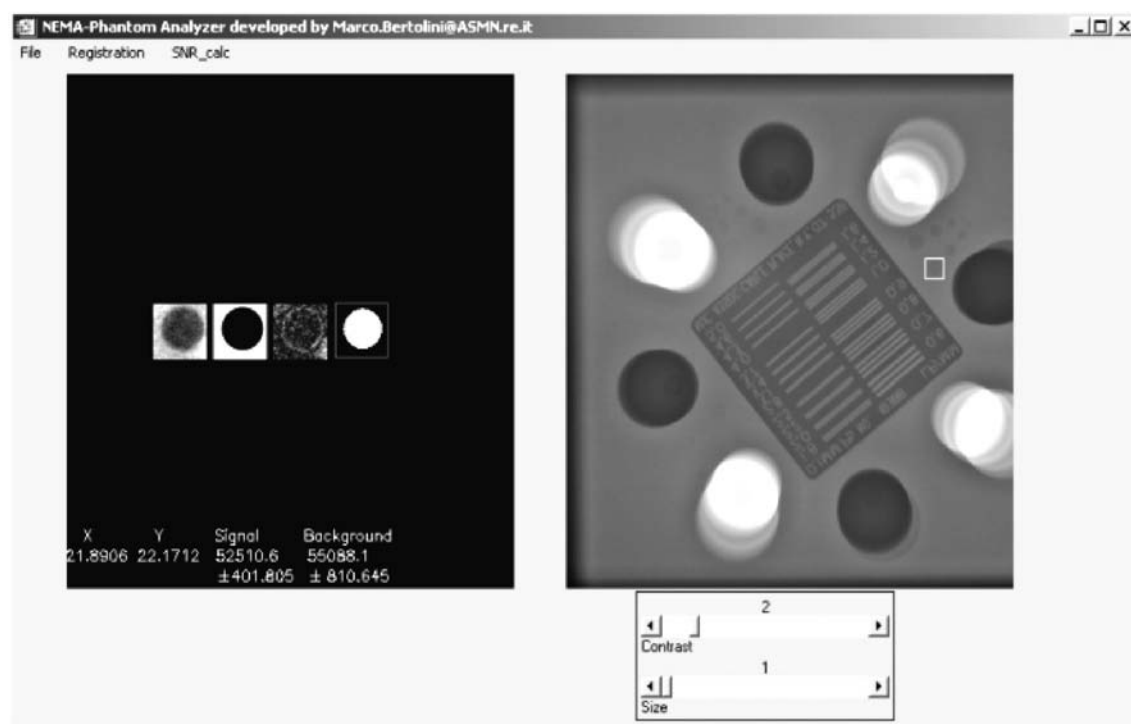


Figura 5 – Interfaccia grafica del software per la valutazione dei particolari a basso contrasto. Con i cursori di scorrimento, sulla parte destra, è possibile selezionare manualmente ogni particolare (contornato con un quadratino bianco). Una volta “riconosciuto” il particolare, nel riquadro di sinistra è possibile vedere l'output. In particolare: i valori X e Y rappresentano le coordinate relative del centro del particolare selezionato, mentre “Signal” e “Background” sono i valori del segnale medio dentro il particolare e del background attorno allo stesso, con le relative deviazioni standard.

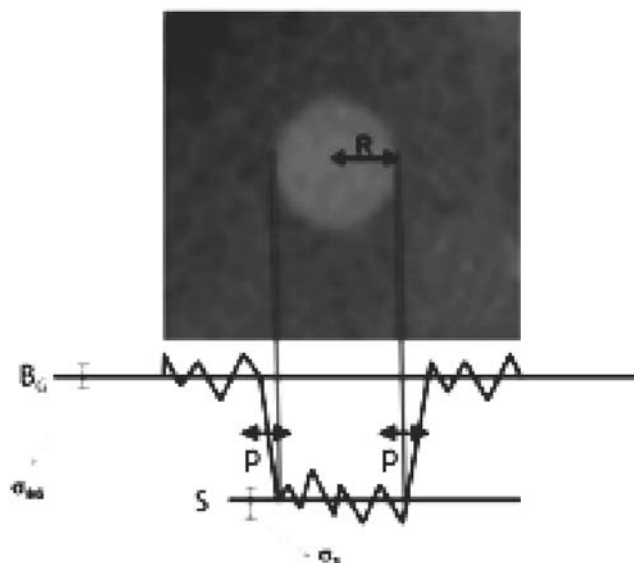


Figura 6 – Profilo di un particolare di raggio R. B_G e σ_{BG} sono il valore medio e la deviazione standard del background che circonda il particolare mentre S e σ_S sono il valore medio e deviazione standard del segnale

I parametri fissi sono invece:

- R, il raggio del particolare (riscalato per l'ingrandimento calcolato in fase di registrazione),
- p, larghezza della regione di passaggio dal particolare al background (mostrato in figura 6); tale parametro è stato fissato uguale a 2 pixel dopo averlo stimato effettuando numerose misure sui particolari ben visibili. Si è deciso di considerarlo un parametro fisso per evitare delle soluzioni errate nel calcolo che tendeva a porre p molto elevato nei particolari di scarsa visibilità, compromettendone l'esito.

Con i parametri sopra elencati, viene creata una nuova matrice immagine modellizzata ($M(i,j)$) della regione quadrata, di dimensioni $N \times N$ pixel, contenente il particolare da analizzare:

$$M(i,j)_{\forall i,j \leq N} = \begin{cases} B & \text{se } \sqrt{(i-i_0)^2 + (j-j_0)^2} > R + p/2 \\ B-S & \text{se } \sqrt{(i-i_0)^2 + (j-j_0)^2} < R - p/2 \\ B - \frac{S}{p} & \text{altrimenti} \end{cases}$$

Eq. 3

La matrice M è confrontabile con l'immagine originale. Il modello qui proposto non tiene conto del rumore presente nel particolare e nel background (σ_S e σ_{BG}) e che verrà calcolato sulla ROI originale in input.

Tale processo consiste nel minimizzare la differenza quadratica (o χ^2) tra la matrice originale e quella costruita dal nostro modello,

in funzione dei parametri liberi sopra enunciati:

$$\chi^2_{\min}(i_0, j_0, S, B) = \min \left(\sum_{i,j} (I(i,j) - M(i,j) - C(i,j))^2 \right)$$

Eq. 4

Dove:

- $I(i,j)$ è l'immagine originale,
- $M(i,j)$ è la matrice sopra descritta ed è funzione delle coordinate del centro del particolare (i_0, j_0), S e B,
- $C(i,j)$ è un apposito piano utilizzato per correggere le disuniformità del background.

Si è deciso di sottrarre il piano C per evitare problemi nella corretta localizzazione delle coordinate del centro (i_0 e j_0). Quest'operazione si è resa necessaria a causa dell'estrema sensibilità del processo di ottimizzazione del χ^2 (~0.1% di variazione del livello di grigio del background tra un angolo e l'altro della ROI selezionata è in grado di influenzare la posizione del centro calcolato dal fitting compromettendone il risultato).

Dopo avere eseguito la minimizzazione del χ^2 , con la routine POWELL presente in IDL⁹, in output si hanno i valori dei parametri così minimizzati. Sapendo le coordinate del centro del particolare è possibile calcolare, sull'immagine originale, la deviazione standard di una regione contenuta nel particolare (σ_S) e quella attorno al particolare stesso (σ_{BG}).

Risultati

Valutazioni visive

Risoluzione ad alto contrasto

La risoluzione ad alto contrasto è stata valutata mediante la visibilità delle coppie di linee per millimetro della mira radiopaca,

descritta precedentemente. I risultati ottenuti sono riportati in tabella 3.

Si può notare come la ditta Philips avesse scelto un processamento delle immagini che premiava l'elevata risoluzione spaziale rispetto alle altre due ditte.

Fantoccio 20 cm	Scopia	Grafia
GE – Innova 3100	2.5 – 2.8	2.2 – 2.5
Philips – Allura FD 20	2.8	2.5 – 2.8
Siemens – AXIOM Artis dFA	2.2 – 2.5	2.5
Fantoccio 30 cm	Scopia	Grafia
GE – Innova 3100	2.2	2.2
Philips – Allura FD 20	2.8	2.5
Siemens – AXIOM Artis dFA	2.2	2.2

Tabella III - Numero di coppie di linee/mm visibili in scopia e grafia con il fantoccio spesso 20 e 30 cm

Risoluzione a basso contrasto

La risoluzione a basso contrasto è stata valutata contando il numero di particolari di iodio¹⁰, i risultati ottenuti sono riportati in tabella 4. Tra parentesi è indicato il numero di particolari visti sul monitor a posteriori (quindi a parità di condizioni di visualizzazio-

ne per le varie ditte).

Nei due grafici seguenti è mostrata la relazione esistente fra il numero di particolari "visti" ed il KAP per le varie ditte sia nella condizione con il fantoccio a 20 cm che quella a 30 cm.

FANTOCCIO 20 cm			Scopia		Grafia	
					15f/s	
Modalità	Bassa	Normale			Bassa	Normale
GE – Innova 3100	10	12			10 (13)	12 (14)
Philips – Allura FD 20	-	14			-	22 (16)
Siemens – AXIOM Artis dFA	8	12			17 (17)	22 (21)
					30f/s	
GE – Innova 3100	10	13			11 (14)	14 (15)
Philips – Allura FD 20	-	12			-	24 (22)
Siemens – AXIOM Artis dFA	7	15			-	22 (20)
FANTOCCIO 30 cm					15f/s	
Modalità	Bassa	Normale			Bassa	Normale
GE – Innova 3100	1	2			4 (8)	9 (12)
Philips – Allura FD 20	3	6			-	13 (10)
Siemens – AXIOM Artis dFA	2	7			-	14 (14)

Tabella IV - Numero di particolari visti in sala durante le prove e tra parentesi è indicato il numero di particolari visti sul monitor da refertazione in sede

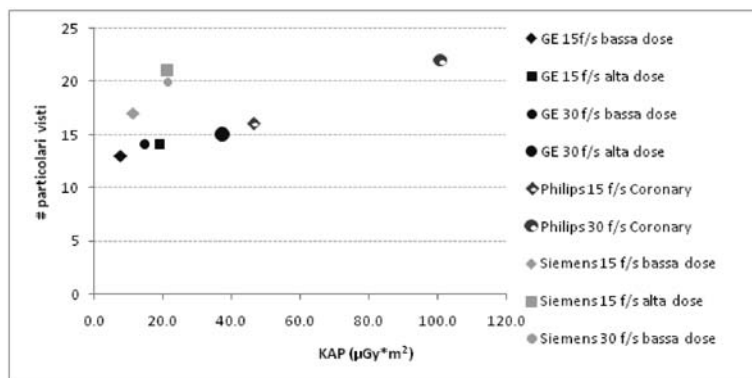


Figura 7 - Relazione tra il numero di particolari visti ed il KAP (sequenze angiografiche) per le varie ditte (fantoccio 20 cm) con i diversi protocolli di acquisizione

Con il fantoccio a 20 cm, si notano migliori performance da parte dell'angiografo Siemens. Mentre la mancata filtrazione nell'angiografo Philips comporta alti livelli di dose in queste sequenze.

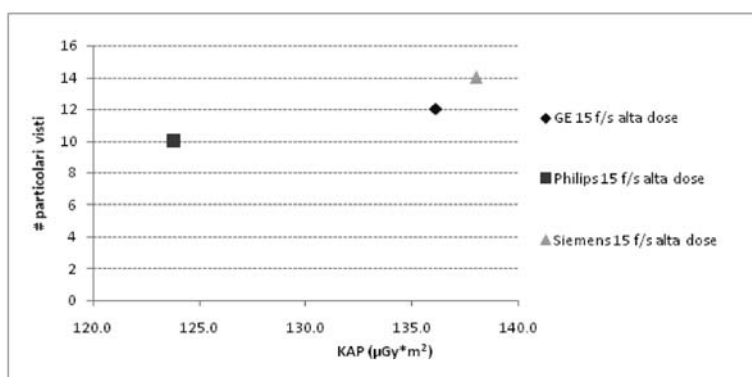


Figura 8 - Relazione tra il numero di particolari visti ed il KAP (sequenze angiografiche) per le varie ditte (fantoccio 30 cm) con i diversi protocolli di acquisizione

Per quanto riguarda la configurazione del fantoccio a 30 cm le differenze sono meno nette rispetto al caso precedente, in quanto nessuna delle tre ditte opta per un filtraggio del fascio in queste condizioni di maggior attenuazione.

Valutazioni oggettive

Per le due configurazioni del fantoccio (20 e 30 cm) in grafia si sono studiati le seguenti relazioni:

- $SDNR_{tot}$ in funzione del KAP integrato su 1 s
- FOM tra le varie ditte

È stata trovata una buona correlazione tra l' $SDNR_{tot}$ ed il KAP. Di seguito sono riportati i grafici dei risultati ottenuti. Si premette che per la ditta Philips le misure sono state eseguite su immagini di dimensioni 512 x 512 pixel e non 1024 x 1024 pixel a causa della non disponibilità da parte della ditta; per GE e Siemens le misure sono state fatte sulle

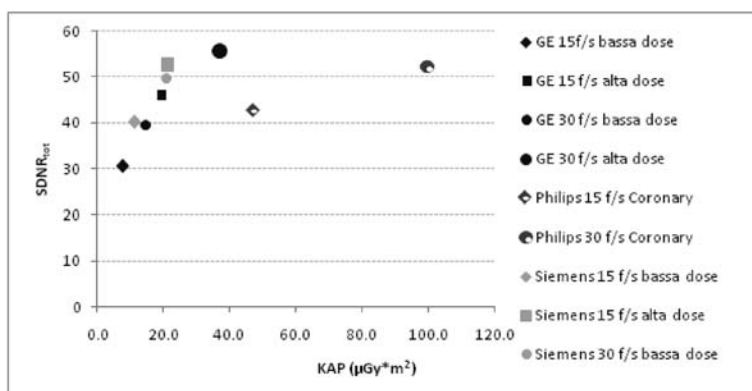


Figura 9 - Relazione tra $SDNR$ ed il KAP per le varie ditte (fantoccio 20 cm) con i diversi protocolli di acquisizione

immagini con dimensioni originali (rispettivamente: 800 x 800 pixel e 1024 x 1024 pixel).

Come nelle valutazioni visive, anche quelle oggettive confermano che le sequenze di acquisizione della ditta Philips non erano, al tempo, ottimizzate per spessori dell'ordine di 20 cm (l'effetto della mancata filtrazione sulle dosi è ampiamente visibile anche nel grafico in figura 9).

Anche per questo tipo di valutazione, invece, con il fantoccio spesso 30 cm i risultati delle tre ditte sono maggiormente in linea fra loro (figura 10).

In figura 11 sono rappresentate le FOM delle varie ditte per le varie sequenze nei due diversi casi (20 e 30 cm).

Da questi risultati si nota che l'angiografo Siemens è il migliore nell'utilizzo della dose con i 20 cm di fantoccio mentre a 30 cm vi è una sostanziale parità tra Siemens e GE. Philips è penalizzata per le alte dosi utilizzate soprattutto per la mancanza di filtrazione con il fantoccio a 20 cm.

In realtà, nella pratica clinica, le condizioni possono essere molto diverse da quelle prese in considerazione nelle valutazioni precedenti. Infatti, negli esami emodinamici si è

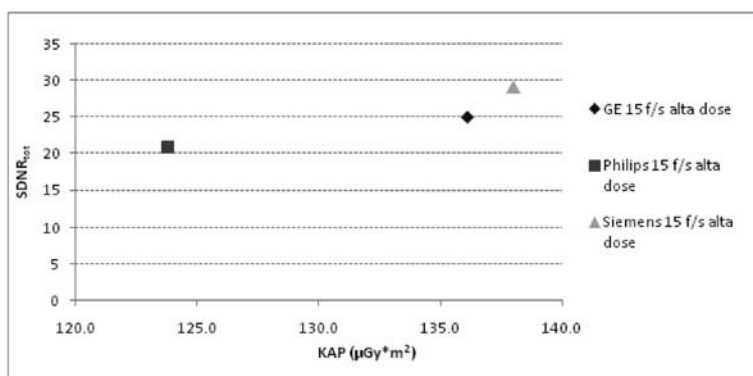


Figura 10 - Relazione tra SDNR ed il KAP per le varie ditte (fantoccio 30 cm) con i diversi protocolli di acquisizione

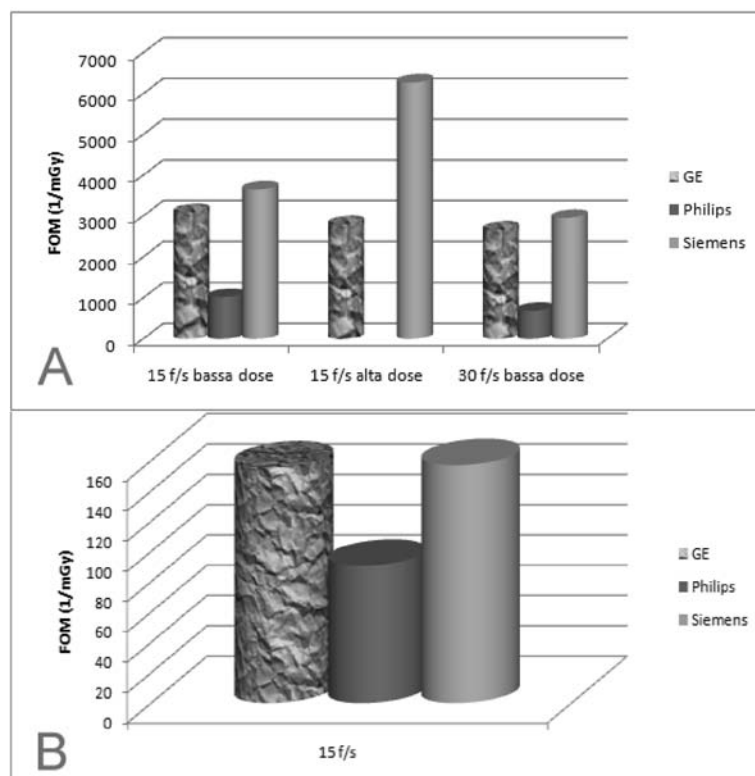


Figura 11 – A) FOM per le tre ditte in tre sequenze diverse con il fantoccio spesso 20 cm (per ragioni tecniche per la ditta Philips manca la sequenza a 15 f/s alta dose). B) FOM sempre per le tre ditte ma con la configurazione del fantoccio a 30 cm

soliti usare campi piccoli (per esempio 11 x 11 cm²), e soprattutto utilizzare delle proiezioni angolate. Tali proiezioni aumentano lo spessore attraversato l'apparecchiatura portando potenzialmente al limite.

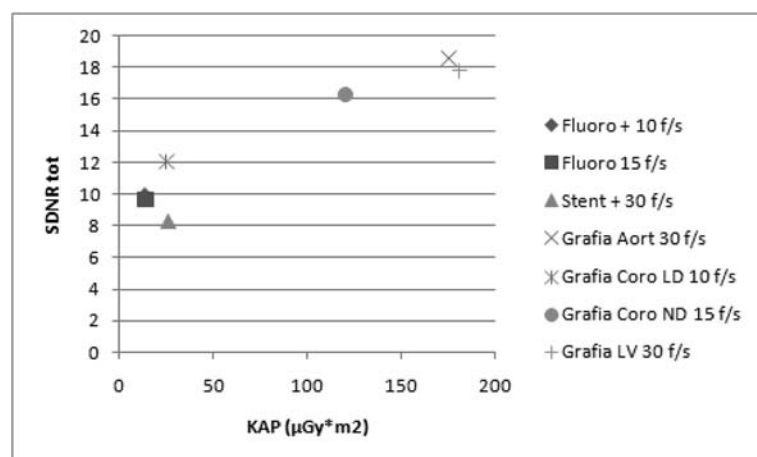
Si è, pertanto, deciso di procedere ad un'ulteriore valutazione sull'angiografo Siemens Axiom Artis dFA acquisito in seguito alla gara. Si è utilizzata la piastra n. 1 del fantoccio interposta a due spessori di nylon spessi 16 cm l'uno ed utilizzando un FOV di 11 cm di lato. Lo spessore totale delle nuove acquisizioni è risultato 34.5 cm (di cui 32 cm relativi al nylon e 2.5 cm al PMMA). Togliendo le piastre originali del fantoccio sopra e sottostanti alla piastra n. 1 è stato possibile evitare anche gli effetti sgraditi legati alla

presenza degli inserti metallici in alluminio che aumentavano il rumore in prossimità degli elementi iodati.

In tabella V è riportato il protocollo delle acquisizioni effettuate (le prime tre in modalità fluoroscopica e le altre quattro in quella angiografica) con lo stesso fantoccio. Per ogni sequenza, si è riportato anche il numero di particolari iodati visibili (per ragioni geometriche si è considerata solo la serie con concentrazione 200mg/cc), il numero di coppie di linee per millimetro per la risoluzione ad alto contrasto e, poi, nelle ultime due righe, il calcolo del $SDNR_{tot}$ e della figura di merito (FOM) descritti nel paragrafo precedente.

Modalità	Fluoro +	Fluoro	Stent +	Grafia LD	Grafia ND	Grafia Aort	Grafia LV
f/s	10	15	30	10	15	30	30
Fuoco settato (mm)	0.6	0.6	0.6	0.6	1	1	1
Filtrazione aggiuntiva (mm Cu)	0	0	0	0	0	0	0
Tensione (kVp)	125	123	125	125	125	123	123
KAP ($\mu Gy \cdot m^2/s$)	13.3	14	26	25	120	175	181
# part. Visti	0	2	0	6	8	8	8
# lp/mm	2.2	2.5	2.2	2.8	1.8	1.8	1.8
$SDNR_{tot}$	9.91	9.67	8.27	12.02	16.32	18.56	17.78
FOM (mGy^{-1})	89.29	80.83	31.87	69.91	26.85	23.82	21.14

Tabella V- Riassunto delle acquisizioni effettuate con la piastra # 1 del fantoccio NEMA XR-21 2000 interposta a due inserti di nylon di 16 cm l'uno (spessore totale: 34.5 cm) utilizzando l'angiografo Siemens Axiom Artis dFA. Sono riportati i parametri espositivi, il numero dei particolari visti sul monitor della sala, la percettibilità del numero di linee per mm, e la somma dei rapporti segnale differenziale rumore per gli otto particolari considerati (200 mg/cc), la figura di merito (FOM) totale



In figura 12 è riportato il grafico che lega l' $SDNR_{tot}$ con il KAP misurato.

Figura 12 – $SDNR_{tot}$ in funzione del prodotto kerma per area.

In figura 13 si nota che esiste un effetto “soglia” sul $SDNR_{tot}$ (in questo caso circa uguale a 10) al di sotto della quale nessun particolare risulta visibile.

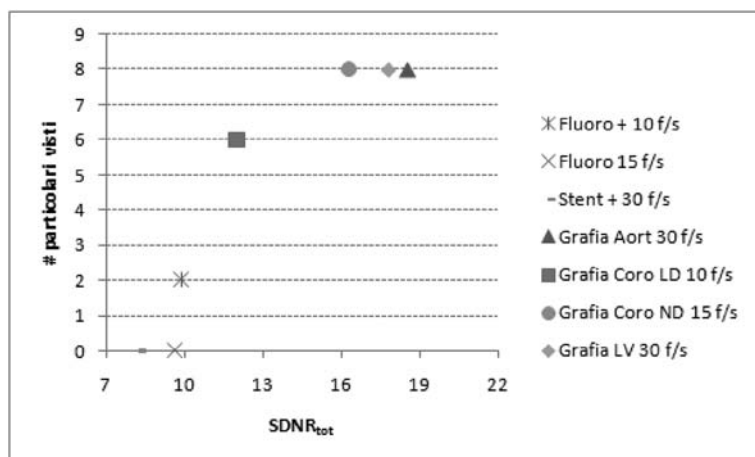


Figura 13 – Legame tra $SDNR_{tot}$ e numero di particolari visti per le varie sequenze acquisite

Con la metodologia sopra descritta si è proceduto, anche in questo caso, al calcolo della figura di merito (FOM). In figura 14 sono riportati i risultati ottenuti per le diverse sequenze fluoro ed angiografiche.

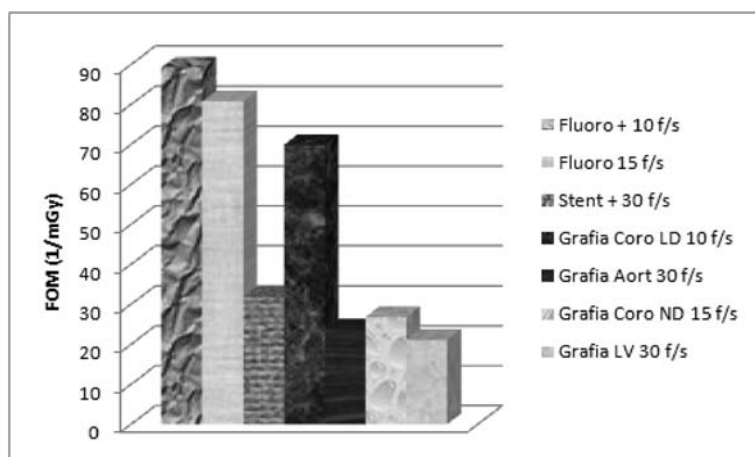


Figura 14 – Figura di merito (FOM) calcolata per le varie sequenze acquisite. Si noti la maggiore efficienza della grafia a 10 f/s a bassa dose rispetto alla grafia a dosi e frame rate più alti

Per risolvere il problema della visibilità dei particolari a basso contrasto nella fluoroscopia in condizioni estreme, si è introdotto un protocollo d'acquisizione di grafia a bassa dose e a basso frame rate (denominata Grafia Coro LD 10 f/s). Tale sequenza, con una dose simile ad una scopia a 30 f/s (ma comunque doppia rispetto ad una scopia a 10-15 f/s) consente di aumentare la percettibilità dei particolari. Dalla figura 14 si può notare la maggior “efficienza” dei protocolli di acquisizione a dose rate più bassi. Quindi, qualora possibile, ovvero quando l'emodinamica del vaso da esplorare lo consente, è consigliabile utilizzare protocolli che acquisi-

scano un minore numero di immagini al secondo.

Conclusioni

Uno dei vantaggi maggiori dell'imaging digitale rispetto a quello analogico è la possibilità di ottimizzare separatamente le fasi di acquisizione, visualizzazione ed archiviazione. Per realizzare ciò è importante avere dei software che permettano la valutazione della qualità prodotta dal rivelatore. Nella realtà clinica l'impossibilità di disattivare gli automatismi in fase di acquisizione e gli algoritmi di post-processing rende difficilmente valutabile la qualità intrinseca del rivelatore.

Alla luce di tutto questo ed al fine di realizzare una valutazione comparativa di apparecchiature angiografiche è di maggior interesse separare la valutazione della qualità globale del sistema di imaging da quella del sistema di visualizzazione.

Il lavoro presentato in questa tesi ha consentito di sviluppare una metodologia comparativa per la valutazione delle prestazioni di questi sistemi. Si è deciso di procedere ad una serie di valutazioni "visive" globali delle apparecchiature ed in un secondo momento all'analisi della qualità del sistema di rivelazione e del post-processing mediante il programma appositamente sviluppato.

Il software realizzato ha consentito una misura più accurata, rapida ed uniforme dei dataset acquisiti con il fantoccio NEMA XR-21 2000 rispetto alla "semplice" analisi visiva (o soggettiva). I risultati evidenziano, comunque, un sostanziale accordo tra le valutazioni soggettive e quelle oggettive, quest'ultime hanno però dimostrato una maggior precisione, ripetibilità e sono realizzabili in modo più veloce e semplice rendendole indipendenti dall'operatore e dalle caratteristiche del monitor.

Alla luce dei risultati ottenuti, è auspicabile seguire la metodologia descritta in questa tesi, per la valutazione comparativa della qualità globale di diverse apparecchiature. Nonostante la tecnologia dei rivelatori dinamici a pannello piatto sia molto recente, la loro diffusione è in rapida ascesa ed è necessario avere strumenti per la valutazione della loro qualità. Dalle misure e dalle verifiche eseguite dopo la fase di installazione si evince la necessità e l'importanza di un'opportuna ottimizzazione dei protocolli clinici per ottenere la più elevata qualità delle immagini pur mantenendo limitata la relativa dose al paziente.

Un elemento chiave nell'ottimizzazione delle procedure è certamente il confronto tra le diverse figure professionali in campo: il personale medico e tecnico sanitario, i tecnici delle ditte produttrici e chiaramente l'Esperto in Fisica Medica. Quest'ultimo, date le peculiari conoscenze acquisite nel suo percorso formativo, è in grado di coordinare gli interventi delle varie figure professionali nell'ottimizzazione delle procedure. È altresì opportuno applicare la metodologia proposta in questa tesi durante i controlli di costanza al

fine di mantenere elevate nel tempo le prestazioni delle apparecchiature.

Nel prossimo futuro è auspicabile la predisposizione di altri fantocci standardizzati per il controllo di qualità, specificatamente progettati per le caratteristiche peculiari dei sistemi dinamici a pannello piatto e, come realizzato nel nostro Ospedale, degli applicativi automatizzati per l'elaborazione dei risultati.

Ringraziamenti

Si ringrazia la Dott.ssa Adriana Taddeucci del Servizio di Fisica Sanitaria della AOU Careggi di Firenze per i suggerimenti ed i contributi allo sviluppo del lavoro.

Si ringraziano il Dott. Adriano Borri e la Dott.ssa Elena Restori del Servizio di Fisica Sanitaria del Policlinico di Parma per l'ausilio fornito nell'impostazione delle misure.

Bibliografia

- 1 **Raman S. V., Niklason** *Cardiovascular x-ray imaging: improved image quality with a flat-panel digital system compared with a conventional image-intensifier system.* Am. J. Cardiol. 2002, 90, 128H
- 2 **NEMA** *Characteristics of and Test Procedures for a Phantom to Benchmark Cardiac Fluoroscopic and Fluorographic Performance.* Rosslyn, VA 22209, USA, 2000
- 3 **Borasi G., Samei E., Bertolini M., Nitrosi A., Tassoni D.** *Contrast-detail analysis of three flat panel detectors for digital radiography.* Med. Phys 2006, 33(6): 1707-1719
- 4 **Tsapaki V., Kottou S., Kollaros N., Dafnomili P., Koutelou M., Vano E, Neofotistou V.** *Comparison of a conventional and flat-panel digital system in interventional cardiology procedures.* Br. J. Radiol. 2004, 77(219): 562-567
- 5 **Tsapaki V., Kottou S., Kollaros N., Dafnomili P., Kyriakidis Z., Neofotistou V.** *Dose performance evaluation of a charge coupled device and a flat-panel digital fluoroscopy system recently installed in an interventional cardiology laboratory.* Rad. Prot. Dosim. 2004, 111(3):297-304
- 6 **Vano E., Geiger B., Schreiner A., Back C., Beissel J.** *Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality.* Phys. Med. Biol. 2005, 50(23):5731-5742
- 7 **Zamenhof R. G.** *The optimization of signal detectability in digital fluoroscopy.* Med. Phys. 1982, 9(5):688-694
- 8 **Gagne R. M., Boswell J. S., e Myers K. J.** *Signal detectability in digital radiology: spatial domain figures of merit.* Med. Phys. 2003, 30(8):2180-2193
- 9 **Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing (Second Edition).** Cambridge, UK : Cambridge University Press
- 10 **A. Rose** *The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale* J. Opt. Soc. Am. 1948, 38 (2):196-208

Notizie dai Gruppi Regionali

LOMBARDIA

a cura di Antonella del Vecchio

Lo scorso 20 giugno, presso l'Azienda Ospedaliera San Gerardo di Monza, si è tenuto il corso "La mammografia digitale: stato dell'arte e controlli di qualità" organizzato dal gruppo regionale lombardo. L'idea di questo incontro è nata dall'esigenza di rispondere ai molti quesiti posti dagli operatori dei Servizi di Fisica Sanitaria, che si trovano a dover gestire apparecchiature mammografiche di tipo digitale. Nel corso dell'incontro, che voleva avere un approccio pratico ai problemi legati a questa tipologia di apparecchiature, i relatori hanno fornito indicazioni sui più recenti documenti di riferimento internazionali ed hanno analizzato tutti gli aspetti dell'ambito di competenza del fisico medico in mammografia digitale: dalla strumentazione alla dosimetria, dalle prove di accettazione e costanza al controllo dei monitor di refertazione. Il corso è stato accreditato ECM per 40 fisici – con 5 crediti assegnati – ma ha coinvolto anche un numero consistente di specializzandi ed alcuni radiologi. Gli interventi dei relatori saranno pubblicati sul sito www.aifmlom.it, accessibile anche dalla sezione "gruppi regionali" del sito AIFM. Il prossimo appuntamento è per il 5 dicembre all'Ospedale San Raffaele di Milano, con un pomeriggio dedicato alla gestione delle TC multislice.

UMBRIA *a cura di Gianni Gobbi*

Il Gruppo Regionale Umbro, costituitosi a seguito della separazione dal Gruppo Interregionale Tosco-Umbro, ha cercato di darsi una propria connotazione in ambito regionale, agevolato in questo compito dalle ridotte dimensioni della regione e dalla facilità di avere contatti tra i vari centri.

Ogni anno, prima delle festività natalizie, il Gruppo si riunisce per dibattere argomenti di interesse scientifico e professionale, in particolare per quanto riguarda i rap-

porti con le varie figure professionali all'interno delle Aziende Sanitarie e con gli Organismi Amministrativi della Regione Umbria.

Il giorno 19 ottobre 2006 è stato organizzato un corso accreditato, riservato ai fisici e ai tecnici di radiologia medica, avente come argomento i nuovi orientamenti introdotti dal Rapporto NCRP n. 147 nella progettazione delle protezioni ambientali. Il corso è stato tenuto dai fisici umbri e da colleghi della Regione Toscana.

Il Gruppo Regionale ha inoltre promosso la partecipazione dei fisici specialisti delle quattro Aziende ASL al programma di screening mammografico regionale per quanto riguarda la valutazione della dose al paziente in modalità analogica e digitale e l'esecuzione dei controlli di qualità sulle apparecchiature.

I risultati di questo programma sono stati presentati in un incontro svoltosi il 20 e 21 marzo 2007 che ha visto coinvolti medici radiologi epidemiologi e medici di base della Regione oltre a figure professionali di alto rilievo del Centro Studio Prevenzione Oncologico di Firenze.

L'evento ha costituito un'occasione di confronto tra tutte le figure professionali accomunate dalle esigenze di affrontare un percorso comune di qualità in una delle pratiche di "prevenzione" più accettate dall'utenza.

LAZIO-ABRUZZO-MOLISE

a cura di Danilo Aragno

Resoconto attività

1° e 2° trimestre 2007

(Gennaio-Giugno 2007)

Elenco sintetico delle attività svolte

Legge Regionale (Lazio) sulla Fisica Sanitaria: È in corso di svolgimento una collaborazione tra i soci AIFM LAM e alcuni gruppi consiliari della Regione Lazio per la stesura di una bozza di legge sulla Fisica Sanitaria.

Rappresentanti AIFM-SNABI: È stato istituito all'interno del gruppo dei soci AIFM LAM una commissione con il compito di curare i rapporti con il sindacato SNABI composta dai soci Dott. V. Panichelli, Dott. P. Gentile, Dott.ssa E. De Sapio.

Commissione Regionale (Lazio): La Regione Lazio, con il supporto del gruppo AIFM regionale ha istituito una Commissione Regionale di supporto alla programmazione sanitaria:

- per l'ammodernamento tecnologico
- per la definizione dei requisiti di accreditamento
- per il supporto alla rete formativa regionale
- per la sicurezza

I compiti della Commissione Regionale sono descritti in una circolare dell'Assessore alla Sanità del 27/6/06. In tale nota si ritiene che la commissione debba definire il piano di riorganizzazione e potenziamento dei servizi di diagnostica strumentale nell'ottica di un innalzamento dell'efficienza ed efficacia clinica, di definire le linee di programmazione sanitaria concernenti l'assetto della diagnostica strumentale e delle strutture di fisica sanitaria e di promuovere le politiche regionali di sicurezza.

La Commissione Regionale è stata istituita ufficialmente il 22/11/06 ed è così composta:

- 1 Direttore Sanitario
- 5 Dirigenti Fisici (di cui 3 indicati dall'AIFM)
- 3 Dirigenti Medici (1 Radioterapista, 1 Medico Nucleare, 1 Radiologo)

Interconfronto RM: È in corso di svolgimento nella Regione Lazio un interconfronto sui Controlli di Qualità in Risonanza Magnetica preannunciato durante la riunione della AIFM LAM del 14-12-06. Hanno aderito all'iniziativa quasi tutti i centri pubblici del Lazio e alcuni centri accreditati. Le sedute di misura sono in corso ed alcuni risultati preliminari saranno disponibili in occasione del prossimo congresso nazionale AIFM. Tutte le informazioni sono disponibili al sito www.aifmlam.it

Comitato Direttivo Gruppo Interregionale Lazio-Abruzzo-Molise AIFM

Danilo Aragno - Coordinatore

S.C. Fisica Sanitaria- Azienda Ospedaliera San Giovanni-Addolorata,
Via S. Stefano Rotondo, 5 - 00184 Roma
Tel. 0677054321-4307-4236
Fax 0677054383

daragno@hsangiiovanni.roma.it

Gerardo Sanità di Toppi (Componente CD)
S.C. Fisica Sanitaria – P.O. SS Annunziata
Via Valignani - 66100 Chieti
Tel. 0871 358311

fismed@aslchieti.it

Antonella Soriani (Componente CD)

Lab. Fisica Medica – Istituto Regina Elena
Via Chianesi, 53 Roma
Tel. 0652665613-5411
soriani@ifo.it

Silvia Trivisonne (Componente CD)

U.O. Fisica Sanitaria- AUSL Viterbo- Ospedale Grande degli Infermi
Via San Lorenzo, 101 - Viterbo
Tel 0761237018 / Tel 0761237903
strivi33@hotmail.com
fisica.san@asl.vt.it

Membri Aggregati al CD
con incarichi ufficiali

Maria Giovanna Guerrisi (Rapporti con le Scuole di Specializzazione in Fisica Sanitaria) Sezione di Fisica Medica
Facoltà di Medicina e Chirurgia
Università di Roma Tor Vergata
0672596393-0672596025

guerrisi@med.uniroma2.it

Alessia Mattacchioni (Responsabile sito web www.aifmlam.it)

U.O.C. S.P.P.R. - Fisica Sanitaria AUSL RMH - Borgo Garibaldi, 12
00041- Albano Laziale (RM)
Tel 06-93272385 / fax 06-93272370
e-mail: mattacchioni.rmh@virgilio.it

PUGLIA a cura di Enza Carioggia

Cari colleghi,

in quest'ultimo periodo di cambiamenti climatici, politici e sociali anche noi fisici sanitari pugliesi stiamo vivendo un periodo di mutazioni, oserei dire genetiche, abbastanza critico in quanto siamo venuti a conoscenza che sulla bozza del "Piano

Regionale della Salute 2006 – 2008” che sarà approvato a breve, le strutture di Fisica Sanitaria sono state declassate a *strutture semplici a valenza dipartimentale*. Riporto testualmente il testo della pag.115 del PRS:”I servizi di Allergologia e Immunologia Clinica, Fisica Sanitaria, Psicologia Clinica, Medicina dello Sport, Neurofisiopatologia, Malattie Metaboliche e Diabetologia, Scienze dell’Alimentazione e Dietetica sono strutture semplici a valenza dipartimentale...” – Questo, ovviamente, ci ha procurato sgomento per la amara constatazione del basso “peso specifico” che gli organi regionali attribuiscono alla nostra professione, nonché preoccupazione per le sorti delle attuali tre strutture complesse esistenti sul territorio ormai da decenni (Bari e Lecce).

Pertanto ci siamo attivati, sia come coordinamento regionale AIFM che come sindacati SNABI, CONFEDIR, CGL inviando, ciascuno per proprio conto, una lettera per denunciare agli organi regionali di settore, il nostro disaccordo sulle scritture del sacro testo.

Allego la lettera che il coordinamento AIFM ha prodotto e inoltrato qualche tempo fa e della quale, a tutt’oggi, si è avuta in risposta una sola promessa di audizione prima della definitiva approvazione.

Sig. Presidente della Regione Puglia
On. Nichi Vendola

Sig. Assessore Regionale alle Politiche della Salute Dott. Alberto Tedesco

Sig. Direttore Generale A.Re.S. Puglia
Dott. Mario Morlacco

L’AIFM (Associazione Italiana di Fisica Medica) è l’associazione maggiormente rappresentativa a livello nazionale della professione di Fisico Sanitario (in assenza di un Ordine dei Fisici, mai istituito) ed è l’organismo riconosciuto dal Ministero della Salute per le problematiche inerenti la professione.

Nella Regione Puglia è costituito il Gruppo Regionale AIFM di cui la scrivente, dott.ssa Enza Carioggia, è coordinatrice.

Si è venuti a conoscenza della bozza relativa al Piano Regionale delle Salute: il

Coordinamento AIFM Puglia ritiene che nella stesura del Piano avrebbe dovuto essere consultato in merito alle problematiche specifiche della professione di Fisico Sanitario.

Nel capitolo dedicato al paziente oncologico si parla di una “Consulta Regionale permanente” che dovrebbe elaborare “un modello di organizzazione oncologica sul quale poggiare una sistematica e generale riorganizzazione dei servizi regionali capace di dare concreto impulso alla prevenzione e di inserire la ... regione negli alti circuiti scientifici della diagnosi, della cura e della riabilitazione”.

Le azioni finora intraprese, si sostiene,

“consentono di programmare la realizzazione di una efficace ed efficiente integrazione attraverso la Rete Oncologica Regionale, intesa come aggregazione funzionale ed integrata di unità operative e servizi ospedalieri e territoriali che opera nel rispetto dell’autonomia clinico-assistenziale delle singole componenti, facendo riferimento alle Unità Operative di Patologia Clinica, Radiodiagnostica, Neuroradiologia, Anatomia Patologica, Medicina Nucleare, Radioterapia, Chirurgia Generale, Chirurgia Toracica, Neurochirurgia, Chirurgia Maxillo-facciale, Urologia, Ortopedia, Ginecologia, Oftalmologia, Otorinolaringoiatria, Dermatologia, Pneumologia, Oncologia e Medicina Fisica e Riabilitativa che operano nell’ambito della Rete Ospedaliera Regionale come rimodulata in esecuzione del ... piano”.

Desta meraviglia e sconcerto che non si faccia menzione delle Unità Operative di Fisica Sanitaria, che hanno un ruolo di primo piano proprio in connessione alla Radioterapia, alla Medicina Nucleare, alla Radiodiagnostica ed alla Neuroradiologia.

Nel merito il D. L.vo n.187/2000, art.6, comma 3°, prevede l’impiego obbligatorio dei Fisici Sanitari proprio per le attività di Radioterapia e di Medicina Nucleare.

A tal fine, prima in regioni evolute e all’avanguardia (Lombardia, Emilia Romagna, province autonome di Trento e Bolzano dagli anni 70-80), ora in tutte le Regioni anche a noi prossime (Calabria, Basili-

cata, Campania, Abruzzo e, parzialmente, nella nostra regione) sono state istituite *Unità Operative di Fisica Sanitaria*, ben strutturate e dotate di personale in numero adeguato e con alta formazione specialistica, organizzate ed operanti come **strutture complesse**.

Tale tipo di strutturazione è l'unica in grado di garantire un'articolazione interna idonea a gestire la molteplicità delle competenze necessarie, la complessità della strumentazione in uso e la necessaria articolazione delle attività professionali.

In tali regioni, infatti, le *Unità Operative complesse di Fisica Sanitaria* contribuiscono attivamente al conseguimento dei seguenti obiettivi:

- miglioramento dell'accesso alle unità operative e servizi della rete
- rapido supporto alle prestazioni di Radioterapia e Medicina Nucleare, a beneficio della riduzione delle liste di attesa;
- gestione coordinata delle procedure diagnostiche, terapeutiche e riabilitative di oncologia, nelle forme più efficaci possibili;
- sviluppo delle attività di audit clinico tra gli operatori;
- realizzazione di progetti comuni di ricerca (applicata) e di formazione.

Trattasi degli stessi obiettivi che la Rete Oncologica Regionale Pugliese si prefigge di raggiungere e dalla quale le *Unità Operative di Fisica Sanitaria* non possono, quindi, essere escluse.

È infine assolutamente **riduttivo** considerare i **servizi di Fisica Sanitaria "strutture semplici a valenza dipartimentale"**, come riportato nel documento in esame (nel capitolo relativo al "piano di riordino delle rete ospedaliera in Puglia" - p.47), quando la valenza è addirittura interdipartimentale (per la necessaria interazione non solo con i dipartimenti di Oncologia, ma anche con quelli di Diagnostica per Imma-

gini e, per quanto riguarda le attività di radioprotezione, in genere direttamente con le Direzioni di AUSL o di Aziende Ospedaliere).

Ci rivolgiamo alla S. V. perché si faccia carico di apportare le seguenti **modifiche al Piano Regionale della Salute** alla luce delle istanze della categoria:

- **previsione di strutture di Fisica Sanitaria complesse;**
- **inserimento di tali strutture nella Rete Oncologica Regionale**, tenuto conto che le professionalità direttamente interessate non sono state consultate, neanche a solo scopo informativo.

In considerazione della specificità delle problematiche in parola, il Coordinamento AIFM Puglia chiede alle SS.LL. di fissare al più presto un incontro per approfondire gli argomenti di cui sopra.

Bari, 21/02/2007

*Il Coordinatore AIFM
Regione Puglia
D.ssa Enza Carioggia*

Il 25 maggio si è riunita qui a Bari l'assemblea regionale dei soci e lì si sono discusse e coordinate le azioni da intraprendere al fine di porre rimedio a questa intemperie.

Abbiamo pertanto preparato un emendamento con relative motivazioni che verrà presentato in commissione di approvazione della bozza, con la speranza che venga modificato il paragrafo da noi ritenuto inaccettabile nella sua formulazione attuale.

In attesa di fornirvi l'epilogo di questa nostra lotta intrapresa in maniera forse un po' goffa, ma sincera e impegnata (la maggioranza di noi fisici è purtroppo avvezza alla risoluzione dei problemi più con le formule matematiche che sindacali!!), saluto e auguro un buon lavoro a tutti voi.

Riassunti delle Tesi di Specializzazione discusse presso l'Università degli Studi di Milano Anno Accademico 2006-2007

VERIFICHE DOSIMETRICHE DI UN SISTEMA PER PIANI DI TRATTAMENTO RADIOTERAPICI (TPS) DI NUOVA GENERAZIONE

FRANCESCO BONSIGNORE

**Relatore: Prof.ssa Marie Claire CANTONE
Correlatore: Dott. Andrea CRESPI**

Si è seguita la fase di accettazione dal punto di vista dosimetrico del TPS Oncentra Masterplan (Nucletron), di recente acquisizione. Si tratta di un software di recente produzione, pur nascendo come profonda evoluzione di TPS precedenti, e quindi vi è relativamente poca esperienza nel suo utilizzo e nella sua caratterizzazione.

L'obiettivo di questo lavoro è quindi quello di verificare se esso sia in grado di simulare con l'accuratezza necessaria per l'utilizzo clinico i fasci di fotoni erogati dall'acceleratore lineare Elekta Precise dotato di fasci di fotoni da 6 e 18 MV e di un sistema di collimazione secondaria multilamellare (MLC), con 40 coppie di lamelle.

La procedura di configurazione delle unità di terapia sul TPS Masterplan [1,2] prevede che l'utente si limiti a effettuare una serie di misure dosimetriche (PDD, profili, output factor in acqua e in aria, dose assoluta) e a inviare a Nucletron tali dati insieme alle caratteristiche geometriche della testata dell'acceleratore.

Il centro di calcolo provvede a processare tali dati, e a generare le unità di terapia da installare sul TPS, con le quali dovrebbe essere possibile riprodurre qualunque geometria di irradiazione più o meno complessa.

Questo, da una parte consente di utilizzare al massimo la potenza del modello teorico utilizzato [3,4,5], ma dall'altra lega indissolubilmente l'utente alla casa madre essendo l'unico tramite per poter fare correzioni in caso di modifiche strutturali alla macchina e impedendo comunque di effettuare correzioni successive per apportare piccole migliorie all'accordo dei dati calcolati e misurati.

Il TPS Masterplan per i fasci di fotoni

dispone di due algoritmi di calcolo che, partendo dai medesimi dati di fluenza in uscita dalla testata, modellizzano in modo diverso il trasporto e la deposizione di energia all'interno dei tessuti. L'algoritmo Pencil Beam [6] è abbastanza simile ai modelli in uso sinora e consente tempi di calcolo ragionevoli senza bisogno di hardware dedicati. Il Collapsed Cone è invece un algoritmo molto più avanzato che deriva dai metodi MonteCarlo e fornisce risultati migliori specialmente in presenza di interfacce e disomogeneità [7], a scapito di un tempo di calcolo ben più lungo.

Vi sono diversi protocolli che forniscono delle indicazioni su come effettuare le verifiche di validazione di un TPS, tra questi i più noti sono il TG53 dell'AAPM [8], le raccomandazioni della Società Svizzera di Radiobiologia e di Fisica Medica [9], il Technical Report 430 dell'IAEA [10] e il Booklet ESTRO N.7 "Quality assurance of treatment planning systems, practical examples for non-IMRT photon beams." [11].

Quest'ultimo è probabilmente quello che meglio riesce a effettuare una sintesi tra semplicità e completezza; inoltre introduce l'utilizzo del metodo del gamma-index [12,13] per confrontare distribuzioni di dose misurate e calcolate. In regioni omogenee i limiti vengono impostati a 2 mm e 2%.

Misure effettuate

Le misure sono state effettuate nel primo trimestre del 2007 presso la S.C. Radioterapia dell'Ospedale "A. Manzoni" di Lecco, sull'acceleratore lineare Elekta Precise prendendo in considerazione i fasci di fotoni da 6MV e 18MV.

Le misure effettuate si possono così riassumere:

- 1) profili in acqua di campi quadrati e rettangolari
- 2) profili in acqua di campi con SSD non standard, campi rettangolari con cuneo, campi obliqui, Campi elongati off-axis, Campi off-axis con cuneo, Campi off-plane, Campi sagomati con MLC.
- 3) Misure di output factors in acqua per campi quadrati aperti e con cuneo

- 4) Misure di dose assoluta in fantoccio disomogeneo (RW3 e sughero)
- 5) Film-dosimetria di un piano di trattamento 3D conformazionale del distretto testa-collo (in fantoccio omogeneo).

I profili sono stati acquisiti con una camera a ionizzazione PTW 0.3 flex, mentre le dosi assolute sono state misurate con una camera di tipo Farmer.

La verifica del piano di terapia testa-collo è stata eseguita ponendo una pellicola Kodak EDR2 [14] in posizione assiale all'interno del fantoccio composto da 30 lastre di RW3, in modo da formare un cubo di 30 cm di lato. La geometria del fantoccio non rispecchia la struttura di un distretto anatomico testa-collo ma può comunque essere utile per valutare l'accuratezza di calcolo del TPS. La configurazione dei campi è stata semplificata volutamente per ridurre il numero già ampio dei gradi di libertà (e quindi delle fonti di incertezza): si è scelto di rimuovere i cunei, di utilizzare una monoenergia invece di un misto di 6 e 18MV e di evitare l'impiego di campi

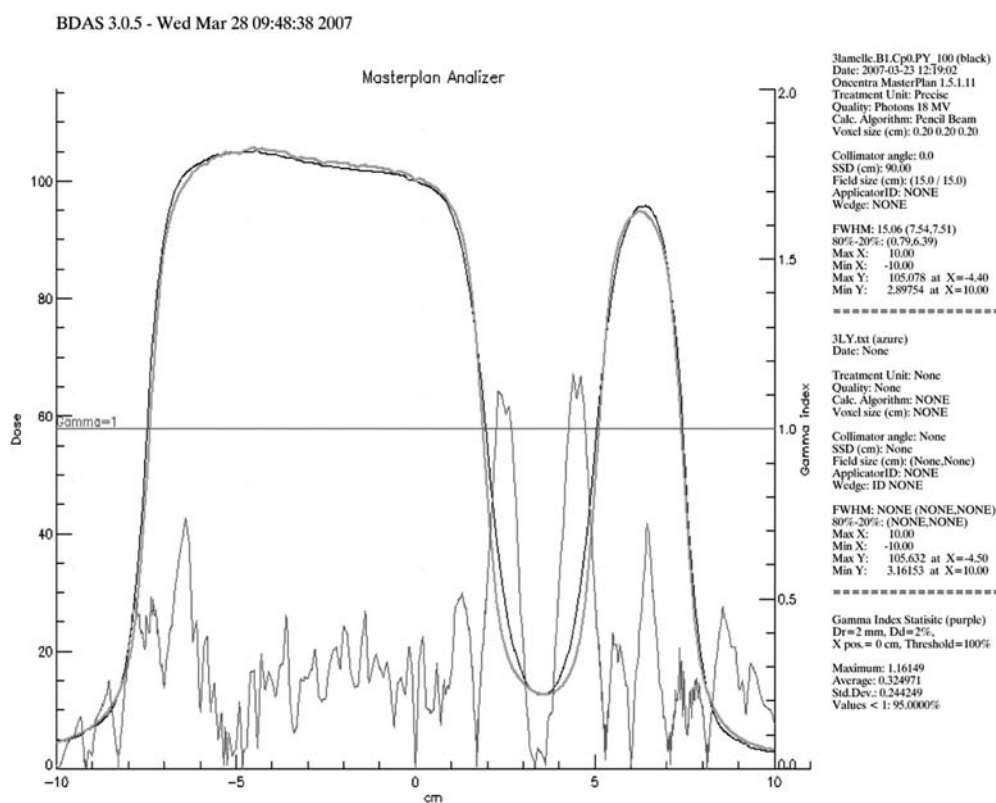
non coplanari. I film così esposti sono stati calibrati esponendo durante la stessa sessione di misura un ulteriore film a dosi note da utilizzare per ricavare la curva densità ottica/dose.

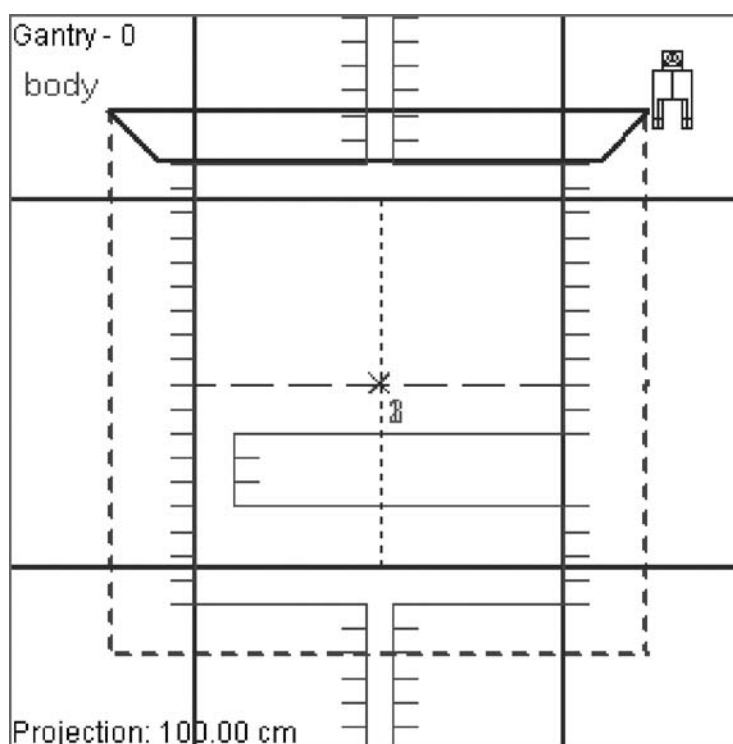
Tutte le misurazioni sono state confrontate con i campi calcolati dal TPS Masterplan utilizzando entrambi gli algoritmi di calcolo disponibili. L'utilizzo del gamma-index permette di confrontare sia distribuzioni monodimensionali (profili) che bidimensionali (film).

Risultati

I profili nella maggior parte dei casi presentano un ottimo accordo tra di loro ottenendo dei valori di gamma index medio particolarmente bassi.

Si riporta come esempio il profilo acquisito lungo l'asse Y del campo riportato in figura, collimato con MLC (fotoni da 18MV, profondità 10 cm). Il profilo misurato è rappresentato dalla linea azzurra mentre il calcolato (algoritmo Pencil Beam) dalla linea nera.





Considerando l'insieme dei profili valutati si è notato che i peggiori risultati riguardano alcuni casi specifici: code e penombre lungo i profili X dei campi aperti e i profili Y dei campi con cuneo (direzione della modulazione).

Queste discrepanze sono comunque tutte in punti esterni ai confini geometrici del campo e rientrano nei livelli di tolleranza se si considerano come limiti per il calcolo del gamma index 3 mm o 3%. L'accordo migliora di poco con l'utilizzo dell'algoritmo di calcolo Collapsed Cone.

I profili lungo la direzione X mostrano sempre una netta sovrastima della penombra; questo fenomeno è presente anche lungo la direzione Y, seppur di minore entità.

L'unica differenza significativa al di fuori delle tolleranze è stata riscontrata nel caso del campo 20x20 con fotoni da 18 MV a profondità di 20 cm e l'utilizzo dell'algoritmo Pencil Beam; sembra pertanto conveniente in presenza di campi grandi e a grande profondità, preferire l'algoritmo di calcolo più avanzato quale il Collapsed Cone.

Le discrepanze sulla penombra, specialmente sui profili X, hanno una duplice spiegazione: come prima cosa c'è un problema noto nella modellizzazione della stessa nelle unità di trattamento Elekta. Il problema è

descritto dalla stessa Nucletron in un documento di informazione all'utente [15] e segnala una sovrastima dell'ampiezza della penombra lungo la direzione X di 1-2 mm nelle unità con collimatore multilamellare MLC posizionato nella testata quale elemento superiore, come nel caso dell'acceleratore Elekta Precise. Questo problema dovrebbe essere risolto in una prossima versione di Masterplan.

L'altro fattore che porta a una sovrastima della penombra è certamente l'utilizzo di una camera a ionizzazione non sufficientemente piccola nella acquisizione dei profili di caratterizzazione [2]. L'ideale sarebbe utilizzare un rivelatore molto piccolo, come un diodo o un rivelatore a diamante, dotati di un'ottima risoluzione spaziale; la camera PTW 0.3 flex utilizzata non dispone evidentemente di un volume sensibile sufficientemente piccolo.

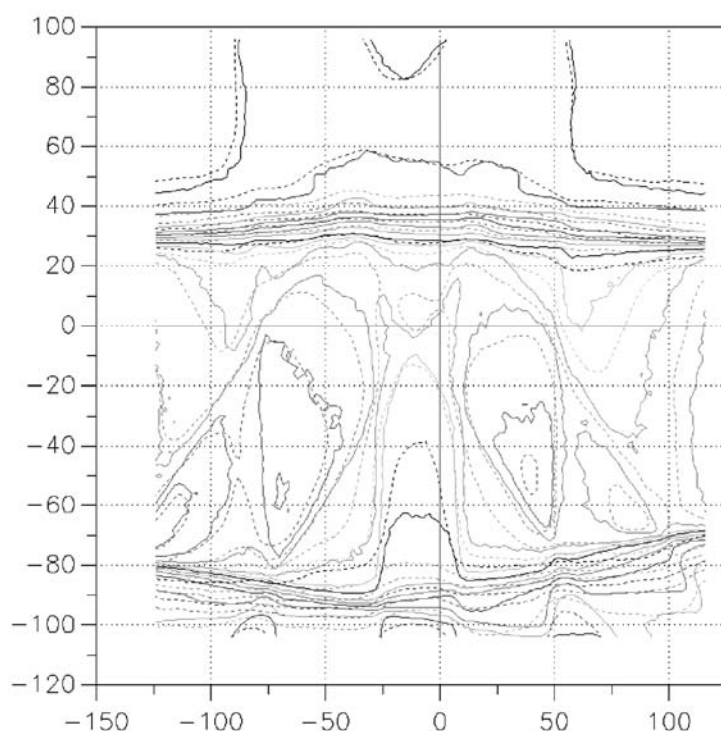
Per quanto riguarda gli output factor i dati mostrano un grado di accordo entro il 2%, ottimo quindi, seppur non tanto alto quanto ci si potrebbe aspettare trattandosi di condizioni geometriche standard e di dati comunque forniti durante la caratterizzazione.

Nelle misure di dose in fantoccio solido disomogeneo il valore calcolato è ottenuto utilizzando le scansioni TC del fantoccio nelle tre configurazioni che consistono in tre diver-

se alternanze di lastre di sughero e di RW3.

L'accordo tra i dati è ottimo, entro l'1% per i fotoni da 6MV e il 3% per i fotoni da 18MV; trattandosi di una geometria non semplice rientra nelle tolleranze consigliate dal Booklet ESTRO (3%).

Per l'acquisizione della distribuzione di dose assiale relativa al piano testa-collo si riporta il confronto tra le isodosi, normalizzate in una regione uniforme di alta dose, del calcolato e misurato (in linea continua le isodosi misurate, in tratteggio quelle calcolate).



Si nota un accordo molto buono tra le due distribuzioni, nonostante le notevoli incertezze dovute al posizionamento del film nel fantoccio e la complessità geometrica dei molti campi erogati.

Utilizzando il metodo del gamma-index si osserva che nella grande maggioranza (oltre 95%) dei punti vi è accordo entro 3 mm o 3%. Le differenze nella penombra sono evidenti anche in questo caso, portando nel calcolato a isodosi più distanziate nelle zone di alto gradiente.

Conclusioni

Nelle condizioni standard il sistema rientra ampiamente nelle tolleranze e anche in condizioni più complesse quali fantoccio disomogeneo o composizione di campi statici il

TPS Masterplan è stato in grado di calcolare una distribuzione di dose più che accettabile, con un gamma-index spesso ben al di sotto di 0,5.

Qualche inaccuratezza è stata rilevata nella modellizzazione delle penombre, specialmente lungo l'asse X (che è anche la direzione di movimento del collimatore multilaminare).

Pur con le dovute eccezioni il sistema si è quindi dimostrato capace di fornire un buon accordo con i dati sperimentali. In particolare modo l'algoritmo di calcolo Collapsed Cone si è dimostrato efficace nel descrivere distribuzioni di dose in condizioni complesse e in presenza di disomogeneità.

In virtù dei risultati ottenuti il TPS Masterplan (Nucletron) è da ritenersi validato per l'uso clinico (limitatamente all'acceleratore lineare Elekta Precise) ed è attualmente in uso presso la S.C. Radioterapia dell'Ospedale "A. Manzoni", A.O. "Ospedale di Lecco" per la pianificazione dei trattamenti radioterapici.

Si può ragionevolmente pensare che, con l'introduzione sul mercato di versioni aggiornate del TPS, si possa risolvere la maggior parte dei problemi che si sono riscontrati; inoltre una nuova caratterizzazione dei fasci con un rivelatore di minori dimensioni potrebbe certamente portare a una accuratezza di calcolo ancora migliore e nettamente al di sotto di tutte le tolleranze consigliate.

Bibliografia

- [1] Oncentra MasterPlan v1.4 Physics Reference Manual; Nucletron; Ref 192.724ENG-00
- [2] Radiation Data Handling: Photons; da International Physics Seminar, New Developments in Imaging, Planning and Treatment Delivery, A.C. Gustafsson; Château Vaalsboek - Nucletron; 14-16 Settembre 2006
- [3] Analytic modeling of photon scatter from flattening filters in photon therapy beams; A. Ahnesjö; Med. Phys. 21(8), August 1994
- [4] Beam modeling and verification of a photon beam multisource model; A. Ahnesjö, L. Weber, A. Murman, et al.; Med. Phys. 32(6), Jun 2005

- [5] Modeling transmission and scatter for photon beam attenuators; A. Ahnesjö, L. Weber, P. Nillson; *Med. Phys.* 22(11), Nov 1995
- [6] A pencil beam model for photon dose calculation; A. Ahnesjö, M. Saxner, A. Trepp; *Med. Phys.* 19(2), Mar/Apr 1992
- [7] Influence of calculation model on dose distribution in stereotactic radiotherapy for pulmonary targets; U. Haedinger et al.; *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*; Vol. 61, No. 1, pp 239-249, 2005
- [8] Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning; American Association of Physicists in Medicine; *Med. Phys.* 25 (10), Ottobre 1998
- [9] Quality controls of treatment planning systems for teletherapy, Recommendations N°7; Società svizzera di radiobiologia e di fisica medica; 1999.
- [10] Technical Report Series N°430, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer; International Atomic Energy Agency; Vienna 2004
- [11] ESTRO Booklet No.7: Quality Assurance of treatment planning systems, practical examples for non-IMRT photon beams; ESTRO, 2004
- [12] A technique for the quantitative evaluation of dose distributions; D. A. Low et al.; *Med. Phys.* 25(5), May 1998, pp. 656-662
- [13] Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems; J. Venselaar, H. Welleweerd, B. Mijnheer; *Radiotherapy and Oncology* 60 (2001) 191-201
- [14] Investigation of Kodak extended dose range (EDR2) film for megavoltage photon beam dosimetry; Indrin J Chetty and Paule M. Charland.; *Phys.Med.Biol.* vol.47 (2002) pp.3629-3641.
- [15] Nucletron Customer Information Bulletin (CIB); CIB-OTP 192.004-11

RIVELABILITÀ DI LESIONI SCINTIGRAFICHE IN SPECT-CT E PET-CT

HAE SONG MAINARDI

Relatore: Prof.ssa Marie Claire CANTONE
Correlatore: Dott.ssa Daniela ZANNI

Il presente lavoro, svolto presso il reparto di Medicina Nucleare dell'A. O. Niguarda Ca' Granda, si inserisce nell'ambito delle bioimmagini, in particolare nel settore delle immagini tomografiche ottenute mediante tecniche SPECT-CT.

La rilevanza scientifica e applicativa del lavoro è legata al problema di ottenere immagini ricostruite sufficientemente dettagliate, problema presente in tutti i metodi di diagnostica per immagini, ma particolarmente sentito nei sistemi di medicina nucleare che hanno limiti di risoluzione intrinseci legati alla fisica dei processi in gioco (ad esempio, scatter e attenuazione dei fotoni) e al sistema di detezione (ad esempio, PSF - Point Spread Function - del collimatore ed efficienza di detezione del materiale scintillatore).

Il presente lavoro si propone di affrontare, attraverso indagini in fantoccio IQ NEMA, la questione della rivelabilità delle lesioni in SPECT-CT attraverso la valutazione dei parametri fisici che caratterizzano l'immagine: contrasto, rumore, rapporto segnale-rumore. In particolare, si è svolto uno studio di ottimizzazione relativo all'algoritmo iterativo Flash-3D e si è poi realizzato un confronto tra la qualità delle immagini ricostruite con Flash-3D e con OSEM-2D (algoritmo iterativo standard bidimensionale). Infine, si sono confrontate le potenzialità del sistema SPECT-CT rispetto al sistema PET-CT, tramite acquisizioni che riproducono i protocolli clinici per entrambe le modalità diagnostiche.

L'apparecchiatura su cui si è svolto questo lavoro, Symbia T2, è un modello SPECT-CT prodotto dalla Siemens Medical System, installato nel reparto di Medicina Nucleare dell'A. O. Niguarda Ca' Granda nel 2007: si tratta di un sistema ibrido in cui a una gamma-camera a doppia testa e geometria variabile è abbinata una CT a due strati, col duplice scopo di acquisire informazioni anatomiche supplementari e di correggere il dato di medicina nucleare per gli effetti fisici di attenuazione e di diffusione entro il paziente e

nel rivelatore.

Per quanto riguarda le indagini PET, è stato utilizzato un modello PET-CT prodotto dalla Siemens Medical Systems (Biograph), immesso sul mercato nel 2001 e installato nel reparto di Medicina Nucleare dell'A. O. Niguarda Ca' Granda. Si tratta di una macchina che unisce una CT modello Somatom Emotion® e un tomografo PET ECAT EXACT HR+® (cristallo di rivelazione BGO), già prodotti dalla Siemens e dalla CTI/Siemens come tomografi indipendenti.

Il lavoro si è articolato in tre fasi:

Caratterizzazione e ottimizzazione dell'algoritmo iterativo Flash-3D

- indipendenza del contrasto dalla posizione delle sfere in fantoccio
- ottimizzazione del numero dei subsets e delle iterazioni
- ottimizzazione della FWHM del filtro gaussiano
- valutazione del contrasto al variare del rapporto di concentrazione sfere/fondo
- valutazione del rumore
- valutazione rapporto segnale-rumore al variare del rapporto di concentrazione sfere/fondo

Confronto tra algoritmi iterativi OSEM-2D e Flash-3D

- valutazione dello spettro di potenza del rumore
- valutazione: contrasto, rumore, rapporto segnale-rumore

Confronto tra SPECT-CT e PET-CT

- valutazione rapporto segnale-rumore

Dopo aver verificato l'indipendenza del contrasto dalla posizione delle sfere calde in fantoccio IQ NEMA, si è compiuto uno studio di ottimizzazione dei parametri che caratterizzano l'algoritmo iterativo di ricostruzione tridimensionale Flash-3D (FWHM del filtro gaussiano, numero di subsets, numero di iterazioni): si è verificato che la scelta dei parametri suggeriti da Siemens risulta ottimale: FWHM=8.4 mm, $N_s=8$, $N_i=4$. Ciò è vero per tutte le sfere, tranne che per le sfere più piccole, per le quali il rapporto segnale-rumore presenta una perdita dell'1.5% e del 2.4% per la sfera da 22 mm e da 17 mm rispettivamente. D'altro canto, per recuperare tale perdita, sarebbero necessari tempi di ricostruzione 5 volte maggiori, fatto che non risulta

praticabile nella routine clinica.

Si è valutata in seguito la visibilità dei dettagli caldi all'interno di un fantoccio "ideale", ossia riempito con acqua senza aggiunta di radioattività nel fondo. La visibilità dei dettagli piccoli (13 mm - 10 mm) risulta chiara, fatto che non si ripresenta ogni qualvolta viene aggiunta radioattività nel fondo. In funzione del rapporto di concentrazione sfere/fondo, infatti, la rivelabilità delle sfere risulta variabile: al decrescere del rapporto di concentrazione sfere/fondo, i dettagli più piccoli mostrano una tendenza a confondersi con il fondo circostante, fino a non risultare più visibili. Ciò è confermato dai valori del rapporto segnale-rumore: passando da un rapporto di concentrazione sfere/fondo 20 a un rapporto di concentrazione sfere/fondo 5, il rapporto segnale-rumore diminuisce da 50.18 a 10.64 per la sfera da 17 mm, e da 22.66 a 4.76 per la sfera da 13 mm. Passando da un rapporto di concentrazione sfere/fondo 20 a un rapporto di concentrazione sfere/fondo 15, il rapporto segnale-rumore della sfera da 10 mm passa da 10.08 a 8.24 (per rapporti di concentrazione sfere/fondo 10 e 5, la sfera da 10 mm non risulta più visibile).

Si è proceduto quindi a confrontare le potenzialità dei due algoritmi iterativi: OSEM-2D e Flash-3D. I risultati mostrano che, per la sfera più grande (37 mm), il contrasto dell'immagine ricostruita con Flash-3D aumenta di circa il 30%, mentre per la sfera più piccola visibile (17 mm) il contrasto aumenta di circa il 23%. Il rumore delle immagini ricostruite con Flash-3D aumenta, per la sfera da 37 mm, di circa il 24%, mentre per la sfera da 17 mm aumenta di circa il 16%. Tali aumenti di contrasto e di rumore vanno a bilanciarsi in modo tale da ottenere un aumento del rapporto segnale-rumore di circa il 14% per la sfera da 37 mm e di circa il 10% per la sfera da 17 mm. La visibilità delle sfere sulle immagini ricostruite con OSEM-2D e Flash-3D risulta pressoché analoga, tuttavia l'indagine quantitativa condotta porta ad affermare la superiorità dell'algoritmo Flash-3D sia in termini di contrasto, sia in termini di rapporto segnale-rumore.

Inoltre, poiché Siemens afferma che con il sistema SPECT-CT Symbia T2 (attraverso ricostruzione con Flash-3D) è possibile ridurre i tempi di acquisizione di un tipico esame SPECT senza perdere in termini di qualità

delle immagini ricostruite, si è messo in evidenza come, riducendo i tempi di acquisizione da 30 secondi a 20 secondi per proiezione (tempi che riproducono statistiche di conteggio nel fondo tipiche dei pazienti sottoposti a indagine), la ricostruzione tramite Flash-3D porti a una perdita media, in termini di rapporto segnale-rumore, dell'8.3% contro una perdita del 17.1% nel caso di ricostruzione con OSEM-2D. Analogamente, riducendo il tempo di acquisizione da 20 a 10 secondi per proiezione, la ricostruzione tramite Flash-3D conduce a una perdita media, in termini di rapporto segnale-rumore, del 12.3% contro una perdita del 18.3% nel caso di ricostruzione con OSEM-2D. In tal senso l'algoritmo Flash-3D può giustificare una riduzione dei tempi di acquisizione garantendo una perdita in termini di rapporto segnale-rumore che si mantiene ampiamente al di sotto di

quella che si avrebbe attraverso la ricostruzione con OSEM-2D.

Per concludere il lavoro, si sono confrontati i parametri di contrasto e rapporto segnale-rumore per analoghe indagini in fantoccio IQ NEMA con rapporto di concentrazione sfere/fondo pari a 5 per immagini ricostruite dopo acquisizioni SPECT e PET, riproducendo statistiche di conteggio medio nel fondo e tempi di acquisizione standard. Si conclude che, a livello di rivelabilità di lesioni piccole, e quindi di rapporto segnale-rumore, il sistema SPECT-CT si rivela peggiore rispetto al sistema PET-CT (cristallo di rivelazione BGO): infatti, in condizioni di acquisizione standard, il minimo dettaglio rivelabile sulle immagini ricostruite dopo acquisizione SPECT ha dimensioni pari a 17 mm, mentre nel caso della PET si è in grado di rivelare lesioni fino a 10 mm.

**IMPLEMENTAZIONE DI UN SISTEMA
PER IL CONTROLLO DEL MOVIMENTO
DEGLI ORGANI INTERNI NEI
TRATTAMENTI RADIOTERAPICI:
IL GATING RESPIRATORIO**

GAETANO URSO

**Relatore: Prof.ssa Marie Claire CANTONE
Correlatori: Dott.ssa Paola LATTUADA**

Uno degli scopi principali della moderna radioterapia è la definizione di margini appropriati da applicare al CTV affinché il PTV venga coperto adeguatamente dalla dose di trattamento, limitando nel contempo l'irradiazione dei tessuti sani. A tal fine risulta fondamentale il controllo e la limitazione dell'organ motion, fra le cui cause vi è senz'altro la respirazione. In letteratura sono presenti numerosi studi che mostrano la rilevanza dell'effetto della respirazione sul moto del target per vari comparti anatomici: dal polmone, al pancreas, al fegato, al rene. Da questi dati di letteratura si evince come l'effetto della respirazione costringa l'applicazione di ampi margini al CTV. La copertura del PTV così ottenuto, implica spesso un'eccessiva irradiazione dei tessuti sani che limita spesso il successo della terapia.

Nell'Istituto Clinico Humanitas di Rozzano (MI) è stata validata, tramite misure dosimetriche sperimentali, una tecnica di controllo del respiro nota come "gating respiratorio"

che consente la riduzione dei margini, al fine di utilizzare tale metodica per patologie polmonari ad alta dose per frazione.

In questo lavoro di tesi vengono mostrate le misure sperimentali effettuate sui fasci e analizzati i risultati ottenuti, confrontandoli con una metodica di irradiazione tradizionale senza gating respiratorio al fine di implementare la nuova metodica in ambito clinico.

In dettaglio il sistema di controllo del respiro installato presso l'Istituto Clinico Humanitas consiste di una telecamera ad infrarossi che monitora, istante per istante, il moto di due marker riflettenti di alluminio posti su un blocchetto di plexiglas tatuato sull'addome del paziente. Tale setup è mantenuto sia in fase di acquisizione CT che in fase di erogazione della dose nel bunker di trattamento.

L'acceleratore lineare (un Clinac 2100 DHX) eroga la dose ad intermittenza, cioè solo in corrispondenza della fase scelta del ciclo respiratorio. Il ciclo respiratorio acquisito per le misure sperimentali è stato ottenuto tramite un opportuno fantoccio costituito da una ruota eccentrica che è imperniata su un asse mobile che muove il blocco di plexiglas su cui sono posti i marker riflettenti, simulando così un movimento di respirazione.

Per controllare la costanza della dose in modalità gating e per confrontarla con la metodica tradizionale senza gating, è stata

irradiata una camera a ionizzazione Farmer FC65-G posta al build up delle energie fotoniche (6 e 18 MV) in un fantoccio solido ad SSD 100 cm. Le misure sperimentali sono state effettuate per tutti i dose-rate e per tutte le energie erogando 100 MU come somma di sequenze di 1 MU, 2 MU, n MU (in relazione alla percentuale scelta del ciclo respiratorio) e confrontando il valore di dose così ottenuto con quello ottenuto a seguito dell'erogazione di 100 MU in modalità tradizionale senza gating respiratorio. Sono state in seguito effettuate altre misure tese a verificare, tramite dei film radiografici Kodak X-Omat-V, che altre caratteristiche del fascio come penombra, omogeneità e simmetria, per ogni energia, dose_rate e per varie dimensioni dei campi, siano stabili nella modalità gating respiratorio in confronto con i suddetti parametri della modalità tradizionale senza controllo del respiro. Anche in questo caso sono state utilizzate le stesse sequenze di MU per ciclo respiratorio. Tutte le misure sperimentali sono state anche effettuate per gli archi dinamici in modo da testare la metodica del

gating respiratorio anche in trattamenti dinamici. In quest'ultimo caso si è scelto di utilizzare la funzione gamma index per confrontare la matrice di dose conseguente all'erogazione di un arco dinamico in modalità gating respiratorio ottenuto come somma delle varie sequenze (1 MU... n MU) con la matrice di dose ottenuta dall'erogazione dello stesso arco in modalità tradizionale. Dall'analisi delle misure si è concluso che gli effetti di pendolazione del gantry e di inerzia meccanica di gantry e lamelle non risultano rilevanti.

In definitiva si è verificato che non ci siano differenze significative tra le caratteristiche fisico-dosimetriche dei fasci fra le modalità gating e quella senza gating per ogni energia, per ogni dose-rate, per ogni dimensione dei campi, sia per gli archi dinamici che per i campi fissi. Tale conclusione è valida per tutte le sequenze di MU per ciclo utilizzate eccetto che per le sequenze con 1 e 2 MU per ciclo respiratorio. Tali sequenze, comunque, non hanno valenza clinica essendo impensabile un'irradiazione di un paziente con 2 MU per ciclo.



Apparato sperimentale adottato per le misure. A sinistra la foto d'insieme del fantoccio di plexiglas posto sotto il gantry dell'acceleratore lineare. A destra, più in dettaglio, si nota la camera a ionizzazione nell'apposito alloggiamento di una lastra di plexiglas e il fantoccio che simula il movimento respiratorio in cui sono visibili i marker riflettenti sul blocchetto di plastica, fissato sulla ruota eccentrica. Per le misure di simmetria e omogeneità e penombra sono stati utilizzati film radiografici posti al build up.

SULL'ACCURATEZZA CLINICO-DOSIMETRICA DEGLI ALGORITMI DI CALCOLO DELLA DOSE PER FOTONI IN PRESENZA DI DISOMOGENEITÀ

EUGENIO VANETTI DE' PALMA

Relatore: Prof.ssa Marie Claire CANTONE

Correlatore: Dott. Luca Cozzi

1. Introduzione

Lo scopo di questo studio è indagare le prestazioni di un gruppo di algoritmi per il calcolo della dose di fotoni e di quantificarne le relative differenze. Tutti gli algoritmi considerati sono implementati all'interno di sistemi di *treatment planning* (TPS) disponibili in commercio e distribuiti per uso clinico. Questo studio mette in evidenza la capacità degli algoritmi considerati di gestire la presenza di disomogeneità di materiale diverso dall'acqua durante il calcolo di una distribuzione di dose tridimensionale. L'obiettivo è stato tradotto in pratica realizzando una serie di esperimenti *in silico* su fantocci di geometria semplice. Sono state effettuate delle simulazioni Monte Carlo, i cui risultati sono stati utilizzati per la validazione dei calcoli eseguiti dagli algoritmi testati.

2. Materiali e Metodi

Il fantoccio scelto per lo studio è stato definito come un fantoccio virtuale, ossia è formato da oggetti DICOM e DICOM RT (pseudo-sezioni CT e volumi). Il fantoccio (Figura 1) è costituito da due materiali di diversa densità: acqua ($\rho = 1.00 \text{ g cm}^{-3}$) e un secondo materiale. Cambiando questo secondo materiale sono stati realizzati tre

gruppi di esperimenti: (a) polmone a bassa densità (*light lung*): $\rho = 0.035 \text{ g cm}^{-3}$, (b) polmone normale (*normal lung*): $\rho = 0.20 \text{ g cm}^{-3}$, (c) osso corticale (*bone*): $\rho = 1.80 \text{ g cm}^{-3}$. La composizione chimica dei due tipi di polmone è uguale a quella dell'acqua, ossia essi differiscono dall'acqua solo per il valore di densità; al materiale che simula l'osso corticale invece è stata assegnata l'opportuna composizione chimica (ICRU¹) per consentire, agli algoritmi che ne hanno la possibilità, di calcolare la dose assorbita in tessuto. I termini "a bassa densità" e "normale" per i materiali ai punti (a) e (b) devono essere intesi in senso relativo. Sette diversi algoritmi implementati in quattro TPS commerciali e distribuiti per applicazioni cliniche sono stati considerati in questo studio:

(1) Varian Eclipse TPS:

- *anisotropic analytical algorithm* (AAA-ECL) release: 7.5.14.3;
- *single pencil-beam convolution* (PBC-ECL) con correzione *Batho modified*, release: 7.5.14.3.

(2) Nucletron Helax-TMS TPS:

- *collapsed cone* (CC-TMS) release 6.1A;
- *pencil-beam convolution* (PB-TMS), con correzione *equivalent path length*, release 6.1A;

(3) Philips Pinnacle TPS:

- *collapsed cone* (CC-PIN), release 7.6c;

(4) CMS XiO TPS:

- *multigrid superposition/convolution* (MGS-XiO) release 4.2.0;
- *fast Fourier transform convolution* (FFTC-XiO) release 4.2.0.

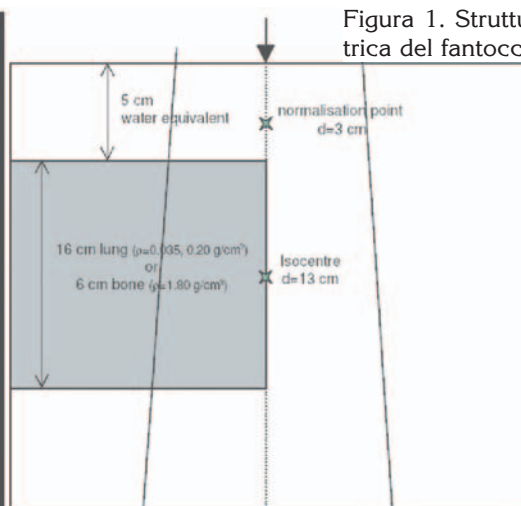
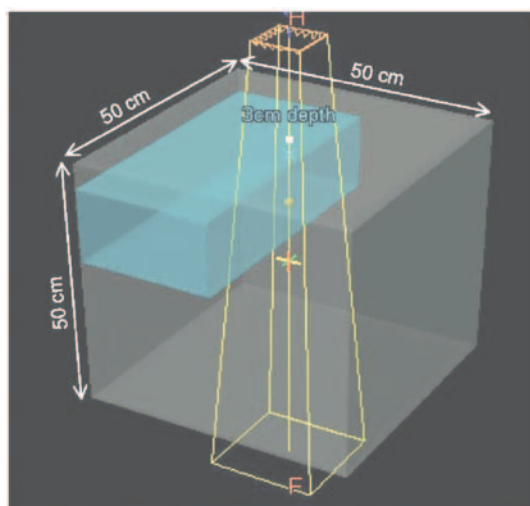


Figura 1. Struttura geometrica del fantoccio

Questi algoritmi possono essere classificati in due gruppi.

- (a) Modelli tradizionali che gestiscono le disomogeneità con correzioni basate su cammini equivalenti, in cui il trasporto degli elettroni non è modellizzato separatamente e le variazioni di densità sono campionate in modo unidimensionale lungo la direzione dei raggi del fascio primario. I due algoritmi *pencil-beam* PBC-ECL e PB-TMS e l'algoritmo *fast Fourier transform convolution* (FFTC-XiO) appartengono a questo gruppo che nel seguito sarà indicato come algoritmi di "tipo a".
- (b) Modelli avanzati in grado di gestire in modo approssimato sia il trasporto degli elettroni che il trasporto dei fotoni secondari nel mezzo, tenendo conto delle variazioni di densità in tre dimensioni. I due algoritmi *collapsed cone* CC-TMS e CC-PIN, AAA-ECL e MGS XiO appartengono a questo gruppo che nel seguito sarà indicato come algoritmi di "tipo b".

Tutte le simulazioni Monte Carlo sono state effettuate utilizzando EGSnrc come *engine* per i codici BEAMnrc e DOSEXYZnrc realizzati dal gruppo del NRCC.^{2,3,4,5} Sono state utilizzate 75 milioni di storie per campo, in modo da ottenere un'incertezza statistica massima attorno al 2%. I parametri di trasporto selezionati sono quelli di *default* del codice tranne l'energia totale di *cut-off* per elettroni e fotoni: ECUT è stata fissata a 700 keV e PCUT a 10 keV. Per ogni fascio e per ogni algoritmo di calcolo utilizzati in questo studio è stata effettuata una validazione consistente nel confronto tra curve di dose calcolate dagli algoritmi e simulate dal Monte Carlo in un fantoccio omogeneo d'acqua, tale validazione ha dimostrato un'adeguata corrispondenza tra tutti i fasci.

Per quantificare le differenze osservate tra i profili calcolati dai TPS e quelli simulati dal Monte Carlo, è stata effettuata l'analisi dell'indice γ di Low⁶ tenendo i dati del Monte Carlo come riferimento:

$$\gamma(r_c) = \min \{ \Gamma(r_{MC}, r_c) \} \quad \forall \{ r_{MC} \}$$

$$\Gamma(r_{MC}, r_c) = \sqrt{\left(\frac{\delta(r_{MC}, r_c)}{\Delta D} \right)^2 + \left(\frac{|r_c - r_{MC}|}{DTA} \right)^2}$$

$$\delta(r_{MC}, r_c) = D_c(r_c) - D_{MC}(r_{MC})$$

dove $D_c(r_c)$ indica la dose calcolata dal TPS nel punto r_c , $D_{MC}(r_{MC})$ quella calcolata dal Monte Carlo nel punto di riferimento r_{MC} . Il criterio si intende soddisfatto se l'indice γ è minore o uguale a 1. La distanza di accettabilità (DTA) è stata fissata a 3 mm per tutti i calcoli. Per la differenza di dose (ΔD) sono state utilizzate soglie variabili dal 2% al 10% della dose locale del Monte Carlo per poter valutare la sensibilità a soglie diverse.

3. Risultati e discussione

Per tutti i tre gruppi di esperimenti (*light lung*, *normal lung* e *bone*) e per le due energie disponibili (6 e 15 MV) sono state generate ed analizzate le distribuzioni di dose di due campi: un campo quadrato di 13x13 cm² ed uno stretto campo rettangolare di 2.8x13 cm². Per quest'ultimo il lato lungo attraversa l'interfaccia acqua-disomogeneità. Per ciascun esperimento sono state analizzate curve di dose in profondità e profili trasversali lungo la disomogeneità. Si osserva una differenza sistematica negli andamenti delle curve, ben visibile per le curve di dose in profondità per mezzi di bassa densità, tra gli algoritmi di tipo a e quelli di tipo b (Figura 2). Nel caso *bone* le differenze tra gli algoritmi sono quantitativamente piccole, nonostante alcuni di essi calcolino la dose assorbita in acqua ed altri quella assorbita in osso corticale. Inoltre alcuni tra gli algoritmi di tipo a non sono in grado di tener conto in modo corretto della presenza di un mezzo con densità minore dell'acqua: di conseguenza la distribuzione di dose nella regione della disomogeneità risulta molto imprecisa.

Per quanto riguarda l'esperimento clinicamente più rilevante (*normal lung*) si possono fare le seguenti considerazioni:

- (1) Gli algoritmi PBC-ECL, PB-TMS, FFTC-XiO non sono in grado di considerare densità diverse da uno lungo il percorso del fascio primario, in modo più evidente per i campi piccoli rispetto a quelli grandi e per i fotoni di energia più alta.
- (2) Tutti gli algoritmi di tipo b presentano un miglior accordo con il Monte Carlo ad entrambe le energie per il campo 13 x 13 cm² e a 6 MV per il campo 2.8 x 13 cm². Per il campo piccolo a 15 MV gli algoritmi CC-TMS, CC-PIN e MGS-XiO sono più consistenti con i risultati della simulazione Monte Carlo rispetto a AAA-ECL.
- (3) Quasi tutti gli algoritmi di tipo a si com-

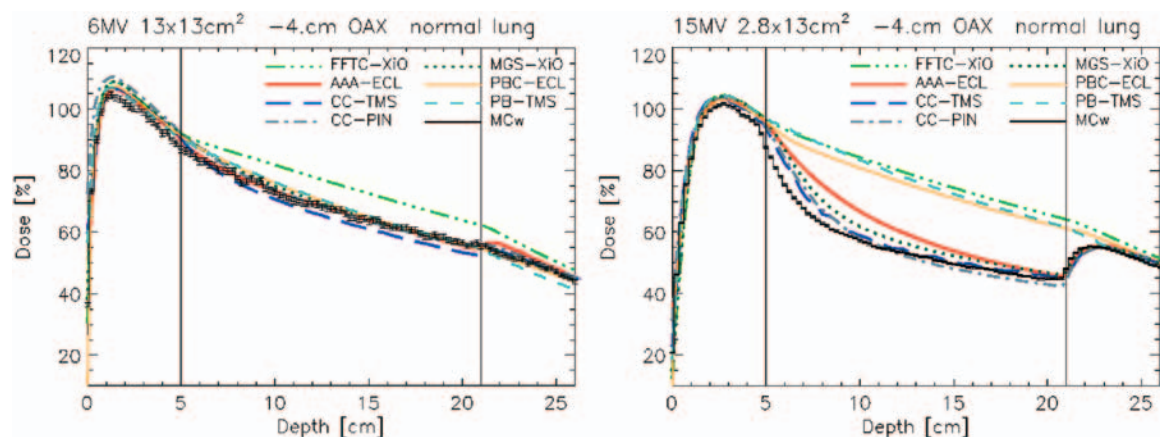


Figura 2. Curve di dose in profondità per il campo $13 \times 13 \text{ cm}^2$, 4 cm fuori dall'asse nel lato della disomogeneità, esperimento *normal lung*

portano in modo accettabile nel caso di campi grandi finché è presente l'equilibrio delle particelle cariche laterale. Se si aumenta l'energia o si riducono le dimensioni del campo, i modelli più semplici non riescono più a riprodurre le simulazioni poiché non considerano il trasporto degli elettroni.

Utilizzando le simulazioni Monte Carlo come riferimento e stratificando l'analisi in base alle parti di campo contenute all'interno o all'esterno della disomogeneità, è stato possibile valutare l'indice gamma per 425 punti in acqua e per 156 punti in ciascun mezzo disomogeneo (65 nel caso *bone*)

variando la soglia in dose (ΔD). Il parametro γ agreement index (γAI) è stato definito come la frazione di punti con $\gamma \leq 1$. In Figura 3 viene mostrata la variazione di γAI in funzione di ΔD per ciascun algoritmo, densità, energia e dimensioni di campo. Sono riportati solo i risultati relativi ai punti che si trovano nelle disomogeneità dell'esperimento *normal lung*.

Conclusioni

I risultati ottenuti hanno confermato l'adeguatezza degli algoritmi appartenenti al primo gruppo nel gestire il calcolo della dose in mezzi disomogenei, specialmente nel caso

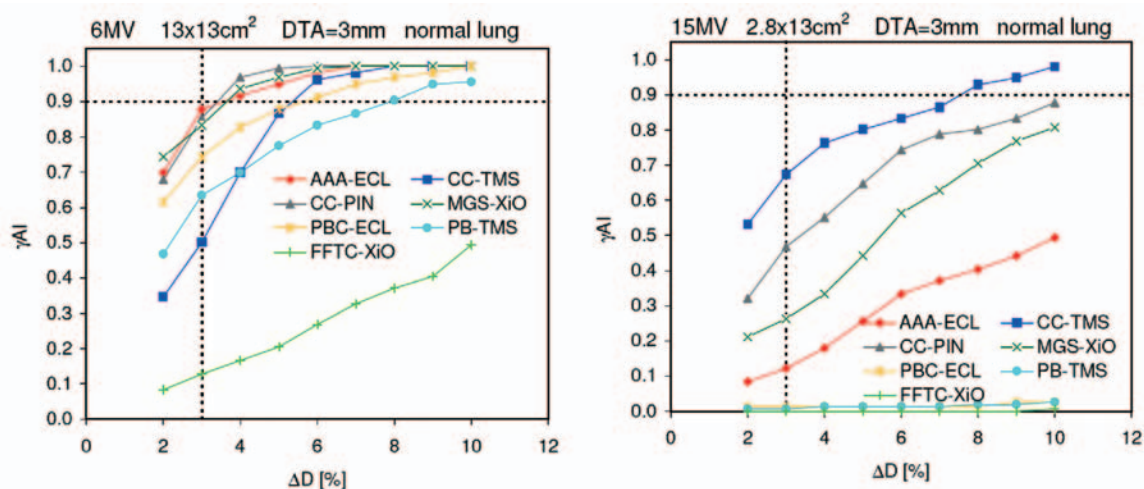


Figura 3. Risultati dell'analisi dell'indice γ (fissato $DTA = 3 \text{ mm}$) per i punti di calcolo che si trovano nell'inserto disomogeneo. In ciascun grafico è riportato in ordinata il valore di γAI e in ascissa ΔD

di campi piccoli in mezzi di bassa densità. Dall'altro i risultati degli algoritmi appartenenti al secondo gruppo sono stati più contraddittori, in dipendenza soprattutto dall'energia del fascio, dalle dimensioni del campo e dalle densità investigate.

Per quanto riguarda il caso *normal lung*, il più rilevante dal punto di vista clinico, si può concludere che gli algoritmi di tipo b risultano preferibili ai modelli semplici e quindi dovrebbero essere sempre utilizzati nella pratica clinica.

Bibliografia

- ¹ ICRU (International Commission on Radiological Units) Report 44. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. Oxford University Press, Oxford, 1989.
- ² Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. Med Phys 1995;22:503-24.
- ³ Kawrakow I, Rogers DW and Walters BR. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting. Med Phys 2004;31:2883-98.
- ⁴ Kawrakow I, Rogers DW and Walters BR. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting. Med Phys 2004;31:2883-98.
- ⁵ Kawrakow I, Rogers DW and Walters BR. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting. Med Phys 2004;31:2883-98.
- ⁶ Low D, Harms W, Mutic S, Purdy J. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys 1998;25:656-60.

Ultime novità ICRP

a cura di Nuccia Canevarollo



INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION

La International Commission on Radiological Protection ha pubblicato nell'aprile 2007 il CD-ROM ICRP CD3

"DATABASE OF DOSE COEFFICIENTS: RADIONUCLIDES IN MOTHERS' MILK"

Nelle Pubblicazioni 56, 67, 69, 71 e 72 erano stati forniti modelli biocinetici specifici rispetto all'età e i coefficienti di dose (dose per unità di intake di sostanza radioattiva) per gli individui della popolazione. Nella Pubblicazione 68 erano state invece fornite le dosi efficaci impegnate per inalazione o ingestione di radionuclidi da parte di lavoratori esposti. La recente Pubblicazione 95 ci dà informazioni sulle dosi da radiazioni ai neonati dovute all'introduzione di radionuclidi dal latte materno. Dagli intake da parte di individui della popolazione di sesso femminile o da lavoratrici, vengono forniti i coefficienti di dose per unità di intake della madre (Sv Bq⁻¹), per i radioisotopi di 35 elementi (gli stessi 31 elementi dei report precedenti, più sodio, magnesio, fosforo e potassio). Il CD-ROM 3 fornisce tutti i coefficienti di dose dalla Pubblicazione 95 in un formato elettronico maneggevole. Vengono dati anche i coefficienti di dose per ingestione e per inalazione di aerosol di 10 dimensioni differenti, con le dosi efficaci e le dosi equivalenti per tutti i tessuti importanti in un ampio range di tempi di integrazione post-natale (1, 5, 10 e 20 anni). Il CD-ROM contiene inoltre file fondamentali, come il testo della ICRP 95 ed altre informazioni specifiche sul database.



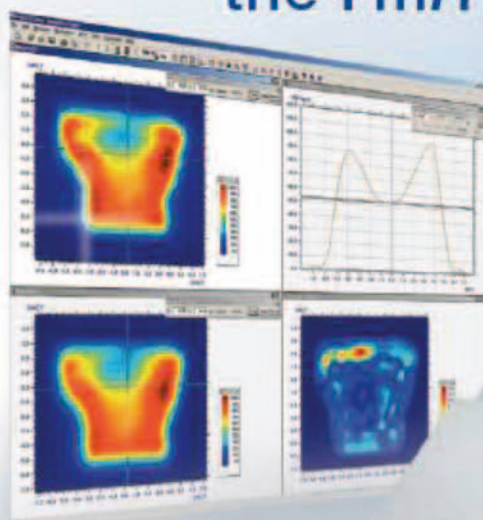
Distributore per l'Italia

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

SCANDITRONIX

WELLHÖFER

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



The three most important are: It is the
FASTest + most **ACCURATE** + most **RELIABLE**

two dimensional array
for digital IMRT verification

www.scanditronix-wellhofer.com MatriXX@scanditronix-wellhofer.com
Member of the IBA Group



Riassunti delle Tesi di Specializzazione discusse presso l'Università degli Studi di Genova Anno Accademico 2006-2007

STUDIO COMPARATIVO DI TOMOGRAFI COMPUTERIZZATI DA 6, 16 E 64 STRATI: STESURA DI UN PROTOCOLLO DI VERIFICA PERIODICA DELLA QUALITÀ

MICHELA CHIANELLO

Relatore: Prof. Sandro SQUARCIA
Correlatore: Dott.ssa Paola MORESCO

Dopo l'introduzione della tecnologia multistrato, l'evoluzione dei sistemi di tomografia computerizzata (TC) è andata avanti a ritmi incalzanti, arrivando fino ad oggi in cui sono operative TC fino a 64 strati. I vantaggi introdotti dalla nuova tecnologia multistrato sono diversi. Prima di tutto, essendo possibile acquisire simultaneamente, durante una singola rotazione, più strati, il tempo di acquisizione necessario per la scansione di un dato volume si riduce notevolmente, aumentando la risoluzione temporale della metodica. Il volume maggiore che può essere esaminato con una singola rotazione del tubo permette anche, in alcuni casi, l'acquisizione totale dell'immagine nel corso di una singola apnea del paziente. Si fa quindi un uso ottimizzato del tubo, che, con una sola rotazione riesce a fornire immagini che nel caso di TC a singolo strato sarebbero state ottenute con diverse rotazioni, e quindi con un maggiore riscaldamento del tubo. Inoltre, un fattore importante è la riduzione dello spessore dello strato, che scende sotto il millimetro (raggiungendo 0.5, 0.625 o 0.75 mm a seconda della casa costruttrice) e che comporta una risoluzione spaziale longitudinale ottimizzata per la visualizzazione delle sezioni coronali e sagittali. La riduzione della dimensione dello strato infatti rende confrontabile la risoluzione lungo l'asse *z* (asse del *gantry*) con quella sul piano assiale; in questo modo è possibile ottenere delle immagini isotrope, e ricavare delle immagini 3D con voxel cubici. La velocità con cui si sono evolute queste tecnologie ha comportato il problema, da parte del personale coinvolto nel loro utilizzo, di un veloce aggiornamento del modo di operare, che risulta fondamentalmente differente rispetto a quello relativo alle prime generazioni di TC.

Nell'ultimo anno nell'A.O. Ospedale Santa Corona di Pietra Ligure, dove questo lavoro di tesi è stato svolto, si sono succedute le installazioni di tre TC multistrato: una Siemens Somaton Sensation da sei strati, accoppiata ad un sistema PET, una GE LightSpeed VFX16 e una GE LightSpeed VCT64.

Il primo problema che è stato necessario affrontare da parte della figura professionale dell'Esperto in Fisica Medica è stato quello di aggiornare le modalità di accettazione e di esecuzione dei controlli di qualità riguardanti queste apparecchiature. In questo lavoro di tesi è stato riportato il processo di aggiornamento eseguito in fase di accettazione degli scanner multibanco.

Sono state eseguite misure sulla qualità dell'immagine e sulla dose assorbita. Sono stati presentati i risultati delle valutazioni di ciascuna grandezza considerata, facendo considerazioni sulle prestazioni delle singole apparecchiature e, dove possibile, facendo un confronto tra le tre. Lo scopo è stato quello di effettuare una valutazione delle prestazioni delle macchine, stabilire le modalità di misura e i valori di riferimento per i successivi controlli periodici e, allo stesso tempo, identificare le differenze tra le macchine e gli effetti che queste hanno nella qualità delle immagini acquisite e nella dose al paziente. Si tenga in considerazione il fatto che, avendo a disposizione apparecchiature provenienti da diverse case costruttrici, il confronto tra le prestazioni non è stato semplice, poiché non sempre è stato possibile impostare gli stessi parametri.

Materiali e metodi

Per la valutazione della qualità dell'immagine è stato utilizzato il fantoccio Catphan 500. Si noti che si sono presentate delle difficoltà nella determinazione dello spessore di strato, nel caso di TC a 64 strati e collimazione del fascio massima; gli inserti a rampa infatti si sono rivelati non sufficientemente lunghi da coprire l'intero fascio ed è stato necessario eseguire due acquisizioni consecutive per potere determinare lo spessore di strato relativo a tutti i rivelatori. Le immagini

sono state elaborate mediante il *software image j*, liberamente scaricabile *on line*. Le misure, ove necessario, sono state eseguite per ogni immagine acquisita contemporaneamente e relativa a ciascuna riga di rivelatori lungo *z*.

Le misure di dose sono state eseguite mediante una *pencil camera* con un'area sensibile di 10 cm, accoppiata ad un elettrometro, Barracuda RTI Electronics e i fantocci *head* e *body*.

Inoltre, per le misure dei profili di fascio radiante e dell'*overscan*, sono state utilizzate delle pellicole Gafchromic XR-QA, che non richiedono un processo di sviluppo dopo l'irraggiamento.

Per quanto riguarda la qualità dell'immagine sono state eseguite le seguenti misure:

- Rumore e uniformità al variare del filtro di ricostruzione, della corrente erogata, dello spessore di strato e, a parità di tali parametri, al variare della riga di rivelatori lungo *z*.
- Linearità dei numeri CT
- Lo spessore di strato, per ogni combinazione impostabile e, per ciascuna di esse, al variare della riga di rivelatori lungo *z*, secondo il metodo della rampa
- La risoluzione spaziale assiale, mediante il metodo di Droege, in termini di MTF, al variare del filtro di ricostruzione
- Lo *Slice Sensitivity Profile* (SSP) al variare del *pitch* di acquisizione
- La rivelabilità a basso contrasto

Le valutazioni di dose hanno invece incluso le seguenti verifiche:

- L'*overbeam* e l'efficienza geometrica lungo l'asse *z* del sistema per ogni collimazione e combinazione degli strati possibile
- L'*overscan* nel caso di acquisizione elicoidale, al variare del *pitch* di acquisizione
- L'efficienza del sistema di modulazione dei mA, in acquisizione elicoidale, valutando la massima variazione dei mA per le varie sezioni e la massima variazione del rumore delle immagini.
- L' $nCTDI_{air}$, l' $nCTDI_{whead}$ e l' $nCTDI_{wbody}$, al variare della collimazione del fascio, ese-

guendo anche un confronto dei valori misurati con quelli riportati in *console*

- Il rapporto tra misure di dose in modalità assiale e spirale
- I rapporti p_H e p_B tra rispettivamente il $CTDI_{whead}$ e il $CTDI_{wbody}$ rispetto al $CTDI_{air}$

Risultati

Le misure si sono mostrate in buon accordo con le misure dichiarate dal costruttore. Ove possibile è stato eseguito un confronto tra le apparecchiature; ad esempio, come atteso, il sistema da 64 strati ha mostrato di potere raggiungere un valore minimo di efficienza geometrica lungo *z*, corrispondente al minimo spessore di collimazione impostabile, notevolmente inferiore a quello delle altre apparecchiature; ma, allo stesso tempo, un valore massimo di tale grandezza notevolmente superiore alle altre, grazie al fatto che in questo caso la massima collimazione del fascio utilizzabile è circa il doppio rispetto alle altre apparecchiature.

In questa sede è riportata soltanto una piccola parte dei risultati ottenuti dalle misure elencate sopra.

Nella fattispecie, in Tabella 1 sono riportati risultati dei valori di SSP per le tre apparecchiature, al variare del *pitch* di acquisizione, come esempio è riportato il grafico di una delle apparecchiature, la Siemens 6 (Figura 1). Un confronto con i valori dello spessore del profilo nella direzione assiale ha mostrato la possibilità di ottenere una risoluzione spaziale confrontabile nelle tre direzioni spaziali e quindi dei voxel isotropici nelle immagini 3D

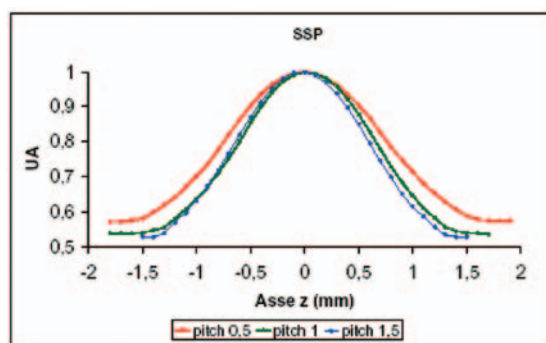


Figura 1 SSP al variare del *pitch* per il sistema Siemens 6, acquisiti con collimazione 6 mm e ricostruiti con spessore 1,25 mm.

	Spessore della sezione (mm)	<i>pitch</i>	SSP (mm)
Siemens 6	1,25	0,5	1,6
		1	1,4
		1,5	1,4
GE 16	1,25	0,562	1,7
		0,9375	1,9
		1,75	1,8
GE 64	0,625	0,531	0,7
		0,969	0,9
		1,375	1

Tabella 1 - Valori misurati dello SSP per i diversi valori di *pitch* per le tre apparecchiature

Le misure di *overscan* sono invece riportate in Tabella 2; un esempio di profilo da cui sono state tratte le misure è riportato in Figura 2.

	Spessore della sezione (mm)	<i>pitch</i>	SSP (mm)
Siemens 6	1,25	0,5	1,6
		1	1,4
		1,5	1,4
GE 16	1,25	0,562	1,7
		0,9375	1,9
		1,75	1,8
GE 64	0,625	0,531	0,7
		0,969	0,9
		1,375	1

Tabella 2 - Valori di *overscan* misurati per diverse collimazioni e diversi *pitch*, per le tre apparecchiature

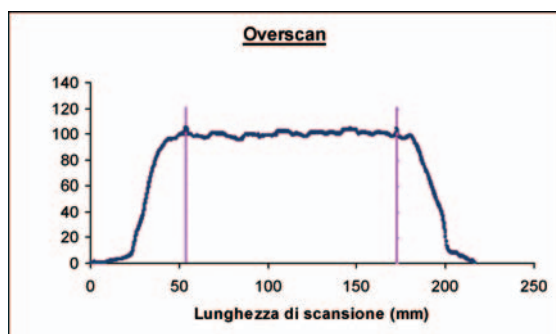


Figura 2 - Profilo di dose a seguito di una acquisizione elicoidale con *pitch* 0,938 e collimazione del fascio pari a 20 mm eseguita con la TC GE 16.

I risultati mostrano che l'*overscan* si mantiene approssimativamente costante, indipendentemente dal valore del *pitch*, ma crescente all'aumentare dello spessore della collimazione. Una informazione di questo tipo si dimostra particolarmente utile, perché indica il contributo di dose supplementare dovuto esclusivamente all'*overscan* e che diventa rilevante al ridursi dell'estensione del volume di scansione. Inoltre una informazione di questo tipo dovrebbe essere presa in considerazione nel caso in cui il volume in esame sia prossimo a organi radiosensibili.

Il confronto, infine, tra i valori di CTDI misurati in fantoccio *head* e *body* con quelle riportate in *consolle* ha mostrato un buon accordo, la massima variazione essendo inferiore allo 0,4%, 2% e 5% rispettivamente per il sistema Siemens 6, GE 16 e GE 64.

Vista l'enorme mole di immagini da acquisire per una verifica completa di tutti i parametri, nel protocollo dei controlli di qualità periodici, per quanto riguarda la valutazione della qualità dell'immagine e della dose, sono stati inclusi soltanto alcuni casi tra quelli considerati in fase di caratterizzazione delle prestazioni dei sistemi. Sono state scelte quelle misure che meglio possano monitorare la costanza delle prestazioni delle apparecchiature, senza però appesantire particolarmente il processo di verifica. Nella fattispecie è stato stabilito che la verifica del rumore e dell'uniformità sarà eseguita per un determinato valore di mA, KV e tempo di scansione, preferibilmente entro un *range* di valori normalmente utilizzati nella pratica clinica; per una combinazione di strati associata alla massima estensione longitudinale del fascio e al minimo spessore del singolo strato, in modo da potere monitorare eventuali spostamenti del sistema di collimazione rispetto all'isocentro del *gantry*. Allo stesso modo, lo spessore di strato sarà valutato per ogni valore impostabile, scegliendo però il minimo numero di strati simultaneamente acquisibili a quel dato spessore di strato. La valutazione sarà eseguita per una sola riga di rivelatori, e soltanto per una combinazione sarà valutato lo spessore di strato per ogni riga. La risoluzione spaziale, assiale e longitudinale, sarà valutata a parametri di acquisizione fissi, rappresentativi del modo di operare nella pratica clinica; così come la rivelabilità a basso contrasto.

Per quanto riguarda invece le valutazioni dosimetriche, saranno periodicamente verificati i valori di CTDI sia in aria che in fantoccio. In questo modo sarà possibile monitorare eventuali variazioni nelle prestazioni del tubo.

Sarebbe auspicabile inoltre un controllo periodico anche dell'efficienza geometrica,

per potere escludere eventuali variazioni dell'ampiezza della collimazione, che potrebbe indurre un eccessivo irraggiamento oltre i limiti impostati. Ai fini dei controlli di qualità periodici, i risultati ottenuti in questo lavoro di tesi saranno presi come valori di riferimento.

Bibliografia

- IMPACT, Technology Update n°1, 2nd Edition, Multi-Slice CT Scanners, January 2002
- K.Klingenbeck-Regn et al., Subsecond multi-slice computed tomography: basic and applications, European Journal of Radiology 31 (1999), 110-124
- S. Edyvean, N. Keat, Comparison of Definition of Geometric Efficiency in Computed Tomography Scanners, IMPACT
- Thomas G. Flohr, PhD, Stefan Schaller, PhD, Karl Stierstorfer, PhD, Herbert Bruder, PhD, Bernd M. Ohnesorge, PhD and U. Joseph Schoepf, MD, Multi-Detector Row CT Systems and Image-Reconstruction Techniques, Special Reviews, Published online before print April 15, 2005, 10.1148/radiol.2353040037
- Hui Hu, Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction, Med.Phys. 26(1), January 1999
- Marc Kachelrieß, Stefan Schaller, Willi A. Kalender, Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT, Med. Phys. 27 - N4 - O, April 2000
- Kanal, Computed Tomography, <http://courses.washington.edu/radphys/PhysicsCourse.html>
- J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, J.M. Boone, The essential Physics of medical imaging, Lippincott Williams and Wilkins
- ImageJ 1.32j, Wayne Rasband National Institutes of Health, USA; <http://rsb.info.nih.gov/ij/>
- Report 05016, CT scanner automatic exposure control system, MHRA
- Evaluation Report MHRA 04015, GE Light-Speed 16 CT Scanner Technical Evaluation, Crown Copyright; www.impactscan.org
- R.L. Dixon, A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI, Medical Physics, June 2003, 30 (6), pp. 1272-1280
- R. T. Droege, R. L. Morin, A practical method to measure the MTF of CT scanners, Med. Phys. 9 (5), Set/Otp 1982

IMPLEMENTAZIONE CLINICA DELLA TECNICA IMRT:

ASPETTI FISICO-DOSIMETRICI

ELENA DE MARTIN

Relatore: Prof. Sandro SQUARCIA

Correlatore: Dott.ssa Franca FOPPIANO

Introduzione e scopo

La tecnica di trattamento radioterapico ad intensità modulata (IMRT) permette di conformare la distribuzione di dose erogata al volume bersaglio (PTV) ottenendo un elevato grado di risparmio degli organi a rischio (OARs).

Nella prima fase di questo lavoro abbiamo implementato clinicamente l'IMRT presso l'istituto San Raffaele (Milano) per un particolare distretto anatomico, quello del testa collo (HN), nel quale la tecnica ad intensità modulata presenta maggiori vantaggi in termini di risparmio degli OARs rispetto a tecniche conformazionali. Dopo l'ottimizzazione del piano di trattamento è fondamentale verificare accuratamente che la distribuzione di dose erogata sia effettivamente "coincidente" con quella pianificata. In IMRT il "controllo di qualità" (Quality Assurance, QA) si basa sostanzialmente sul confronto quantitativo tra distribuzioni di dose calcolate e misurate.

Recentemente sono state rese disponibili anche nuove tecniche di erogazione dell'IMRT, che usano un numero molto maggiore di segmenti e gradi di libertà. Nell'ambito di tali tecniche rientra il sistema di tomoterapia elicoidale. Presentiamo quindi lo studio fatto per indagare il potenziale dell'unità di tomoterapia nel miglioramento della somministrazione di dose in particolare per il distretto HN. Come confronto si è voluta valutare una tecnica di incremento della dose al PTV (Simultaneous Integrated Boost, SIB) pianificata sia tramite IMRT convenzionale che tramite Tomoterapia.

Materiali e Metodi

Nella prima fase di implementazione dell'IMRT per il trattamento dell'HN abbiamo cercato di definire quale fosse la "nostra tecnica ottimale". Abbiamo deciso di usare una tecnica a 5 campi (7 nei casi più complessi) [1-3]. Nel caso di trattamenti a 5 campi i fasci incidono sul paziente da: due direzioni oblique anteriori, due oblique posteriori e una posteriore. L'ottimizzazione delle fluenze

IMRT viene operata tramite un modulo di inverse planning (Eclipse /Helios, Varian Inc.), dopo di che il sistema permette di convertire la fluenza ideale ottimizzata in una effettivamente erogabile dall'MLC, scegliendo la modalità di somministrazione (Step-and-Shoot, SS, con un numero variabile di livelli di intensità o Sliding Window, SW,). In questo studio abbiamo focalizzato la nostra attenzione nel confrontare, in termini di punti dell'istogramma dose-volume oppure di statistiche relative ai valori di dose (massima e minima) per OARs, CTVs e PTVs, piani inversamente ottimizzati usando la SW e la SS con un numero di livelli di intensità $n = 5, 10$ e 20 [4].

Una volta implementata clinicamente la tecnica, l'approccio più comune per verificare l'accordo tra distribuzioni di dose calcolata e misurata è di erogare il piano di trattamento originale ottimizzato su paziente ad un fantoccio standard, che contiene uno o più punti di verifica della dose. Abbiamo operato misure per verificare, per ogni paziente clinico, sia il trattamento completo tridimensionale (camera Farmer, volume di misura: 0.6 cc e pellicole EDR-2 della Kodak) che ogni singolo campo irradiato (camera PTW, volume di misura: 0.125 cc e pellicola XV-Omat della Kodak). Il confronto tra le distribuzioni di dose è stato poi effettuato tramite il calcolo del γ index [5], imponendo i criteri di accettazione suggeriti nel booklet ESTRO n° 7 ($4\%/3\text{mm}$) [6]. Tali distribuzioni sono state espresse in termini di istogrammi cumulativi, in base ai quali per ogni campo sono stati determinati dei parametri di frequenza γ quali: il valore γ medio, il valore γ_{Δ} definito come il precedente valore medio $+ 1.5$ SD e la percentuale di punti con $\gamma < 1$, $\gamma < 1.5$ e $\gamma > 2$ [7].

Si è inoltre voluto confrontare la IMRT a 10 livelli di intensità per le patologie dell'HN con i trattamenti ottimizzati tramite tomoterapia elicoidale (Figura 1).

In funzione di tale studio sono stati selezionati 5 pazienti e per ciascuno sono stati ottimizzati piani di trattamento, tramite IMRT (Helios/Eclipse planning system) e tramite Tomoterapia. Essi sono stati poi confrontati in termini di istogrammi dose-volume (DVH) e statistica di dose su PTV e OAR [8].

L'IMRT permette di somministrare simultaneamente dosi diverse a volumi diversi.

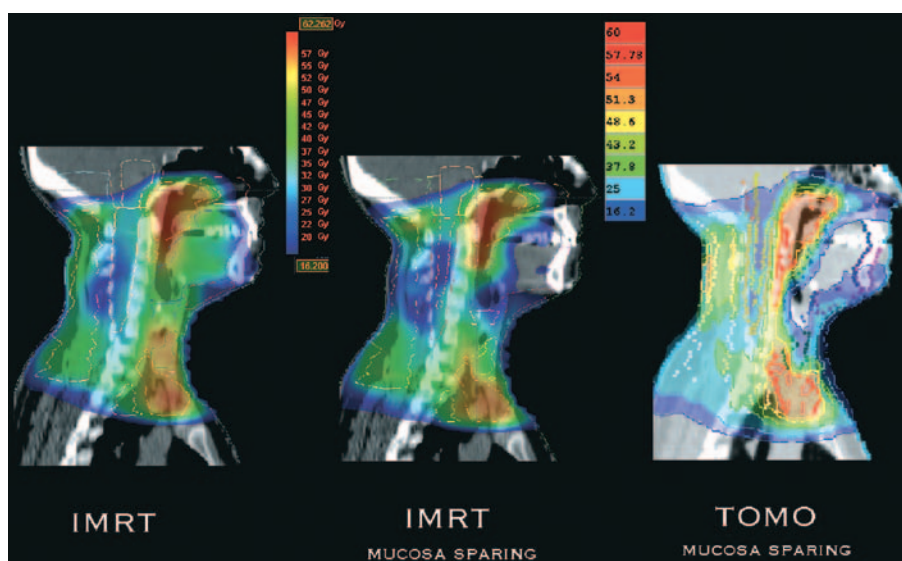


Figura 1: Sezione sagittale della distribuzione di dose per un trattamento HN IMRT e Tomo

Questo approccio è detto SIB (Simultaneous Integrated Boost) e ha il potenziale di migliorare il controllo locale tramite una moderata accelerazione del trattamento. In un ulteriore studio si è effettuata la pianificazione del SIB per 6 pazienti affetti da tumore del rinofaringe tramite IMRT e Tomoterapia [9].

Risultati

Osserviamo che i risultati ottenuti da questo lavoro sono specifici del sistema Varian a causa dei metodi di segmentazione nell'erogazione SS che lo caratterizzano. Lo studio ha confermato che in generale la copertura del PTV, nonché il risparmio della dose erogata agli OARs, ottenute tramite tecnica IMRT sono migliori rispetto a quella ottenuta in conformazionale, a prescindere che si usino la tecnica SS o SW. Interessante è stato constatare che i risultati ottenuti con la tecnica SS a 10 e più livelli di intensità, considerando l'andamento delle curva dose-volume (Dose-Volume Histograms) di PTV, CTV e OARs, sono comparabili con quelli ottenuti con la tecnica SW. D'altro canto la tecnica SS a 5 livelli di intensità dà risultati leggermente inferiori rispetto alla SS10 e alla SW in termini di copertura del PTV e della dose massima al midollo spinale.

Come modalità di erogazione clinica si è quindi scelta la SS10, per la quale abbiamo implementato un protocollo di QA personalizzato per ogni paziente. In fase pre-clinica e

per i primi pazienti abbiamo verificato sia il trattamento completo che ogni singolo campo. Il primo approccio era abbastanza laborioso e dispendioso in termini di tempo ed è stato accantonato una volta riscontrato, tramite analisi statistica dell'indice γ oltre che delle misure di dose assoluta, che era meno efficace nel mettere in evidenza punti di disaccordo tra le distribuzioni di dose calcolate ed effettivamente irradiate. Ad oggi la procedura di QA implementata prevede quindi l'irradiazione a gantry zero di ogni fluenza di trattamento su fantoccio omogeneo. Una analisi statistica sui dati dosimetrici (QA) di 57 pazienti trattati per tumori HN con IMRT è stata eseguita col fine di individuare criteri di valutazione dell'accordo tra distribuzioni di dose misurate ed attese. I valori di frequenza del γ index per il confronto tra le distribuzioni di dose pianificate ed irradiate sono riportati nella successiva tabella 1 ed evidenziano le differenze tra i due acceleratori Varian che erogano trattamenti IMRT nell'istituto.

Il migliore risultato ottenuto per l'acceleratore di più recente installazione è dovuto ad una più accurata acquisizione dei profili di dose (tramite uso di diodi) che ha portato ad una forma del kernel del pencil beam più realistica. Alla luce di ciò l'acceleratore usato per erogare trattamenti IMRT è oggi il DHX. Osserviamo infine che la tomoterapia ha ancora più dell'IMRT il potenziale per migliorare la distribuzione di dose sia in termini di una migliore omogeneità all'interno del PTV che di un più efficiente risparmio degli OARs. I gradienti estremamente ripidi che essa produce e che riducono la regione di alta dose al di fuori del target, offrono inoltre la possibilità di migliorare il controllo locale tramite una moderata accelerazione del trattamento.

	γ average value	$\gamma \Delta$ average value	$\gamma < 1$ average value (%)	$\gamma < 1.5$ average value (%)	$\gamma > 2$ average value (%)
Clinac 600 CD	0.37 (SD: 0.11)	1.1 (SD: 0.2)	87.6 (SD: 6.4)	95.2 (SD: 3.9)	2.0 (SD: 2.4)
Clinac DHX	0.25 (SD: 0.08)	0.8 (SD: 0.2)	95.3 (SD: 3.2)	98.9 (SD: 1.1)	0.4 (SD: 0.6)
p-value	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

Tabella 1: questi parametri sono determinati dall'analisi della distribuzione degli istogrammi γ relativa alle fluenze di trattamento IMRT misurate e calcolate. Il significato statistico delle medie riportate è rappresentato dai sottostanti valori p ($\gamma \Delta$ è definito come il valore medio defined as the average values of $\gamma + 1.5$ SD)

Conclusioni

Il messaggio più importante della prima parte di questo lavoro è stato la dimostrazione dell'equivalenza tra l'erogazione Sliding Window e Step and Shoot con 10 e più livelli di intensità con il sistema di planning e somministrazione della dose della Varian. Queste considerazioni ci hanno portato all'implementazione della tecnica SS10 per i trattamenti del testa collo e più tardi anche per i trattamenti delle pelvi. I questi ultimi l'IMRT si concretizza in termini di risparmio del retto, della vescica e soprattutto delle anse intestinali.

Nella seconda fase di questo lavoro abbiamo studiato gli strumenti che ci permettono di valutare la qualità dell'accordo tra distribuzione di dose calcolata e misurata. Rimane comunque il problema di definire un numero di pazienti o di campi analizzati oltre il quale modificare le procedure di QA, rendendole meno onerose. Per tale passo ogni centro dovrà identificare la propria soluzione al problema sulla base dell'equipaggiamento e dell'esperienza personale.

Per quanto riguarda la scelta dei parametri da impiegare nel confronto tra le distribuzioni di dose è stato qui usato l'indice γ , la cui distribuzione è stata analizzata statisticamente per definire dei limiti di accettabilità dell'accordo tra fluenze calcolate e misurate, basati sull'esperienza specifica dell'istituto. Tale analisi, applicata a due macchine diverse, evidenzia l'influenza di una accurata configurazione dosimetrica dell'acceleratore stesso sulla qualità del confronto tra distribuzioni di dose. Ciò ci ha suggerito di costituire un diagramma di flusso decisionale piuttosto che dei limiti di confidenza univocamente definiti per valutare l'accettabilità dell'accordo. I ruoli del fisico e del radioterapista

rimangono cruciali nel valutare la rilevanza dosimetrica e clinica di eventuali aree, anche piccole, di disaccordo.

Un'altra considerazione è che il metodo statistico usato in questo lavoro per valutare operativamente due acceleratori può essere usato anche per altri tipi di esame, come ad esempio il confronto tra due diverse procedure di QA. Esso potrebbe essere utile anche ad altre istituzioni aventi lo stesso tipo di equipaggiamento e che volessero confrontare i loro risultati dosimetrici.

Infine abbiamo voluto introdurre il confronto tra alcuni piani di trattamento ottimizzati tramite IMRT e tramite Tomoterapia. Quest'ultima applica il concetto di inverse planning e intensità modulata estendendo il numero delle porte di ingresso per la radiazione e cioè i gradi di libertà del sistema. Questo porta ad una distribuzione di dose ancora più scolpita attorno al PTV, con un incrementato risparmio degli organi a rischio.

Bibliografia

- [1] J. Johansson, E. Blomquist, A. Montelius, U. Isacson, B. Glimelius, *Potential outcomes of modalities and techniques in radiotherapy for patients with hypopharyngeal carcinoma*. Radioth Oncol 2004;72:129-38.
- [2] J. Stein, R. Mohan, XH Wang, et al., *Number and orientations of beams in intensity modulated radiation treatments*, Med Phys 1997;24:149-60.
- [3] S. Sodestrom, A. Brahme, *Which is the most suitable number of photon beam portals in coplanar radiation therapy?*, Int J Radiat Oncol Biol Phys 1995;33:151-9.
- [4] B. Longobardi, E. De Martin, C. Fiorino, I. Dell'Oca, S. Broggi, G. M. Cattaneo, R. Calandrino, *Comparing 3DCRT and inversely optimized IMRT planning for head and neck can-*

cer: *Equivalence between step-and-shoot and sliding window techniques*, *Radioth Oncol* 2005;77:148-156

- [5] Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*. *Med Phys* 1998; 25(5):656-661.
- [6] *Quality assurance of treatment planning systems-practical examples for non-IMRT photon beams*, ESTRO Booklet No 7. 2004.
- [7] E. De Martin, C. Fiorino, S. Broggi, B. Longobardi, A. Pierelli, L. Perna, G. M. Cattaneo, R. Calandrino, *Agreement criteria between expected and measured field fluences in IMRT of head and neck cancer: the importance and*

use of the g histograms statistical analysis, *Radioth Oncol*, article submitted.

- [8] C. Fiorino, I. Dell'Oca, A. Pierelli, S. Broggi, E. De Martin, N. Di Muzio, B. Longobardi, F. Fazio, R. Calandrino, *Significant improvement in normal tissue sparing and target coverage for head and neck cancer by means of helical tomotherapy*, *Radioth Oncol* 2006;78:276-282.
- [9] C. Fiorino, I. Dell'Oca, A. Pierelli, S. Broggi, G. M. Cattaneo, A. Chiara E. De Martin, N. Di Muzio, F. Fazio, R. Calandrino, *Simultaneous integrated boost (SIB) for Nasopharynx cancer with helical tomotherapy: a planning study*, *Strahlen Onk*, Article in Press

GLI INDICI DI CONFORMAZIONE E LA VALUTAZIONE DEL PIANO DI CURA PER LA RADIOTERAPIA DEL CARCINOMA PROSTATICO

CHIARA SAMPIETRO

Relatore: Prof. Sandro SQUARCIA

Correlatore: Dott.ssa Monica BEVEGNI

Questo lavoro di tesi, svolto presso la ASL1 Imperiese, ha avuto come scopo quello di verificare se l'implementazione dell'uso degli indici di conformazione, *IC*, può essere un valido strumento da affiancare all'analisi della distribuzione di dose in ogni scansione CT (*Computer Tomography*) e allo studio del DVH (*Dose Volume Histogram*), per l'accettabilità del piano di cura radioterapico 3D conformazionale del carcinoma prostatico. Questo studio è partito nell'autunno del 2004 e fino all'aprile del 2007 ha visto coinvolti 110 pazienti, per ognuno dei quali la valutazione del piano di cura radioterapico è stata fatta non solo sulla base della distribuzione di dose e del relativo DVH, tenendo conto dei limiti di dose per gli OAR riportati in tabella, ma anche facendo ricorso agli *IC*.

	V ₅₀	V ₇₀	D _{5%}
Retto	< 25%	< 10%	< 70 Gy
Vescica	< 30%	< 10%	< 70 Gy

Gli *IC* che sono stati valutati sono (Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006; 64: 333-342):

$$\text{Conformity Index: } CI = \frac{V_{RI}}{TV};$$

$$\text{Conformation Number: } CN = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}};$$

$$COIN = \left[CN \times \prod_{i=1}^{N_{CO}} \left(1 - \frac{V_{COref,i}}{V_{CO,i}} \right) \right].$$

Dove V_{RI} è il volume dell'isodose di riferimento RI, tipicamente la 95%, TV è il volume del *target*, TV_{RI} è il volume del *target* compreso nella RI, V_{COref} è il volume dell'organo a rischio che si sta considerando racchiuso nella RI e V_{CO} è il volume dell'OAR.

Il *CI* definisce la percentuale di volume del *target* che è coperto almeno dalla RI; questo indice non è però in grado di valutare l'intersezione spaziale del *target* con la RI e quindi da solo non è sufficiente a stabilire l'accettabilità del piano di cura ed è per questo che si utilizza anche il *CN*, che definisce non solo la qualità di copertura del *target* ma da anche una indicazione sul volume dei tessuti sani che ricevono una dose maggiore o uguale alla dose di prescrizione. Infine il *COIN* da una idea di quanto siano irradiati gli OAR. I valori che gli *IC* possono assumere affinché il piano di cura radioterapico sia ottimale sono: $0.90 < CI < 1.60$; $CN > 0.60$; $COIN > 0.50$.

Dai valori assunti dagli *IC* per i 110 pazienti dello studio si sono ricavati i relativi valori medi: $CI_{mean} = 1.56$, $CN_{mean} = 0.56$ e $COIN_{mean} = 0.53$. Il fatto che CN_{mean} sia inferiore al valore limite suggerito e che $CI_{mean} = 1.56$ induce a pensare che i piani eseguiti siano caratterizzati da isodosi molto più grandi dell'estensione del *target* e che però non sempre la RI sia ben sovrapposta al *target*, andando così a irradiare gli OAR e i tessuti sani circostanti; ad avvalorare questa ipotesi

c'è anche il fatto che $COIN_{mean}$ è ben lontano da 1, valore ideale a cui dovrebbe tendere. Le difficoltà nell'ottenere isodosi che seguano la forma del *target* sono legate alla forma stessa del *target* che non solo è arcuata, se osservata lateralmente, ma in alcune sezioni è concava e va ad abbracciare il retto. Queste difficoltà con la RT 3D conformazionale non sono superabili, servono la RT a intensità modulata o la TomoTherapy.

Dei 110 pazienti analizzati solo 24 soddisfano tutti e tre i criteri sugli *IC*; di questi solo uno ha presentato tossicità acuta uro-genitale e gastro-enterica, entrambe di grado 2 in una scala da 0 a 5, ma nessun paziente ha presentato tossicità tardiva; questo stesso paziente è stato uno dei due di questo gruppo che hanno avuto recidiva. Incrociando i valori degli *IC* relativi a questi 24 pazienti con le rispettive V_{50} , V_{70} e $D_{5\%}$ si è osservato che la quasi totalità dei pazienti aveva anche queste ultime entro i limiti; fanno eccezione i due pazienti che hanno recidivato, che avevano un superamento dei limiti sia per il retto che per la vescica, e per altri due pazienti per cui non c'è il rispetto di un limite per la vescica. Queste osservazioni ci portano a pensare che gli indici di conformità sono dei buoni predittori, ma che la scelta del miglior piano radioterapico non può essere solo vincolata a una loro analisi, bensì deve essere anche supportata dallo studio del DVH. Ciò è apparso evidente quando, analizzando i dati del *follow up* per vedere le tossicità, ci si è accorti che vi erano alcuni casi in cui l'analisi dei soli *IC* non avrebbe portato il medico ad aspettarsi una tossicità, che invece l'analisi delle *V*

e delle *D* rendeva più probabile.

Successivamente si sono studiati i pazienti che hanno mostrato tossicità per vedere se gli *IC* e le *V* lo avevano predetto. Il 75% dei pazienti trattati non ha manifestato alcuna tossicità e il restante 25% ha avuto al massimo una tossicità di grado 2. Dall'analisi degli *IC* di questo 25% si è osservato che essi presentavano valori di *CI* superiori alla media, ma valori di *CN* inferiori alla media. Ovvero un aumento dell'estensione della *RI* comportava sì un miglioramento della copertura del *target*, ma soprattutto una maggiore esposizione alle radiazioni degli *OAR* che si è manifestata con valori di V_{50} oltre i limiti per l'accettabilità del piano di cura radioterapico e valori di V_{70} nel rispetto dei limiti ma più alti che di quelli riscontrati nei pazienti con assenza di tossicità. Quindi, ancora una volta, è l'analisi simultanea delle *V* e delle $D_{5\%}$ con gli *IC* che permette di predire una eventuale tossicità.

Il *data base* raccolto ci suggerisce che la stesura del piano radioterapico dovrebbe essere mirata a ottenere valori di *CI* più vicini all'unità e contemporaneamente valori di *CN* più alti, rispetto a quelli registrati fin ora. Ci si rende conto, però, che nella pratica ci si deve scontrare con un organo dalla forma molto irregolare che, a volte, può anche sconfinare dalla capsula prostatica andando a interessare più da vicino gli *OAR*. Concludendo si può dire che gli *IC* da soli non bastano ma è la loro analisi confrontata con le *V* e le *D* che può fare la differenza nella scelta del miglior piano di cura radioterapico.

CARATTERIZZAZIONE E CONTROLLI DI QUALITÀ DI UN TPS PER FASCI DI FOTONI

E. VACCARA

Relatore: S. SQUARCIA

Correlatori G. TACCINI, P. SCHIAPPARELLI

Introduzione

Presso l'E.O. Ospedali Galliera di Genova è stato acquistato il *Treatment Planning System* (TPS) Oncentra MasterPlan 1.4 della Nuclital (OTP). Lo scopo della tesi è stato quello di rendere tale sistema di calcolo operativo nella pratica clinica.

Ciò ha comportato l'esecuzione delle misure su tre fasci X generati dagli acceleratori Varian Clinac 2100CD (6 e 18 MV) e Clinac 600C (6MV) utilizzati normalmente in *routine*, la messa punto delle specifiche dei controlli di qualità da eseguire sul TPS, l'esecuzione degli stessi e la valutazione dei risultati.

La ditta costruttrice impone che la fase di inizializzazione del TPS non sia come di consueto effettuata dall'utente ma dal personale della casa madre, senza la presenza del fisico utilizzatore. Tale scelta impone una maggiore attenzione nel momento della verifica,

infatti occorre assicurarsi della corretta interpretazione dei dati trasmessi (tramite terza persona) e delle approssimazioni fatte nell'inserimento.

Buona parte del lavoro ha riguardato la messa a punto delle specifiche delle prove di qualità che servono non solo a valutare la qualità dell'implementazione, ma anche a conoscere le potenzialità e soprattutto i limiti del sistema di calcolo. In tale ambito si è dovuto mediare tra le esigenze di accuratezza e i vincoli imposti dalla *routine* ospedaliera, minimizzando gli ulteriori fermi macchina per le misure di verifica.

Controlli di Qualità

In sintesi si sono effettuate le seguenti verifiche:

- Visualizzazione di parametri e scale
- Calcolo delle Unità *Monitor* (UM)
 - Campi quadrati a varie profondità (aperti e con cuneo)
 - Variazione delle UM per diversi angoli del *gantry* e del collimatore e per le 4 direzioni di inserimento dei filtri a cuneo
- Fattori di *output* per campi aperti quadrati e rettangolari
- Trasmissioni dei cunei
- Dose relativa
 - Valori di dose profonda puntuale (PDD) a 4 profondità per campi quadrati (aperti e con cuneo) e rettangolari
 - Profili trasversali (centratura, ampiezza a metà altezza e dimensioni della penombra) a 4 profondità per campi aperti, quadrati, rettangolari, emicampi e con cuneo
- Collimatore multi-lamellare MLC
 - Calcolo UM per un campo quadrato ottenuto con MLC a diverse aperture del collimatore principale
 - Centratura, ampiezza a metà altezza e penombra a 4 profondità per il campo

di cui sopra

- Incidenza obliqua (15° , 30° e 45°)
- Disomogeneità
 - Confronto tra i valori di dose relativa calcolati e misurati in un fantoccio di PMMA con inserti di sughero e con punto di misura oltre la disomogeneità
 - Dose assoluta in fantoccio omogeneo di PMMA.

I valori di riferimento dei singoli test sono stati ottenuti sperimentalmente o tramite calcolo con sistemi indipendenti utilizzati in *routine* sugli stessi fasci o mediante valutazioni teoriche. Per le tolleranze, ove specificate, si è fatto riferimento al Booklet 7 dell'ESTRO (2004) [1].

Risultati

L'analisi dei risultati ha mostrato che l'accuratezza del TPS è in generale buona ma che, per quanto riguarda la visualizzazione dei parametri dell'acceleratore, vi è un'errata codifica del movimento verticale del lettino (necessità di correzione manuale).

I valori puntuali di PDD sono sempre accettabili, così come le centrature e l'ampiezza a metà altezza dei profili trasversali. Le penombre rispettano le tolleranze nel 92.4% dei casi, quelle meno accurate sono a profondità in cui non si ha equilibrio elettronico (1.5 cm per il fascio da 18MV).

Per i campi quadrati, rettangolari ed emicampi, con lato inferiore a 4 cm, i confronti delle UM hanno evidenziato una minore accuratezza di calcolo ($|\text{diff}\%_{\text{UM}}| > 2.5\%$).

In questi casi ciò comporta la necessità di verifiche al momento della validazione di un piano di trattamento.

Come si può osservare in Tabella 1 il TPS considera in modo accurato l'incidenza obliqua e l'effetto dell'attraversamento di un volume di diversa densità sul percorso del fascio (correzione per disomogeneità con il *set up* di Figura 1).

Tabella 1

	Media diff% (calcolato - misurato) / misurato
Incidenza obliqua	$(0.2 \pm 0.2)\%$
Correz. disom. (<i>Pencil Beam</i>)	$(-0.6 \pm 0.8)\%$
Correz. disom. (<i>Collapsed Cone</i>)	$(-0.4 \pm 0.4)\%$

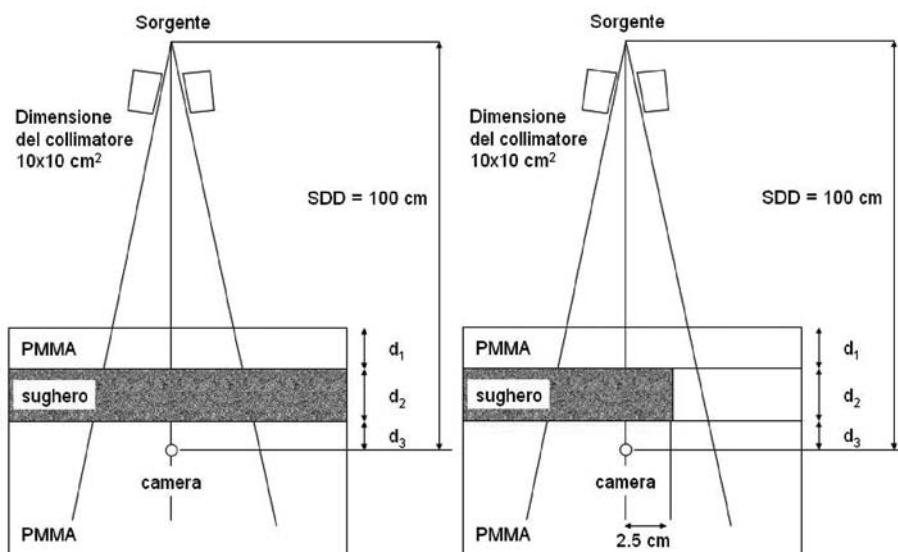


Figura 1 Set-up per la valutazione della dose relativa in presenza di disomogeneità sul percorso del fascio

Per il calcolo della dose assoluta si è utilizzato il *set-up* di Figura 2 adottato dall'AAPM TG 21 [2] per la misura dell'*output* in PMMA. In tali condizioni nei corrispondenti punti di misura dei due fantocci (acqua - PMMA) si hanno le stesse attenuazioni e la relazione tra le dosi è:

$$\frac{D_{acqua}}{D_{PMMA}} = \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{PMMA}^{acqua} \cdot ESC$$

dove $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{PMMA}^{acqua}$ è il rapporto dei coefficienti medi di assorbimento massici di energia ed ESC è un fattore correttivo per l'eccesso di *scattering* in PMMA, che per i casi considerati si discosta dall'unità di qualche per mille ed è trascurabile rispetto all'altro fattore.

I valori dei rapporti di dose $\frac{D_{acqua}}{D_{PMMA}}$

mediati su due campi di diverse dimensioni sono presentati in Tabella 2 assieme ai rapporti dei coefficienti $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{PMMA}^{acqua}$ forniti dall'AAPM TG-21.

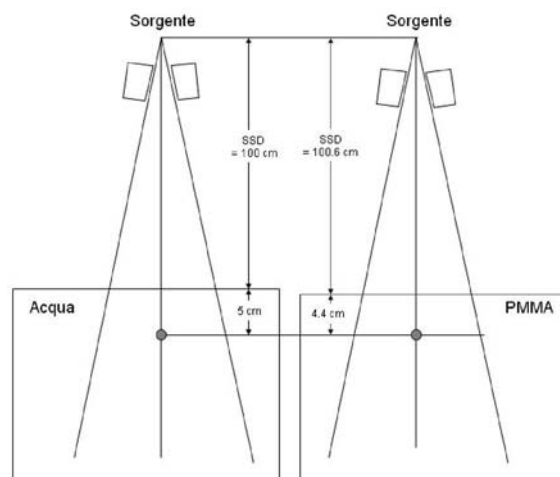


Figura 2 Geometria per la misura di calibrazione dei fasci proposta dalle Linee Guida del TG 21 (campi studiati 5x5 e 10x10 cm²).

Tabella 2

	$\frac{D_{acqua}}{D_{PMMA}}$ (Pencil Beam)	$\frac{D_{acqua}}{D_{PMMA}}$ (Collapsed Cone)	$\frac{D_{acqua}}{D_{PMMA}} \sim \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{PMMA}^{acqua}$ (TG21)
6 MV (2 fasci)	0.983	0.987	1.031
18 MV	0.993	0.983	1.040

Le differenze percentuali tra i valori calcolati da OTP e quelli previsti dall'AAPM-TG21 in alcuni casi superano il 5%.

Osservando i dati della Tabella 2 si può ipotizzare che OTP fornisca valori di dose considerando una piccola sferetta d'acqua attorno al punto di calcolo trascurando i rapporti dei coefficienti medi di assorbimento dei due mezzi.

Conclusioni

In generale l'accuratezza dei dati forniti dal TPS è risultata buona anche se bisogna prestare particolare attenzione ai campi piccoli ed al calcolo della dose in punti con densità diversa da quella dell'acqua. Si può osservare che nel *software* vi è stato molto

sviluppo per quanto riguarda lo scambio e la gestione dei dati e delle immagini e lo stesso si può dire per gli strumenti relativi al contornamento e all'individuazione dei volumi bersaglio. Si nota invece una minore attenzione al calcolo e alle problematiche fisiche, arrivando anche ad escludere la presenza del fisico utente nella fase di caricamento del sistema.

Bibliografia

- [1] Booklet 7 ESTRO "Quality assurance of treatment planning system: practical examples for non-IMRT photon beams" First editing 2004.
- [2] TG-21, Radiation Therapy Committee "A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams", American Association of Physicists in Medicine; Med. Phys. 10(6) 1983

.....

Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria dell'Università di Pisa

Per gentile concessione del Direttore, Prof. Alberto Del Guerra, pubblichiamo alcuni temi assegnati per la prova di ammissione alla Scuola negli anni passati

- Sorgenti di radiazione utilizzate in diagnostica clinica: funzionamento, utilizzazione.
- Interazione radiazione ionizzante con materia in un range di energia di imaging medico.
- Sorgenti radiazione utilizzate in terapia: funzionamento e utilizzazione.
- Interazione radiazione elettromagnetica con materia in un range di energia di interesse medico.
- Descrivere un sistema di imaging digitale di interesse medico.
- Descrivere un rivelatore per radiazione elettromagnetica suscettibile di uso dosimetrico.
- Principi fisici del calcolo delle schermature delle radiazioni ionizzanti.
- Esempi di strumentazione fisica nelle applicazioni biomediche.
- Camere a ionizzazione e contatori proporzionali.
- Descrivere i meccanismi di interazione radiazione-materia in un range energetico a scelta, riferendosi particolarmente alla materia biologica.
- Descrivere un sistema di acquisizione ed elaborazione di immagini utilizzato o utilizzabile in diagnostica medica.
- Descrivere i principi di funzionamento di un apparato per dosimetria in un campo di applicazione a scelta.
- Il candidato descriva un apparato strumentale di particolare interesse in fisica medica oppure in fisica ambientale, soffermandosi sui principi di funzionamento e descrivendone in dettaglio un'applicazione specifica.
- Radiazioni elettromagnetiche: sorgenti, interazioni con la materia biologica ed apparati di rivelazione. Dopo un inquadramento generale descrivere in dettaglio un esempio rilevante in fisica medica o in fisica ambientale.

- Strumentazione Fisica nelle applicazioni biomediche e ambientali. Il candidato descriva a sua scelta un apparato, discutendone i principi di funzionamento, le problematiche sperimentali ed alcune possibili applicazioni.
- Discutere una specifica misura in fisica medica oppure in fisica ambientale con particolare riguardo alle problematiche connesse con l'acquisizione e l'elaborazione dei dati.
- Facendo riferimento ad una applicazione specifica in fisica medica o in fisica ambientale, descrivere un esempio di trattamento di segnali o di immagini evidenziando gli obiettivi da raggiungere e le tecniche utilizzate.
- In Fisica Medica e/o in Fisica Ambientale si sfruttano vari fenomeni fisici quali: l'interazione dei raggi X e delle particelle cariche con la materia, la propagazione dei suoni, degli ultrasuoni e dei campi elettromagnetici, la risonanza magnetica, l'emissione di raggi gamma e di positroni da parte di radioisotopi, etc.. Il candidato descriva brevemente alcuni di questi fenomeni, e discuta in dettaglio una applicazione specifica in Fisica Medica o in Fisica Ambientale con particolare riferimento alle problematiche sperimentali.
- In Fisica Medica e/o in Fisica Ambientale si sfruttano vari fenomeni fisici quali: l'interazione dei raggi X e delle particelle cariche con la materia, la propagazione dei suoni, degli ultrasuoni e dei campi elettromagnetici, la risonanza magnetica, l'emissione di raggi gamma e di positroni da parte di radioisotopi, etc.. Il candidato descriva brevemente alcuni di questi fenomeni, e discuta in dettaglio una applicazione specifica in Fisica Medica o in Fisica Ambientale con particolare riferimento alle problematiche di simulazione e/o di analisi dei dati.
- L'imaging biomedico si avvale di varie metodiche per risolvere spazialmente dettagli anatomici e funzionali nella materia vivente: Radiologia planare e Tomografia a raggi X, Risonanza Magnetica Nucleare, Medicina Nucleare ed altri. Sulla base dei meccanismi fisici e delle tecniche sperimentali attualmente disponibili, discutere i limiti di risoluzione spaziale ottenibili per una o più di tali metodiche.
- Descrivere una o più applicazioni di tecniche digitali in Fisica Medica o in Fisica Ambientale
- Discutere una o più tecnologie fisiche utilizzate in Fisica Medica o in Fisica Ambientale con particolare riguardo agli aspetti metodologici e strumentali.
- In Fisica Medica e/o in Fisica Ambientale si sfruttano vari fenomeni fisici quali: l'interazione dei raggi X e delle particelle cariche con la materia, la propagazione dei suoni, degli ultrasuoni e dei campi elettromagnetici, la risonanza magnetica, l'emissione di raggi gamma e di positroni da parte di radioisotopi, etc..- Il candidato descriva brevemente le basi fisiche di alcuni di questi fenomeni, e discuta in dettaglio una applicazione specifica in Fisica Medica o in Fisica Ambientale con particolare riferimento alle problematiche sperimentali.
- Interazione della radiazione elettromagnetica con la materia: si descriva brevemente un'applicazione specifica in fisica medica od in fisica ambientale e se ne discutano in dettaglio gli aspetti metodologici e strumentali.
- Si descriva in dettaglio un rivelatore per radiazione elettromagnetica in fisica medica o in fisica ambientale, soffermandosi in particolare sui principi di funzionamento, i limiti sperimentali e le sue applicazioni specifiche.
- Facendo riferimento ad applicazioni specifiche in fisica medica o in fisica ambientale, descrivere alcuni esempi di trattamento ed elaborazione di segnali biomedici o ambientali, e di algoritmi di ricostruzione ed elaborazione di immagini.

La giornata celebrativa dei 30 anni della Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria di Milano

Marie Claire Cantone

Università degli Studi di Milano e INFN Sezione di Milano

Nell'Aula Magna dell'Università di Milano si è tenuta il 23 maggio, la giornata celebrativa per i 30 anni di attività della Scuola di Fisica Sanitaria, l'evento è stato organizzato dall'Università di Milano, la Regione Lombardia e l'Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, con il Patrocinio di: Ministero della Salute, AIFM, AIMN, AIRO, AIRP, SIRM, Fondazione per Adroterapia Oncologica - TERA, Fondazione Umberto Veronesi. La giornata si è aperta con la relazione di Umberto Veronesi sul ruolo della Fisica nella moderna Medicina, che ha evidenziato il profondo impatto che la fisica ha avuto sulle scienze mediche negli ultimi anni. L'intervento della Regione Lombardia ha messo in luce il contributo della figura del fisico Medico nel Sistema Regionale: contributo essenziale alla qualità delle prestazioni erogate all'utenza, soprattutto in presenza di risorse tecnologiche di alto livello.

La giornata è stata un'opportunità per ricordare, con gli interventi di Fiorini e Tosi, i passaggi fondamentali dalla istituzione della Scuola ad oggi e per rivisitare una parte della storia della Fisica Medica in Italia.

Il diploma post laurea in Fisica Sanitaria e Ospedaliera è stato istituito nell'a.a. 1976/77 come indirizzo della Scuola di Perfezionamento di durata biennale, ad opera di Caldirola e in collaborazione con l'Istituto per lo Studio e la Cura dei Tumori, che vedeva allora Umberto Veronesi come Direttore Scientifico. La relazione di Tosi ha evidenziato come sia stata proficua la collaborazione fra la Scuola e gli Ospedali, in gran parte ospedali lombardi e come molti dei fisici sanitari, diplomati da questa scuola, ricoprano oggi il ruolo di Direttore di Struttura Semplice o Complessa, presso numerose strutture sanitarie.

La relazione di Conte ha permesso di ripercorrere l'evoluzione della figura del Fisico Medico in questi anni, ricordando l'impulso e gli sviluppi seguiti al convegno sui rapporti fra Fisica e Medicina del 1964. Ha inoltre sottoli-

neato, come la continua evoluzione della fisica medica richieda una formazione specifica e completa di un numero congruo di giovani professionisti ed un continuo aggiornamento dei professionisti in attività.

La sinergia fra fisici e medici è stata illustrata da Lucignani che ha messo in evidenza come, molte tra le più rilevanti scoperte in campo biomedico affondino le loro radici in ricerche nell'ambito della fisica e come, spesso, siano basate su tecnologie sviluppate a seguito di tali ricerche ben prima che divenissero chiare le loro applicazioni biomediche.

L'impegno di INFN sulla ricerca nel campo della dosimetria, radiobiologia, radioprotezione e delle applicazioni terapeutiche di fasci di particelle ionizzanti, è stato presentato da Battistoni, che si è anche soffermato sulle attività di terapia con protoni svolte a Catania e sui vari aspetti tecnologici che fanno capo all'ente, nell'ambito della convenzione con la fondazione CNAO.

A conclusione della mattinata, è stata presentata la recente evoluzione in radioprotezione verso le nuove raccomandazioni ICRP e nuovi standard di sicurezza IAEA ed Europei, un percorso che, come avvenuto già per la pubblicazione delle raccomandazioni ICRP 26, ben 30 anni or sono, e poi per le raccomandazioni ICRP 60, più di 15 anni or sono, porterà ad un prossimo recepimento nella normativa nazionale.

Nella sessione pomeridiana, moderata da Gialanella, l'attenzione si è focalizzata inizialmente sui temi della ricerca in adroterapia. Infatti, nella sua relazione sulle origini e lo sviluppo dell'adroterapia, Amaldi ha ricordato come le prime discussioni per un centro di terapia con adroni, avvennero alla fine degli anni 80, con Tosi, proprio durante gli incontri come insegnanti della Scuola di specializzazione. Questa presentazione, seguita dalla relazione di Lomax sugli aspetti presenti e futuri della terapia con protoni, ha tracciato il

percorso della fondazione Tera dal 1992 ad oggi e della fondazione CNAO dalla sua costituzione.

Il ruolo e la funzione del Fisico Medico nella sua collaborazione con il medico radiologo o il medico nucleare, sono state approfondite ed inquadrare da Pedrolì, con particolare attenzione all'ottimizzazione delle procedure radiologiche, alla valutazione della dose al paziente, alla garanzia della qualità delle attrezzature radiologiche e alla messa a punto di tecniche di calcolo, anche per quanto riguarda gli aspetti normativi in diagnostica per immagine e in medicina nucleare.

La relazione di Cattaneo ha posto l'attenzione su aspetti della formazione in riferimento ad applicazioni specifiche come l'uso del Cyber-Knife o della Tomoterapia e alle nuove competenze richieste al fisico specialista, evidenziando come lo sviluppo della modellistica radiobiologia, sia da ascrivere nei suoi nuovi compiti e come, fra i nuovi temi della formazione, siano da considerare i metodi di analisi quantitativa e inferenza statistica.

Nella sua relazione, Feroldi dopo aver discusso la figura del Fisico medico in relazione all'impiego medico delle radiazioni non ionizzanti, ha presentato lo stato dell'arte e le prospettive future della diagnostica ecografia, con una attenzione particolare alle linee guida emerse in questi anni come frutto del lavoro svolto nell'ambito di istituzioni e associazioni nazionali.

In conclusione, è stata una giornata celebrativa della lunga attività della Scuola, ma anche una occasione concreta per fissare l'attenzione su alcuni tra i più attuali temi nella ricerca in diagnostica e terapia radiante, e per riflettere, al tempo stesso, sulla evoluzione della figura del fisico sanitario, sul suo ruolo e sulle prospettive ed aspettative future di tale figura.

La documentazione della giornata è disponibile (<http://www2.fisica.unimi.it/postlaur/ssfs/>) sul sito della Scuola, assieme ad una serie di fotografie relative all'evento, per le quali si ringraziano alcuni colleghi e la Fondazione Tera.

Normative

Le recenti direttive Europee in campo NIR

di Riccardo Di Liberto, coordinatore gruppo NIR-AIFM

Nell'ambito delle applicazioni delle radiazioni non ionizzanti in campo medico (NIR) assumono particolare importanza, per le inevitabili ricadute professionali sui Fisici Medici, due recenti direttive europee di prossimo recepimento. Si tratta della 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)"* e della Direttiva 2006/25/CE *"sulle prescrizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (radiazioni ottiche artificiali)"*. Come si nota dai due titoli le due direttive derivano da una stessa origine che è la Direttiva 89/391/CEE. Le due nuove direttive costituiscono rispettivamente la diciottesima e la diciannovesima direttiva particolare ai sensi

dell'art. 16, paragrafo 1, della più datata 89/391/CEE che aveva iniziato a trattare gli agenti fisici di rischio per i lavoratori. Le due direttive sulle "NIR" vengono dopo altre due consorelle che hanno trattato il problema delle *vibrazioni* (2002/44/CE) e del *rumore* (2003/10/CE). L'esigenza in ambito europeo è stata quella di creare un sistema di norme "armonizzate" che coprissero lo *spettro* di tutti gli agenti fisici di rischio con un sistema graduale in funzione delle priorità rilevate nel mondo del lavoro e dettate dalle casistiche di infortuni rilevate. Dopo essere passati attraverso le categorie di rischio sicuramente primarie, anche perché più diffuse e conosciute (incendio, impianti elettrici, agenti biologici, movimentazione dei carichi, etc.), si è arrivati pian piano ad un livello di attenzione sempre maggiore nei confronti di questi rischi (le

NIR) peraltro poco conosciuti. Le due direttive, che sono in fase di recepimento, offrono quindi delle opportunità ai Fisici Medici che scendono in campo con il loro bagaglio culturale e spesso anche con la loro esperienza in materia di sicurezza e/o di radioprotezione.

Il punto (4) delle direttive (sono uguali in alcuni punti così come molti contenuti degli articoli) cita, infatti, la necessità di *“introdurre misure di protezione dei lavoratori contro i rischi associati ai campi elettromagnetici e alle radiazioni ottiche, rispettivamente, a causa dei loro effetti sulla salute e sulla sicurezza dei lavoratori. ... Tali misure mirano non solo ad assicurare la salute e la sicurezza di ciascun lavoratore considerato individualmente, ma anche a creare per tutti i lavoratori della Comunità una piattaforma minima di protezione che eviti possibili distorsioni di concorrenza.”*.

Mentre i punti (5) -2004/40/CE- e (6) - 2006/25/CE- recitano: *“La presente direttiva stabilisce i requisiti minimi e lascia quindi agli Stati membri la facoltà di mantenere o di adottare disposizioni più severe per la protezione dei lavoratori, in particolare fissando valori limite di esposizione inferiori. L’attuazione della presente direttiva non deve servire per giustificare un regresso rispetto alla situazione esistente in ciascuno Stato membro. Si introducono, quindi, dei limiti di esposizione per i lavoratori. Entrambe le direttive riportano negli allegati tali limiti.*

Nella SEZIONE I sono indicate le *disposizioni generali*.

Nell’articolo 1 delle direttive, vengono riportati gli oggetti ed i campi di applicazione.

Per i campi elettromagnetici la direttiva *“stabilisce prescrizioni minime di protezione dei lavoratori contro i rischi per la loro salute e la loro sicurezza che derivano, o possono derivare, dall’esposizione ai campi elettromagnetici (da 0 Hz a 300 GHz) durante il lavoro”* e *“riguarda i rischi per la salute e la sicurezza dei lavoratori dovuti agli effetti nocivi a breve termine conosciuti nel corpo umano derivanti dalla circolazione di correnti indotte e dall’assorbimento di energia, nonché dalle correnti di contatto”* e *“non riguarda ipotizzati effetti a lungo termine”*.

Per le radiazioni ottiche la direttiva *“stabilisce prescrizioni minime di protezione dei*

lavoratori contro i rischi per la loro salute e la loro sicurezza che derivano, o possono derivare, dall’esposizione alle radiazioni ottiche artificiali durante il lavoro” e *“riguarda i rischi per la salute e la sicurezza dei lavoratori dovuti agli effetti nocivi sugli occhi e sulla cute derivanti dall’esposizione alle radiazioni ottiche artificiali.*

Nell’articolo 2 delle direttive vengono riportate alcune definizioni.

In particolare per i campi elettromagnetici (ossia i campi magnetici statici ed i campi elettrici, magnetici, ed elettromagnetici variabili nel tempo di frequenza pari o inferiore a 300 GHz) i *“valori limite di esposizione”* sono definiti come *“limiti all’esposizione a campi elettromagnetici che sono basati direttamente sugli effetti sulla salute accertati e su considerazioni biologiche. Il rispetto di tali limiti garantisce che i lavoratori esposti ai campi elettromagnetici sono protetti contro tutti gli effetti nocivi per la salute conosciuti.”*. Nell’articolo 3 vengono anche introdotti dei *“valori di azione”* ossia *“l’entità dei parametri direttamente misurabili, espressi in termini di intensità di campo elettrico (E), intensità di campo magnetico (H), induzione magnetica (B) e densità di potenza (S), che determina l’obbligo di adottare una o più delle misure specificate nella presente direttiva. Il rispetto di questi valori assicura il rispetto dei pertinenti valori limite di esposizione.”*.

Per le radiazioni ottiche, ossia *“tutte le radiazioni elettromagnetiche nella gamma di lunghezze d’onda comprese tra 100 nm e 1 mm”*, considerando sia quelle coerenti (LASER) che non coerenti (qualsiasi radiazione ottica diversa dalla radiazione laser) i *“valori limite di esposizione”* sono definiti come *“limiti di esposizione alle radiazioni ottiche che sono basati direttamente sugli effetti sulla salute accertati e su considerazioni biologiche... identica alla definizione per i campi elettromagnetici. In questo caso non vengono indicati dei “valori di azione” in quanto il limite stesso definisce univocamente il tipo di danno che ne può derivare in caso di superamento.*

Nella SEZIONE II sono riportati gli *“obblighi dei datori di lavoro”*.

Nell’articolo 4 viene trattata la *“identificazione dell’esposizione e valutazione dei rischi”*.

Per i campi elettromagnetici “il datore di lavoro valuta e, se del caso, misura e/o calcola i livelli dei campi elettromagnetici ai quali sono esposti i lavoratori. La valutazione, la misurazione e il calcolo possono essere effettuati conformemente alle norme e alle linee guida scientificamente fondate di cui all'art. 3...(omissis) e, se del caso tenendo conto dei livelli di emissione indicati dai fabbricanti delle attrezzature se contemplati dalle pertinenti direttive comunitarie. Sulla base della valutazione dei livelli di campi elettromagnetici effettuata a norma del paragrafo 1, una volta che siano superati i valori di azione di cui all'art. 3, il datore di lavoro valuta, e se del caso, calcola se i valori limite di esposizione sono stati superati”.

E ancora “La valutazione, la misurazione e/o il calcolo di cui ai paragrafi 1 e 2 devono essere programmati ed effettuati da servizi o persone competenti a intervalli idonei, tenendo conto in particolare delle disposizioni relative alle competenze richieste (persone o servizi) e alla consultazione e alla partecipazione dei lavoratori di cui all'art. 7. I dati ottenuti dalla valutazione, misurazione e/o calcolo del livello di esposizione sono conservati in forma idonea per consentirne la successiva consultazione”.

Il paragrafo 6 dello stesso articolo 4 recita che “Il datore di lavoro deve essere in possesso di una valutazione dei rischi a norma dell'articolo 9, paragrafo 1, lettera a) della direttiva 89/391/CEE (anche ai sensi del D. Lgs. 626/94) e precisare quali misure devono essere adottate a norma degli articoli 5 e 6 della presente direttiva. La valutazione dei rischi è riportata su un supporto appropriato, conformemente alle legislazioni e alle prassi nazionali; essa può includere una giustificazione del datore di lavoro secondo cui la natura e l'entità dei rischi connessi con i campi elettromagnetici non rendono necessaria una valutazione dei rischi più dettagliata. La valutazione dei rischi è regolarmente aggiornata, in particolare se vi sono stati notevoli mutamenti che potrebbero averla resa superata, oppure quando i risultati della sorveglianza sanitaria la rendano necessaria”.

Per le radiazioni ottiche “il datore di lavoro, in caso di lavoratori esposti a sorgenti artificiali di radiazioni ottiche, valuta e, se necessario, misura e/o calcola i livelli di radiazioni ottiche a cui possono essere esposti i lavoratori, in modo da identificare e mettere in pra-

tica le misure richieste per ridurre l'esposizione ai limiti applicabili. La metodologia seguita nella valutazione, nella misurazione e/o nel calcolo rispetta le norme della Commissione elettronica internazionale (CEI), per quanto riguarda le radiazioni laser, e le raccomandazioni della Commissione internazionale per l'illuminazione (CIE) e del Comitato europeo di normazione (CEN) per quanto riguarda le radiazioni incoerenti. Nelle situazioni di esposizione che esulano dalle suddette norme e raccomandazioni, e fino a quando non saranno disponibili norme e raccomandazioni adeguate dell'Unione europea, la valutazione, la misurazione e/o il calcolo sono effettuati in base alle linee guida nazionali o internazionali scientificamente fondate. In tutti i casi di esposizione, la valutazione può tenere conto dei dati indicati dai fabbricanti delle attrezzature, se contemplate da pertinenti direttive comunitarie.

Risulta evidente, quindi, come il Fisico Medico possa intervenire in aiuto del datore di lavoro per eseguire le valutazioni, misurazioni e/o calcoli relativi ai livelli di esposizione dei lavoratori. È auspicabile che in tal senso la AIFM si adoperi per avviare una adeguata attività di formazione a completamento del bagaglio culturale dei Fisici Medici che già sono impegnati sul fronte più generale della “radioprotezione” o che vorrebbero iniziare tale attività o perché gli viene richiesto dal datore di lavoro, come generalmente accade per la valutazione di agenti di rischio fisico. Peraltro, come si nota, gli adempimenti sono quelli previsti dall'articolo 4 del D. Lgs. 626/94.

Inoltre, nell'articolo 4 delle direttive si fa esplicito riferimento agli elementi che il datore di lavoro deve considerare in occasione della valutazione dei rischi quali, ad. es. (per i campi elettromagnetici)

- i valori limite di esposizione
- tutti gli effetti sulla salute e sulla sicurezza dei lavoratori particolarmente a rischio

qualsiasi effetto indiretto, quale:

- l'interferenza con attrezzature e dispositivi medici elettronici (compresi stimolatori cardiaci e altri dispositivi impiantati sul lavoratore
- il rischio propulsivo di oggetti ferromagnetici in campi magnetici statici con induzione magnetica superiore a 3 mT

- l'innescio di dispositivi elettro-esplosivi (detonatori)
- incendi ed esplosioni dovuti all'accensione di materiali infiammabili provocata da scintille prodotte da campi indotti, correnti di contatto o scariche elettriche
- l'esistenza di attrezzature di lavoro alternative progettate per ridurre i livelli di esposizione ai campi elettromagnetici
- per quanto possibile, informazioni adeguate raccolte nel corso della sorveglianza sanitaria, comprese le informazioni pubblicate
- sorgenti multiple di esposizione
- esposizione simultanea a campi di frequenza diversa.

Per le radiazioni ottiche gli elementi sono i seguenti:

- il livello, la gamma di lunghezza d'onda e la durata dell'esposizione a sorgenti artificiali di radiazioni ottiche
- i valori limite di esposizione
- qualsiasi effetto sulla salute e sulla sicurezza dei lavoratori appartenenti a gruppi a rischio particolarmente esposti
- qualsiasi effetto sulla salute e sulla sicurezza dei lavoratori risultante dalle interazioni sul posto di lavoro tra le radiazioni ottiche e le sostanze chimiche fotosensibilizzanti
- qualsiasi effetto indiretto come l'accecamento temporaneo, le esplosioni o il fuoco
- l'esistenza di attrezzature di lavoro alternative progettate per ridurre i livelli di esposizione alle radiazioni ottiche artificiali
- per quanto possibile, informazioni adeguate raccolte nel corso della sorveglianza sanitaria, comprese le informazioni pubblicate
- sorgenti multiple di esposizione alle radiazioni ottiche artificiali
- una classificazione dei laser stabilita conformemente alla pertinente norma IEC e, in relazione a tutte le sorgenti artificiali che possono arrecare danni simili a quelli di un laser della classe 3B o 4, tutte le classificazioni analoghe
- le informazioni fornite dai fabbricanti delle sorgenti di radiazioni ottiche e delle

relative attrezzature di lavoro in conformità delle pertinenti direttive comunitarie.

L'articolo 5 entra nei dettagli delle *“Disposizioni miranti ad eliminare o a ridurre i rischi”*

Il comma 1 recita: *“Tenuto conto del progresso tecnico e della disponibilità di misure per controllare il rischio alla fonte, i rischi derivanti dall'esposizione ai campi elettromagnetici (CEM) -alle radiazioni ottiche artificiali (ROA)- sono eliminati alla fonte o ridotti al minimo.* La prevenzione dei rischi derivanti dalla esposizione a tali agenti fisici si basa sui principi generali di prevenzione della direttiva 89/391/CEE ripresi poi dal D. Lgs. 626/94 e s.m.i.. A questo punto il contenuto dell'articolo delle due direttive cambia in parte poiché per i campi elettromagnetici sono stati definiti dei valori di azione prima di un possibile superamento del limite, mentre, per le radiazioni ottiche artificiali, il criterio di azione è dettato direttamente dal possibile superamento dei limiti di esposizione in fase di valutazione del rischio. In entrambi i casi, comunque, il datore di lavoro ha l'obbligo di apporre la segnaletica conforme alla direttiva 92/58/CEE nei luoghi di lavoro dove è possibile il superamento dei valori di azione (CEM) o dei limiti di esposizione (ROA). Va ricordato che ad oggi la segnaletica esiste soltanto per le sorgenti LASER e non per le sorgenti non coerenti.

Per prevenire il superamento dei limiti di esposizione il datore di lavoro deve attuare un programma d'azione che comprenda misure tecniche e organizzative tenendo conto in particolare dei seguenti elementi:

- di altri metodi di lavoro che implicano una minore esposizione ai campi elettromagnetici/alle radiazioni ottiche
- della scelta di attrezzature che emettano meno campi elettromagnetici/radiazioni ottiche, tenuto conto del lavoro che devono svolgere
- delle misure tecniche per ridurre l'emissione dei campi elettromagnetici/delle radiazioni ottiche, incluso se necessario l'uso di dispositivi di sicurezza, schermatura o di analoghi meccanismi di protezione della salute
- degli opportuni programmi di manutenzione delle attrezzature di lavoro, dei

sistemi dei luoghi e delle postazioni di lavoro (CEM)

- della progettazione e della struttura dei luoghi e delle postazioni di lavoro (ROA)
- della limitazione della durata e dell'intensità dell'esposizione
- della disponibilità di adeguati dispositivi di protezione individuale
- delle istruzioni del fabbricante delle attrezzature, se sono incluse in una pertinente direttiva comunitaria (ROA)

In caso di superamento dei limiti, nonostante abbia messo in atto quanto descritto, il datore di lavoro ha il dovere di intervenire immediatamente per riportare i livelli di esposizione sotto i limiti e deve individuare le cause del superamento e adeguare di conseguenza le misure di protezione e prevenzione per evitare un nuovo superamento.

L'articolo 6 delle direttive riguarda la informazione e formazione dei lavoratori sui rischi specifici (che è obbligatoria e a carico del datore di lavoro), i quali devono conoscere i risultati delle valutazioni dei rischi effettuate, la modalità per individuare e segnalare effetti negativi dell'esposizione per la salute, le circostanze in cui hanno diritto a una sorveglianza sanitaria, le procedure sicure per ridurre al minimo i rischi derivanti dall'esposizione.

L'articolo 7 tratta della consultazione e partecipazione dei lavoratori sulle materie oggetto delle due direttive.

La SEZIONE III tratta delle *disposizioni varie*.

L'articolo 8 contempla la sorveglianza sanitaria. Mentre per i campi elettromagnetici la sorveglianza sanitaria *"...è effettuata a norma dell'articolo 14 della direttiva 89/391/CEE"*, per le radiazioni ottiche, invece, *"gli Stati membri adottano le misure necessarie per garantire l'adeguata sorveglianza sanitaria dei lavoratori a norma dell'articolo 14 della direttiva 89/391/CEE"*. Il tono più sfumato in questo secondo contesto è probabilmente dovuto al fatto che si stanno definendo dei protocolli sanitari più specifici ed anche perché la direttiva sulle ROA, essendo più recente, è stata ulteriormente aggiornata in questa parte articolando maggiormente gli obblighi del datore di lavoro.

Per un approfondimento si rinvia alla lettura del testo originale.

L'articolo 9 si riferisce alle sanzioni che verranno previste dagli Stati membri al momento del recepimento delle direttive.

L'articolo 10 tratta delle procedure giuridico-amministrative da seguire in caso di modifiche degli allegati tecnici.

L'articolo 11 cita il comitato di cui all'art. 17 della direttiva 89/391/CEE che funge da supporto tecnico alla Commissione europea in merito alle citate modifiche.

La SEZIONE IV riguarda le *"disposizioni finali"*.

L'articolo 12 si riferisce alla *"relazione"* che ogni 5 anni gli Stati membri dovranno inviare alla Commissione europea sulla applicazione pratica delle due direttive.

L'articolo 13 della direttiva 2004/40/CE sui CEM si riferisce al recepimento che dovrà avvenire entro il 30 aprile 2008. Mentre lo stesso articolo della direttiva ROA cita una guida pratica alla applicazione della direttiva stessa che sarà redatta dalla Commissione europea.

L'articolo 14 della direttiva 2006/25/CE sulle radiazioni ottiche artificiali si riferisce al recepimento che dovrà avvenire entro il 27 aprile 2010, mentre lo stesso articolo per la direttiva CEM ne definisce l'entrata in vigore con la data di pubblicazione nella Gazzetta ufficiale dell'Unione Europea che è definita nell'articolo 15 della direttiva ROA.

Infine, gli articoli 15 e 16, rispettivamente delle direttive CEM e ROA, definiscono i destinatari delle direttive che, ovviamente, sono gli Stati membri.

Come si evidenzia dal testo delle direttive, che spero di avere reso facilmente leggibile, abbiamo un buon margine di tempo per potere acquisire le conoscenze adeguate per potere dare supporto ai datori di lavoro delle strutture sanitarie in cui operiamo, per una completa e corretta valutazione dei rischi fisici citati. Ciò sarà possibile attraverso un adeguato percorso formativo che l'AIFM è sicuramente in grado di offrire ai suoi associati, consentendo di affermare la nostra professio-

ne in un ulteriore campo che richiede professionalità e competenze adeguate. In tal senso il gruppo AIFM sta preparando dei documenti guida sulle problematiche citate ed è già stato proposto un documento che individua i requisiti di preparazione e le competenze delle "persone" citate nell'articolo 4 delle due direttive. È a mio avviso un'occasione da non perdere e spero che la nostra associazione, ed i soci stessi, siano celeri nel riceverlo.

Le direttive sono scaricabili via WEB ai seguenti indirizzi. In caso di difficoltà basta digitare con un qualsiasi motore di ricerca il numero delle due direttive.

www.ministerosalute.it/imgs/C_17_normativa_1030_allegato.pdf

www.ambientediritto.it/legislazione/elettromog/2004/rett%20dir%202004%2040%20ce.pdf

Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

Servizio di Fisica Sanitaria

Azienda Ospedaliera Universitaria S. Martino - Genova

L'applicazione del gating respiratorio in radioterapia è prematura

Med. Phys. 34 (3), Marzo 2007

Il movimento respiratorio è una causa significativa d'incertezza geometrica nei trattamenti radianti delle lesioni toraciche. Lo spostamento del volume bersaglio viene normalmente tenuto in considerazione aumentando l'estensione dell'irraggiamento. È evidente che riducendo gli effetti del movimento respiratorio si può ottimizzare il volume di trattamento. I metodi che possono essere impiegati sono molteplici: controllo della respirazione, apnea, tecniche di respirazione sincronizzata, compressione addominale e gating respiratorio. Quest'ultima tecnica è sicuramente la meno invasiva e alcuni sistemi commerciali sono già disponibili. La discussione di questo mese verte sulla possibilità di applicare su larga scala questo metodo: alcuni pensano che in centri privi dell'esperienza necessaria per fronteggiarne i limiti, questa prassi possa essere addirittura controproducente.

Di questo parere è XA Li, Professore e Direttore di Medical Physics al Dipartimento di Radiation Oncology del Medical College del Wisconsin. Egli premette che il movimento respiratorio degli organi (che può attestarsi anche a 30 mm) riduce l'efficacia del trattamento radiante per tumori addominali e toracici, poiché il movimento inficia la riproducibilità della posizione dei volumi bersaglio

rispetto alle immagini usate per la pianificazione. Esistono due tipi di gating respiratorio: una tecnica interna basata sull'impianto di marker fluoroscopici e le stesse tecniche esterne utilizzate normalmente in TC, cioè sistemi ottici o a cintura. In generale il processo respiratorio risulta difficile da controllare, anche attraverso sistemi visivi e/o acustici di sincronizzazione; i sistemi di gating esterno non costituiscono una guida affidabile per il movimento del volume bersaglio; i marker presentano numerose controindicazioni, dal rischio di pneumotorace all'elevato rilascio di dose per il tracciamento fluoroscopico. Tutte queste considerazioni portano alla conclusione che siamo di fronte a una tecnica che può essere applicata con molte cautele solo in centri pilota e su pazienti selezionati.

Per l'opinione opposta scrive invece PJ Keall, Professore Associato e Direttore della Divisione di Radiation Physics al Dipartimento di Radiation Oncology della Stanford School of Medicine (CA). Egli cita un documento di un Gruppo di Lavoro dell'AAPM in cui si considera appropriato l'uso di un metodo di gestione respiratoria se il volume bersaglio è più grande che 5 mm e se il paziente può tollerare la procedura. Secondo l'autore la domanda da porre non riguarda la perfezione del metodo ma se l'applicazione di una tecnica di gating comporta un risultato migliore rispetto a non controllare per niente

il respiro. Egli contesta che la tecnica non sia ben consolidata e cita il primo articolo che ha parlato di questo argomento (O'Hara et al. – 1989); ribadisce che nel mondo ci sono più di mille centri che hanno installato un sistema di controllo del respiro e che da uno studio recente sulla IGRT (Radioterapia Guidata da Immagini) si evince quale risultato accessorio che 26 centri su 91 utilizzano questi metodi. Keall porta infine a testimonianza dell'efficacia delle procedure di controllo del respiro, il dato emerso da un confronto tra tecniche 2D e tecniche 3D che dimostra una sopravvivenza superiore dei pazienti trattati con gating respiratorio.

La protonterapia è troppo costosa rispetto al minimo potenziale di miglioramento in termini di esito della terapia

Med. Phys. 34 (4), Aprile 2007

L'impiego di fasci di protoni ad alta energia cresce rapidamente: negli Stati Uniti diverse dozzine di nuovi centri apriranno nei prossimi anni. Il principale vantaggio derivante dai protoni è di natura fisica (il picco di Bragg) mentre il beneficio biologico è minimo o nullo. Il livello di conformazione della dose raggiunto dalla RadioTerapia a Modulazione di Intensità (IMRT) è decisamente elevato e può essere ottenuto a un costo molto inferiore: in questo dibattito viene dunque discusso se l'ulteriore miglioramento nella distribuzione della dose derivante dall'impiego di protoni e il conseguente miglior esito della terapia sia tale da giustificare l'investimento necessario.

L'opinione del titolo viene sostenuta da RJ Schulz, attualmente Professore Emerito alla Yale University, il quale puntualizza che l'efficacia di un trattamento dipende da tre fattori: dal fatto che migliori la sopravvivenza o diminuisca il rischio di complicazioni, da quanto sia attualmente diffuso, dal suo rapporto costo/benefici. Egli sostiene che la protonterapia disattenda tutte e tre le condizioni e che i risultati ottenuti siano del tutto sovrapponibili a quelli delle modalità convenzionali più avanzate. L'unica eccezione citata dall'autore è quella dei tumori oculari estesi, che al contrario di quelli di dimensioni piccole e medie non possono essere trattati efficacemente mediante applicazione di placche radioattive. Sempre secondo Schulz non ci sono evidenze convincenti per i tumori solidi

pediatrici, e un calcolo economico basato sul numero dei pazienti oncologici che possono beneficiare del trattamento con protoni, conduce a concludere che il costo del trattamento risulta triplicato.

A favore della protonterapia scrive invece AR Smith, Professore dell'Università del Texas, in forza al Proton Therapy Center presso il Centro Oncologico MD Anderson. Egli premette che non si hanno a disposizione dati sufficienti per dare definitivamente il giudizio richiesto dal titolo, pertanto il suo intervento si limita a raccogliere una serie di commenti che egli ritiene condivisibili. A livello clinico/biologico è evidente che l'aumento di dose rilasciabile comporta una migliore capacità di controllo per i tumori che rispondono alla dose, con conseguente aumento della sopravvivenza; dal punto di vista delle proprietà fisiche del fascio la migliore localizzazione della dose rispetto ai fotoni comporta un indubbio vantaggio; per quanto riguarda il costo dei trattamenti egli ricorda di considerare anche il costo delle cure a favore dei pazienti per i quali la terapia con fotoni sia risultata non completamente efficace o che soffrano di esiti secondari ai tessuti sani. Smith considera che la protonterapia abbia un significativo potenziale di miglioramento dell'efficacia dei trattamenti, specialmente dopo l'ottimizzazione che seguirà alla sua diffusione.

La PET/TC verrà rimpiazzata dalla PET/RM quale modalità multimodale per immagini molecolari

Med. Phys. 34 (5), Maggio 2007

La combinazione di immagini PET e TC realizzata nei moderni tomografi bimodali realizza la possibilità di sovrapporre le informazioni funzionali ottenuti mediante PET alla descrizione anatomica ottenuta con la TC. Questo ovviamente costituisce un significativo miglioramento rispetto alla fusione di immagini ottenute da studi differenti. Questa tecnologia riceve un tale apprezzamento che raramente al momento vengono fornite PET non accoppiate a un TC. Molti tuttavia considerano le informazioni anatomiche fornite dal TC meno complete rispetto a quelle derivanti da un tomografo RM e che le informazioni metaboliche ottenibili con la PET possono essere completabili da informazioni funzionali RM (fMRI e spettroscopia). Se tutto questo

possa essere oggetto di un ulteriore sviluppo è l'argomento in discussione.

A favore della combinazione PET/RM interviene H Zaidi, responsabile del Laboratorio di Strumentazione PET e Neuroimmagini dell'Ospedale dell'Università di Ginevra; numerosi gruppi di ricerca stanno lavorando allo sviluppo di inserti PET MR-compatibili che possano condurre all'acquisizione simultanea (non sequenziale come nel caso PET/TC) delle immagini. I vantaggi sono evidenti: nel caso di sperimentazioni con piccoli animali riduce i tempi di anestesia e permette la scansione a parità di condizioni fisiologiche; tomografi RM ad alto campo generano immagini a contrasto tessutale più elevato di un TC, con possibilità di ricostruire mappe fMRI e MRS. L'unico elemento di svantaggio della PET/RM rispetto alla PET/CT è che quest'ultima è in grado di fornire informazioni sull'attenuazione del segnale. All'Annual Meeting della SNM, Società Internazionale per l'Imaging Molecolare e la Medicina Nucleare, tenutosi a Giugno 2007 a

Washington D.C., Siemens ha presentato le prime immagini realizzate da un prototipo non commerciale di RM 3T con un inserto PET, dando una forte accelerazione nella direzione dell'affermazione del titolo.

Scettico rispetto a questa possibilità si dichiara invece O Mawlawi, Professore Associato di Imaging Physics all'Anderson Cancer Center a Houston - Texas. Egli premette che è molto difficile pronunciarsi sul successo di una tecnologia in fase nascente come nel caso in questione. Un punto fermo è che una tecnologia ne soppianta un'altra, non solo se riesce a emularne i risultati, ma se presenta dei vantaggi dimostrabili: proprio per questo allo stato attuale appare impossibile, per lo meno da un punto di vista clinico, il processo annunciato nel titolo. L'unico vantaggio evidente di questa nuova combinazione di modalità è la riduzione di dose al paziente, che deve comunque fare i conti con altri fattori quali costi, tempi d'esame e semplicità di esercizio.

APPUNTAMENTI AL SANT'ANDREA

Roma, 18 Ottobre 2007 - 15 Novembre 2007

Sede: Azienda Ospedaliera Sant'Andrea - Via di Grottarossa, 1035 - 00189 Roma
U.O.C. Radioterapia - Sala Riunioni

Segreteria per iscrizioni: Ufficio Formazione A.O. Sant'Andrea
Tel. 06 33775499 - Fax 06 33775643 Email: chiara.morandin@ospedalesantandrea.it
Con il patrocinio AIFM

Convegno

"TECNOLOGIE DIGITALI E RIS-PACS IN MAMMOGRAFIA"

Firenze, 23 ottobre 2007

Sede: Centro Convegni Residence Palazzo Ricasoli, Via Mantellate 2 - Firenze
Organizzazione: CSPO - Istituto Scientifico Prevenzione Oncologica

Segreteria Organizzativa: Monica Bandini, Giusy Calogero
CSPO - Via del Pratellino 7 - 50131 Firenze
Tel. 055 55374214 Fax 055 55374209
Email: m.bandini@cspo.it; formazioneesterna@cspo.it
Website: www.cspo.it

Con il patrocinio AIFM

Accreditamento ECM Regionale

Prof. Dott. Ignazio Schincaglia

Radiografia e radioscopia – Storia dei raggi Röntgen e loro applicazioni più importanti

Biblioteca popolare di coltura
Antonio Vallardi Editore – Milano – 1918

a cura di Luca Moro

Servizio di Fisica Sanitaria, Fondazione Salvatore Maugeri – Pavia

La collana “Biblioteca Popolare di Coltura” dell’editore Antonio Vallardi annovera con il numero progressivo 19 questo “volumetto popolare” in cui l’autore si prefigge di “volgarizzare” la scoperta e le applicazioni più importanti dei raggi X, al fine di “farsi un’idea, sia pure superficiale, di come oggi si producano questi meravigliosi raggi e delle loro principali proprietà a cui l’umanità intera va debitrice di sollievo per infinite sofferenze”.

I raggi Röntgen oggi hanno trovato un’applicazione estesissima e meravigliosa nel campo della medicina e della chirurgia, mentre la scienza teorica si è arricchita di nuovi fenomeni che hanno condotto molti studiosi alla ricerca e alla scoperta di altri fatti non meno importanti, e di radiazioni prima ignorate. Così i raggi uranici, o di Becquerel, ebbero il loro punto di partenza nei raggi X, che più tardi vennero pure scoperti tra le radiazioni emane dal radio.

Ma in questo volumetto popolare di divulgazione scientifica, vogliamo fare astrazione da tutto ciò che ha sapore di cattedra, o di ricerca particolare. I raggi Röntgen, nati dal gabinetto di fisica di un celebre professore e indagati per ogni dove da un vero stuolo di scienziati, tardarono ben poco ad uscire da quei severi laboratori, inoltrandosi, là dove a buon diritto si sarebbero sfruttate le loro sorprendenti proprietà. Oggi la scoperta del Röntgen si rivela interamente nella sua infinita grandezza: medici e chirurghi, specialisti d’ogni genere, ospedali, case di salute, ecc., hanno l’aiuto più efficace nei raggi X, che anzi in un grandissimo numero di casi costituiscono il solo e più sicuro mezzo di indagine. Qui per l’appunto, in questo capitolo,

tralasciando di altre applicazioni di interesse limitato o di esito dubbio, che avrebbero i raggi Röntgen nel campo industriale e pratico, tratteremo degli impianti completi di röntgenologia perché il lettore possa farsi almeno un concetto generale del modo con cui questi raggi vengono adoperati sul paziente dal radiologo, e del meraviglioso progresso in questi ultimi tempi seguito dalla tecnica degli istrumentari.

Un gabinetto completo si può osservare nella figura 31: in esso campeggia in alto la bobina o rocchetto di Ruhmkorff che è alimentato da una opportuna corrente. Questa può essere fornita in più modi; da una batteria di accumulatori, o direttamente da una dinamo accoppiata ad un motore qualsiasi che ne produca il movimento. Quando è possibile, assai comodo diviene l’uso della corrente che sia generata da un’officina centrale e serva all’illuminazione pubblica.

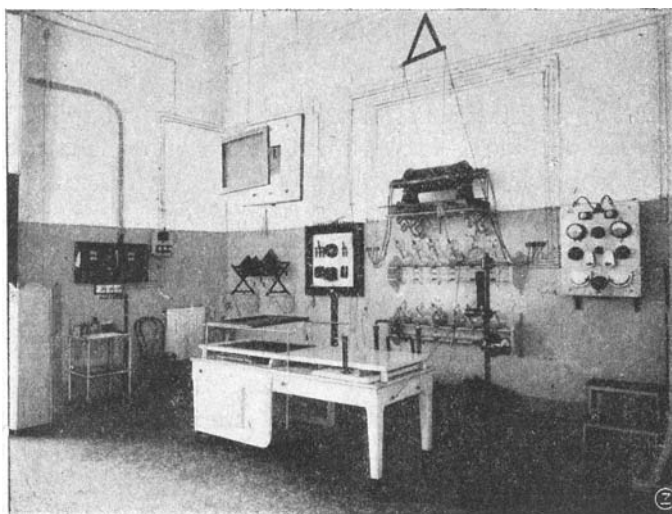


Fig. 31. — Gabinetto completo di Röntgenologia.

In tal caso occorre provvedersi di apparati accessori, ma necessari, quali reostati, valvole di sicurezza, interrutti comuni, un amperometro, un voltmetro per modo che la corrente abbia le qualità opportune a produrre il perfetto funzionamento della bobina. Da preferirsi è la corrente continua, se quindi fosse alternata, è consigliabile convertirla nell'altra a mezzo di un alterno-motore, che a sua volta alimenti una dinamo. In ogni caso la tensione non dovrà essere inferiore ad una sessantina di volts nè superiore a 250, e l'intensità può assumere valori variabilissimi, da quattro o cinque ampères nei modesti laboratori, a trenta, cinquanta, e pure ottanta negli impianti di grande potenza, dove si giunge a radiografare istantaneamente. L'uso delle pile è da abolirsi: non può da esse aspettarsi che lavoro mediocre e di corta durata.

Il quadro indicatore e distributore è una tavola di marmo fissata al muro, dove il radiologo ha a sua disposizione le prese di corrente, la manovella del reostato, gli apparati di misura della tensione e intensità, le valvole di sicurezza e il maneggio degli interruttori rapidi, che possono, per il loro rumore, tenersi lontani dalla sala di operazione. Nella figura 31, un tale quadro si vede a destra, mentre quello a sinistra si riferisce alla manovra di un motore e di una dinamo, installati nei sotterranei. I capi del secondario del rocchetto sono in comunicazione cogli elettrodi di uno spinterometro a punta e disco, situato in basso sulla base di sostegno dell'induttore: da quelli hanno origine due fili flessibili che passano per un sostegno isolante a forma di triangolo vicino al soffitto, e che vanno poi a terminare all'anodo e al catodo del tubo focus, il quale a sua volta è ben fissato in un apposito sostegno. Una buona provvista di tubi Röntgen, di qualità, forma e dimensioni diverse, fa bella mostra sotto l'induttore.

In mezzo alla stanza vi è il trokoscopio, ossia una specie di banco, servibile sia per radiografie come per radioscopie. Si è detto che l'impressione ottenuta per mezzo dei raggi X sulla lastra sensibile di qualsiasi corpo, si chiama *radiografia*, mentre per *radioscopia* si intende la proiezione del soggetto che noi direttamente vediamo sullo schermo al pla-

tino-cianuro di bario, per opera degli stessi raggi. Sul trokoscopio si pone la lastra sensibile chiusa nel suo chassis, e su questo si adagia il paziente colla parte del corpo che si vuole indagare. Osservando il dispositivo della figura 32 si può osservare come si procede per esempio a radiografare il ginocchio. Il tubo Röntgen è situato in alto coi suoi due colli diametrali stretti in due piccole morse di legno imbottite, mentre la base di sostegno, che ha un diaframma forato di piombo, rimane incanalata su di un grosso tubo limitatore, il quale, a mezzo di robuste leve, viene fatto spingere in basso a premere quanto è più possibile la parte malata. Si noti che la pressione operata sul paziente ha il duplice scopo di rendere immobile il soggetto e di avvicinarlo più che si può alla lastra. È ovvio che un movimento della parte produce inevitabilmente la sovrapposizione di più ombre dello stesso corpo e quindi un'immagine confusa e dannosa, come pure l'oggetto troppo lontano dalla lastra genera abbondanza di penombra, dovuta ai raggi secondari che partono dalla superficie del vetro fluorescente. Si potrà agevolare il compito di rendere assolutamente fisso il paziente ponendo sacchi di sabbia lateralmente e sul corpo stesso dell'individuo, come si vede in figura. (...)

Il trokoscopio si presta pure benissimo a molti esami collo schermo fluorescente. In tal caso il paziente riposa sul letto sotto il quale dev'essere posto il tubo Röntgen, che può scorrere avanti e indietro a desiderio dell'operatore. Si noti però che per produrre il minore assorbimento possibile dei raggi X attraverso corpi inutili, il letto è costituito semplicemente da una grossa cornice di

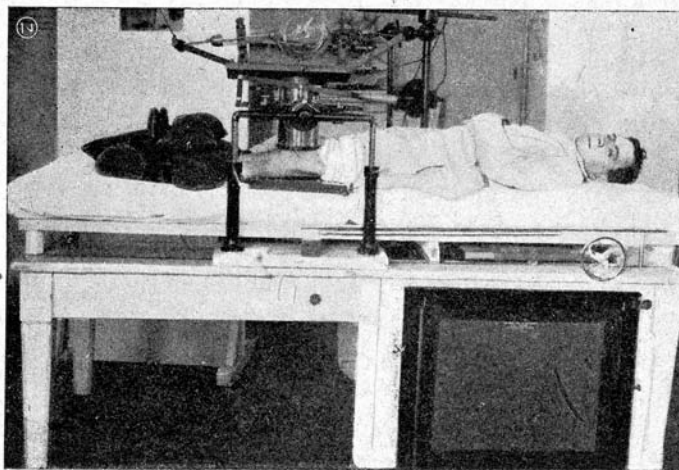


Fig. 32. — Processo radiografico.

legno in cui è ben tesa una robustissima tela. Il quadro al platino cianuro di bario è sostenuto da due grosse guide sopra il paziente, colla sostanza fluorescente rivolta verso il radiologo che, nella camera fatta oscura, potrà comodamente eseguire le opportune indagini. Un simile modo di operare si scorge nella figura 34. Ma la radioscopia con il troscopio presenta qualche inconveniente, e riesce più comodo e vantaggioso in un grande numero di casi il lasciare in piedi l'ammalato, ponendogli dietro il tubo focus e davanti lo schermo fluorescente, o viceversa.

Nella figura 31 si può vedere sospesa in alto il quadro di Röntgen, dietro cui si trova pura un diaframma di piombo ad apertura variabile che è necessario adoperare se si vuole eliminare l'azione nociva di molti raggi secondari. Un tale limitatore, non ostante che la natura del fenomeno sia molto diversa, ha un ufficio che ricorda quello del diaframma interposto nelle lenti degli obiettivi fotografici. Qui si ottengono immagini tanto più nitide, fotografia tanto più perfette quanto è più piccola l'apertura del diaframma: allo stesso modo sullo schermo fluorescente il radiologo osserva proiezioni tanto più chiare, ombre tanto più distinte quanto più grande è il numero delle radiazioni secondarie escluse dal diaframma.

Nella figura 35 apparisce abbastanza chiara la posizione degli apparati e delle persone. L'operatore seduto, guarda lo schermo fluorescente che è appoggiato sul torace del malato il quale ha dietro di sé il tubo Röntgen: per chiarezza di figura è stato tolto il diaframma limitatore, che andrebbe situato vicino al tubo, tra questo e il paziente. Poiché il tubo emana luce viva di fluorescenza che

rischiara l'ambiente e disturba l'osservazione, tanto l'operatore quanto il malato sono difesi da tela nera, opaca, in modo da trovarsi rinchiusi in una specie di camera oscura.

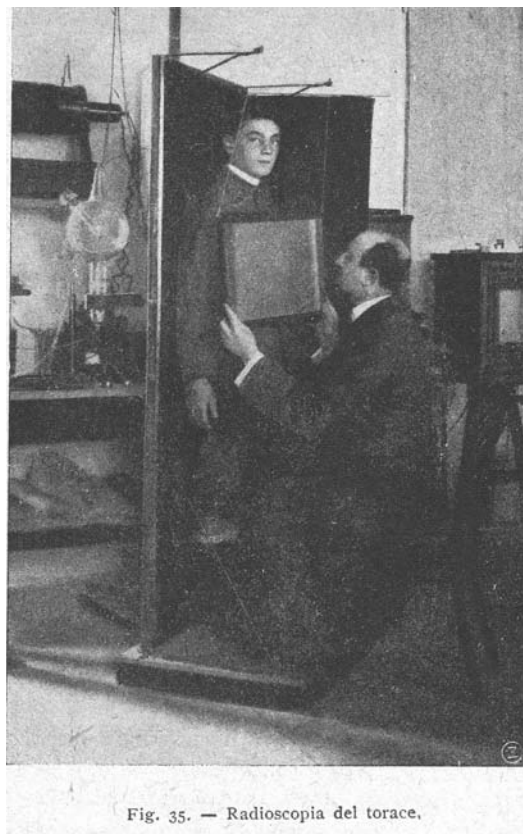


Fig. 35. — Radioscopia del torace.

Più semplicemente si raggiunge il medesimo risultato rinchiudendo in un'apposita cassetta di legno foderata di piombo il tubo Röntgen, i cui raggi escono per un'apertura circolare praticata nella parete che guarda l'emisfero fluorescente.

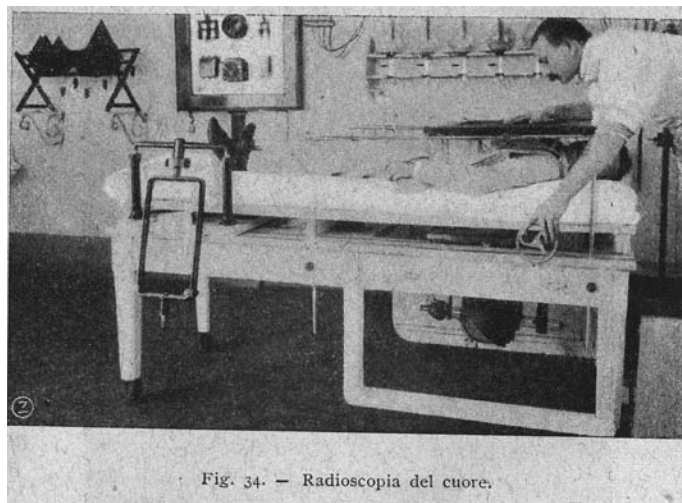


Fig. 34. — Radioscopia del cuore.

Oltre la sala principale delle operazioni röntgenologiche, dove si eseguono radiografie e radioscopie, è indispensabile l'esistenza di una piccola camera per il deposito delle lastre sensibili e per il loro sviluppo fotografico. In virtù della proprietà specifica dei raggi Röntgen di penetrare tanto facilmente le varie sostanze, le lastre dovranno essere riparate con mezzi efficaci, vale a dire bisognerà tenerle molto lontano dal luogo in cui agiscono i tubi focus, o rinchiuderle entro una cassa di piombo, il qual metallo, in fogli di un paio di millimetri di spessore, si può ritenere,

come si è già detto, che intercetti completamente i raggi X. Le lastre che si usano in radiografia possono essere quelle comuni del fotografo: però alcune fabbriche ne preparano di eccellenti, conferendo ad esse una speciale sensibilità, e le chiamano radiografiche. E ad onore del vero nella nostra Italia vi è una casa rinomata per la pregevole fabbricazione di un simile materiale importante. La casa Cappelli di Milano, come riesce a soddisfare il fotografo, confeziona lastre radiografiche le quali non lasciano nulla a desiderare sotto ogni aspetto. Non esito a dichiarare che tra le varie qualità e fabbriche di lastre sensibili estere e nazionali, che io uso da molto tempo, le "Cappelli" occupano senza dubbio uno dei primissimi posti.

Tolta la lastra sensibile dallo chassis radiografico, essa riceve lo stesso trattamento che le darebbe un fotografo; vale a dire nella camera oscura si adopera il solito bagno rivelatore e fissatore, colla avvertenza di prolungare in generale il tempo di sviluppo e tenendo conto di altre circostanze che solo si imparano con molta pratica. E' perciò impossibile dare norme precise. Quando la negativa è bene annerita nel bagno di fissaggio, si lava prolungatamente e la si asciuga: in tale stato si conserva senza alterarsi per molti anni e il radiologo ne approfitta per formarsi un archivio speciale, che gli servirà di studio e di controllo nei casi dubbi o difficili. Dalla negativa si può tirare una stampa o

positiva come nei ritratti di persone o nei paesaggi, ma si tenga presente che per quanto la carta sensibile abbia pregi grandissimi, va sempre perduto qualche cosa, vale a dire ciò che si può osservare in negativa è sempre più di quello che la stampa possa offrire al nostro occhio. Perciò il radiologo interpreta il radiogramma esaminando accuratamente la negativa che deve essere posta in un apposito apparato, munito di pareti opache tranne una di vetro finemente smerigliato, contro cui a certa distanza è situata la lastra. Tale apparecchio, che facilita la lettura o interpretazione del radiogramma, è di capitale importanza perché, per una diagnosi certa, nei casi difficili, non sono sufficienti la cognizioni anatomiche, ma è necessario non ignorare la teoria delle ombre e penombre, ricordarsi delle proprietà specifiche dei raggi Röntgen, della posizione speciale che aveva il tubo ecc. e guardarsi molto bene da macchie, o segni appartenenti a imperfetta manipolazione di sviluppo della lastra. L'interpretazione fedele di un radiogramma richiede non poche volte somma perizia nel radiologo: nell'apparecchio dove si esegua la lettura è posta una sorgente di luce di intensità variabile, che viene uniformemente distribuita sul vetro smerigliato, in modo da togliere ogni falsa apparenza, mentre la camera dove si trova l'osservatore deve essere buia o tutt'al più poco illuminata.

42° Corso della Scuola Superiore di Radioprotezione CARLO POLVANI

LA CONTAMINAZIONE INTERNA: MISURA, VALUTAZIONE DI DOSE, INTERVENTI DI RIMEDIO

Casaccia, 5-9 Novembre 2007

Sede: CR ENEA Roma - Casaccia

Segreteria Organizzativa: Sig.ra Lucia Sabbi
 ENEA-BAS-ION-IRP Via dei Colli 16, 40136 Bologna
 Tel: 051 6098120 - Fax 051 6098003
 E-mail: irp@bologna.enea.it

Programma inserito nell'ECM

Richiesto accreditamento per fisici e per medici



PROGRAMMA

Lunedì 17 settembre

15:30-16:30 – Sala Pascoli
CORSO MONOTEMATICO

Aspetti avanzati di radioprotezione:
S. De Crescenzo (Milano)

15:30-16:00 - La radioprotezione alla luce dei nuovi orientamenti ICRP
C. Osimani (Ispra)

16:00-16:30 - Problematiche radioprotezionistiche rilevanti in fase di progettazione ed esercizio di un ciclotrone per uso medicale
R. Calandrino (Milano)

17:00-20:00 - Sala Pascoli
Fisica Medica: Professione, Sviluppo Tecnologico, Ricerca

17:00-17:15 – *Nascita ed evoluzione della Fisica Medica* - G. Tosi (Milano)

17:15-17:30 – *Il ruolo del Fisico Medico nella sanità moderna* - G. Pedroli (Milano)

17:30-17:45 – *Il Fisico Medico e l'evoluzione dell'alta tecnologia* - S. Maggi (Ancona)

17:45-18:00 – *Nanotecnologie e Medicina*
P. Milani (Milano)

18:00-20:00 – Tavola Rotonda:
Fisica Medica: Professione, Sviluppo Tecnologico, Ricerca

A. Ancona (Direttore Agenzia per i Servizi Sanitari Regionali)

F. Campanella (Responsabile Laboratorio Radiazioni Ionizzanti e non Ionizzanti, ISPESL)

V. Contini (Direttore Generale Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana)

A. Delvino (Direttore Generale AUSL 1 Massa-Carrara)

P.L. Indovina (Presidente del Collegio di Fisica Applicata)

M. Masi (Responsabile Settore Sicurezza e Salute sui Luoghi di Lavoro, Regione Toscana)

M. Paganini Fioratti (Dirigente, Agenzia per la Protezione dell'Ambiente e per i Servizi Tecnici)

È stata richiesta la partecipazione di:

L. Turco (Ministro della Salute)

E. Rossi (Assessore al Diritto alla Salute della Regione Toscana)

Martedì 18 settembre

8:00-9:00 – Sala Pascoli

CORSO MONOTEMATICO

Rivelatori di radiazioni in terapia:
M. Bucciolini (Firenze)

8:00-8:20 - Rivelatori per la dosimetria dei piccoli campi - P. Francescon (Vicenza)

8:20-8:40 - Dosimetria con i sistemi di Portal Imaging - C. Talamonti (Firenze)

8:40-9:00 - Dosimetria 3D a gel - V. Viti (Roma)

8:00-9:00 – Sala Congressi

CORSO MONOTEMATICO

Radiobiologia: M. Benassi (Roma)

8:00-9:00 - Modelli radiobiologici in radioterapia: stato dell'arte - M. Benassi (Roma)

9:00-11:00 - Sala Pascoli

RELAZIONI A INVITO

Moderatori: M. Brambilla (Novara),
C. Bergamini (Bologna)

9:00-9:30 – Ultrasuoni focalizzati ad alta intensità nel futuro della chirurgia e della radioterapia
G. Borasi (Reggio Emilia)

9:30-10:00 – Tecniche avanzate di caratterizzazione tissutale in RM - M. Giannelli (Pisa)

10:00-10:30 – Tomotherapy - C. Fiorino (Milano)

10:30-11:00 – Linee guida per i controlli di qualità dei sistemi di pianificazione computerizzata dei trattamenti radioterapici: stato di lavoro del gruppo AIFM - M.G. Brambilla (Milano)

11:30-12:30 - Sala Pascoli
COMUNICAZIONI LIBERE

Radioterapia: IMRT, TPS, Imaging

Moderatori: G. Chierago (Verona),
L. Cionini (Pisa)

11:30-11:40 - *Utilizzo di pellicole Gafchromic con scanner flatbed per verifiche dosimetriche in IMRT. Problemi e risultati*

C. Vite, C. Mordacchini, L. Pozzi, E. Cassani, L. Conte (Varese)

11:40-11:50 - *Stima della dose efficace in un trattamento IMRT con fascio di fotoni da 18 MV*

M. Stasi, S. Bresciani, O. Borla, E. Gino, G. Barboni, P. Gabriele, A. Zanini (Torino)

11:50-12:00 - *Effetti dosimetrici del movimento intra-fraction nell'erogazione di trattamenti IMRT*

M. Paiusco, S. Riccardi, F. Fioroni, E. Grassi, R. Sghedoni, G. Borasi (Reggio Emilia)

12:00-12:10 - *Tomotherapy & IMAT inverse planned: dosimetric and radiobiological comparisons on prostate tumor treatments*

M. Iori, E. Cagni, M. Cattaneo, C. Fiorino, A. Nahum (Reggio Emilia – Milano - Bebington)

12:10-12:20 - *Studio mediante DQE della qualità di un EPID e confronto con rivelatori digitali flat panel al a-Si*

E. Buono, M. Italiani, L. Strigari, M. Casale, E. Maranzano (Terni - Roma)

12:20-12:30 - *4D-TC con mezzo di contrasto per la definizione del PTV in tumori del pancreas*

P. Mancosu, M. Danna, V. Bettinardi, P. Passoni, S. Gusmini, S. Cappio, M.C. Gilardi, M. Cattaneo, M. Reni, A. Del Maschio, N. Di Muzio, F. Fazio (Milano)

12:30-13:30 - Sala Pascoli
COMUNICAZIONI LIBERE

Radioterapia: Dosimetria Clinica, Rivelatori, IORT, Adroterapia

Moderatori: R. Cirio (Torino),
L. Raffaele (Catania)

12:30-12:40 - *Trattamento della prostata: pianificazione giornaliera su CBCT e calcolo della dose al retto*

C. Oliviero, G. Mantello, M. Cardinali, S. Maggi (Ancona)

12:40-12:50 - *Caratteristiche dosimetriche di prototipi di rivelatore a diamante sintetico monocristallino SCD (Single Crystal Diamond) in fasci di fotoni di alta energia*

R. Consorti, A. Petrucci, S. Almagia, M. Marinelli, E. Milani, A. Tucciarone, G. Verona Rinati, F. De Notaristefani, I. Ciancaglioni (Roma)

12:50-13:00 - *Misura di fattori di campo con la camera a ionizzazione PinPoint PTW 31014*

S. Agostinelli, S. Garelli, M. Gusinu, M. Piergentili, F. Foppiano (Genova)

13:00-13:10 - *Simulazione Monte Carlo della testata e dei fasci di elettroni prodotti da un acceleratore dedicato alla IORT*

S. Righi, M. Giannelli, M. Lazzeri, F. Di Martino (Pisa)

13:10-13:20 - *Simulazione della frammentazione e contaminazione di fasci di ioni carbonio per uso adroterapico prodotti da ciclotrone*

Calabretta, G.P. Cirrone, G. Cuttone, F. Fiorin, M.C. Morone (Catania - Roma)

13:20-13:30 - *Fotoproduzione di neutroni da LINAC di alta energia per BNCT: studio di fattibilità*

A. Zanini, O. Borla, G. Giannini, G. Felici, M. Fantini (Torino)

15:00-18:25 - Sala Pascoli

GRUPPO DI LAVORO

Tecniche avanzate in radioterapia

M. Ciocca (Milano), G. Cuttone (Catania)

15:00-15:10 - *Introduzione*

M. Ciocca (Milano), G. Cuttone (Catania)

15:10-15:55 Tavola rotonda:

La radioterapia stereotassica

Gammaknife - G. Sabini (Catania)

Cyberknife - P. Scalchi (Venezia)

Linac non dedicato G.- Frezza (Bologna)

15:55-16:15 - Comunicazioni libere

15:55-16:05 - *Valutazione del conformità index nei trattamenti radiochirurgici di metastasi cerebrali*

G. Guidi, A.E. Francia, B. Franzoni, P. Giacobazzi, P. Antognoni, M. Parmiggiani, A. Falasca, A. Zanasi, E. Turco, G. Tolento, A.M. Falchi, C. Danielli, F. Bertoni (Modena)

16:05-16:15 - *Utilizzo di pellicole radiocromiche per verifiche geometriche e dosimetriche in Radioterapia Stereotassica Frazionata*

G. Coscia, E. Vaccara, R. Corvisiero, P. Cavazzani, F. Grillo Ruggieri, G. Taccini (Genova)

16:15-17:30 - Tavola rotonda:

Adroterapia

IMPT - A. Bolsi (Villingen)

Sistemi di scansione per fasci adronici
R. Cirio (Torino)

Dosimetria di protoni e ioni carbonio
L. Raffaele (Catania)

Nuovi acceleratori per adroterapia
L. Calabretta (Catania)

17:30-17:50 - Comunicazioni libere

17:30-17:40 - *Architettura e acquisizione dati del sistema di distribuzione e monitoraggio del fascio di adroni del CNAO*

S. Giordanengo, F. Bourhaleb, R. Cirio, M. Donetti, M. A. Garella, N. Givchchi, S. Iliescu, A. La Rosa, F. Marchetto, J. Pardo Montero, A. Pecka, C. Peroni, M. Pezzetta (Torino, Milano)

17:40-17:50 - *Impiego del metodo Monte Carlo per il commissioning e la validazione di un sistema per la pianificazione del trattamento in protonterapia oculare*
F. Di Rosa, G. Cirrone, G. Cuttone, G. Russo, V. Salamone (Catania)

17:50-18:05 - *Dosimetria di fasci IORT di elettroni ad alta dose per impulso* - R.F. Laitano (Roma)

18:05-18:25 - Comunicazioni libere

18:05-18:15 - *Utilizzo di pellicole GAFCHROMIC EBT e camera a ionizzazione Wellhofer PPC05 con fasci di elettroni IORT ad alto rateo di dose*

A. Soriani, G. Felici, G. Evangelisti, A. D'Angelo, M. Benassi, L. Strigari (Roma)

18:15-18:25 - *Un sistema per la stabilizzazione automatica della dose per unità monitor negli acceleratori dedicati alla IORT: il LIAC*
G. Felici, M. Fantini (Roma)

15:00-18:00 - Sala Cordati

GRUPPO DI LAVORO

Medicina Nucleare - Diagnostica

V. Bettinardi (Milano), A. Savi (Milano)

15:00-15:30 - *Principi dell'imaging molecolare*
C. Messa (Monza)

15:30-15:50 - *Strumentazione: novità tecnologiche e loro impatto sulla diagnostica: PET e PET/CT*
C. Pettinato (Bologna)

15:50-16:10 - *Strumentazione: novità tecnologiche e loro impatto sulla diagnostica: SPECT e SPECT/CT* - L. Bianchi (Busto Arsizio)

16:10-16:30 - *Metodi di analisi dei dati e loro impatto sulla diagnostica* - I. Castiglioni (Milano)

16:30-17:20 - Comunicazioni libere

16:30-16:40 - *Curve ROC e SPM99 nella pratica clinica con SPECT di perfusione cerebrale: risultati preliminari*

M. Pacilio, G. Ventroni, T. Tommasi, L. Montani, S. Boemi, E. Santini, L. Mango (Roma)

16:40-16:50 - *Valutazione di un software di correzione per la risposta collimatore-rivelatore in SPECT*

C. Pasquali, E. De Ponti, S. Morzenti, M. Arosio, C. Messa, A. Crespi (Monza, Milano)

16:50-17:00 - *Confronto di tre metodi per il calcolo della variazione percentuale annua della captazione specifica dei trasportatori della dopamina in pazienti Parkinsoniani mediante studi SPECT con 123I-FP-CIT*

F. Voltini, G. Marotta, M. Carletto, R. Benti, C. Canzi, M. Zito, P. Gerundini (Milano)

17:00-17:10 - *Studio della rivelabilità di lesione in un fantoccio antropomorfo con analisi delle curve ROC per un tomografo PET/TC 3D a LSO*

C. Secco, R. Matheoud, M. Brambilla (Novara)

17:10-17:20 - *Sviluppo di un set di immagini per il test di software commerciali di analisi e visualizzazione in medicina nucleare*

G. Perno, A. Boriani, S. Chauvie, A. Biggi (Cuneo)

17:20-18:00 - Discussione e conclusioni

15:00-18:00 - Sala Congressi

GRUPPO DI LAVORO

Radiologia

R. Padovani (Udine), A. Torresin (Milano)

15:00-15:15 - *Prospettive dell'imaging: nuove modalità di imaging radiografico*
M. Gambaccini (Ferrara)

15:15-15:30 - *Qualità d'immagine nelle tecniche/elaborazioni speciali in TC: sistemi cardiaci e ricostruzioni* - L. Pierotti (Bologna)

15:30-15:45 - *Problemi aperti per la valutazione di dose in TC pediatrica* - G. Zatelli (Firenze)

15:45-16:00 - *Evoluzione delle tecniche angiografiche e valutazione della dose al paziente*
O. Rampado (Torino)

16:00-16:15 - *Sistemi HIS RIS PACS: quale integrazione?* - C. Saccavini (Padova)

16:15-16:30 - *Sistemi PACS: una risorsa aziendale*
P. Signorotto (Milano)

16:30-16:40 - *Sintesi dei lavori dei gruppi di studio per TC* - P. Colombo (Milano)

16:40-17:00 - Discussione

17:00-17:10 - *Attività del gruppo di lavoro sulla mammografia digitale* - G. Gennaro (Padova)

17:10-17:30 - Discussione

17:30-17:40 - *Sintesi dei lavori del gruppo di studio per la radiografia digitale* - G. Belli (Firenze)

17:40-18:00 - Discussione e conclusioni

15:00-18:00 - Sala Mordini

GRUPPO DI LAVORO

Radiazioni non ionizzanti

R. Di Liberto (*Pavia*), R. Novario (*Varese*)

15:00-15:30 - Nuove modalità di imaging per la mammella - A. Goddi (*Varese*)

15:30-15:50 - La sonoforesi -R. Novario (*Varese*)

15:50-16:15 - Recenti evoluzioni tecnologiche in ecografia - P. Nucci (*Monza*)

16:15-17:00 - Il lavoro svolto dal gruppo NIR ed il ruolo del Fisico Medico nel campo delle applicazioni Laser, UV e CEM in medicina

R. Di Liberto (*Pavia*)

17:00-17:40 - Comunicazioni libere

17:00-17:10 - *Come progettare una rete neurale: applicazione alla classificazione di immagini spettrofotometriche di lesioni cutanee pigmentate*

M. Carrara, S. Tomatis, A. Bono, A. Colombo, M. Lualdi, R. Marchesini (*Milano*)

17:10-17:20 - *Ruolo della fluorescenza naturale del plasma umano nella diagnosi dei tumori del tratto gastrointestinale*

M. Lualdi, A. Colombo, E. Leo, D. Morelli, A. Vannelli, R. Marchesini (*Milano*)

17:20-17:30 - *Analisi in tempo reale della risposta del film Gafchromic ad irraggiamento con luce UV-visibile*

L. Mercatelli, G. Romano, A. Guasti, F. Fusi (*Firenze*)

17:30-17:40 - *Monitoraggio fisico dei campi elettrici, magnetici ed elettromagnetici in un IRCCS oncologico*

L. Strigari, A.M. Di Nallo, C. Giliberti, A. Bedini, R. Palomba, M. Benassi (*Roma*)

17:40-18:00 - Discussione e conclusioni

Mercoledì 19 settembre

8:00-9:00 – Sala Congressi

CORSO MONOTEMATICO

Aspetti avanzati di Risonanza Magnetica

O. Presciutti (*Perugia*)

8:00-8:30 - Spettroscopia - O. Presciutti (*Perugia*)

8:30-9:00 - Imaging funzionale - M. Tosetti (*Pisa*)

8:00-9:00 – Sala Pascoli

CORSO MONOTEMATICO

TPS in Radioterapia

E. Spezi (*Bologna*)

8:00-9:00 - Introduzione ai diversi algoritmi di calcolo impiegati nei TPS attualmente in commercio, esempi di calcolo di dose in fantocci (omogenei e eterogenei) per fasci terapeutici di fotoni e confronto della distribuzione di dose in casi clinici impiegando diversi TPS - L. Cozzi (*Bellinzona*)

9:00-11:00 - Sala Pascoli

RELAZIONI A INVITO

Moderatori: L. Conte (*Varese*), M. Lazzeri (*Pisa*)

9:00-9:30 – L'imaging ottico: applicazioni attuali e prospettive future - S. Tomatis (*Milano*)

9:30-10:00 – Effetti biologici delle radiazioni ionizzanti a livello cellulare e multicellulare
M. Pinto (*Roma*)

10:00-10:30 – Produzione di isotopi a breve emivita mediante un sistema al plasma
M. Sumini (*Bologna*)

10:30-11:00 – Imaging molecolare Micro-PET
A. Del Guerra (*Pisa*)

11:30-12:30 - Sala Pascoli

COMUNICAZIONI LIBERE

Radiodiagnostica: RM, TC

Moderatori: M. Cosottini (*Pisa*),
A. Crespi (*Monza*)

11:30-11:40 - *Il Metodo delle Transizioni di Fase per la Misura del SAR in MR*

R. Romano, F. Acernese, P.L. Indovina, E. Cianciulli, G. Salzano, F. Barone (*Salerno - Napoli*)

11:40-11:50 - *Caratterizzazione della stabilità temporale di uno scanner MRI*

P. Ferrari, N.D. Papinutto, J. Jovicich (*Trento*)

11:50-12:00 - *Misure di Fractional Anisotropy (FA) del parenchima cerebrale mediante differenti schemi DTI di acquisizione: effetti connessi al variare del numero di direzioni di pesatura in diffusione*

M. Giannelli, M. Cosottini, M.C. Michelassi, G. Lazzarotti, M. Lazzeri (Pisa)

12:00-12:10 - *Whole-brain histogram and voxel-based analyses of Diffusion Tensor Imaging in patients with leukoaraiosis. Correlation with motor and cognitive impairment*

R. Della Nave, S. Foresti, A. Pratesi, A. Ginestroni, M. Inzitari, E. Salvadori, M. Giannelli, S. Diciotti, D. Inzitari, M. Mascalchi (Firenze)

12:10-12:20 - *Confronto fra diversi sistemi di modulazione della dose in TCMS: Risultati preliminari*

D. Origgi, P. Colombo, T. Costi, B. Ghedi, F. Luraschi, L. Moro, N. Paruccini, G. Pettinato, O. Rampado, D. Trevisan, S. Vigorito (Milano - Modena - Brescia - Cremona - Pavia - Monza - Torino - Trento)

12:20-12:30 - *Dosimetria in-vivo per la stima della dose efficace in indagini di Tomografia Computerizzata Multistrato a 64 strati*

M. De Denaro, P. Bregant, M. Severgnini (Trieste)

12:30-13:30 - Sala Pascoli

COMUNICAZIONI LIBERE

Radiodiagnostica: Interventistica, Mammografia, Rivelatori, Radiologia Digitale, RIS/PACS

Moderatori: P. Bregant (Trieste),
D. Caramella (Pisa)

12:30-12:40 - *Effetti della calibrazione sulla qualità dell'immagine nei rivelatori digitali dinamici*

A. Mari, L. Tesei, S. Maggi (Ancona)

12:40-12:50 - *Valutazione della dose ghiandolare media in mammografia analogica e digitale*

V. Rossetti, A. Peruzzo Cornetto, E. Zanon, M. Gaggiano, C. Chersan, F. Artuso, F. Cesarani, S. Emanuelli, E. Rizzi, A. Frigerio, R. Ropolo (Torino - Asti)

12:50-13:00 - *Gruppo di lavoro AIFM Controlli di Qualità in Mammografia Digitale: risultati della sperimentazione del Digital Addendum - Linee Guida Europee III Edizione (2003) alla luce delle Linee Guida Europee IV Edizione (2006)*

P. Golinelli, L. D'Ercole, F. Lisciandro, G. Gennaro, C. Giordano, O. Marilli, L. Marzoli, M.P. Mascia, N. Oberhofer, D. Origgi, V. Rossetti, A. Tofani, R. Soavi (Modena - Pavia - Padova - Piacenza - Catania - Busto Arsizio - Cagliari - Bolzano - Milano - Torino - Livorno - Bologna)

13:00-13:10 - *Caratterizzazione fisica di un detettore FFDM di grandi dimensioni*

A. Borrini, C. Ghetti, O. Ortenzia, R. Rossi, P.L. Ordóñez Valverde (Parma - Roma)

13:10-13:20 - *Valutazione delle performance di un sistema DR (CsBr) a fosfori focalizzati in termini di*

caratterizzazione fisica e analisi contrasto dettaglio
S. Rivetti, P. Golinelli, N. Lanconelli, M. Bertolini, M. Serafini, D. Acchiappati, G. Borasi (Modena - Bologna - Reggio Emilia)

13:20-13:30 - *Accettazione e collaudo di un sistema RIS/PACS multivendor in ambiente filmless e paperless* - S. Maggi, L. Tesei, M. De Marco (Ancona)

15:00-18:00 - Sala Congressi

GRUPPO DI LAVORO IMRT

C. Garibaldi (Milano), M. Iori (Reggio Emilia)

15:00-15:20 - *Applicazioni cliniche della IMRT a 10 anni dalla sua introduzione*

V. Valentini (Roma)

15:20-15:35 - *L'impatto della respirazione nelle tecniche a modulazione d'intensità*

M. Cattaneo (Milano)

15:35-15:50 - *Potenzialità della KV-CONE beam CT per la radioterapia ad alta conformazione e a modulazione d'intensità* - L. Masi (Firenze)

15:50-16:10 - *Tecniche ad elevata conformazionale ed ipofrazioneamento severo: un'analisi radiobiologica* - R. Ruggieri (Reggio Calabria)

16:10-16:30 - *Nuove modalità di ottimizzazione fisiche e radiobiologiche nei trattamenti IMRT*

M. Schwarz (Trento)

16:30-16:50 - *Nuove modalità per la verifica dosimetrica dei trattamenti IMRT*

M. Paiusco (Reggio Emilia)

16:50-17:05 - *Discussione*

17:05-17:53 - Comunicazioni libere

17:05-17:13 - *Verifiche dosimetriche su piani di trattamento in tomoterapia elicoidale: analisi dei risultati*

A. Dassie, A. Drigo, M. Avanzo, I. Salvador, S. Ren Kaiser, G. Sartor, E. Capra (Aviano)

17:13-17:21 - *Architettura e sviluppo di un rivelatore per la verifica in linea della IMRT*

M. Stasi, A. Attili, C. Brusasco, R. Cirio, M. Donetti, S. Giordanengo, A. Giuliacci, N. Givhchi, S. Iliescu, F. Marchetto, C. Peroni (Torino, Schwarzenbruck, Milano)

17:21-17:29 - *Esperienze preliminari di dosimetria IMAT con un sistema aSi-EPID* - M. Iori, E. Cagni, M. Paiusco, A. Nahum (Reggio Emilia, Bebington)

17:29-17:37 - *Implementazione di un sistema automatico per la verifica della fluenza e delle MU in trattamenti IMRT* - B. Baiotto, S. Bresciani, S. Iliescu, D. Lintas, M. Stasi (Torino, Sassari)

17:37-17:45 - Flatbed CCD Scanner Epson 1680pro e Epson V750: caratterizzazione, confronto ed impiego nelle verifiche dosimetriche IMRT con pellicole radio-cromiche - A. Delana, L. Menegotti, A. Martignano, S. Mazzucchi, A. Valentini (Trento)

17:45-17:53 - Valutazione degli errori di set-up e valutazione dei margini CTV-PTV per la radioterapia ad intensità-modulata sul capo collo
M. Palombarini, P. Chiovati, G. Frezza (Bologna)

17:53-18:00 - Discussione e conclusioni

15:00-17:45 - Sala Magri

GRUPPO DI LAVORO

Brachiterapia

F. Cattani (Milano), A. Piermattei (Roma)

15:00-15:05 - Introduzione - F. Cattani (Milano), A. Piermattei (Roma)

15:05-15:15 - Gruppi di lavoro in brachiterapia
C. Marchetti (Mestre)

15:15-15:30 - Caratterizzazione delle sorgenti
A. Fidanzio (Roma)

15:30-15:45 - Brachiterapia oculare
L. Azario (Roma), F. Perrone (Pisa)

15:45-16:00 - Parametrizzazione della dosimetria clinica
M. Galelli (Brescia), P. Feroldi (Brescia)

16:00-16:15 - Gruppi di lavoro in brachiterapia prostatica - P. Mangili (Milano)

16:15-16:30 - Esperienza locale nel trattamento prostatico con I125
L. Iadanza (Rionero in Vulture)

16:30-16:45 - Esperienze in HDR prostata
C. Frigerio (Lecco)

16:45-17:05 - Comunicazioni libere

16:45-16:55 - Misure dosimetriche di sorgenti brachiterapiche mediante pellicole radiografiche
R. Bracco, Giovanni Ghiso (Savona)

16:55-17:05 - Brachiterapia prostatica interstiziale: accuratezza della posizione longitudinale delle sorgenti - E. Lorenzini, M. Mignogna, M. Paoluzzi, M. Quattrocchi, A. Lazzari (Lucca)

17:05-17:45 - Discussione e conclusioni

15:00-18:00 - Sala Cordati

GRUPPO DI LAVORO

Medicina Nucleare - Terapia

M. Cremonesi (Milano), G. Pedroli (Milano)

15:00-15:25 - Terapie con ¹³¹I (ipertiroidismo, residui, metastasi) - A. De Agostini (Brescia)

15:25-15:55 - Terapie sistemiche (anticorpi monoclonali, PRRT, metastasi ossee, neuroblastomi)
M. Cremonesi (Milano), M. Ferrari (Milano)

15:55-16:10 - Terapie locoregionali (tumori cerebrali, tumori epatici) - G. Sarti (Cesena)

16:10-16:35 - Metodi di calcolo e modelli radiobiologici - L. Strigari (Roma)

16:35-16:45 - Discussione

16:45-17:25 - Comunicazioni libere

16:45-16:55 - Importanza dello studio dosimetrico nella terapia con Y90Cl3DOTATOC: correlazione previsione-followup - S. Fattori, S. Barucca, A. Poggia, P. D'Avenia, P. Marini, F. Ferretti, E. Brianzoni, G. Rossi (Macerata)

16:55-17:05 - Terapia con radioiodio del morbo di Basedow: considerazioni sulla dosimetria personalizzata
M.C. Bagnara, V. Altrinetti, G. Di Leo, M. Schiavo, C. Cappi, M. Beveggi, A. Pilot, M. Bagnasco, M. Caputo (Genova)

17:05-17:15 - Modello predittivo integrato della dismissione della radioattività nella terapia radiometabolica dei pazienti con carcinoma tiroideo. Applicazione alla routine clinica e radioprotezionistica
A. Chiecchio, G. Santopolo, A. Chiecchio M. Perugia, S. Balbis, D. Valente, F. Maimone, R. Pellerito, M. Stasi (Torino)

17:15-17:25 - ⁶⁸Ga-DOTANOC: biodistribuzione e dosimetria - A. Sarnelli, M. Di Donna, S. Civollani, C. Nanni, G. Montini, G. Cicoria, M. Farsad, D. Di Pierro, M. Marengo, S. Fanti, C. Bergamini, C. Pettinato (Bologna)

17:25-18:00 - Discussione e conclusioni

15:00-18:00 - Sala Mordini

GRUPPO DI LAVORO

Risonanza Magnetica

F. Leviero (Genova), L. Mascaro (Brescia)

15:00-15:20 - Imaging di diffusione: presente e futuro - P. Scifo (Milano)

15:20-15:40 - Spettroscopia protonica delle lesioni mammarie a 1.5 T: risoluzione spettrale, soglie discriminanti, impatto clinico
F. Sardaneli (Milano)

15:40-16:00 - fMRI e applicazioni in ambito radio-terapico e neurochirurgico - F. Ghielmetti (Milano)

16:00-16:20 - Il valore aggiunto della RM nell'iter diagnostico della cardiopatia ischemica
G. Molinari (Genova)

16:20-16:40 - RM a ultra-alto campo: tecnologia e applicazioni in vivo - M. Tosetti (Pisa)

16:40-17:00 - Discussione

17:00-17:48 - Comunicazioni libere

17:00-17:08 - Realizzazione di un fantoccio virtuale per l'impiego della VBM su campioni clinici di piccole dimensioni - F. Nocchi, T. Franchin, E. Genovese, M. Ritrovato, G. Fariello, D. Longo, L. Delfino, V. Cannatà (Roma)

17:08-17:16 - Tract-based spatial statistics (TBSS) and voxel-based morphometry (VBM) analysis in Friedreich ataxia - R. Della Nave, M. Giannelli, A. Ginestroni, C. Tessa, E. Salvatore, I. Bartolomei, F. Salvi, M.T. Dotti, G. De Michele, S. Piacentini, M. Mascalchi (Firenze, Pisa, Lido di Camaiore, Napoli, Bologna)

17:16-17:24 - Sviluppo di software per l'analisi quantitativa di dati DCE-MRI in pazienti con cancro alla mammella - C. Bracco, A. Bert, L. Martincich, D. Regge, M. Stasi (Torino)

17:24-17:32 - Combined use of tractography and Gamma Knife Radiosurgery three dimensional treatment planning. Initial experience - R.I. Foroni, A. Fenzi, A. Sboarina, C. Lovato, A. De Simone, F. Lupidi, M. Longhi, A. Nicolato, M. Gerosa, G.K. Ricciardi, F. Pizzini, A. Beltramello (Verona)

17:32-17:40 - Spettroscopia 1H-RM dell'encefalo: valutazione del grado di malignità dei glomi - M. Crespi, C. De Colle, M. Skrap, F. Bonutti, M.R. Malisan, E. Moretti, C. Foti, A. Trianni (Udine)

17:40-17:48 - Interconfronto per l'imaging diagnostico a Risonanza Magnetica nella regione Lazio: analisi delle metodiche per la valutazione dell'uniformità e del segnale/rumore - D. Aragno, A. Mattacchioni, M. Pacilio, M.C. Pressello, R. Rauco (Roma)

17:48-18:00 - Discussione e conclusioni

15:00-18:00 - Sala Pascoli

GRUPPO DI LAVORO

Radioprotezione

R. Ropolo (Torino), G. Tosi (Milano)

15:00-15:30 - Uso di metodi Monte Carlo in radioprotezione - S. Agosteo (Milano)

15:30-16:00 - Ottimizzazione nella progettazione delle schermature - G. Guidarelli (Bologna)

16:00-16:30 - Dosimetria real-time degli operatori in procedure ad alto rischio - O. Rampado (Torino)

16:30-17:00 - Terapia con radionuclidi non sigillati: ricovero o dimissione dei pazienti trattati? G. Pedrolì (Milano)

17:00-17:40 - Comunicazioni libere

17:00-17:10 - Realizzazione, tramite codice GEANT4, di una piattaforma di simulazione, per un rivelatore per l'imaging in Medicina Nucleare, anche ai fini della valutazione della dose agli operatori - F. Campanella, S. Lo Meo (Roma)

17:10-17:20 - Sviluppo di modelli voxel per applicazioni di radioprotezione - P. Ferrari, G. Gualdrini, M. Vescovi (Bologna, Milano)

17:20-17:30 - Analisi delle proprietà fisiche e chimiche dei diversi tipi di camici anti-X presenti oggi sul mercato italiano - M. Cecchini, G. Lusvardi, D. Acchiappati (Modena)

17:30-17:40 - Misura delle proprietà schermanti di diverse tipologie di grembiuli ed altri indumenti protettivi anti-x - A. Taddeucci, S. Targetti, C. Gori (Firenze)

17:40-18:00 - Discussione

Giovedì 20 settembre

8:00-9:00 - Sala Pascoli

CORSO MONOTEMATICO

Rivelatori di radiazioni in diagnostica

G. Borasi (Reggio Emilia)

8:00-8:20 - Evoluzione dei rivelatori digitali e metodi di valutazione - G. Borasi (Reggio Emilia)

8:20-8:40 - Evoluzione dei monitor per diagnostica e metodi di valutazione - G. Belli (Firenze)

8:40-9:00 - Valutazione fisica e psicofisica dell'immagine digitale - M. Bertolini (Reggio Emilia), A. Nitrosi (Reggio Emilia)

8:00-9:00 - Sala Congressi

CORSO MONOTEMATICO

Imaging in radioterapia

C. Cavedon (Venezia)

8:00-8:30 - Imaging per la pianificazione del trattamento radiante - S. Pallotta (Firenze)

8:30-9:00 - Imaging per il setup del paziente e il "treatment tracking" - C. Cavedon (Venezia)

9:00-11:00 - Sala Pascoli

RELAZIONI A INVITO

Moderatori: P. Feroldi (Brescia),
P. Scampolì (Napoli)

9:00-9:30 - Esperienze di dosimetria mediante rivelatori portali in Radioterapia
A. Piermattei (Roma)

9:30-10:00 - Radioprotezione: il ruolo dei fisici ospedalieri nella lotta al terrorismo radiologico e

nucleare - A. Tofani (*Livorno*)

10:00-10:30 – Problematiche attuali della ricerca in Adroterapia - A. Ottolenghi (*Pavia*)

10:30-11:00 – La riduzione della dose al paziente in radiologia pediatrica - A. Pilot (*Genova*)

11:30-12:30 - Sala Pascoli COMUNICAZIONI LIBERE

Medicina Nucleare: Terapia, Diagnostica

Moderatori: M.E. Dottorini (*Perugia*),
M. Marengo (*Bologna*)

11:30-11:40 - *Dosimetry during radioiodine therapy in metastatic differentiated thyroid cancer patients can change subsequent clinical strategy*
C. Chiesa, F. Botta, M.R. Castellani, E. Seregini, E. Bombardieri (*Milano*)

11:40-11:50 - *Cinetica del radioiodio in una paziente ipertiroidea ed emodializzata* - C. Canzi, M. Castellani, M. Schiavini, F. Buffoni, F. Zito, F. Voltini, P. Gerundini (*Milano*)

11:50-12:00 - *Fattori S a livello dei voxel per beta-emettitori calcolati con MCNP4C* - M. Pacilio, L. Montani, S. D'Onofrio, E. Santini (*Roma*)

12:00-12:10 - *Delineazione del volume bersaglio nel distretto toracico con utilizzo di un tomografo PET/TC 3D a LSO: dipendenza della soglia di isoconteggio dalla dimensione e dal rapporto target/fondo della lesione, dalla durata della scansione emissiva e dall'attività di fondo*
C. Secco, R. Matheoud, M. Brambilla (*Novara*)

12:10-12:20 - *Caratterizzazione di un nuovo tomografo 3D PET/CT a tempo di volo secondo le norme NEMA NU2-2001*

S. Bresciani, S. Mazzetti, M. Stasi (*Torino*)

12:20-12:30 - *Correzione per effetti di volume parziale nell'imaging dei Parkinsonismi*

S. Chauvie, A. Papaleo, L. Bozzoli, A. Boghi, G. Perno, A. Biggi (*Cuneo*)

12:30-13:30 - Sala Pascoli COMUNICAZIONI LIBERE

Radioprotezione, Radiobiologia Clinica

Moderatori: C. Gori (*Firenze*),
M. Pelliccioni (*Roma*)

12:30-12:40 - *Radiation Protection and Shielding of PET Cyclotron facilities: comparison of theoretical evaluations and experimental evidences*

G. Cuttone, G. Russo, M.G. Sabini, A. Guasti, P. Saletti, I. Løvik, P. Guarino, E. Tomarchio (*Catania - Firenze - Palermo*)

12:40-12:50 - *Description of a new card holder, specifically designed for medical occupational exposure measurements, developed at the Dosimetry Service of the University Hospital in Florence*

C. Arilli, A. Falivene, C. Gori, F. Rossi (*Firenze*)

12:50-13:00 - *Funzioni di costo radiobiologiche per la ricerca di frazionamenti non convenzionali*

P. Pedicini, V. Ravo, P. Muto (*Napoli*)

13:00-13:10 - *Confronto tra isodose ideale e isodose reale di prescrizione: analisi retrospettiva di piani di trattamento radioterapici 3D con fasci esterni*

A. Bufacchi, G. Arcangeli, S. Delle Canne, T. Malatesta, R. Capparella, R. Fragomeni, L. Marmioli, L. Begnozzi (*Roma*)

13:10-13:20 - *The GEANT4 Monte Carlo toolkit in Medical Physics* - A.G. Candiano, G.A.P. Cirrone, G. Cuttone, F. Dirosa, S. Lo Nigro, F. Romano, G. Russo (*Catania*)

13:20-13:30 - *Dosimetria neutronica presso acceleratori lineari ad alta energia per radioterapia: confronto fra metodologie e studi di strumentazione "real time"*

M. Severgnini, R. Vidimari, G. Giannini, R. Bevilacqua, P. Totaro, E. Vallazza, M. Prest, A. Fidan- zio, A. Piermattei (*Trieste - Varese - Roma*)



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.

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.