

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



www.aifm.it

Associazione Italiana di Fisica in Medicina

Presidente:

G. Candini (Ferrara)

Vice Presidente:

G. Gialanella (Napoli)

Consiglieri:

L. Begnozzi (Roma)

M. Brambilla (Novara)

E. Crippa (Ravenna)

P.L. Indovina (Napoli)

M. Lazzeri (Pisa)

R. Novario (Varese)

S. Piraneo (Agrigento)

Segretario-Tesoriere:

L. Bianchi (Busto Arsizio)

Periodico

Fisica in Medicina

Direttore responsabile:

G. Tosi (Milano)

Segretario di Redazione:

F. Levrero (Genova)

Componenti del Comitato di

Redazione:

G. Borasi (Reggio Emilia)

M.G. Brambilla (Milano)

C. Canzi (Milano)

R. Di Liberto (Palermo)

F. Di Martino (Pisa)

G. Gagliardi (Stoccolma)

G. Gialanella (Napoli)

P. Isoardi (Torino)

P. Moresco (Pietra L.-SV)

L. Moro (Pavia)

L. Raffaele (Catania)

S. Squarcia (Genova)

C. Traino (Pisa)

F. Turrini (Varese)

Sommario

Il CERN ha 50 anni di M. Silari	199
Il rischio da radiazione cosmica nell'esplorazione umana del Sistema Solare di M. Durante	209
Nuove possibilità diagnostiche tramite onde elettromagnetiche di C. Vedruccio e A. Meessen	225
Caratterizzazione della pellicola radiografica Kodak EDR 2 per applicazioni in radioterapia esterna di L. Raffaele, F. Midilia, V. Salamonea, C. Siragusa, G.A.P. Cirrone, G. Cuttone, F. Di Rosa, P.A. Lojacono, S. Lo Nigro e M.G. Sabini	231
Efficienza ed efficacia del sistema PACS nell'Ospedale di Reggio Emilia di A. Nitrosi, G. Borasi, F. Nicoli, P.P. Ferretti, M. Bertolini, S. Bronzoni, P. Notari, P. Ferrari e R. Sghedoni	240
ProFTM: calcolo della Funzione di Trasferimento della Modulazione di A. Ostinelli, E. Coppi, A. Spinelli, N. Perniola, M. Cacciatori, M. Romanò e F. Guallini	255
ICRU Report 67 a cura di M. Ferrari	262
Le raccomandazioni 2005 dell'CRP a cura di A. Giussani	264
Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics a cura di F. Levrero	277
Quando i numeri ingannano Recensione a cura di S. Squarcia	279
51° Congresso della Society of Nuclear Medicine di F. Fioroni, C. Iotti, A. Versari, D. Salvo, G. Borasi e R. Sghedoni	280
Radioattività delle acque sulfuree di Tivoli - Bagni Albule a cura di L. Moro	288
Lettera del Presidente.....	292
Sviluppo e formazione in fisica medica, scienze radiologiche e radioprotezione nella cooperazione internazionale di M. Lazzeri e R. Padovani	292
Per la creazione di un Museo virtuale di R. Novario e F. Turrini	294
Comunicazioni del Segretario L. Bianchi	294
Comunicazioni della Commissione ECM C. Canzi	295
Primi specializzati in Fisica Sanitaria dell'Università di Pisa.....	296

Stampato nel mese di Ottobre 2004

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

In copertina: "Il rivelatore DELPHI (Detector with Lepton Photon and Hadron Identification), realizzato sotto la guida di Ugo Amaldi, dal 1989 al 2000 ha raccolto, al LEP (Large Electron Positron Collider) del CERN, dati che hanno confermato nei minimi dettagli il modello standard delle particelle..



Il CERN ha 50 anni

Marco Silari

CERN, 1211 Ginevra 23, Svizzera

Un laboratorio per l'Europa

L'otto marzo di quest'anno l'emissione di un francobollo commemorativo da parte delle poste svizzere ha segnato l'inizio di una serie di manifestazioni volte a celebrare il cinquantesimo anniversario del CERN. Il CERN è il frutto della lungimiranza di un gruppo di scienziati che intuirono la possibilità di dotare l'Europa di un laboratorio d'avanguardia per la fisica nucleare e subnucleare e contemporaneamente di utilizzare la scienza come "collante" tra nazioni che nella prima metà del XX secolo si erano duramente combattute nel corso di due sanguinose guerre mondiali.

La storia del CERN incomincia nel 1951 quando, a solamente sei anni dalla fine del più disastroso conflitto della storia dell'umanità - e del primo e fortunatamente unico impiego dell'energia nucleare per scopi bellici - rappresentanti di vari paesi europei firmarono un accordo per la creazione di un *Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*, seguito tre anni dopo dall'atto formale che fondava il CERN. I dodici paesi fondatori, fra i quali l'Italia, ratificarono la Convenzione il 29 settembre 1954. La convenzione sottolineava il ruolo del CERN nel promuovere la collaborazione internazionale e nel favorire i contatti fra gli scienziati dei vari Paesi. Scopo del Laboratorio era dichiaratamente anche quello di rendere pubblici i risultati delle proprie ricerche e di favorire la formazione dei giovani nel settore scientifico e tecnologico in uno stimolante ambiente internazionale. Lo statuto del CERN dichiarava esplicitamente l'estraneità a qualunque programma di ricerca per fini militari. L'Italia partecipa fornendo il 12,65% del budget ed è al quarto posto, dopo Germania, Inghilterra e Francia (questi quattro paesi contribuiscono per quasi il 67% del budget totale). Con l'en-

trata della Bulgaria nel giugno 1999, gli Stati membri del CERN sono oggi venti. In realtà il CERN è ormai molto più di un laboratorio europeo, in quanto le collaborazioni che gestiscono i vari esperimenti condotti con gli acceleratori e le infrastrutture che il CERN mette a disposizione della comunità scientifica sono costituite di scienziati, ingegneri e tecnici di tutto il mondo. Alcuni Paesi, alcuni dei quali contribuiscono in modo sostanziale al progetto LHC, hanno lo statuto di "osservatori speciali": Giappone, India, Israele, Russia, Stati Uniti, Turchia, così come Comunità Europea e Unesco. Lo staff del CERN è però costituito solamente da personale di nazionalità di uno dei venti paesi membri.

La scelta del sito del CERN nel cantone di Ginevra fu approvata a larga maggioranza da un referendum cantonale nel giugno 1953 e i lavori per la realizzazione del sito di Meyrin iniziarono il 17 maggio 1954 (Figura 1).



Figura 1. I primi scavi per la realizzazione del sito di Meyrin nel 1954 (foto CERN)

Paradossalmente per un centro di fisica sperimentale, negli anni iniziali l'unica attività scientifica fu rappresentata dal lavoro del gruppo di fisica teorica. La Divisione Teorica, fondata nel maggio 1952, ruotava intorno a Niels Bohr e fu infatti ospitata

dall'Istituto di Fisica Teorica di Copenhagen fino all'ottobre 1957, quando venne trasferita al CERN.

Il primo decennio e il protosincrotrone

Nel 1952, prima ancora che il CERN fosse fondato ufficialmente, iniziarono gli studi di progetto per due acceleratori: un sincrotrone a protoni estremamente innovativo e di energia molto elevata, e un più convenzionale sincrociclotrone (SC) da 600 MeV, che divenne il primo acceleratore del nuovo Laboratorio. Il progetto del sincrociclotrone fu iniziato nel 1952, la sua costruzione iniziò nel 1954 e l'SC fu infine inaugurato nel 1957 (Figura 2).

Già un anno dopo la sua entrata in funzione, nel luglio 1958, i primi esperimenti cominciarono a produrre risultati di rilievo, con la prova sperimentale che circa un pione su diecimila decade in un elettrone e in un neutrino, come predetto dalla teoria dell'interazione debole. L'SC rimase in funzione per 33 anni, fino al 1990 e, a parte il protosincrotrone, fu la macchina più longeva nella storia del CERN.

Contemporaneamente all'SC si iniziò a progettare anche l'altra macchina, di energia molto più elevata, che avrebbe rappresentato il cuore del nuovo Laboratorio. Con grande coraggio e lungimiranza si scelse il progetto di un protosincrotrone (PS) a gradiente alternato, un concetto proposto solo di recente negli USA da Courant, Livingston e Snyder e non ancora realizzato sperimentalmente.



Figura 2. La sala di controllo del sincrociclotrone da 600 MeV entrato in funzione nel 1957 (foto CERN)

Il Consiglio provvisorio del futuro CERN approvò lo studio di fattibilità della nuova macchina nell'ottobre 1952 e il gruppo di progetto, suddiviso fra vari laboratori nazionali, si mise immediatamente al lavoro, in stretta collaborazione con i colleghi di Brookhaven. Nell'ottobre 1953 il gruppo venne ospitato all'Istituto di Fisica di Ginevra e un anno dopo, con la firma della Convenzione che istituiva formalmente il CERN, si cominciò ad assumere personale. Nel giugno 1956 la divisione PS era ormai composta di quasi 140 persone, il progetto di massima del nuovo acceleratore con un diametro di 200 m era ormai pronto e i contratti da assegnare alle industrie per la realizzazione dei vari componenti erano in fase di definizione. All'inizio del 1957 il personale e i laboratori si spostarono nei nuovi edifici sul sito di Meyrin. Il primo dei 100 magneti, ciascuno del peso di 38 tonnellate, fu installato nel tunnel il 3 febbraio 1959 e per la fine di luglio l'assemblaggio della nuova macchina era completato.

Il primo fascio fu accelerato nel PS il 24 novembre 1959. L'energia raggiunta, 24 GeV, superava largamente i 10 GeV del sincrotrone di Dubna, l'acceleratore più potente del momento. La massima energia di 28 GeV fu raggiunta l'8 dicembre dello stesso anno. Quarantacinque anni dopo il PS è ancora - e lo rimarrà per molti anni a venire - il "cavallo da tiro" del complesso di acceleratori del CERN (Figura 3).

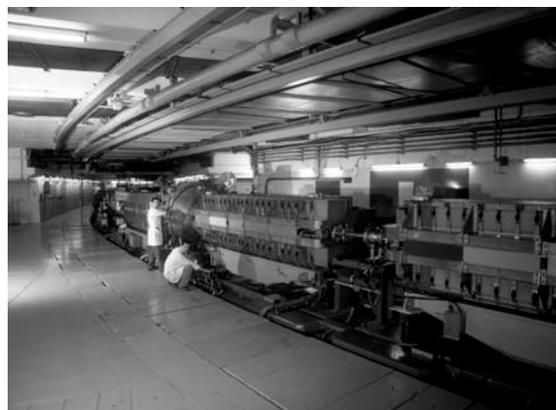


Figura 3. Il protosincrotrone (foto CERN)

L'intensità del fascio di protoni fornito dal PS è nel frattempo aumentata di un fattore mille rispetto all'intensità originale e nel corso della sua vita operativa la macchina ha subito molti miglioramenti: è stato aggiunto un booster per portare l'energia di iniezione da 50 MeV a 1 GeV prima e 1,4 GeV poi, ha progressivamente accelerato vari tipi di ioni, ha fornito e fornisce particelle a una vasta gamma di esperimenti.

Gli ISR

Nell'inverno 1963 un'immagine aerea del CERN mostrava che l'estensione del sito era ancora molto limitata, dominata dall'impronta del tunnel del PS (Figura 4).

Era appena stata avanzata la proposta per un secondo grande progetto, gli **Intersecting Storage Rings** (ISR), che dovevano diventare il primo collisore protoni-protoni mai realizzato. Nel settembre 1965 la Francia mise a disposizione oltre 40 ettari di terreno per estendere il sito svizzero di Meyrin in territorio francese. Il progetto degli ISR fu approvato dal Consiglio del CERN nel dicembre 1965. La macchina fu progettata e costruita in pochi anni ed entrò in funzione nel 1971 (Figura 5).

I protoni accelerati nel PS venivano iniettati in due anelli identici di 300 m di diametro e fatti collidere in otto punti di interse-

zione. Gli ISR, che rimasero in funzione fino al 1984, aprirono ai fisici la possibilità di realizzare esperimenti in un intervallo energetico che fino a quel momento era rimasto ristretto a dati ottenuti con esperimenti con raggi cosmici. Gli sviluppi tecnologici richiesti dalla realizzazione di questa macchina, quali il raffreddamento stocastico e l'uso di magneti superconduttori - introdotti nel 1980 per la prima volta in un acceleratore di particelle - permisero di raggiungere correnti di fascio e valori di luminosità record.

Le camere a bolle e le camere multifili

Negli anni '50 e '60 le camere a bolle trovarono applicazione in una vasta gamma di esperimenti. La camera a bolle è un rivelatore basato sulla visualizzazione ottica della traccia delle particelle, operante sul principio che in un liquido surriscaldato il passaggio di una particella produce ioni il cui movimento dà luogo alla formazione di piccole bolle. Al CERN l'uso di questo tipo di strumenti iniziò verso la fine degli anni '50. La scoperta delle correnti neutre tramite i neutrini con la camera a bolle Gargamelle confermò nel 1973 la teoria elettrodebole, che prediceva che la forza nucleare debole e la forza elettromagnetica fossero due aspetti di una stessa interazione. Gargamelle era uno strumento im-



Figura 4. Una veduta aerea del sito di Meyrin nell'inverno 1963, dominata dalla circonferenza del tunnel del PS (foto CERN)



Figura 5. Gli Intersecting Storage Rings, il primo collisore protoni-protoni mai realizzato (foto CERN)

ponente in grado di rivelare i neutrini, del peso di circa 1000 tonnellate e riempito con 18 tonnellate di freon liquido (Figura 6).

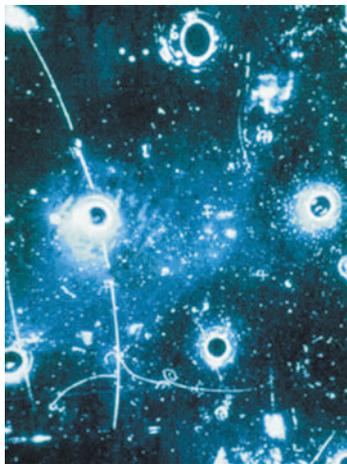


Figura 6. Un'immagine registrata con la camera a bolle Gargamelle (foto CERN)

Un altro strumento importante fu BEBC, **Big European Bubble Chamber**, che aveva un diametro di 3,7 m, un'altezza di 4 m ed era riempito con 35 m³ di liquido, idrogeno, deuterio o una miscela di neon e idrogeno. BEBC utilizzava il più grande magnete superconduttore dell'epoca. Le prime immagini furono registrate nel 1973 con un fascio dal PS. Nel 1977, a seguito dell'entrata in funzione del superprotosincrotrone (SPS), BEBC fu esposta a fasci di neutrini e di adroni fino a energie di 450 GeV. Quando nel 1984 andò in pensione, BEBC aveva fornito 6,3 milioni di immagini a 22 diversi esperimenti dedicati alla fisica dei neutrini e degli adroni.

L'analisi delle immagini riprese nelle camere a bolle così come nelle camere a scintilla era un procedimento lungo, così che questo tipo di rivelatori non era adatto per lo studio di eventi rari. L'invenzione del transistor aprì nuove possibilità, in quanto un filo di materiale conduttore connesso a un amplificatore diventava un rivelatore molto sensibile. Nel 1968 George Charpak realizzò la camera proporzionale a multifili (Figura 7), un rivelatore a gas dotato di una serie di fili paralleli, ciascuno connesso a un proprio amplificatore. Collegato a un calcolatore il nuovo strumento raggiungeva un'intensità di con-

teggio mille volte superiore alle tecniche esistenti; l'invenzione frutterà a Charpak il Premio Nobel per la fisica nel 1992. Oggi praticamente tutti gli esperimenti di fisica delle alte energie usano un qualche tipo di rivelatore basato su questo principio. Questa tecnologia è impiegata anche in molti altri settori quali la biologia, la radiologia e la medicina nucleare.



Figura 7. George Charpak con la camera a fili (foto CERN)

ISOLDE

Quando entrò in funzione all'SC nel 1967 ISOLDE (**Isotope On-Line Separator**) era un'installazione unica al mondo nel suo genere. Una combinazione di metodi chimici ed elettromagnetici permetteva di separare differenti specie di isotopi e di creare un fascio di ioni composto di una sola specie. La produzione **on-line** di nuclei radioattivi apriva ai fisici la possibilità di condurre esperimenti con radionuclidi a vita media breve fino ad allora impossibili. In seguito l'installazione è stata ampliata e oggi, servita dal fascio di protoni da 1,4 GeV del **Booster**, è una delle maggiori installazioni sperimentali del CERN. Le tecnologie sviluppate a ISOLDE hanno favorito lo sviluppo di macchine e metodiche per l'accelerazione di fasci di ioni radioattivi.

Il superprotosincrotrone

Solo pochi anni dopo l'entrata in funzione del PS i fisici fantasticavano già di un acceleratore di energia dieci volte superiore, un "super-protosincrotrone". La realizzazione di una tale macchina richiedeva la costruzione di un nuovo laboratorio e vari paesi europei si candidarono per ospitarlo. John Adams, il **project leader**, suggerì di usare il PS come iniettore per il nuovo sincrotrone, in modo da ridurre i costi. Il nuovo laboratorio doveva quindi venire necessariamente creato di fianco al CERN. Il progetto venne approvato nel 1971 e la Convenzione del CERN, che prevedeva un solo laboratorio, dovette essere modificata. Un accordo firmato con la Francia il 16 giugno 1972 creava il sito francese del CERN a Prévessin. I due laboratori rimasero indipendenti, ciascuno con una propria struttura amministrativa e un proprio Direttore Generale, fino a quando non vennero unificati nel 1976.

I lavori di realizzazione del superprotosincrotrone (SPS) da 450 GeV iniziarono pochi mesi dopo la firma dell'accordo. Il progetto, che includeva la realizzazione di un tunnel sotterraneo di 7 km di circonferenza situato a una profondità media di 40 m, fu completato nel tempo record di soli quattro anni. Il primo fascio circolò nell'SPS, il primo

acceleratore installato a cavallo del confine fra due nazioni, il 17 giugno 1976 (Figura 8).

Il programma sperimentale iniziato l'anno seguente continua fino ai giorni nostri. E' impossibile riassumere qui i risultati ottenuti dalle decine di esperimenti realizzati con i fasci dell'SPS nel corso di un trentennio. Ricorderemo solo che nel 2000 uno degli esperimenti che utilizzano ioni pesanti ha creato un nuovo stato della materia, il plasma quark-gluoni che si pensa sia esistito nei primi istanti dopo il Big Bang.

L'antimateria

Quando nel 1978 si decise di convertire l'SPS in collisore protoni-antiprotoni, la prima sfida da affrontare fu quella di riuscire a produrre un fascio sufficientemente intenso di antiprotoni. Il tasso di produzione di antiprotoni ottenuto bombardando un opportuno bersaglio con i protoni da 26 GeV del PS è di circa 1 antiprotono ogni 106 protoni. Per poter venire impiegati in un collisore, gli antiprotoni così prodotti devono prima venire catturati e "raffreddati", in modo da concentrarli in un fascio di sufficiente intensità e qualità.

Nel 1980 venne completato l'Accumulatore di Antiprotoni (AA) che impiegava il principio del "raffreddamento stocastico"



Figura 8. Il superprotosincrotrone entrato in funzione nel 1976 a cavallo della frontiera franco-svizzera (foto CERN)

ideato da Simon van der Meer e verificato sperimentalmente due anni prima. Il fascio di antiprotoni dell'AA veniva poi trasferito nell'SPS, dove nel 1983 l'esperimento UA1 diretto da Carlo Rubbia rivelò l'esistenza dei bosoni Z e W, confermando l'unificazione della forza elettromagnetica e di quella nucleare debole. Per questa scoperta l'anno seguente a Carlo Rubbia e a Simon van der Meer venne assegnato il Premio Nobel per la fisica.

Il LEAR (**Low Energy Antiproton Ring**), un sincrotrone con una circonferenza di circa 80 m e quindi "piccolo" per gli standard del CERN, fu progettato espressamente per studiare l'antimateria e in particolare l'annichilazione protone-antiprotone. Entrato in funzione nel 1983 contribuì a una trentina di esperimenti, fra i quali la scoperta della "**glueball**", una particella costituita unicamente di gluoni, i mediatori dell'interazione nucleare forte, e l'osservazione di una leggera differenza nel decadimento dei kaoni e antikaoni neutri, un ulteriore spiraglio nella comprensione del perché nell'universo la materia prevalga sull'antimateria.

L'esistenza dell'antimateria venne predetta da Dirac negli anni venti e in seguito i suoi costituenti fondamentali - il positrone, l'antiprotone e l'antineutrone - vennero via via identificati sperimentalmente.

Un atomo completo di antimateria non fu però "creato" che nel 1995, quando LEIR produsse i primi nove atomi di anti-idrogeno. L'annuncio venne dato il 4 gennaio 1996 e il lettore probabilmente ricorda ancora le estrapolazioni fantascientifiche che si lessero su alcuni quotidiani in seguito a questo risultato. L'importanza dell'esperimento risiedeva in realtà nell'aver dimostrato l'esistenza di atomi di antimateria, aprendo la via a un nuovo filone di ricerca. Nel 2002 gli esperimenti al Deceleratore di Antiprotoni (AD) del CERN hanno prodotto per la prima volta atomi di anti-idrogeno in grande quantità e ne hanno misurato le proprietà.

Il LEP

All'inizio degli anni '80 il CERN intraprese il maggiore dei suoi progetti, la realizzazione del LEP, il Large Electron Positron collider, il più grande acceleratore mai costruito (Figura 9). Lo scavo del tunnel fu un'impresa di ingegneria civile colossale, la maggiore del genere realizzata in Europa prima del tunnel sotto il canale della Manica. A causa delle caratteristiche geologiche del terreno il tunnel del LEP, con una circonferenza di 27 km e situato a una profondità compresa fra i 50 e i 140 m, fu costruito con un'inclinazione di 1,4%. Le misure geodetiche vennero realizzate dal CERN stesso, forte dell'esperienza acquisita



Figura 9. Veduta del tunnel del LEP (foto CERN)

con la realizzazione dell'SPS, in quanto non vi era nessuna impresa privata in grado di offrire tale servizio. Lo scavo iniziò nel febbraio 1985 e fu completato l'8 febbraio 1988, nonostante un'interruzione di parecchi mesi causata da un incidente di tipo geologico che provocò un allagamento del tunnel. In realtà meno della metà dei 1'400'000 m³ di scavo fu estratto dal tunnel stesso, il resto proveniva dalle quattro gigantesche caverne realizzate per ospitare gli esperimenti - L3, ALEPH, OPAL e DELPHI - e dai vari tunnel di servizio e pozzi di accesso (il più grande con un diametro di 23 m). I vari componenti del collisore vennero installati in poco più di un anno e il primo fascio circolò nel LEP il 14 luglio 1989.

Il LEP sfruttava il PS e l'SPS come pre-acceleratori, il che permise di ottimizzare le risorse già esistenti riducendo notevolmente i costi. La scelta delle dimensioni della macchina fu dettata da considerazioni legate alla perdita di energia per radiazione di sincrotrone subita da una particella carica che si muove su una traiettoria curva. Questo fenomeno è particolarmente importante per particelle leggere quali elettroni e positroni ed è tanto più grande quanto più piccolo è il raggio di curvatura dell'acceleratore. La dimensione del LEP fu un compromesso fra costo di costruzione e costo di esercizio, in quanto il fascio circolante deve essere continuamente rifornito di energia per compensare quella persa per irraggiamento.

Il LEP funzionò fino al 1995 facendo collidere elettroni e positroni accelerati a 45 GeV per produrre la particella Z, uno dei vettori dell'interazione elettrodebole. Nel 1996 iniziò la fase denominata LEP2 che, con l'installazione di un nuovo sistema di cavità acceleratrici superconduttrici, permise di innalzare progressivamente l'energia di ciascun fascio fino a 104 GeV nel 2000. In questa fase il collisore produsse gli altri due bosoni mediatori della forza elettrodebole, denominati W^+ e W^- . A parte la verifica del Modello Standard, il LEP predisse anche la massa del quark Top che fu in seguito scoperto al Fermilab, e negli ultimi mesi rivelò un segnale compatibile con

il bosone di Higgs, la particella che si pensa sia responsabile dell'esistenza della massa. I dati sperimentali raccolti non furono però sufficienti per poter confermare la scoperta. Il LEP fu spento nel novembre 2000 e il suo smantellamento iniziò immediatamente per far spazio a LHC, il **Large Hadron Collider**, l'ultimo della generazione di acceleratori del CERN. In realtà parte dei lavori di ingegneria civile per il nuovo progetto iniziarono nel 1999, ben prima cioè della messa a riposo definitiva del LEP.

LHC

In linea con la politica volta a sfruttare al massimo le risorse esistenti e ridurre i costi, per LHC viene utilizzato il tunnel del LEP e viene sfruttata la catena di acceleratori esistenti, dalla sorgente di particelle fino all'SPS. LHC è una macchina tecnologicamente estremamente avanzata che utilizza magneti superconduttori per guidare i due fasci di protoni circolanti in senso opposto a collidere a un'energia di 7 + 7 TeV. LHC sarà anche in grado di accelerare ioni fino al piombo a un'energia totale di 1250 TeV, circa 30 volte più elevata di quella di RHIC, il **Relativistic Heavy Ion Collider** di Brookhaven.

Innumerevoli sono le sfide tecnologiche poste dalla realizzazione di questa nuova macchina. Ad esempio, poiché la sezione d'urto di interazione fra due particelle che collidono con energia E varia come $1/E^2$, la luminosità (una grandezza proporzionale al numero di collisioni al secondo) deve aumentare come E^2 se si vuole generare lo stesso numero di eventi ottenibili con una macchina operante a energia inferiore. Realizzare a LHC un programma sperimentale della stessa efficacia di quello del LEP rappresenta quindi una sfida notevole. Mantenere stabili i due fasci per circa dieci ore, durante le quali le particelle faranno 4×10^8 giri nella macchina, è anch'esso un problema non banale, in quanto piccole perturbazioni ed effetti secondari nei campi magnetici di guida e di focalizzazione possono a lungo termine rendere il moto delle particelle leggermente caotico e causare perdite di fascio. L'irraggiamento per radia-

zione di sincrotrone è insignificante per quel che riguarda il suo effetto sul fascio circolante, ma non può venire trascurato in quanto l'energia persa, per quanto piccola, viene depositata in componenti della macchina operanti a temperatura criogenica. Anche gli aspetti radiologici a LHC sono ordini di grandezza superiori rispetto a quelli a suo tempo posti dal LEP, sia per quel che riguarda il danno da radiazione ai materiali e all'elettronica, sia per quel che concerne gli aspetti di radioprotezione del personale, sia in termini di impatto ambientale. Le perdite di fascio devono in realtà venire mantenute a livelli molto bassi in tutte le sezioni curve per evitare il quenching dei magneti (la transizione improvvisa da stato superconduttore a stato resistivo), mentre alcune altre regioni della macchina, come ad esempio quelle ospitanti i collimatori nonché la parte centrale degli stessi esperimenti, saranno invece estremamente radioattive.

LHC è previsto entrare in funzione a metà del 2007 (Figura 10) e i quattro grandi esperimenti ALICE, ATLAS, CMS e LHCb dovrebbero iniziare ad acquisire dati l'anno seguente. Gli esperimenti dovrebbero fornire una spiegazione sulla massa delle particelle fonda-

tali e rispondere alle domande sulla massa mancante e sull'energia oscura dell'universo. Cercheranno anche di capire la ragione per la quale in natura la materia prevale sull'antimateria e studieranno le condizioni in cui si pensa si trovasse la materia nelle prime fasi di vita dell'universo.

La fisica dei neutrini e CNGS

Gli esperimenti sulla fisica del neutrino iniziarono al CERN nella seconda metà degli anni '60, prima al PS e in seguito all'SPS. Esperimenti come CHARM, CHORUS e NOMAD hanno fornito risultati scientifici che hanno aiutato lo sviluppo del Modello Standard e la comprensione della struttura del nucleo atomico. A partire dal 2006, con l'entrata in funzione di CNGS (CERN *Neutrinos to Gran Sasso*) il CERN invierà un fascio di neutrini verso i Laboratori del Gran Sasso (LNGS) dell'INFN, a una distanza di 730 km attraverso la crosta terrestre. Esistono in natura tre tipi di neutrino, elettronico, muonico e tau. *Superkamiokande* in Giappone e altri esperimenti basati sull'osservazione dei neutrini prodotti dai raggi cosmici in atmosfera hanno misurato un deficit nel numero atteso di neutrini muonici. Tale deficit può

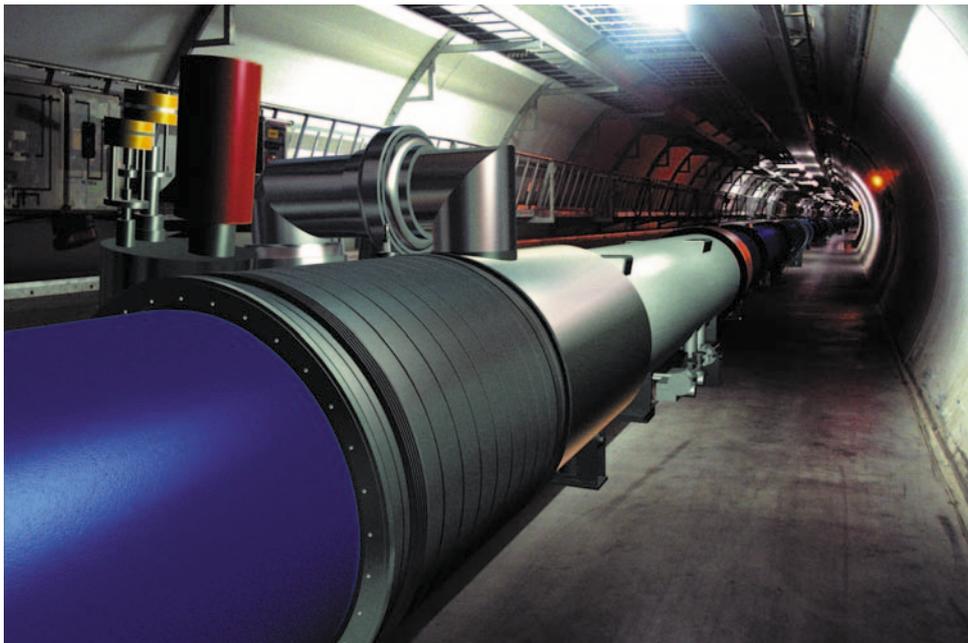


Figura 10. Una veduta di come apparirà il tunnel di LHC una volta completata l'installazione (foto CERN)

essere spiegato con l'ipotesi che i neutrini "oscillino" (cioè si trasformino) da un tipo a un altro nel loro viaggio dalla sorgente al punto dove vengono rivelati. Lo scopo del progetto CNGS (Figura 11), approvato dal Consiglio nel dicembre 1999 e la cui realizzazione è iniziata nel settembre 2000, è quello di studiare tali oscillazioni mediante neutrini prodotti "artificialmente" dall'SPS. CNGS invierà un fascio di neutrini muonici (prodotti tramite il bombardamento di un bersaglio di grafite con protoni da 400 GeV e il successivo decadimento dei pioni così prodotti in muoni) verso i LNGS, dove gli esperimenti ICARUS e OPERA, gestiti da collaborazioni internazionali, cercheranno di rivelare i neutrini tau generati dalle oscillazioni dei neutrini muonici nel loro viaggio dal CERN al Gran Sasso.

Uno sguardo al futuro

Nonostante la maggior parte delle risorse finanziarie e umane del CERN siano in questi anni dedicate alla realizzazione di LHC, viene comunque portata avanti una limitata attività di ricerca e sviluppo nel settore dei futuri acceleratori. Nei vari laboratori di fisica delle alte energie si sta da tempo discutendo dell'era post-LHC, cioè di quale potrebbe essere il migliore progetto di acceleratore per la fisica delle alte energie una volta che LHC avrà esaurito il suo compito.

A parte un possibile VLHC, Very Large Hadron Collider, un collisore protoni-protoni basato sulla stessa tecnologia ma di circonferenza maggiore, ci sono altre due possibili strade. Entrambe queste strade esplorano progetti per collisori di leptoni piuttosto che di adroni. La prima è quella di un collisore lineare elettroni-positroni, la seconda quella di un collisore di muoni.

Il CERN partecipa a questi studi in entrambi i settori, ma è particolarmente all'avanguardia nel campo dei collisori lineari con il progetto CLIC, Compact Linear Collider. CLIC è un collisore e^+/e^- con energia nel centro di massa di 3 TeV, basato su uno schema di accelerazione non convenzionale, in cui la potenza fornita al fascio viene prelevata da un fascio di elettroni secondario di alta intensità e bassa energia, il drive beam, che corre parallelo al fascio principale. Questo schema di accelerazione permette di arrivare a energie molto elevate mantenendo la macchina relativamente "compatta", con una lunghezza totale dei due linac di 27,5 km.

Per dimostrare la fattibilità di questo schema e provare i vari componenti del sistema a radiofrequenza è operativa una facility di test chiamata CLIC Test Facility, ora arrivata al terzo stadio (CTF3), installata nel bunker prima utilizzato dai pre-iniettori del LEP.

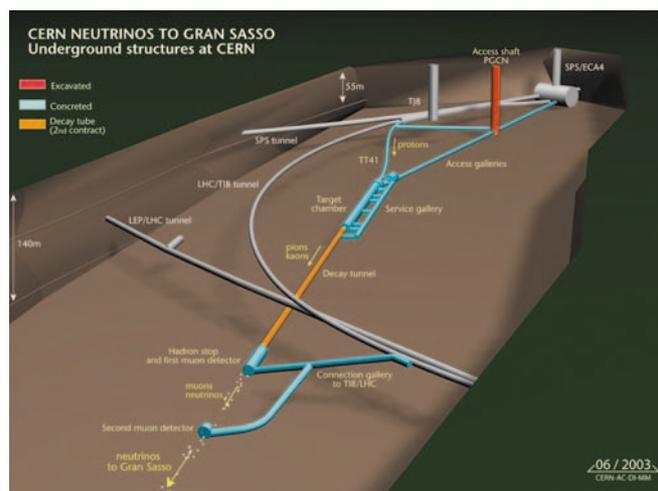


Figura 11. Veduta schematica delle strutture sotterranee di CNGS con il canale di estrazione dall'SPS, la zona bersaglio per la produzione dei neutrini e il tunnel di decadimento dei pioni (foto CERN)

Le ricadute tecnologiche

Con un budget di poco più di un miliardo di franchi svizzeri all'anno il CERN rappresenta indubbiamente un capitolo di spesa importante per i paesi finanziatori. Certamente ci si può chiedere se questa spesa è giustificata rispetto ai più limitati investimenti in molti altri settori della ricerca, ma d'altra parte ci si può porre la stessa domanda per molte altre attività umane, di ricerca e non, quali l'esplorazione dello spazio. Nel campo della ricerca fondamentale la risposta sta forse semplicemente nella sete di conoscenza dell'umanità.

Non bisogna però dimenticare che il CERN, anche se principalmente cono-

sciuto in quanto laboratorio per la fisica delle alte energie, a causa delle sue stesse attività gioca un ruolo importante nello sviluppo di nuove tecnologie, dalla superconduttività, alla fisica delle superfici, al settore informatico. La World Wide Web fu inventata al CERN nel 1990 da Tim Berners-Lee e oggi il Laboratorio è all'avanguardia nello sviluppo di un sistema informatico distribuito a livello globale noto come Grid. Il premio Nobel per la fisica fu assegnato a Charpak per l'invenzione della camera a multifili, che ha poi trovato applicazioni importanti in medicina. Nel campo della tecnologia degli acceleratori il CERN ha fornito un supporto importante al progetto TERA di Ugo Amaldi, concepito per portare in Italia le più moderne tecnologie per il trattamento dei tumori con fasci di adroni (adroterapia): la realizzazione del CNA (Centro Nazionale di Adroterapia) di Pavia, il progetto LIBO (Linac Booster), la rete RITA per lo scambio di informazioni diagnostiche a livello nazionale, lo sviluppo di rivelatori per il monitoraggio dei trattamenti. L'amplificatore di energia di Carlo Rubbia è un esempio dell'applicazione della tecnologia degli acceleratori al settore



Figura 12. Il Globo dell'Innovazione che sarà inaugurato il 19 ottobre 2004 (foto CERN)

energetico. A parte le ricadute indirette, va inoltre ricordato che ciascun paese finanziatore riceve un ritorno in termini di contratti per il personale e appalti per le industrie circa proporzionale al suo contributo.

Conclusioni

Il culmine delle celebrazioni per i 50 anni del CERN si raggiungerà il 16 ottobre con l'Open Day, giorno in cui il Laboratorio aprirà le sue porte al pubblico. Si attendono circa

30'000 visitatori, che potranno esplorare 50 diversi aspetti della vita scientifica, tecnologica e sociale del CERN.

Il 19 ottobre, sempre nell'ambito delle celebrazioni per il cinquantesimo anniversario, verrà inaugurato il Globo dell'Innovazione (Figura 12), una costruzione sferica in legno, alta 27 m, dono della

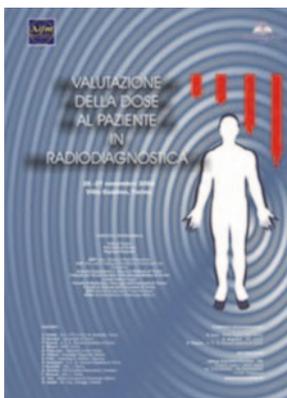
Confederazione Svizzera, eretta di fronte all'ingresso principale del sito di Meyrin.

Questa struttura, che ospiterà una mostra per il pubblico e sale riunioni per i contatti del CERN con le industrie, sarà il simbolo dei successi raggiunti dal CERN in campo scientifico e tecnologico nei cinquanta anni passati e, speriamo, nei molti anni a venire.

VALUTAZIONE DELLA DOSE AL PAZIENTE IN RADIODIAGNOSTICA

Villa Gualino, Torino - 26-27 novembre 2004

Comitato Organizzatore: Dr. R. Cirio - INFN, Torino/ISE, Arona
A. Hegedus - ISE, Arona - R. Ropolo - Osp. Molinette, Torino



La valutazione della dose al paziente in radiodiagnostica, oltre a costituire la base delle stime di rischio, è sempre stata uno strumento fondamentale nel processo di ottimizzazione delle procedure radiologiche. L'emanazione del Decreto Legislativo 187/2000 con la definizione dei Livelli Diagnostici di Riferimento e con l'introduzione dell'obbligo di valutazioni dosimetriche per le pratiche speciali, ha spostato dal campo speculativo a quello operativo l'uso dei metodi di misura volti alla valutazione della dose al paziente.

Il corso si propone di fornire le nozioni di base necessarie per l'assolvimento degli adempimenti previsti per il Decreto Legislativo 187/2000, ed è rivolto a coloro che a qualunque titolo operino nel settore.

Il rischio da radiazione cosmica nell'esplorazione umana del Sistema Solare¹

Marco Durante

Dipartimento di Scienze Fisiche, Università Federico II e INFN - Napoli

Obiettivi formativi:

- Conoscenza del campo di radiazione nello spazio extraterrestre
- Comprensione dei rischi legati ad esposizione a radiazione cosmica nelle missioni interplanetarie
- Descrizione delle contromisure che possono essere adottate per ridurre l'esposizione durante missioni esplorative planetarie

Tempo richiesto: 2 ore

Sin dalla scoperta della radiazione cosmica all'inizio del XX secolo divenne chiaro che lo spazio è "radioattivo". Con l'inizio della esplorazione umana dello spazio, la radiazione cosmica venne quindi subito considerata come uno dei rischi per la salute degli astronauti. A parte la parentesi del programma



Figura 1: La base lunare mobile Habot in una rappresentazione di John Mankins (NASA Headquarters). Habot (habitat-robot) può atterrare autonomamente sulla Luna e spostarsi sulla superficie. I diversi moduli, giunti in lanci indipendenti, si avvicinano, pressurizzano le connessioni e formano una base, che viene quindi raggiunta e utilizzata dagli astronauti, giunti con un volo successivo alla formazione della base. Al termine della missione umana, i moduli si staccano e possono spostarsi autonomamente per oltre 100 km in un nuovo sito di interesse, dove si riconnettono formando una nuova base per ospitare una successiva spedizione umana. La schermatura per radiazioni è un aspetto di grande rilevanza per Habot, così come per i veicoli ed i moduli abitativi previsti su Marte.

Apollo, le missioni spaziali si sono però sempre svolte in orbite attorno alla Terra (Low-Earth-Orbit, o LEO), all'interno del campo geomagnetico terrestre, che rappresenta una sorta di efficace ombrello per la radiazione cosmica. Il quadro è destinato a cambiare radicalmente in questo secolo: il recente piano spaziale NASA [1] prevede la cessazione nei prossimi dieci anni dei programmi in LEO (Shuttle e Stazione Spaziale), per dedicarsi alle missioni interplanetarie: la colonizzazione della Luna (figura 1) e l'esplorazione di Marte (figura 2).

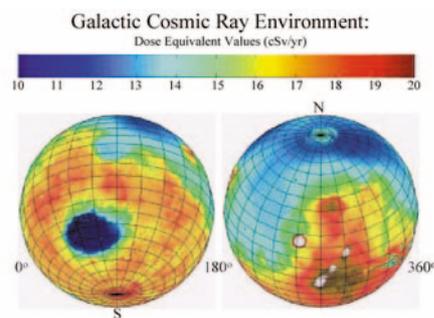


Figura 2: il campo di radiazione su Marte. Le variazioni di dose corrispondono ai dati topografici del pianeta forniti dall'altimetro laser MOLA sul Mars Global Surveyor. Le dosi sono quindi calcolate, utilizzando il codice HZETRN, considerando l'altimetria del pianeta e la schermatura dovuta all'atmosfera marziana. Immagine gentilmente fornita dal Dott. Francis Cucinotta (NASA Johnson Space Center).

1. Il presente articolo è stato pubblicato, con qualche modifica, da Il Nuovo Saggiatore, vol. 20 no. 3-4, 2004 ed è qui riprodotto con il permesso dell'Editore

Il piano attuale prevede le prime spedizioni interplanetarie umane fra il 2015 e il 2020. Uscendo dal campo geomagnetico terrestre, la radiazione diviene il principale rischio per la salute degli esploratori e coloni dei pianeti extraterrestri [2], superando anche quelli legati all'assenza di peso e al rischio di infezioni, per i quali esistono già efficaci contromisure.

Il compito della ricerca nel campo della radioprotezione nello spazio è sostanzialmente rivolto alla riduzione dell'incertezza sul rischio radioindotto e allo sviluppo di adeguate contromisure per la protezione durante il volo e sui pianeti. Il motivo della elevata incertezza sulle stime di rischio radiologico è legato alla particolare natura dell'ambiente spaziale. La radioprotezione sulla Terra è ben consolidata, basandosi su vasti studi epidemiologici, principalmente quello relativo ai sopravvissuti delle esplosioni delle bombe atomiche in Giappone del 1945. I sopravvissuti di Hiroshima e Nagasaki furono però esposti a dosi acute di radiazione sparsamente ionizzante (raggi γ), con un contributo

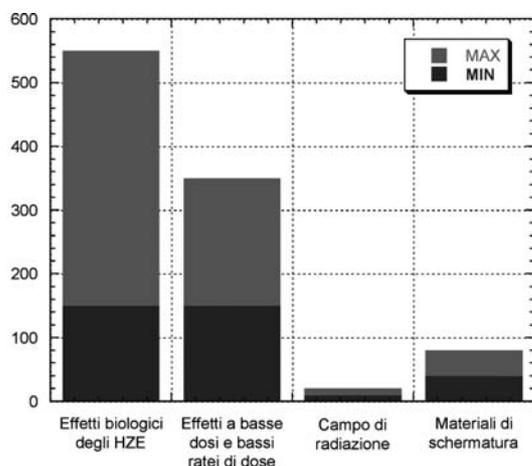


Figura 3: Incertezze nelle stime di rischio per esposizione a radiazione nello spazio profondo. Le stime massime e minime nell'incertezza vengono mostrate per diverse grandezze, fisiche o biologiche, che entrano nel calcolo della stima del rischio. È evidente che l'incertezza è dominata dalla scarsa conoscenza degli effetti biologici

- Il trasferimento lineare di energia (LET) rappresenta la perdita di energia per unità di percorso. L'unità utilizzata in radioprotezione è il keV/mm. Radiazioni di diverso LET hanno diversa efficacia biologica (vedi figura 4).
- National Council on Radiation Protection and measurements, Bethesda, MD, USA

minore di neutroni. Anche altri studi epidemiologici, quali quelli su pazienti di radioterapia o su soggetti coinvolti in incidenti nucleari (come quello di Chernobyl), riguardano individui esposti sostanzialmente a radiazione di basso LET². Nello spazio profondo la situazione è molto diversa: gli astronauti sono esposti a particelle cariche di alta energia, con un contributo predominante di ioni pesanti di alto LET, e inoltre le condizioni di esposizione sono assolutamente speciali per l'uomo (microgravità, stress, ecc.). Come estrapolare dall'ambiente terrestre a quello spaziale resta un problema aperto, a dispetto dei molti studi compiuti negli ultimi anni. L'incertezza complessiva sul rischio radiologico in missioni interplanetarie è attualmente compresa fra il 400% ed il 1500% [3], ed è largamente dominata dalla scarsa conoscenza degli effetti biologici degli ioni pesanti a basse dosi e basse intensità di dose (figura 3). Tale incertezza dovrebbe essere ridotta a $\pm 50\%$ prima del viaggio su Marte [4].

Anche aumentando la nostra conoscenza della radiobiologia della radiazione cosmica, resterà necessario sviluppare contromisure per l'esposizione a radiazioni. Come vedremo, nello spazio si ha una esposizione cronica alla radiazione cosmica galattica e può esserci un rischio di esposizione acuta, potenzialmente letale, a protoni derivanti da eruzioni solari (solar particle events, o SPE). L'uso di schermature passive non è semplice, perché la radiazione cosmica è molto penetrante, e produce sciami di frammentazione all'interno dei materiali. La radioprotezione con farmaci o integratori dietetici può essere un'alternativa, ma al momento non sono stati raggiunti risultati soddisfacenti.

1. I limiti di esposizione per gli astronauti

Gli astronauti sono classificati, dal punto di vista della radioprotezione, come "lavoratori esposti di categoria A". Pertanto, come per i lavoratori terrestri, sono stati fissati dei limiti di dose. Il recente rapporto NCRP3 [5] suggerisce i limiti per gli astronauti coinvolti in missioni in LEO.

Come nel caso dei lavoratori terrestri, i limiti sono basati sulla dose equivalente (H), che si misura in sievert (Sv). La dose di radiazione D rappresenta l'energia depositata per unità di massa⁴, ma diverse radiazioni hanno, a parità di dose, diversa efficacia biologica. Nel rapporto NCRP, si utilizza il fattore di qualità Q per pesare l'efficacia biologica delle diverse radiazioni, assumendo che esso dipenda esclusivamente dal LET (L) della radiazione, in accordo con le raccomandazioni internazionali ICRP⁵ (figura 4) [6]. Se $D(L)dL$ è la dose assorbita in un dato punto dell'organismo causata da radiazione con LET compreso fra L e L+dL, la dose equivalente può essere calcolata come:

$$H = Q(L)D(L)dL$$

La dose equivalente H è quindi moltiplicata per opportuni coefficienti per calcolare il rischio associato all'esposizione a radiazione. I coefficienti di rischio dipendono dal tipo di esposizione (acuta o cronica), dal sesso e dall'età a cui avviene l'esposizione, mentre non considerano la qualità della radiazione (contenuta in H), la radiosensibilità individuale o l'interazione con altri fattori ambientali o fisiologici. Il rapporto NCRP utilizza i coefficienti per la mortalità di cancro derivati dallo studio epidemiologico sui sopravvissuti

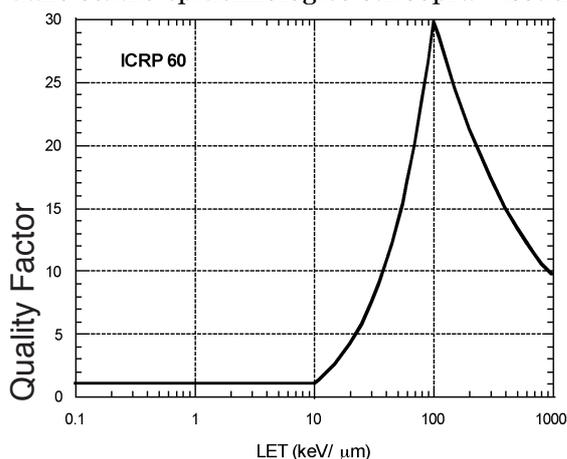


Figura 4: Dipendenza dal LET del fattore di qualità secondo le Raccomandazione del Rapporto n. 60 ICRP [6].

della bomba atomica e fissa il limite massimo del rischio in eccesso di mortalità per cancro⁶ al 3%. La scelta di concentrarsi sui coefficienti per la carcinogenesi radioindotta è giustificata dal fatto che il cancro rappresenta il più probabile, e il più grave, degli effetti stocastici tardivi causati da esposizione a radiazione ionizzante. La scelta del 3% come soglia è legata al rischio per i lavoratori professionalmente esposti a radiazioni ionizzanti sulla Terra, per i quali il limite è di 20 mSv/anno [6]. Tale esposizione corrisponde a un rischio in eccesso attorno al 3%. Sulla base di questi valori, i limiti di esposizione sono riportati nella Tabella 1. Limiti diversi si applicano per esposizione acute, per esempio quelli legati ad SPE, che possono causare effetti deterministici a breve termine.

Tabella 1

Limiti di esposizione per gli astronauti impegnati in missioni spaziali in LEO [5]. I limiti sono basati su di una esposizione di 10 anni. Se l'astronauta non raggiunge il limite in 10 anni, altre missioni in LEO sono consentite, purché non si preveda di superare il limite massimo fissato. Per confronto, sono riportati i limiti annuali per i lavoratori professionalmente esposti e per la popolazione generale sulla Terra.

Età all'esposizione	Sesso	Dose massima ammissibile (Sv)
25	M	0.7
	F	0.4
35	M	1.0
	F	0.6
45	M	1.5
	F	0.9
55	M	3.0
	F	1.7
Lavoratori esposti di categoria A		20 mSv/anno
Popolazione generale		1 mSv/anno

4. L'unità di misura della dose è il gray (Gy). 1 Gy = 1J/kg.

5. **International Commission on Radiological Protection**, Stockholm, Sweden.

6. Il rischio di mortalità per cancro varia fra il 25% ed il 35% nei paesi occidentali

Nella Tabella 2 vengono invece riportate le dosi assorbite dagli astronauti in diversi programmi spaziali del passato, e quelle previste per l'esplorazione interplanetarie dei prossimi anni. Si può notare che le dosi massime in LEO sono state misurate con i programmi *Skylab e Mir*, e dosi simili si prevedono per

missioni di lunga durata sulla Stazione Spaziale Internazionale (ISS). Le missioni lunari e marziane possono avere durata diversa. Nella Tabella 2, si è ipotizzata una missione di 6 mesi su una base lunare tipo Habot (figura 1), con un tempo di transito di circa una settimana.

Tabella 2

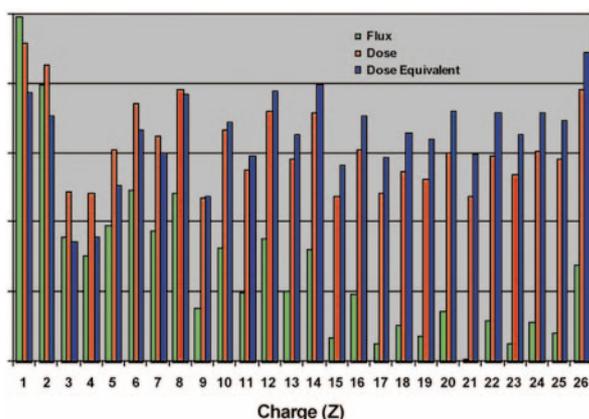
Dose misurata o calcolata in diversi programmi spaziali del passato o del futuro. I valori massimi sono riportati in parentesi. I dati misurati provengono dagli archivi NASA per cortese concessione del Dott. Francis Cucinotta. I dati calcolati per l'esplorazione di Luna e Marte sono tratti dalla referenza [8]. STS= Space Transport Shuttle. Per confronto, sono riportate delle dosi tipiche in voli di linea, diagnostica medica, ed il fondo di radiazione cosmica in altitudine, a livello del mare, e totale (incluso il gas radon, i radionuclidi nel suolo e le radiazioni artificiali) sulla Terra. Le dosi totali per l'esposizione sulla Terra sono calcolate su un tempo di vita di 70 anni.

Programma	Altitudine in km in gradi	Inclinazione dell'orbita	Numero di astronauti	Rateo di dose in mSv/giorno	Dose totale in mSv
Gemini	454 (1370)	30	20	870 (4700)	0.53 (4.7)
Apollo	-	-	-33	1300 (3900)	12.2 (33)
Skylab	381 (435)	50	9	120 (2100)	72 (170)
STS (alt.>450 km)	570	28.5	85	3200 (7700)	26.5 (78)
STS (alt.<450 km)	337	28.5	207	230 (400)	2.1 (7.1)
STS/Mir	341 (355)	51.6	4	720 (1000)	100 (140)
ISS	360 (450)	51.6	280	500 (1000)	80 (180)
Luna (190 giorni)	-	-	10 (60)	1300 (2000)	100 (195)
Marte (950 giorni)	-	-	4 (8)	1500 (2000)	400 (1200)
Volo New York-Tokyo	10 (12)	-	-	9	0.15
Radiografia del torace	-	-	-	-	-0.02
TAC all'addome	-	-	-	-	10 (100)
Radiazione cosmica in Tibet	4 (5)	-	-	5.2	140
Radiazione cosmica a livello del mare	0	-	-	1.6	40
Fondo totale medio sulla Terra	-	-	-	8	200

Per la missione su Marte, le ipotesi in studio prevedono missioni di 500 giorni (un mese su Marte) o 1000 giorni (circa un anno e mezzo su Marte). I dettagli di queste missioni sono descritti in recenti rapporti NASA [7] ed ESA [8]. Le dosi dipendono fortemente dalla schermatura e dal periodo (di massimo o minimo solare) in cui viene effettuata la missione. Inoltre, non si tiene in conto l'eventualità di un SPE è chiaro, comunque, che la missione su Marte porterà quasi certamente a superare i limiti fissati nella Tabella 1.

2. Il campo di radiazione nello spazio profondo

Per comprendere l'origine dei dati contenuti nella Tabella 2, dobbiamo considerare la natura del campo di radiazione nello spazio. In LEO, l'esposizione degli astronauti è principalmente legata ai protoni intrappolati nel campo geomagnetico [9]. La massima dose si ha in corrispondenza dell'anomalia del Sud Atlantico, dove le fasce di Van Allen entrano nell'atmosfera. Al di fuori delle fasce di Van Allen, il fondo di radiazione è esclusivamente causato dalla radiazione cosmica galattica (GCR), che permea in modo isotropo lo spazio e proviene da sorgenti al di fuori del sistema solare, cui possono aggiungersi le particelle generate da esplosioni solari.



2.1 La radiazione cosmica galattica

La GCR è costituita per l'87% di ioni H, 12% He, e circa 1% di ioni pesanti (HZE)⁷ (figura 5) con energie fino ai TeV/n (figura 6). La GCR è modulata dal ciclo di attività solare, che dura circa 11 anni. Nella fase di massima attività solare, il campo magnetico interplanetario generato dal Sole protegge i pianeti più interni dalla componente di bassa energia della GCR. Il risultato è che il flusso integrale della GCR è circa 2.5 volte maggiore al minimo solare rispetto al massimo solare.

La NASA ha sviluppato un modello matematico molto accurato per la GCR e per il suo trasporto attraverso i materiali: il codice HZETRN [10]. Con HZETRN è possibile calcolare la dose e la dose equivalente (utilizzando il modello di figura 4 per calcolare Q) nello spazio profondo o su pianeti extraterrestri, in presenza di schermature di diverso materiale e spessore, compreso l'auto-schermatura del corpo sugli organi interni. I dati contenuti nella figura 5 relativi alla dose equivalente sono stati calcolati con HZETRN. Benché la GCR sia costituita principalmente da protoni (figura 5, barre verdi), il fatto che da dose sia proporzionale a Z^2 e che il fattore di qualità Q cresca con il LET (figura 4) rendono predominante il contributo delle particelle HZE alla dose equivalente assorbita nel-

Figura 5: Composizione della GCR. Le barre verdi indicano il contributo (relativo all'idrogeno) in flusso per gli ioni di carica fra 1 (H) e 26 (Fe). Ioni più pesanti del ferro sono molto rari. Le barre rosse rappresentano il contributo in dose dei diversi ioni, che tiene conto della dipendenza da Z^2 dell'energia depositata. Le barre blu, infine, danno il contributo alla dose equivalente, che tiene in conto lo spettro in energia (figura 6) e la dipendenza di Q dal LET (figura 4). Figura gentilmente fornita dal Dott. Cary Zeitlin (Lawrence Berkeley Laboratory, USA).

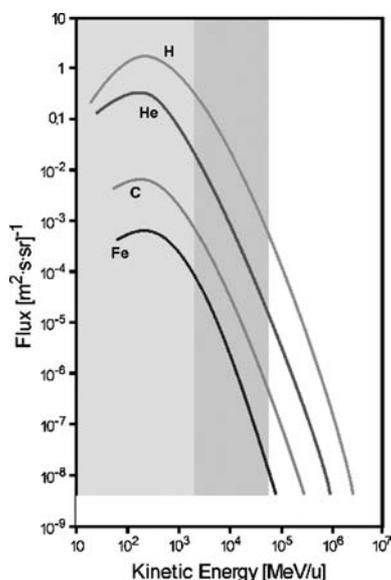
6. Il rischio di mortalità per cancro varia fra il 25% ed il 35% nei paesi occidentali
7. HZE= High-Energy and high-Z. In genere, si chiamano HZE le particelle con $Z > 2$ ed energia sufficiente ad attraversare 1 mm di alluminio.

lo spazio profondo (figura 5, barre blu). Si può in particolare osservare che il solo ferro ($Z = 26$), che pure è oltre 1000 volte meno abbondante dell'idrogeno, fornisce un contributo superiore a quello dei protoni in termini di dose equivalente. È quindi evidente che il rischio di radiazione nello spazio profondo è legato principalmente all'esposizione a particelle HZE.

2.2 Eruzioni solari

In corrispondenza del massimo solare cresce la probabilità di intense esplosioni solari, che iniettano alti flussi di protoni nel sistema solare. Gli SPE possono durare da poche ore a qualche settimana. Lo spettro energetico dei protoni solari è molto variabile (figura 7), e la loro pericolosità dipende dal flusso di protoni di alta energia (>100 MeV), che sono difficilmente schermabili. Si può osservare che gli SPE più intensi iniettano oltre 1010 protoni/cm² nello spazio interplanetario, un numero che deve essere confrontato con il fondo di circa 108 protoni/cm² in un anno nella GCR.

Figura 6: Spettro in energia degli ioni H, He, C e Fe nella GCR. La banda azzurra indica l'intervallo approssimativo di energie attualmente studiato agli acceleratori di particelle, mentre in blu è indicata l'area che può essere coperta con il nuovo acceleratore in costruzione al GSI di Darmstadt. Per gentile concessione del Dr. Gerhard Kraft (GSI, Darmstadt).



Al di fuori della protezione garantita dalle fasce di Van Allen, gli SPE possono causare effetti acuti, anche letali, in un equipaggio non adeguatamente protetto in viaggio o su un pianeta. Gli SPE sono legati al numero di macchie solari, ma in realtà non esiste un modo efficace per predire l'arrivo di un evento intenso e potenzialmente pericoloso. Un SPE molto intenso avvenne nell'agosto 1972 (figura 7), solo 4 mesi dopo la missione lunare Apollo 16. Un intenso SPE il 23 ottobre 2003 è stato registrato sulla Terra e ha causato danni irreversibili al rivelatore MARIE, che stava misurando il campo di radiazione su Marte a bordo del vettore *Mars Odyssey*.

3. I rischi da radiazione nello spazio

Un'attenta analisi dei rischi legati alle radiazioni o ad altri fattori nelle missioni interplanetarie può essere trovata in recenti rapporti NASA [7] ed ESA [8]. La *roadmap* NASA [7] assegna dei fattori di rischio con una scala da 1 a 5. Per le radiazioni, nella categoria massima (I), vi è la carcinogenesi, seguita dagli effetti degenerativi su tessuto sano (II), effetti acuti (III), sinergia con altri fattori spaziali (IV) ed effetti ereditari (V). Vedremo ora più in dettaglio questi rischi, soprattutto in relazione all'esposizione a particelle HZE.

3.1 Carcinogenesi da radiazione

Come abbiamo visto nel paragrafo 1, l'induzione di cancro è considerato il rischio sto-

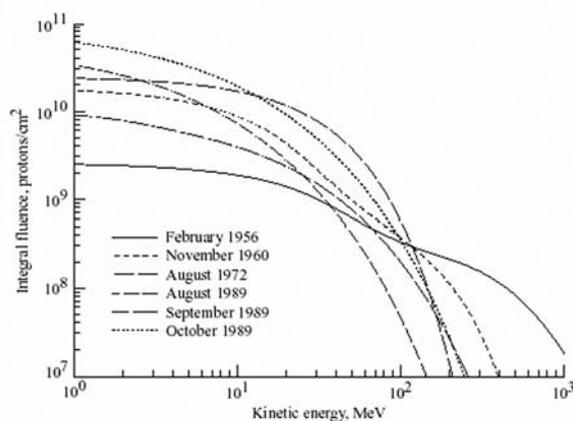


Figura 7: Spettro energetico di diversi intensi SPE registrati nel passato nello spazio libero ad 1 AU

castico più importante legato ad esposizione a radiazione. I coefficienti di rischio dipendono dal tipo di tumore. I dati epidemiologici [11] mostrano che il massimo rischio relativo per unità di dose è legato all'induzione di leucemia (acuta o mieloide), e una forte associazione con l'esposizione a radiazione è stata provata per i tumori alla tiroide, seno e polmone. D'altra parte, non esiste una chiara evidenza di una aumentata incidenza radioindotta di leucemia linfatica cronica, linfoma di Hodgkin, e di tumori solidi al pancreas, testicolo, prostata, e cervice uterina. La curva dose-risposta per l'induzione di tumori solidi può essere rappresentata da una funzione lineare e senza soglia, e il rischio in eccesso di mortalità, derivato dai dati sui sopravvissuti di Hiroshima e Nagasaki, è del $10\% \text{ Sv}^{-1}$ per gli uomini e $14\% \text{ Sv}^{-1}$ per le donne. Tali coefficienti si riferiscono ad esposizione acuta all'età di 30 anni, e diminuiscono al crescere dell'età all'esposizione. Per la leucemia (con l'esclusione di quella linfatica cronica), l'andamento con la dose è invece lineare-quadratico, e il tempo di latenza (3-5 anni) è notevolmente ridotto rispetto a quello dei tumori solidi (oltre 20 anni). L'assenza di una dose di soglia la di sotto del quale il rischio di cancro può essere considerato nullo è un grave problema, in quanto è chiaro che per questo rischio non possono esistere contro-misure efficaci al 100%. Sulla base degli studi epidemiologici, il coefficiente di rischio in eccesso utilizzato da ICRP per la popolazione [6] e NCRP per gli astronauti in LEO [5] per esposizione cronica di una popolazione adulta è del $4\% \text{ Sv}^{-1}$.

Come osservato in precedenza, il coefficiente di rischio considera la qualità della radiazione secondo il modello di figura 4, ma l'incertezza sulla relazione Q-LET è molto elevata per gli ioni pesanti. Esistono numerosi esperimenti *in vitro* e in modelli animali (riassunti nella referenza [3]) che dimostrano che gli ioni pesanti sono più efficaci della radiazione sparsamente ionizzante nell'induzione di trasformazione neoplastica o tumori *in vivo*, raggiungendo un'efficacia biologica confrontabile con quella dei neutroni di fis-

sione. L'estrapolazione dai modelli di laboratorio all'uomo è però estremamente problematica e soggetta a larghe incertezze. Un approccio alternativo è quello di misurare dei biomarcatori del rischio radioindotto. I biomarcatori rappresentano degli indicatori precoci del rischio tardivo, e possono essere misurati direttamente negli astronauti. In particolare, studi epidemiologici hanno dimostrato che le aberrazioni cromosomiche nei linfociti del sangue periferico rappresentano un biomarcatore del rischio di cancro, e informazioni sul rischio possono quindi essere ricavate misurando l'induzione di aberrazioni negli astronauti [12]. Gli studi in astronauti impegnati in missioni sulle stazioni *Mir* o *ISS* hanno in effetti dimostrato un significativo aumento della frequenza di aberrazioni cromosomiche (figura 8) dopo missioni di lunga durata (> 3 mesi). Le stime di rischio derivate direttamente dalle misure biologiche sono compatibili con le previsioni basate sulla dosimetria fisica e sui modelli usati da ICRP e NCRP [13], indicando che, per quanto riguarda le missioni in LEO, l'attuale sistema di radioprotezione è ben giustificato ed essenzialmente corretto. Coerentemente con questo quadro, non è stato finora osservato alcun aumento dell'incidenza di tumori nella popolazione degli astronauti [14], anche se bisogna tenere in conto il fatto che tale popolazione è ancora relativamente piccola.

3.2 *Danni degenerativi al tessuto sano*

Oltre alla carcinogenesi, la radiazione notoriamente induce danni tardivi ai tessuti esposti, che rappresentano uno dei principali fattori limitanti della radioterapia oncologica. Questi effetti sono stati osservati anche nei sopravvissuti delle bombe atomiche in Giappone, fra i quali si registra infatti una aumentata incidenza di infarto del miocardio, cirrosi e di altre patologie, quali cataratte e ipertensione. Nel complesso, l'incidenza di questi effetti tardivi viene considerata di minore importanza rispetto alla carcinogenesi, in quanto essi sembrano associati soltanto ad alte dosi. Nel caso degli HZE, però, alcuni effetti potrebbero osservarsi a dosi sensibilmente più basse, nell'intervallo atteso per le

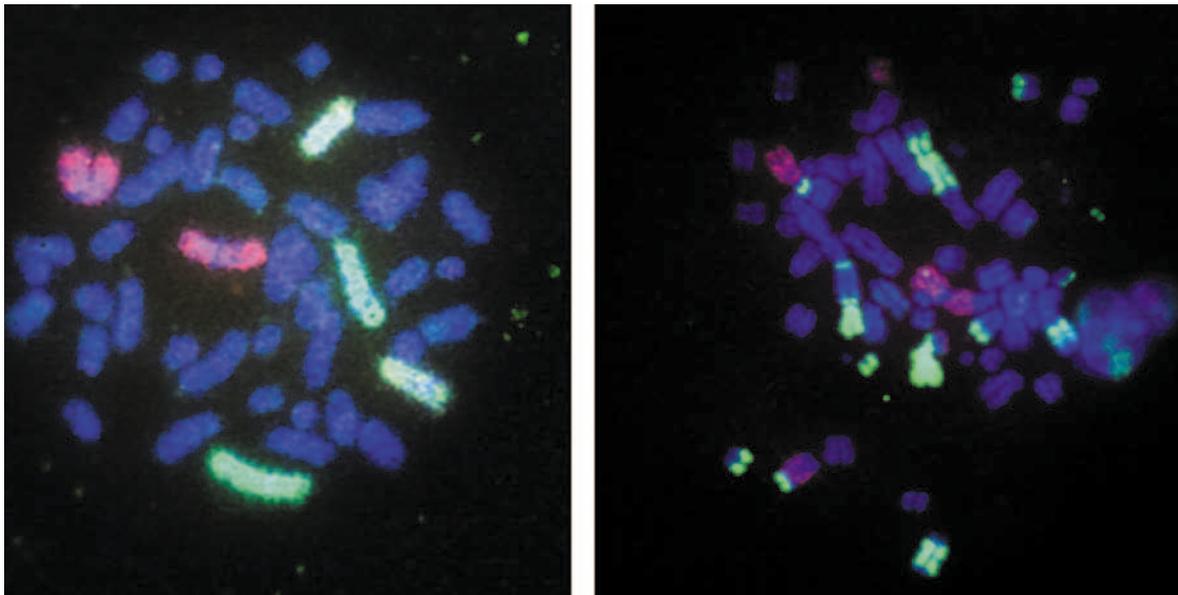


Figura 8: Immagini di cromosomi in linfociti del sangue di un astronauta al ritorno da una missione di 4 mesi sulla stazione spaziale Mir. A sinistra, una cellula normale. I cromosomi 1, 2 e 5 sono visualizzati in colori diversi (verde, rosso e giallo) utilizzando la tecnica di ibridizzazione in situ in fluorescenza (FISH). La FISH è basata sulla ibridizzazione dei cromosomi con sonde di DNA specifiche, marcate con coloranti fluorescenti. Gli altri cromosomi appaiono blu. A sinistra, una cellula normale, con una coppia intatta dei cromosomi 1, 2 e 5. A destra, una cellula con multiple rotture e riarrangiamenti nei cromosomi 1, 2 e 5. Immagini acquisite da un microscopio a fluorescenza e gentilmente fornite dalla dott.ssa Kerry George (NASA Lyndon B. Johnson Space Center).

missioni interplanetarie.

Effetti visivi degli ioni HZE furono già osservati durante il programma Apollo. Si tratta dei cosiddetti light flashes, che recenti studi italiani hanno dimostrato essere legati a diretti attraversamenti di ioni pesanti nella retina o ad interazioni nucleari dei protoni nell'occhio [15]. L'esistenza dei light flashes fa pensare a possibili rischi per l'occhio e per il sistema nervoso centrale (CNS). La cataratta è infatti l'unica patologia osservata finora negli astronauti che può essere ricondotta all'esposizione a radiazione cosmica [16]. La cataratta è una opacizzazione del cristallino conseguente ad alterazione delle proteine della lente, e in genere porta ad una diminuzione più o meno grave di capacità visiva. Su di un totale di 295 astronauti NASA, sono stati osservati 48 casi di cataratta. Dividendo i soggetti in quelli ad alta esposizione (dose al cristallino > 8 mSv, in media 45 mSv) e quelli a bassa esposizione (<8 mSv, in media 3.6 mSv), si osserva una correlazione fra il ri-

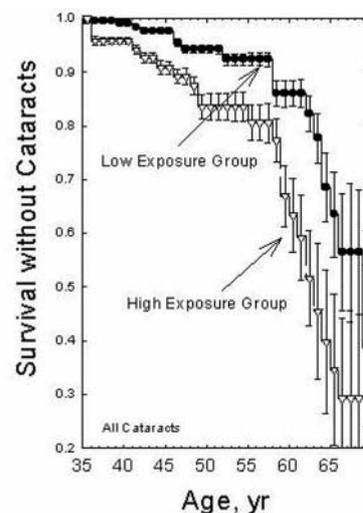


Figura 9: Incidenza di cataratta negli astronauti. La sopravvivenza in assenza di cataratta è riportata in funzione dell'età dei soggetti, divisi in un gruppo a bassa esposizione (dose al cristallino < 8 mSv) e uno ad alta esposizione (>8 mSv). Dati dalla referenza [16], figura gentilmente fornita dal Dott. Francis Cucinotta (NASA Lyndon B. Johnson Space Center).

schio di cataratta e la dose (figura 9), e in particolare l'età di insorgenza della cataratta, soprattutto di quelle gravi, è significativamente ridotta nel gruppo ad alta esposizione. Considerando che le dosi equivalenti sono comunque molto basse, bene al di sotto delle dosi a cui si osservano cataratte sulla Terra (circa 2 Gy), questi dati indicano che gli ioni pesanti di alta energia hanno una elevatissima efficacia nell'induzione di cataratte, osservazione peraltro confermata dagli studi in animali esposti ad acceleratori.

La cataratta può essere considerata una patologia non grave, mentre maggiore preoccupazione provocano eventuali danni al sistema nervoso centrale. Il cervello è notoriamente un organo molto radioresistente, in quanto costituito da cellule non-proliferanti, ma gli studi sui topi irraggiati presso acceleratori mostrano che basse dosi (circa 0.1 Gy) di ioni ferro di alta energia portano ad alterazioni del comportamento e a modificazioni neurochimiche [17]. È stato stimato che in una missione su Marte al minimo solare, circa il 50% delle cellule cerebrali sarebbe direttamente attraversato da ioni di alta energia con $Z > 15$ [18]. Gli effetti neurologici di questi "colpi" non sono noti, e non possono essere semplicemente scalati dai dati sulle radiazioni sparsamente ionizzanti, che non provocano praticamente alcun danno.

3.3 Effetti acuti

Gli effetti acuti delle radiazioni si osservano dopo breve tempo dall'esposizione a dosi > 1 Gy (Tabella 3).

Il rischio di effetti acuti nello spazio è esclusivamente legato al caso di un intenso SPE, e il rischio dipende dallo spettro dell'evento (figura 7), dalla schermatura e dalla posizione. In generale, il rischio maggiore è per un SPE nello spazio interplanetario, seguito da eventi sulla superficie della Luna e infine da Marte, che è in parte protetto dall'atmosfera. È necessario prevedere dei bunker con schermi spessi sui veicoli interplanetari, e dei rifugi sui pianeti per proteggersi dagli SPE. Nella figura 10 mostriamo la dose al midollo assorbita da un ipotetico esploratore sulla

Tabella 3

Effetti deterministici provocati da esposizione ad alte dosi di radiazione ionizzante. Con D50 si indica la dose alla quale il 50% della popolazione esposta riporta l'effetto considerato. Il tempo di insorgenza del danno è variabile, ma in genere minore di una settimana dall'esposizione, tranne che nei casi indicati di effetti deterministici a lungo termine. I dati in questa tabella si riferiscono ad esposizione acuta a corpo intero a radiazione sparsamente ionizzante in assenza di cure mediche successive all'esposizione. Ulteriori dettagli si trovano nella referenza [3].

D50 (Gy)	Effetto osservato
0.7	Azoospermia negli uomini
1	Anoressia; diminuzione del 50% di globuli bianchi e piastrine nel sangue (dopo 48 h)
1.4	Nausea
1.8	Vomito
2.3	Diarrea
3	Sindrome ematopoietica (fatale entro 1-2 settimane senza cure mediche); cataratta (effetto tardivo)
3.5	Sospensione dell'attività ovarica nelle donne
4	Eritema edematoso
5	Fibrosi polmonare (effetto tardivo)
10	Cheratite oculare; polmonite
15	Sindrome gastrointestinale (fatale entro 3-10 giorni)
20	Desquamazione umida della pelle
40	Ulcerazione della pelle
60	Sindrome neurologica (fatale entro 4-40 ore)

Luna nel caso di tre intensi SPE del passato (lo spettro in energia di questi eventi è riportato nella figura 7), e la sua riduzione in funzione dello spessore di un rifugio costruito con il suolo lunare (*regolith*). È chiaro che l'efficacia di una schermatura dipende dallo spettro dell'evento. I bunker sulle navicelle spaziali e la schermatura dei moduli abitativi rappresentano un problema per il peso loro

associato, in quanto lo spessore dovrebbe essere non inferiore a 20 g/cm^2 Al. Ciò rappresenta un notevole aumento del peso del veicolo spaziale, e un problema per moduli abitativi mobili come Habor (figura 1).

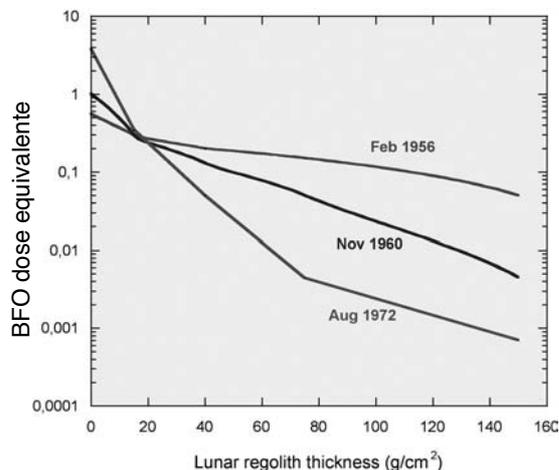


Figura 10: Dose al midollo osseo (BFO) sulla superficie lunare in funzione dello spessore di schermatura in suolo lunare (regolith) per tre intensi SPE. Gli spettri di questi eventi sono riportati in figura 7. Calcolo con HZETRN, figura adattata dalla referenza [10].

3.4 Effetti sinergici

Certamente gli esploratori spaziali del presente e del futuro sono esposti a radiazione in condizioni molto diverse da quelle comunemente sperimentate a Terra. È ben noto che la radiosensibilità di un individuo può essere modificata da svariati fattori fisiologici o ambientali, come la dieta o la immunodepressione. Meno noto è l'impatto della assenza di peso sulla risposta alle radiazioni. Benché la gravità sia una forza debole, è stato ipotizzato che essa possa interferire con la risposta alle radiazioni a livello subcellulare (agendo sui coefficienti di diffusione enzimatici), cellulare (agendo sul citoscheletro), di tessuto e di organo. La maggior parte degli esperimenti condotti nello spazio sull'influenza della microgravità sul riparo del danno radioindotto ha dato risultati negativi (per una rassegna, si veda la ref. [3]). Almeno a livello cellulare, sembrerebbe che la microgravità interagisca molto poco con la risposta alle radiazioni. È però ben noto che il si-

stema immunitario risulta gravemente depresso dopo lunghe permanenze nello spazio. Le alterazioni del sistema ematopoietico possono portare ad una variazione della radiosensibilità degli astronauti, ma al momento il problema è stato studiato soltanto con modelli matematici [19].

3.5 Effetti ereditari

Benché gli studi epidemiologici (compreso quello sui sopravvissuti delle bombe atomiche in Giappone) non abbiano mai rilevato alcun effetto ereditario statisticamente significativo in soggetti esposti alle radiazioni ionizzanti, la radiazione ionizzante può indurre mutazioni nelle cellule germinali, e conseguentemente condurre ad effetti sulla progenie, come è stato osservato nei topi. La probabilità di questi effetti è certamente minore di quella di effetti somatici: l'attuale coefficiente di rischio suggerito dall'ICRP [6] è di $1\% \text{ Sv}^{-1}$, che comprende il rischio in eccesso di malformazioni neonatali, malattie autosomiche dominanti e multifattoriali croniche⁸. I limiti di esposizione degli astronauti descritti nella Tabella 1 considerano solo il rischio somatico, ma essendo calcolati al 3% di mortalità di cancro in eccesso essi corrispondono a un rischio di effetti ereditari $<1\%$. L'NCRP [5] raccomanda di informare opportunamente gli equipaggi sugli effetti non-somatici delle radiazioni, in modo da ridurre ulteriormente il rischio per la progenie, già presumibilmente molto piccolo, programmando la gravidanza in modo opportuno. Va però notato che esistono pochi dati sui danni ereditari indotti da particelle HZE, e questa mancanza aumenta l'incertezza per le missioni interplanetarie e certamente giustifica ulteriori ricerche in questo campo.

4. Contromisure

In tutti i libri di testo di radioprotezione, si può leggere che esistono tre fattori sui quali si può agire per ridurre il rischio da radiazioni ionizzanti: aumentare la distanza dalla sorgente, ridurre il tempo di esposizione, o utilizzare delle schermature. È chiaro che l'iso-

8. Il fondo naturale di malattie ereditarie è dato da circa 60 malformazioni neonatali, 25 malattie autosomiche e oltre 700 malattie croniche multifattoriali per migliaia di nati vivi.

tropia della radiazione cosmica rende inapplicabile il fattore distanza, mentre il tempo nello spazio dovrebbe aumentare, piuttosto che diminuire, con i nuovi programmi di esplorazione. Rimaniamo così apparentemente con un'unica arma: le schermature. Esistono in realtà anche altre strategie che possono portare ad una riduzione dell'esposizione, o degli effetti delle radiazioni, nello spazio profondo o in colonie planetarie.

4.1 Previsioni del clima spaziale

Come osservato nel paragrafo 2.1, l'intensità della GCR è più che dimezzata al massimo solare rispetto al minimo solare. Sarebbe quindi naturale programmare le missioni interplanetarie durante il ciclo di alta attività solare. Purtroppo, in questa fase divengono più probabili gli SPE, e gli attuali modelli di previsione di questi eventi non sono molto soddisfacenti, soprattutto se si vogliono previsioni con largo anticipo sull'evento. Il più recente massimo solare si è avuto attorno alla metà dell'anno 2000, con un intenso SPE il 14 luglio 2000 (evento Bastiglia), responsabile del danneggiamento di alcuni satelliti. Nel 2002 il numero di macchie solari e di SPE è tornato ad aumentare, ad indicare un secondo picco di attività nello stesso ciclo solare. Un simile comportamento si è avuto nel precedente ciclo solare, che presentò un primo massimo di macchie solari alla metà del 1989, seguito da un secondo massimo, più debole, nei primi mesi del 1991. Le macchie solari non sono comunque gli unici indicatori degli SPE: un altro indicatore è l'emissione di radiazione elettromagnetica nella regione delle onde radio, che è causata dal gas incandescente intrappolato nei flussi magnetici.

Gli SPE che originano da esplosioni solari (*solar flares*) in piccole zone del Sole producono protoni energetici che si muovono, con una traiettoria a spirale, lungo le linee del campo magnetico generato dal vento solare. I protoni di alta energia seguono le linee del campo con pochi gradi di divergenza. Tali eventi sono quindi fortemente direzionali. D'altra parte, gli SPE più intensi sono legati ad eventi che coinvolgono vaste regioni della superficie solare (coronal mass ejections, o CME), nel qual caso

la distribuzione angolare dei protoni emessi varia nel tempo e nello spazio. Modelli più precisi richiedono maggiori misure dell'intensità, direzione e caratteristiche degli SPE, particolarmente quelli legati a CME.

4.2 Radioprotettori

La ricerca di un efficace farmaco radioprotettore è da molti anni uno degli obiettivi principali della ricerca radiobiologia. Già i primi studi di radiochimica dimostrarono che la radiazione ionizzante produceva specie reattive dell'ossigeno, suggerendo che gli antiossidanti possano funzionare da radioprotettori. Gli "spazzini" dei radicali liberi sono quindi i principali indiziati, e fra questi gli amminotoli sono fra i più potenti. Per molti anni, il *Walter Reed Army Institute of Research* ha lavorato sui tioli, producendo una notevole quantità di preparati chimici con spiccate proprietà radioprotettrici. Il più famoso è certamente il WR-2721, meglio noto come amifostina (o con il nome commerciale di Ethyol), che è un farmaco approvato in molti Paesi come protettore dei tessuti sani durante la chemioterapia e la radioterapia. Sfortunatamente, l'amifostina, come gli altri tioli, presenta notevoli effetti collaterali (quali nausea, vomito, ipotensione) che, se possono essere tollerati in un malato di cancro, ne rendono problematica l'applicazione agli astronauti. Il WR-2721 è stato comunque proposto come un possibile radioprotettore nel caso di intensi SPE [20].

Più attraente è la possibilità di utilizzare antiossidanti naturali, quali i retinoidi, le vitamine (A, C ed E), fitochimici estratti da alcune piante (incluso il tè verde e le verdure crucifere), metalli (specialmente selenio, zinco e sali del rame), ormoni (come la melatonina). Benché meno efficaci degli amminotoli, gli antiossidanti sono attualmente studiati con attenzione come integratori dietetici durante le missioni interplanetarie, in quanto essi presentano bassa tossicità e possono essere usati per periodi molto lunghi. È interessante osservare che molti degli effetti prodotti da ioni ferro di alta energia sul cervello dei ratti vengono eliminati con una dieta a base di mirtilli e fragole [17]. Sembrerebbe quindi che frutta e

verdura possano diventare tanto importanti sui veicoli spaziali quanto i limoni lo erano sulle navi dell'antichità [17].

4.3 Suscettibilità individuale

Una ulteriore contromisura all'esposizione alla radiazione cosmica sarebbe la selezione dell'equipaggio sulla base della radiosensibilità individuale. In particolare, soggetti ipersensibili alle radiazioni andrebbero certamente esclusi da missioni interplanetarie.

In realtà, le malattie genetiche caratterizzate da elevata radiosensibilità (quali la ataxia telangectasia, AT) sono molto rare, fenotipicamente evidenti, e spesso portano a gravi conseguenze. L'esperienza in radioterapia oncologica suggerisce però che possa esistere un sottogruppo di soggetti, più numeroso, che mostra una radiosensibilità più alta della popolazione generale. La spiccata radiosensibilità dei pazienti AT ha portato allo studio dei soggetti eterozigoti per il gene AT, che rappresentano circa l'1% della popolazione generale, ma il 5% dei pazienti di cancro. Studi recenti sull'induzione di cataratte nei topi omozigoti, eterozigoti, o normali nel gene AT dimostrano che gli eterozigoti hanno una radiosensibilità maggiore dei soggetti normali, ma minore di quella degli AT omozigoti [21].

L'impatto della analisi genetica sulla selezione degli equipaggi resta naturalmente poco chiaro, almeno finché non sarà compreso il ruolo della genetica (rispetto ai fattori fisiologici, dieta, ecc.) nel determinare la radiosensibilità individuale. La possibilità di eliminare i soggetti con marcata radiosensibilità va però considerata con attenzione.

4.4 Schermature

Mentre la schermatura dei fotoni è perfettamente conosciuta ed efficace, il problema diviene molto più complesso nello spazio, soprattutto per la GCR, a causa della elevata energia delle particelle e della frammentazione nucleare degli ioni pesanti. La frammentazione modifica lo spettro delle particelle incidenti, e sposta la distribuzione in LET del campo. La sezione d'urto totale di frammentazione del proiettile σ_p (in cm^2/g) del bersaglio di peso atomico A_T può essere approssi-

mata dalla relazione:

$$\sigma_p \approx N_0 \pi r_0^2 \frac{(\sqrt[3]{A_p} + \sqrt[3]{A_T})^2}{A_T}$$

dove N_0 è il numero di Avogadro, r_0 il raggio efficace del nucleone e A_p il peso atomico del proiettile. Ovviamente σ_p cresce all'aumentare di A_p , ma è interessante notare che, a parità di massa, i bersagli leggeri frammentano di più di quelli pesanti. Una elevata frammentazione degli ioni pesanti sposta lo spettro in LET verso valori bassi, in quanto i frammenti del proiettile hanno approssimativamente la stessa velocità dello ione primario, e quindi LET minore. D'altra parte, schermi pesanti (come il piombo), rallentano gli ioni incidenti (aumentandone il LET), ma frammentano poco. Poiché la GCR contiene numerosi ioni leggeri e medio-pesanti con energie attorno a 1 GeV/n, una forte frammentazione, diminuendo il LET, diminuirà anche Q (figura 4), mentre il rallentamento coulombiano aumenta i valori del LET, spostandoli verso la zona di picco di Q , la più pericolosa dal punto di vista del rischio biologico. Questo semplice argomento spiega i risultati dei sofisticati calcoli di schermatura della GCR ottenuti con il codice HZETRN [10], mostrati nella figura 11.

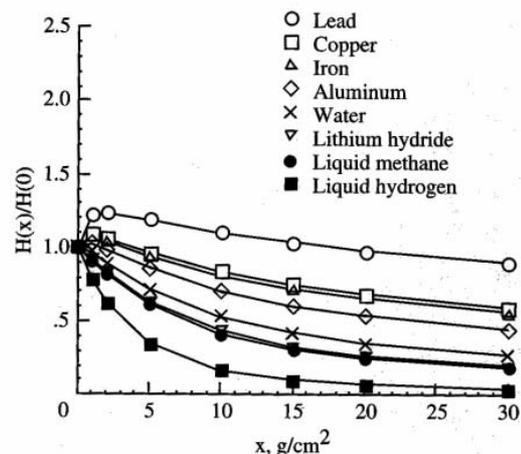


Figura 11: Effetto della schermatura sulla dose equivalente dovuta alla GCR. Il rapporto $H(x)/H(0)$ fra la dose equivalente assorbita con uno spessore x (in g/cm^2) di schermatura è riportato in funzione di x per diversi materiali schermanti. Calcolo con HZETRN assumendo un anno di esposizione al minimo solare [10].

È chiaro che schermature sottili di materiali pesanti portano a un aumento della dose equivalente, e anche l'alluminio, il materiale principale dei veicoli spaziali, non ha prestazioni ottimali come schermo per la GCR. L'idrogeno liquido è lo schermo ideale, ma ovviamente non può avere applicazioni pratiche. Il polietilene può essere un ottimo compromesso, e infatti dei pannelli in polietilene sono stati montati nella zona di riposo degli astronauti sulla Stazione Spaziale (figura 12).

È necessario sottolineare che occorrono rapidamente misure biologiche degli effetti biologici in funzione della qualità e spessore della schermatura per poter validare i risultati di questi modelli [9].

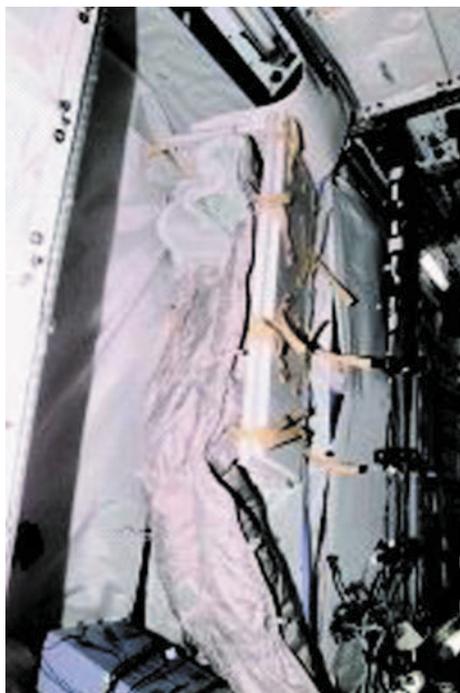


Figura 12: Pannelli di polietilene installati nella zona di riposo sulla ISS. Immagine dalla NASA, Office of Biological and Physical Research.

Una interessante alternativa alla schermatura passiva è l'uso dei campi elettromagnetici per deflettere le particelle dal veicolo spaziale. In particolare, così come il campo geomagnetico protegge la vita sulla Terra dalla GCR e dai protoni solari, così un magnete in grado di generare un campo attorno al veicolo spaziale potrebbe essere in grado di proteggere gli esploratori del cosmo. Il problema

più semplice è quello di proteggere una navicella spaziale da un intenso SPE direzionale (vedi paragrafo 4.1), nel qual caso è stato calcolato che un magnete superconduttore di 4 m di diametro e massa totale di 700-1000 kg è in grado di proteggere completamente un "rifugio" (2x3 m) in un veicolo spaziale da protoni con energie fino a 200 MeV [22]. Il veicolo spaziale potrebbe spostarsi in modo da porre il magnete nella direzione del SPE e accendere il magnete stesso fino alla fine dell'evento (figura 13). Il problema di una schermatura attiva della GCR è molto più complesso, e la configurazione toroidale sembra essere quella più interessante.

Per avere applicazioni pratiche, la schermatura attiva richiede sviluppi tecnologici nel campo dei superconduttori ad alta temperatura, che dovrebbero permettere la costruzione di magneti in grado di produrre intensi campi minimizzando la potenza ed il liquido refrigerante richiesti.

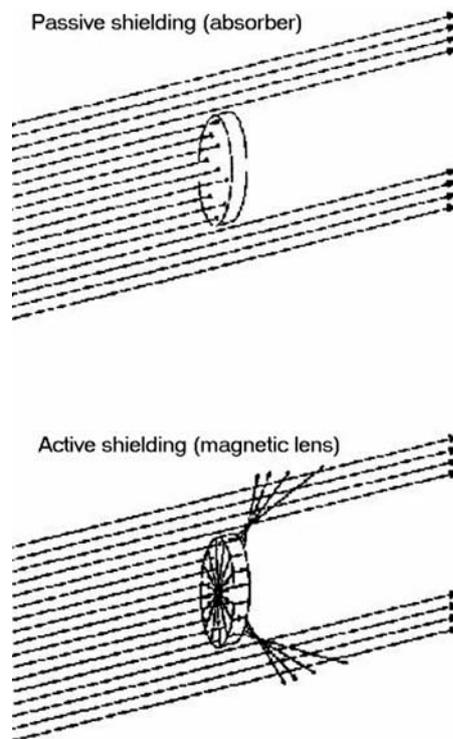


Figura 13. Protezione da un SPE direzionale tramite schermatura passiva o attiva (lente magnetica). Disegno gentilmente fornito dal Prof. Piero Spillantini (Università di Firenze).

5. Conclusioni

La radioprotezione nello spazio è destinata a diventare un argomento di sempre maggiore attualità nel XXI secolo. Come abbiamo visto, l'incertezza sugli effetti biologici delle particelle HZE è troppo elevata, e non ci sono efficaci contromisure per limitare l'esposizione o suoi effetti. E' indispensabile un grosso piano di ricerca internazionale per risolvere questo problema.

La maggior parte degli studi possono essere condotti a terra, utilizzando gli acceleratori di particelle di alta energia. Gli esperimenti sulla Stazione Spaziale sono utili per la dosimetria ma, data la bassa intensità di dose in LEO, non possono fornire tutte le risposte necessarie per predire e mitigare gli effetti biologici nelle missioni interplanetarie. Il 14 ottobre 2003 è stato inaugurato il NASA *Space Radiation Laboratory* (NSRL), una facility completamente dedicata alla radiobiologia degli ioni pesanti installata presso i *Brookhaven National Laboratory* (NY, USA), con finanziamenti NASA. Gli ioni accelerati al NSRL vanno dall'idrogeno al ferro, con energie fra i 500 e i 1200 MeV/n, coprendo in tal modo l'intervallo di energia e carica di maggior interesse nello spazio (figure 5 e 6). I risultati dei numerosi esperimenti attualmente in corso al NSRL saranno certamente decisivi per ridurre le incertezze e trovare opportune contromisure. Esistono peraltro molti altri acceleratori nel mondo presso i quali sono in corso esperimenti legati alla radioprotezione nello spazio, e si tratta spesso di acceleratori dove si svolge una ricerca radiobiologica legata alla radioterapia oncologica con particelle cariche (adroterapia): l'acceleratore HIMAC in Giappone e il GSI in Germania (gli unici due Centri al mondo dove i pazienti vengono trattati con ioni carbonio di alta energia per tumori solidi profondi) per gli studi con ioni pesanti, Loma Linda negli USA e i Laboratori Nazionali del Sud INFN in Italia (entrambi centri di protonterapia) per esperimenti con protoni. Il nuovo sincrotrone in costruzione

al GSI di Darmstadt (*Facility for Antiprotons and Ion Research*, FAIR, operativo nel 2009) consentirà di misurare gli effetti di ioni pesanti relativistici (energie attorno a 10 GeV/n). Esistono inoltre molti altri progetti, già approvati o sotto esame, per acceleratori dedicati alla terapia tumorale con particelle cariche, fra i quali il Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica (CNAO) di Pavia, che dovrebbe cominciare ad operare nel 2007, e questi acceleratori, naturalmente orientati verso le applicazioni biomediche, sono siti ideali per continuare la ricerca nel campo della radioprotezione nello spazio. L'Italia è molto attiva nel campo della ricerca sugli effetti della radiazione cosmica, e un importante sostegno a questa ricerca è fornito da ASI e INFN⁹.

La radiazione cosmica rappresenta un serio rischio per i viaggi interplanetari, ma è un problema risolvibile, che non fermerà l'esplorazione umana del sistema solare. L'intensa attività di ricerca in corso fa prevedere che nei prossimi anni la nostra conoscenza nel campo sia destinata ad aumentare rapidamente e possa portare a delle contromisure efficaci.

Referenze

1. NASA: The Vision for Space Exploration (NASA Headquarters, Washington DC), February 2004.
2. NATIONAL ACADEMY OF SCIENCES: Radiation Hazards to Crews on Interplanetary Missions. Report of the Task Group on the Biological Effects of Space Radiation (National Academy Press, Washington DC), 1997.
3. DURANTE M.: Radiation protection in space. Riv. Nuovo Cimento 25 (2002) n.8.
4. NASA: Strategic Program Plan for Space Radiation Health Research (NASA Headquarters, Washington DC), 1998.
5. NCRP: Radiation Protection Guidance for Activities in Low-Earth Orbit, Report No. 132 (NCRP, Bethesda, Maryland), 2000.

9. Ulteriori informazioni sui progetti italiani nel campo si possono trovare alla pagina web: www.sirr.unina.it/Asi/

6. ICRP: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP* **21**, (1991) Publication 60.
7. NASA: *Bioastronautics Criticalpath Roadmap* (NASA JSC 62577), 2004.
8. ESA: *HUMEX Study on Survivability and Adaptation of Humans to Long-Duration Exploratory Missions* (ESA SP-1264, ESTEC, Noordwijk), 2003.
9. DURANTE M.: Biological effects of cosmic radiation in low-Earth orbit. *Int. J. Mod. Phys. A* **17** (2002) 1713-1721.
10. WILSON J.W., MILLER J., KONRADI A., CUCINOTTA F.A.: *Shielding Strategies for Human Space Exploration* (NASA CP 3360), 1997.
11. UNSCEAR: *Sources and Effects of Ionizing Radiation* (United Nations, New York), 2000.
12. DURANTE M.: Biological dosimetry in astronauts. *Riv. Nuovo Cimento* **19** (1996) n.12.
13. DURANTE M., BONASSI S., GEORGE K., CUCINOTTA F.A.: *Risk estimation based on chromosomal aberrations induced by radiation. Radiat. Res.* **156** (2001) 662-667.
14. Hamm P.B., Nicogossian A.E., Pool S.L., Wear M.L., Billica R.D.: Design and current status of the longitudinal study of astronaut health. *Aviat. Space Environ. Med.* **71** (2000) 564-70.
15. Casolino M., Bidoli V., Morselli A., Narici L., De Pascale M.P., Picozza P., Reali E., Sparvoli R., Mazzenga G., Ricci M., Spillantini P., Boezio M., Bonvicini V., Vacchi A., Zampa N., Castellini G., Sannita W.G., Carlson P., Galper A., Korotkov M., Popov A., Vavilov N., Avdeev S., Fuglesang C.: *Dual origins of light flashes seen in space. Nature* **422** (2003) 680.
16. Cucinotta F.A., Manuel F.K., Jones J., Iszard G., Murrey J., Djojonegro B., Wear M.: Space radiation and cataracts in astronauts. *Radiat. Res.* **156** (2001) 460-466.
17. Joseph J.A., Shukitt-Hale B., McEwen J., Rabin B.M.: CNS-induced deficits of heavy particle irradiation in space: the aging connection. *Adv. Space Res.* **25** (2000) 2057-2064.
18. Curtis S.B., Vazquez M.E., Wilson J.W., Atwell W., Kim M.H.: Cosmic ray hits in the central nervous system at solar maximum. *Adv. Space Res.* **25** (2000) 2035-2040.
19. Esposito R.D., Durante M., Gialanella G., Grossi G., Pugliese M., Scampoli P., Jones T.D.: On the radiosensitivity of man in space. *Adv. Space Res.* **27** (2001) 345-354.
20. Seed T., Kumar S., Whitnall M., Srinivasan V., Singh V., Elliott T., Landauer M., Miller A., Chang C.M., Inal C., Deen J., Gehlhaus M., Jackson W., Hilyard E., Pendergrass J., Toles R., Villa V., Miner V., Stewart M., Benjack J., Danilenko D., Farrell C.: New strategies for the prevention of radiation injury: possible implications for countering radiation hazards of long-term space travel. *J. Radiat. Res.* **43** (2002) S239-S244.
21. Worgul B.V., Smilenov L., Brenner D.J., Junk A., Zhou W., Hall E.J.: Atm heterozygous mice are more sensitive to radiation-induced cataracts than are their wild-type counterparts. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **99** (2002) 9836-9839.
22. Spillantini P., Taccetti F., Papini P., Rossi L.: Radiation shielding of spacecraft in manned interplanetary flights. *Nucl. Instr. Meth.* **A443** (2000) 254-263.

FAD: risposte al Questionario relativo al lavoro:

Sicurezza nell'installazione e nell'uso di apparecchiature a RM alla luce della nuova

Norma CEI EN 60601-2-33

(Periodico AIFM 2-2004, pagg. 117-130)

1. c - 2. d - 3. b, c - 4. b - 5. b - 6. a - 7. a - 8. a - 9. a - 10. a

QUESTIONARIO

(Le risposte corrette verranno pubblicate sul prossimo numero)

1. Quale fattore contribuisce maggiormente all'incertezza sulle stime di rischio radioindotto in missioni spaziali?
 - A. La conoscenza del campo di radiazione nello spazio
 - B. La definizione dei materiali di schermatura
 - C. Gli effetti biologici dei raggi X
 - D. Gli effetti biologici delle particelle cariche
 - E. L'accuratezza dei dosimetri
2. Da quali fattori dipende la dose massima ammissibile suggerita dal NCRP per gli astronauti in missioni spaziali in LEO?
 - A. Dal peso e dall'altezza
 - B. Dalla schermatura
 - C. Dalla dose assorbita per diagnostica medica
 - D. Dall'età e dal sesso
 - E. Dalla radiosensibilità individuale
3. Qual è la dose massima ammissibile suggerita dal NCRP per un astronauta maschio di 35 anni in 10 anni di attività in LEO?
 - A. 1 mSv
 - B. 1 Sv
 - C. 10 Sv
 - D. 20 mSv mediati sui 10 anni
 - E. Nessuna, purché vi sia consenso informato del lavoratore
4. Da cosa è costituita la radiazione cosmica galattica?
 - A. Raggi X
 - B. Protoni e ioni pesanti di alta energia
 - C. Radiazione beta di bassa energia
 - D. Solo protoni
 - E. Solo ioni con $Z > 2$ ed energia sufficiente ad attraversare 1 mm di alluminio
5. In quale intervallo si trova il massimo dello spettro energetico della radiazione cosmica galattica?
 - A. 1-10 MeV/n
 - B. 200-300 kV
 - C. 100-1000 MeV/n
 - D. 100-1000 GeV/n
 - E. Dipende dalla particella considerata
6. In quale periodo sono più probabili intense eruzioni solari?
 - A. In corrispondenza del massimo solare
 - B. In corrispondenza del minimo solare
 - C. In estate
 - D. Durante le eclissi
 - E. Al mattino
7. Esiste il rischio di effetti acuti letali in astronauti?
 - A. No, in nessun caso
 - B. Sì, nel caso di esposizione a radiazione cosmica galattica per un tempo superiore ad un anno.
 - C. Sì, nel caso di intensi eventi solari nello spazio interplanetario o sui pianeti, in assenza di adeguate schermature
 - D. Sì, nel caso di intensi eventi solari in missioni sulla Stazione Spaziale
 - E. No, purché si segua una dieta ricca in antiossidanti naturali
8. Per quale delle seguenti missioni spaziali si ritiene possibile superare la dose di 1 Sv, senza considerare il contributo delle eventuali eruzioni solari?
 - A. Una missione Shuttle ad altitudine superiore a 450 km
 - B. Una missione Shuttle con altitudine inferiore a 450 km
 - C. Una missione sulla Stazione Spaziale di 3 mesi
 - D. Un viaggio su Marte
 - E. Un viaggio sulla Luna
9. Quale effetto biologico radioindotto è stato osservato negli astronauti?
 - A. Un aumento della mortalità per cancro
 - B. Eritema della pelle
 - C. Cataratta
 - D. Malformazioni nella prole
 - E. Sindrome ematopoietica
10. Quale dei seguenti materiali è più efficace come schermatura per la radiazione cosmica?
 - A. Piombo
 - B. Polietilene
 - C. Alluminio
 - D. Idrogeno liquido
 - E. Calcestruzzo

Nuove possibilità diagnostiche tramite onde elettromagnetiche

Clarbruno Vedruccio¹, Auguste Meessen²

¹COMSUBIN, Ufficio Studi. Marina Militare Italiana - La Spezia, Italia

²Institut de Physique, Université Catholique de Louvain - Louvain-la-Neuve, Belgium

Introduzione e scopo

Una tecnologia innovativa e il relativo metodo d'uso inventati e sviluppati dal fisico italiano C. Vedruccio, per la diagnosi elettromagnetica non invasiva di patologie tra cui i tumori e gli stati infiammatori, utilizza una sonda che emette un debole campo elettromagnetico che viene irradiato sulla superficie del corpo in prossimità dell'organo o del distretto che deve essere esaminato.

La sonda stimola minute oscillazioni elettriche nei tessuti per mezzo di un meccanismo fisico di trasferimento di energia. Tale interazione può essere rilevata adeguatamente nelle onde emesse dal generatore, come risultato di un processo di 'interazione di risonanza non-lineare'.

Il sistema, il cui nome commerciale è TRIMprob (*Tissue Resonance Interaction Method*), è stato sperimentato con successo nella diagnosi della prostata dove è stata dimostrata la sua efficacia nella individuazione delle patologie distinte in carcinomi, ipertrofie benigne, prostatiti. Sono state inoltre completate le sperimentazioni pilota su seno, stomaco-duodeno e vescica, mentre sono in corso su fegato, polmoni, intestino, reni e sono stati effettuati test preliminari su tiroide e pancreas. Questo articolo descrive il percorso che ha portato a sviluppare tale tecnologia e il suo metodo d'uso.

Materiali e Metodi

La risposta di un qualunque materiale a campi elettrici oscillanti è definita da due funzioni dipendenti dalla frequenza: la costante dielettrica e (relativa al vuoto) e la conduttività σ .

Schwan¹, Foster e Schwan^{2,3} pubblicarono i concetti basilari e i primi risultati sperimentali per i tessuti biologici, mentre Pethig e Krell⁴ ne discussero le possibili applicazioni. Questi autori introducevano anche la possibilità di rilevare il cancro per mezzo di campi elettromagnetici, in quanto costante dielettrica e conduttività mostravano significative differenze tra i tessuti normali e quelli affetti da patologie maligne. Queste modificazioni sono comprensibili e possono essere applicabili in modo molto semplice per scopi diagnostici. Frike e Morse⁵ nel 1926 effettuarono comparazioni tra le proprietà elettriche dei tumori maligni nella mammella umana rispetto ai tumori benigni e ai tessuti normali presi chirurgicamente dal seno. Le loro misure furono effettuate soltanto alla frequenza di 20 kHz, ma risultò evidente che la costante dielettrica ϵ era ben 10 volte più grande nei tessuti oncologici maligni (in crescita attiva) rispetto alle misurazioni effettuate su tessuti normali. I tumori benigni e quelli in uno stato degenerativo fornirono risultati intermedi, in quanto σ presentava approssimativamente gli stessi valori. Tali effetti dovevano essere imputabili agli **effetti di membrana**, che sono predominanti nei tessuti biologici alle frequenze comprese tra 3 kHz e 30 MHz. Un campo elettrico che polarizzi differenti media, può certamente creare **cariche superficiali** sia sull'interfaccia, che su entrambe le superfici della membrana cellulare. Queste cariche di superficie producono un campo elettrico secondario che agisce su tutte le cariche come una forza elastica di ripristino e ciò produce apparenti effetti di risonanza⁶.

L'incremento di ϵ per i tumori maligni in crescita attiva può anche essere attribuibile

ad un incremento di superficie di membrana per unità di volume. Le più probabili modificazioni riguardano le membrane intracellulari, associate all'accumulo di energia nei mitocondri ed alla sintesi delle proteine nel reticolo endoplasmatico. Poiché la proliferazione delle cellule cancerose è solitamente accompagnata da angiogenesi,^{7,8} è necessario prendere in considerazione anche le membrane dei capillari, l'elevata polarizzabilità del fluido adiacente e gli effetti dei globuli rossi del sangue.

Chaudhary et al.⁹ misurarono i valori che potevano assumere ϵ e σ nel carcinoma del seno rispetto a tessuti omologhi normali, nella banda di frequenze compresa tra 3 MHz e 3 GHz. Trovarono che ϵ e σ erano sempre rappresentati da valori elevati, in presenza di tumori, in questa banda di frequenze e che inoltre ϵ aumentava nelle basse frequenze fino a 30 MHz, mentre σ cresceva proporzionalmente all'aumentare della frequenza, specialmente al di sopra dei 300 MHz. Il primo effetto può essere ancora attribuibile alle membrane cellulari, mentre il secondo deve essere il risultato di un riorientamento di particelle dipolari. Ciò è stato anche attribuito all'aumento del contenuto di acqua nei tumori^{10,11}. Joines et al.^{12,13} confermarono che da 30 MHz fino a 2 GHz, l'assorbimento di energia elettromagnetica risulta sensibilmente più grande nel caso di tumori maligni di varie origini, che in tessuti normali, ed evidenziò anche una larga area di assorbimento massimo tra 100 ed 800 MHz centrata attorno ai 400MHz. Poiché la frequenza di risonanza per le molecole libere di acqua è di 25 GHz a 37°C, tali particelle possono concorrere ad un incremento di energia assorbita al di sopra di 1 GHz.

Una più elevata inerzia e impedimenti vari, risultanti dai legami, possono ridurre l'orientazione delle particelle dipolari in un campo elettrico oscillante, ma resta aperta una domanda sul perché i tessuti maligni presentino un più elevato assorbimento di energia attorno alla più bassa frequenza dei 400 MHz.

È noto che le proteine acquisiscono molte

più cariche di superficie nel caso dei tumori maligni¹⁴. Poiché queste cariche si comportano da attrattori per le molecole d'acqua, queste possono spiegare la presenza di molta più "acqua legata".

Si ritiene comunque che debba essere tenuto presente che le cellule cancerose sono anche caratterizzate da metabolismo, comunicazione intracellulare e proprietà di adesione fortemente alterati. Ciò significa che il numero e la natura delle proteine di membrana devono essere modificate, non dimenticando che le membrane proteiche portano parti dipolari che fuoriescono dalla membrana. Tali dipoli possono essere ri-orientati per mezzo di un campo elettrico oscillante¹⁵. L'esistenza di significative differenze tra le proprietà elettriche di tumori maligni e tessuti normali è stata confermata da altri risultati empirici^{16,17,18}, ma questo non è stato sufficiente per finalità diagnostiche in campo oncologico in quanto la determinazione della costante dielettrica ϵ e della conducibilità σ richiedevano sofisticate procedure di misura *in vitro*. Sono stati effettuati vari studi e allestimenti strumentali per semplificare questa procedura, spesso impiegando sofisticati network analyzer collegati a linee coassiali a terminazione aperta appoggiate alla superficie del corpo,^{19,20} per poter misurare sia l'ampiezza che la fase delle onde riflesse, in modo tale che i parametri ϵ e σ potessero essere calcolati per mezzo di modelli matematici.

Il bioscanner Trimprob ha la caratteristica di essere nato specificamente per misure in vivo, il suo meccanismo di funzionamento è completamente diverso da quelli sopra descritti e può essere spiegato considerando il circuito equivalente della figura 1.

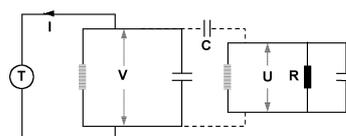


Fig. 1. Circuito elettrico equivalente dell'accoppiamento tra l'oscillatore attivo e quello passivo (tessuto biologico).

La parte sinistra rappresenta la sonda, mentre la destra si riferisce al tessuto biologico testato, l'accoppiamento tra i due circuiti è rappresentato dalle linee tratteggiate. All'interno della sonda il transistor T attiva un circuito elettronico la cui naturale frequenza di oscillazione f_1 è caratterizzata dalla capacità e dall'induttanza del circuito nella loro peculiare geometria costruttiva. La corrente I che scorre attraverso T è un funzione non-lineare della differenza di potenziale V . Si può quindi scrivere l'equazione: $I = -\alpha V + \beta V^2 + \gamma V^3$, dove α rappresenta una "resistenza negativa", che risulta dal feedback positivo mediato dall'accoppiamento magnetico con l'induttanza del primo circuito. Questo circuito non-lineare produce oscillazioni stazionarie di ampiezza ben definita, e quando la sonda contenente questo oscillatore, viene posta vicino al tessuto da testare, questa rappresenterà un "oscillatore attivo" che interagisce con un "oscillatore passivo".

Sebbene i tessuti biologici contengano vari sub-sistemi che potrebbero essere posti in oscillazione forzata, la loro mutua interazione è da considerarsi trascurabile. È tra l'altro sufficiente provare a considerare gli effetti dell'oscillatore attivo su di un particolare oscillatore passivo di data frequenza di risonanza f_2 . Si può quindi immaginare un circuito, in cui l'induttanza e la capacità determinino la frequenza f_2 , mentre la resistenza R definisca l'assorbimento di energia.

La sonda del bioscanner è lunga circa 30 cm e può essere maneggiata agevolmente (Fig.2), contiene un oscillatore autonomo sintonizzabile e un radiatore da un quarto di onda assialmente centrato all'interno di una cavità cilindrica parzialmente riflettente²¹.

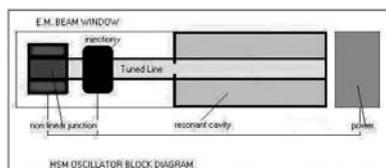


Fig. 2. Schema a blocchi dell'oscillatore nella sonda bioscanner Trimprob

L'onda emessa è molto debole, la potenza totale della fondamentale e delle armoniche, irradiata sul tessuto biologico durante i test è circa 10 mW a 6 cm dalla linea sintonizzata dell'oscillatore.

La frequenza f_1 è di 460 MHz ed è usata contemporaneamente alle sue armoniche.

Il tessuto biologico è situato nel "near field" (campo vicino) là dove gli effetti di ritardo sono trascurabili. Il radiatore agisce come una 'capacità aperta' e i tessuti biologici testati sono sottoposti al risultante campo elettrico. Questo tipo di accoppiamento è inusuale ed implica una capacità C che aumenta quando la sonda si avvicina al tessuto da testare. Poiché la capacità favorisce il passaggio di correnti ad alta frequenza, si potrebbe definire l'effetto come "accoppiamento dinamico" (*dynamic coupling*).

Tutte queste caratteristiche sono messe in evidenza in due equazioni differenziali accoppiate, che descrivono le possibili variazioni della differenza di potenziale V e U . La trattazione matematica completa è piuttosto complessa e sarà oggetto di una specifica pubblicazione, ma i concetti di base possono essere espressi in una forma abbastanza semplice.

Consideriamo il caso in cui l'oscillatore attivo sia perturbato ($C = 0$). L'equazione per V si riduce alla ben nota equazione di Van der Pol²², inizialmente introdotta per le possibili applicazioni dei triodi termoionici a vuoto. Quando il coefficiente di amplificazione α è molto piccolo, lo stato di riposo ($V = 0$) diventa instabile.

La più piccola perturbazione verrà amplificata e la capacità accumulerà cariche, ma quando queste aumentano ci sarà anche una elevata tendenza verso una scarica repentina. Il sistema si predispose quindi in uno stato di oscillazione armonica stazionaria di data ampiezza per una differenza di potenziale V la cui frequenza sarà f_1 .

Per più grandi valori di α , appariranno armoniche di livello elevato, in quanto l'equazione per V contiene anche termini che variano quali V^2 e V^3 .

Questo rimane valido quando l'oscillatore attivo è accoppiato all'oscillatore passivo. Si può quindi adottare una soluzione per V che prenda in considerazione l'esistenza di oscillazioni alla frequenza fondamentale f e alle sue armoniche $2f$ e $3f$. Il valore di f , così come i fattori di ampiezza e fase di tutte queste componenti, può solo essere specificato, quando si consideri il fatto che V produce oscillazioni forzate per U e che questo ha un effetto su V , a causa di C . Il risultato può essere riassunto nel modo seguente: l'oscillatore attivo è in grado di 'sentire' ciò che accade all'interno del tessuto testato, in quanto provvede a un trasferimento di energia all'oscillatore passivo (tessuto biologico), per produrre oscillazioni forzate nelle strutture biologiche alterate. L'oscillatore attivo è anche in grado di 'dirci' come l'oscillatore passivo sta rispondendo, poiché l'ampiezza delle sue oscillazioni è fortemente ridotta nel caso di un elevato trasferimento di energia.

Questo effetto è rilevato dalla riduzione dell'ampiezza dell'onda emessa visualizzata fuori dal "near field", alla frequenza più bassa di funzionamento, per mezzo di un analizzatore di spettro o altro ricevitore multicanale selettivo. Sia il modello matematico che le misure di laboratorio, dei parametri di funzionamento dell'oscillatore, quali tensione, corrente assorbita, frequenza e ampiezza dell'onda, evidenziano che l'oscillatore attivo assorbe maggiore energia dal modulo di ali-

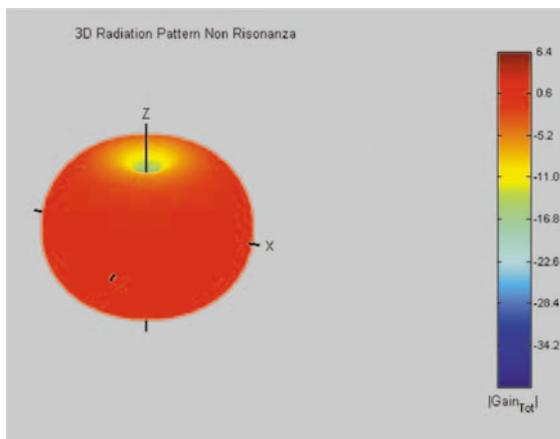


Fig.3. Diagramma di irradiazione della sonda su tessuti sani. (Lab. Misure Elettromagnetismo Avanzato, Galileo Avionica, Caselle Torino)

mentazione quando è raggiunta la risonanza. Conseguentemente l'energia dell'oscillatore si riduce in quanto deve provvedere ad una richiesta maggiore del normale. Questo meccanismo è la caratteristica essenziale della interazione di risonanza non-lineare (non-linear resonance interaction o NLRI)²³.

È questo un processo peculiare, che presenta varie proprietà di rilievo. Sebbene i valori di f_1 ed f_2 siano fissi, è possibile ottenere, o almeno approssimarsi, ad una risonanza ideale quando il "dip" o la brusca riduzione di una data riga spettrale è maggiore, cambiando il valore di C attraverso la modificazione dell'accoppiamento fisico tra la sonda e il tessuto testato. La prima riga spettrale è molto sensibile alla presenza di una risonanza quando il valore della resistenza negativa α è basso. Un più alto valore di α permetterà una ricerca simultanea multicanale alla frequenza fondamentale f ed alle sue armoniche $2f$, $3f$,...

Questa interazione è facilmente rilevabile per mezzo di un analizzatore di spettro posto ad una distanza di 1-2 metri dalla sonda e dotato di una piccola antenna. Alla risonanza su una o su più righe spettrali sono rilevabili due effetti contemporanei: il primo è relativo al trasferimento di un certo ammontare di energia dalla sonda esploratrice verso il tessuto alterato. Questo assorbirà una parte di energia sulla riga spettrale corrispondente

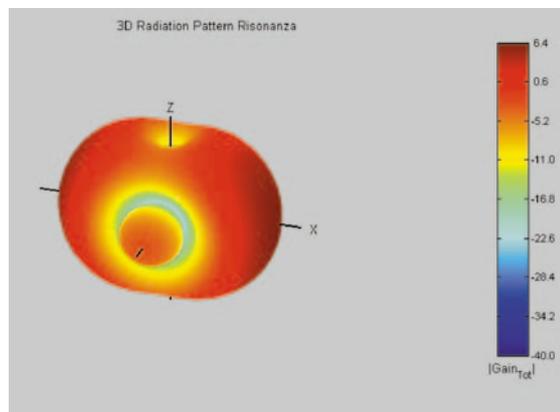


Fig. 4. Diagramma di irradiazione della sonda in presenza di interazione di risonanza con tessuti alterati (Lab. Misure Elettromagnetismo Avanzato, Galileo Avionica, Caselle Torino)

secondo il modello già discusso (risonanza dinamica). Il secondo effetto è causato dalla deformazione del *“pattern”* o struttura tridimensionale del campo elettromagnetico emesso dalla sonda.

L'effetto è causato dalla interazione con agglomerati risonanti di cellule che, secondo il meccanismo già evidenziato, produce nel *“near field”* della sonda, una specie di elemento risonante ‘parassita’ in grado di deflettere in altre direzioni spaziali l’onda, secondo la stessa modalità di funzionamento delle antenne direzionali usate nelle telecomunicazioni (Fig. 3 e 4).

Risultati

La ricerca, lo sviluppo e l’esperienza empirica, condotti dall’inventore fino dai primi anni ’90, hanno consentito di valutare una prima possibilità di impiego su molti distretti ed organi. L’apertura verso l’industria nell’ottobre 2000, con la concessione alla società Galileo Avionica dello sfruttamento su licenza del brevetto, ha permesso la conduzione di sperimentazioni sponsorizzate dall’Azienda, mirate organo per organo, previa autorizzazione dei Comitati Etici e del Ministero della Salute e ha consentito varie sorprendenti applicazioni della macchina. Oggi l’apparecchiatura Trimprob è certificata per la diagnosi delle patologie prostatiche come “dispositivo attivo destinato alla diagnosi (classe IIa)” ai sensi della Direttiva 93/42/CEE e del DL 46/97. La tabella I si riferisce ai risultati ottenuti durante due sperimentazioni condotte dal prof. Michele Scialpi presso il Unità Complessa di Radiologia dell’Ospedale SS. Annunziata di Taranto e dal dr. Carlo Bellorofonte presso l’Urologia all’Ospedale S. Carlo Borromeo di Milano²⁴. Tali risultati sono già stati presentati nei congressi di settore e le pubblicazioni cliniche sono state inoltrate. Una sperimentazione clinica preliminare, condotta dai dr. Enrico Mascia e Francesco Antonazzo presso l’Ospedale Principale della Marina Militare a Taranto, per la scoperta e la caratterizzazione delle patologie a carico di stomaco e duodeno, ha evidenziato una sensibilità del 93% ed una specificità del 93% del

bioscanner Trimprob, su un campione di 45 pazienti con patologia, verso un gruppo di controllo di 23 soggetti. Il lavoro è presentato al 35° Congresso Internazionale di Medicina Militare a Washington (USA, 12-17 settembre 2004). Uno studio pilota sul tumore della mammella è stato condotto dal dr. Giovanni Paganelli e dalla dr. Concetta De Cicco presso la Divisione di Medicina Nucleare dell’Istituto Europeo di Oncologia di Milano. I risultati dei test condotti su 172 organi hanno evidenziato una sensibilità dell’84%, una specificità del 75% e una accuratezza dell’80%. Il campione esaminato comprendeva 71 organi sani, 15 con patologie benigne ed 86 con patologie maligne di varia tipologia.

Sfruttando adeguatamente e con competenza le caratteristiche fisiche dell’apparecchiatura e considerando anche le capacità di assorbimento dei fluidi biologici ai segnali ad alta frequenza, è stato recentemente possibile all’urologo G. Leucci e a C. Vedruccio, nell’ambito di una nuova sperimentazione clinica, mettere a punto una metodica di screening non invasiva efficace per la scoperta e lo studio delle patologie neoplastiche a carico della vescica. I risultati conseguiti hanno ampiamente superato i requisiti necessari per la certificazione dello strumento per tale diagnosi e saranno presentati all’ XI Congresso Nazionale A.Ur.O. (Lecce, 6-9 ottobre 2004) e nell’ambito del XVI Convegno della Soc. Appulo-Lucana di Urologia (Lecce, 5-6 novembre 2004).

Conclusioni

Sebbene questa metodica sia molto nuova, affonda le sue radici in ricerche che, come si può evincere da gran parte della bibliografia, sono rappresentative dello sviluppo della tecnologia elettronica e biofisica di oltre mezzo secolo. La prospettiva di molti di questi pionieri è stata quella di poter scoprire in tempo l’insorgere di patologie tumorali per mezzo di onde radio. È auspicabile che la caratterizzazione spettrometrica dei tessuti biologici realizzabile con questo sistema, di semplice e rapido utilizzo, possa con-

sentire nuove possibilità di indagine clinica, nonché screening di massa e impieghi presso piccoli presidi ospedalieri nelle aree remote e in quelle più povere del globo, con una adeguata capacità di rilevamento preventivo di tumori maligni e altre patologie minori, in modo da consentire efficaci trattamenti e/o impedire la diffusione di metastasi.

Bibliografia

- 1 Schwan, H.P.: Electrical properties of tissue and cell suspensions, *Adv. Biol. Med. Physics*, 5:147-209 (1957).
- 2 Foster, K.R. and Schwan, H.P.: Dielectric permittivity and electrical conductivity of biological materials in *Handbook of biological effects of electromagnetic fields*", C. Polk and E. Postow (ed). 25-96 (1986).
- 3 Foster, K.R. and Schwan, H.P.: Dielectric properties of tissues and biological materials, *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 17: 25-104 (1989)
- 4 Pethig, R. and Krell, D.B.: The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology, *Phys. Med. Biol.* 32: 933-70 (1987)
- 5 Frike, H. and Morse, S.: The electric capacity of tumors of the breast, *J. Cancer Res.* 10: 340-376, (1926)
- 6 Rouard, P. and Meessen, A.: Optical properties of thin metal films, *Progress in Optics*, VX, (1977)
- 7 Folkmann, J.: The vascularization of tumors, *Scient. Am.* 5: 56-73, (1976)
- 8 Folkmann, J.: Tumor angiogenesis, in *Holland-Frei: Cancer Medicine*, Am. Cancer Soc. Decker (2000).
- 9 Chaudhary, S.S., Mishra, R.K., Swarup, A. and Thomas, J.M.: properties of normal and malignant human breast tissue at radiowave and microwave frequencies, *Indian J. Biochem. Biophys.* 21: 76-79, (1983)
- 10 Schepps, J.L. and Foster, K.R. The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumor tissues: variation in dielectric properties with tissue water content, *Phys. Med. Biol.* 25: 1149-59 (1980).
- 11 Greenstein, J.P.: "Biochemistry of Cancer", Acad. Press, 1954.
- 12 Joines, W.T., Jurtle, R.L., Rafal, M.D. and Schaeffer, D.J.: Microwave power absorption differences between normal and malignant tissue, *Int. J. Radiol. Oncology Biol. Phys.* 6: 681-7 (1980).
- 13 Joines, W.T.: Frequency-dependant absorption of electromagnetic energy in biological tissue, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 31: 17-20 (1984).
- 14 Purdom, L., Ambrose, E.J. and Klein, G. A correlation between electrical surface charge and some biological characteristics during the stepwise progression of a mouse sarcoma, *Nature* 181: 1586-7 (1958).
- 15 Lamsweerde-Gallez, D. and Meessen, A.: The role of proteins in a dipole model for steady ionic transport through biological membranes. *J. Membr. Biol.* 23: 103-19 (1975).
- 16 Rogers, J.A. et al.: The dielectric properties of normal and tumor mouse tissue between 50 MHz and 10 GHz, *Brit. J. Radiol.* 56: 335-8 (1983).
- 17 Jossinet, J.: Variability of impeditivity in normal and pathological breast tissue, *Med. Biol. Eng. Comput.* 34 : 346-50 (1996).
- 18 Jossinet, J.: The impeditivity of freshly excised human breast tissue, *Physiol. Meas.* 19: 61-75 (1998).
- 19 Tanabe, E. and Joines, W.T.: A non destructive method for measuring the complex permittivity of dielectric materials at microwave frequencies using an open transmission line resonator, *IEEE Trans. Instr. Meas.* 25: 222-226 (1976).
- 20 Burdette, E., Cain, F.L. and Seals, J.: In vivo probe measurement technique for determining dielectric properties at VHF through microwave frequencies, *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.* 28: 414-27 (1980).
- 21 Vedruccio, C.: Patent n° WO 01/07909A1, consultabile su internet.
- 22 Van der Pol, B.: The nonlinear theory of electric oscillations, *Proc. Inst. Radio Engrs.* 22: 1051-1086 (1934).
- 23 Vedruccio, C., Meessen, A.: EM cancer detection by means of non-linear resonance interaction, *Proc. and Extended Papers book. PIERS2004, Progress in Electromagnetics Research Symposium*,: 909-912. Pisa, Italy, March 28-31 (2004)
- 24 Bellorofonte C., Vedruccio C. et al: Non invasive Detection of Prostate Cancer by Electromagnetic Interaction, accepted 15 sept. 2004, print in progr., *European Urology*, (2004)

Caratterizzazione della pellicola radiografica Kodak EDR2 per applicazioni in Radioterapia esterna

L. Raffaele^{a,b)}, F. Midilia^{b)}, V. Salamonea^{b)}, C. Siragusa^{a,b)}, G.A.P. Cirrone^{b)}, G. Cuttone^{b)},
F. Di Rosa^{a,b)}, P.A. Lojacono^{b)}, S. Lo Nigro^{b,c)}, M.G. Sabini^{b)}

^{a)} U.O. di Radioterapia Oncologica, Azienda Policlinico, Università degli Studi di Catania

^{b)} INFN -Laboratori Nazionali del Sud, Catania

^{c)} Dipartimento di Fisica e Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria, Università di Catania

1. INTRODUZIONE E SCOPO

L'impiego di pellicole radiografiche nella dosimetria relativa di fasci di fotoni e di elettroni di alta energia presenta notevoli vantaggi rispetto ad altri rivelatori comunemente utilizzati (camere a ionizzazione, diodi a semiconduttore, TLD), in termini di risoluzione spaziale, indipendenza dal rateo di dose e ridotto impegno di tempo macchina; tuttavia, la disponibilità di pellicole radiografiche con le caratteristiche richieste nelle applicazioni dosimetriche (bassa sensibilità e alta definizione, linearità tra dose e annerimento in un ampio intervallo di dose, indipendenza dall'energia e dall'orientazione del film) è ancora limitata.

La pellicola radiografica **Kodak Extended Dose Range (Kodak EDR2)**, di recente produzione e commercializzazione, risponde in gran parte ai requisiti sopracitati, e può essere utilizzata, in alternativa alle camere a ionizzazione, per il controllo di importanti parametri che caratterizzano i fasci di fotoni, elettroni e protoni di alta energia impiegati in radioterapia esterna.

2. MATERIALI E METODI

2.a Caratteristiche di base della pellicola Kodak EDR2

Le pellicole radiografiche **Kodak EDR2**, disponibili commercialmente nei formati 25,4 cm × 30,5 cm e 35 cm × 43 cm, sono fornite in singole buste preconfezionate (**ready-pack film**), opache alla luce.

Nella tabella 1 sono riportati i valori ottimali dei parametri di trattamento della pellicola in una sviluppatrice automatica.

Temperatura dello sviluppo	33 °C
Temperatura del fissaggio	32°C
Temperatura dell'acqua	25°C
Tempo di trattamento	90 sec
pH dello sviluppo	10.50
pH del fissaggio	4.40

Tabella 1

I Controlli di Qualità sulla sviluppatrice sono stati eseguiti con un monitoraggio giornaliero di velocità, contrasto, base e velo di una pellicola di riferimento (KODAK T-MAT G/RA)⁽¹⁾.

Le letture delle pellicole **EDR2** sono state effettuate utilizzando il sistema **Fips Plus** della PTW, costituito da un densitometro a scansione a raggio laser (He-Ne, $\lambda=633$ nm), con intervallo di misura tra 0.03 e 3.50 O.D.; lo scanner ha una risoluzione da 1.44 a 5 pixel/mm, con un massimo di 1024 pixel/linea, corrispondente, per il formato della pellicola 25.4 × 30.5 cm², ad una risoluzione spaziale di circa 300 μm^2 . Il sistema è fornito di un'interfaccia per trasferimento dati a un PC e di un software di acquisizione ed elaborazione dati (**Mephysto** PTW) per la rappresentazione in tempo reale delle distribuzioni di dose.

La verifica sull'accuratezza della pellicola EDR2 nella ricostruzione delle distribuzioni di dose è stata eseguita con una serie di prove incrociate, camera a ionizzazione cilindrica (PTW 31002, 0.125 cm³) in fantoccio ad acqua (**MP3-S-PTW**) - pellicola radiografica in un fantoccio di acqua solida (SW) per i fasci di fotoni, film radiocromico (Gaf HS) - pellicola radio-

grafica in fantoccio SW per i fasci di protoni.

Per la caratterizzazione dosimetrica della pellicola EDR2 sono stati utilizzati l'acceleratore lineare ORION 5 GE (fotoni da 5 MV), l'acceleratore lineare CLINAC 2100 VARIAN (fotoni da 15 MV, elettroni di energia compresa tra 4 MeV e 15 MeV).

I test su fasci di protoni di 62 MeV sono stati effettuati sulla linea di fascio orizzontale del ciclotrone superconduttore dei Laboratori Nazionali del Sud dell'INFN, dedicata al trattamento radiante del melanoma oculare.

3. RISULTATI

3.a Caratteristiche generali

Il velo totale della pellicola EDR2 è compreso tra 0.18 e 0.20. Le caratteristiche di riproducibilità della pellicola sono ottimali; infatti, a parità di unità monitor erogate, la variazione della densità ottica su cinque pellicole di una stessa partita (*inter-film variation*) e su cinque pellicole appartenenti a cinque partite differenti (*intra-film variation*) non supera il 2%.

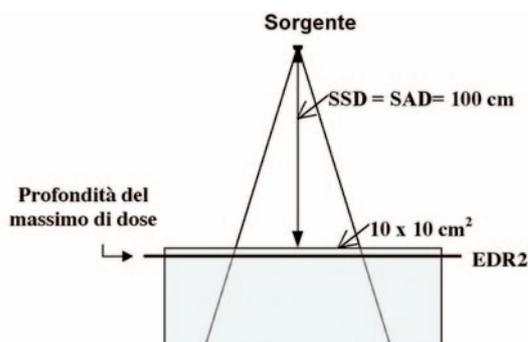


Figura 1

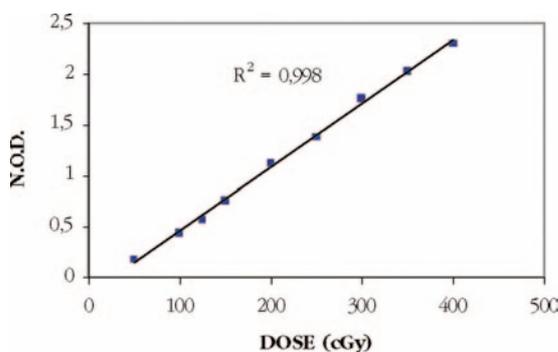


Figura 3

3.b Curve caratteristiche

Nella figura 2 è mostrata la curva caratteristica relativa a fotoni da 5 MV(3); la pellicola è stata irradiata in un fantoccio di acqua solida, nell'orientazione *perpendicolare*, alla profondità del massimo di dose.

Le irradiazioni sono state eseguite con la superficie del fantoccio alla distanza normale di trattamento (DNT = SSD = 100 cm) e con un campo di radiazione di dimensioni 10 cm x 10 cm. (fig.1).

La regione di linearità (*latitudine*), utile ai fini dosimetrici, si estende in un ampio intervallo di dose compreso tra 0.5 Gy e 4.0 Gy, fino a densità ottiche di circa 2.30, v. fig.3.

La latitudine della pellicola EDR2 è maggiore di quella della pellicola XV (0-60 cGy, fig.4), fino ad ora comunemente utilizzata in radioterapia esterna, e copre l'intervallo delle dosi di interesse clinico (150-300 cGy).

Le notevoli differenze, nella risposta delle due pellicole, sono dovute alle loro differenti caratteristiche strutturali, come evidenziato

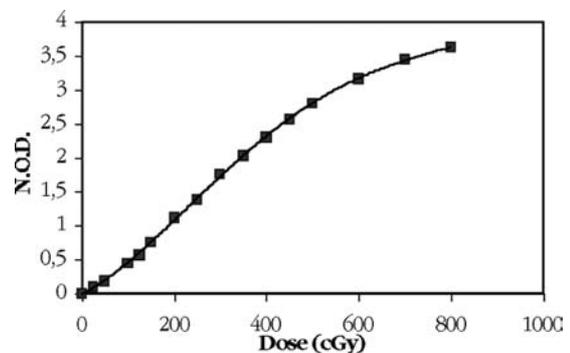


Figura 2

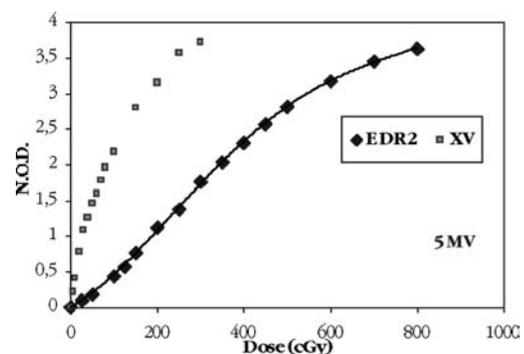


Figura 4

Grani	EDR2	X-OmatV
Densità dell'argento (g/m ²)	AgBr	AgBr e AgI
Dimensioni effettiva dei grani (mm)	2.303	4.237
Distribuzione delle dimensioni dei grani	0.2	0.4
	Monodispersi	Variazione in forma e dimensione
Spessore della base (mm)	0.18	0.18
Spessore di cellulosa(g/m ²)	5	3
Biemulsione	si	si

Tabella 2

nella tabella 2⁽⁴⁾.

La dipendenza dalle dimensioni del campo di radiazione e dalla profondità di irradiazione è di modesta entità (fig.5). A parità di dose erogata con fotoni da 5 MV, alla profondità del massimo di dose, l'incremento di densità ottica tra un campo 5 cm × 5 cm e un campo 25 cm × 25 cm è pari a circa 1.5%; alla profondità di 10 cm la differenza è più evidente raggiungendo circa il 5%.

Per un campo 5 cm × 5 cm la differenza di densità ottica tra la profondità del build-up e la profondità di 10 cm è circa 1.5%, per un

campo 25 cm × 25 cm non supera il 5%.

Una minore dipendenza si ha con fotoni da 15 MV, a causa della minore quantità di radiazione diffusa che raggiunge la pellicola anche alle maggiori profondità.

La fig. 6 mostra la regione lineare della curva caratteristica per X da 5 e 15 MV ed elettroni di 15 MeV.

La dipendenza dall'energia è trascurabile per fasci di fotoni, mentre per fasci di elettroni l'aumento di sensibilità è circa l'8% per energie comprese tra 4 MeV e 15 MeV (fig. 7)

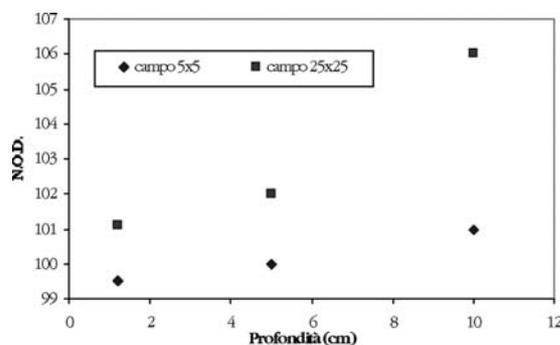


Figura 5

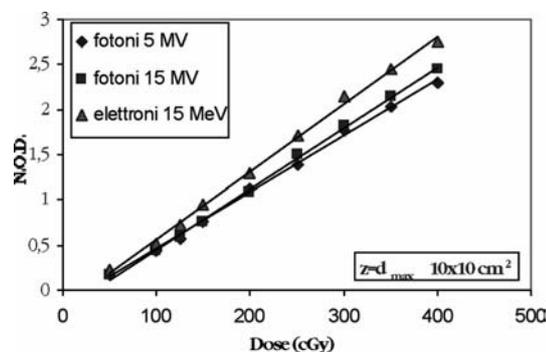


Figura 6

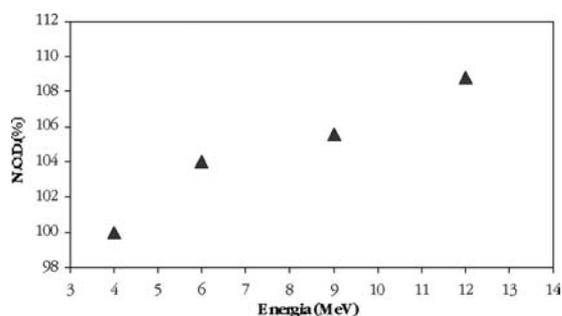


Figura 7

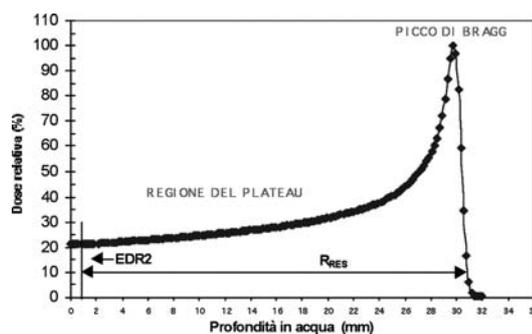


Figura 8

La dipendenza dall'energia e dal tipo di particella, non modifica l'intervallo di linearità della pellicola che risulta confermato tra 50 e 400 cGy (Fig. 6). La **latitudine** è pertanto invariante rispetto all'energia dei fasci di elettroni e fotoni di interesse radioterapico.

La calibrazione relativa a fasci di protoni⁽⁵⁾ è stata effettuata in un fantoccio di acqua solida, posizionando le pellicole all'isocentro della linea di fascio, perpendicolarmente alla direzione di propagazione del fascio, con un collimatore circolare di 25 mm di diametro.

La curva caratteristica per il fascio mono-energetico di 62 MeV (fig. 9) è stata misurata alla profondità di 1 mm nella zona di plateau del picco di Bragg (fig.8).

Il contrasto e la sensibilità risultano nettamente inferiori rispetto alla curva ottenuta con fotoni ed elettroni. Di converso, la latitudine è maggiore (50 ÷ 600 cGy) con fasci di protoni (fig. 10).

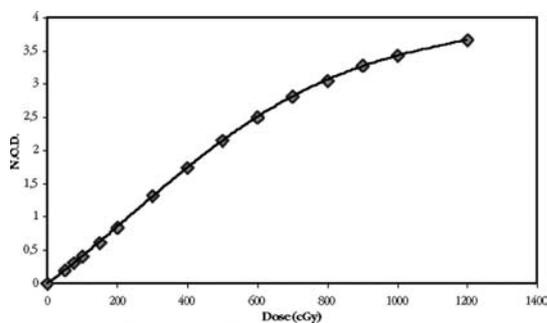


Figura 9

Le curve caratteristiche per i fasci modulati (clinici) di protoni sono state misurate alla profondità del centro del picco di Bragg allargato (SOBP), che rappresenta la profondità di interesse clinico (fig. 11).

Come mostrato nella figura 12, la sensibilità della pellicola è fortemente dipendente dalla qualità del fascio di protoni, espressa in termini di **Range Residuo**⁽⁶⁾.

Analogamente ai fotoni, la posizione della regione di linearità sulla curva caratteristica (0.5-6 Gy) è invariante rispetto alla qualità del fascio di protoni.

3.c Applicazioni dosimetriche e controlli di qualità

Il rapporto di proporzionalità diretta tra densità ottica e dose, espresso dalla relazione $(OD_2/OD_1)=(Dose_2/Dose_1)$, costituisce un notevole vantaggio nella misura delle distribuzioni di dose; infatti, se la pellicola è esposta in modo tale da produrre annerimenti

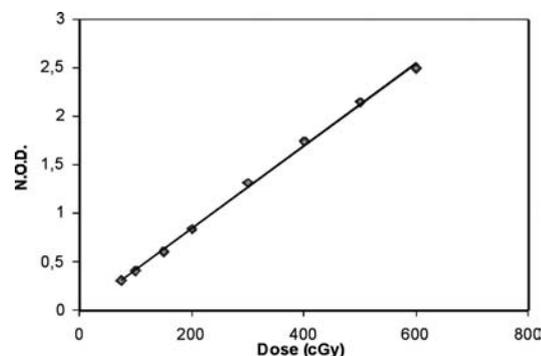


Figura 10

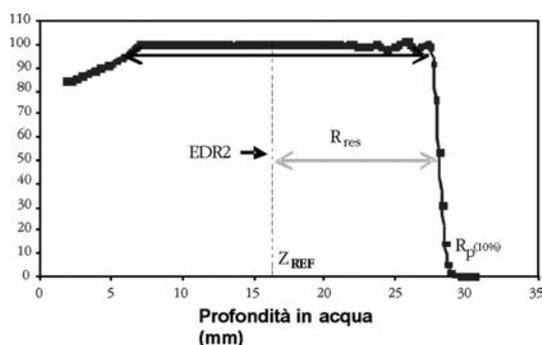


Figura 11

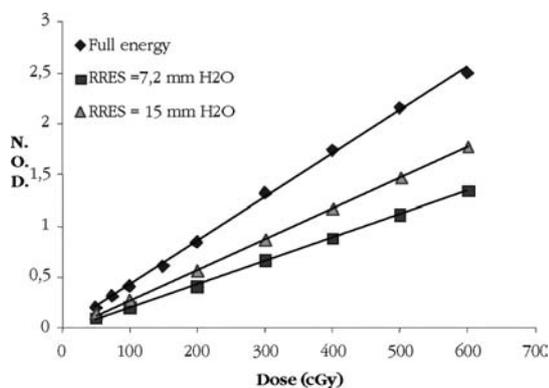


Figura 12

compresi nel tratto rettilineo della curva caratteristica, la misura della distribuzione degli annerimenti equivale alla misura della distribuzione della dose.

□ **FOTONI**

a) Profili trasversali di dose

Nella figura 13 sono riportati i profili di dose lungo uno degli assi principali di un fascio di fotoni da 5 MV, misurati rispettivamente con una camera a ionizzazione cilindrica e con la pellicola **EDR2**, per dimensioni nominali del campo di radiazione di 5x5 cm² e 15x15 cm²; le distribuzioni di dose sono misurate alla profondità del massimo di dose, all'isocentro dell'acceleratore lineare ORION 5 GE.

Il confronto sperimentale tra i profili ottenuti per dimensioni nominali di campi di radiazioni nell'intervallo tra 5x5 cm² e 25x25 cm², normalizzati all'asse del fascio, evidenzia l'equivalenza delle due metodiche dosimetriche (vedi tabella), ad eccezione del valore della penombra che risulta minore di circa 3 mm rispetto a quello ottenuto con la camera a ionizzazione; la differenza, pressoché costante al variare delle dimensioni del

campo, è riconducibile alla differenza tra il diametro della camera a ionizzazione (5.5 mm) e la risoluzione di scansione della pellicola (0.3 mm).

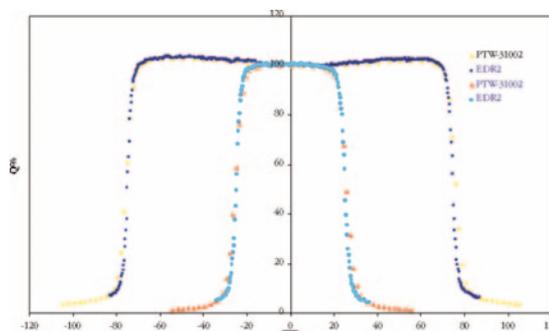


Figura 13

La pellicola **EDR2** può pertanto essere impiegata per un rapido controllo di primo livello della **dimensione del campo di radiazioni** ($W_{50\%}$), della **penombra laterale** ($Pen_{80\%-20\%}$), della **simmetria puntuale** (S_T IEC 977), della **Simmetria Integrale** (S_r), dell'**Uniformità H_1** (IEC 977) e dell'**Uniformità H_2** ^{(3)(*)}

Il controllo può essere esteso anche ai campi asimmetrici (a) e con filtri a cuneo (b) (fig.14).

(*)

$$S = \left[\frac{D(x)}{D(-x)} \right]_{max} \cdot 100\%$$

$$S_r = \frac{|a - b| \cdot 200\%}{a + b}$$

$$H_1 = \frac{P_{max}}{P_{min}} \cdot 100\%$$

$$H_2 = \frac{90\% \text{ field size}}{50\% \text{ field size}}$$

Direzione di scansione	Pen.Dx (mm)	Pen.Sn (mm)	W50% (cm)	Dmax (%)	Dmin (%)	H1 (%)	H2	Sr (%)	ST (%)
AB (X) C.I.	5.21	5.33	10.13	101.17	99.61	101.56	0.92	0.82	101.40
AB(X) EDR2	3.28	3.02	10.07	102.37	99.19	103.21	0.94	1.15	102.61
Δ	1.93	2.31	0.06	1.2	0.42	1.65	0.02	0.33	1.21
GT(Y) C.I.	6.81	6.76	10.1	100.31	99.17	101.15	0.91	0.03	100.19
GT(Y)EDR2	4.49	4.48	9.95	101.11	99.47	101.65	0.93	0.14	100.93
Δ	2.32	2.28	0.15	0.8	0.3	0.5	0.02	0.11	0.74

Tabella 3. Dimensioni nominali del campo di radiazione 10x10 cm

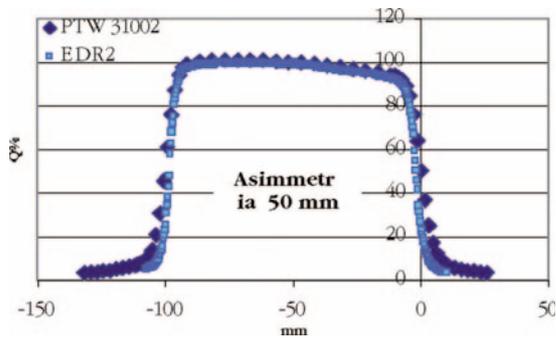


Figura 14.a

b) Fattori di campo

I risultati di misure eseguite su campi di piccole dimensioni (Fig. 15), indicano un possibile impiego della pellicola EDR2 per la dosimetria dei *piccoli campi*. Le differenze dei fattori di campo (*output factors*) alla profondità del massimo di dose, misurati all'isocentro con la camera a ionizzazione PinPoint (PTW - 31006, 0.015 cm³) e la pellicola radiografica non superano l'1%, in linea con quanto riportato in letteratura per altre pellicole radiografiche già largamente utilizzate in radiochirurgia per misure di output factor.

c) Validazione dosimetrica dell'impiego di campi asimmetrici nel trattamento del testa-collo

I tumori del testa-collo sono generalmente trattati con campi latero-laterali contrapposti nella zona superiore e campi antero-posteriori contrapposti o singolo campo anteriore diretto per il trattamento dei linfonodi sopra-claveari. In generale sono impiegati campi asimmetrici (*emicampi*), con unico

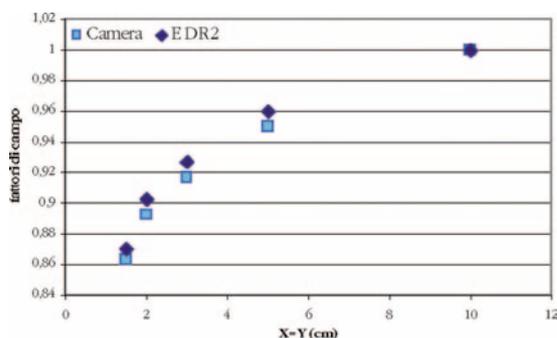


Figura 15

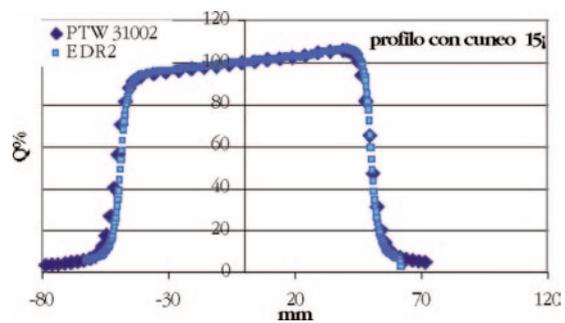


Figura 14.b

isocentro, senza separazione tra il limite inferiore dei campi craniali e il limite superiore dei campi caudali (fig.16).

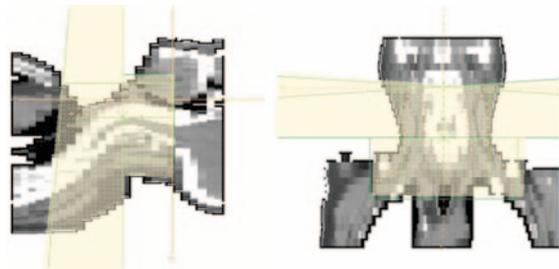


Figura 16

La distribuzione di dose nella zona di giunzione dei campi⁽⁷⁾ è stata misurata con la pellicola EDR2, per separazione tra i limiti dei campi di 0, 1 e 2 mm (fig.17); la pellicola è stata irradiata in un fantoccio SW alla profondità di 5 cm per i campi latero-laterali (90°, 270°, D=350 cGy, 10×10 cm², asimmetria = 50 mm) e di 3 cm per il campo inferiore AP (0°, D=350 cGy, 150×50 cm², asimmetria = -25 mm).

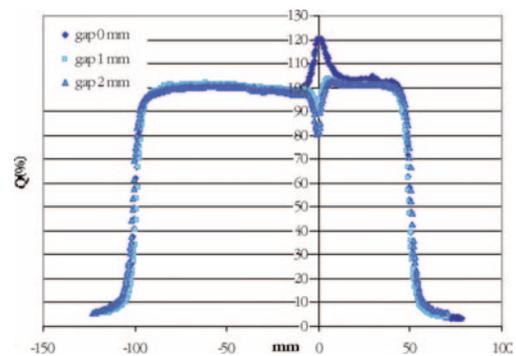


Figura 17

Nel caso in cui non sia applicata alcuna separazione tra i campi, la dose nella zona di giunzione presenta un incremento pari a circa il 20%; applicando, invece, la separazione di 1 mm si ha una diminuzione di dose di circa il 10% che si accentua applicando la separazione di 2 mm, in corrispondenza della quale la diminuzione di dose è di circa il 20%.

I risultati ottenuti suggeriscono di applicare una separazione di 1 mm poiché in tal caso la distribuzione di dose ottenuta con la scansione fotodensitometrica è in accordo con la distribuzione data dal sistema di piani di trattamento (RENDER PLAN 3.5).

d) Validazione dosimetrica per il trattamento conformazionale della prostata

Le pellicole EDR2 consentono di eseguire la verifica dosimetrica del trattamento conformazionale della prostata (3D-CRT), simulato al TPS su fantoccio antropomorfo Rando.

Per il fantoccio antropomorfo sono stati rispettati i passi del protocollo 3D-CRT appli-

cato ai pazienti trattati presso la nostra Unità Operativa (posizionamento ed immobilizzazione con cast in poliuretano - acquisizione TC dei dati anatomici con spessori da 3 mm - identificazione del PTV e degli OAR - elaborazione computerizzata del piano di trattamento - verifiche geometriche).

La tecnica nel caso in esame contempla l'uso di 6 fasci di fotoni, conformati in tecnica BEV, disposti con angolazioni dello stativo di 60°-90°-155°-205°-270°-300° (fig. 18).

Il set-up sperimentale è mostrato nella figura 19.

La figura 20 mostra il confronto tra l'isodose di trattamento (95%) ottenuta con la pellicola e quella calcolata dal TPS RENDER PLAN 3.5.

Le differenze tra le isodosi sono minori di 3 mm; la discrepanza è entro i limiti suggeriti in letteratura. Va sottolineato, comunque, che in direzione del retto, la differenza non supera 1.5 mm.

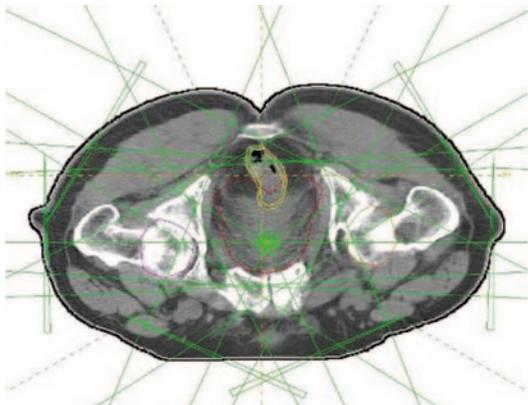


Figura 18

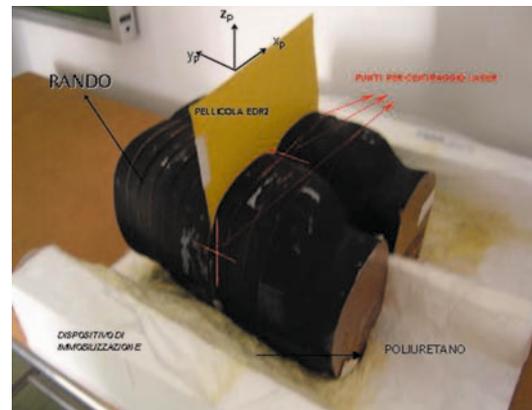


Figura 19

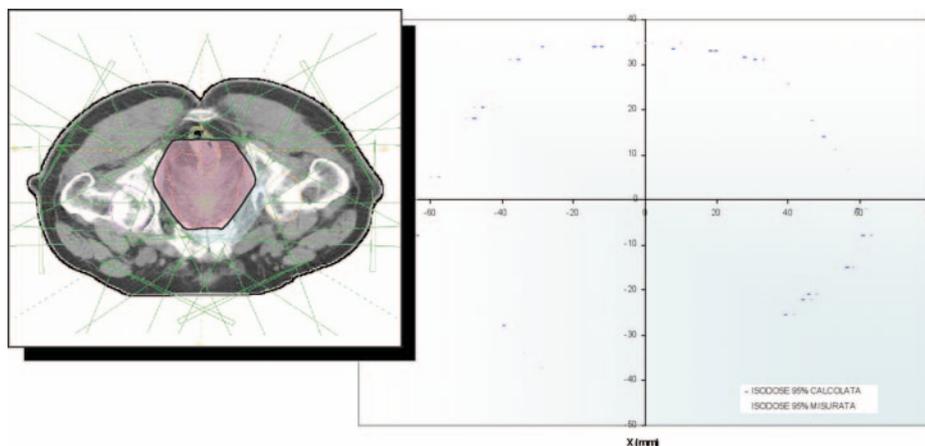


Figura 20

□ FASCI CLINICI DI PROTONI

L'accuratezza dei profili trasversali di dose ottenuti con la pellicola EDR2 è stata verificata per confronto con i corrispondenti profili ottenuti con film radiocromici, per i collimatori personalizzati utilizzati nel trattamento radiante ($100 \pm 300 \text{ mm}^2$).

I profili di dose sono stati misurati alla profondità di 1 mm di un fascio di protoni non modulato con il collimatore di riferimento; i profili relativi ai collimatori personalizzati dei pazienti sono stati misurati alla profondità del picco di Bragg allargato (fig.11): l'analisi evidenzia la sovrapposibilità dei profili ottenuti con GAF ed EDR2 (Fig.21).

La pellicola EDR2 può essere quindi utilizzata per la ricostruzione dei profili laterali di dose, in particolare per un'accurata misura della penombra laterale, che dipende fortemente dalla profondità di irradiazione e dallo spessore del *range shifter* utilizzato (fig.22).

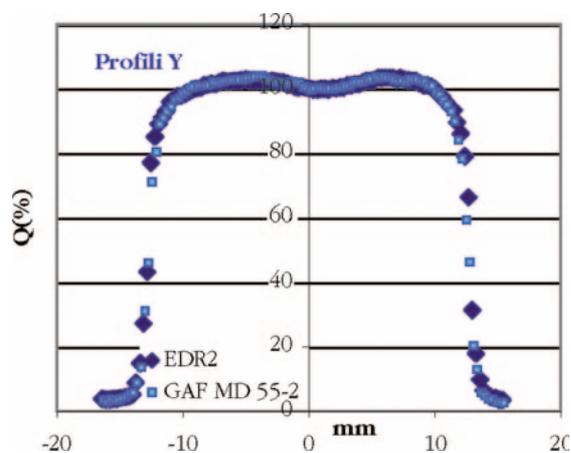


Figura 21

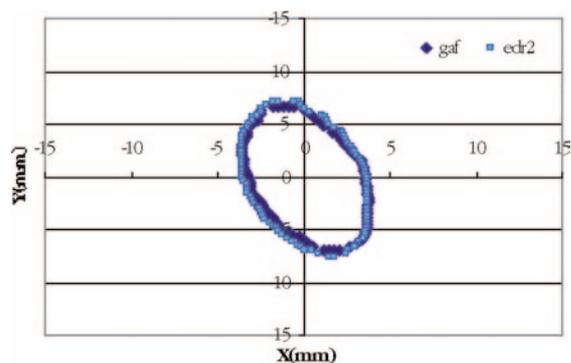


Figura 23

Un ulteriore passo per la validazione del piano di trattamento è l'analisi della distribuzione di dose bidimensionale.

La figura 23 mostra le isodosi 95% ottenute rispettivamente con il GAF e la pellicola EDR2 nel caso di un collimatore personalizzato (fig 24); la differenza tra le isodosi non supera il valore di 1.5 mm.

□ CONCLUSIONI

La pellicola EDR2 può essere utilizzata, con grande affidabilità, nei Controlli di Qualità dei fasci di fotoni e di elettroni di alta energia utilizzati in radioterapia esterna, erogando dosi uguali a quelle del trattamento. Può essere utilizzata, inoltre, per un'accurata verifica delle distribuzioni di dose relative ai campi asimmetrici ed ai campi della 3DCRT.

L'utilizzo della pellicola si rivela indispensabile nella protonterapia oculare, come rapido mezzo per la verifica dei profili di dose e della distribuzione bidimensionale relativi ai

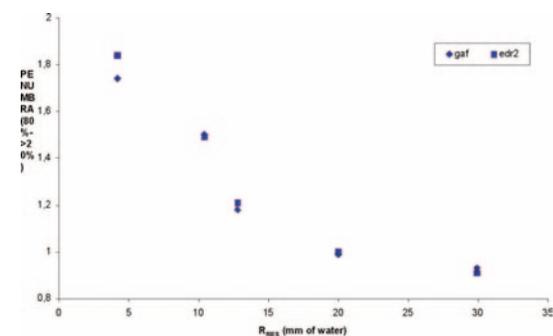


Figura 22



Figura 24

collimatori personalizzati dei pazienti. La pellicola, infine, può essere utilizzata per una serie di verifiche relative alla IMRT, come ampiamente riportato in letteratura^(8,9).

Bibliografia

1. Arthur G. Haus, Susan M. Jaskulski, *The BASIC of film processing in medical imaging*, Medical Physics Publishing - Madison, Wisconsin
2. *Acceptance testing and quality assurance of automated scanning film densitometers used in densitometry of electron and photon therapy beams*, Med. Phys. 10 (5), Sep/Oct 1983
3. Jacqueline Esthappan, *Dosimetry of therapeutic photon beams using an extended dose range film*, Med. Phys. 29 (10), October 2002
4. X. R. Zhu, *Characteristics of sensitometric curves of radiographic films*, Med. Phys. 30 (5), May 2003
5. G.A.P. Cirrone, G. Cuttone, P.A. Lojaco, 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 the treatment of ocular melanoma at Laboratori Nazionali del Sud* - INFN, Nuclear Science - Volume 51 - Giugno 2004
6. IAEA TRS-398, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: an International Code of Practice for Dosimetry based on Standard of Absorbed Dose to Water*, Novembre 2000
7. H. Bilgel et al., *Matchline dosimetry of half beam technique at fixed SSD using Co-60 and 4 MV photons in the treatment of head and neck tumors*, Physica Medica - Vol. XIX, N.1, January-March 2003
8. Sang Gyu Ju et al, *Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: Dosimetric evaluation*, Med. Phys. 29 (3), March 2002.
9. Nathan L. Childress et al., *Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC fields*, Med. Phys. 29 (10), October 2002.



The radiotherapy has evolved over the years due to advances of physics, technology, radiodiagnosis, radiobiology and other related disciplines. However the advances of computer technology among other advances have lead to development of high precision radiotherapy techniques. These techniques are increasingly used in many centers. It changed the radiotherapy practice in management of certain tumors. This meeting is dedicated to discuss the different aspects of these techniques and will be attended by experts in these fields. The following topics will be discussed:

- Conformal radiotherapy
- SRS and IMRT
- Imaging for high precision radiotherapy
- Treatment verification of high precision radiotherapy
- Clinical application of high precision radiotherapy in brain, lung and prostate tumors

Comitato Scientifico: M. Afiane (ALG); U. Amaldi (I); C. Carrie (F); R. Cirio (I); J. Derkaoui (MAR); M. El Gantiry (EGY); B. El Gueddari (MAR); R. Kortman (D); Y. Lemoigne (F); M. Maalej (TUN); U. Ricardi (I); F. Saran (UK); M. Van Herk (NED); S. Webb (UK)

Info: Hegedus Agnes-ISE
 tel: +39-0322-249700 - fax: +39-0322-240800
 for local information please contact:
 El Gantiry M.
 E-mail: ise@tera.it

Efficienza ed efficacia del sistema PACS nella realtà dell'Ospedale filmless di Reggio Emilia

A. Nitrosi, G. Borasi, F. Nicoli, P.P. Ferretti, M. Bertolini,
S. Bronzoni, P. Notari, P. Ferrari e R. Sghedoni
(nitrosi.andrea@asmn.re.it)

Introduzione

Il mercato italiano dei sistemi PACS è tra i più ricchi nel mondo, probabilmente secondo solo agli Stati Uniti.

In ambito radiologico è ormai evidente che sarà l'evoluzione tecnologica a rendere quasi obbligatoria l'implementazione di sistemi PACS i cui benefici si riflettono su una maggiore efficienza, qualità ed efficacia nella cura del paziente oltre che in benefici "ecologici", di risparmio di spazi, di ottimizzazione del personale, risparmio di dose al paziente. Sono, infatti, sempre più presenti negli ospedali tecnologicamente più avanzati sistemi di Tomografia Computerizzata Multistrato e di Risonanza Magnetica con ricostruttori ultra rapidi in grado di produrre migliaia di immagini per esame in tempi inferiori al minuto. Tale mole di dati deve essere rielaborata digitalmente e certamente non può essere riprodotta su supporti analogici (pellicole) sia in fase di refertazione o come documentazione iconografica.

In questo documento viene presentata la realtà di Reggio Emilia e vengono descritti alcuni elementi quantitativi per una valutazione costi/

benefici dell'introduzione di un sistema PACS e della conseguente transizione "filmless" dell'Ospedale^{1,2,3}.

Viene inoltre presentata una valutazione del tempo di ciclo complessivo di un esame radiologico, meglio noto come "turnaround time" (TAT)^{4,5,6,7} e una progressione dei costi, prima e dopo l'introduzione del PACS.

Vengono anche esaminati altri aspetti quali gli investimenti iniziali, i costi di mantenimento e di aggiornamento del PACS e gli effetti sui tempi di degenza medi dei pazienti.

Materiali e metodi

Il Servizio di Radiologia dell'Azienda Ospedaliera di Reggio Emilia.

L'Ospedale di Reggio Emilia dispone di circa 890 letti.

Il Servizio di Radiologia effettua circa 170.000 esami all'anno. Il 70% circa degli esami viene acquisito con sistemi CR o DR, il 12% sono esami TC, il 10% ecografie, il 5% mammografie e il 3% indagini di Risonanza Magnetica (Fig. 2).

Il 29% degli esami viene condotto su pazienti in regime di ricovero o Day Hospital, il 40% su pazienti ambulatoriali e il restante 31% è richiesto dal



Fig. 1 - L'Ospedale di Reggio Emilia (foto aerea)

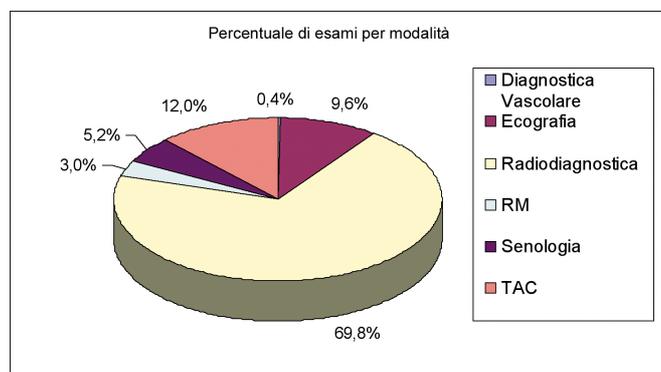


Fig. 2 - Percentuale di esami radiologici per modalità

Pronto Soccorso.

Presso l'Azienda Ospedaliera lavorano circa 2350 persone, di cui 380 medici, 930 infermieri e 270 tecnici. Presso il Servizio di Radiologia all'inizio del 2003 operavano 91,5 lavoratori a tempo pieno, di cui 23 Medici Radiologi. Maggiori dettagli sono riportati nella tabella seguente.

Tabella 1. Operatori del Servizio di Radiologia prima dell'introduzione del PACS

Professione	Lavoratori a tempo pieno equivalenti
Medici Radiologi	23
Tecnici Sanitari di Radiologia Medica	55
Personale amministrativo	8.5
Personale di archivio	7

Infrastruttura informatica

Un sistema PACS rappresenta senza dubbio un grande banco di prova per un Ospedale in cui sia presente un'infrastruttura informatica distribuita e integrata.

L'Ospedale di Reggio Emilia investe annualmente circa il 2% del suo *budget* complessivo in **Information Technology**.

L'infrastruttura di rete è attiva dal 1996 e attualmente l'intero Ospedale è cablato. La rete è continuamente aggiornata ed è basata su tre nodi principali e 35 periferici. Sono attivi oltre 2000 punti di accesso. La larghezza di banda della dorsale è di 1 Gbit/s e gli apparati PACS risiedono su di una rete fisica dedicata protetta, collegata alla rete ospedaliera mediante **router**. Tutti questi elementi garantiscono un tempo di accesso inferiore ai tre secondi per immagini radiografiche (CR/DR), TC o RM.

Il sistema Informativo Ospedaliero (SIO) è stato sviluppato a partire dal 1998. Le prime applicazioni riguardavano l'accettazione dei pazienti ricoverati. Era inoltre già attivo un sistema territoriale per le prenotazioni (Centro Unico di Prenotazione - CUP), che è stato integrato con il SIO.

In seguito è stato implementato e diffuso il modulo per la gestione della cartella clinica nelle singole unità operative, con una copertura attuale di oltre l'90%.

Nel medesimo periodo sono state sviluppate alcune interfacce verso quelle unità cliniche nelle quali era già attivo un sistema informativo (ad esempio Laboratorio analisi, Anatomia Patologica), con conseguente recupero/allineamento delle informazioni ivi storizzate.

Il Sistema informativo di Radiologia (SIR) è stato installato a partire dal 1999 (dello stesso produttore del SIO) e opera su oltre 50 postazioni.

Negli ultimi due anni, una parte dei premi di produttività del Personale medico è collegata alla informatizzazione di componenti della cartella clinica. Ad esempio, i premi relativi al primo semestre 2004 sono stati attribuiti solo sulla base della informatizzazione delle richieste radiologiche interne (con eliminazione delle richieste cartacee).

Sulla Intranet Aziendale è disponibile una sezione dedicata alla consultazione web di alcuni database clinici, tra cui anatomia patologica, laboratorio analisi, endoscopia digestiva oltre che referti e immagini di radiologia. Tale sezione attualmente prevede l'accesso ai singoli database, ma entro gli inizi del 2005 verrà integrata in un **"DataWarehouse"** aziendale con accesso per paziente anziché per tipologia di dato clinico successivo al consenso informato al trattamento dei dati sensibili.

Apparecchiature biomedicali

Presso l'Azienda Ospedaliera di Reggio Emilia sono attualmente installate 5.800 apparecchiature biomedicali, per un corrispondente valore di 52 milioni di euro, pari a circa 58.000 euro per ognuno degli 890 letti dell'Ospedale. Nel 1996 il numero di apparecchiature elettromedicali era di circa 4.300 per un valore corrispondente di 38.5 milioni di euro.

L'età media delle apparecchiature biomedicali è costantemente diminuita da 8.5 anni

nel 1997 a 6.75 anni nel 2003: oggi l'84% delle apparecchiature biomediche ha meno di 10 anni.

Circa il 20% del valore complessivo delle apparecchiature biomediche è installato in Radiologia (Figura 3), dove sono presenti 5 sistemi di *Computed Radiography*, 2 sistemi DR, 2 TC *Multislice*, un Tomografo RM da 1 T, 3 mammografi (la mammografia è ancora completamente analogica) e 6 ecografi.

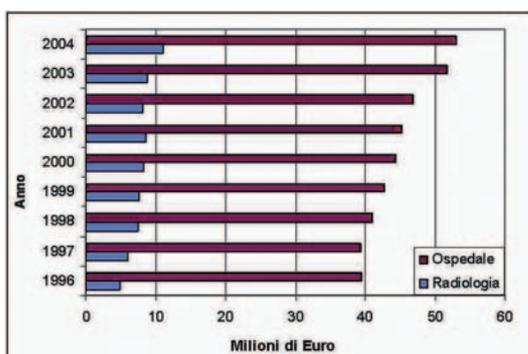


Fig. 3 - Valore delle apparecchiature biomedicali installate nel Servizio di Radiologia dell'Ospedale di Reggio Emilia

Sistema PACS

Il sistema è basato sulla filosofia EOL (*"Everything on line"*)^{11,12}, ed è dotato di un sistema di dischi RAID in grado, ad oggi, di mantenere in linea circa 30 mesi di attività della radiologia (6,4 TB non compressi). Parallelamente al sistema RAID le immagini vengono archiviate su un jukebox DVD (440 DVD da 9.4 GB non compressi). I *database* dei due archivi sono mutuamente e automaticamente salvati al fine di permetterne un'operatività in sicurezza in modalità *"unattended"*, ovvero senza necessità di operazioni manuali ripetitive di *"backup"*. Sono presenti 10 workstation diagnostiche (6 con doppio monitor LCD B/W da 3 MPixel, 4 con doppi LCD Color da 1,5 MPixel) e su 6 di esse sono disponibili funzionalità di ricostruzione MIP/MPR/3D. La refertazione viene realizzata mediante applicativi di riconoscimento vocale automatico eliminando così i dittafo-ni o la dettatura differita da parte del personale amministrativo.

Nell'attuale architettura del PACS (Figura 4) i dati vengono distribuiti dall'archivio centrale al server di gestione delle workstation di refertazione, all'archivio DVD e al server per la distribuzione delle immagini via web.

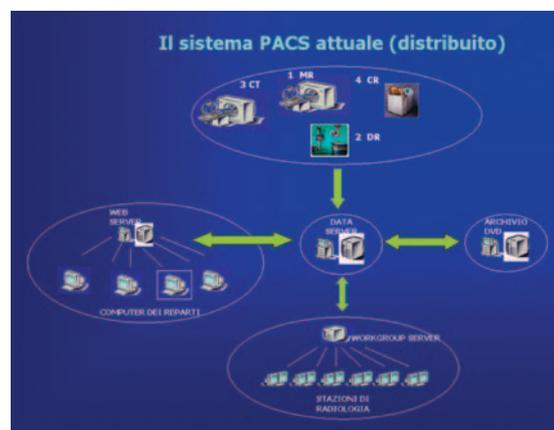


Fig. 4 - Rappresentazione schematica dell'attuale architettura distribuita del PACS di Reggio Emilia

Al fine di consentire la realizzazione di postazioni di refertazione integrate con un solo mouse o tastiera per un'integrazione bidirezionale SIR - PACS il sistema informativo di Radiologia esistente è stato "privato" della sua funzionalità di refertazione, per lasciare il campo ad un applicativo integrato secondo lo schema riprodotto nella Figura 5. Tale operazione ha permesso di conservare le interfacce esistenti con gli applicativi aziendali accelerando la digitalizzazione della Radiologia.

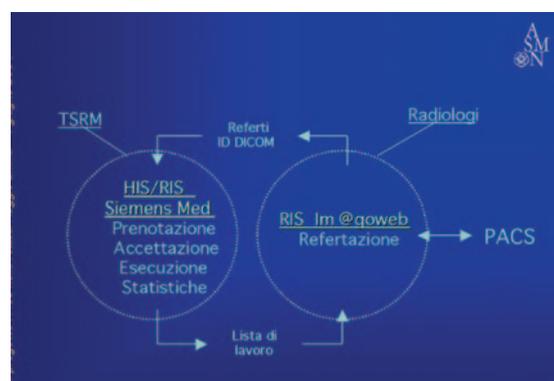


Fig. 4 - Schema dell'integrazione e flusso dei dati tra il sistema informativo ospedaliero, il sistema informativo di radiologia esistente (entrambi di Siemens Med) e il nuovo sistema informativo di Radiologia Imagoweb di Kodak

Ad eccezione della mammografia tutte le modalità di acquisizione sono connesse al PACS.

Le immagini radiologiche corredate dei relativi referti sono distribuite a piena profondità (12 bit) mediante sistemi web a tutte le unità operative. È possibile accedere alle immagini da tutti i 1200 PC aziendali mediante gestione centralizzata delle utenze e *password* ("LDAP" - "**Lightweight Directory Access Protocol**"). La grande omogeneità del parco macchine aziendale (tutti i PC sono in locazione per 3 anni e dotati di processore PIII o superiore, monitor da 17" o superiore), associata ad una soluzione basata su **Terminal Server** (Windows 2003) ha permesso di ottenere elevate *performance* nella distribuzione delle immagini.

La formazione del personale all'utilizzo del software web di visualizzazione delle immagini è stata realizzata in modo capillare dal giugno all'ottobre 2003 su circa 400 operatori (di cui oltre il 90% medici) suddivisi in piccoli gruppi composti da 4-8 persone per volta. Sono previsti inoltre corsi di aggiornamento/profondimento periodici.

È attivo un presidio interno costituito da Tecnici Sanitari di Radiologia Medica che garantisce l'operatività continua del sistema e con funzioni di Amministratore di sistema (riconciliazioni anagrafiche, correzioni, ...) e di *help desk* telefonico agli operatori.

Già a partire dalle fasi di pre-installazione è stato costituito un gruppo di lavoro inter-dipartimentale. Al gruppo, coordinato da un Responsabile di Progetto (nella realtà di Reggio Emilia un Fisico Sanitario) fanno parte il Direttore del Dipartimento di Diagnostica per Immagini e il Direttore dell'Area Tecnologica Scientifica, tre medici Radiologi, 3 Tecnici di Radiologia e un Referente medico per ciascuna delle 37 unità cliniche dell'Ospedale. Al gruppo di lavoro spetta la gestione decisionale o la soluzione delle problematiche o peculiarità delle unità operative coinvolte.

Fasi di implementazione

L'installazione del sistema PACS presso l'Arcispedale S. Maria Nuova è iniziata nell'aprile 2003. Il PACS è stato acquisito dalla ditta Kodak mediante un contratto di locazione di sei anni.

Tabella 2: Tempogramma della implementazione PACS/Radiologia Filmless

15 aprile 2003	Avvio PACS Nuovo modulo di refertazione (compreso riconoscimento vocale) Esami TAC e RM archiviati su PACS. Filmless in Radiologia
15 giugno 2003	Inizio sperimentazione distribuzione immagini via web-intranet al di fuori della Radiologia (U.O. Neurologia)
21 luglio 2003	Eliminazione stampe su pellicola per esami TC e RM dei pazienti interni afferenti ai Reparti Pilota (es. U.O. Neurologia)
4 agosto 2003	Eliminazione stampe su pellicola per esami TC e RM dei pazienti esterni (referti e immagini significative stampate su carta comune)
1 ottobre 2003	Eliminazione delle pellicole per tutti gli esami. Transizione filmless per tutte le Unità Operative. Eliminazione stampe su pellicola per tutti gli esami dei pazienti esterni (referti e immagini significative stampate su carta comune)
5 maggio 2004	Completamento della digitalizzazione delle richieste radiologiche (effettuate direttamente dalla cartella di reparto del SIO solo dal Medico)
14 giugno 2004	Sostituzione delle stampe su carta con CD con immagini DICOM e software auto-eseguibile per pazienti esterni

Nell'ottobre 2003 il vecchio dipartimento di Radiologia è stato trasferito nei locali del nuovo ampliamento ospedaliero ed nello stesso periodo si è completata la transizione a **"filmless"** dell'intero Ospedale.

In una prima fase¹⁰, compresa dal 15 aprile al 15 settembre 2003, il PACS è stato prima introdotto in Radiologia, quindi, a partire dal giugno 2003, è stata sperimentata l'eliminazione delle pellicole e la distribuzione via Web-intranet delle immagini su alcune unità operative "test", in particolare per le immagini TC e RM. Il primo dipartimento in cui sono state eliminate le pellicole è stato la Neurologia che, da solo, richiede circa il 15% di esami TC e RM dell'intero Ospedale.

Analisi economica

Prima dell'avvio delle installazioni del PACS la Direzione generale aziendale ha espressamente richiesto ai Servizi interessati di analizzare l'impatto economico del PACS proiettandone il costo rispetto ad un sistema non digitale per un periodo di almeno 4 anni^{3,13}.

Lo scopo dell'analisi era di confrontare i costi relativi ai diversi flussi di lavoro con e senza PACS prima sulla base di un modello teorico, quindi estrapolando costi e benefici sulla base della reale implementazione. Questa analisi è stata ripetuta prima e dopo 4, 8 e 12 mesi successivi all'implementazione del PACS.

Sono stati analizzati i costi per:

- acquisizione del PACS
- aggiornamento delle apparecchiature radiologiche esistenti
- potenziamento delle apparecchiature radiologiche
- manutenzione delle apparecchiature
- acquisto di pellicole e di prodotti chimici
- personale di archivio
- locali di archivio.

Valutazione dell'efficienza del nuovo flusso di lavoro

L'incremento del numero di esami/pazienti è uno degli elementi che può essere

preso in considerazione al fine di valutare l'efficienza di un sistema PACS e le conseguenti modificazioni sul flusso di lavoro della Radiologia¹⁵.

Per valutare l'efficacia ed efficienza legata alla transizione a **filmless** di un Servizio di Radiologia e più in generale di un Ospedale, sono state realizzate analisi statistiche sul tempo di ciclo complessivo (o TAT - **Turn Around Time**) e sui tempi medi di degenza utilizzando i dati disponibili su SIO e SIR. Il Tempo di ciclo complessivo è calcolato come la somma del tempo che intercorre tra la richiesta di un esame radiologico e la sua esecuzione (tempo di esecuzione - TE) e il tempo necessario per la refertazione una volta che ne sia stata completata l'esecuzione (Tempo di refertazione - TR).

Per testare la eventuale significatività delle differenze tra i dati relativi ad un periodo di riferimento prima e dopo l'introduzione del PACS, è stato utilizzato il test t Student^{16,17}.

Anche la degenza media è stata valutata in un periodo di riferimento prima e dopo l'introduzione del PACS. Sono stati considerati i soli pazienti che hanno effettuato almeno un esame radiologico durante il periodo di degenza nel Dipartimento di Neurologia nei primi sei mesi del 2003 ante PACS e del 2004 post PACS (la distribuzione delle immagini via web in questo reparto è partita dalla fine di giugno 2003)^{3,9}.

Infine sono stati confrontati i tempi di attesa medi per la prenotazione degli esami radiologici sulla base dei dati ricavati dal sistema territoriale di accettazione e prenotazione (CUP) prima e dopo l'introduzione del PACS.

Risultati

Effetti economici

Uno degli obiettivi principali della nostra analisi era di definire e verificare il contesto economico all'interno del quale si sarebbe sviluppata la transizione **filmless** dell'Ospedale.

Nella Figura 6 è rappresentata la prima analisi economica su un periodo di 4 anni

realizzata alcuni mesi prima della partenza del PACS (tutti i costi riportati sono comprensivi di IVA).

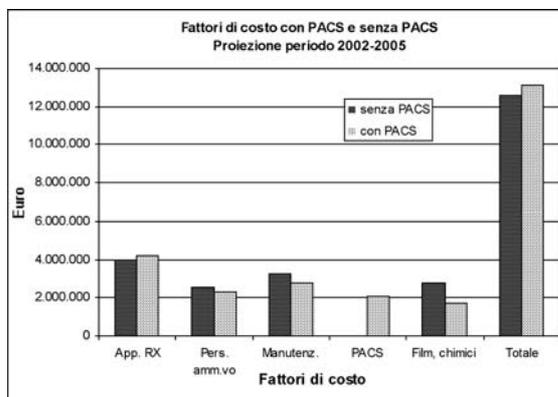


Fig. 6 - Stima dei costi complessivi su un periodo di 4 anni in uno scenario con PACS e senza PACS.
I dati si riferiscono al periodo 2002-2005

I risultati di questa analisi indicano che i costi con o senza PACS appaiono praticamente invariati (+ 4%).

Nell'ipotesi "senza PACS" il valore per il potenziamento delle apparecchiature radiologiche è stato calcolato come 1/8 del valore totale delle apparecchiature installate in Radiologia nell'anno 2001 (pari a circa 4 milioni di Euro).

Nella soluzione con PACS il valore degli aggiornamenti e potenziamenti è stato calcolato ipotizzando l'acquisizione/locazione di due sistemi di *Direct Radiography*, una diagnostica vascolare, una TC *Multislice*, 2 telecomandati, due ecografi e una Risonanza Magnetica ad alto campo (pari ad un investimento di circa 4,2 milioni di euro).

Per quanto riguarda il personale amministrativo, nella prima analisi era prevista una riduzione corrispondente a 4.5 unità lavorative nel Dipartimento di Radiologia, di cui 2 amministrativi e 2,5 archivisti.

I costi di manutenzione sembrano incidere di meno sui costi complessivi della Radiologia nella ipotesi con PACS: in realtà occorre tenere conto che le apparecchiature di nuova acquisizione sono garantite per un periodo pari a due anni ed al termine di tale

periodo i costi di manutenzione per le apparecchiature PACS si attesteranno attorno al 13-14% del costo di acquisto, contro valori dell'8-10% per le apparecchiature radiologiche. Inoltre deve essere considerata la più rapida obsolescenza dei sistemi PACS, allineabile alla obsolescenza della tecnologia informatica: 4-5 anni contro i tipici 7-8 anni delle apparecchiature radiologiche presenti in Radiologia.

Nella prima ipotesi realizzata prima dell'effettiva introduzione del PACS, la riduzione media percentuale dei costi per l'acquisto di pellicole e chimici per un periodo di 6 anni era stata stimata pari ad un 50% del costo iniziale (media su 6 anni di progetto). In realtà la riduzione di tali costi è stata pari al 15% nel primo anno, ma si è attestata ad oltre l'85% dopo il trasferimento nel nuovo Ospedale del Servizio di Radiologia. Questo valore è aumentato ulteriormente (90-92%) dopo la distribuzione dei CD iconografici al posto delle stampe su carta per i pazienti esterni (dal 14 giugno 2004). Il costo delle ristampe su pellicola è comunque totalmente a carico del richiedente.

Il costo complessivo del sistema PACS di Reggio Emilia (Figura 7) è espresso dalla somma del canone di locazione e dei costi di manutenzione. Il grafico, partendo dagli investimenti effettivamente realizzati nel periodo dal 2003 al primo semestre 2004, mostra una stima dei costi annui che si prevede di sostenere nei prossimi anni: a regime

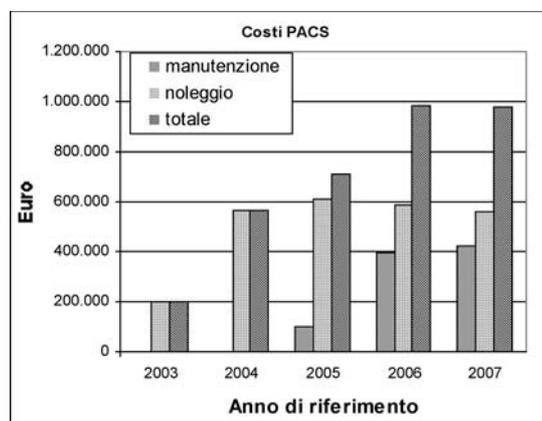


Fig. 7 - Stima dei costi complessivi del sistema PACS

(anno 2007) l'importo complessivo dovrebbe attestarsi a poco meno di 1 milione di Euro.

Nel corso del 2004 i costi del progetto PACS potranno essere coperti dai risparmi sulle pellicole e sui costi di manutenzione relativi ai sistemi di sviluppo e stampa (Figura 8).

Successivamente, i costi del PACS aumenteranno a causa del graduale incremento dei costi di manutenzione, di aggiornamento o potenziamento (ad esempio un modulo RAID addizionale o un ulteriore jukebox DVD).

Effetti sull'efficienza

Produttività

Il numero di esami realizzati dal Servizio di Radiologia dell'Arcispedale S. Maria Nuova è aumentato del 7% da 79.000 nel semestre compreso tra il 15 ottobre 2002 e il 15 aprile 2003 ad oltre 84.500 nello stesso periodo tra il 2003 ed il 2004. Nella Figura 9 vengono riportati il numero di esami per modalità e le differenze relative tra i due periodi esaminati.

In termini economici (valore delle presta-

zioni e relativo rimborso) la produttività del Dipartimento di Radiologia è aumentata del 12,7% da circa 3,1 milioni di Euro a 3,5 milioni di Euro nello stesso periodo.

Considerato che nello stesso periodo vi è stata anche una riduzione di tre unità lavorative, la produttività per lavoratore è aumentata di oltre il 16% (Tabella 3b).

Dopo l'introduzione del PACS la produttività annuale dei tecnici, definita come numero di esami effettuati per ciascun tecnico di radiologia (considerato il numero equivalente di tecnici a tempo pieno) ha raggiunto un valore medio di circa 3178, (contro 2971 prima del PACS, in accordo anche con quanto verificato da Reiner B.I. et al. per tipo e dimensione di Ospedale (>300 letti, media esami per tecnico 3135; "Community Hospital" media 3022).

Questi aumenti sono molto probabilmente dovuti all'effetto combinato dell'introduzione del PACS e del nuovo flusso di lavoro "filmless" realizzatosi col trasferimento del Servizio di Radiologia nel nuovo ospedale.

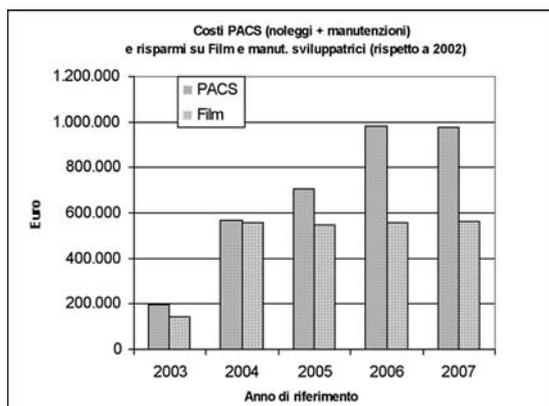


Fig. 8 - Confronto tra i costi PACS (canoni di locazione e manutenzione) e risparmi su pellicole e relativi canoni di manutenzione sui sistemi di sviluppo e stampa (I dati si riferiscono alla situazione reale fino all'agosto 2004; i dati successivi al 2004 sono stati estrapolati)

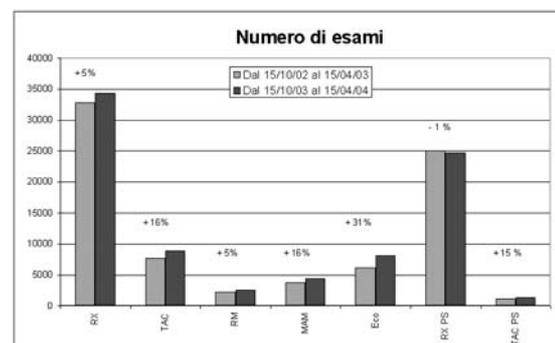


Fig. 9 - Effetti del PACS sulla produttività del Servizio di Radiologia per esami di radiodiagnostica (RX), TC, Risonanza magnetica (RM), Mammografia (MAM), Ecografia (Eco), Radiodiagnostica di Pronto soccorso (RX PS) e TC di Pronto soccorso (TC PS). Nell'ultimo trimestre 2003 è stato introdotto il pagamento del ticket per gli accessi al Pronto soccorso di urgenza riferibile ("codice bianco")

Tabella 3 - A. Numero equivalente di lavoratori a tempo pieno in radiologia nel semestre compreso tra il 15 ottobre 2002 ed il 15 aprile 2003 (pre-PACS) e lo stesso periodo tra il 2003 ed il 2004 (con PACS). - B. Effetti del PACS sulla produttività in Radiologia nel sopracitato periodo in termini di rimborsi economici relativi, costo medio esame e produttività economica per singolo operatore

A

Lavoratori (N. operatori equivalenti a tempo pieno)	Dal 15/10/2002 Al 15/04/2003	Dal 15/10/2003 Al 15/04/2004
Medici radiologi	23	23
Tecnici di radiologia medica	53	53
Amministrativi	8.5	7.5
Archivisti	7	5

B

	N. esami	Rimborsi equivalenti	Costo medio per esame	Lavoratori (Equiv. tempo pieno)	Produttività (per lavoratore)
Dal 15/10/2002 Al 15/04/2003	78905	€ 3.086.021,45	€ 39,11	89,5	€ 34.480,69
Dal 15/10/2003 Al 15/04/2004	84491	€ 3.476.585,25	€ 41,15	86,5	€ 40.191,74
Differenza	+ 7,1%	+ 12,7%	+ 5,2%	- 3 unità	+ 16,6%

Tempi per la disponibilità di un referto

I valori di tempo di ciclo complessivo (o TAT) si riferiscono agli stessi semestri considerati nell'analisi della produttività.

Il valore medio del TAT è diminuito del 64% per la radiodiagnostica da circa 42 ore a 15,4 ore, del 52% per gli esami TAC da circa 40,5 a 20 ore e del 28% per esami di Risonanza magnetica da circa 44,5 ore a 32,6. Nella Figura 10 vengono rappresentati il numero di esami, i tempi medi di esecuzione, refertazione e TAT per esami di radiodiagnostica e TAC.

Una più dettagliata analisi statistica sul TAT ha permesso di dimostrare che le popolazioni corrispondenti ad una situazione ante-PACS e alla corrispondente con PACS appartengono a due differenti popolazioni con un livello di confidenza del 5%.

Per esami radiodiagnostici, TAC o MR, il test t di Student ha permesso di dimostrare

con un livello di confidenza del 5% che sono distinte le popolazioni rappresentate dalla percentuale di esami refertati in funzione del tempo.

Lo stesso test applicato sulle popolazioni che rappresentano la percentuale di esami eseguiti in funzione del tempo non evidenzia differenze significative tra queste seconde due popolazioni. Assumendo come indicatore del flusso di lavoro le differenti percentuali di esami eseguiti in funzione del tempo si osserva che l'introduzione di sistemi digitali di acquisizione di immagini (ad esempio *Direct Radiography o Computed Radiography*, oltre che TC ed RM) non ha comportato una significativa riduzione del tempo medio necessario all'esecuzione di un esame. È possibile supporre che la maggiore produttività sia il risultato di una riduzione dei tempi morti tra due esami (nel tempo di esecuzione devono essere computati i tempi per la preparazione e posizionamento del paziente).

L'introduzione di sistemi automatici di riconoscimento vocale nel processo di refertazione ha permesso di ridurre significativamente anche i tempi medi di refertazione degli esami mammografici e ultrasonografici: Nel primo caso il tempo medio di refertazione si è ridotto del 64% circa passando da 42 a 15,4 ore. I referti degli esami ultrasonografici sono attualmente realizzati al termine della scansione mentre prima dell'introduzione dei sistemi automatici di riconoscimento vocale venivano registrati su supporto magnetico e dattilografati da personale dedicato in un tempo successivo⁷.

Anche per gli esami mammografici e ultrasonografici il test t di Student permette di apprezzare differenze significative sulla distribuzione della percentuale di esami refertati in funzione del tempo mentre non si evidenziano variazioni nelle distribuzioni relative ai tempi di esecuzione.

Tabella 4 Valori di p ottenuti con il test t di Student sulle diverse modalità per il tempo di esecuzione (TE), il tempo di refertazione (TR) ed il tempo di ciclo complessivo (TAT)

Modalità	TE	TR	TAT
Radiodiagnostica	0.385	4.60E-07	1.32E-05
TAC	0.608	1.57E-04	1.72E-04
RM	0.732	3.46E-05	3.6E-04
Ecografia	0.561	1.81E-15	2.85E-12
Mammografia	0.592	6.83E-06	2.51E-05

Nella Figura 10 sono riportati ad esempio la percentuale di esami eseguiti, refertati e completati in funzione del tempo per esami di radiodiagnostica e TC.

È possibile apprezzare che generalmente i tempi di esecuzione non eccedono la giornata lavorativa (12 ore) mentre i tempi di refer-

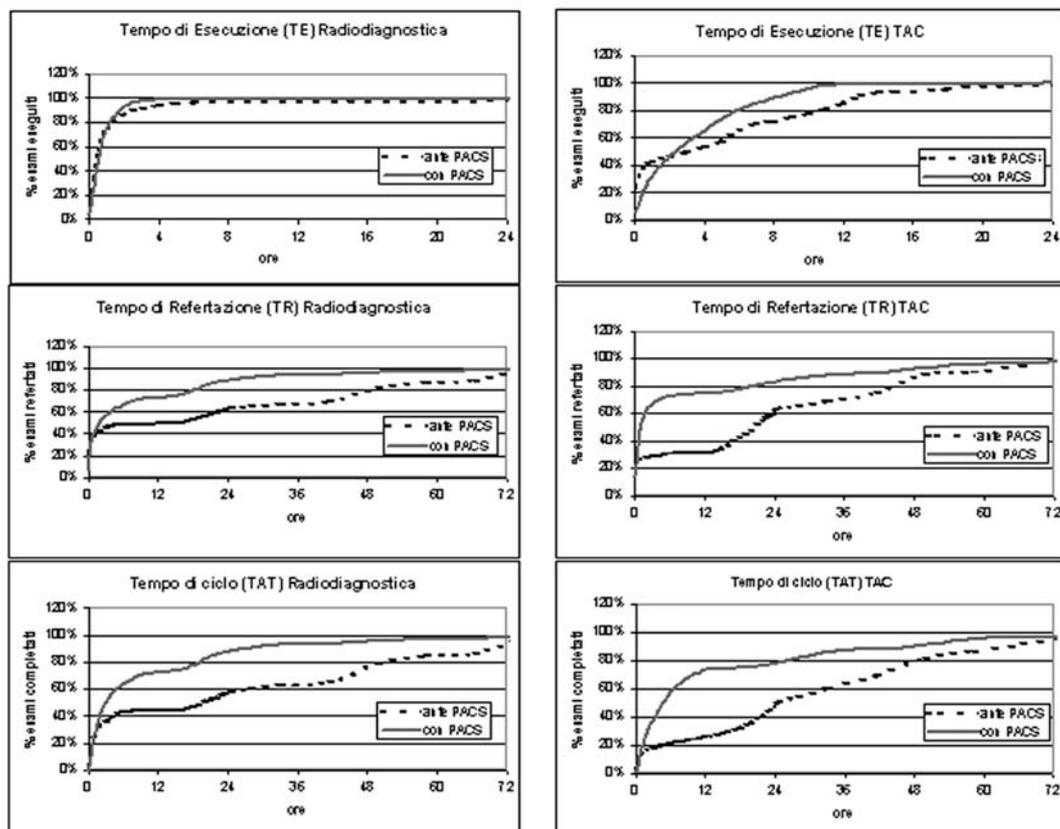


Figura 10 - Percentuale di esami eseguiti, refertati e completati in funzione del tempo per esami di radiodiagnostica (colonna di destra) e TAC (colonna di sinistra). La linea tratteggiata si riferisce al periodo pre-PACS, quella continua con il PACS

tazione pre-PACS dipendevano dai turni di lavoro del personale addetto alla battitura dei referti secondo un andamento a gradini (12 ore di incremento continuo, corrispondente ai due turni lavorativi giornalieri di 6 seguiti da un plateau di 12 ore corrispondente alla pausa notturna).

Effetti sull'efficacia

Accessi al server web del PACS

Un metodo quantitativo per il controllo indiretto dell'efficacia di un sistema PACS è il numero degli accessi al sistema web (Figura 11) di distribuzione delle immagini ai reparti.

Nel PACS dell'Ospedale di Reggio Emilia il numero di accessi giornalieri al sistema di distribuzione delle immagini è cresciuto da un valore medio di circa 30 (media giugno 2003), durante la fase di prova iniziale limitata agli esami RM e TC su unità operative pilota (Neurologia) ad un valore attuale di oltre 240 (media febbraio 2004). Il 58% degli accessi al server web avviene tra le ore 8 e le 14, il 31 % tra le 14 e le 20, il 6% tra le 20 e le 24 ed il restante 5% durante la notte (negli ultimi due intervalli considerati la maggior parte degli esami sono emergenze o casi di Pronto Soccorso).

Andamento dei tempi di degenza in ospedale

È stata analizzato l'andamento della degenza media in ospedale prima e dopo l'introduzione del sistema PACS.



Figura 11 - Esempio della visualizzazione web delle immagini radiologiche sulla Intranet Aziendale. Sulle immagini, distribuite con profondità 12 bit sugli oltre 1200 PC aziendali, è possibile operare variazioni di finestra e livello, ingrandimenti, misurazioni, stampe su carta, ...

Sono stati presi in considerazione i soli i pazienti che avevano eseguito almeno un esame radiodiagnostico durante il loro ricovero nella U.O. di Neurologia nel primo semestre del 2003 (pre-PACS) e nello stesso periodo del 2004 (con il PACS). In questo periodo, nella U.O. di Neurologia non era stata introdotta alcuna innovazione clinica di rilievo, come precedentemente sottolineato.

Il numero totale di pazienti è aumentato di circa il 9% (da 541 a 588) ed anche il numero di pazienti che ha eseguito esami radiologici durante il periodo di degenza è accresciuto della stessa percentuale.

Tabella 5. Confronto tra la degenza nel Dipartimento di Neurologia nel primo semestre del 2003 e del 2004. Nella seconda colonna della tabella è riportato il numero di pazienti ricoverati nello stesso Dipartimento. I dati dalla colonna 3 alla 6 sono riferiti a pazienti ricoverati sempre nel Dipartimento di Neurologia che hanno eseguito almeno un esame radiodiagnostico

Periodo di riferimento	N. totale di pazienti ricoverati	Pazienti ricoverati che hanno eseguito almeno un esame radiodiagnostico			
		N. di pazienti	N. medio di esami RX per paziente	N. totale di giorni di degenza	Durata media della degenza (giorni)
Primo semestre 2003	541	454	2,37	5668	12,48
Primo semestre 2004	588	499	2,34	5846	11,72
Differenza	9%	10%	-1%	+ 3%	- 6%

L'introduzione del sistema PACS non ha comportato un incremento significativo nel numero medio di esami per paziente.

La durata media della degenza dei pazienti che hanno eseguito almeno un esame radiologico è passata da 12.5 a 11.7 giorni, pari ad una diminuzione del 6% circa (Tab. 5).

Tempo medio d'attesa per esame

L'eliminazione della fase di trascrizione "fuori linea" dei referti ha reso disponibili risorse umane.

Nel caso di Reggio Emilia queste risorse sono state utilizzate per ottimizzare le liste d'attesa in particolare di ecografia e mammografia.

Il personale è stato dedicato alla verifica della programmazione giornaliera delle liste degli esami; nella pratica l'addetto contatta telefonicamente i pazienti 5 - 7 giorni prima della data programmata per l'esame colmando eventuali posti vacanti con altri pazienti programmati per una data successiva. Questa strategia ha consentito di rientrare entro i limiti imposti dalla Regione Emilia Romagna per i tempi di attesa. Ad esempio, il tempo medio di attesa per una TC non urgente è passato da circa 90 a 40 giorni; per un'ecografia, sempre non urgente, da 3 - 6 mesi a 25 - 45 giorni (il limite superiore imposto dalla Regione Emilia Romagna è in questo caso di 60 giorni).

Sviluppi futuri e aggiornamenti

Le prossime evoluzioni del PACS di Reggio Emilia installato riguarderanno la transizione del sistema da una architettura distribuita (Figura 4) ad una architettura centralizzata, ovvero un unico server centrale con funzionalità integrate di archiviazione, gestione di *worklist* e *workstation* e distribuzione immagini via web (Figura 12)

Nell'attuale architettura distribuita (**Kodak DirectView System 4.5**) la garanzia di funzionamento è nella stessa ridondanza strutturale costituita da più server fisicamente distinti (architettura multi livello). Nella nuova architettura centralizzata (Kodak DirectView System 5.1) il sistema verrà im-

plementato in cluster mediante l'installazione di due server in configurazione "*mutual takeover*" e "*load balancing*". Il collaudo del nuovo sistema è previsto entro dicembre 2004.

La prossima frontiera dei PACS sarà infatti quella di riuscire a stare al passo con le nuove tecnologie di acquisizione di immagine, sia in termini strutturali (server e archivi) che in termini operativi. Le nuove metodiche di refertazione del tipo 3D-segmentazione capovolgeranno il modo di refertare: da immagini nativamente 3D si estrarranno sezioni e piani. È auspicabile inoltre la generazione di referti strutturati o meglio l'implementazione di veri e propri sistemi di codifica referti, mediante ad esempio sistemi automatizzati di "text mining" al fine di sfruttare a pieno la enorme quantità di informazioni e casistiche disponibili. Il controllo dell'efficienza del sistema radiologia potrebbe inoltre essere effettuato in tempo reale realizzando sui sistemi RIS veri e propri "cruscotti dipartimentali" che permettano di effettuare statistiche e comparazioni in modo semplificato e rapido.

Conclusioni

In precedenza molti lavori e studi hanno documentato la validità di un sistema PACS da un punto di vista qualitativo^{20, 21, 22,23,24,25}. Le considerazioni riportate in questo articolo vogliono esaminare anche dal punto di vista quantitativo gli effetti che un sistema PACS ha sull'efficienza e sull'efficacia nel trattamento clinico dei pazienti.



Figura 12 - Nuova architettura centralizzata

Nei primi 4 anni i costi complessivi di implementazione del PACS possono essere confrontabili con quelli che dovrebbero essere sostenuti in uno scenario che veda uno sviluppo "tradizionale" della Radiologia. In termini assoluti, i costi PACS (canoni di noleggio + canoni di manutenzione) vanno via via ad aumentare nel corso dei primi anni di installazione e nella realtà di Reggio Emilia si prevede che raggiungano e si stabilizzino attorno a 1 milione di Euro a partire dal 2006.

I risultati mostrano che i vantaggi dell'implementazione "filmless" nel Dipartimento di Radiologia derivano da un'ottimizzazione del flusso di lavoro e da un miglioramento dell'impiego delle risorse umane. La maggiore produttività seguita all'introduzione dei sistemi di acquisizione digitale delle immagini radiografiche sembra invece essere legato alla riduzione dei "tempi morti", più che ad una diminuzione del tempo effettivo per l'esecuzione di un esame.

La più rapida disponibilità dei referti può comunque portare beneficio all'attività clinica, con una conseguente riduzione nei tempi medi di degenza ospedaliera, ma è difficile analizzare statisticamente questo elemento a causa della sua natura intrinsecamente multifattoriale.

Un sistema PACS può semplificare ed accelerare il flusso di lavoro in un ospedale in cui esiste una infrastruttura informatica integrata, ma la cooperazione e la condivisione degli obiettivi a livello interdipartimentale, la formazione "porta a porta" del personale e la continua analisi delle prestazioni sono elementi essenziali per il successo del progetto.

Bibliografia

- 1 Reiner BI, Siegel EL, Flagle C, Hooper DFJ, Cox RE and Scanlon M: Effect of Filmless Imaging on the Utilization of Radiologic Services. *Radiology* 2000; 215:163-167.
- 2 Reiner BI, Siegel EL, Carrino JA and Goldburgh MM: SCAR radiologic technologist Survey: Analysis of the Impact of Digital Technologies on Productivity. *J Digit Imaging* 2002; 15:132-140.
- 3 Wehrle T, Kunzel U and Reindl P: PACS: Workflow and economic consequences. *Medica Mundi* 2000; 44: 52-65.
- 4 Reiner BI, Siegel EL, Hooper DFJ, Pomerantz S, Dahlke A and Rallis D: Radiologists' Productivity in the interpretation of CT Scans: A Comparison of PACS with Conventional Film. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 176: 861-864.
- 5 Inamura K, Umeda T, Harauchi H, Kondoh H, Hasegawa T, Kozuka T, Takeda H and Inoue M: Time and flow study results before and after installation of a hospital information system and radiology information system and before clinical use of a picture archiving and communication system. *J Digit Imaging* 1997; 10: 1-9.
- 6 Lepanto L: Impact of Electronic Signature on Radiology Report turnaround time. *J Digit Imaging* 2003; 16: 306-309.
- 7 Langer SG: Impact of speech Recognition on Radiologist Productivity. *J Digit Imaging* 2002; 15: 203-209.
- 8 Chaney DM and Cotter NK: Comprehensive business planning for PACS. *Applied Radiology* 1998;December:35-38.
- 9 Sacco P, Mazzei MA, Pozebon E and Stefani P: PACS Implementation in a University Hospital in Tuscany. *J Digit Imaging* 2002; 15: 250-251.
- 10 Cammisa M, Guglielmi G, Zarrelli N, Pennelli O, Borello E, Piuri D and Conti P: Design and implementation of an integrated HIS-RIS PACS System: our experience. *Radiol Med* 2004; 107: 102-112.
- 11 H.K.Huang: "PACS - Basic Principles and Application" Wiley & Sons, 1999.
- 12 Dumery B: Digital image archiving: challenges and choice. *Radiol Manage.* 2002; 25:30-38.
- 13 Goldszal AF, Bleshman MH and Bryan RN: Financing a large-scale picture archival and communication system. *Acad Radiol* 2004; 11: 96-102.
- 14 Dwyer DJ III, Templeton AW, Martin NL, Cook LT, Lee KR, Levine E., Batnitzky S, Preston DF, Rosenthal SJ, Price HI, Anderson WA, Tarlton MA and Faszold S: Cost of Managing Digital Diagnostic Images for a 614-Bed Hospital. *J Digit Imaging*

- 2002; 15: 255-260.
- 15 Reiner BI and Siegel EL: Technologist' Productivity When Using PACS: Comparison of Film-Based versus Filmless Radiography. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 179: 33-37.
 - 16 Tello R, Crewson PE. Hypothesis Testing II: Means. *Radiology* 2003; 227: 1-4
 - 17 Hays WL. *Statistics*. Philadelphia, Pa: Harcourt Brace College 1994.
 - 18 Schilling R and Staab EV: Impact of PACS on the radiology team. *Appl Radiology* 1999; August 10-13
 - 19 Bruce I. Reiner, MD, Eliot L. Siegel, MD, John A. Carrino, MD, MPH and Mitchell M. Goldburgh: SCAR Radiologic Technologist Survey. Analysis of the impact of digital Technologies productivity. *J Digit Imaging* 2002; 15: 132-140.
 - 20 Bryan S, Weatherburn G, Watkins J, et al: Radiology report times: Impact of PACS. *Am J Roentgen* 170:1153- 1159, 1998
 - 21 Krupinski EA, Lund PJ: Differences in time to interpretation between PACS workstations and lm. *Acad Radiol* 4:177-182, 1997
 - 22 Reiner BI, Siegel EL, Hooper FJ, et al: Effect of Filmbased versus Filmless operation on the productivity of CT technologists. *Radiology* 207:481-485, 1998
 - 23 4. Langer SG, Wang J: An evaluation of ten digital image review workstations. *CJ Digit Imaging* 10:65-78, 1997
 - 24 Mattern CW, King BF, Hangiandreou NJ, et al: Electronic imaging impact on image and report turnaround times. *J Digit Imaging* 12:155-159, 1999
 - 25 Mehta A, Dreyer K, Boland G, et al: Do picture archiving and communication systems improve report turnaround times? *J Digit Imaging* 13:105-107, 2000 (Suppl 1)
 - 26 Siegel E and Reiner B. Work flow Redesign: The key to Success When Using PACS. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178: 563-566.
 - 27 Bryan S, Weatherburn G, Buxton M, Watkins J, Keen J, Muris N: Evaluation of a hospital picture archiving and communication system. *J Health Serv Res Policy* 1999; 4:204-209.
 - 28 Samei E, Seibert A, Andriole K, Badano A, Crawford J, Reiner B, Flynn MJ, Chang P: AAPM/RSNA Tutorial on Equipment Selection: PACS Equipment Overview. General Guidelines for Purchasing and Acceptance Testing of PACS Equipment. *Radiographics* 2004; 24: 313-334.

INTEGRAZIONE E FUSIONE DELLE IMMAGINI NELLA DIAGNOSTICA E NELLA TERAPIA

Gazzada (Va), 10-11 novembre 2004

Coordinatori: Marco Brambilla (Novara), Stefania Pallotta (Firenze)

Coordinamento Scientifico: C. Marchetti, A. Torresin

Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P. Caldirola"

Sede del Corso: Centro Congressi Villa Cagnola - Gazzada (Va)

Organizzazione: Aifm

Segreteria Centro di Cultura Scientifica "A. Volta" - Villa Olmo, Via Cantoni, 1 - 22100 Como Tel. +39 031 579814; Fax +39 031 573395

E-mail: nadia.tansini@centrovolta.it

Richiesto accreditamento ECM per Fisici e Medici

"CHANNELING 2004" WORKSHOP ON CHARGED AND NEUTRAL PARTICLES CHANNELING PHENOMENA

Frascati, 2004-11-02 - 2004-11-06

Website: <http://www.lnf.infn.it/conference/channeling2004>

Email: donatella.pierluigi@lnf.infn.it

Manifestazioni

ProFTM: un approccio pratico al calcolo della Funzione di Trasferimento della Modulazione

[§]Angelo Ostinelli, [†]Elia Coppi, [§]Antonello Spinelli, [§]Nicola Perniola, [§]Marco Cacciatori, ^{*}Marlen Romanò, [^]Ferdinando Guallini

[§]*U.O. Fisica Sanitaria - Azienda Ospedaliera Sant'Anna, Como*

[†]*Ingegneria Informatica - Politecnico di Milano*

^{*}*Ingegneria Biomedica - Politecnico di Milano*

[^]*ELSe. s.r.l. - Trezzano S/N (MI)*

Angelo Ostinelli

Direttore U.O. Fisica Sanitaria - Azienda Ospedaliera Sant'Anna, Como

Introduzione

Tra i diversi parametri che definiscono la qualità di un'immagine diagnostica, alla risoluzione spaziale compete sicuramente un ruolo di fondamentale importanza.

Di conseguenza, pur considerando le peculiarità dei vari settori nei quali si articola la **Diagnostica per Immagini**, la valutazione di tale parametro risulta necessariamente un obiettivo primario per un programma di Assicurazione della Qualità (AdQ) che si prefigga "... il monitoraggio, la valutazione e il mantenimento ai livelli richiesti di tutte le caratteristiche operative delle attrezzature che possono essere definite, misurate e controllate" (Art. 2, comma 1, lettera d), D.Lgs. 187/00).

Pertanto, le procedure di Controllo della Qualità (CdQ) relative ai sistemi medicali dedicati alla produzione di immagini (radiologia tradizionale e digitale, medicina nucleare, risonanza magnetica, ...) prevedono invariabilmente prove finalizzate alla determinazione della risoluzione spaziale.

Tali prove possono consistere in valutazioni di tipo sia qualitativo (ispezioni visive) che quantitativo (attribuzione di valori a specifici parametri numerici), di immagini ottenute da fantocci dedicati.

Il metodo quantitativo sicuramente più idoneo a questo scopo consiste nella determinazione della **Funzione di Trasferimento di**

Modulazione (FTM), che può definirsi come la capacità di trasferire il contrasto dall'oggetto al piano dell'immagine, in funzione della frequenza spaziale v .

La scelta di questo metodo nel contesto di un programma di AdQ risulta particolarmente problematica, in quanto di difficile attuazione con strumenti di calcolo convenzionali, richiedendo l'uso di programmi commerciali, spesso concepiti per singoli settori della diagnostica per immagini.

Lo scopo di questo lavoro consiste nella realizzazione di uno strumento di calcolo per la valutazione della FTM che sia fruibile nei confronti di qualunque sistema di imaging diagnostico, che si fondi su di una rigorosa analisi dei presupposti matematici che ne costituiscono le basi e che utilizzi supporti informatici facilmente reperibili e un supporto hardware semplice ma con caratteristiche geometriche certificate.

Materiali e metodi

La FTM può anche esser definita come il modulo normalizzato della trasformata di Fourier della **Line Spread Function**.

Infatti se $g(x)$ rappresenta la distribuzione di densità luminosa sul piano di un oggetto, la sua immagine $b(x')$ è data da [1], [3]:

$$b(x') = \int_{-\infty}^{+\infty} g(x)L(x'-x)dx$$

dove $L(x'-x)$ consiste nel profilo dell'immagi-

ne di una singola linea, di ampiezza Δx , appartenente al profilo di densità luminosa dell'oggetto $g(x)$ e che descrive il **blurring** prodotto dal recettore dell'immagine rispetto alla modulazione originale dello stesso oggetto (vedi figura 1). Come già ricordato, tale funzione prende il nome di **Line Spread Function** (LSF).

Se si assume che tale modulazione di densità luminosa abbia un andamento sinusoidale, del tipo:

$$g(x) = 1 + K_0 \sin(2\pi\nu x)$$

quella della sua immagine risulterà:

$$b(x') = 1 + \eta K_0 \sin(2\pi\nu x' - \varphi)$$

Detta funzione mantiene una stretta analogia con la precedente, ad eccezione di due specifici aspetti:

1. l'ampiezza K_0 è sostituita con ηK_0 ;
2. la trama dell'immagine è traslata di un angolo φ rispetto a quella del piano dell'oggetto.

Da queste considerazioni, si evince che l'ampiezza di modulazione dell'intensità luminosa dell'immagine debba risultare sicuramente inferiore a quella concernente il piano dell'oggetto, e quindi:

$$\eta \leq 1$$

è intuitivo comprendere come il valore di η sia reso dalla formula:

$$\eta = \frac{\frac{b(x')_{max} - b(x')_{min}}{b(x')_{max} + b(x')_{min}}}{\frac{g(x)_{max} - g(x)_{min}}{g(x)_{max} + g(x)_{min}}}$$

Attraverso una serie di passaggi matematici, è quindi possibile pervenire alla seguente relazione:

$$\eta = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) e^{-i2\pi\nu x} dx \right| = FTM(\nu) \quad (1)$$

dove $FTM(\nu)$ rappresenta la Funzione di Trasferimento di Modulazione [4].

Si osservi, in particolare, come dalla condizione $FTM(0) = 1$ consegua che:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) dx = 1 \quad (2)$$

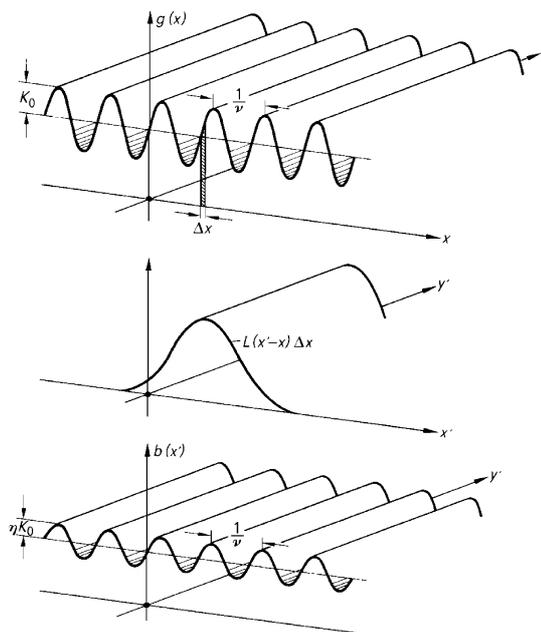


Fig. 1 - Meccanismo di trasferimento della modulazione

La $LSF(x)$ può essere rappresentata, con buona approssimazione, da una funzione gaussiana (o normale), espressa da:

$$LSF(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-M)^2}{2\sigma^2}}$$

con M e σ rispettivamente media e deviazione standard della distribuzione di dati.

La stessa equazione può anche essere riformulata come:

$$LSF(x) = \frac{h}{\sqrt{\pi}} e^{-x^2 h^2}$$

qualora venga posta l'origine degli assi nel punto M e si utilizzi la notazione

$$h = \frac{1}{\sigma\sqrt{2}}$$

Effettuando le logiche sostituzioni nella (1), si ottiene infine la seguente espressione matematica:

$$FTM(\nu) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{h}{\sqrt{\pi}} e^{-x^2 h^2} e^{-i2\pi\nu x} dx \right| \quad (3)$$

che descrive analiticamente la Funzione di Trasferimento di Modulazione e che assegna un valore numerico compreso tra 0 e 1 a ciascuna frequenza spaziale ν .

Ai fini della individuazione della procedura di calcolo più idonea alla determinazione

della FTM, si consideri che:

$$\begin{aligned} \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) e^{-i2\pi vx} dx &= \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) (\cos 2\pi vx - i \sin 2\pi vx) dx \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) \cos 2\pi vx dx + \\ &\quad - i \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) \sin 2\pi vx dx = R(v) - iI \end{aligned}$$

dove $R(v)$ e $I(v)$ rappresentano rispettivamente le componenti reale e immaginaria della trasformata di Fourier [2], dalle quali si ottiene:

$$FTM(v) = \sqrt{R(v)^2 + I(v)^2} \quad (4)$$

In considerazione della complessità del calcolo integrale richiesto per la soluzione delle precedenti equazioni, si è ritenuto opportuno adottare una procedura semplificata, basata sui seguenti algoritmi:

$$R(v) = \frac{2h}{\sqrt{\pi}} \sum_{i=0}^n e^{-x^2 h^2} \cos 2\pi vx \Delta x \quad (5a)$$

$$I(v) = \frac{2h}{\sqrt{\pi}} \sum_{i=0}^n e^{-x^2 h^2} \sin 2\pi vx \Delta x \quad (5b)$$

dove la (5b) risulta evidentemente uguale a 0.

Applicando questo criterio, diventa possibile costruire una distribuzione di valori della funzione $FTM(v)$ rispetto alla frequenza spaziale, partendo da una opportuna successione di valori discreti di n e utilizzando semplici strumenti matematici.

L'intero procedimento è stato tradotto in un prodotto informatico sviluppato con strumenti offerti dall'ambiente Microsoft Excel, che ricorre a formule contenenti esclusivamente operazioni e funzioni matematiche standard, con il supporto di un set di istruzioni in **Visual Basic** studiate per consentire calcoli iterativi.

La verifica della bontà dei risultati è stata attuata attraverso il confronto con analoghi dati sperimentali forniti da metodi alternativi.

In particolare, si è ricorso al metodo della modulazione di contrasto, che consiste in un procedimento standard basato sull'acquisizione di immagini di più fantocci a barre, caratterizzati da un elevato contrasto.

Come già precedentemente richiamato, la degradazione del contrasto dell'immagine rispetto a quella del fantoccio rappresenta il valore della FTM del sistema di produzione dell'immagine, per la specifica frequenza spaziale del fantoccio, ed è conseguentemente definita come:

$$FTM(v) = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (6)$$

Onde ottenere sorgenti lineari idonee, è stato costruito un apposito oggetto test, consistente in una piastra di acciaio da 2 mm di spessore, nella quale sono state ricavate fessure lineari dallo spessore di 1 mm, 0,5 mm e 0,26 mm (vedi figura 2).

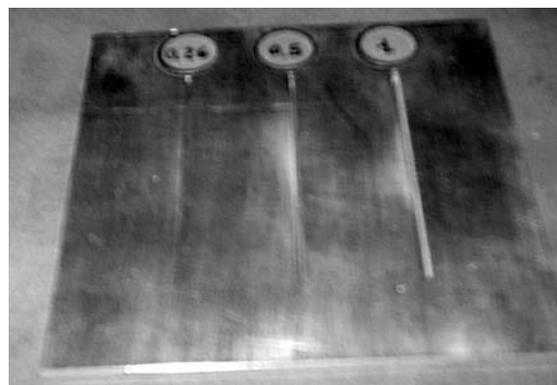


Fig. 2 - Dispositivo sperimentale per il calcolo della LSF

La scelta di praticare incisioni di larghezza differente è stata dettata dalla prospettiva di utilizzare lo strumento nelle diverse condizioni operative che si possono presentare in relazione alla particolare metodica d'indagine considerata.

Si è quindi proceduto all'acquisizione di una serie di immagini radiografiche relative ai seguenti oggetti test:

- a. sorgenti lineari (SL),
- b. fantocci a barre (FB),

con il preciso scopo di seguire due differenti criteri per la determinazione della $FTM(v)$ su immagini ottenute nelle medesime condizioni sperimentali, onde effettuare, successivamente, un raffronto diretto tra i risultati ottenuti dai due procedimenti.

In questo contesto, si sono generate le immagini dell'oggetto test appositamente co-

struito e dei fantocci a barre predisposti per le differenti metodiche di imaging diagnostico e per le diverse tipologie di impianti.

Più precisamente, si sono analizzate immagini relative a:

- radiologia digitale,
- medicina nucleare.

Non sono stati presi in esame radiogrammi di natura analogica in relazione alle incertezze intrinseche introdotte dalle procedure di digitalizzazione.

Preliminarmente alle acquisizioni delle immagini radiologiche, sono stati condotti dei test riguardanti la linearità di risposta dei sistemi di registrazione di immagine al variare dell'output dell'impianto impiegato.

La susseguente analisi ha richiesto la selezione di profili di densità ottica (DO), per tutti i reperti, e il calcolo della $FTM(v)$ attraverso l'applicazione delle due distinte procedure di elaborazione tramite la formula (4) per le immagini delle sorgenti lineari e la formula (5) per quelle dei fantocci a barre.

Suddetti profili sono stati generati utilizzando il programma ImageJ 1.32j (Wayne Rasband, *National Institute of Health*, USA), di pubblico dominio.

Risultati

Seguendo i criteri in precedenza enunciati, è stato implementato un foglio di lavoro, denominato ProFTM, comprendente due differenti e specifici moduli rivolti all'elaborazione automatica di:

- **fitting** dei punti sperimentali che descrivono l'andamento della LSF, attraverso una funzione analitica di tipo gaussiano;
- procedimento di calcolo e di rappresentazione della FTM in funzione della frequenza spaziale v .

Tralasciando ogni considerazione relativa allo sviluppo del primo modulo del programma di elaborazione, in quanto precedentemente implementato presso questa U.O. di Fisica Sanitaria, è stata condotta una fase di validazione del programma basata sull'analisi

di curve di $FTM(v)$ ottenute dall'analisi di immagini sperimentali (figura 3).

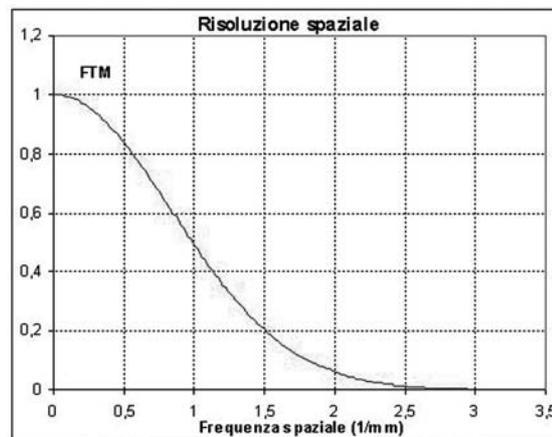


Fig. 3 - Curva di FTM

Tale analisi è consistita nella verifica della congruenza delle curve di FTM prodotte seguendo la procedura già descritta, con i valori di trasferimento di modulazione (TM) ottenuti con il metodo della risoluzione di contrasto.

Per ovvi motivi pratici, si sono utilizzate serie di immagini generate mediante impianti radiologici e medico nucleari operanti presso l'Azienda Ospedaliera Sant'Anna di Como.

Preliminarmente all'avvio delle procedure di acquisizione delle immagini radiologiche, si è verificato che la risposta dell'impianto radiogeno usato risultasse sostanzialmente lineare ($R^2 = 0,9782$), nell'intervallo in cui si sono condotte le misure sperimentali (45 kV, 80 mA, 13 ÷ 50 ms).

Una volta calcolati i valori di $TM(v)$ con i due metodi alternativi, si sono ricavate le differenze, in modalità sia assoluta che percentuale, riferite alla frequenza spaziale di 1 mm^{-1} per le immagini radiologiche, mentre, per le immagini medico-nucleari, si è fatto riferimento alla frequenza spaziale di $0,154 \text{ mm}^{-1}$.

I risultati così ottenuti sono sintetizzati nella tabella I.

	Immagine N°	ν (mm ⁻¹)	TM (SL)	TM (FB)	Δ_{\max} (ass.)	Δ_{\max} (%)
Radiologia digitale	1	1	0,526	0,507	0,019	3,7
Radiologia digitale	2	1	0,491	0,445	0,046	9,8
Radiologia digitale	3	1	0,435	0,420	0,015	3,5
Radiologia digitale	4	1	0,352	0,381	-0,029	-7,9
Medicina nucleare	1	0,154	0,258	0,254	0,004	1,6
Medicina nucleare	2	0,154	0,175	0,192	-0,017	-9,3

Tabella 1 - Risultati del calcolo del TM con due metodi sperimentali adottati

Discussione e conclusioni

L'approccio seguito ha inizialmente richiesto la realizzazione di un prototipo di strumento informatico, che è stato poi sottoposto una serie di raffinamenti successivi, necessari per perfezionare la procedura di calcolo e per ottimizzarne l'affidabilità e la velocità di esecuzione.

Nel corso delle varie fasi di sviluppo, sono state individuate alcune criticità suscettibili di produrre effetti rilevanti sui risultati del calcolo che, in particolare, si sono dimostrati particolarmente sensibili alla scelta dei valori numerici attribuiti ai seguenti parametri:

- passo incrementale della sommatoria in x (Δx), come da (5a) e (5b);
- limite superiore della sommatoria in x (n), come da (5a) e (5b);
- passo incrementale del calcolo dei valori di frequenza spaziale (ν).

Dal raffronto tra questi dati si può ricavare la variazione percentuale dei valori di $TM(\nu)$ ricavati dai due metodi rientri nel margine di errore sperimentale relativo ai processi di acquisizione e di elaborazione delle immagini utilizzate, attestando la bontà dello strumento di calcolo realizzato.

Essendo l'andamento della FTM influenzato dalle singole fasi del processo di produzione dell'immagine, ciascuna delle quali contribuisce al deterioramento della risoluzione spaziale, si è ritenuto di non prendere in esame immagini analogiche causa il pesante contributo alla perdita di risoluzione dovuto

sia alla fase di sviluppo/fissaggio del reperto radiografico che a quella della sua successiva digitalizzazione.

Inoltre, poiché questa verifica ha consentito di esaminare immagini ottenute con tecniche sia radiologiche che medico-nucleari, si ritiene che ProFTM sia in grado di operare correttamente in tutti i settori di imaging diagnostico che consentano di generare una LSF.

Quanto sopra è riferibile sia ad immagini planari, ottenute dal fantoccio a fessure, sia a ricostruzioni tomografiche di oggetti lineari di dimensioni idonee. Tale fantoccio, pur essendo risultato perfettamente idoneo per le procedure di validazione precedentemente descritte, verrà presto sostituito da un dispositivo hardware con fessure di dimensioni inferiori e certificate, che ne consentano l'utilizzo anche in ambito mammografico.

Sulla base dell'esperienza acquisita nel corso della realizzazione di questo progetto, è allo studio un nuovo procedimento di calcolo della FTM basato sulla acquisizione di profili riferibili alla *Edge Spread Function* (ESF), da sviluppare in un ambiente di programmazione avanzato.

Bibliografia

- [1] E. Krestler: Imaging Systems for Medical Diagnostics, SIEMENS Aktiengesellschaft, 1988
- [2] H.E. Johns, J.R. Cunningham: The Physics of Radiology, Thomas Publisher, Springfield 1983
- [3] ICRU Report 41: Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems, 1981
- [4] ICRU Report 54: Medical Imaging - The Assessment of Image Quality, 1996



4° CONGRESSO NAZIONALE AIFM

Palazzo della Gran Guardia - Verona 14-17 giugno 2005

È in fase di organizzazione il Congresso Nazionale della Associazione in programma a Verona al Palazzo della Gran Guardia, di fronte all'Arena, da martedì 14 a venerdì 17 giugno 2005.

Il Congresso si articolerà in due sessioni parallele, suddivise nelle quattro aree principali: Radiologia, Medicina Nucleare, Radioterapia e Radioprotezione. Le presentazioni avverranno sotto forma di corsi di aggiornamento, relazioni a invito e comunicazioni libere sia orali che poster. Sono inoltre previste sessioni speciali dedicate all'attività professionale, didattica e di ricerca nonché una sessione riservata alla presentazione di tesi di specializzazione e di dottorato. Spazio sarà anche lasciato ad interventi di Aziende di settore.

I lavori scientifici sono organizzati in collaborazione con altre Società Scientifiche quali SIRM, AIRO, AIMN ed AIRP che hanno già offerto la loro più ampia disponibilità.

Il Congresso AIFM sarà preceduto dal Convegno Nazionale della Sezione di Radiologia Informatica della SIRM che prenderà l'avvio, nella stessa sede, nella giornata di lunedì 13 giugno per concludersi il mercoledì successivo, rendendo in tal modo possibile l'organizzazione di incontri congiunti (nella giornata di martedì 14) tra le due Associazioni. Nella prospettiva di promuovere maggiori collaborazioni con le Associazioni dell'Area Radiologica, ciò rappresenta senz'altro una opportunità da valorizzare.

ARGOMENTI PRINCIPALI

- | | |
|---|--|
| - RIS-PACS | - Dose al personale nella recente tecnologia diagnostica |
| - Ecografia | - Dose collettiva alla popolazione |
| - RM | - Protezione del paziente |
| - Mammografia | - Sicurezza in RM |
| - Nuovi rivelatori digitali | - Tecniche avanzate in brachiterapia |
| - Dose CT multislice | - IMRT |
| - Diagnostica PET-CT | - Dosimetria in radioterapia |
| - Metodi dosimetrici in medicina nucleare | - Integrazione dati e immagini in radioterapia |
| - Nuovi radiofarmaci | - Modelli radiobiologici |
| - Radioterapia metabolica | - Imaging molecolare |

ECM - È previsto l'accreditamento ECM, anche per singola giornata, per Fisici Sanitari, Radioterapisti, Radiologi e Medici Nucleari.

MOSTRA TECNICA - Verrà allestita importante mostra tecnica alla quale le principali Ditte hanno già confermato la loro adesione.

CALL FOR ABSTRACTS - I lavori verranno presentati in formato digitale come "short abstract" (una pagina) da sottoporre al Comitato Scientifico.

DEADLINE 31 gennaio 2005

All'interno del sito AIFM è presente il link di Verona 2005 (www.aifm2005.org) ove è possibile accedere a tutte le informazioni generali e scientifiche relative al Congresso ed in particolare alle precise istruzioni di compilazione e presentazione degli abstracts.

Il Comitato Organizzatore esprime caloroso invito a tutti i Soci a predisporre contributi scientifici che numericamente e qualitativamente saranno testimonianza della vivacità culturale della nostra Associazione.

Il Presidente del Congresso
Giorgio Chiarego

ICRU REPORT 67

Absorbed-dose specification in nuclear medicine

Journal of the ICRU - ISSN 1473-6691 - Volume 2 No1 2002

a cura di Mahila Ferrari

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

Lo scopo del *ICRU Report 67*, redatto sotto la presidenza del Dr. James Adelstein, è quello di rivisitare e analizzare in modo critico e costruttivo le metodiche utilizzate per la determinazione della dose assorbita nelle applicazioni medico nucleari, sia diagnostiche che terapeutiche.

Diverse esigenze hanno portato al riesame degli aspetti radiobiologici e fisici che concorrono alla determinazione della dose assorbita, tra le quali quelle di valutare gli effetti delle distribuzioni non uniformi di radioattività a livello cellulare o tissutale, la necessità sempre maggiore di correlare ratei di dose fortemente variabili nel tempo con gli effetti biologici attesi, l'obbligo di fornire una valutazione dosimetrica personalizzata nei piani di cura di terapie con radiofarmaci. Il miglioramento della tecnologia consente di effettuare più facilmente le misure necessarie e i relativi calcoli per ottenere valutazioni dosimetriche abbastanza precise.

Il *Report* è diviso in cinque sezioni; dopo una breve introduzione vengono espresse considerazioni radiobiologiche sulle risposte dei tessuti sani e tumorali ai diversi tipi di decadimenti radioattivi; la metodologia MIRD (*Medical Internal Radiation Dose*), viene illustrata nella terza sezione, in particolare vengono descritti i punti di forza e i limiti del metodo; nella quarta sezione vengono affrontate le problematiche dovute alle non uniformità della distribuzione del radiofarmaco e di conseguenza della dose; infine, nell'ultima sezione, vengono descritte diverse tecniche e procedure per la valutazione della dose assorbita.

Nel capitolo che riguarda le considerazioni biologiche molto spazio è dedicato sia agli effetti biologici delle attività somministrate per fini diagnostici (effetti stocastici) che te-

rapeutici (induzione di effetti deterministici). In particolare, sono considerate con molta attenzione le conseguenze delle distribuzioni di attività non uniformi.

Per le applicazioni diagnostiche della medicina nucleare che utilizzano piccole quantità di radionuclidi, il numero di tracce di particelle che attraversano una singola cellula può essere molto piccolo e diverso da cellula a cellula, quindi, il valore di dose media assorbita diventa poco significativo. Nella maggior parte dei casi, però, la dose media assorbita è la sola informazione raggiungibile; si ricava dalla concentrazione del radionuclide nell'organo/tessuto di interesse assumendo una distribuzione omogenea del radionuclide.

Nelle terapie antitumorali che utilizzano radiofarmaci, lo scopo è quello di irradiare selettivamente tutte le cellule tumorali, cercando di evitare i tessuti sani, attraverso la somministrazione di composti radioattivi in linea di principio incorporati solo dalle cellule tumorali.

La distribuzione risultante delle ionizzazioni e della deposizione di energia dipende fortemente dall'omogeneità dell'incorporazione del radionuclide e anche dal tipo di radiazione emessa. Per esempio, per colpire tutte le cellule tumorali, gli emettitori di elettroni Auger devono essere incorporati in tutte le cellule tumorali a causa del breve percorso delle particelle emesse, mentre per emettitori beta è possibile, attraverso un effetto *cross fire*, colpire anche cellule in cui il radiofarmaco non è stato incorporato.

In tutti i casi, la dose media assorbita è l'unica informazione attualmente ottenibile per predire l'efficacia del trattamento, portando in alcuni casi a una sovrastima degli ef-

fetti biologici, in altri a una sottostima.

Per confrontare l'efficacia di un trattamento effettuato utilizzando tecniche di irradiazione diverse (brachiterapia, terapia radiometabolica, radioterapia a fasci esterni), la dose media assorbita nei trattamenti deve essere pesata per diversi fattori. Occorre infatti, tenere conto dell'efficacia biologica relativa (RBE) delle radiazioni utilizzate, dell'andamento della dose nel tempo (*dose rate frazionato, continuous low dose rate, continuous slowing down dose rate*) e la reale uniformità della dose assorbita/energia depositata. Sfortunatamente, in letteratura sono presenti pochi dati per valutare l'influenza di questi ultimi due fattori sugli effetti biologici risultanti.

Il capitolo 3 fornisce una revisione delle caratteristiche e delle definizioni dello schema MIRD, sottolineando la sua applicabilità ai complessi problemi dosimetrici correlati alla moderna medicina nucleare. L'utilità del formalismo MIRD risiede nella sua semplicità e generalità: c'è una netta separazione degli aspetti fisici dei quali si tiene conto nel calcolo della dose (inclusi nei fattori S) da quelli temporali (inclusi nell'attività cumulativa o nel tempo di residenza). Lo schema MIRD ha dimostrato di essere un solido strumento per calcolare la dose media assorbita e continua tuttora a essere il metodo standard per l'uso clinico di routine.

Ovviamente le ipotesi fatte nei MIRD *Pamphlet* n. 5 e n. 11 erano basate sulla medicina nucleare fatta per organi, dove la dosimetria serviva per garantire la sicurezza delle procedure diagnostiche. Oggigiorno lo scopo della dosimetria in medicina nucleare è molto diverso: negli esami diagnostici l'attenzione viene focalizzata sull'imaging di sottogruppi di cellule all'interno di un organo; nelle applicazioni terapeutiche si cerca l'eliminazione di intere popolazioni cellulari. In queste applicazioni, la dose assorbita è utilizzata per predire la risposta biologica sia dei tessuti normali sia delle cellule bersaglio.

Le distribuzioni non uniformi dell'attività nei tessuti bersaglio potrebbero avere dei

grossi impatti sul profilo della dose assorbita e perciò sulla risposta biologica. Il tema viene affrontato ampiamente nella sezione 4 del *Report*, dove si esaminano le conseguenze dosimetriche dovute a distribuzioni non uniformi di radioattività negli organi e tessuti sani, come nei tumori; vengono considerate le diverse emissioni (fotoni, particelle β , α , elettroni Auger e Coster-Kronig) e come queste possono superare o meno il problema della non uniformità della distribuzione.

Le non uniformità della dose assorbita sono fortemente dipendenti non solo dalle distribuzioni spaziali e temporali della radioattività, ma anche dal tipo di particella emessa. I fotoni, i più penetranti, forniscono le distribuzioni più uniformi; poi ci sono le particelle β , i cui percorsi sono abbastanza variabili in funzione dell'energia delle particelle emesse, in seguito le particelle α , che attraversano solo alcuni diametri cellulari, infine gli elettroni Auger o Coster-Kronig, il cui percorso effettivo è dell'ordine dei nanometri. Uno degli strumenti introdotti per la valutazione dell'uniformità della dose è costituito dagli istogrammi dose-volume.

Nel *Report* viene introdotto anche il concetto di *biologically equal effective dose* per affrontare la complessità nel predire le risposte biologiche a causa della variazione continua del dose-rate nei trattamenti con radiofarmaci.

Numerosi metodi pratici, ora disponibili per la valutazione della dose assorbita, vengono descritti nella sezione 5 del *Report*. A livello macroscopico, la determinazione della distribuzione dell'attività variabile nel tempo basata sull'imaging si sta perfezionando. Inoltre i calcoli delle dosi assorbite possono essere migliorati valutando dell'imaging convenzionale la massa degli organi e degli elementi di tessuto coinvolti.

Per affrontare le non uniformità a livello tissutale e cellulare, si sta sviluppando la dosimetria su piccola scala (*small-scale dosimetry*).

L'evidenza disponibile supporta le considerazioni di base del *Report*, ovvero, i risultati terapeutici per un singolo paziente saran-

no molto più accuratamente predetti dalla stima della dose assorbita piuttosto che dalla attività somministrata in un trattamento con radiofarmaco. Lo schema MIRD dovrebbe continuare a essere il metodo per fare dosimetria a tutti i livelli. Inoltre le seguenti specifiche raccomandazioni sono state fatte per la terapia radioisotopica.

1. La dosimetria paziente specifica dovrebbe essere eseguita quando una sostanza radioattiva è somministrata a scopo terapeutico.
2. Nel riportare le dosi per le terapie con radiofarmaci, oltre alla dose media assorbita, dovrebbero essere specificati i fattori che potrebbero modificare il risultato clinico, quali il dose-rate, la non uniformità e l'efficacia biologica relativa.
3. Per la determinazione della farmacocinetica, i campioni devono essere raccolti in intervalli dettati dal tempo di dimezzamento effettivo T_e del radiofarmaco, ovvero: $1/3T_e$, $2/3T_e$, $1.5T_e$, $3T_e$ e $5T_e$.

4. Anche se il metodo delle viste planari può essere utilizzato, sarebbe consigliabile l'utilizzo di immagini tomografiche o la combinazione di immagini planari e tomografiche per la determinazione delle distribuzioni di attività variabili nel tempo.
5. Imaging anatomico, quale RM o TC, dovrebbe essere utilizzato per la determinazione dei volumi degli organi coinvolti o delle lesioni tumorali.
6. Quando possibile, tecniche di microdosimetria dovrebbero essere utilizzate per determinare le non uniformità nella distribuzione della radioattività.

ICRU Report 67 è pubblicato in *Journal of the ICRU Vol 2 No 1* e può essere richiesto a:

Nuclear Technology Publishing, PO Box no 7, Ashford, Kent TN23 1YW England.

Web site: www.ntp.org.uk

E-MAIL Sales@ntp.org.uk

tel.44 0 1233 641683 fax. 44 0 1233 61021

Le raccomandazioni 2005 dell'ICRP

a cura di Augusto Giussani

Università degli Studi di Milano, Dipartimento di Fisica, Sezione di Fisica Medica

Da alcune settimane è disponibile su internet, all'indirizzo www.icrp.org, la bozza del documento predisposto dalla Commissione Internazionale di Radioprotezione ICRP e che, nelle intenzioni della commissione stessa, dovrebbe essere reso pubblico nel 2005 e sostituire le raccomandazioni del 1990 presentate nella Pubblicazione 60 [ICRP 1991a]. Le raccomandazioni del 1990 sono le ultime di una serie iniziata nel 1959 con la Pubblicazione 1 [ICRP 1959] e poi proseguita con le Pubblicazioni 6 [ICRP 1964], 9 [ICRP 1966] e 26 [ICRP 1977]. Nel 1999 Roger Clarke, Chairman della *Main Commission* dell'ICRP, espresse, con un articolo dal titolo *Control of low-level radiation exposure: time for a change* [Clarke 1999], l'esigenza di rive-

dere le raccomandazioni sulla base sia delle nuove evidenze scientifiche sia delle evoluzioni delle raccomandazioni del 1990 già presentate in una serie di Pubblicazioni successive [ICRP 1991b, 1991c, 1993a, 1993b, 1996a, 1997a, 1997b, 1997c, 1998b, 1999a]. Clarke proponeva un sistema basato sul concetto di *controllable dose* (dose a un individuo da una particolare sorgente che può essere controllata in un qualsivoglia modo), concetto applicabile indipendentemente dal tipo di esposizione (medica, lavorativa, della popolazione) e che comprende anche alti livelli di esposizione naturale, quali quelle dovute al radon, che possono essere controllate. Sono al contrario escluse da questa definizione (e dal sistema di protezione) tutte le

esposizioni esenti da controllo, quali ad esempio quelle dovute alla radiazione cosmica. Proponeva l'eliminazione della **collective dose** e del concetto del limite di dose, spesso frainteso nel senso di linea di demarcazione tra un valore di dose innocuo e uno che è dannoso. Al loro posto, venivano introdotti il concetto di "**action level**", cioè il valore di dose, riferito all'individuo potenzialmente maggiormente esposto, al di sopra del quale si rendeva necessario un intervento per diminuire l'esposizione, e quello di "**investigation level**", cioè il valore di dose per cui valeva la pena verificare la possibilità di introdurre semplici accorgimenti per ridurre l'esposizione. Proponeva inoltre che tali livelli fossero uniformati (intorno ai 20-30 mSv per l'**action level**, intorno ai 3 mSv per l'**intervention level**), e non più diversi a seconda della situazione considerata, come invece risultava dalle diverse pubblicazioni e linee guida date alla stampa dopo le Raccomandazioni del 1990.

La proposta di Clarke, discussa a Hiroshima durante l'assemblea delle Associazioni Nazionali di Radioprotezione durante il X Congresso Internazionale dell'Associazione Internazionale di Radioprotezione IRPA, trovò l'ostilità della stragrande maggioranza dei partecipanti. Le principali critiche avanzate erano riferite al fatto che le modifiche proposte prevedevano significative novità nella filosofia generale alla base del sistema di radioprotezione, non riconducibili però alle nuove conoscenze scientifiche acquisite nel frattempo. Da molte parti si chiedeva che la commissione fornisse, invece di nuove raccomandazioni, un testo chiaro che spiegasse come implementare in pratica le raccomandazioni già esistenti con un linguaggio semplice e facilmente comprensibile a tutti, soprattutto ai non anglofoni, evidenziando così il bisogno non di una nuova filosofia, ma di un aiuto nell'interpretazione di quella attuale, spesso presentata sotto forma di paradigmi e concetti espressi con vocaboli dalle sfumature difficilmente comprensibili ai non madrelingua. Risultava ad esempio ai più oscura la differenza tra il principio ALARA

(*As low as reasonably achievable*), e quello ALARP (*As low as reasonably practicable*), suggerito da Clarke. Inoltre, veniva anche lamentato come l'introduzione di un nuovo sistema di radioprotezione quando molti paesi erano in procinto di implementare legislazioni basate sulle raccomandazioni del 1990, o lo avevano appena fatto, rischiava di creare una situazione di caos e di incomprensione con il mondo politico, imprenditoriale e con la società in genere. Iniziava così un confronto aperto a tutte le parti in causa (gli **stakeholders**, come vengono indicati: associazioni nazionali, istituzioni scientifiche, rappresentanti degli organi legislativi, degli enti regolatori, delle imprese, della società civile..), proseguito, a livello scientifico, in altre sedi congressuali quali, ad esempio, il **Workshop on Internal Dosimetry of Radionuclides** tenuto a Oxford nel 2002, al Congresso Europeo IRPA 2002 di Firenze, fino ad arrivare al documento presentato al recente XI Congresso Internazionale IRPA di Madrid e poi pubblicato su internet come bozza per la consultazione.

Di seguito verranno riassunti i principali punti su cui si basa questo documento, con particolare riferimento ai cambiamenti e alle novità introdotte.

I principi di protezione

Il nuovo sistema di protezione è un'evoluzione naturale delle Raccomandazioni del 1990, con l'intenzione di passare da un approccio utilitaristico indicato come "**greatest good for the greatest number**" ad uno più focalizzato sul singolo individuo. Stabilisce e quantifica restrizioni alla dose individuale dovuta a singole sorgenti, restrizioni che forniscono un livello di protezione da considerare obbligatorio, e che vanno complementate dalla richiesta di ottimizzare il livello di protezione raggiunto. Le raccomandazioni dell'ICRP si applicano a tutte le sorgenti di pertinenza (vedi più avanti i criteri di esclusione) sia nelle situazioni normali (cioè le situazioni di tutti i giorni) sia nelle situazioni di esposizioni esistenti controllabili come pure nelle emergenze.

Come già nella Pubblicazione 60, si introducono due semplificazioni, che vanno sotto il nome di “*individual related dose assessment*” e “*source related dose assessment*”. La prima prevede che le esposizioni di un individuo siano separate in 3 classi (esposizione lavorativa, esposizione medica e esposizione della popolazione), e che queste 3 componenti non vadano sommate tra loro, anche se è lo stesso individuo ad essere esposto. Vanno invece sommate tra loro le esposizioni dovute a sorgenti differenti, ma entro la stessa classe. La seconda semplificazione consiste invece nel considerare l’esposizione di tutti gli individui dovuta a una data sorgente. Nelle nuove Raccomandazioni, questo secondo tipo di valutazione assume importanza primaria. In riferimento al trattamento dei rifiuti, questi vengono considerati far parte della sorgente che li genera, a meno che essa non esista più (esempio: installazione dismessa), nel cui caso il rifiuto diventa una sorgente autonoma.

Non tutte le sorgenti esistenti cadono però sotto le maglie del sistema di protezione. Alcune sorgenti ne sono infatti *escluse*, e sono quelle sorgenti (in genere di origine naturale) per cui la dose efficace annua è trascurabilmente bassa e/o per cui non è fattibile in pratica alcun controllo. La Commissione ha deciso di escludere dal sistema di protezione quei materiali che hanno una concentrazione di attività inferiore a

0.01 Bq · g⁻¹ per α-emettitori artificiali,

0.1 Bq · g⁻¹ per β/γ-emettitori artificiali,

1.0 Bq · g⁻¹ per le catene naturali (²³⁸U, ²³²Th),

10 Bq · g⁻¹ per materiali contenenti ⁴⁰K

come pure l’esposizione dei passeggeri delle linee aeree alla radiazione cosmica (impossibilità di controllo della sorgente). L’esposizione dell’equipaggio e dei corrieri aerei rientra invece nel sistema di protezione come esposizione lavorativa.

Tutte le altre sorgenti sono soggette al sistema di protezione e necessitano appropriata autorizzazione da parte delle autorità competenti. In accordo con le indicazioni dell’IAEA e dell’Agenzia per l’Energia Nuclea-

re dell’OCSE; sono *esenti* dall’autorizzazione quelle sorgenti per cui, ai fini pratici, non sono necessarie misure di protezione in quanto i livelli di esposizione sono al di sotto di valori di esenzione, da fissare.

Quindi, riassumendo, le sorgenti si possono suddividere in sorgenti a cui si applica il sistema di radioprotezione e sorgenti che ne sono escluse. Le sorgenti del primo tipo si differenziano ulteriormente in sorgenti per cui è necessaria un’autorizzazione delle autorità competenti, e sorgenti che sono esentate da tale autorizzazione.

Grandezze caratteristiche e unità di misura

L’ICRP mantiene nel nuovo documento l’approccio pragmatico adottato in precedenza. Anche se l’interazione radiazione-materia non è un processo continuo e omogeneo, e la stessa distribuzione di radionuclidi all’interno degli organi possa presentare notevoli disomogeneità, l’utilizzo dei fattori peso per la radiazione e per il tessuto permette di avere quantità dosimetriche ragionevolmente correlate ai danni biologici. Viene mantenuta, per gli effetti stocastici, l’ipotesi lineare senza soglia: il danno è linearmente correlato con la dose ricevuta. Questa ipotesi permette di poter sommare tra loro contributi di dose dovuti a tipi di radiazioni e/o sorgenti diverse, ricevuti in tempi diversi, ottenendo un valore sempre proporzionale al danno atteso.

Chiamata D_{TR} la dose al tessuto T dovuta alla radiazione di tipo R, si definisce *Radiation weighted dose* H_T la somma delle singole D_{TR} pesate per il fattore di ponderazione caratteristico del tipo di radiazione:

$$H_T = \sum_R w_R D_{TR} \quad [\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}]$$

Questa grandezza è analoga a quella che nell’ICRP60 veniva chiamata “*equivalent dose*”, e che in precedenza era chiamata “*dose equivalent*”. La necessità di dare un nome nuovo a questa grandezza discende dalla confusione creata dai nomi precedentemente assegnati. Si propone anche di introdurre una nuova unità di misura (non ancora definita), per rimarcare la differenza tra H_T e la

dose efficace E (misurata in Sv), la cui definizione rimane sempre quella di somma delle singole H_T su tutti i tessuti, pesate per il rispettivo fattore peso w_T :

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{TR} \quad [Sv = J \cdot kg^{-1}]$$

Rispetto alla Pubblicazione 60, sono stati rivisti, sulla base dei nuovi dati epidemiologi-

ci e radiobiologici, i valori dei fattori peso [ICRP 2003b]. Nelle tabelle 1 e 2 vengono riassunti questi valori, con evidenziate le variazioni rispetto alle precedenti raccomandazioni. Da notare che il calcolo della dose al remainder è stato ora notevolmente semplificato, e si esprime come semplice media della dose dei 14 organi che lo compongono.

Tabella 1 - Fattori peso per tipo di radiazione w_T

<i>Tipo di radiazione</i>	<i>1990 Recommendations</i>	<i>2005 Recommendations</i>
Fotoni	1	1
Elettroni	1 (compresi muoni)	1
Protoni	5 (no protoni di rinculo, $E > 2 \text{ MeV}$)	2
Particelle alfa, frammenti di fissione, nuclei pesanti	20	20
Neutroni	$\begin{cases} 5 & E < 10 \text{ keV} \\ 10 & 10 \text{ keV} \leq E \leq 100 \text{ keV} \\ 20 & 100 \text{ keV} < E \leq 2 \text{ MeV} \\ 10 & 2 \text{ MeV} < E \leq 20 \text{ MeV} \\ 5 & E > 20 \text{ MeV} \end{cases}$ approssimata dalla funzione continua: $5 + 17 \cdot e^{-\frac{(\ln(2 \cdot E))^2}{6}}$	$\begin{cases} 2.5 + 18.2 \cdot e^{-\frac{(\ln E)^2}{6}} & E < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0 \cdot e^{-\frac{(\ln(2 \cdot E))^2}{6}} & E \geq 1 \text{ MeV} \end{cases}$

Tabella 2 - Fattori peso per il tessuto w_R

<i>Tipo di radiazione</i>	<i>1990 Recommendations</i>	<i>2005 Recommendations</i>
Midollo osseo	0.12	0.12
Mammella	0.05	0.12
Colon	0.12	0.12
Polmone	0.12	0.12
Stomaco	0.12	0.12
Vescica	0.05	0.05
Esofago	0.05	0.05
Gonadi	0.20	0.05
Fegato	0.05	0.05
Tiroide	0.05	0.05
Superficie ossea	0.01	0.01 →

(segue) Tabella 2 - Fattori peso per il tessuto w_R

<i>Tipo di radiazione</i>	<i>1990 Recommendations</i>	<i>2005 Recommendations</i>
Cervello	(negli "organi rimanenti")	0.01
Rene	(negli "organi rimanenti")	0.01
Ghiandole salivari	non considerate	0.01
Pelle	0.01	0.01
Organi e tessuti rimanenti	0.05 (media delle dosi ai seguenti organi, pesate rispetto alle masse degli organi: Muscolo, Cervello, Intestino Tenue, Reni, Cistifellea, Milza, Timo, Utero, Surrene, Vie aeree extratoraciche. Algoritmo particolare nel caso in cui uno di questi organi fosse, tra tutti, quello con il valore massimo di dose equivalente)	0.10 (media delle dosi ai seguenti organi: Tessuto adiposo, Surrene, Tessuto connettivo, Vie aeree extratoraciche, Cistifellea, Pareti del cuore, Linfonodi, Muscolo, Pancreas, Prostata, Pareti dell'intestino tenue, Milza, Timo e Utero).

Come si nota, c'è un'evidente diminuzione del fattore di ponderazione delle gonadi, a considerazione del fatto che gli studi sulle popolazioni sopravvissute alle esplosioni di Hiroshima e Nagasaki hanno mostrato un'incidenza trascurabile di effetti genetici [UNSCEAR 2001].

Per la descrizione dell'anatomia umana nel calcolo delle dosi dovute a sorgenti esterne o interne, si fa uso dei nuovi **voxel phantoms**, sviluppati in modo da corrispondere ai cosiddetti individui di riferimento descritti nella Pubblicazione 89 [ICRP 2002] al posto del tradizionale modello analitico sviluppato da Snyder e usato finora [Snyder et al., 1978].

Nella nuova Pubblicazione non si fa più esplicito riferimento agli **Annual Limits of Intake** (ALIs), in quanto questi sono riferiti ad una singola sorgente e non alla totalità delle esposizioni a cui un individuo può essere soggetto. Si riconosce che comunque il concetto di ALI può essere utile a fine pratico in particolari situazioni. Un'utile grandezza operativa è il DAC (**Derived Air Concentration**), cioè la concentrazione di un radionuclide in aria che corrisponde ad una dose effica-

ce impegnata uguale al limite di dose, nell'ipotesi di un tasso respiratorio di $1.2 \text{ m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$ e un impegno lavorativo annuo di 2000 ore.

Giustificazione

Per quanto riguarda la giustificazione di una pratica (**practice**) che prevede l'esposizione a radiazioni ionizzanti, si fa notare che questo è un compito basato su considerazioni più ampie che non il solo aspetto radioprotezionistico, compito che esula dalle competenze dell'ICRP e che spetta invece a governi o enti regolatori a livello locale, nazionale o internazionale, oppure, nel caso dell'esposizione dei pazienti, al medico che sceglie la tecnica diagnostica o terapeutica più adatta (aspetto, quest'ultimo, che evidenzia ancora una volta l'importanza di prevedere una corretta formazione in fisica delle radiazioni e in radioprotezione del personale medico, sia esso di base o specialistico). La giustificazione di una pratica, inoltre, non è un concetto fisso, ma va continuamente rivalutata sulla base delle evoluzioni scientifiche e tecnologiche e della eventuale comparsa di alternative alle pratiche esistenti.

Vincoli di dose (Dose constraints) e limiti di dose (Dose limits)

Il sistema di radioprotezione si applica quindi a quelle pratiche che sono state giustificate nel modo spiegato in precedenza. Oltre ai limiti di dose (*dose limits*), nel nuovo sistema di radioprotezione viene data molta importanza ai vincoli di dose (*dose constraints*). Mentre i primi, da usare **esclusivamente** in situazioni normali, si applicano al singolo individuo, e indicano la dose massima che questo può ricevere in un determinato tempo da tutte le possibili sorgenti di radiazione a cui è esposto (escluso il fondo ambientale), i secondi sono riferiti alla singola sorgente e indicano il livello che protegge gli individui maggiormente esposti ad essa (identificabili, nel caso di esposizione della popolazione, con il concetto di gruppo critico). Il vincolo di dose si applica a situazioni normali, di esposizione controllata e di emergenza e al caso delle esposizioni esistenti controllabili. Rispetto alle precedenti raccomandazioni del 1990, viene data maggiore enfasi al concetto di vincolo, che viene considerato il livello fondamentale di protezione. Valore dei vincoli di dose vengono quindi definiti per tutte le sorgenti controllabili in tutte le situazioni operative.

I "*source-related individual dose constraints*" vengono determinati in base al livello di fondo della radiazione naturale, che sul nostro pianeta varia (escludendo il contributo del radon) da 0.8 a 2.4 mSv/a [UNSCEAR 2000]. L'ICRP per semplicità considera questo livello pari a 1 mSv/a. Di conseguenza, l'ICRP considera altamente necessario intervenire su una sorgente se la dose efficace risultante è un fattore 100 superiore rispetto al fondo naturale. Quindi nessuna sorgente associata ad un rischio di dose superiore ai 100 mSv può essere giustificata, se non nel caso di misure salvavita in situazioni di emergenza, o nel caso di missioni nello spazio. La Commissione raccomanda 4 livelli di valori massimi dei vincoli di dose, da considerare come limiti superiori, anche se si aspetta che nelle legislazioni nazionali i valori adottati siano più restrittivi di quelli qui adottati:

<u>100 mSv/a</u>	Situazioni di emergenza e esposizioni esistenti controllabili di alto livello. Non c'è nessun tipo di beneficio, né a livello individuale né a livello collettivo, al di sopra di tale vincolo.
<u>20 mSv/a</u>	Esposizioni lavorative, contro-misure in caso di incidenti, personale di sostegno per pazienti di terapia radiometabolica, esposizioni controllabili quali radon. C'è un beneficio diretto o indiretto per le persone esposte, le quali ricevono appropriato addestramento e una valutazione della dose.
<u>1 mSv/a</u>	Casi con beneficio per la società, ma senza beneficio diretto per le persone esposte, che non ricevono addestramento e tantomeno sono soggette ad un monitoraggio della dose.
<u>0.01 mSv/a</u>	Valore minimo di qualsiasi vincolo.

Nel caso di donne in gravidanza, i valori dei vincoli posti per la popolazione garantiscono che l'esposizione del feto sia al di sotto di 1 mSv, come richiesto. Nel caso di donne lavoratrici, il mantenimento dei vincoli potrebbe significare una limitazione e/o una variazione delle competenze e dell'ambito di lavoro, ma non necessariamente un divieto assoluto di lavorare con sorgenti o materiale radioattivo.

Al fine di verificare il rispetto dei vincoli così definiti, la Commissione sta studiando l'opportunità di introdurre una grandezza chiamata *age-averaged effective dose coefficient*. A tal proposito è stato costituito un *Task Group* del Comitato 4 dell'ICRP.

Caso particolare è quello del radon, considerato come sorgente controllabile e già trattato nella Pubblicazione 65 [ICRP 1993b]. Vengono indicati come maximum constraints i valori di concentrazione in aria pari a 600 Bq · m⁻³ in ambito domestico, e 1500 Bq · m⁻³ in ambito lavorativo. È quindi responsabilità

delle autorità nazionali stabilire i propri vincoli (al di sotto di quelli ICRP) e fissare di conseguenza i livelli di esposizione al di sotto dei quali non si applica il sistema di protezione per il radon.

Oltre ai vincoli di dose, che, come detto, diventano il livello fondamentale di protezione, vengono mantenuti i limiti di dose già previsti nelle Raccomandazioni del 1990, intesi ora come limitazione appropriata al valore di dose in **situazioni normali**:

esposizione lavorativa 20 mSv/a mediati su 5 anni (100 mSv in 5 anni), e comunque non più di 50 mSv in un singolo anno

esposizione della popolazione 1 mSv/a, che può essere eluso solo in casi eccezionali e comunque senza mai superare il valore di 5 mSv in 5 anni.

Vengono inoltre indicati, per alcuni particolari tessuti, limiti addizionali: per il cristallino 150 mSv per i lavoratori e 15 mSv per la popolazione, per la pelle 500 mSv per i lavoratori e 50 mSv per la popolazione, per le estremità 500 mSv (solo per i lavoratori).

Discorso particolare riguarda le esposizioni potenziali, cioè quelle di cui si può solo stimare una generica probabilità di manifestarsi (esempio: incidente in impianto nucleare, esposizione a seguito di trasgressione o di malfunzionamento dei sistemi di sicurezza, ecc.). Per le esposizioni potenziali si parla di vincolo di rischio, una grandezza che tiene conto di due fattori: la probabilità di ricevere una dose e il detrimento (inteso come probabilità condizionale di morte) associato a quella eventuale dose. Nella Pubblicazione 76 [ICRP 1997b]. Tali vincoli di rischio sono stati posti a $2 \cdot 10^{-4}$ per i lavoratori e $5 \cdot 10^{-6}$ per la popolazione.

Ottimizzazione

Le restrizioni imposte dai vincoli di dose e dai limiti di dose sono obbligatorie, e non rispettarle equivale ad una violazione del sistema di protezione. Il rispetto di queste restrizioni non è comunque per di sé sufficiente;

va accompagnato ad uno sforzo continuo per ottimizzare il livello di protezione. Questo sforzo non può essere definito in generale in termini quantitativi; richiede un processo di valutazione che si fonda sul principio ALARA. Analisi del tipo costo-beneficio o costo-efficacia possono essere utili, ma presentano in generale lo svantaggio di privilegiare gli aspetti generali della società in astratto a spese di quelli del singolo individuo. Come per la giustificazione, anche il processo di ottimizzazione è un processo dinamico che deve tener conto degli sviluppi tecnologici e socio-economici, basandosi sul principio della **best technology available not entailing excessive costs**. In pratica, il processo di ottimizzazione è visto equivalente alla promozione di una cultura della sicurezza (**safety culture**).

L'ottimizzazione, di cui sono responsabili gli operatori delle sorgenti, va effettuata sulla base di linee guida stabilite dalle autorità competenti. Il processo di ottimizzazione non consiste solo nel cercare di ridurre continuamente le dosi alle persone esposte, ma anche la messa in atto di tutti gli accorgimenti per evitare incidenti e altre esposizioni potenziali. Nelle situazioni di esposizione normale, l'ottimizzazione fa parte del design della sorgente. Nelle situazioni di emergenza, l'ottimizzazione rientra nella fase di pianificazione e nella determinazione dei livelli di intervento. Nelle situazioni di esposizioni esistenti controllabili, l'ottimizzazione consiste nella scelta ed implementazione di opportune azioni protettive.

Uno dei fattori che entrano in gioco nella fase di ottimizzazione è la stima di dose a un vasto gruppo della popolazione su un ampio intervallo di tempo. Sulla base delle esperienze passate, si ritiene di dover rinunciare al concetto di dose collettiva, che aggrega le informazioni in maniera eccessiva e per questo è stato spesso fonte di incomprensioni e utilizzato in maniera impropria. Si consiglia invece di mantenere informazioni dettagliate sulla distribuzione delle dosi individuali come pure sulla distribuzione spaziale e temporale delle esposizioni. Queste informazioni vanno a fare parte di una cosiddetta **dose-ma-**

trix, ai cui elementi è poi possibile applicare dei fattori di ponderazione che ne determinano la maggiore o minore importanza, in dipendenza della situazione in esame. E' in preparazione da parte del Comitato 4 dell'ICRP un opportuno documento che dovrebbe spiegare principi e metodi di implementazione di tale concetto.

Esposizioni mediche

Nel caso delle esposizioni mediche dei pazienti, come già detto, la giustificazione è di competenza delle associazioni scientifiche di categoria in generale (procedure diagnostiche di base), e del singolo medico curante in particolare (procedure diagnostiche particolari, procedure terapeutiche). Si esula ovviamente dal principio di limitazione, in quanto questa potrebbe comportare una riduzione dell'efficacia della tecnica diagnostica o terapeutica utilizzata. È comunque importante sottolineare come continui invece a valere il principio dell'ottimizzazione dell'esposizione (che non necessariamente equivale ad una riduzione di dose al paziente). Si fa uso dei livelli diagnostici di riferimento, espressi in opportune unità di misura facilmente misurabili, come indicatori della corretta conduzione delle procedure in situazioni di routine.

La Pubblicazione 84 [ICRP 2000] contiene le linee guida relative all'esposizione di donne durante la gravidanza. L'eventuale rischio legato all'esposizione del feto (trascurabile nella maggior parte dei casi per procedure diagnostiche effettuate in maniera corretta) dev'essere in questo caso confrontato col rischio che corre la madre se non si sottopone alla procedura medica indicata. Per quanto riguarda l'esposizione della popolazione (familiari, amici, volontari, altri degenti o comunque frequentatori di un luogo pubblico quale è un centro di cura) bisogna tenere in conto che la cura e l'assistenza dei pazienti possono comportare esposizioni inevitabili e difficili da controllare. Per familiari, amici e assistenti volontari, superamenti dei vincoli e dei limiti fissati per la popolazione possono essere tollerati, in presenza di una corretta informazione sui rischi associati. I vincoli

non si applicano nemmeno al caso dei soggetti che si sottopongono volontariamente ad esposizioni alle radiazioni a scopo di ricerca (ovviamente con opportuno consenso informato), come pure alle esposizioni mediche richieste dalle compagnie assicurative.

Opportuni controlli sono necessari sugli scarichi e sui rifiuti prodotti. Restrizioni particolari relative alla dimissione e alla libera circolazione dei pazienti di medicina nucleare sono richieste solo a seguito del trattamento per la tiroide con radioiodio.

Schema di protezione per le specie non umane

Viene introdotto uno schema di radioprotezione per le specie non umane [ICRP 2003a], non ritenendosi che lo schema adottato per l'uomo sia sufficiente a proteggere anche l'ambiente. La responsabilità di definizione di questo schema ricade sul Comitato 5, di recente costituzione e presieduto dal Prof. J.R.Pentreath dell'Università di Reading (UK), che avrà il compito di sviluppare un insieme di definizioni, di modelli di riferimento e di set di dati per un numero ristretto di tipologie animali e vegetali, al fine da poter relazionare le esposizioni ai valori di dose ed ai conseguenti effetti. Si intende così realizzare un approccio comune alla radioprotezione, in cui il sistema di protezione e di decisione sia una sintesi dei due singoli sistemi (quello per gli organismi umani e quello per gli organismi non umani) implementati in parallelo.

Discussione

Il documento finale risulta sicuramente ridimensionato rispetto alle iniziali velleità di Clarke. I pilastri della radioprotezione continuano a rimanere la giustificazione, l'ottimizzazione e la limitazione delle esposizioni, con la differenza che ora la giustificazione esula dalle competenze dell'ICRP e che la limitazione risulta precedente al processo di ottimizzazione. C'è sicuramente una evoluzione del sistema rispetto alle raccomandazioni del 1990, ed è sicuramente positivo il fatto che si cerchi di dare dei livelli univoci dei vincoli di dose validi per tutti i tipi di si-

tuazioni ed esposizioni, ponendo ordine alla confusione creatasi con le Pubblicazioni successive alla 90. È inoltre anche da considerare positivamente il cambiamento del metodo di calcolo della dose al **Remainder**, che nel sistema precedente risultava eccessivamente cervelotico e causa di comprensibili perplessità in fase di applicazione. Pure il passaggio dal concetto di dose collettiva a quello di **dose matrix** sembra interessante, anche se ci sarà bisogno di linee guida chiare ed inequivocabili per la sua applicazione per evitare fraintendimenti e incongruità. L'introduzione di un nuovo nome e di una nuova unità di misura per il concetto di dose equivalente rischia invece di creare ulteriore confusione, contrariamente alle intenzioni.

La presentazione di nuove raccomandazioni sembra comunque rimanere un'esigenza dettata più da motivi di praticità e da una particolare visione socio-culturale della problematica, che non da effettive motivazioni dal punto di vista scientifico (solo nella revisione dei valori dei fattori peso vengono tenuti in considerazione i più recenti risultati, in particolare quelli degli studi epidemiologici). Le recenti scoperte e i progressi registrati nello studio dei meccanismi di interazione della radiazione come l'**adaptive response** e il **bystander effect** (entrambi non compatibili, seppure per motivazioni opposte, con l'ipotesi lineare senza soglia - LNT - attualmente adottata) non vengono invece presi in considerazione, come pure le evidenze sperimentali relative all'insorgenza di patologie non cancerose come conseguenza dell'esposizione a radiazione [Hayashi et al. 2003, Preston et al. 2003] o alla cosiddetta **genetic susceptibility** [ICRP 1998a]. La motivazione è che tali evidenze non hanno ancora solidità tale da motivare una rivoluzione copernicana nel sistema di protezione. Vero è che rinunciare all'ipotesi LNT, cioè ammettere che a basse dosi il rapporto dose/effetto non è più lineare, ed eventualmente che esiste un valore di soglia al di sotto del quale l'effetto è nullo o trascurabile, avrebbe come conseguenza l'impossibilità di sommare tra loro, come si fa adesso, dosi ricevute da sorgenti differenti

e/o in tempi differenti, ottenendo in ogni caso una grandezza proporzionale all'effetto. Al contrario, bisognerebbe tener memoria delle singole esposizioni, della loro durata, del rateo di esposizione... condizioni che renderebbero la pratica della radioprotezione estremamente e inutilmente complicata. Resta infine da chiedersi quali vantaggi si possano effettivamente ottenere introducendo un sistema specifico e dettagliato per la radioprotezione delle specie non umane.

Il documento rimarrà per alcuni mesi sul sito web dell'ICRP, dove sarà inoltre possibile inviare i propri commenti e suggerimenti. Il periodo di consultazione finirà il 31 dicembre 2004.

BREVE GLOSSARIO

Emergenza	situazione inattesa che richiede intervento urgente. Può essere il risultato di un evento improvviso o la conseguenza di un lento deterioramento.
Esposizione	processo in cui si è esposti a radiazione o a materiale radioattivo.
Esposizione esistente controllabile	risulta da sorgenti, siano esse naturali o artificiali, già esistenti e per cui quindi la giustificazione non è più rilevante. Se non ricadono nei criteri di esclusione, esse rientrano nello scopo delle raccomandazioni, e possono essere controllate esclusivamente modificando la modalità di esposizione.
Esposizione potenziale	evento che non è possibile prevedere in dettaglio, e di cui si può solo stimare la probabilità che avvenga.
Gruppo critico	scelto in rappresentanza degli individui maggiormente esposti ad una data sorgente; individuato considerato le abitudini medie di tutti gli appartenenti al gruppo, devono tenere comunque conto al lo-

	ro interno della rappresentanza di individui con abitudini estreme o insolite.	ICRP, 1991b. Radiological protection in biomedical research. ICRP Publication 62. Annals of the ICRP 22 (3).
Pratica (<i>practice</i>)	indica quelle sorgenti che rientrano nello scopo delle raccomandazioni e che corrispondono ad attività deliberate che aumentano, effettivamente o potenzialmente, l'esposizione di individui a radiazioni.	ICRP, 1991c. Principles for intervention for protection of the public in a radiological emergency. ICRP Publication 63. Annals of the ICRP 22 (4).
Situazioni normale	esposizione conseguente alla introduzione di una nuova sorgente e che è collegata alle attività di tutti i giorni	ICRP, 1993a. Protection from potential exposure: A conceptual framework. ICRP Publication 64. Annals of the ICRP 23 (1).
Sorgente	indica in genere la causa di un'esposizione, e non corrisponde necessariamente a una sorgente fisica.	ICRP, 1993b. Protection against radon-222 at home and at work. ICRP Publication 65. Annals of the ICRP 23 (2).
		ICRP, 1996a. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Annals of the ICRP. 26 (2).
		ICRP, 1997a. General principles for the radiation protection of workers. ICRP Publication 75. Annals of the ICRP 27 (1).
		ICRP, 1997b. Protection from potential exposure: Application to selected radiation sources. ICRP Publication 76. Annals of the ICRP 27 (2).
		ICRP, 1997c. Radiological protection policy for the disposal of radioactive waste. ICRP Publication 77. Annals of the ICRP 27 (Suppl.).
		ICRP, 1998a. Genetic susceptibility to cancer. ICRP Publication 79. Annals of the ICRP 28 (1/2).
		ICRP, 1998b. Radiation protection recommendations as applied to the disposal of long-lived solid radioactive waste. ICRP Publication 81. Annals of the ICRP 28 (4).
		ICRP, 1999a. Protection of the public in situations of prolonged radiation exposure. ICRP Publication 82. Annals of the ICRP 29 (1-2).
		ICRP, 2000. Pregnancy and medical radiation. ICRP Publication 84. Annals of the ICRP 30 (1).
		ICRP 2002. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Publication 89. Annals of the ICRP 32 (3-4).
		ICRP, 2003a. A framework for assessing the impact of ionising radiation on non-human species. ICRP Publication 91. Annals of the ICRP 33 (3).
		ICRP, 2003b. Relative Biological Effectiveness

LISTA DELLE REFERENZE

- Clarke R. 1999. Control of low-level radiation exposure: time for a change. *J. Radiol. Prot.*, 19,107-15.
- Hayashi, T., Kusunoki, Y., Hakoda, M., et al. 2003 Radiation dose-dependent increases in inflammatory response markers in A-bomb survivors. *Int. J. Radiat. Biol.* 79, 129-136.
- ICRP, 1959. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, Oxford, UK.
- ICRP, 1964. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (as amended 1959 and revised 1962). ICRP Publication 6. Pergamon Press, Oxford, UK.
- ICRP, 1966. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Revision of ICRP Publication 6). ICRP Publication 9. Pergamon Press, Oxford, UK.
- ICRP, 1977. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Annals of the ICRP 1 (3).
- ICRP, 1991a. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 21 (1-3).

- (RBE), Quality Factor (Q), and radiation weighting factor (w_R) ICRP Publication 92. Annals of the ICRP 33 (4).
- Preston, D.L., Shimizu, Y., Pierce, D.A., et al. 2003. Studies of mortality of atomic bomb survivors. Report 13: Solid cancer and non-cancer disease mortality: 1950 - 1997. Radiat. Res. 160, 381-407.
- Snyder, W.S., Ford, M.R., Warner, G.G., 1978. Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. Medical Internal Radiation Dose Committee (MIRD) Pamphlet No. 5, Society of Nuclear Medicine, New York, NY.
- UNSCEAR, 2000. Sources and effects of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2000 Report to the General Assembly, with Annexes. Volume II: Effects. Sales No. E.00.IX.4. United Nations, New York, NY.
- UNSCEAR, 2001. Hereditary effects of radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2001 Report to the General Assembly, with Scientific Annex. Sales No. E.01.IX.2. United Nations, New York, NY.

Manifestazioni

GIMMN-GRUPPO INTERREGIONALE MERIDIONALE DI MEDICINA NUCLEARE GIORNATA DI APPROFONDIMENTO SULL'UTILIZZO DELLE METODICHE DI MEDICINA NUCLEARE IN ONCOLOGIA

Agrigento 26 Novembre 2004 - Grand Hotel dei Templi

Associazione Italiana di Medicina Nucleare - Associazione Italiana di Fisica in Medicina

Azienda Ospedaliera "S. Giovanni di Dio" di Agrigento

Presidenza della Regione Sicilia - Presidenza della Provincia Regionale di Agrigento

Sindaco della Città di Agrigento

Il corso approfondirà alcune tematiche emergenti in medicina nucleare di interesse oncologico con il contributo di relatori (Medici Nucleari, Oncologi e Fisici) provenienti dai centri italiani con la massima esperienza nel settore medico diagnostico e radioprotezionistico.

Website: www.aifmsicilia

CORSO DI RADIOPROTEZIONE IN MEDICINA NUCLEARE

Agrigento 27 Novembre 2004 - Grand Hotel dei Templi Con il patrocinio di:

Associazione Italiana di Medicina Nucleare - Associazione Italiana di Fisica in Medicina

Azienda Ospedaliera "S. Giovanni di Dio" di Agrigento

Presidenza della Regione Sicilia - Presidenza della Provincia Regionale di Agrigento

Sindaco della Città di Agrigento

Il corso ha la finalità di aggiornare in radioprotezione gli operatori che lavorano in medicina nucleare.

È valido per tutti gli scopi previsti dalla normativa vigente in materia di formazione e informazione in radioprotezione

Accreditato ECM per TSRM e Infermieri Professionali

Posti disponibili 60 per entrambe le figure operanti in Medicina Nucleare

Website: www.aifmsicilia



GE Medical Systems

press information



LE PIÙ RECENTI TECNICHE DI IMAGING GE HEALTHCARE NEI SISTEMI SIGNA PER LA RISONANZA MAGNETICA

Tecniche di Imaging in grado di offrire vantaggi significativi in campo neuroradiologico, angiografico e mammografico

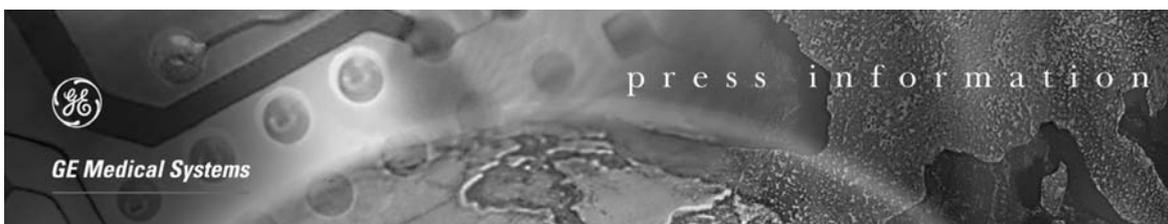
VIENNA, Austria - GE Healthcare ha presentato i risultati clinici conseguiti grazie alle più recenti tecniche di imaging, rese possibili dalla tecnologia **EXCITE**, applicata ai sistemi Signa per la risonanza magnetica. Si tratta di tre tecniche progettate per offrire vantaggi clinici significativi in ambito neuroradiologico, angiografico e mammografico. I clinici che hanno utilizzato le tecnologie **PROPELLER** nelle indagini a livello cerebrale, **TRICKS** per l'angiografia con mezzo di contrasto e **VIBRANT** per l'imaging bilaterale della mammella hanno già avuto modo di toccare con mano i miglioramenti sostanziali ottenuti a livello di qualità dell'immagine, differenziazione tessutale e tempi di scansione.

PROPELLER: questa tecnologia consente la creazione di immagini cerebrali pesate in T2 e studi di diffusione di elevata qualità. Si caratterizza inoltre per un miglioramento del 20-30% del rapporto segnale-rumore, una significativa riduzione delle distorsioni tessutaria nelle immagini di diffusione e una notevole diminuzione della sensibilità ai movimenti del paziente in grado di influire sulla qualità dell'immagine.

TRICKS: tecnologia (*Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics*) utilizzata per l'acquisizione dati nelle indagini angiografiche con risonanza magnetica, sfrutta appieno la potenza dell'**EXCITE**, consentendo di gestire un volume di dati e requisiti di elaborazione dieci volte superiori rispetto ai metodi convenzionali. La tecnologia TRICKS prevede l'acquisizione dell'immagine su sfondo statico, seguita dall'acquisizione di una sequenza rapida di dati dinamici, che successivamente vengono integrati per creare il risultato finale. La sequenza rapida di dati dinamici è fondamentale per ottenere un'elevata risoluzione temporale. Nell'angiografia con mezzo di contrasto degli arti inferiori condotta con la risonanza magnetica, la tecnologia **TRICKS** elimina gli errori di temporizzazione e di triggering, consentendo praticamente di utilizzare una tecnica "point-and-shoot".

VIBRANT: tecnologia (Volume Imaged Breast Assessment) è una tecnica che sfrutta il parallel imaging che permette di eseguire l'imaging bilaterale simultaneo della mammella ad alta risoluzione sul piano sagittale, ossia nell'inquadratura privilegiata dagli esperti di mammografia. Offre una risoluzione simile a quella di un esame RM unilaterale della mammella senza alcun incremento del tempo di scansione. In particolare, si fonda su un approccio a tecnologie multiple, che comprende lo shimming bilaterale, una tecnica di inversione spettrale specifica per la mammella e una tecnica di sottrazione immagini automatizzata per l'eliminazione affidabile ed efficace del tessuto adiposo.

“L'approccio di GE punta a integrare la potenza delle tecnologie all'avanguardia in nuove applicazioni, che siano rilevanti sia per gli operatori sanitari che per i pazienti, al fine di



consentire un ulteriore incremento dell'affidabilità diagnostica,” ha dichiarato Stefano Vagliani, MR Europe Manager di GE Healthcare. “Questo concetto vale soprattutto per le indagini a livello cardiaco e angiografico, che, al contrario di quanto accadeva in passato, ora sono condotte sempre più con l'impiego della risonanza magnetica. È, infatti, divenuta la modalità d'elezione preferita dai radiologi per molte indagini tradizionalmente condotte con altri sistemi.”

La tecnologia **EXCITE**, lanciata nel maggio 2002, è caratterizzata da una ridefinizione completa della procedura di imaging e da una diminuzione sostanziale dei tempi, che vanno dall'acquisizione delle immagini alla loro visualizzazione. Offre in particolare un aumento significativo del rapporto segnale-rumore, che consente una migliore qualità dell'immagine, ed una tempistica notevolmente ridotta, che si traduce in un incremento della produttività.

Dal lancio dell'**EXCITE**, GE Healthcare ha ricevuto oltre 200 ordini in Europa e 900 a livello mondiale. “Essendo parte integrante del programma di aggiornamento continuo di GE, la tecnologia **EXCITE** è disponibile sugli scanner GE Signa® 1.5T nuovi e precedentemente installati,” ha affermato Vagliani. “Attualmente, uno dei nostri principali obiettivi consiste nel rendere disponibili queste straordinarie caratteristiche su tutta l'ampia base installata presso i nostri clienti.”

Inoltre, GE punta in particolare sullo scanner Signa® EXCITE 3.0T MR, lanciato all'inizio del 2004. Fra le sue caratteristiche innovative, il nuovo scanner consente di effettuare scansioni con il campo di visualizzazione più ampio in assoluto disponibile ad oggi nel settore, che è essenziale in particolare per le applicazioni total body e vascolari. Presso lo stand GE Healthcare in occasione del Congresso Annuale ECR, sono stati presentati i casi clinici trattati con i sistemi già installati in Europa.

GE Healthcare

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

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

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

Per ulteriori informazioni, visitare il sito Web di GE Healthcare www.gehealthcare.com

Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

Servizio di Fisica Sanitaria

Azienda Ospedale Università S. Martino - Genova

La correzione dei fattori di degrado dell'immagine è essenziale per una accurata quantificazione della funzionalità cerebrale in PET

Med. Phys 31 (3), March 2004

La quantificazione delle funzionalità cerebrali utilizzando la Tomografia a Emissione di Positroni (PET) è di estremo interesse in quanto offre la possibilità di misurare la concentrazione *in vivo* dei traccianti impiegati (quantificazione assoluta). Tuttavia, per una corretta valutazione occorre tenere presenti tutta una serie di correzioni dovute al limite in risoluzione spaziale, agli effetti di volume parziale, all'attenuazione dei fotoni e agli eventi derivanti da fotoni diffusi. Alcuni ricercatori ritengono essenziale una accurata correzione di questi fattori di degrado dell'immagine, mentre altri ritengono che possano essere trascurati o corretti con metodi approssimati.

Concorda con la tesi enunciata H Zaidi, *Senior Physicist* e Responsabile del Laboratorio di Neuroscienze all'Ospedale Universitario di Ginevra; egli, dopo aver sottolineato il ruolo sempre più importante della PET nella valutazione di importanti patologie cerebrali quali tumori, Parkinson, demenza, epilessia, traumi e malattie mentali, avverte che il progresso di questa metodica passa attraverso la realizzazione di *hardware* che riduca i fattori degradanti la qualità dell'immagine nonché lo sviluppo di *software* che migliori la ricostruzione dell'immagine e permetta una accurata quantificazione dei parametri di interesse. L'intervento si conclude citando alcune conclusioni errate tratte nei primi studi PET, che possono essere ricondotte ad assenza di correzioni.

Contro la tesi enunciata si dichiara al con-

trario V Sossi, *Assistant Professor of Physics and Astronomy* presso l'Università della *British Columbia*, che svolge ricerca attiva nel campo della strumentazione PET. Ella considera la quantificazione assoluta in PET una necessità solo da un punto di vista ideale, e afferma che la domanda corretta da porsi è se le correzioni siano realmente indispensabili per ottenere risultati significativi da un punto di vista clinico. La risposta che viene fornita nella sua esposizione è che la quantificazione assoluta è un tema di ricerca che deve essere approfondito, ma che le correzioni necessarie comportano un eccessivo onere in termini di tempo e costi, che allo stato attuale impedisce di applicarle se non in casi particolari.

Le definizioni correnti di scorretta somministrazione terapeutica redatte dalla NRC sono vaghe, non riflettono le norme di pratica clinica e dovrebbero essere riscritte

Med. Phys 31 (4), April 2004

La *Nuclear Regulatory Commission* (NRC) ha interpretato il concetto di scorretta somministrazione terapeutica in un modo che ad alcuni Fisici Medici appare confuso, tanto da considerarlo inapplicabile in situazioni cliniche specifiche; altri pensano al contrario che questa interpretazione l'abbia reso utilizzabile nella pratica sanitaria.

A favore di quanto sostenuto dal titolo si pronuncia H Amols, Responsabile del Servizio di Fisica Clinica al *Memorial Sloan Kettering Cancer* a New York City. Egli ricorda che secondo la maggioranza degli Enti di regolamentazione per "scorretta somministrazione" in radioterapia si intende una somministrazione di dose che differisca da quella totale prescritta di più del 10% o da quella prescritta in una singola frazione di

più del 50%. Nell'opinione dell'autore, le soglie introdotte sono arbitrarie in quanto non correlate a conseguenze specifiche derivate dal loro superamento e vaghe nell'elencazione delle cause che debbono essere considerate responsabili dell'errore commesso.

Contro l'affermazione del titolo interviene JF Williamson, Direttore del Servizio di Fisica Medica e Professore di *Radiation Oncology* all'Università della Virginia. Egli puntualizza che l'NRC ha recentemente sostituito i concetti di "evento registrabile" e "scorretta somministrazione" con quello di "evento medico" che ha una definizione molto più articolata e che intende identificare livelli di dose aventi rilevanza clinica, individuando non solo gli errori che possono condurre a danni al paziente, ma anche quelli che indicano lacune nei programmi di radioprotezione o di garanzia della qualità.

I Fisici ricevono una formazione migliore per una carriera in Fisica Medica se provengono da un corso specialistico piuttosto che da un corso tradizionale

Med. Phys 31 (5), May 2004

Attualmente diventa sempre più probabile che chi comincia una carriera in Fisica Medica provenga da un corso di laurea specialistico piuttosto che da uno tradizionale. Alcuni pensano che questo sia un vantaggio, in quanto questi Fisici possiedono una più vasta conoscenza della disciplina; altri invece ritengono che prima di costruirsi una solida preparazione in Fisica Medica occorra

approfondire i temi generali della Fisica, cosa che viene maggiormente garantita da un piano di studi tradizionale, lasciando alla specializzazione *post lauream* l'approfondimento specifico.

L'affermazione del titolo viene sostenuta da EB Podgorsak, Professore di Fisica Medica e Direttore dell'Unità Fisica Medica presso il *McGill University Health Centre*. Egli ricorda che negli ultimi venti anni la Fisica Medica ha avuto una evoluzione di notevole portata da disciplina marginale a nuova branca della Fisica, con pari dignità e importanza di altre più tradizionali. Secondo l'autore l'elevata professionalità impone un percorso individuabile in quattro fasi: laurea non specialistica in fisica, laurea specialistica in Fisica Medica, tirocinio in una struttura accreditata, certificazione da parte di un ente accreditato (*American Board of Medical Physics*)

La tesi del titolo viene contestata da DWO Rogers, che ha recentemente ottenuto la *Canada Research Chair in Medical Physics* alla *Carleton University*; secondo la sua opinione sono due gli elementi essenziali della formazione di un Fisico Medico: apprendere l'approccio del Fisico alla risoluzione dei problemi e costruirsi un'esperienza di ricerca che conduca alla capacità di affrontare in modo sistematico problemi nuovi. Questi obiettivi sono raggiunti in maniera più efficace in un corso tradizionale; la dimostrazione di questa affermazione è che spesso i premi AAPM vengono assegnati a Fisici provenienti da altre discipline.

Manifestazioni

TECNICHE DI RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Pistoia, 26 Novembre 2004

Azienda USL 3 - Sala Riunioni della Provincia Piazza S.Leone 1, Pistoia

Patrocinio di Aifm

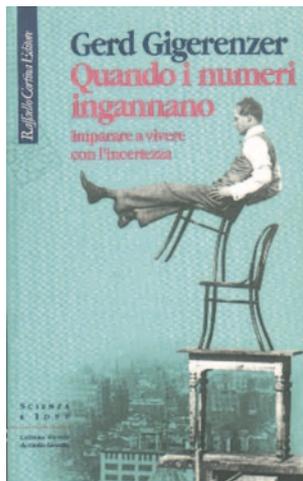
Quote di partecipazione al corso: Gratuita.

Info: lucia.orlandini@tin.it

Le iscrizioni verranno accettate in ordine di arrivo, fino ad esaurimento dei posti disponibili.

Dato il numero limitato di posti con crediti ECM, verrà data la precedenza agli iscritti AIFM.

Corso accreditato ECM, 6 crediti per i Fisici



QUANDO I NUMERI INGANNANO (Imparare a vivere con l'incertezza)

Recensione a cura di Sandro Squarcia

Il sottotitolo di questo libro di Gigerenzer, uno scienziato affascinato dal metodo bayesiano, sembra essere di

estrema attualità in un periodo in cui tutti vorremmo avere certezze e invece siamo di continuo colpiti emotivamente da eventi che pensavamo, fino ad un attimo prima, fossero tanto "statisticamente improbabili" da considerarli "praticamente impossibili".

Questo volume, pur non condivisibile in tutte le sue conclusioni ma ricco di esempi molto interessanti, tratta proprio del concetto di informazione statistica e della sua comunicazione (pensate l'uso continuo e martellante che ne fanno, ad esempio, i politici!) e dell'analfabetismo numerico, che ormai ha contagiato la stragrande maggioranza anche delle "persone colte",

La statistica è utilizzata in tutti i campi e tutti noi, volenti o nolenti, ne siamo immersi e bersagliati giornalmente e continuamente, ma d'altro canto la sua comprensione risulta assai limitata per la stragrande maggioranza della popolazione. Su 1000 cittadini tedeschi intervistati se 40% volesse significare: a) uno su quattro, b) quattro su dieci, c) uno su quaranta, ben un terzo di loro ha dato una risposta sbagliata.

Il test del DNA è un test "statisticamente certo". Ma possono esserci errori di analisi o di attribuzione (noi fisici li definiremmo non errori ma sbagli!), che si possono presentare, ad esempio, una volta su un milione (10^{-6} ossia "praticamente trascurabile"). Ma se a New York viene compiuto un omicidio e un sospettato, risulta positivo al test del DNA trovato sul cadavere delle vittime, egli sarà

facilmente accusato, condannato e, forse, giustiziato. Ora, se New York conta 11 milioni di abitanti, "statisticamente parlando", ci sono almeno altri 10 possibili omicidi oltre a quello che, forse per caso, è stato arrestato.

Lo stesso problema si pone in moltissimi casi medici (test AIDS, mammografie, specifiche analisi cliniche) ove il paziente vorrebbe avere una "certezza" ma riceve come informazione solo una "percentuale di rischio", spesso senza nessuna specifica sui parametri, ad esempio coorte di appartenenza o presenza di falsi positivi. Il consenso del paziente dovrebbe essere un "consenso informato" ma spesso egli non ha capito, o ha frainteso, il messaggio che gli è stato fornito. L'autore afferma che esprimendo i concetti come frequenze relative invece che come probabilità condizionate tutto può essere reso più facile.

Una malattia ha probabilità di presentarsi del 0.8% dei casi. La probabilità che, se un soggetto è malato, uno specifico esame dia esito positivo è del 90%. L'esame risulta però positivo, nel 7% dei casi, anche se una persona non è malata. Se l'esame risulta positivo qual è la probabilità che il paziente sia realmente malato? Con queste informazioni il caso è semplice ma la soluzione non certo immediata.

Molto più facile ragionare che, statisticamente parlando, su 1000 persone 8 sono malate e 992 sono sane. Delle 8 malate 7 avranno l'esame positivo, delle 992 sane 70 saranno positive. La probabilità di essere realmente malato, se l'esame è positivo, è quindi 7 su (7+70) ossia 1/11!

La lettura di questo libro, oltre che divertente, può forse aiutarci a interpretare più criticamente i dati statistici con cui dobbiamo quotidianamente confrontarci, spesso senza la possibilità di alcuna verifica.

Highlights del 51° Congresso della Society of Nuclear Medicine Philadelphia, 19-23 Giugno 2004

F. Fioroni, C. Iotti*, A. Versari[§], D. Salvo[§], G. Borasi, R. Sghedoni

Arcispedale Santa Maria Nuova di Reggio Emilia

*U.O. di Fisica Sanitaria, *U.O. Radioterapia Oncologica, [§]U.O. Medicina Nucleare*

Introduzione

Dal 19 al 23 giugno 2004 si è svolto a Philadelphia il 51° Meeting della Society of Nuclear Medicine. Il congresso si inserisce negli attivi programmi della Società, fondata nel 1954, che conta 15000 membri tra medici, fisici, tecnici e altre figure coinvolte nella ricerca e nello sviluppo della Medicina Nucleare.

Il Convegno annuale è un appuntamento molto atteso, occasione favorevole per accrescere le competenze dei professionisti, per promuovere nuovi progressi nelle scienze, nelle tecniche e nelle applicazioni pratiche della Medicina Nucleare. È anche vetrina privilegiata per le aziende del settore, che possono presentare le ultime novità e gli ultimi aggiornamenti dei loro prodotti.

Il numero di iscritti al Congresso di quest'anno è stato pari a 3935, in rappresentanza di 39 nazioni. Sono stati accettati 1479 abstracts, di cui circa il 50% di provenienza americana. L'Italia ha contribuito con 30 lavori, come riportato nella tabella a lato.

Paese	Numero di presentazioni	%
Stati Uniti	732	51.6
Giappone	153	10.8
Germania	148	10.4
Corea	109	7.7
Francia	64	4.5
Cina	33	2.3
Inghilterra	33	2.3
Olanda	30	2.1
Italia	30	2.1
Canada	28	2
Belgio	26	1.8
Svizzera	26	1.8
Taiwan	26	1.8
Israele	20	1.4
Australia	17	1.2

Tabella 1 - Abstracts accettati, SNM 2004

Lavori scientifici

Gli argomenti trattati nelle varie sessioni scientifiche sono stati numerosi: dai benefici delle nuove tecnologie, alle tecniche per una diagnosi precoce del morbo di Alzheimer, ai progressi nell'imaging per la diagnosi, stadiazione e trattamento del cancro, alla cardiologia nucleare e alla crescente collaborazione con la bioingegneria.

PET/CT

Nel numero e nella qualità dei lavori presentati, sicuramente la PET/CT sembra dominare l'interesse del mondo medico nucleare, a dimostrazione del notevole impatto clinico e scientifico di questa metodica.

Tra i molti lavori finalizzati a dimostrarne l'accuratezza diagnostica, è da segnalare il contributo di Antoch e coll. della *University*

Hospital Essen (Germania), i quali hanno presentato una consistente casistica (260 pazienti) con lo scopo di verificare l'accuratezza della PET/CT con ¹⁸F-FDG rispetto alla sola CT, alla sola PET e alla PET e CT visualizzate separatamente. Tale studio, relativo alla stadiazione di diverse patologie maligne, ha confermato una migliore accuratezza

della PET/CT rispetto all'utilizzo delle singole metodiche, con una sensibilità del 92% e una specificità del 93%. In particolare il vantaggio diagnostico si traduce per un sostanziale numero di pazienti nel cambiamento dell'approccio terapeutico, consistente in una miglior caratterizzazione della lesione e della sua localizzazione.

Le innovazioni attese legate all'uso della PET/CT sono la pianificazione dei trattamenti radioterapici, la correzione per il movimento, l'introduzione di nuovi traccianti, lo sviluppo di studi metabolico-funzionali multiparametrici. È stato in più ambiti ribadita la richiesta che la CT diventi il più possibile di tipo diagnostico, per una miglior gestione del paziente.

Nuovi tomografi continuano ad essere sviluppati e aggiornati. Sono stati presentati i dati relativi alla caratterizzazione fisica e clinica di diversi sistemi. È stato evidenziato come la CT con mezzo di contrasto i.v. possa creare artefatti sull'immagine PET corretta per l'attenuazione, con interferenze nelle valutazioni di tipo quantitativo.

Ci si è posti il problema dosimetrico legato soprattutto all'utilizzo della PET/CT per pazienti pediatrici; la dose in gioco durante l'acquisizione di una CT diagnostica, e quindi relativamente allo studio PET/CT, non è affatto trascurabile.

Un ambito di notevole interesse e con sviluppi promettenti è l'implementazione del *gating* respiratorio sui sistemi PET/CT.

Erdi e coll. del *Memorial Sloan-Kettering Cancer Center* di New York, da diversi anni impegnati in questo progetto, hanno mostrato come i valori di SUV possono cambiare considerevolmente a seconda della fase del ciclo respiratorio. Ciò può risultare critico nel calcolo del SUV in più studi relativi allo stesso paziente, particolarmente quando occorre valutare i risultati della terapia.

L'acquisizione 4D della PET/CT migliora l'accuratezza della coregistrazione delle immagini, ne aumenta il contrasto e incrementa il valore del SUV misurato.

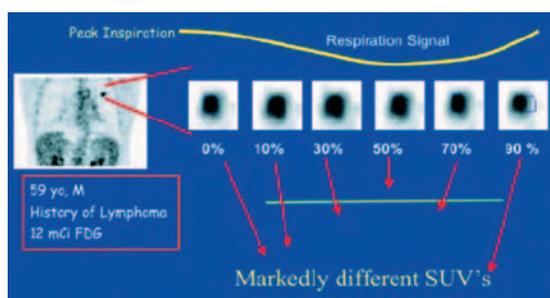


Fig. 1: I valori di SUV cambiano considerevolmente a seconda della fase del ciclo respiratorio (Erdi e coll.)

Nuovi radiofarmaci

L'oncologia continua ad essere il principale settore di studio in Medicina Nucleare. Quasi il 40% dei lavori presentati hanno riguardato la diagnosi, la stadiazione, la prognosi e il trattamento dei tumori.

Il Fluorodesossiglucosio (^{18}F -FDG) rimane ancora il radiofarmaco di maggior impiego in PET: approssimativamente il 70%-80% degli studi PET e PET/CT presentati si riferivano al suddetto tracciante.

Lo sviluppo di nuovi radiofarmaci è sicuramente uno degli argomenti più vivi e stimolanti del settore.

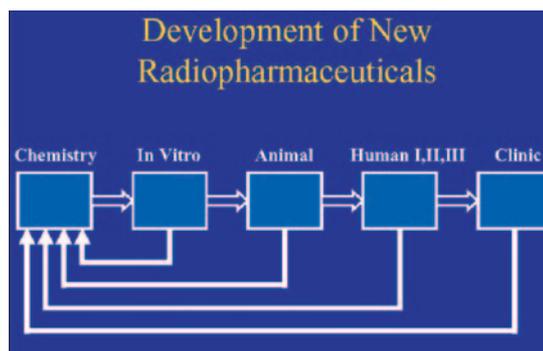


Fig. 2: Dalla presentazione di *Graham e coll.* "Development of new Radiopharmaceuticals from a Physician's perspective"

Il radiofarmaco ^{18}F -FDOPA sembra essere molto promettente anche in campo oncologico, oltre che in ambito neurologico (disordini del movimento). Sembra infatti in grado di meglio identificare alterazioni focali rispetto a ^{18}F -FLT e ^{18}F -FDG.

Sarà ^{18}F -FLT in futuro un tracciante di largo impiego? La sua captazione si correla molto più direttamente con la proliferazione cellulare rispetto al ^{18}F -FDG e può essere in grado di dimostrare più precocemente l'efficacia di risposta alla radioterapia e alla chemioterapia.

Graham e coll. della *University of Iowa* nella loro presentazione hanno indicato quelle che possono essere considerate le nuove frontiere della radiofarmacia: farmaci in grado di evidenziare i meccanismi di ipossia, apoptosi, angiogenesi, istologia in vivo.

Oltre alla necessità di sviluppare nuovi radiofarmaci in grado di diagnosticare patologie, trattarle e determinarne l'efficacia in un ampio range di interventi terapeutici, è stata sottolineata la necessità di sviluppare ed introdurre promettenti radionuclidi in grado di marcare radiofarmaci per applicazioni innovative.

In tal senso Hofer e coll. della *Florida State University* hanno sottolineato come le caratteristiche desiderate per i radionuclidi da utilizzare in terapia siano una breve emivita, una deposizione localizzata dell'energia, un alto LET, una alta EBR, una capacità di accumulo spontaneo all'interno del tumore, una bassa dipendenza dal rateo di dose, varie proprietà chimiche che rendano possibile la sintesi dei radiofarmaci. Non vi è un singolo radionuclide in grado di soddisfare tutte queste richieste, ma ve ne sono alcuni di notevole interesse. Tra questi vi sono gli isotopi emittenti elettroni Auger, quali ^{123}I , ^{125}I , ^{77}Br , ^{64}Cu , ^{75}Se , ^{111}In . Quando sono incorporati nel DNA delle cellule di mammiferi, tali radionuclidi hanno mostrato di essere estremamente tossici in termini di induzione di rottura del DNA, di aberrazioni cromosomiche, mutazioni, trasformazioni maligne, ritardi nella divisione e morte cellulare. All'opposto, se lo stesso tipo di decadimento avviene al di fuori del nucleo della cellula, nel citoplasma o nella membrana plasmatica, gli isotopi emittenti elettroni Auger risultano essere meno tossici per le cellule. Questi dati suggeriscono quindi che tali elementi possano essere

dei buoni candidati per l'uso in terapia, purché vengano identificati vettori adatti per "consegnare" selettivamente questi radionuclidi alle cellule tumorali.

Anche le particelle α sono oggetto di grande interesse per l'utilizzo in terapia con radionuclidi, grazie al loro breve *range* e all'elevato rilascio di energia.

Imaging Molecolare

L'*imaging* molecolare è il processo di identificazione, localizzazione e quantificazione dei processi molecolari regionali normali e patologici e la relazione di questi processi con i genotipi, con l'istopatologia e con i problemi clinici del paziente. L'*imaging* molecolare è diventato una parte integrante delle tecniche di *imaging*, della ricerca e della pratica clinica.

È stato sottolineato come il trattamento per il cancro tradizionalmente utilizzi agenti citotossici non-specifici che danneggiano il DNA. Sviluppi nel campo dell'*imaging* molecolare consentono una caratterizzazione regionale del tumore e dei relativi meccanismi di resistenza, la possibilità di scegliere il trattamento appropriato per un miglior controllo e una minor tossicità e di monitorarne la risposta.

Una delle aree che sembra stia avanzando più rapidamente nella terapia genica è l'uso delle cellule staminali miocardiche nel trattamento delle patologie delle arterie coronarie.

Kong e coll. della *University of Western Ontario* hanno riportato l'uso della PET/CT e della MRI per tracciare e valutare la terapia con cellule staminali miocardiche.

Parallelamente allo sviluppo nella genetica e nella biologia molecolare, le scienze dell'*imaging* hanno fatto notevoli progressi nella tecnologia per la visualizzazione della struttura e della funzione dei tessuti (microPET, microCT, microMR, nuovi sistemi di imaging ottici e ad ultrasuoni). Questa convergenza e integrazione tra il "molecolare" e l'*"imaging"* ha dato origine al nuovo campo, il "*molecular-genetic imaging*".

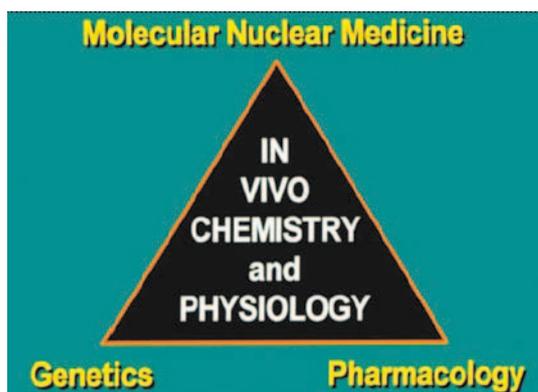


Fig. 3: La Medicina Nucleare Molecolare continua ad essere legata a nuovi sviluppi nella genetica e nella farmacologia, attraverso le scienze di base della chimica e della fisiologia

Dosimetria

I progressi nel settore dei radiofarmaci hanno contribuito a riaffermare il ruolo fondamentale della dosimetria sia in diagnostica che in terapia. Tale argomento è stato infatti oggetto di diverse sessioni nell'ambito del congresso.

Wiseman e coll. della *Mayo Clinic* (Rochester, MN), illustrando i principi fondamentali della dosimetria nella terapia con radionuclidi, hanno sottolineato come la dosimetria all'organo sano più radiosensibile sia la strada migliore per ottimizzare la terapia.

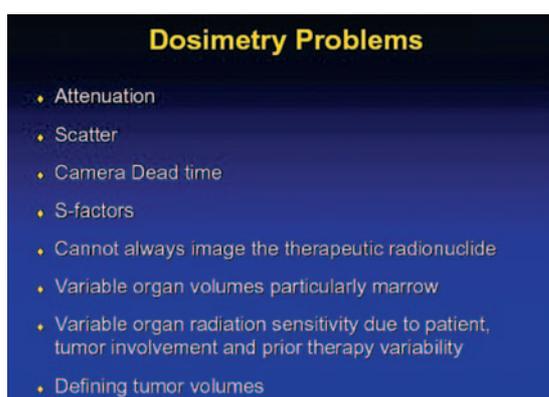


Fig. 4: Dalla presentazione di Wiseman e coll. "The imaging study before Therapy: is it necessary?"

Siegel e Stabin della *Vanderbilt University* (Nashville, TN), nel loro intervento hanno evidenziato le principali variabili legate all'effi-

cazia del trattamento, quali l'effetto della non uniforme distribuzione dell'attività/dose, il livello di dose e di rateo, gli effetti agente-specifici (lo stesso anticorpo in alcuni casi può causare una risposta in cui la dose da radiazioni risulta essere un fattore secondario o forse non significativo), la radiosensibilità specifica di ogni singolo paziente. Le conclusioni degli esperti sono state che una buona dosimetria è praticabile mediante l'utilizzo di fantocci standard, tenuto conto delle modifiche per le masse degli organi individuali e per i parametri del midollo.

La domanda cruciale che ci si è posti è dunque: è utile la dosimetria?

Trattamenti effettuati con attività fissa, senza un'accurata dosimetria, non possono fornire nessuna informazione significativa riguardo alla dose/risposta o alla dose/tossicità. Dunque la dosimetria è importante per correlare la dose assorbita con i risultati clinici, per la pianificazione del trattamento al fine di evitare eccessi di tossicità. Il procedere con una terapia, senza conoscerne i dati dosimetrici, non è nell'interesse (presente o futuro) del paziente.

Sgouros e coll. della *Johns Hopkins University* di Baltimora in una relazione dal titolo "Physics and dosimetry of radionuclide therapy" hanno menzionato il nuovo software OLINDA, recentemente approvato dalla FDA, che ha sostituito il noto codice MIRDOSE, popolare software utilizzato per anni per le stime di dosimetria interna. OLINDA è caratterizzato da più modelli di organi, da un elevato numero di radionuclidi (più di 800, inclusi emittenti particelle alfa) ed inoltre le masse degli organi possono essere modificate.

Secondo Sgouros il futuro sarà in una dosimetria personalizzata 3D per singolo paziente in cui i dati anatomici verranno ricavati da metodiche quali CT/MRI, la distribuzione dell'attività da studi SPECT/PET, dove la distribuzione spaziale della dose assorbita tenga conto della distribuzione non uniforme dell'attività, nell'introduzione di istogrammi dose-volume e nello studio approfondita della radiobiologia.

Strumentazione

Tra le novità in campo tecnologico, Yamamoto e coll. del *Kobe City College of Technology* (Kyoto University Hospital) e *Kobe Institute of Biomedical Research and Innovation* (Japan) hanno presentato una sonda intraoperatoria in grado di rilevare positroni. Il rivelatore è costituito da un array di scintillatore plastico e da BGO, rivestito da una schermatura in tungsteno; i collimatori sono montati sulla parte superiore del rivelatore. I positroni sono rilevati dallo scintillatore plastico, mentre i fotoni di annichilazione sono rilevati dal BGO. Lo strumento, caratterizzato da una buona risoluzione spaziale ed una relativamente alta sensibilità, sembra essere promettente per attività di chirurgia FDG-guidata.



Fig. 5: Sonda intra-operatoria per chirurgia radioguidata (Yamamoto e coll.)

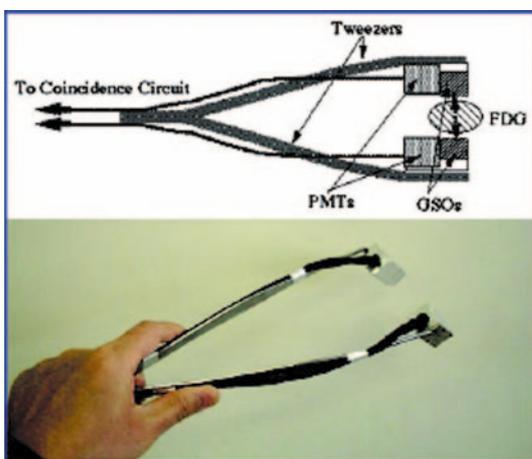


Fig. 6: Rivelatore di positroni a pinza per chirurgia radioguidata (Higashi e coll.)

Membri dello stesso gruppo di ricerca hanno inoltre presentato un nuovo rivelatore in coincidenza a pinza da utilizzare per la identificazione e localizzazione intraoperatoria dei tumori. Il rivelatore consiste in una coppia di scintillatori di GSO, e non richiede l'utilizzo di collimatori.

Sono stati inoltre presentati nuovi prototipi, tra cui un tomografo PET con rivelatori al bromuro di lantanio (LaBr), una PET/CT con apertura del bore pari a 90 cm, un tomografo ad alta risoluzione con GSO combinato con un tomografo a BGO per l'acquisizione trasmissiva.

Radioterapia

L'introduzione delle sofisticate tecniche a intensità modulata (IMRT) in radioterapia ha reso possibile la realizzazione di complesse distribuzioni di dose che si conformano strettamente a volumi tumorali di forma irregolare, esponendo alle alte dosi quantità minori di tessuto sano. L'integrazione dell'imaging multimodale, ed in particolare della PET, ha come obiettivo l'attuazione della cura dei tumori attraverso una nuova "rivoluzione", ossia l'introduzione di una quarta dimensione - quella biologica - che permetta di giungere a trattamenti sempre più efficaci, sicuri e altamente personalizzati sull'individuo.

Diversi sono stati i lavori presentati relativamente all'utilizzo della PET nella definizione dei volumi di trattamento. La presenza di aree tumorali ipossiche, notoriamente radioresistenti, pregiudica fortemente la possibilità di controllo locale. La loro identificazione, impossibile con l'imaging anatomico ma possibile con la PET, consente di trattare queste aree - e solo queste - in modo più aggressivo (*dose painting*). I traccianti indicati come marker dell'ipossia sono: ^{18}F -FMISO (Rasey et al, *University of Washington*), ^{64}Cu -ATSM (Welch et al, *Washington University in St. Louis*), ^{124}I -IAZGP (Chapman et al, *Fox Chase*, Philadelphia).

Eschmann e coll. della *University of Tübingen* (Germania) hanno affermato che nei tumori del testa-collo e nei tumori polmonari

non a piccole cellule (NSCLC), le recidive post radioterapia potrebbero essere accuratamente pronosticate mediante la PET utilizzando il ^{18}F -flouromisonidazolo (FMISO), tracciante in grado di visualizzare e quantificare aree ipossiche. Il comportamento cinetico del ^{18}F -FMISO nel tessuto tumorale, l'elevata captazione e l'elevato rapporto tumore/muscolo sono altamente indicativi di una incompleta risposta al trattamento.

Humm e coll. del *Memorial Sloan Kettering Cancer Center* (New York, NY), ribadendo come l'FDG sia in grado di evidenziare la presenza di cellule tumorali vitali metabolicamente attive, hanno presentato una metodologia finalizzata alla validazione dei nuovi traccianti per l'ipossia, mediante studi con Risonanza Magnetica, con la PET, con l'indagine istologica, l'autoradiografia e l'utilizzo di sonde.

I risultati ottenuti hanno confermato come l'accumulo del tracciante ^{64}Cu -ATSM, confrontato con il ^{18}F -FMISO di cui è nota la capacità di evidenziare aree ipossiche, è indice di ipossia.

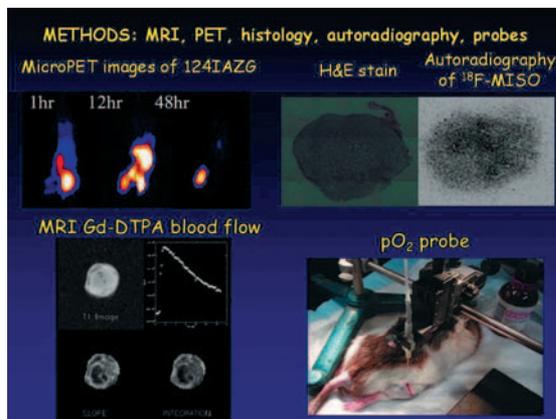


Fig. 7: Dalla presentazione di Humm e coll. "The integration of molecular imaging and radiation therapy treatment planning"

Tecniche di imaging per piccoli animali

L'*imaging* ottenuto con piccoli sistemi PET e SPECT dedicati per animali continua a crescere: sono stati presentati più di 60 lavori inerenti all'argomento.

Kuge e coll. della *Kyoto University* (Giappone) hanno sviluppato una piccola gamma

camera dedicata ad elevata risoluzione con rivelatore a semiconduttore.

Come per i tomografi ad uso clinico, anche gli *scanner* dedicati allo studio di animali richiedono continui miglioramenti. A titolo di esempio, il recupero della risoluzione mediante gli algoritmi di ricostruzione può significativamente migliorare la risoluzione spaziale, particolarmente per energie più alte, *range* dei positroni maggiori, come per lo ^{124}I . Inoltre si prevede lo sviluppo di sistemi di imaging multimodale per piccoli animali, come PET/CT e forse PET/MRI.

Cardiologia Nucleare

Namdar e coll. della *University Hospital di Zurigo*, hanno presentato la prima valutazione di un promettente nuovo metodo per la valutazione delle patologie ischemiche cardiache. La nuova tecnica prevede l'utilizzo dell'ultima generazione di tomografi PET/CT, in cui viene combinata l'informazione proveniente dalla PET, in grado di tracciare il flusso di sangue attraverso le arterie coronariche e all'interno del tessuto muscolare, con l'informazione anatomica fornita dalla CT. Lo studio, effettuato su un gruppo di 25 pazienti, con malattia coronarica precedentemente documentata, ha evidenziato come il sistema PET/CT sia uno strumento affidabile ed efficace nella diagnosi di patologie delle arterie coronariche rispetto all'angiogramma coronario e più accurato della sola CT.

Le applicazioni della PET in cardiologia riguardano studi di vitalità miocardica (^{18}F -FDG), perfusione miocardica (*Rest/Stress* - $^{82}\text{RbCl}$ e $^{13}\text{NH}_3$) e funzionalità del ventricolo sinistro (ECG *gating*).

Relativamente ai metodi per la correzione per l'attenuazione, la CT presenta indubbi vantaggi rispetto alla sorgente trasmittiva, quali la riduzione del tempo dello studio e quindi una minor probabilità che il paziente modifichi la sua posizione rispetto allo studio emissivo, per gli studi *Stress/Rest* risulta più facile acquisire i dati attenuati nel momento del picco dello stress. Gli svantaggi riguardano la possibilità di misregistrazione dovuti al respiro, artefatti metallici, una mag-

gior dose, maggiori costi, spazi etc.

È generalmente accettato che la fusione delle immagini PET e CT migliora l'accuratezza diagnostica in oncologia. Ciò è applicabile anche per studi cardiaci? Questo sembra essere ancora un quesito aperto.

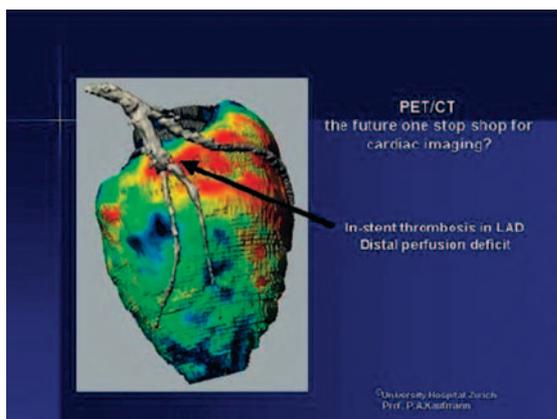


Fig. 8: La stenosi coronarica indicata provoca una riduzione del flusso di sangue al muscolo cardiac, provocando aree di ridotta perfusione mostrate in blu (Namdar e coll.)

Neurologia

È stato presentato un consistente numero di lavori sul morbo di Parkinson e sulle demenze, mediante l'impiego di diversi radiofarmaci (^{18}F -FDDNP, ^{11}C -CFT, ^{11}C -RAC).

Chen e coll. della UCLA *School of Medicine* (Los Angeles, CA) hanno presentato una casistica di 25 pazienti con diagnosi di glioma sottoposti a studio PET con FDOPA, FLT e FDG in giorni consecutivi. Sia FDOPA che FLT sono risultati più sensibili del FDG per la valutazione di recidive tumorali. FDOPA si è dimostrato efficace nell'identificare recidive in tumori a basso grado. FLT sembra essere un promettente *marker* della proliferazione per il monitoraggio della terapia nei tumori ad alto grado.

Seybil dell'*Institute for Neurodegenerative Disorders* (New Haven, CT) si è chiesto quale sia il futuro per l'*imaging* del cervello. Certamente l'introduzione di più specifici traccianti finalizzati all'espansione del ruolo della Medicina Nucleare nella diagnostica e nel monitoraggio della malattia, lo sviluppo

di più sofisticati algoritmi di processazione delle immagini con la possibilità di implementazione di algoritmi automatici, l'utilizzo di database di normalità e l'utilizzo più consistente di un approccio quantitativo.

Brooks e coll. dell'*Imperial College London* in una relazione sull'uso della PET nel morbo di Parkinson e nei connessi disordini di movimento, ha evidenziato come la PET possa rilevare disfunzioni dopaminergiche in pazienti sospetti per morbo di Parkinson e nei familiari a rischio. La PET può inoltre seguire gli effetti dei farmaci nel progresso della malattia e così fornire un *biomarker* pensato non come un *marker* surrogato. Può monitorare i meccanismi di degenerazione ed aiutare nella diagnosi differenziale tra morbo di Parkinson tipico e atipico.

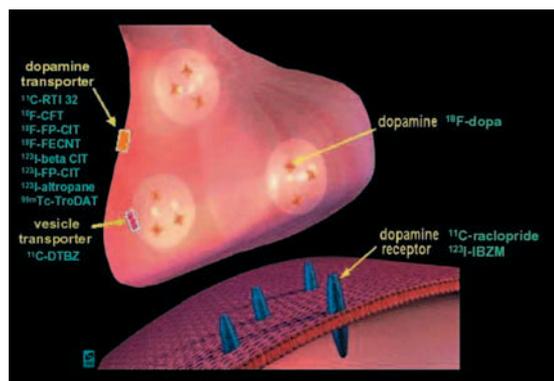


Fig. 9: Dalla presentazione di Brooks e coll. "Current status of PET Imaging in Parkinson's disease and allied movement disorders"

È stato sottolineato come l'imaging neurologico abbia un ruolo cruciale nella ricerca e nello sviluppo di farmaci legati alle neuroscienze e consenta la rilevazione delle conseguenze farmacologiche e fisiologiche dell'azione dei farmaci a livello cerebrale.

Mostra espositiva

La mostra espositiva è stata ricca ed interessante. Il confronto e la discussione con gli espositori e i venditori è sempre un aspetto rilevante e proficuo legato alla partecipazione ad eventi di questa entità.

Visitando i vari *stand* abbiamo constatato con stupore (e un po' di sana ironia!) che alla

lista di PET su camion, di sistemi PET/CT, ora possiamo aggiungere anche un laboratorio per la produzione di isotopi PET su ruote!

Sullo stesso mezzo, trovano posto un acceleratore lineare con energia dei protoni pari a 7 MeV, schermatura intorno al bersaglio, moduli di sintesi all'interno di celle schermate e tutta la strumentazione necessaria per i controlli di qualità. Cosa volere di più!



Fig. 10: PULSAR 7 PET Isotope Production System

Conclusioni

Il Congresso ha evidenziato una forte collaborazione tra le diverse discipline scientifiche e cliniche come non si era mai osservato in passato. L'obiettivo deve essere quello di continuare a lavorare affinché l'impegno comune accresca e si rafforzi nel vero interesse del paziente.

Manifestazioni

LA SPERIMENTAZIONE CLINICA CON RADIOTERAPIA: IL PROFILO ETICO RADIOPROTEZIONISTICO E SPECIALISTICO

Como, 26 novembre 2004 - Hotel Palace Lungo Lario Trieste, 16 Como

Segreteria organizzativa: Ufficio Formazione A. O. S. Anna di Como, via Napoleona, 60
22100 Como - Tel. +39 031.585.4166 / +39 031.585.4170 Fax. +39 031.585.4163

E-mail: formazione.como@hsacomo.org

VALUTAZIONE DELLA DOSE AL PAZIENTE IN RADIODIAGNOSTICA

Torino, 26 e 27 novembre 2004

Corso di aggiornamento organizzato da AIFM e ISE - Villa Gualino

Website: www.iseonline.it

I RIVELATORI DI RADIAZIONI IN RADIOTERAPIA

Catania, 2-3 Dicembre 2004

Università degli Studi di Catania, Az. Policlinico, Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria,
Laboratori Nazionali del Sud, Centro Siciliano di Fisica Nucleare e di Struttura della Materia

Sede: Aula Azzurra Laboratori Nazionali del Sud Via S. Sofia, 62 - Catania

Con il patrocinio della Aifm - Richiesto accreditamento ECM per Fisici

CONTROLLI DI QUALITÀ IN RADIOLOGIA DIGITALE

Torino, 10 dicembre 2004

Corso teorico-pratico organizzato dal Gruppo Interregionale Piemonte-Valle d'Aosta-Liguria-Sardegna, Dipartimento di Fisica dell'Università, Torino

Programma e modalità d'iscrizione sono reperibili presso:

http://www.to.infn.it/activities/misc/AIFM/link/CQ_Rad_Dig_pieg_last.doc

Prof. P. Pozzilli

Docente di Patologia Medica e Metodologia Clinica dell'Università di Roma

SULLA RADIOATTIVITÀ DELLE ACQUE SOLFUREE DI TIVOLI – BAGNI ALBULE (ROMA)

*tratto dagli atti del I Convegno di Studi sulla
RADIOATTIVITÀ IDROCLIMATICA*

Consorzio terme radioattive - Merano

1949 - Grafiche Trevisan - Castelfranco Veneto

a cura di Luca Moro

Servizio di Fisica Sanitaria - Fondazione S. Maugeri, Pavia

L'argomento posto all'ordine del giorno fa subito pensare alle numerose sorgenti termali, nelle quali è stata rivelata la presenza di radio emanazioni, che, saggiamente utilizzate, han portato all'umanità una somma enorme di benefici. Ma non tutte le acque minerali naturali sono state studiate da questo punto di vista: per molte di esse si è giunti a tale affermazione soltanto da presunzioni, dopo la scoperta del radio, per le guarigioni ottenute in tanti stati morbosi.

In generale le acque radioattive possono dirsi tali quando rispondano ai seguenti requisiti:

1. siano fredde o ipotermali;
2. abbiano un basso contenuto gassoso, poiché l'acido carbonico tende a scacciare gli altri gas, ivi compresa l'emanazione radio;
3. siano di mineralizzazione scarsa;
4. provengano da sorgenti relativamente poco profonde.

Il compianto Dott. Allegri Natale di Tivoli si confidava frequentemente con me ancora studente, sulla certezza che egli aveva della presenza del radio nelle acque Albule di Tivoli, e diceva "la indiscutibile importanza terapeutica di queste nostre sorgenti note fin dall'antichità, deve riferirsi, oltreché alla presenza dello zolfo colloidale e dell'acido carbonico, ad emanazioni radio abbastanza potenti".

Ma non era stato provato, né si era fino ad

ora pensato ad un qualsiasi metodo di ricerca.

Anche il Prof. Leoni, che in un tempo ormai lontano (1882) riteneva trattarsi di uno stato elettrico quello che successivamente pensò potesse essere l'esponente di proprietà radioattive delle Acque Albule, scriveva: "Le ondate di gas che si sprigionano con furia dalle acque, saranno forse di queste emanazioni, per cui rapido e diffuso è l'eccitamento da esse prodotto, del che fanno testimonianza il subito arrossare della pelle ed un risveglio della vitalità di tutto l'organismo, che a volte si traduce in un senso generale di benessere addirittura voluttuoso."

No, questo fenomeno osservato da tutti quanti, medici e profani, si siano bagnati nelle Acque Albule di Tivoli, è il prodotto dell'acido carbonico che si sviluppa ed aumenta con il movimento dell'acqua (come avevano intuito fin dall'epoca di Cesare Augusto i medici dell'antica Roma).

È noto invece che le emanazioni radio impressionano le lastre fotografiche attraverso la carta nera: ed allora mi son detto, proviamo ad esporre lastre fotografiche avvolte nella carta nera alla sorgente solfurea delle Acque Albule di Tivoli; e la esposizione per la durata di soli 5 minuti, a distanza di 5-6 cm. dall'acqua ha dimostrato la positività dell'impressione: quindi emanazione radio sicura! Ebbene tale radioemanazione è perfettamente conservata fin nello stabilimento, ove l'acqua solfurea giunge dopo aver attraversato il

canale della lunghezza di circa due chilometri, e della portata di circa 3000 (tremila) litri al minuto secondo. Allo sbocco del canale nello stabilimento ho esposto una lastra fotografica avvolta in carta nera, ed essa è rimasta nettamente impressionata precisamente come quella esposta alla sorgente.

Le lastre fotografiche di controllo, esposte nell'ambiente, non sono rimaste impressionate. È la prima volta che tale esperimento, pur così semplice, viene fatto alle Acque Albule di Tivoli, e presento le lastre fotografiche nella loro originale impressione: è stata una vera gioia quando, con questa semplicissima esperienza, ho visto provata l'impressione radioattiva dell'acqua solfurea sulle lastre fotografiche, attraverso la carta nera. Debbo subito dire che tale metodo è stato uno dei primi ad essere usato e dei più facili a realizzarsi, per quanto, secondo l'Holthusen, debba ritenersi infido, per le variazioni che possono verificarsi nell'impressione, e per le difficoltà che si riscontrano nella valutazione dell'intensità dell'annerimento. Però tale metodo ha indiscusso e non trascurabile valore di orientamento.

Il metodo di determinazione della radioattività di un'acqua è basato sul fatto che l'emanazione (di cui ha importanza pratica solo questa di radio, Radioemanazione, o Radon), ha la proprietà di ionizzare fortemente l'aria che diviene così elettricamente conduttrice. Misurando pertanto tale aumento di conducibilità in determinate condizioni, si può risalire alla quantità di emanazione presente nell'acqua in esame.

La misura della radioattività delle acque albule è stata fatta dal Prof. Talenti Mario dell'Istituto di Igiene dell'Università di Roma, incaricato di idrologia nella facoltà di Farmacia, mediante l'apparecchio così detto di fontactoscopia di Engler e Sieveking, che è di comodo maneggio e permette di ottenere rapidamente risultati di esattezza sufficiente per la pratica. L'emanazione radio verrà espressa in unità Mache per litro, ed in millimicrocurie per litro.

Dall'esame accurato fatto recentemente

sull'Acqua Solfurea delle Albule di Tivoli, è risultato che la radioattività non è intensa, ed è cioè uguale a 2,7 U.M. (unità Mache) per litro, pari a 0.98 millimicrocurie.

Ma osservando peraltro che la portata della sorgente delle Albule è uguale a 3.000 litri al minuto secondo e cioè uguale a 10.800.000 (diecimilioni ottocentomila) litri all'ora, abbiamo in cifra tonda 29.160.000 unità Mache di radon all'ora che entrano nella massa delle Acque Albule nello stabilimento.

Abbiamo detto che la radioattività di queste acque è modesta, in confronto di quella rivelata in tante altre sorgenti termali, ma deve considerarsi, come ho già accennato, la quantità di sorgente delle Albule, forse la più grande sulla terra, ed è questo fatto che io desidero principalmente porre in rilievo.

Le Acque Albule sorgono nella pianura sottostante a Tivoli, quasi al centro di un vastissimo banco di travertino, il quale poggia a sua volta su strati costituiti da tufi e pozzolana che si estendono in gran parte del territorio compreso tra Roma e Tivoli e derivanti dall'attività quaternaria e recente dei vulcani laziali.

Per ciò che riguarda la natura geologica del sottosuolo della zona che ci interessa (Puntoni), si può affermare che le Sorgenti delle Acque Albule si trovano nella vicinanza della demarcazione tra i terreni secondari sollevatisi a formare la catena dei Monti Sabini e i più recenti terreni terziari che costituiscono la zona pianeggiante. Cosicché, volendo sintetizzare la costituzione geologica della zona dove sorgono le Acque Albule, si può affermare che il sottosuolo è costituito dai terreni secondari che hanno formato la catena montuosa dei Lucretili (Monte Gennaro e Monte Morra), attraverso l'attività eruttiva dei vulcani laziali. In superficie troviamo lo strato di travertino dovuto ad un deposito chimico di acque bicarbonatocalciche, che rappresentano probabilmente l'ultima fase di questa attività.

Pertanto le Acque Albule vanno considerate come sorgenti diaclasiche emerse attraverso faglie naturali, considerando i loro gas (acido carbonico e acido solforico) come derivanti dal

residuo dell'attività profonde dei vulcani laziali. Se poi consideriamo che le sorgenti inesauribili delle Acque Albule si presentano sotto l'aspetto di due laghi, di cui l'uno il lago Regina, di circa 150 metri di diametro, e l'altro il lago Colonnelle, con un diametro di circa 50 metri, e ambedue profondi oltre i 40 metri, dobbiamo interpretare, pienamente d'accordo con Puntoni, gli attuali laghi come doline di crollo, avvenute in seguito ad escavazioni carsiche e riempite dalle acque stesse.

Le acque cariche di acido solfidrico acquistano, come ha dimostrato Scala, una energica azione di dispersione sullo zolfo bagnato che passa allo stato colloidale in finissime micelle, le quali formano dei complessi con lo stesso acido solfidrico. La dispersione è talmente avanzata che la dissoluzione colloidale dello zolfo non si svela con alcuna assenza e l'acqua rimane del tutto limpida finché sia impedita la liberazione dell'acido solfidrico. Ma quando tali acque emergono alla superficie del suolo e si trovano alla usuale pressione atmosferica, il complesso si rompe, l'acido solfidrico si libera passando nell'aria, e le micelle dello zolfo tendono ad aggregarsi tra loro in particelle più grossolane che determinano l'opacamento e talora la colorazione bluastra delle acque. Ecco dunque perché le Acque Albule, perfettamente limpide e pressoché inodore all'atto di emergenza, emanano poi un forte odore di acido solfidrico, e presentano la caratteristica opalescenza con riflessi bluastri, dopo essere state a contatto con l'aria.

Le Acque Albule sono ipotermali sulfuree (a temperatura costante di circa 23 gradi), e debbono certamente tale termalità a gran parte della loro mineralizzazione, a gas caldi di origine tellurica, e alle emanazioni radio.

In tempi remoti, prima che fosse costruito l'attuale emissario (che risale ad Ippolito d'Este, 1550-1572), le Acque delle sorgenti Albule si riversavano nella circostante pianura allagandola, e depositando il carbonato di calcio sotto forma di travertino: ecco come si può comprendere la formazione di quella parte del banco di travertino che si estende attorno ai laghi.

Dal punto di vista igienico la deduzione più importante che può trarsi è che la loro derivazione molto profonda ne garantisce la protezione contro ogni sorta di inquinamento: gli esami batteriologici, eseguiti dal Prof. Puntoni su campioni presi nei punti delle più vigorose colonne di acqua saliente, dimostrano una grande purezza batteriologica dell'acqua stessa.

Gli stabilimenti che oggi si ammirano lungo l'autostrada Tiburtina e precisamente a 22 chilometri da Roma ed a 9 da Tivoli e lungo la linea elettrica Roma - Tivoli - Pescara, furono iniziati nel 1928 e rappresentano il completo rifacimento di quelli sorti nel 1880; ed anche quest'anno sono state apportate modificazioni e innovazioni importanti, per rendere sempre più confortevole l'ambiente. Le costruzioni e gli impianti odierni costituiscono con la loro attrezzatura completa e con le loro linee moderne, la migliore cornice per l'oasi fresca e verdeggiante di vetusti eucaliptus, nella quale le acque cerulee sostano per dispensare energie e risanare malanni, sia nelle vaste piscine natatorie che nel reparto di bagni caldi, sia anche per irrigazioni ginecologiche, docce naturali, rettili e massaggi, nonché le inalazioni umide e a secco: il reparto per bibita completa le varie e moderne applicazioni delle Acque Solfuree.

L'esperienza suffragata da risultati chiari quanto sorprendenti, ci permette di poter indicare l'utilizzazione delle Acque Albule nei seguenti sei gruppi fondamentali di malattie:

- 1) m. del ricambio e reumatismo cronico;
- 2) m. dell'apparato respiratorio, in particolare delle prime vie aeree e nell'asma bronchiale;
- 3) m. genito-urinarie;
- 4) m. della pelle;
- 5) infezioni e intossicazioni croniche;
- 6) m. dell'apparato gastro-enterico, in particolare del fegato.

Controindicazioni vere e proprie sono soltanto quelle che si riferiscono a cardiopatie e nefriti.

A proposito della cura di inalazioni delle

acque Albule debbo fare una particolare menzione della loro azione sull'asma bronchiale, la cui indicazione deriva dall'azione probabilmente antianafilattica dimostrata dalla radioemanazione (Farneti e Jasonni).

Per effetto di tali radioemanazioni si ha anche attivazione del fermento pancreatico, del fermento peptico, del fermento glicolitico, della fermentazione lattica e dei fermenti diastasi in genere; quindi una attivazione sensibilissima nel ricambio organico, constatandosi un aumento del consumo di ossigeno e di produzione di acido carbonico, assieme

ad una maggiore eliminazione dell'urea.

Ho creduto interessante raccogliere queste indagini, e riassumere le esperienze terapeutiche sulle Acque Albule di Tivoli, in particolar modo sulle emanazioni radioattive di queste acque che i romani chiamavano SANC-TISSIMAE, per spiegare, alla stregua delle più recenti ricerche, le virtù terapeutiche dell'imponente sorgente solfurea delle Albule (note piuttosto empiricamente), onde assicurare sempre meglio a vantaggio dei sofferenti il frutto della preziosa scoperta.

Memento

Gentile Direttore,

mi permetto di chiederLe di voler mettere cortesemente a disposizione sul Periodico della nostra Associazione un piccolo spazio perché ci si possa fermare qualche istante a ricordare. Dieci anni fa, in un grave incidente stradale, perdeva la vita, con alcuni dei suoi cari, il Dottor Gianfranco Burini, fisico presso gli Ospedali Riuniti di Bergamo.

Gianfranco lavorava con impegno e dedizione non comuni prevalentemente per il Servizio di Radioterapia del suo Ospedale. Fu Suo allievo e mio compagno alla Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria dell'Università di Milano.

Credo di interpretare il pensiero non solo mio, ma anche di tutti i compagni della Scuola e di coloro che ebbero la possibilità di conoscerlo e di lavorare con lui, lasciando in queste poche righe il ricordo di un persona retta e generosa, di un professionista serio e preparato. In campo lavorativo diede sicuramente molto e avrebbe potuto dare ancora di più, se avesse potuto rimanere con noi: rammentarne la figura è un piccolo atto di omaggio dovuto.

RingraziandoLa di cuore per l'attenzione mostrata, Le invio i miei migliori saluti.

Maria Grazia Brambilla

Carate Brianza, 7 settembre 2004

Cara Maria Grazia,

Ti ringrazio di cuore per aver ricordato a me e a tutti coloro che ebbero la fortuna di conoscerlo, la figura e l'opera di Gianfranco Burini, scomparso tragicamente, come Tu ricordi, dieci anni fa. Fu un allievo attento, scrupoloso e appassionato, che seppe come pochi altri applicare con competenza, dedizione e rigore nell'attività ospedaliera quotidiana le conoscenze acquisite negli anni di Università e di frequenza della Scuola di Specializzazione. Spesso, anche dopo essersi diplomato, mi telefonava per chiedere consigli su questo o quel procedimento (la TBI in particolare!), e ogni volta mi accorgevo che anch'io avevo molto da imparare da Lui. Ti fa onore l'avermi chiesto di pubblicarne questa breve commemorazione.

Giampiero Tosi

Lettera del Presidente

Cari Colleghi,

come avete avuto modo di constatare attraverso la consultazione del sito Internet della nostra Associazione, il Direttivo ha voluto dotarsi di un documento programmatico che costituisca un riferimento per sé e per i Soci nelle iniziative in atto e per quelle future.

Tra gli obiettivi elencati nel documento trovate quello relativo alla "Promozione della visibilità della professione e dell'Associazione" che prevede un percorso nuovo e un impegno di tutti basato sul senso di appartenenza a una comunità che ha le potenzialità per esprimere il proprio importante contributo scientifico, professionale e, perché no, anche sociale.

L'Associazione si sta già muovendo in tale direzione studiando forme di divulgazione della professione di Fisico Medico attraverso materiale informativo sull'esempio di quanto, già da tempo, fanno le altre Associazioni di Fisica Medica di altri Paesi. Ma l'iniziativa che ora vi viene proposta ha lo scopo di mettere in luce aspetti fino ad oggi scarsamente e, a mio parere, ingiustamente poco considerati che meritano di essere opportunamente valorizzati.

L'idea, che ho sottoposto al Direttivo e che ha ottenuto pieno consenso, è scaturita dall'esperienza di alcuni Colleghi che, per iniziativa e sensibilità individuale, hanno dedicato e dedicano tuttora il loro impegno in attività di sostegno a favore di colleghi di Paesi meno fortunati del nostro i quali operano in condizioni estremamente disagiate per carenza di risorse, strutture e apparecchiature.

Certamente la nostra professione non offre l'ampia potenzialità caratteristica di altre professioni, prima fra tutte quella medica, ma è mia convinzione che anche chi opera nel campo della Fisica Medica possa esprimere contributi importanti e apprezzabili.

Se verrà colto lo spirito di questa iniziativa si otterrà il duplice risultato di avere offerto un servizio importante e, nel contempo, di avere contribuito a promuovere la visibilità della Fisica Medica.

Il Presidente
Giancarlo Candini

L'AIFM per lo sviluppo e la formazione in fisica medica, scienze radiologiche e radioprotezione nella Cooperazione Internazionale

Mauro Lazzeri e Renato Padovani

Nell'ultimo decennio fisici sanitari italiani e Servizi di fisica sanitaria hanno partecipato ad iniziative di Enti nazionali o internazionali o di Associazioni non governative di sviluppo culturale e tecnologico di paesi non industrializzati nel campo della fisica medica, della radioprotezione e, in generale, delle scienze radiologiche.

Le azioni più di frequente intraprese sono state l'organizzazione di stage formativi pres-

so ospedali italiani e laboratori di ricerca, con il supporto finanziario di enti internazionali quali il WHO, l'IAEA, l'EFOMP, l'ICTP, il Ministero degli Esteri, ma anche enti regionali, singoli ospedali, enti e organizzazioni non governative.

Colleghi hanno effettuato anche missioni all'estero fornendo supporto in attività di formazione, nell'avvio di nuove attività e di impianti di diagnostica e di terapia o di sup-

porto alla fornitura, installazione e avvio di apparecchiature donate a Centri stranieri.

Dall'insieme di queste attività la Fisica Medica italiana è conosciuta e apprezzata in molti paesi in via di sviluppo e presso le Organizzazioni Internazionali.

Prendendo le mosse da questo patrimonio di esperienze e di valori consolidatosi nel tempo, l' AIFM ha deciso di riconoscere a questo settore la rilevanza che merita facendone oggetto di una strategia di cooperazione sanitaria internazionale.

L'impegno dell'AIFM nella cooperazione internazionale trova non solo continuità rispetto alle singole esperienze maturate negli anni precedenti ma anche una decisa volontà:

- di mettere "in rete" i Fisici Medici, la loro ricchezza di iniziative, di sensibilità e di rapporti con i Paesi in via di sviluppo e presso le Organizzazioni Internazionali
- di sviluppare azioni a partire dalla centralità dei soggetti che vi operano in forma integrata, in relazione alle loro conoscenze e competenze e con il supporto di strumenti adeguati.

Gli elementi iniziali della strategia di cooperazione internazionale in campo sanitario si devono concretizzare:

- nell'impegno a sviluppare le politiche di cooperazione internazionale in campo sanitario in coerenza con il programma dell'AIFM e, in particolare, ad indirizzare prioritariamente le azioni di cooperazione sanitaria a supporto delle istituzioni e organismi internazionali e nazionali, dei governi regionali e locali, delle associazioni non governative (ONG) con i quali i Servizi di Fisica Sanitaria abbiano già stipulato o vogliano stipulare protocolli e accordi di cooperazione;
- nella definizione di criteri e indirizzi di carattere generale per la realizzazione delle azioni di cooperazione sanitaria, demandando contestualmente al Comitato per la cooperazione sanitaria, organismo

ad hoc appositamente istituito dall'AIFM, la predisposizione delle linee di intervento;

- nell'individuazione dei settori prioritari di intervento:
 - scambio di esperienze professionali mediante azioni di formazione e di aggiornamento di operatori sanitari dei Paesi interessati svolte sia in loco che presso i Servizi di Fisica Sanitaria e i Laboratori di ricerca
 - utilizzo nelle strutture ospedaliere e nei laboratori dei Paesi terzi delle attrezzature medico-chirurgiche nuove e/o donate dalle aziende sanitarie e dai laboratori di ricerca
 - invio di strumentazione in Paesi colpiti da emergenze belliche o sanitarie
 - partecipazione di Colleghi stranieri ai Congressi nazionali ed europei e ai Corsi organizzati dalla Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P. Caldirola".

Al fine di dare risalto a queste iniziative, fornire un supporto organizzativo, ma anche delineare progetti nazionali per i quali possano essere ricercati supporti economici, l'AIFM intende avviare con i Soci due azioni:

- effettuare un censimento delle attività svolte nella cooperazione internazionale
- individuare le disponibilità e le risorse esistenti per un coordinamento e un ampliamento delle iniziative di cooperazione

Ai soci dell'AIFM è richiesto pertanto di fornire le informazioni richieste nel questionario scaricabile dal sito web dell'Associazione e di inviarlo alla Segreteria dell'AIFM (segretario@aifm.it) entro il 30 novembre 2004.

Le informazioni raccolte saranno considerate confidenziali e non impegnative per il Socio. Per l'analisi delle informazioni raccolte e lo sviluppo di questo settore di attività l'AIFM formalizzerà uno specifico gruppo di lavoro.

Per la creazione di un Museo Virtuale

Carissimi Soci,

nella riunione del Consiglio Direttivo svoltasi durante il Corso di Ecografia di Villa Cagnola, si è deciso di verificare la possibilità di realizzare un "museo" della Fisica Medica e Sanitaria Italiana.

In prima battuta il "museo" dovrebbe essere "virtuale" ovvero contenere oggetti sotto forma di immagini o documenti multimediali; ciò allo scopo di semplificare una prima verifica del materiale eventualmente disponibile.

Gli oggetti ospitati dal "museo" potranno essere di qualsiasi tipo: strumentazione, personaggi, fatti, documenti. Per fare un esempio, io, Novario, custodisco ancora il libro dei verbali dei Consigli Direttivi della Sezione di Fisica Sanitaria della SIRM, dal 1979 al 2001; tali verbali verranno ospitati nel museo virtuale e quindi saranno consultabili sulla parte di sito AIFM ad esso dedicato.

Sicuramente ciascuno di voi, giovani e meno giovani, ha qualche cosa di interessante da proporre. Siamo quindi a chiedervi con la presente di inviare quanto riterrete opportuno, utile o divertente e che possa contribuire a far capire come è stata l'evoluzione della fisica medica in Italia nei suoi primi 40 anni.

I file contenenti il materiale da inoltrare all'indirizzo museo@aifm.it, potranno avere una forma ed uno standard del tipo `vostrocognome_nomefile_data.doc/rtf/pdf` per i testi e del tipo `vostrocognome_nomefile_data.jpg` per le immagini, con dimensioni massime di 200-300 kb per ciascuna immagine. Dovrebbero essere corredati da una didascalia con tutte le informazioni necessarie, in modo da poterle inserire nella vetrina virtuale.

Sperando che l'iniziativa riscuota il vostro interesse vi ringraziamo fin da ora, anche a nome di tutto il CD, del tempo che ci vorrete dedicare.

A presto

Raffaele Novario e Fausto Turrini

Notizie Societarie

a cura di Lorenzo Bianchi

➤ Comunicazioni del Segretario

Segnalo un andamento positivo del rinnovo delle iscrizioni: ai primi di settembre 2004 i Soci in regola risultano essere 560, mentre per il 2003, grazie ad alcuni che hanno regolarizzato la loro posizione pregressa, si contano ben 612 soci. Invito ancora una volta i più "pigri" a provvedere, ricordando che, a parte qualche elargizione liberale, il maggior contributo al bilancio è dato dalle quote associative.

Quest'anno vede nascere alcune nuove iniziative, piuttosto onerose sia in termini economici che di impegno da parte di chi le porta avanti. Fra queste cito, data la rilevanza per i Soci, la certificazione ISO, per le attività previste, legate al percorso che l'AIFM sta seguendo per diventare provider ECM, e la pubblicazione dei report AIFM. Sta per essere inviato ai Soci il primo Report "Protocollo italiano per i controlli di qualità degli aspetti fisici e tecnici in mammografia" e seguiranno gli altri, attualmente in fase di revisione, non appena i gruppi di lavoro forniranno la versione definitiva. Sento di dover ringraziare in modo particolare gli estensori e Marco Brambilla che coordina l'attività.

Invito ciascuno a visitare il sito www.aifm.it, dove vengono pubblicate in tempo reale informazioni utili di vario genere, dalle comunicazioni del Presidente, alle decisioni del Consiglio Direttivo, ad articoli di carattere tecnico-scientifico.

È in fase di costruzione una pagina dedicata all'aggiornamento tecnologico, nella quale verranno inseriti i link alle pagine che le ditte interessate segnaleranno; l'intenzione è quella di fornire ai soci uno strumento agile per essere informati real-time delle novità emergenti nei campi di interesse della fisica medica. Si tratta per ora di un esperimento, ogni commento e/o suggerimento sarà gradito (scrivi a aifm@aifm.it).

(L. Bianchi)

➤ **Comunicazioni della commissione ECM:
i risultati della prima sperimentazione FAD**

Alla prima proposta di FAD sperimentale sul sito AIFM "Valutazione della dose efficace a un individuo della popolazione in seguito al rilascio di radionuclidi in acque superficiali utilizzando la metodica proposta dal Report n.123 dell'NRCP" (autori E. Lorenzini, F. Fioroni, M.A. Sarti, S. De Crescenzo*, G. Pedrolì*, G. Borasi - Arcispedale S. Maria Nuova di Reggio Emilia, * AO Ca' Granda Niguarda Milano) hanno risposto (solo) 25 persone. Nonostante la scarsità di partecipanti i risultati ottenuti sono molto interessanti sia dal punto di vista dell'apprendimento che della valutazione della qualità. Per acquisire crediti mediante FAD è necessario rispondere correttamente almeno ai 4/5 (80%) del test proposto; nel nostro caso avrebbero superato il test 14 partecipanti (56%) mentre 11 (44%) non avrebbero raggiunto il livello minimo. L'uso del condizionale è d'obbligo perché per il momento la sperimentazione FAD non ha validità nel sistema ECM, ma come già più volte ribadito è un modo per cominciare a prepararci dal punto di vista tecnico e organizzativo per il futuro. Per quanto riguarda la valutazione della qualità, in media i partecipanti hanno giudicato l'argomento trattato come rilevante rispetto alla loro necessità di aggiornamento, l'articolo proposto di buona qualità educativa ed efficace nello stimolare cambiamenti in alcuni elementi della loro attività professionale. Il tempo impiegato per acquisire le informazioni contenute nell'articolo è risultato essere circa uguale a quello previsto dagli Autori.

Dal punto di vista tecnico abbiamo verificato che disponiamo di strumenti che ci permettono di proporre formazione a distanza con una gestione sufficientemente automatizzata dei vari processi.

Da circa metà luglio è presente sul sito un nuovo articolo e ci auguriamo che la partecipazione sia un po' più numerosa per avere numeri più significativi per fare un bilancio. Ovviamente sono benvenuti eventuali suggerimenti per migliorare ulteriormente il servizio.

(C. Canzi)

Primi specializzati alla Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria dell'Università di Pisa

In data 16 luglio 2004 i primi studenti della nuova Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria dell'Università di Pisa di durata quadriennale hanno discusso la loro tesi specializzazione presso il Dipartimento di Fisica "E. Fermi" dell'Università di Pisa. Nell'anno accademico 2000/2001 presso tale Università era stata attivata la Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria nuovo ordinamento quadriennale, con indirizzo medico e indirizzo ambientale. I primi specializzati, entrambi dell'indirizzo medico, sono due: la dott.ssa Angela Vaiano e il dott. Sergio Zucca.

La dott.ssa Angela Vaiano, sotto la guida del prof. Alberto Del Guerra (Università di Pisa), ha discusso una tesi dal titolo: ***"Calibration and performance of the small animal PET/SPECT scanner YAP-(S)PET"***. Il lavoro è stato condotto presso il Dipartimento di Fisica dell'Università di Pisa ed ha riguardato la caratterizzazione di un scanner, chiamato YAP-(S)PET, per imaging integrato PET/SPECT per studi su piccoli animali, quali ratti e topi. L'imaging molecolare su piccoli animali è un campo di ricerche molto importante, soprattutto per lo studio di nuove diagnosi e metodi di cura nel campo dell'oncologia e delle patologie neurodegenerative, per la sperimentazione di nuovi radiofarmaci; inoltre la disponibilità di animali transgenici rende le tecniche di imaging su piccoli animali uno strumento estremamente importante nel campo della validazione delle terapie geniche. Di qui la notevole attenzione per sistemi di imaging dedicati. La costruzione dello scanner YAP-(S)PET è stata realizzata all'interno di una collaborazione interdipartimentale dell'Università, nata nel Centro di Eccellenza AmbiSEN (Ambiente e Sistema Endocrino e Nervoso), Centro di alta tecnologia per lo studio degli effetti di agenti nocivi sul sistema endocrino e nervoso, istituito presso l'Università di Pisa.

Il dott. Sergio Zucca, sotto la guida del prof. Raffaele Fedele Laitano (ENEA- Casaccia) e del dott. Alessandro Tofani (Azienda USL n. 6 - Livorno), ha discusso una tesi dal titolo: "Caratterizzazione dei fasci di radiazione per

un Centro di taratura di dosimetri per radioprotezione", svolta presso l'U.O. di Fisica Sanitaria dell'Ospedale di Livorno. La radioprotezione dei lavoratori, dei pazienti e del pubblico è un campo di estrema importanza e la necessità di misure affidabili ed accurate delle grandezze dosimetriche che intervengono per la caratterizzazione del campo di radiazione è indispensabile. Di qui la necessità di realizzare strumenti di misura che abbiano una risposta dosimetrica nota ed ottimizzata per l'applicazione scelta e che siano tarati presso l'Istituto Metrologico Nazionale o presso Centri SIT (art. 107, D- Lgs230/95). Il lavoro del candidato ha riguardato la progettazione, la realizzazione e la caratterizzazione degli impianti di irraggiamento del Centro di Taratura della Unità Operativa di Fisica Sanitaria dell'Azienda USL n. 6 di Livorno per il raggiungimento dell'accreditamento come Centro di Taratura SIT. Lo studio è stato condotto sia attraverso l'uso di tecniche di simulazione Monte Carlo che di verifiche sperimentali.

I candidati hanno conseguito il diploma con il massimo dei voti e lode e sono stati proclamati dottori specialisti in Fisica Sanitaria dal Direttore della Scuola, prof. Alberto Del Guerra.

Si è quindi svolta una breve cerimonia per la consegna dei diplomi a cui hanno partecipato diverse autorità accademiche: il Preside della Facoltà di Medicina e Chirurgia, prof. Luigi Murri, il Preside della Facoltà di Scienze Matematiche Fisiche e Naturali, prof. Umberto Mura, dell'Università di Pisa, il Preside della Facoltà di Medicina dell'Università di Firenze, prof. Gianfranco Gensini ed il Direttore del Dipartimento di Fisica "E. Fermi", prof. Paolo Rossi. I diplomi di specializzazione in originale sono stati consegnati agli studenti dal Preside della Facoltà di Medicina e Chirurgia dell'Università di Pisa.

Alla fine della cerimonia di consegna dei diplomi è stato organizzato dal Dipartimento di Fisica un rinfresco, al quale hanno partecipato le varie autorità intervenute, i Professori e gli studenti della Scuola.