



Atti del Workshop:
Tecniche Speciali e Avanzate di
Dosimetria e
Radioprotezione

24 | 06 | **DUEMILASEDICI**

Dipartimento di Fisica e Chimica

Viale delle Scienze, Edificio 18 - PALERMO

Presidente del Workshop
Prof.ssa Maria Brai

21 
Università degli Studi di Palermo 1806-2016

A cura di
Francesca Alberghina
Giorgio Collura
Cristina D'Oca
Salvatore Gallo
Maurizio Marrale
Stefania Nici
Salvatore Panzeca
Michele Quartararo
Luigi Tranchina

**Atti del Workshop:
Tecniche Speciali e Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione**

CODICE ISBN: 9788894124514



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

Presidente del Workshop

Maria Brai - Università degli Studi di Palermo
maria.brai@unipa.it - Tel. 091-23899083

Comitato Scientifico

Antonio Bartolotta - Università degli Studi di Palermo
Marie Claire Cantone - Università degli Studi di Milano
Giuseppina Iacoviello - ARNAS Ospedale Civico di Palermo
Maurizio Marrale - Università degli Studi di Palermo
Antonio Sansone Santamaria - ARPA Sicilia
Elio Tomarchio - Università degli Studi di Palermo

Comitato Organizzatore

Francesca Alberghina - Università degli Studi di Palermo
Giorgio Collura - Università degli Studi di Palermo
Maria Cristina D'Oca - Università degli Studi di Palermo
Daniela Giacomazza - Istituto BioFisica - CNR Palermo
Aldo Parlato - Università degli Studi di Palermo
Salvatore Panzeca - Università degli Studi di Palermo
Stefania Nici - Università degli Studi di Palermo
Luigi Tranchina - ATeN Center - Università degli Studi di Palermo

Segreteria Organizzativa

Salvatore Gallo

Università degli Studi di Palermo
palermo2016airp@gmail.com
Tel. 091-23899121



ELENCO DEI MODERATORI E RELATORI INVITATI

Dott.ssa Letizia Barone Tonghi - Dirigente Fisico U.O.S.D. di Fisica Sanitaria Ospedale ARNAS Garibaldi di Catania.

Prof. Maria Brai - Professore Ordinario del Dipartimento di Fisica e Chimica dell'Università degli Studi di Palermo.

Dott. Vittorio Caputo - Direttore U.O.C. di Fisica Sanitaria Ospedale ARNAS Civico di Palermo.

Dott. Santo Caracappa - Direttore Sanitario dell'Istituto Zooprofilattico Sperimentale di Sicilia.

Prof. Alberto del Guerra - Adjunct Professor of Medical Physics - TRIMAGE Project Coordinator - Former Head of the Functional Imaging and Instrumentation Group - Former Director and Head Specialty School in Medical Physics

Prof. Francesco d'Errico - Research Scientist in Radiology and Biomedical Imaging dell'Università di Yale - New Haven (Connecticut - USA) e Professore Associato del Dipartimento di Ingegneria Civile e Industriale dell'Università degli Studi di Pisa.

Dr.ssa Paola Fattibene - Primo Ricercatore e Direttore di Reparto di Dosimetria delle radiazioni e difetti radio indotti presso il Dipartimento di Tecnologia e Salute dell'Istituto Superiore di Sanità (ISS) di Roma.

Dott. Baldassare Gucciardi - Assessore alla Salute della Regione Sicilia.

Prof. Roberto Lagalla - Professore Ordinario del Dipartimento di Biopatologia e Biotecnologie Mediche e già Rettore dell'Università degli Studi di Palermo.

Dott. Francesco Licata di Baucina - Direttore Generale dell'Agenzia Regionale per la Protezione dell'Ambiente (ARPA) di Sicilia.

Prof. Maurizio Leone - Direttore di ATeN Center, Advanced Technologies Network Center dell'Università degli Studi di Palermo.

Dott. Mauro Magnoni - Presidente dell'Associazione Italiana di Radioprotezione e Fisico Dirigente presso l'Agenzia Regionale Protezione Ambiente (ARPA) del Piemonte.

Prof. Fabrizio Micari - Rettore dell'Università degli Studi di Palermo.

Prof.ssa Stefana Milioto - Direttore del Dipartimento di Fisica e Chimica dell'Università degli Studi di Palermo.

Dott. Guido Pedroli - Direttore della Fisica Sanitaria dell'Istituto Europeo Oncologico (IEO) di Milano.

Dott.ssa Serena Risica - Già dirigente di Ricerca dell'Istituto Superiore di Sanità (ISS) di Roma.



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

Lettera del Presidente del Workshop

È con gioia che presento questa iniziativa organizzata per conto dell'Associazione Italiana di Radioprotezione (AIRP) e fortemente voluta dai giovani dottorandi e specializzandi di Fisica Medica dell'Università degli Studi di Palermo e delle aziende sanitarie siciliane.

Nel 1976 (40 anni fa) ho organizzato a Palermo una giornata di studio dal titolo: "Problemi e prospettive della Fisica Sanitaria nel settore medico". Hanno partecipato all'evento alcuni esimi Professori dell'Università di Palermo come il Prof. Oliveri, per la prima volta ho incontrato esperti di radioprotezione e dosimetria, per es. il Prof. Otello Rimondi, Presidente AIFSRP, il Dott. Busuoli ed altri colleghi dosimetristi del CNEN e ricercatori dell'ISS.

Nell'A.A. 74/75 ho avuto l'incarico di Fisica Medica per la Facoltà di Medicina e Chirurgia di Palermo ed ho pensato di dover svolgere le mie attività di ricerca nei settori dell'interazione radiazione materia nel campo delle applicazioni mediche.

Oggi le attività di ricerca in dosimetria e radioprotezione si sono fortemente evolute nei gruppi di ricerca di Fisica e Ingegneria dell'Università di Palermo. È stata istituita ed attivata la Scuola di Specializzazione in Fisica Medica e il Dottorato di ricerca in Fisica Applicata.

Questa occasione costituisce un utile momento di incontro e confronto delle attività avanzate nel campo della dosimetria e della radioprotezione che si sono sviluppate in questi 40 anni.

Maria Brai



PROGRAMMA GENERALE

8.00 - Registrazione dei partecipanti

8.45 - Saluti delle Autorità

Rettore UniPa, Direttore DiFC, Assessore alla Sanità Regione Sicilia, Direttore Sanitario IZS Sicilia, Direttore Generale ARPA Sicilia, Direttore ATeN Center

9.30 - Presentazione del Workshop

Maria Brai - Università degli Studi di Palermo

10.00 - Dosimetria Clinica

Moderatore: **Vittorio Caputo**

ARNAS Ospedale Civico di Palermo

Relazione Generale - Guido Pedroli

Istituto Europeo Oncologico (IEO) di Milano
“*Dosimetria Clinica*”

Comunicazioni Orali

Applicazione clinica di un metodo per la valutazione dell'incremento di dose in CT con mezzo di contrasto

G.R. Asero, E. Amato, G.Burrafato, G.Caputo, A.M.Gueli, G.Mannino

Studi dosimetrici su fasci di elettroni generati da un acceleratore laser-driven

D.Lamia, G.Russo, L.Labate, F.Baffigi, L.Fulgentini, A.Giulietti, P.Koester, D.Palla, P.Pisciotta, L.A. Gizzi, M.C.Gilardi

Caratterizzazione di fibre ottiche scintillanti ad emissione nel vicino infrarosso per applicazioni dosimetriche in radioterapia

I.Veronese, E.D'Ippolito, C.De Mattia, M.C. Cantone, M. Gargano, S.Cialdi, N.Ludwig, M.Fasoli, N.Chiodini, E.Mones, G.Loi, A.Vedda

11.00 - Pausa Caffè

11.30 - Dosimetria Ambientale

Moderatore: **Serena Risica**

Già Dirigente di Ricerca Istituto Superiore di Sanità (ISS)

Relazione Generale - Mauro Magnoni

ARPA Piemonte e Presidente AIRP

“*Valutazione della componente terrestre della radiazione gamma: aspetti sperimentali e teorici*”

Comunicazioni Orali

Misure di Radon indoor nella Sicilia orientale e confronto con le caratteristiche radiometriche dei materiali da costruzione

D.Morelli, G.Immè, R.Catalano, G.Mangano, C.Gianino

La nuova normativa europea ed italiana sulla radioattività nelle acque: problematiche tecniche e stato dell'arte dei laboratori pubblici in Sicilia

A. Sansone Santamaria

Monitoraggio della dose ambientale in un deposito di rifiuti radioattivi

S.Manenti

12.30 - Pausa Pranzo

13.30 - Sessione Poster



15.00 Dosimetria Retrospettiva
Moderatore: **Letizia Barone Tonghi**
ARNAS Ospedale Garibaldi di Catania

Relazione Generale - Paola Fattibene

Istituto Superiore di Sanità

“La dosimetria retrospettiva: stato dell'arte e strategie future”

Comunicazioni Orali

Analisi dei vetri di orologi tramite risonanza EPR e TL per dosimetria retrospettiva

A.Longo, M.Marrale, A.Bartolotta, M.C.D'Oca, S.Gallo, S.Panzeca, G.Collura, S.Nici, M.Brai

Progettazione di risonatori per misure EPR non distruttive in banda X

L.Di Trocchio, C.De Angelis, G.De Angelis, S.Della Monaca, L.Ficcadenti, M.Lucentini, A.Mostacci, L.Piersanti, S.Pisa, E.Pittella, M.C.Quattrini, F.Santavenere, P.Fattibene

Metodi EPR impulsati per la caratterizzazione delle radiazioni ionizzanti

A. Barbon

16.00 - Tecniche Dosimetriche Avanzate in Radioprotezione

Moderatore: **Roberto Lagalla**

Università degli Studi di Palermo

Relazione Generale - Francesco d'Errico

Università degli Studi di Pisa

“Contaminazione neutronica e rischi associati in radioterapia”

Comunicazioni Orali

Dosimetria NIR in MRI

P.L.Indovina, A.Botta, G.Garreffa

Analisi retrospettiva degli errori di posizione dei pazienti e l'impatto della dose nella colonscopia virtuale mediante TCMS: esperienza di un singolo centro

S.Salerno, L.Scopelliti, M.Marrale, C.Tudisca, A.Lo Casto, R.Lagalla

Valutazione della dose al cristallino: difficoltà e nuovi limiti ICRP

P.Pisciotta, G.Russo, M.G.Sabini, L.M.Valastro, E.Nicolai, C.Petrucci

Un sistema digitale innovativo per la caratterizzazione energia-flusso di fasci X diagnostici

L. Abbene, G. Gerardi, G. Raso, F. Principato

Dosimetria in-vivo mediante immagini EPID: risultati di uno studio multicentrico

A.Piermattei, S.Cilla, F.Deodato, S.Menna, F.Greco, M.Grusio, R.Caivano, V.Fusco, L.Orlandini, G.Benecchi, R.Nigro, D.Falco, A.Fidanzio

Commissioning del fascio di un sistema CyberKnife per l'implementazione dell'algoritmo Monte Carlo per il calcolo della dose e valutazioni fisico dosimetriche nelle applicazioni cliniche

A.Micali, C.Siragusa, A.Brogna, I.Bonaparte, M.C.Angiocchi, G.Feti, I.Ielo

17.30 - Chiusura delle attività e degustazione di prodotti tipici locali



SESSIONE DI DOSIMETRIA CLINICA

RELAZIONE GENERALE

Dosimetria clinica

Pag. 13

A. Bazani, M. Garioni, G. Pedrolì

COMUNICAZIONI ORALI

Applicazione clinica di un metodo per la valutazione dell'incremento di dose in CT con mezzo di contrasto

Pag. 16

G.R. Asero, E. Amato, G. Burrafato, G. Caputo, A.M. Gueli, G. Mannino

Studi dosimetrici su fasci di elettroni generati da un acceleratore laser-driven

Pag. 18

D. Lamia, G. Russo, L. Labate, F. Baffigi, L. Fulgentini, A. Giulietti, P. Koester, D. Palla, P. Pisciotta, L.A. Gizzi, M.C. Gilardi

Caratterizzazione di fibre ottiche scintillanti ad emissione nel vicino infrarosso per applicazioni dosimetriche in radioterapia

Pag. 21

I. Veronese, E. D'Ippolito, C. De Mattia, M.C. Cantone, M. Gargano, S. Cialdi, N. Ludwig, M. Fasoli, N. Chiodini, E. Mones, G. Loi, A. Vedda

COMUNICAZIONI POSTER

Caratterizzazione fisico dosimetrica di piccoli campi per tecniche di trattamento VMAT e verifiche pre-trattamento mediante sistema PTW OCTAVIUS 4d®

Pag. 23

M.C. Angiocchi, A. Brogna, V. Mongelli, A. Micali, I. Bonaparte, G. Feti, I. Ielo

Small Field Dosimetry e beam-commissioning di un sistema CyberKnife mediante l'utilizzo del diodo PTW 60017

Pag. 26

I. Bonaparte, C. Siragusa, F. Midili, A. Micali, M.C. Angiocchi, I. Ielo

Verifiche di algoritmi di calcolo della dose per trattamenti SBRT

Pag. 29

N. Cavalli, E. Bonanno, A. Girlando, A.M. Gueli, C. Marino

Analisi NMR su gel di tipo Fricke irradiati con fasci routinari per la radioterapia: stabilità e sensibilità in funzione degli additivi

Pag. 31

S. Gallo, M. Marrale, M. Brai, A. Longo, L. Tranchina, G. Collura, C. Gagliardo, A.M. Gueli, G. Iacoviello, S. Nici, F. d'Errico



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

**Verifiche dosimetriche preliminari in radiochirurgia stereotassica
cranica con Tomoterapia Elicoidale mediante “end-to-end” test su
fantoccio antropomorfo** **Pag.34**

*S. Panzeca, G. Savoca, G. Iacoviello, V. Caputo, M. Marrale, T. Cucchiara,
F. Cuccia, N. Luca, M. Brai*

**Confronti dosimetrici tra due tecniche radioterapiche a modulazione di
intensità nei trattamenti stereotassici polmonari ipofrazionati** **Pag.38**

*G. Savoca, S. Panzeca, G. Iacoviello, V. Caputo, M. Spanò, G. Ferrera,
V. Figlia, E. Tomarchio, M. Brai*

Dosimetria con film radiocromici in Tomografia Computerizzata **Pag.41**

S. Spampinato, A.M. Gueli, P. Milone, G. Petrillo, L. Raffaele

**Caratterizzazione dosimetrica di un rivelatore bidimensionale a
diamante policristallino** **Pag.43**

*C. Talamonti, A. Bartoli, I. Cupparo, A. Baldi, M. Scaringella, S. Pallotta,
M. Bruzzi*



SESSIONE DI DOSIMETRIA AMBIENTALE

RELAZIONE GENERALE

*Valutazione della componente terrestre della radiazione gamma:
aspetti sperimentali e teorici* Pag.47
M. Magnoni

COMUNICAZIONI ORALI

*Misure di Radon indoor nella Sicilia orientale e confronto con le
caratteristiche radiometriche dei materiali da costruzione* Pag.51
D. Morelli, G. Immè, R. Catalano, G. Mangano, C. Gianino

*La nuova normativa europea ed italiana sulla radioattività nelle acque:
problematiche tecniche e stato dell'arte dei laboratori pubblici in
Sicilia* Pag.54
A.S. Santamaria

Monitoraggio della dose ambientale in un deposito di rifiuti radioattivi Pag.59
S. Manenti

COMUNICAZIONI POSTER

Utilizzo di dosimetri TLD-700H per misure di dosimetria ambientale Pag.60
E. Bortolin, C. De Angelis, P. Fattibene, M.C. Quattrini, M.A. Tabocchini

*Calcolo dei livelli di dose gamma e dei livelli di radon dovuti ai
materiali da costruzione* Pag.62
*M.Brai, S.Rizzo, S.Basile, F.Alberghina, G.Collura, S.Gallo, A.Longo,
M.Marrale, S.Nici, S.Panzeca, L.Tranchina*



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

SESSIONE DI DOSIMETRIA RETROSPETTIVA

RELAZIONE GENERALE

La dosimetria retrospettiva: stato dell'arte e strategie future **Pag.66**
P. Fattibene

COMUNICAZIONI ORALI

Analisi dei vetri di orologi tramite risonanza paramagnetica elettronica (EPR) e termoluminescenza (TL) per dosimetria retrospettiva **Pag.68**
A. Longo, M. Marrale, A. Bartolotta, M.C. D'Oca, S.Gallo, S. Panzeca, G. Collura, S. Nici, M. Brai

Progettazione di risonatori per misure EPR non distruttive in banda X **Pag.71**
L. Di Trocchio, C. De Angelis, G. De Angelis, S. Della Monaca, L. Ficcadenti, M. Lucentini, A. Mostacci, L. Piersanti, S. Pisa, E. Pittella, M.C. Quattrini, F. Santavenere, P.Fattibene

Pulse EPR methods for characterization of ionizing radiations **Pag.74**
A. Barbon



SESSIONE DI TECNICHE DOSIMETRICHE AVANZATE IN RADIOPROTEZIONE

RELAZIONE GENERALE

Contaminazione neutronica e rischi associati in radioterapia Pag.76
F. d'Errico

COMUNICAZIONI ORALI

Un sistema digitale innovativo per la caratterizzazione energia-flusso di fasci X diagnostici Pag.78
L. Abbene, G. Gerardi, G. Raso, F. Principato

DOSIMETRIA NIR IN MRI Pag.82
Pietro Luigi Indovina, Anna Botta, Girolamo Garreffa

Commissioning del fascio di un sistema CyberKnife per l'implementazione dell'algoritmo Monte Carlo per il calcolo della dose e valutazioni fisico dosimetriche nelle applicazioni cliniche Pag.83
A. Micali, C. Siragusa, A. Brogna, I. Bonaparte, M.C. Angiocchi, G. Feti, I. Ielo

Dosimetria in-vivo mediante immagini EPID: risultati di uno studio multicentrico Pag.86
A. Piermattei, S. Cilla, F. Deodato, S. Menna, F. Greco, M. Grusio, R. Caivano, V. Fusco, L. Orlandini, G. Benecchi, R. Nigro, D. Falco, A. Fidanzio

Valutazione della dose al cristallino: difficoltà e nuovi limiti ICRP Pag.89
P. Pisciotta, G. Russo, M.G. Sabin, L.M. Valastro, E. Nicolai, C. Petrucci

Analisi retrospettiva degli errori di posizione dei pazienti e l'impatto della dose nella colonscopia virtuale mediante TCMS: esperienza di un singolo centro Pag.92
S. Salerno, L. Scopelliti, M. Marrale, C. Tudisca, A. Lo Casto, R. Lagalla



COMUNICAZIONI POSTER

- Revisione delle raccomandazioni per la dimissione di pazienti affetti da carcinoma tiroideo differenziato (CTD) e trattati con 131I: studio di coorte di pazienti con TSH esogeno e endogeno** **Pag.95**
L. Barone Tonghi, G.R. Asero, G.V. Di Martino, A.M. Gueli, G. Pellegriti
- Progettazione di un irradiatore autocontenuto per la calibrazione di dosimetri personali a termoluminescenza** **Pag.97**
S. Chillura Martino, G. Di Chiara, D. Fiore, N. Marchese, C. Pace, A. Parlato, E. Tomarchio
- Procedura di calibrazione di un set di Dosimetri TLD secondo la ISO/ASTM51956:2005(E) e la ASTM standard E-668** **Pag.100**
G. Di Chiara, A. Parlato, E. Tomarchio
- Procedura di calibrazione di sistemi dosimetrici a film radio-cromici GAFCHROMIC® mod. HD-V2** **Pag.103**
F. Martorana, G. Di Chiara, G. Perrone, G. Giangrande, C. Ganci, A. Parlato, E. Tomarchio
- Una procedura per la gestione informatizzata della radioprotezione** **Pag.105**
Paolo Randaccio
- Determinazione della componente gamma nella colonna termica del reattore TRIGA di Pavia tramite Dosimetri ESR di alanina** **Pag.107**
S. Gallo, M. Marrale, M. Ferrari, A. Longo, S. Panzeca, G. Collura, S. Nici, S. Bortolussi, G. Iacoviello, I. Postuma, N. Protti, S. Altieri
- High energy radiation processing for the synthesis of insulin nanocarriers for the development of a new strategy for the treatment of Alzheimer's Disease** **Pag.110**
C. Dispenza, M.A. Sabatino, L.A. Ditta, G. Spadaro, V. Militello, P. San Biagio, D. Giacomazza, P. Picone, L. Cristaldi, D. Nuzzo, M. Di Carlo
- Misure preliminari su scanner MRI 7T di stabilità nel tempo di Dosimetri gel di tipo Fricke** **Pag.112**
G.Collura, S.Gallo, S.Nici, L.Tranchina, B.F.Abbate, M.Brai, V.Caputo, S.Caracappa, G.Cassata, F.d'Errico, S.Mutolo, M.Spanò, M.Marrale
- Uso della spettroscopia ESR per la caratterizzazione di composti fenolici irradiati con fasci clinici di fotoni ed elettroni** **Pag.115**
S. Gallo, G. Iacoviello, S. Panzeca, G. Collura, A. Longo, S.Nici, M.Brai, M. Marrale



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

SESSIONE 1

Dosimetria Clinica

Moderatore: Dr. **Vittorio Caputo**

*Azienda Ospedaliera di Rilievo Nazionale e di Alta
Specializzazione, Ospedale Civico Palermo*



Dosimetria clinica

A. Bazani, M. Garioni, G. Pedroli

Istituto Europeo di Oncologia, Via Ripamonti n. 435, 20145 Milano (Italia)

e-mail: guido.pedroli@ieo.it

INTRODUZIONE

I continui sviluppi tecnologici in radioterapia consentono di irradiare in modo sempre più selettivo le zone tumorali rendendo possibile un aumento della probabilità di controllo del tumore e una riduzione della probabilità di complicazione dei tessuti sani.

In particolare, nell'ambito della radioterapia a fasci esterni (EBRT), l'impiego di tecniche sempre più sofisticate consente di ottenere distribuzioni della dose altamente conformate al volume bersaglio, mentre le informazioni fornite, oltre che dall'imaging anatomico (TC), anche dall'imaging biologico e molecolare (es. PET, SPECT, MRI, TC funzionale), permettono di definire meglio il volume bersaglio in fase di pianificazione del trattamento e successivamente di ridurre le incertezze spaziali nell'erogazione della dose tra una seduta e l'altra e all'interno della seduta stessa (tecniche IGRT).

Ovviamente tutto ciò sarebbe inutile se, contemporaneamente all'evoluzione delle tecniche radioterapiche, non vi fosse un miglioramento nella determinazione della dose impartita tale da raggiungere un'accuratezza congrua con l'incertezza legata alle modalità di erogazione della dose da parte di queste tecniche più avanzate.

Non si deve inoltre trascurare l'importanza della terapia medico nucleare con l'impiego di nuovi radiofarmaci, che consentono di irradiare in modo selettivo determinati organi o tumori. Anche in questo caso l'evoluzione delle tecniche di dosimetria interna consente, seppure con maggiori limitazioni rispetto alla dosimetria dei fasci esterni, una sempre migliore accuratezza nella determinazione della dose agli organi bersaglio e agli organi critici.

Inoltre la migliore conoscenza degli aspetti radiobiologici permette di effettuare trattamenti combinati associando tecniche radioterapiche con fasci esterni e la radioterapia molecolare (MRT) tipica della medicina nucleare.

METODI DI CALCOLO DELLA DOSE NELLA RADIOTERAPIA CON FASCI ESTERNI

Il calcolo della dose nella radioterapia a fasci esterni si articola in diverse fasi ciascuna delle quali influenza l'accuratezza della dose calcolata all'interno del paziente. In particolare assumono grande importanza la calibrazione del fascio radiante in condizioni note (condizioni di riferimento e fantoccio omogeneo acqua-equivalente) e l'algoritmo di calcolo utilizzato per valutare la dose in un punto di interesse qualsiasi all'interno del paziente.

Mentre la calibrazione del fascio radiante ha raggiunto un'accuratezza dell'1-2%, l'evoluzione di questi ultimi anni degli algoritmi di calcolo, in grado di tener conto adeguatamente di tutte le caratteristiche dei singoli pazienti, quali anatomia, geometria e densità, in particolar modo in condizioni di assenza di equilibrio elettronico (disomogeneità), ha portato a un'accuratezza globale < 5% [1, 2, 3].

Gli algoritmi di calcolo della dose attualmente impiegati si suddividono in quattro categorie: Correction-Based (CB), Model-Based (convolution/superposition, MB), Monte Carlo (MC) e Deterministici.

Gli algoritmi CB determinano la dose sulla base di dati sperimentali acquisiti in fantoccio ad acqua in condizioni standard e modificati mediante opportuni fattori che considerano l'incidenza del fascio su superfici irregolari e le disomogeneità presenti, assumendo però in questo caso di essere in condizione di equilibrio elettronico laterale, con errori fino al 20% (in prossimità delle disomogeneità).

Gli algoritmi MB sono basati su principi fisici di interazione, piuttosto che su dati empirici, combinando il calcolo analitico delle interazioni primarie con il conseguente trasporto e deposizione di energia delle

particelle secondarie descritti da kernel (MC o analitici) pre-calcolati in acqua.

Tra questi rientrano gli algoritmi Pencil Beam Convolution (PB), Convolution Superposition (CS), Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) e Collapsed Cone Convolution Superposition (CCCS), a seconda della modellizzazione applicata alle componenti dell'interazione. Gli algoritmi di tipo PB risultano più accurati di quelli CB in mezzi eterogenei, ma per basse densità la dose all'interno della disomogeneità risulta sovrastimata, a causa delle correzioni monodimensionali applicate [4]. Gli algoritmi CS e AAA considerano il trasporto degli elettroni, seppure in maniera implicita, tenendo conto delle variazioni di densità in 3D, ma, soprattutto per quanto riguarda la AAA, la dose risulta sovrastimata per campi piccoli e alte energie [5, 6].

La tecnica MC del trasporto di radiazione si basa sull'utilizzo di distribuzioni di probabilità note che governano le singole interazioni di fotoni ed elettroni per simulare il loro trasporto attraverso la materia. Questi algoritmi simulano il trasporto della radiazione all'interno dei materiali presenti sia all'interno del paziente e riprodotti nella scansione TC, sia nel sistema di collimazione. Per questi algoritmi non è necessaria l'ipotesi di equilibrio elettronico laterale, mentre il loro limite principale è dato dal rumore statistico in quanto il calcolo della dose è affetto da fluttuazioni legate al numero di particelle simulate.

Questa problematica sembra essere risolta dagli algoritmi Deterministici come Acuros XB [7], che risolvono l'equazione lineare del trasporto di Boltzmann tenendo conto delle eterogeneità del paziente in maniera diretta. Tuttavia, per questi ultimi, l'accuratezza del calcolo sarà legata alla discretizzazione delle variabili durante la soluzione esplicita dell'equazione di Boltzmann.

METODI DI CALCOLO DELLA DOSE IN TERAPIA MEDICO NUCLEARE

Il metodo dosimetrico in terapia medico nucleare si basa, come ben noto, sul formalismo MIRD. In tale formalismo la dose $D(r_T)$ all'organo bersaglio r_T è data dalla sommatoria delle dosi dovute alla presenza di un dato radiofarmaco negli organi sorgente r_S :

$$D(r_T) = \sum_S \tilde{A}_S S(r_T \leftarrow r_S)$$

dove \tilde{A}_S è la dose accumulata nell'organo sorgente r_S :

$$\tilde{A}_S = \int_0^\infty A_S(t) dt$$

e $S(r_T \leftarrow r_S)$ è la dose assorbita media nella regione bersaglio r_T per unità di attività accumulata nella regione sorgente r_S .

I fattori S sono stati calcolati, per oltre 800 radionuclidi, mediante l'utilizzo di codici Monte Carlo, sulla base di fantocci matematici antropomorfi standard e una distribuzione di attività uniforme nell'organo sorgente, e sono disponibili sul sito internet: www.doseinfo-radar.com.

Il metodo MIRD tuttavia non tiene conto delle caratteristiche individuali dei pazienti (dati anatomici e distribuzione della radioattività), per cui al fine di consentire una valutazione dosimetrica individualizzata sono stati proposti metodi di calcolo 3D che consentono di ottenere un buon livello di accuratezza partendo da una distribuzione di attività nota e da parametri biologici noti. In particolare la dosimetria a voxel porta il formalismo MIRD dal livello macroscopico degli organi al livello di regioni di tessuto (voxel) di dimensioni, dell'ordine di qualche mm, che dipendono dalla risoluzione del metodo con cui si può quantificare in modo accurato la distribuzione di attività (immagini SPECT e PET). La distribuzione di dose viene dunque dedotta dalla distribuzione di attività sempre applicando il formalismo MIRD, previo il calcolo, tramite simulazioni Monte Carlo, di fattori di conversione $S_{\text{voxel} \leftarrow \text{voxel}}$ che forniscono la dose media in un voxel bersaglio per unità di attività in un voxel sorgente [8,9]. I fattori S vengono però calcolati in mezzo omogeneo (acqua), per cui esiste una limitazione anche in questo tipo di approccio in quanto non si tiene conto della distribuzione di densità del singolo paziente.

Il metodo che presenta maggiori potenzialità è l'impiego di codici Monte Carlo per la simulazione della reale situazione del singolo paziente, sia per quanto riguarda la mappa di attenuazione (disponibile da immagini TC), sia per quanto riguarda la distribuzione di attività (da imaging funzionale, SPECT o PET). In questa direzione sono stati utilizzati vari codici Monte Carlo (MCNP, EGS, Fluka, Geant) e con il miglioramento della

tecnologia degli elaboratori elettronici possono essere utilizzati codici Monte Carlo sempre più complessi con tempi di calcolo accettabili [10, 11, 12, 13, 14]. In pratica nella terapia medico nucleare il limite all'accuratezza dosimetrica dipende sostanzialmente dalla determinazione dei parametri anatomici, delle distribuzioni di attività presenti nei vari organi e della cinetica del radiofarmaco [15].

Rimane ancora del tutto aperto l'aspetto microdosimetrico della terapia medico nucleare dal punto di vista sia della distribuzione microscopica del radiofarmaco all'interno dei tessuti, delle cellule e addirittura a livello subcellulare, sia della qualità della radiazione emessa dal radiofarmaco, in particolare nel caso di emettitori di particelle alfa o di elettroni Auger.

COMBINAZIONE DI TECNICHE DI TRATTAMENTO

L'introduzione di modelli radiobiologici, che tengono conto delle modalità di somministrazione della dose sia in termini temporali (rateo di dose e frazionamento), sia in termini di uniformità di distribuzione della dose, consente di comparare i risultati clinici relativi al controllo della crescita tumorale e alla tossicità indotta negli organi sani ottenuti con tecniche radioterapiche diverse tra loro, nonché di combinare tra loro tali tecniche. Ciò vale in modo particolare per la combinazione delle tecniche EBRT con quelle MRT per cui vengono utilizzati, quali parametri radiobiologici, la dose biologica effettiva (BED), la dose uniforme equivalente (EUD) e la dose biologica effettiva uniforme equivalente (EUBED).

I trattamenti combinati EBRT e MRT rappresentano un'opzione promettente applicabile in diverse situazioni.

In particolare le due modalità terapeutiche comportano organi a rischio diversi tra loro per cui è possibile sfruttare al massimo le potenzialità di ciascuna terapia, inoltre l'utilizzo delle tecniche speciali EBRT può essere mirato a compensare le disomogeneità della distribuzione della dose tipiche della tecnica MRT.

In letteratura vengono proposte varie applicazioni di questo tipo facendo intravedere un importante sviluppo futuro di questi trattamenti [16].

CONCLUSIONE

Lo sviluppo della dosimetria clinica e della radiobiologia di questi ultimi anni, associato all'evoluzione tecnologica delle apparecchiature e all'introduzione di nuovi radiofarmaci, ha portato a un grosso miglioramento della qualità dei trattamenti radioterapici. Rimangono ancora nuove strade da percorrere per ulteriori miglioramenti, quali, oltre a una migliore conoscenza biologica del tumore, nuove tecniche di imaging (es. "single-cell imaging") e di trattamento (es. il "dose-painting" individualizzato con l'irradiazione a diverse dosi di sottovolumi del tumore aventi differenti proprietà radiobiologiche, i sistemi di pianificazione del trattamento su basi biologiche, ecc.), nonché l'impiego di nuovi radiofarmaci.

BIBLIOGRAFIA

- [1] AAPM Report No 85, "Tissue inhomogeneity corrections for MV photon beams.", Report of Task Group No. 65 of the American Association of Physicists in Medicine, *Medical Physics Publishing*, Madison, WI, **2004**.
- [2] W. Z. Chen et al., *World J. Radiol.* **2014**, 6(11), 874
- [3] P. Metcalfe et al., "The physics of radiotherapy x-rays and electrons. (2 ed.)", *Medical Physics Publishing*, Madison, WI, **2007**
- [4] A. Ahnesjö et al., *Med. Phys.* **1992**, 19, 263
- [5] A. Ahnesjö et al., *Phys. Med. Biol.* **1991**, 36, 973
- [6] A. Fogliata et al., *Radiat. Oncol.* **2011**, 6, 82
- [7] T. Knöös et al., *Phys Med. Biol.* **2006**; 51, 5785
- [8] W. E. Bolch et al., MIRD Pamphlet No. 17, *J. Nucl. Med.* **1999**, 40, 11S
- [9] N. Lanconelli et al., *Phys. Med. Biol.* **2012**, 57, 517
- [10] F. Botta et al., *Phys. Med. Biol.* **2013**, 58, 8099
- [11] S. Chiavassa et al., *Cancer Biother. Radiopharm.* **2005**, 20, 325
- [12] E. E. Furhang et al., *Med. Phys.* **1997**, 24(7), 1163
- [13] S. Marcatili et al., *Phys. Med. Biol.* **2013**, 58, 2491
- [14] R. F. Hobbs et al., *J. Nucl. Med.* **2009**, 50, 1844
- [15] J. A. Siegel et al., MIRD Pamphlet No. 16, *J. Nucl. Med.* **1999**, 40, 37S
- [16] M. Cremonesi et al., Atti del Congresso Italiano di Fisica Medica, AIFM_2013, Torino 16-19 novembre 2013



Applicazione clinica di un metodo per la valutazione dell'incremento di dose in CT con mezzo di contrasto

Asero Grazia Rita^{1,3}, Amato Ernesto², Burrafato Giuseppe³,
Caputo Gabriele⁴, Gueli Anna Maria^{3,5}, Mannino Giovanni^{4,5}

¹ARNAS Azienda Ospedaliera di Rilievo Nazionale e di Alta Specializzazione GARIBALDI, Via Palermo 636, 95124 Catania

²Dipartimento di Scienze Biomedicali e di Imaging Morfologico e Funzionale, Sezione di Scienze Radiologiche, Università di Messina, XXX, Messina

ARNAS Azienda Ospedaliera di Rilievo Nazionale e di Alta Specializzazione GARIBALDI, Via Palermo 636, 95124 Catania

³PH3DRA Laboratories (PHysics for Dating Diagnostic Dosimetry Research and Applications), Dipartimento di Fisica e Astronomia, Università di Catania & INFN - Catania, via Santa Sofia 64, 95123 Catania

⁴Azienda Ospedaliero - Universitaria "Policlinico - Vittorio Emanuele", Presidio Gaspare Rodolico, Via Santa Sofia 78, 95123 Catania, Italy

⁵Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Dipartimento di Scienze Mediche Chirurgiche e Tecnologie Avanzate "G.F. Ingrassia", Università di Catania, via Santa Sofia 87, 95123 Catania

e-mail: grazia.asero@ct.infn.it

INTRODUZIONE

Grazie allo sviluppo tecnologico degli scanner, i protocolli di acquisizione in Tomografia Computerizzata (TC) sono stati modificati al fine di introdurre studi multifasici con mezzo di contrasto nella *routine* clinica. Soprattutto alle basse energie tipiche della diagnostica, l'aumento locale dell'energia depositata si riflette in un aumento della dose assorbita. I mezzi di contrasto infatti incrementano la sezione d'urto dell'effetto fotoelettrico relativa alla k-shell.

Il metodo proposto permette di correlare l'aumento di dose con misure *in vivo* delle HUs (Hounsfield Unit) che sono strettamente connesse con i coefficienti di attenuazione.

MATERIALI E METODI

È stata necessaria effettuare inizialmente una caratterizzazione degli scanner CT siti a Catania nell'Azienda Universitaria "Policlinico – Vittorio Emanuele" in termini di risposta delle HU in funzione di concentrazioni di soluzioni iodate clinicamente rilevanti. Gli incrementi di dose sono stati valutati grazie all'impiego di un modello sviluppato grazie a Simulazioni Monte Carlo in ambiente GEANT4 [1]. È stato quindi condotto un dettagliato studio su immagini DICOM per organi quali fegato, milza, rene, pancreas e tiroide per 40 pazienti sottoposti a esami multifasici nel distretto addominale.

Il protocollo clinico ha previsto l'utilizzo di una tensione di 120 kVp, della modulazione in corrente, di una dose di mezzo di contrasto pari a 1.5 ml/kg e una velocità di flusso di 2.5 - 3 ml/s. Le variazioni in termini di HU sono state valutate in fase arteriosa, portale e tardiva.

RISULTATI

Questo studio ha permesso di stimare incrementi di dose variabili dal 20% al 70%. In generale è stato osservato che gli incrementi di dose sono più evidenti nella fase portale in quanto gli organi sono uniformemente impregnati. In particolare è stato evidenziato che il rene è maggiormente sottoposto a un locale incremento di energia depositata in quanto riceve il 25% dell'output cardiaco. Un ulteriore motivo di questa evidenza sperimentale può essere connesso alla sua funzione di organo escretore. La Fig.1 permette di evidenziare come l'impregnazione dello iodio da parte del rene sia dipendente dalla fase clinica in studio.

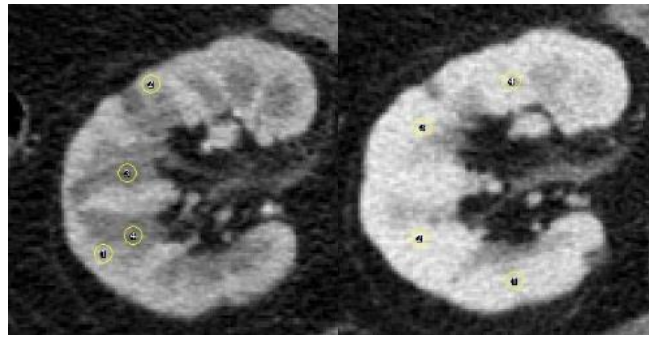


Fig.1 Immagine del rene in fase arteriosa a sinistra e in fase portale a destra in cui si possono distinguere le quattro ROI scelte.

Nel rene destro sono state evidenziate, come è possibile evincere dalla fig.1, quattro ROI di dimensioni pari a 10 mm², differenziando anche in questo caso nella fase arteriosa la zona corticale da quella midollare. La distribuzione del mezzo di contrasto è infatti fortemente pronunciata nella corteccia del rene. Si può notare come, anche per il rene, la distinzione in due parti dello stesso organo in fase arteriosa sia indispensabile ai fini di una corretta valutazione dell'incremento di dose, mentre ciò non risulta peculiare nella fase di equilibrio in cui l'impregnazione risulta omogenea.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

L'ottimizzazione dei protocolli TC in termini di dose al paziente è quindi strettamente connessa alla tensione e alla quantità di mezzo di contrasto somministrata. I risultati ottenuti provvedono a dare importanti informazioni sull'ottimizzazione dei protocolli clinici, limitando ad esempio il numero di fasi contrastografiche laddove il medico radiologo lo ritenga possibile, senza compromettere la qualità delle immagini e quindi il quesito diagnostico.

BIBLIOGRAFIA

[1] Amato et al., Journal of X- Ray Science and Technology **2016**, 24, 267-278



Studi dosimetrici su fasci di elettroni generati da un acceleratore laser-driven

D. Lamia¹, G. Russo¹, L. Labate^{2,3}, F. Baffigi², L. Fulgentini², A. Giulietti², P. Koester², D. Palla², P. Pisciotta¹, L. A. Gizzi^{2,3}, M. C. Gilardi^{4,5}

¹Istituto di Bioimmagini e Fisiologia Molecolare (IBFM) UOS Cefalù CNR, Cefalù

²Intense Laser Irradiation Laboratory (ILIL) – Istituto Nazionale di Ottica (INO) CNR, Pisa

³Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN), sezione di Pisa e Laboratori Nazionali di Frascati (LNF)

⁴Istituto di Bioimmagini e Fisiologia Molecolare (IBFM) CNR, Segrate

⁵Università di Milano-Bicocca, Milano

e-mail: debora.lamia@ibfm.cnr.it

INTRODUZIONE

L'innovativa tecnica di accelerazione di particelle mediante l'utilizzo di laser ad alta intensità si è mostrata negli ultimi anni di notevole interesse in diversi campi della ricerca scientifica, e in particolar modo in ambito medico. È noto da letteratura [1,2] che gli acceleratori laser-driven (LDA) di elettroni si basano sul processo Laser WakeField Acceleration (LWFA). L'interazione tra impulso laser e plasma applica agli elettroni del plasma una forza chiamata ponderomotiva mediante la quale si dà origine ad un'onda di plasma oscillante longitudinalmente sulla scia degli impulsi laser, la quale permette di accelerare gli elettroni fino ad energie relativistiche. I sistemi LDA si stanno sviluppando notevolmente negli ultimi anni e potrebbero essere, in prospettiva, una valida alternativa agli acceleratori clinici usati per applicazioni mediche, in particolare per i trattamenti di radioterapia. Al fine di migliorare le capacità del sistema LDA in modo tale da avere requisiti confrontabili con quelli di un acceleratore clinico, è molto importante che venga effettuata una precisa caratterizzazione dosimetrica. Ciò che dosimetricamente differenzia le due tipologie di acceleratori è il dose-rate: in un acceleratore utilizzato per trattamenti di radioterapia intraoperatoria (IORT) la durata di un impulso è dell'ordine del microsecondo μs [3, 4], mentre in un acceleratore LDA è dell'ordine del picosecondo ps . Con un sistema LDA si può ottenere quindi un dose-rate per impulso di sei ordini di grandezza superiore rispetto ad un acceleratore commerciale LINAC.

Ad oggi, non esistono protocolli dosimetrici indicativi sulle misure di dosimetria assoluta per sistemi LDA. I protocolli internazionali dosimetrici [5,6] affermano che, in caso di acceleratori con alto dose rate ($>cGy/impulso$), la dosimetria di riferimento tramite l'uso di camere a ionizzazione non può essere eseguita con la stessa accuratezza tipica degli altri fasci clinici. L'elevato dose-rate dei fasci di elettroni generati dai sistemi LDA potrebbe portare ad una sottostima del fattore di ricombinazione ionica k_s necessario per la correzione alla misura di carica effettuata con le camere a ionizzazione. Ciò potrebbe avvenire a causa dell'elevata densità di carica che potrebbe essere prodotta ad ogni impulso nel volume sensibile del rivelatore [7].

I film radiocromici sono i rivelatori più utilizzati per effettuare misure dosimetriche con fasci generati da LDA, in quanto possono essere considerati indipendenti dalla dose erogata per impulso e dall'energia del fascio [8]. Gli studi effettuati sono stati svolti con l'acceleratore laser-driven di elettroni installato presso il laboratorio ILIL dell'Istituto Nazionale di Ottica di Pisa del CNR. È stata effettuata una caratterizzazione dosimetrica sul fascio di elettroni utilizzando film gafchromici EBT3; inoltre, le misure sperimentali sono state simulate tramite il toolkit Monte Carlo GEANT4 [9] al fine di validare l'applicazione sviluppata e ottenere ulteriori informazioni che caratterizzano il fascio, quali distribuzioni energetica e angolare.

MATERIALI E METODI

Al fine di ottenere una caratterizzazione dosimetrica completa del fascio generato da LDA, sono state effettuate misure sperimentali utilizzando i film gafchromici EBT3 utilizzati specificatamente per applicazioni in trattamenti radioterapici. Quando il film viene esposto alla radiazione, esso si annerisce ed il cambiamento di colore è dipendente dalla dose assorbita.

I film gafchromici sono stati irradiati a differenti valori di dose con un acceleratore clinico NOVAC7 utilizzato per trattamenti IORT ottenendo quindi una curva di calibrazione, in modo tale da poter poi rivelare i valori di

dose erogati dall'acceleratore LDA.

Le misure sperimentali eseguite presso il laboratorio ILIL sono state effettuate in due differenti configurazioni, all'interno della camera a vuoto vicino alla sorgente del fascio e all'esterno della camera a vuoto nella posizione del campione. I gafcromici sono stati posizionati tra lastre di acqua solida RW3 e tra lastre di plexiglass di differenti spessori, rispettivamente nelle due configurazioni.

La configurazione del set-up sperimentale e le misure effettuate sono state simulate utilizzando il toolkit Geant4 e sviluppando un'applicazione chiamata *laser_IOERT*.

RISULTATI

È stata quindi effettuata una caratterizzazione dosimetrica ottenendo differenti informazioni sulle caratteristiche del fascio, quali distribuzioni di dose nel piano perpendicolare alla direzione di propagazione del fascio (Figura 1) e curve di dose percentuale in profondità (PDD).

I risultati ottenuti sperimentalmente sono stati confrontati con quelli simulati al fine di validare l'applicazione sviluppata. Le curve PDD sono state confrontate tramite un test metrico, mentre per il confronto dei profili di dose ottenuti è stato utilizzato il test che calcola l'indice γ [10] (Figura 2). In seguito, la validazione dell'applicazione Monte Carlo *laser_IOERT*, ha permesso di eseguire le simulazioni ottenendo la distribuzione energetica di tipo esponenziale decrescente con energia media pari a 1.5 MeV e la distribuzione angolare Gaussiana con FWHM pari a 26°.

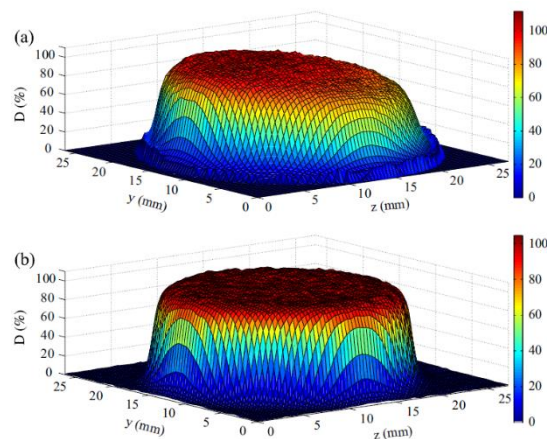


Fig. 1 - Profili di dose sul piano perpendicolare alla direzione di propagazione del fascio ottenuti a) dalle misure sperimentali e b) dalle simulazioni Monte Carlo.

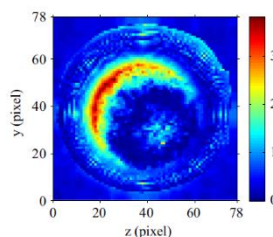


Fig. 2 - Mappa di colore rappresentante il confronto tra i profili di dose tramite il test dell'indice γ . Circa l'80% dei punti ha superato il test positivamente con un indice $\gamma < 1$.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

È stata ottenuta una caratterizzazione dosimetrica del fascio di elettroni generato da un acceleratore



sperimentale laser-driven. Sono state effettuate misure sperimentali con film gafchromici EBT3 e simulazioni Monte Carlo Geant4 sviluppando l'applicazione *laser_IOERT* che riproduce le caratteristiche del sistema di accelerazione. Questo ha permesso di migliorare alcune il set-up sperimentale e di studiare le caratteristiche energetiche ed angolari del fascio in sorgente.

Per migliorare l'accuratezza dosimetrica, sono previste ulteriori misure sperimentali con dosimetri Fricke, i quali, grazie alla loro indipendenza dalla dose per impulso, si mostrano rivelatori idonei per fasci con dose-rate molto alto.

BIBLIOGRAFIA

- [1] E. Esarey, C.B. Schroeder, W.P. Leemans, *Reviews of Modern Physics* **2009**, 81, 1229
- [2] T. Tajima and J. M. Dawson, *Physical Review Letters* **1979**, 43, 4
- [3] M. Pimpinella, D. Mihailescu, A. S. Guerra, and R. F. Laitano, *Physics in Medicine and Biology*, **2007**, 52, 20
- [4] S. Righi, E. Karaj, G. Felici, F. Di Martino, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, **2013**, 14, 1
- [5] IAEA, *Technical Reports Series no. 398*, **2000**
- [6] P. R. Almond et al., *Medical Physics*, **1999**, 26
- [7] J. W. Boag, E. Hocchäuser, O. A. Balk, *Phys. Med. Biol.*, **1996**, 41
- [8] L. Labate, D. Lamia, G. Russo, *Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering*, **2016**, DOI:10.1007/978-3-319-31563-8_9
- [9] J. Allison et al. *IEEE Transactionson Nuclear Science*, **2006**, 53, 1
- [10] T.Ju,T.Simpson,J.O.Deasy,D.A.Low,*Medical Physics*, **2008**, 35, 3



Caratterizzazione di fibre ottiche scintillanti ad emissione nel vicino infrarosso per applicazioni dosimetriche in radioterapia

I. Veronese^{1,2}, E. D'Ippolito¹, C. De Mattia¹, M.C. Cantone^{2,3}, M. Gargano¹, S. Cialdi^{1,2}, N. Ludwig¹, M. Fasoli⁴, N. Chiodini⁴, E. Mones⁵, G. Loi⁵, A. Vedda⁴

¹Dipartimento di Fisica, Università degli Studi di Milano, Via Celoria 16, 20133 Milano (Italia)

²Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN), Sezione di Milano

³Dipartimento di Scienze Biomediche, Chirurgiche ed Odontoiatriche, Università degli Studi di Milano, Via Pascal 36, 20133 Milano (Italia)

⁴Dipartimento di Scienza dei Materiali, Università degli Studi di Milano Bicocca, Via Cozzi 55, 20125 Milano, (Italia)

⁵Medical Physics Department, A. Ospedaliera Maggiore della Carità, Corso Mazzini 18, 28100 Novara (Italia)

e-mail: ivan.veronese@unimi.it

INTRODUZIONE

I vantaggi dell'uso delle fibre ottiche scintillanti per la rivelazione delle radiazioni ionizzanti sono dovuti alle loro ridotte dimensioni che consentono misure puntuali dei campi di radiazione, alla possibilità di monitorare i segnali in tempo reale ed alla trasmissione del segnale a distanza. Trovano quindi promettenti applicazioni nel campo della dosimetria nelle moderne tecniche di radioterapia. Al fine di garantire misure accurate di dose è tuttavia essenziale una efficace discriminazione del segnale di radioluminescenza (RL) dello scintillatore dallo *stem effect* dovuto alla luce Čerenkov e fluorescenza intrinseca che si originano a seguito dell'irraggiamento della fibra passiva.

In questo lavoro sono presentate le proprietà luminescenti e dosimetriche di fibre ottiche in silice amorfa prodotte via sol-gel e drogate con Yb³⁺, la cui emissione RL nel vicino IR a 975 nm permette una discriminazione spettrale del segnale dosimetrico di interesse dallo *stem effect* [1,2].

MATERIALI E METODI

Un prototipo di sistema dosimetrico è stato ottenuto accoppiando otticamente una porzione di fibra ottica drogata con Yb (diametro 200 µm, lunghezza di 3 mm e 10 mm) ad una fibra passiva commerciale. Il segnale di scintillazione è stato misurato mediante un rivelatore appositamente sviluppato basato su un fotodiiodo a valanga (APD) operante in *Geiger mode* ed impiegando dei filtri passa basso a 950 nm per attenuare la componente di *stem effect* dominante nella regione VIS-UV. Le misure di caratterizzazione del sistema dosimetrico, svolte irraggiando la fibra con fotoni ed elettroni generati da un LINAC Trilogy della Varian, hanno riguardato la ripetibilità, la linearità con il rateo di dose e la sensibilità. Lo studio si è poi focalizzato sulla valutazione dell'efficacia della rimozione dello *stem effect* mediante filtrazione ottica tramite l'irraggiamento di diverse porzioni di fibra passiva e valutando la dipendenza della risposta al variare dell'angolo di incidenza del fascio di radiazione sull'asse della fibra. Infine il sistema è stato impiegato per la caratterizzazione di tipici campi di moderna radioterapia e confrontato con sistemi dosimetrici standard di riferimento.

RISULTATI

Il sistema dosimetrico basato su fibre ottiche in silice drogate con Yb è risultato caratterizzato da una soddisfacente riproducibilità (inferiore al 2%) e sensibilità (rateo di dose minimo rivelabile inferiore a 1 mGy/s). L'ampiezza del segnale RL si è osservata crescere linearmente all'aumentare del rateo di dose nell'intervallo investigato (da circa 9 mGy/s a circa 130 mGy/s) e nel contempo la risposta dosimetrica (in termini di conteggi totali integrati sulla durata degli irraggiamenti) è risultata indipendente dal rateo di dose. Le misure preliminari di caratterizzazione di tipici campi di radiazione usati nella moderna radioterapia in termini di *output factors* e profili di dose hanno fornito infine risultati in accordo con quelli di dosimetri di



riferimento.

La filtrazione ottica dello *stem effect* è risultata completa per le fibre con capo attivo più lungo (10 mm) e quindi caratterizzate da miglior rapporto segnale RL / *stem effect*. Per le fibre più corte (3 mm) si è stimato un incremento del segnale inferiore allo 0.1% per ogni cm di fibra passiva esposta al campo di radiazione.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Lo studio della caratterizzazione del sistema dosimetrico basato su fibre ottiche in silice drogate con Yb accoppiato al rivelatore APD ha dato risultati promettenti. La possibilità di discriminare il segnale di interesse dallo *stem effect* sulla base di una semplice filtrazione ottica rende il sistema molto competitivo e di più pratico uso rispetto all'unico sistema ad oggi disponibile in commercio [3], che richiede un'apposita procedura di calibrazione per ricavare un fattore correttivo per lo *stem effect*. Sono attualmente in corso ulteriori misure di caratterizzazione del dispositivo e di confronto con altri sistemi dosimetrici, in vista di completa ingegnerizzazione dell'intero sistema.

BIBLIOGRAFIA

- [1] I. Veronese et al., *Appl. Phys. Lett.* **2014**, 105, 061103
- [2] I. Veronese et al., *J Phys. Chem. C.* **2015**, 119, 15572
- [3] P. Carrasco et al., *Med. Phys.* **2015**, 42, 297



Caratterizzazione fisico dosimetrica di piccoli campi per tecniche di trattamento VMAT e verifiche pre-trattamento mediante sistema PTW OCTAVIUS 4d®

M. C. Angiocchi¹, A. Brogna², V. Mongelli², A. Micali¹, I. Bonaparte¹, G. Feti¹, I. Ielo²

¹Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Dipartimento BIOMORF, Università degli Studi di Messina,

²U.O.C. di Fisica Sanitaria, A.O.U. Policlinico "G.Martino" di Messina

e-mail: mchiara.angiocchi@gmail.com

INTRODUZIONE

La VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) è una tecnica radioterapica arco volumetrica ad intensità modulata; essa produce una distribuzione di dose 3D altamente conformata ("dose painting") ai volumi target con un grande risparmio dei tessuti sani circostanti [1] attraverso la modulazione dei seguenti parametri: dose rate, velocità del gantry, movimento dinamico del collimatore multilamellare (MLC) durante l'erogazione della radiazione lungo uno o più archi coplanari o non coplanari.

L'elevata conformazione di dose viene raggiunta grazie all'utilizzo di campi di radiazione che assumono forme irregolari composte dalla successione di una serie di segmenti dinamici con diverse configurazioni dell'MLC, spesso ridotte a tal punto da essere assimilabili a piccoli campi; poiché si considera "piccolo campo" un fascio avente dimensioni minori rispetto al range laterale delle particelle cariche, per i fasci di fotoni di energia 6MV si fa riferimento i campi inferiori a 3x3 cm². [2].

Come noto dalla letteratura [2][3] la presenza di piccoli campi di radiazione introduce delle problematiche dosimetriche, soprattutto in merito a difficoltà legate alle acquisizioni sperimentali e alla valutazione dei parametri fisico-dosimetrici necessari alla modellizzazione del fascio fotonico di un Linac per l'implementazione di un TPS per pianificazioni con tecnica di trattamento VMAT. Nessun rivelatore presente oggi in commercio possiede tutte le caratteristiche necessarie a tale scopo. I rivelatori che soddisfano alcune di queste richieste sono le micro-camere a ionizzazione, i diodi al silicio e i rivelatori a diamante.

La pianificazione di un trattamento VMAT necessita, visto il numero elevato di gradi di libertà introdotti dalla tecnica, l'utilizzo di un modulo di Pianificazione Inversa. I piani di cura realizzati sul singolo caso clinico vanno poi opportunamente verificati prima del trattamento in termini di confronto tra la distribuzione di dose calcolata al TPS e quella effettivamente erogata dal Linac.

Il lavoro presentato può essere schematizzato attraverso la seguente suddivisione in tre fasi:

I FASE: Modellizzazione del fascio radiante e validazione TPS. La crescente complessità dei TPS è strettamente legata all'evoluzione delle tecniche radioterapiche, le quali richiedono un maggior livello di accuratezza degli algoritmi implementati per il calcolo della dose. È fondamentale, quindi, per assicurare una buona qualità del trattamento radioterapico [4][5], modellizzare in modo più accurato possibile i fasci fotonici delle apparecchiature con i quali si intende erogare trattamenti VMAT. Questo processo prevede d'apprima l'acquisizione sperimentale di parametri fisico dosimetrici opportuni (PDD, profili e Output factors) per dar luogo successivamente ad una fase di validazione del TPS mediante i confronti tra dati misurati e dati calcolati dal sistema di pianificazione in prefissate condizioni, al termine del quale è possibile l'utilizzo clinico del prodotto. Il confronto tra dati dosimetrici si effettua mediante l'analisi dell'Indice Gamma [6], metodo largamente utilizzato anche nella validazione pre-trattamento dei piani VMAT. L'indice gamma sintetizza in un'unica relazione il criterio della differenza di dose (DA% - "Dose Agreement"), definito nelle regioni a basso gradiente come la differenza percentuale tra la dose calcolata e quella misurata, e della distanza di accordo (DTA - "Distance to Agreement"), definito, nelle regioni ad alto gradiente, come la minima distanza tra un punto misurato ed il più vicino nella distribuzione calcolata che presenta la stessa dose.

II FASE: Verifiche pre-trattamento. Nei test dosimetrici pre-trattamento dei piani VMAT viene creato un piano di verifica calcolato sulle immagini TC del fantoccio Octavius 4D® contenente una matrice di camere a ionizzazione [8]. I campi contenuti nel piano di verifica presentano uguale geometria, medesime caratteristiche e componenti del piano di trattamento del paziente. Parametri quali MU, dose rate, movimenti

del MLC dinamico e rotazione del Gantry sono identiche alle rispettive controparti. La distribuzione di dose così ottenuta verrà quindi comparata, mediante software appositi, con l'analoga distribuzione di dose erogata sul fantoccio selezionando punti e piani di interesse.

III FASE: Verifiche puntuali di dose. Un'ulteriore validazione del sistema radiante per i trattamenti VMAT è ottenuta dalla verifica di dose puntuale in particolari punti di interesse clinico.

MATERIALI E METODI

Presso la U.O.C. di Radioterapia dell'A.O.U. Policlinico "G.Martino" di Messina è in uso un acceleratore lineare ELEKTA SYNERGY PLATFORM in grado di erogare trattamenti radianti mediante tecniche IMRT Step&Shoot e VMAT[7]. Il sistema di pianificazione computerizzato dei trattamenti radioterapici associato, in uso presso la U.O.C. di Fisica Sanitaria, è ONCENTRA MASTERPLAN.

Customizzazione e validazione TPS. Le misure dedicate alla caratterizzazione fisico-dosimetrica di piccoli campi per la modellizzazione dei fasci fotonici associati alla macchina su citata sono state eseguite per entrambe le energie a disposizione (6MV, 10MV) mediante fantoccio ad acqua PTW MP3-M[8] corredato da opportuni rivelatori e sono di seguito riportate:

- PDD per i campi di dimensioni 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm² a SSD 90cm;
- Profili di dose lungo le direzioni Cross-Plane (CP) ed In-Plane (IP) per campi di dimensioni 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm² a SSD 90cm e profondità 1.5, 5, 10 e 20 cm;
- Output Factor (OF), per campi di dimensioni 5x5, 4x4, 3x3, 2x2 e 1x1 cm² a SSD 90cm e profondità 10 cm.

Le acquisizioni sono state ripetute con tre diversi rivelatori: la micro-camera a ionizzazione PTW PinPoint 31014, il diodo al silicio PTW DIODE E 60017 ed il rivelatore a diamante PTW DIAMOND 60019[8].

I dati sperimentali sono stati confrontati con quelli calcolati dagli algoritmi di calcolo del TPS Oncentra Masterplan nel workspace dedicato (Beam Data Tool). Lo scopo ultimo di tali confronti è consistito nella determinazione delle dimensioni della "beam source virtuale" per l'algoritmo di calcolo Pencil Beam (PB) e Collapsed Cone (CC)[7].

I criteri adottati per l'esecuzione dei confronti di PDD e profili e la conseguente accettazione dei modelli ottenuti sono stati "gamma index" 3%- 3mm. Gli OF misurati sono stati confrontati con quelli calcolati in termini di differenza percentuale.

Verifiche pre-trattamento. Le verifiche pre-trattamento di piani VMAT dei distretti anatomici testa-collo (Head&Neck – H&N) e pelvi, e di lesioni vertebrali con risparmio di dose al midollo sono state eseguite mediante l'utilizzo del fantoccio dedicato Octavius 4D[®] corredato di un'unità rotante con inclinometro e di matrici PTW OCTAVIUS DETECTOR 729 e PTW OCTAVIUS DETECTOR 1500, composta da 729 camere a ionizzazione con distanza centro-centro pari a 1 cm, e da 1405 camere a ionizzazione con distanza centro-centro pari a 7.1 mm rispettivamente [9]. La matrice 1500 è stata fornita da PTW nell'ambito di un progetto di collaborazione con la U.O.C. di Fisica Sanitaria dell'A.O.U. Policlinico "G.Martino" di Messina. Le verifiche di dose sono state elaborate con il software dedicato Verisoft[®] [10] sfruttando tre differenti set di PDD atte ad ottenere il cubo di dose misurato tramite l'algoritmo di calcolo del sistema Octavius[®]: le PDD calcolate dal TPS su un fantoccio ad acqua virtuale a set up opportuno (SSD 85 cm e field size 1x1,2x2.26x26), le PDD di default del software Verisoft[®] e le PDD ottenute sperimentalmente mediante l'utilizzo del fantoccio ad acqua PTW-MP3-M. Le verifiche pretrattamento sono state valutate con i criteri d'accettazione dell'indice gamma pari a 3%-3mm e 4%-4mm.

Verifiche puntuali di dose. Nel caso dei trattamenti VMAT delle lesioni vertebrali con risparmio di dose al midollo, è stato scelto di effettuare anche verifiche di dose puntuali in corrispondenza del punto a maggiore risparmio. A tale scopo si è scelto il seguente setup sperimentale: lastra porta camera inserita tra spessori di RW3. Le verifiche di dose puntuale sono state eseguite con le camere a ionizzazione PTW PinPoint 31014 e PTW Semiflex 31010 [8]. I valori di dose misurati sono stati confrontati con la dose ricevuta dal volume della camera nel piano calcolato dal TPS su ricostruzione TC del fantoccio SLAB e annesso Linac Couch al fine di tener conto del valore d'attenuazione di quest'ultimo.

RISULTATI

I profili di dose, le PDD e gli OF dei piccoli campi hanno permesso di determinare le dimensioni della sorgente dei fasci fotonici ai fini della modellizzazione della macchina virtuale implementata al TPS per entrambi gli algoritmi di calcolo della dose. Nello specifico i valori della dimensione della sorgente per l'algoritmo PB sono risultati pari 0.3 cm per l'energia dei 6MV in entrambe le direzioni Cross-Plane (CP) ed In-Plane (IP), mentre per l'energia dei 10MV sono risultati pari a 0.582 cm nella direzione CP e 0.683 cm nella direzione IP. Per quanto riguarda l'algoritmo CC enhanced sono stati determinati i seguenti valori per le dimensioni della sorgente del fascio: per i 6MV 0.350 cm per entrambe le direzioni CP e IP e 0.523 cm e 0.594 cm rispettivamente per CP e IP per l'energia di 10MV. I confronti delle curve di dose calcolate/misurate, per entrambe le energie di 6 e 10MV, hanno mostrato un accordo molto al di sotto del criterio 3%-3mm sia per l'algoritmo PB che per il CC.

Le verifiche pre-trattamento hanno confermato l'accuratezza del modello ottenuto: la maggior parte dei piani VMAT verificati hanno presentato accordi superiori al 90% in termini di test gamma 3%-3mm e comunque mai al di sotto del 89%; mentre per il criterio del 4%-4mm gli accordi tra trattamento erogato e pianificato superano di gran lunga il 95%. Il confronto ottenuto per le verifiche di dose puntuale dei piani VMAT dei distretti vertebrali con risparmio di dose al midollo, ha sempre mostrato deviazioni percentuali di dose inferiore al 2% confermando un ottimo accordo calcolato-misurato.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONE

Il presente lavoro ha permesso di ottimizzare l'utilizzo del Linac Elekta, in uso del A.O.U. Policlinico "G.Martino" di Messina, per l'erogazione di trattamenti VMAT, rispecchiando così come prefissato da questa avanzata tecnica radiante le capacità di conformazione della dose ai volumi target con contemporaneo risparmio di OAR presenti nel medesimo distretto anatomico. La scelta dei rivelatori da utilizzare per le acquisizioni dei dati dosimetrici necessari al commissioning ha permesso di superare le problematiche relative all'utilizzo di piccoli campi di radiazione. Ciò è stato confermato non solo in fase di validazione del TPS Oncentra dal buon accordo tra le curve di dose erogate/calcolate, ma soprattutto dalle verifiche pre-trattamento e dalle misure puntuali di dose di piani di cura reali, le quali dimostrano come i trattamenti VMAT siano potenzialmente efficaci anche in casi clinici dove si richiede un'elevata precisione ed il risparmio di OAR critici, quali il midollo spinale, al punto da migliorare notevolmente l'indice terapeutico del trattamento radioterapico.

BIBLIOGRAFIA

- [1] K.Otto. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. Medical Physics, January **2008**, 35(1): 310-7.
- [2] Das I.J. et al. Small fields Nonequilibrium radiation dosimetry Medical Physics, January **2008**, 35(1): 310-7.
- [3] Wuerfel J.U. Dose measurement in small fields. Medical Physics International, **2013**. 1(1).
- [4] IAEA. Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning System. April **2007**
- [5] AIFM. Gruppo di lavoro per il controllo della qualità delle prestazioni dei sistemi computerizzati per la pianificazione dei trattamenti radioterapici. **2011**.
- [6] Depuydt T. et al. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. Radiother. Oncol. 62: 309-319, **2002**
- [7] www.elekta.com
- [8] www.ptw.de

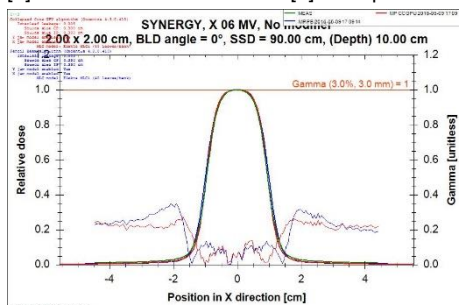


Fig. 1-Confronto misurato/calcolato del profilo CP del campo 2x2cm² con algoritmi PB e CC per fotoni da 6MV

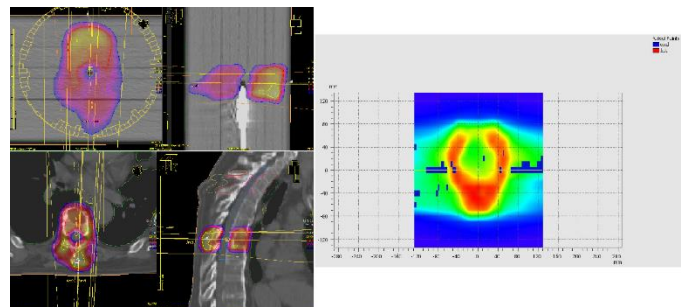


Fig. 2- A destra verifica pre-trattamento lesione pelvi; a sinistra piano di cura di lesione vertebrale per misura puntuale di dose su midollo spinale.



Small Field Dosimetry e beam-commissioning di un sistema CyberKnife mediante l'utilizzo del diodo PTW 60017

I. Bonaparte¹, C. Siragusa², F. Midilli², A. Micali¹, M.C. Angiocchi¹, I. Ielo²

¹Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Dipartimento BIOMORF, Università degli Studi di Messina

²U.O.C di Fisica Sanitaria, Policlinico G.Martino, Via Consolare Valeria 1, 90125 Messina (Italia)

e-mail: ilariabonaparte@libero.it

INTRODUZIONE

Il sistema di radiochirurgia robotica stereotassica CyberKnife si è imposto negli ultimi anni come un mezzo altamente efficace nel trattamento di lesioni intracraniche ed extracraniche, permettendo di ottenere un elevato grado di accuratezza nell'identificazione e localizzazione del target. Le piccole dimensioni dei campi circolari e i ripidi gradienti di dose, tipici dei fasci utilizzati in radiochirurgia CyberKnife, richiedono una accurata caratterizzazione geometrica e dosimetrica. La caratterizzazione dosimetrica dei campi piccoli risulta più laboriosa e complessa rispetto alla dosimetria dei campi standard; aspetti fisici, quali effetto di volume parziale o perdita di equilibrio delle particelle cariche unitamente alle problematiche quali occlusione della sorgente e densità del rivelatore, possono incrementare l'incertezza nelle misure dosimetriche. Le problematiche relative alla "small fields dosimetry" nascono anche dall'impossibilità, per alcuni sistemi di trattamento stereotassici tra cui il CyberKnife, di riprodurre le condizioni di riferimento specificate nei protocolli dosimetrici attuali. L'esecuzione delle misure di commissioning del sistema CyberKnife deve quindi prendere in considerazione tali problematiche (soprattutto nella scelta del rivelatore) ed utilizzare i concetti del formalismo dosimetrico adoperato per "small and non standard fields" (Alfonso et. al [4]).

MATERIALI E METODI

Il CyberKnife™ (Accuray Inc., a Sunnyvale, CA) è un sistema di radiochirurgia robotica stereotassica che permette, grazie all'uso di una tecnologia IGRT, il raggiungimento di dosi altamente conformati con accuratezza di individuazione e puntamento del target submillimetrica. Il sistema, in uso presso l'A.O.U. Policlinico G.Martino, consiste di un acceleratore lineare da 6 MV con dose-rate di 800 MU/min montato su un braccio mobile robotizzato (KUKA Robot), specificamente progettato per erogare la dose da centinaia di angolazioni differenti [1]. Il sistema durante l'intervento radiochirurgico localizza con estrema precisione la sede del tumore, orienta il fascio di radiazioni e corregge in tempo reale la sua posizione in relazione ai movimenti del paziente o del tumore riducendo in maniera significativa l'irradiazione dei tessuti sani adiacenti. La collimazione del fascio avviene per mezzo di due diversi sistemi di collimazione, fisso e Iris [2], che permettono di definire 12 possibili aperture di campo con diametro variabile nel range da 5 a 60 mm e la cui dimensione è definita alla distanza nominale di trattamento di 800 mm dalla sorgente del fascio. La procedura di commissioning del sistema CyberKnife per l'algoritmo di calcolo di dose Ray-Tracing, utilizzato dal TPS dedicato Multiplan - Versione 4.6.0 - , richiede per entrambi i sistemi di collimazione l'acquisizione dei seguenti parametri dosimetrici: Tissue Phantom Ratio (TPR, acquisiti a SAD 800 mm per profondità da 0 a 300 mm), Off Center Ratio (OCR, SAD 800 mm e profondità 15, 50, 100, 200 e 300 mm) e Output Factor (OF, effettuati per tre diversi valori di SAD, cioè 650, 800 e 1000 mm per profondità di misura del rivelatore pari a 15 mm). Le misure dosimetriche del commissioning del fascio sono state effettuate utilizzando il diodo unshielded PTW 60017. Il diodo unshielded ha, infatti, delle caratteristiche strutturali e fisiche tali da renderlo adeguato alla "small fields dosimetry" [3]; l'elevata sensibilità associata alle piccole dimensioni del volume attivo (volume sensibile di 0.03 mm³ a profondità di 1.33 mm dalla superficie del rivelatore), tempo di risposta veloce ed eccellente risoluzione spaziale consentono il raggiungimento di un adeguato livello di accuratezza richiesto dalle misure in oggetto. Bisogna comunque considerare che, a causa dell'elevato numero atomico del Silicio rispetto a quello dell'acqua, la risposta del diodo esibisce una dipendenza dall'energia che risulta maggiormente pronunciata nel range dei kV. Tale dipendenza ha una ripercussione sulla lettura degli OFs dei piccoli campi. Al diminuire delle dimensioni del collimatore si verifica infatti un incremento della radiazione diffusa di bassa energia che provoca una sovrastima dell'output del fascio. La

determinazione dei fattori di campo, per entrambi i sistemi di collimazione, è stata effettuata anche mediante il rivelatore microDiamond PTW 60019, all'interno di uno studio multicentrico finalizzato alla valutazione della risposta del diamante nella misura degli OFs dei campi piccoli del sistema CyberKnife. Le caratteristiche di tale rivelatore quali l'elevata condizione di equivalenza all'acqua, l'eccellente risoluzione spaziale e l'indipendenza dal dose-rate, lo rendono particolarmente idoneo per misure di OFs nell'ambito della "small field dosimetry".

RISULTATI

Le misure di TPR e OCR ottenute con il diodo PTW 60017 risultano in buon accordo con i "composite data" relativi ai centri CyberKnife nazionali e internazionali. I valori di TPR, per entrambi i sistemi di collimazione, hanno fornito una deviazione massima del 2%; si riscontrano maggiori deviazioni in superficie dove diviene significativa la dipendenza dei valori misurati dalla tipologia e dalla dimensione del rivelatore utilizzato e del set-up di misura. I profili acquisiti (OCR) per entrambi i sistemi di collimazione mostrano, sia nella regione di "plateau" che in quella ad alto gradiente di dose, un andamento confrontabile con la media dei profili acquisiti nei vari centri CyberKnife (Fig. 1). Le misure degli OFs effettuate a SAD 800mm, mediante il diodo PTW 60017, risultano in accordo con i valori del "composite data"; per dimensioni di campo ≥ 10 mm le deviazioni risultano contenute entro $\pm 0,1\%$, e con una deviazione massima di 1,7% per la più piccola apertura di campo. Le maggiori deviazioni correlate ai campi di piccole dimensioni (5 e 7,5 mm) sono attribuibili all'effetto di volume parziale, alla maggiore influenza indotta dall'eventuale errore di posizionamento del rivelatore e alla presenza del rivelatore stesso che perturba il livello locale di fluensa. I valori degli OFs relativi al sistema di collimazione variabile Iris mostrano il medesimo andamento dei dati ma con deviazioni leggermente più elevate. Questo sostanziale incremento della deviazione può essere attribuito, come evidenziato in alcuni studi scientifici, alla diversa struttura fisica dei due collimatori; la superficie interna del collimatore Iris, che definisce le dimensioni dei campi, è infatti più vicina alla sorgente del fascio con minore apertura fisica generando un maggiore effetto di occlusione della sorgente per il medesimo campo di radiazione. Sulla base del formalismo introdotto da Alfonso et al. [4], relativo alla dosimetria dei campi piccoli, le misure degli OFs sono state corrette introducendo i fattori correttivi calcolati da Francescon et al. [5] mediante metodo Monte Carlo per un LINAC di 800 MU/min a SSD 800 mm. Le correzioni sono state apportate per entrambi i sistemi di collimazione e per tutte e tre le SSD per dimensioni di campo da 5mm a 15 mm; per campi di dimensione maggiori il valore del fattore correttivo tende infatti all'unità. I valori degli OFs misurati con il diodo e corretti per i citati fattori mostrano un eccellente accordo con quelli misurati mediante il rivelatore microDiamond (deviazione massima pari a 1,2%); per dimensioni di campo ≥ 15 mm le deviazioni risultano tutte $< 1\%$. L'utilizzo del microDiamond PTW 60019 permette quindi la determinazione di accurati valori di OFs in presenza di piccole dimensioni di campo.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

L'elevato accordo esistente tra i dati misurati in fase di commissioning, mediante il diodo unshielded PTW 60017, e i "composite data" ottenuti dalla media dei risultati relativi alle fasi di commissioning eseguite in altri centri CyberKnife, induce a considerare i diodi al Si come rivelatori particolarmente idonei per dosimetria dei campi piccoli. La loro tendenza a sovrastimare il valore degli OFs delle più piccole aperture di campo potrebbero comportare una riduzione dell'accuratezza dosimetrica nel trattamento di lesioni di dimensioni tali da richiedere esclusivamente l'utilizzo di campi di piccole dimensioni, ad esempio nel trattamento della nevralgia del trigemino, la cui pianificazione prevede l'erogazione di una dose elevata in una sola frazione e con il solo collimatore da 5mm. L'utilizzo dei fattori correttivi proposti da Francescon, mediante simulazione MC, ha consentito di ottenere valori di OFs "corretti", permettendo quindi il raggiungimento di un elevato grado di accuratezza dosimetrica nei trattamenti radianti di talune patologie per le quali risulta necessario l'utilizzo di collimatori di apertura 5 e 7,5 mm. Inoltre le deviazioni esistenti tra le misure degli OFs acquisiti con il diodo e opportunamente corretti per i fattori MC e le misure ottenute con il rivelatore microDiamond confermano gli studi di Francescon et al. e inducono all'utilizzo del microDiamond come possibile nuovo rivelatore particolarmente idoneo in "small field dosimetry"; per i valori di OFs con esso misurati non sembra, al momento, necessario applicare alcun fattore correttivo.

BIBLIOGRAFIA

- [1] C. Antypas et al., Phys. Med. Biol. **2008**, 53
 [2] G. C. Echener et al., Phys. Med. Biol. **2009**, 54
 [3] I. J. Das et al., Med. Phys. **2008**, 35
 [4] R. Alfonso et al., Med. Phys. **2008**, 35
 [5] P. Francescon et al., Phys. Med. Biol. **2014**, 59

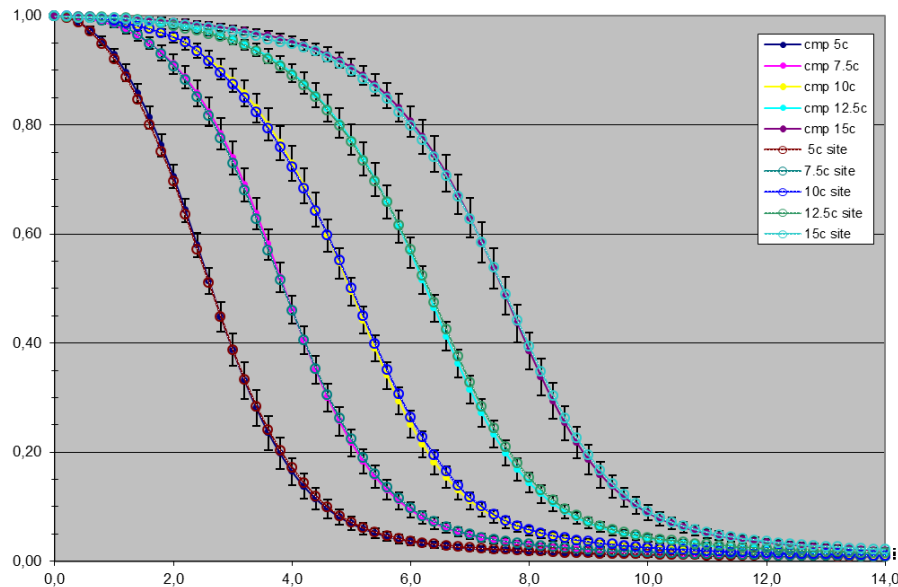


Fig. 1 Gli OCR misurati con il diodo PTW 60017 sono confrontati con i “composite data” relativi a vari centri CyberKnife. I profili, acquisiti a SAD 800mm e profondità 50 mm, sono relativi ai collimatori fissi di dimensione da 5 mm a 15 mm.

OFs Fixed					
	5 mm	7,5 mm	10 mm	12,5 mm	15 mm
PTW 60017 No correction	0,693	0,849	0,892	0,925	0,945
PTW 60017 correction	0,662	0,823	0,875	0,915	0,940
PTW 60019	0,655	0,834	0,882	0,920	0,942
Deviazioni PTW60017/PTW60019	1,046	-1,226	-0,816	-0,494	-0,278

OFs Iris					
	5 mm	7,5 mm	10 mm	12,5 mm	15 mm
PTW 60017 No correction	0,507	0,809	0,887	0,920	0,940
PTW 60017 correction	0,487	0,786	0,870	0,912	0,936
PTW 60019	0,492	0,786	0,879	0,917	0,940
Deviazioni PTW60017/PTW60019	-0,964	-0,084	-1,102	-0,545	-0,410

Fig. 2 OFs in funzione delle dimensioni di campo (5-15 mm per entrambi i sistemi di collimazione) acquisiti a SAD 800 mm mediante diodo PTW 60017 e microDiamond PTW 60019. Le deviazioni, relative ai valori del diodo corretti e alle letture del rivelatore al diamante, mostrano un ottimo accordo ($dev < \pm 1.3\%$).



Verifiche di algoritmi di calcolo della dose per trattamenti SBRT

N.Cavalli^{1,3}, E.Bonanno², A.Girlando^{1,2}, A.M.Gueli^{1,3}, C.Marino^{1,2}

¹Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Dipartimento di Scienze Mediche Chirurgiche e Tecnologie Avanzate "G.F. Ingrassia", Università di Catania, via Santa Sofia 87, 95123 Catania

²Humanitas - Centro Catanese di Oncologia, via V.E. Dabormida 64, 95126 Catania

³PH3DRA Laboratories (Physics for Dating Diagnostic Dosimetry Research and Applications), Dipartimento di Fisica e Astronomia, Università di Catania & INFN - Catania, via Santa Sofia 64, 95123 Catania

e-mail: ninacavalli@hotmail.com

INTRODUZIONE

La radioterapia stereotassica (SRS/SRT, Stereotactic Radiosurgery/Radiotherapy e SBRT, Stereotactic Body Radiation Therapy) è una procedura complessa e di alta precisione che permette di somministrare dosi elevate di radiazione ad un piccolo volume bersaglio in un'unica seduta o in un numero limitato di sedute. L'impiego di tecniche stereotassiche richiede dunque un altissimo grado di precisione durante ciascuna fase dell'intero processo radioterapico; in particolare l'utilizzo di adeguati algoritmi di calcolo riveste un ruolo determinante.

Obiettivo del presente lavoro è la validazione preliminare dell'algoritmo di ultima generazione Acuros XB, sviluppato per i TPS Eclipse Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) [1], in particolare ai fini del suo utilizzo per trattamenti stereotassici.

MATERIALI E METODI

Test di validazione preliminari sono stati condotti su geometrie semplici, in particolare misure su piccoli campi, in fantoccio ad acqua. In accordo con il Booklet ESTRO n. 7 [2], i dati ottenuti dal TPS (Treatment Planning System) con i due algoritmi, Acuros XB e AAA (Anisotropic Analytical Algorithm), sono stati confrontati con le misure effettuate con un rivelatore di elezione nella dosimetria dei campi piccoli, quali sono quelli coinvolti nei trattamenti stereotassici. Il rivelatore in questione è il RAZOR Diode Detector della IBA. Il RAZOR è un diodo semiconduttore di tipo *p* dotato di eccellente risoluzione spaziale grazie ad un'area sensibile di 0.6 mm. Sono state eseguite misure di profili (*inline* e *crossline*) e di output factor per campi aventi dimensioni di 0.8x0.8 cm, 1x1 cm, 2x2 cm, 3x3 cm, 4x4 cm, 5x5 cm. I profili ottenuti sono stati confrontati con quelli calcolati all'interno della regione corrispondente all' 80% della dimensione del campo che nelle regioni di penombra.

Inoltre sono stati caratterizzati i dosimetri a termoluminescenza di tipo CaF₂:Mn (TLD-400), particolarmente indicati nel range di dose utilizzato nei trattamenti stereotassici.

RISULTATI

La fig. 1 riporta a titolo di esempio, il confronto tra i profili relativi al campo 1x1 cm.

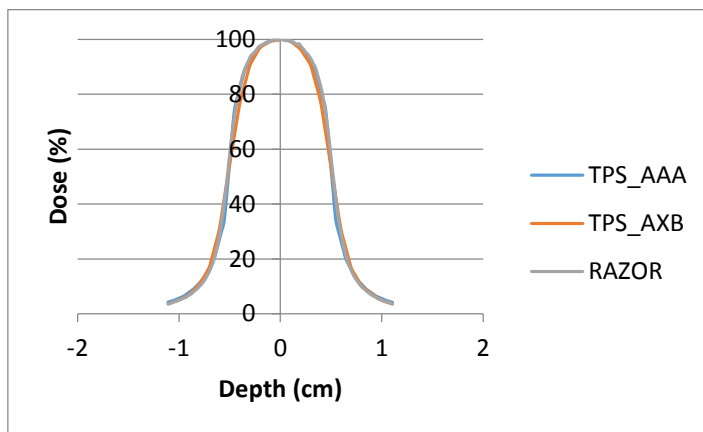


FIG. 1 – Confronto profili calcolati con Acuros XB, AAA; campo 1x1 cm.

Le misure ottenute mostrano un accordo migliore con i profili calcolati utilizzando Acuros XB rispetto a quelli calcolati con AAA; infatti differenze percentuali massime relative all'80 % del campo sono dello 0.85%, per il confronto AAA vs Razor, e 0.57%, per il confronto AXB vs Razor. La fig. 2 riporta la curva di taratura dei TLD effettuata con fascio clinico di fotoni da 10 MV.

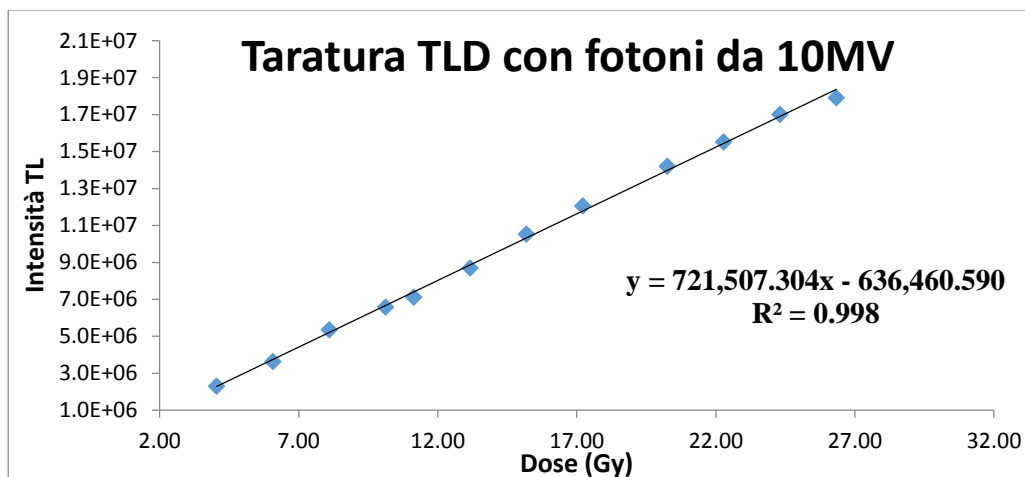


FIG. 2 – Retta di taratura TLD-400, fotoni 10MV; Range Dose: 4-26 Gy

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

I dati analizzati in questa fase preliminare mostrano un buon accordo tra quanto calcolato dal TPS con Acuros XB e quanto misurato tramite il rivelatore RAZOR.

Ulteriori test sono in corso al fine di completare la validazione dell'algoritmo su geometrie semplici e complesse secondo quanto previsto dal Booklet ESTRO n.7.

La fase successiva riguarderà test volti alla valutazione della bontà del calcolo di dose effettuato da AXB in presenza di disomogeneità tissutali.

I TLD-400 saranno successivamente utilizzati su fantoccio antropomorfo come strumento di verifica della dose calcolata per trattamenti SBRT polmonari e spinali.

BIBLIOGRAFIA

- [1] G. A. Failla, T. Wareing, Y. Archambault, S. Thompson "Acuros XB Advanced Dose Calculation for the ECLIPSE treatment planning system"
- [2] B. Mijnheer, A.Olszewska, C. Fiorino, G. Hartmann, T. Knoos, J. C. Rosenwald, H. Welleweerd, "Quality Assurance of Treatment Planning Systems - Practical Examples for Non-IMRT Photon Beams – ESTRO Booklet 7", Oct-2004, Radiotherapy and Oncology.73, p. S417-S417



Analisi NMR su gel di tipo Fricke irradiati con fasci routinari per la radioterapia: stabilità e sensibilità in funzione degli additivi

S.Gallo¹⁻³, M.Marrale^{1,2}, M. Brai^{1,2}, A.Longo¹, L.Tranchina⁴,
G. Collura^{1,2}, C. Gagliardo⁵, A.M Guelli²⁻³, G.Iacoviello⁶, S.Nici¹, F.d'Errico⁷

¹ Dip. di Fisica e Chimica, Viale delle Scienze, Ed.18, 90128 Palermo

² Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN) Sezione di Catania

³ PH3DRA Laboratories, Dip. di Fisica e Astronomia, UnCt, via Santa Sofia 64, 95123 Catania

⁴ ATeN Center, Università di Palermo Viale delle Scienze, Edificio 18, 90128 Palermo

⁵ Dip. di Biopatologia e Biotecnologie Mediche e Forensi, Via del Vespro, 127, 90127 Palermo.

⁶ Unità Operativa Complessa di Fisica Sanitaria - A.R.N.A.S. Ospedale Civico di Palermo

⁷ Dipartimento di Ing. Civile e Industriale, Università di Pisa, Largo Lucio Lazzarino, 2 56126 Pisa

e-mail: salvatore.gallo05@unipa.it

INTRODUZIONE

In questo lavoro sono presentate le misure effettuate tramite rilassometria NMR su campioni costituiti da una matrice gelatinosa drogata con ioni ferrosi comunemente chiamati dosimetri gel di tipo Fricke (FXG).

La dosimetria con gel Fricke si basa sulla ossidazione degli ioni ferrosi (Fe^{2+}) in ioni ferrici (Fe^{3+}) all'interno di una matrice gelatinosa a seguito di irraggiamento (Schreiner, 2004). Tale processo è fortemente dipendente dalla dose somministrata (Marrale, 2014a).

I dosimetri di Fricke sono tessuto-equivalenti, rispondono ad ogni tipo di radiazione ionizzante ed, assumendo la forma del contenitore in cui avviene la gelificazione, possono essere utilizzati per studiare l'effetto delle radiazioni su fantocci antropomorfi da essi costituiti. Inoltre, la matrice di gel rallenta la diffusione degli ioni ferrosi (Fe^{2+}) e ferrici (Fe^{3+}) in modo che, se il gel viene analizzato entro un paio di ore dall'irraggiamento, gli ioni ferrici rimangono prossimi al loro punto di produzione.

Inoltre, il gel favorisce l'ossidazione degli ioni ferrosi durante l'irraggiamento, in modo da aumentare la resa chimica degli ioni ferrici e quindi la sensibilità dei dosimetri.

Lo scopo di questo lavoro è l'analisi tramite risonanza magnetica nucleare (NMR) delle proprietà di rilassamento protonico dei gel dosimetrici da noi preparati al variare della concentrazione dei centri paramagnetici (Fe^{3+}) prodotti al variare della dose di irraggiamento. I gel Fricke sono stati irradiati con fasci di fotoni (LINAC) nel range clinico tra 0 e 20 Gy.

Le analisi NMR sono state affiancate da acquisizioni di *imaging* a Risonanza Magnetica Nucleare (MRI) utilizzata in ambito ospedaliero (Galante, 2008).

Per valutare la sensibilità a fotoni, abbiamo studiato la dipendenza dei tempi di rilassamento nucleari dalla dose, dalla concentrazione di solfato di ammonio ferroso contenuto all'interno dei gel e dalla presenza di indicatori ottici degli ioni metallici. Inoltre, è stata monitorata la stabilità del segnale per diversi giorni dopo l'irraggiamento. Le acquisizioni MRI sono state finalizzate alla mappatura 3D della dose su fantocci estesi. Vengono presentati e discussi i risultati ottenuti in relazione ad applicazioni dei dosimetri gel Fricke in ambito radioterapico. Questo lavoro evidenzia come valutazioni dosimetriche non possono prescindere dall'ottimizzazione della concentrazione degli additivi.

MATERIALI E METODI

I dosimetri gel di Fricke sono stati realizzati seguendo la ricetta presente in letteratura (Marrale, 2014a).

I gel sono stati irradiati ad una dose compresa tra 0 e 20 Gy con fotoni da 6MV utilizzando l'acceleratore lineare PrimusLow (Siemens®) situato presso l'Unità Operativa Complessa di Fisica Sanitaria dell'Ospedale A.R.N.A.S. Civico di Palermo.

Le misure di rilassometria NMR sono state eseguite utilizzando il rilassometro mq-Profilers della Bruker.

I tempi di rilassamento longitudinale T_1 sono stati ottenuti tramite delle sequenze di impulsi tipo *saturation-recovery-spin-echo*.

Le immagini MRI sono state acquisite tramite uno scanner Achieva (Philips, Best, Olanda) da 1.5T situato

presso Dipartimento di Biopatologia e Biotecnologie Mediche e Forensi - Sezione di Scienze Radiologiche dell'Azienda Ospedaliera Universitaria Policlinico Paolo Giaccone di Palermo, equipaggiata con una bobina per la testa a otto canali. Sono state acquisite delle immagini RM pesate in T_1 utilizzando una sequenza di tipo *Inversion Recovery* (ottimizzata per il cervello). Per valutare la dipendenza del segnale MRI dai parametri che caratterizzano la sequenza, le diverse acquisizioni sono state effettuate impostando e variando differenti T_R e T_I , rispettivamente tempo di ripetizione e tempo di inversione. Tutte le misurazioni sono state eseguite a temperatura ambiente.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

I vari set di gel sono stati realizzati con la stessa composizione chimica tranne per la concentrazione del sale di ferro che è stato variato da 0.50 mM a 5.00 mM.

Con l'aumentare della dose, il segnale NMR studiato tramite la sequenza "*saturation recovery*" tende a saturare a valori più bassi di T_S . Tutto questo si concretizza in una riduzione di T_1 con il conseguenziale aumento di R_1 .

R_1 aumenta linearmente con l'aumentare della dose gamma (nel range clinico considerato). Ciò accade perché l'irraggiamento induce l'ossidazione di Fe^{2+} in Fe^{3+} e la presenza di questa specie paramagnetica influenza (in particolare, riduce) il tempo di rilassamento longitudinale T_1 .

L'aumento della concentrazione di Fe^{2+} in soluzione aumenta il rateo di rilassamento longitudinale con un trend lineare (R^2 0.999), in accordo con i dati della letteratura (Davies, 2008).

In fig. 1 sono riportate i valori delle pendenze e dell'intercetta delle rette di calibrazione R_1 in funzione della concentrazione di Fe^{2+} . La pendenza è rappresentativa della sensibilità dei dosimetri di Fricke alla dose gamma nel range considerato, mentre l'intercetta è legata alla quantità di ferro in soluzione.

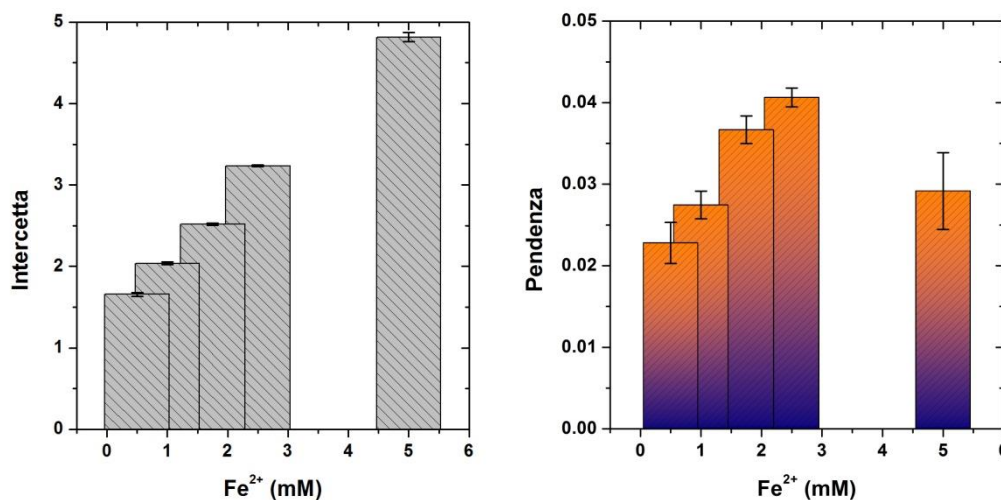


Fig. 1 – Risposta alla dose di diversi set di Fricke al variare della concentrazione di Fe^{2+} .

La sensibilità (proporzionale alla pendenza delle rette) aumenta linearmente con concentrazioni di Fe^{2+} da 0.50 mM fino a 2.50 mM. L'aumento di un fattore cinque di Fe^{2+} all'interno della matrice gel introduce un aumento della sensibilità di quasi l'80%.

Per concentrazioni superiori a 2.50 mM, la sensibilità appare diminuire in modo significativo. Un aumento della concentrazione di Fe^{2+} di un fattore dieci determina un aumento della sensibilità di solo circa il 28% rispetto alla concentrazione standard. Questo risultato sperimentale è giustificato dal fatto che all'aumentare delle concentrazioni degli ioni ferrosi vengono favoriti i processi di auto-ossidazione (formazione di Fe^{3+}) dovuti all'ambiente acquoso.

Appare fondamentale trovare un compromesso tra il miglioramento della sensibilità e il fenomeno dell'auto-ossidazione al fine di cercare di massimizzare il rendimento dosimetrico di questi sistemi gel per eventuali applicazioni mediche.

In seguito allo studio in rilassometria NMR in funzione della concentrazione di sale ferroso presente nelle

soluzioni di Fricke, abbiamo effettuato delle acquisizioni di immagini con risonanza magnetica per uso clinico (MRI). La Risonanza Magnetica è ampiamente utilizzata clinicamente in quanto fa uso di radiazioni non ionizzanti, offre un eccellente contrasto dei tessuti molli e le immagini possono essere facilmente ricostruiti in qualsiasi piano arbitrario. Abbiamo svolto indagini MRI su dosimetri FXG realizzati con una concentrazione di 1.75 mM di Fe^{2+} . Le prime analisi sono state effettuate utilizzando una sequenza "inversion recovery" (IR) ottimizzata per il cervello, caratterizzata da un tempo di ripetizione T_R 2500 ms e un tempo di inversione T_I di 400 ms. Per migliorare ulteriormente la sensibilità MRI di questi particolari campioni, abbiamo studiato la dipendenza del segnale MRI al variare del tempo di ripetizione T_R . Pertanto, abbiamo effettuato le acquisizioni MRI variando i valori T_R da 500 ms a 3000 ms a passi di 500 ms e fissando il tempo di inversione a 400 ms.

Questo studio fornisce i parametri ottimali per l'acquisizione di immagini 3D MRI (T_R 2.500ms e T_I 400ms) su dosimetri gel di tipo Fricke.

L'analisi effettuata mediante rilassometria NMR ha sottolineato che la sensibilità dei dosimetri di Fricke aumenta (circa l'80%) all'aumentare della concentrazione di Fe^{2+} disciolto in matrice fino a concentrazioni di 2.50 mM. Per concentrazioni superiori a 2.50 mM, la sensibilità appare diminuire sensibilmente. Questo è stato spiegato considerando che elevate quantità di Fe^{2+} oltre ad aumentare la sensibilità a fotoni risentono maggiormente del fenomeno di ossidazione spontanea in ambiente acquoso. Pertanto, un compromesso tra guadagno di sensibilità e auto-ossidazione è necessario al fine di massimizzare la resa dosimetrica di questi sistemi gel per applicazioni di uso clinico.

L'analisi temporale del segnale evidenziato che il segnale non è stabile nelle prime ore dopo l'irradiazione e che è opportuno attendere almeno 2 ore per ottenere una risposta lineare.

L'aggiunta dell'indicatore di ioni metallici di Xylenolo Orange, sebbene permetta di effettuare analisi ottiche di tipo dosimetrico, ha lo svantaggio di abbassare notevolmente la sensibilità NMR dei dosimetri di tipo Fricke. Parallelamente abbiamo studiato il segnale MRI per possibile applicazione dei dosimetri gel di tipo Fricke per la ricostruzione 3D della dose impartita.

Questo studio ha fornito i parametri ottimali di acquisizione analisi di tipo 3D MRI su dosimetri Fricke. Questo studio è stato il primo passo di fondamentale importanza per utilizzare questi gel per la mappatura della dose 3D in applicazioni cliniche.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J. Davies, C. Baldock, *Sensitivity and stability of the Fricke-gelatinxylenol orange gel dosimeter*, 2008, *Radiation Physics and Chemistry*.
- [2] A. Galante, H. Cervantes, C. Cavinato, L. Campos, S. Rabhani, *MRI study of radiation effect on Fricke gel solutions*, 2008, *Radiation Measurements*.
- [3] S. Gallo, *Sviluppo e Applicazioni di nuovi materiali per la Dosimetria delle Radiazioni Ionizzanti*, Tesi di Dottorato di Ricerca in Fisica Applicata (XXVI Ciclo – Anno Conseguimento 2016).
- [4] G. Gambarini, S. Arrigoni, M. C. Cantone, N. Molho, L. Facchielli, A. E. Sichirollo, *Dose-response curve slope improvement and result reproducibility of ferrous-sulphate-doped gels analysed by NMR imaging*, 1994 *Physics in Medicine and Biology*.
- [5] M. Marrale, M. Brai, A. Longo, S. Gallo, E. Tomarchio, L. Tranchina, C. Gagliardo, A. Parlato, F. D'Errico, *NMR relaxometry measurements of Fricke gel dosimeters exposed to neutrons*, 2014, *Radiation Physics and Chemistry*.
- [6] M. Marrale, M. Brai, C. Gagliardo, S. Gallo, A. Longo, Luigi et al., *Correlation between ferrous ammonium sulfate concentration, sensitivity and stability of Fricke gel dosimeters exposed to clinical X-ray beams*, 2014, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B*.
- [7] J. Schreiner. *Review of Fricke gel dosimeters*, *Journal of Physics: Conference Series* 3, 2004.



Verifiche dosimetriche preliminari in radiochirurgia stereotassica cranica con Tomoterapia Elicoidale mediante “end-to-end” test su fantoccio antropomorfo

S. Panzeca¹, G. Savoca¹, G. Iacoviello², V. Caputo², M. Marrale¹,
T. Cucchiara³, F. Cuccia⁴, N. Luca⁴, M. Brai¹

¹*Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Università di Palermo, V.le delle Scienze,
Ed.18, 90128 Palermo*

²*U.O.C. Fisica Sanitaria, AORNAS – Ospedale Civico Palermo, Piazza Nicola Leotta 4, 90127 Palermo*

³*U.O.C. Radioterapia, AORNAS – Ospedale Civico Palermo, Piazza Nicola Leotta 4, 90127 Palermo*

⁴*Scuola di Specializzazione in Radioterapia, Università degli Studi di Palermo*

e-mail: salvatore.panzeca@unipa.it

INTRODUZIONE

La radiochirurgia stereotassica cranica (Stereotactic RadioSurgery, SRS) ha compiuto notevoli passi in avanti da quando venne concepita dal prof. Lars Leksell nel 1951. I progressi tecnologici nell’imaging hanno migliorato l’accuratezza nella definizione dei volumi bersaglio e delle strutture critiche, al contempo gli sviluppi di apparecchiature sempre più complesse e sofisticate consentono oggi il trattamento di bersagli multipli a dosi elevate con un notevole grado di precisione. Scopo di questo lavoro è lo studio fisico-dosimetrico di tutte le fasi che caratterizzano un trattamento di radiochirurgia stereotassica cranica frameless con Tomoterapia Elicoidale, utilizzando un fantoccio antropomorfo Rando Head Alderson congiuntamente a dosimetri ad alanina ed a pellicole radiocromiche EBT3.

MATERIALI E METODI

Il processo radioterapico è una catena di eventi piuttosto complessi che può essere schematizzata come segue:

Simulazione – Pianificazione – Erogazione del trattamento.

Simulazione. Il primo passo è stato quello di costruire la curva di conversione HU-densità fisica della TAC utilizzata per la simulazione, una MSCT LightSpeed VCT (General Electric). A tale scopo è stato impiegato il fantoccio cilindrico a corredo della Tomoterapia, il “Cheese Phantom”, al cui interno sono stati collocati inserti di materiale disomogeneo di densità compresa tra 0.27g/cm³ e 1.823 g/cm³.

Successivamente è stata acquisita la CT del fantoccio antropomorfo impostando slices di 2.5mm di spessore. Le immagini ottenute sono state inviate al TPS Pinnacle per la segmentazione dei volumi bersaglio e degli organi a rischio. Sono stati presi in considerazione sei diversi scenari clinici, di differente complessità per forma e vicinanza dei “PTV” agli organi a rischio, ovvero tronco encefalico, chiasma, coclea, ippocampo, globi oculari, cristallino.

Una seconda serie di immagini del fantoccio antropomorfo, del tutto identica alla prima, è stata acquisita modificando il “nome” del DataSet in modo da essere riconosciuta dal sistema di pianificazione della Tomoterapia come “phantom” e da questo impiegata per calcolare il piano di verifica pre-trattamento attraverso il modulo integrato “DQA”, Delivery Quality Assurance.

Pianificazione. La stesura dei piani di prova per gli scenari sopra citati è stata effettuata utilizzando la TomoTherapy Planning Station, ver. 5.1.0.4. In tutti i casi analizzati, la dose prescritta è stata di 21Gy al 95% del volume del PTV, da erogare in due frazioni consecutive, ossia senza riposizionamento del fantoccio (e quindi del paziente). Per tutti i piani è stato utilizzato il fascio da 1cm di ampiezza, tranne per un solo caso che simulava il trattamento simultaneo di tre lesioni, due contigue ed una posta a 3cm di distanza lungo l’asse cranio-caudale, per il quale l’utilizzo del fascio da 1cm avrebbe comportato tempi di trattamento troppo lunghi. Per questo scenario clinico è stato scelto il fascio di dimensione 2.5cm. Sono stati impostati valori di pitch tra 0.215 e 0.172 e valori di fattore di modulazione tra 1.6 e 2.5. In tutti i casi sono stati rispettati i vincoli di dose richiesti agli organi a rischio.

Erogazione del trattamento. I piani “clinici” approvati per il trattamento sono stati ricalcolati sul secondo DataSet del fantoccio antropomorfo nel modulo DQA che, diversamente al modulo di pianificazione, mette a disposizione una serie di strumenti per confrontare la distribuzione di dose calcolata con quella misurata. I dosimetri ad alanina sono stati collocati negli appositi alloggiamenti del fantoccio per effettuare misure puntuali di dose in corrispondenza del PTV e degli organi a rischio. Le pellicole radiocromiche sono state inserite tra una fetta e l'altra del fantoccio per ottenere distribuzioni di dose bidimensionali sul piano trasversale.

Sia i dosimetri ad alanina che le pellicole radiocromiche sono stati precedentemente calibrati in dose assoluta in un intervallo di dose tra 1Gy e 25Gy impiegando il fascio clinico da 5cm di ampiezza della Tomoterapia ed una camera a ionizzazione Extradin A1SL per la misura della dose assoluta. Le pellicole radiocromiche sono state poste in un fantoccio di acqua solida a lastre, mentre le pastiglie di alanina sono state inserite in uno degli alloggiamenti del “Cheese Phantom”.

L'informazione dosimetrica contenuta nei dosimetri ad alanina viene estratta con la tecnica ESR, ponendo i dosimetri all'interno di una cavità risonante alla frequenza di 9.8GHz e facendo variare il campo magnetico. L'apparecchiatura utilizzata è uno spettrometro Bruker Alexys E500. Dallo spettro ottenuto si misura l'ampiezza picco-picco della riga centrale che è correlata con la dose assorbita dal dosimetro.

Nella Fig.1 sono riportate le curve di calibrazione ottenute per l'alanina e per le pellicole radiocromiche; queste ultime sono state digitalizzate 45 minuti dopo l'esposizione impiegando uno scanner Epson 10000XL con una risoluzione di 72 dpi.

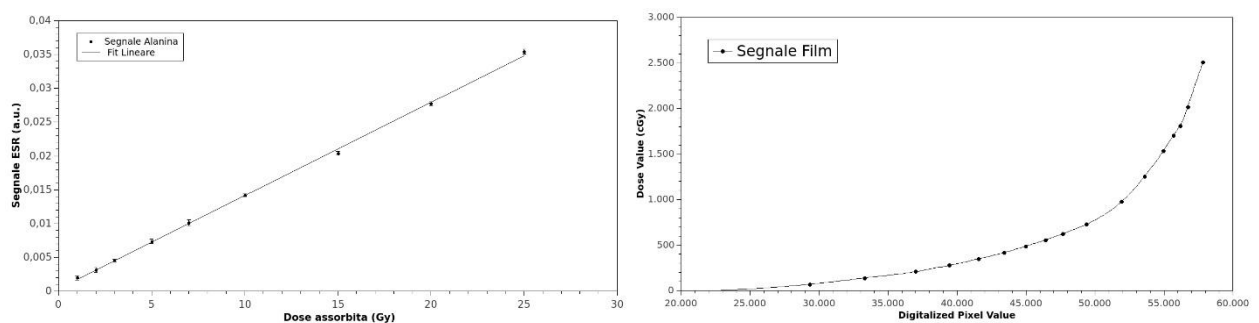


Fig.1 Curva di calibrazione dei dosimetri ad alanina (a sinistra) e delle pellicole radiocromiche (a destra).

RISULTATI

Le distribuzioni di dose misurate dai film radiocromici sono state confrontate con quelle calcolate attraverso la funzione gamma impostando un valore del 2% per la differenza tra i valori di dose e di 2mm per la distanza. I risultati delle misure puntuali effettuate con l'alanina concordano con i valori di dose calcolati dal TPS entro l'errore sperimentale. A titolo di esempio la Fig.2 riporta il confronto tra la dose misurata dall'alanina e la dose calcolata dal TPS per il PTV e per l'ippocampo in uno degli scenari clinici esaminati. La stessa figura illustra altresì il confronto tra i profili di dose calcolati e misurati con le pellicole radiocromiche sul piano assiale.

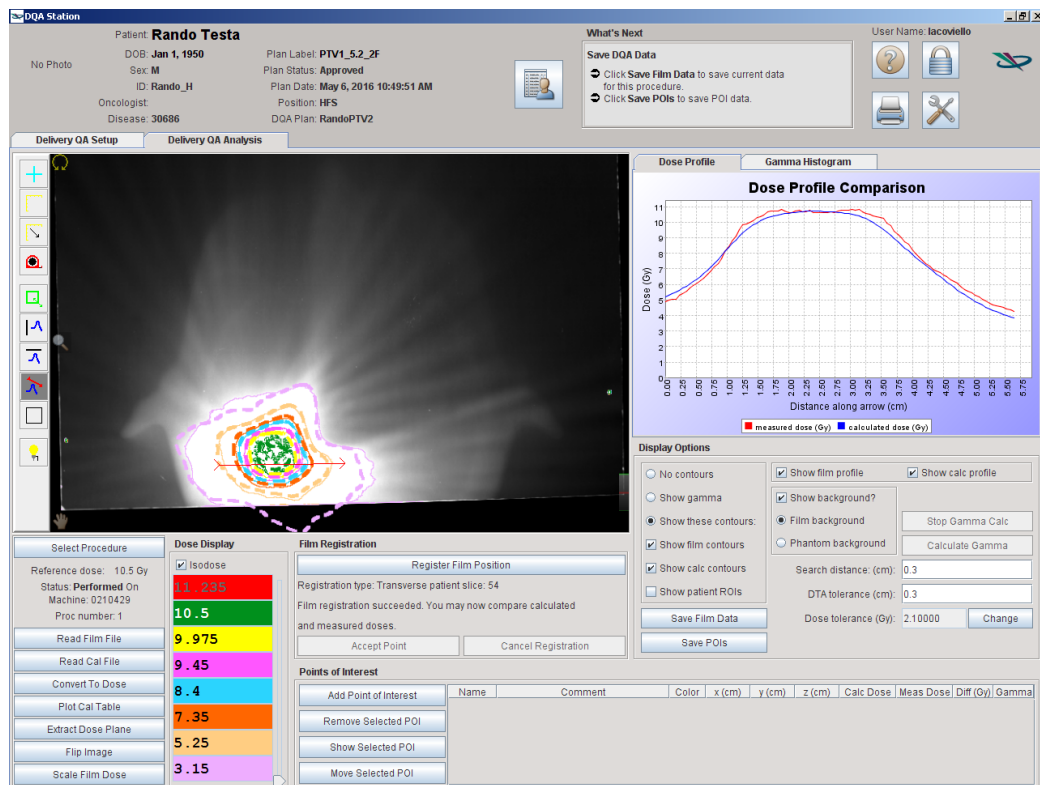
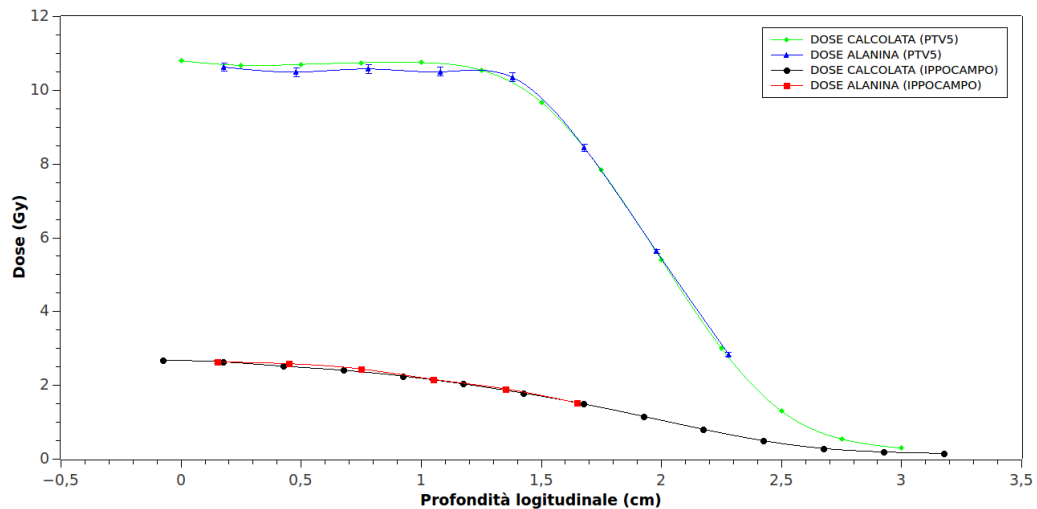


Fig.2 In alto il confronto tra i valori di dose calcolata e misurata con l'alanina per uno degli scenari clinici studiati. In basso un esempio delle distribuzioni di dose misurate con pellicola EBT3 ed analizzate mediante il modulo DQA integrato alla Tomoterapia.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

I dati in Figura 2 mostrano l'ottimo accordo tra la dose calcolata e quella misurata non solo per il PTV, che riceve una dose di 10.5Gy per seduta, ma anche per l'ippocampo che riceve dosi decisamente inferiori, in un intervallo compreso tra 1.5Gy e 2.5Gy per frazione, valori prossimi alla minima dose rivelabile per questo tipo di rivelatori. Questo accordo alle basse dosi è stato osservato anche per gli altri organi a rischio presi in considerazione per i quali è stata effettuata la valutazione dosimetrica con l'alanina, ovvero il tronco encefalico ed il chiasma.

Analoghe considerazioni valgono per l'accordo tra dose misurata e dose calcolata utilizzando la funzione gamma.

I risultati positivi sopra descritti mostrano che la tecnica di radiochirurgia stereotassica cranica con



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

Tomoterapia Elicoidale presso l'AORNAS-Ospedale Civico di Palermo soddisfa i requisiti di accuratezza e precisione richiesti per questo tipo di trattamenti.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Soisson ET, et al. *A technique for stereotactic radiosurgery treatment planning with helical tomotherapy*. Med Dosim. **2011**, 36(1): 46-56
- [2] M. Marrale et al. *EPR/alanine dosimetry for two therapeutic proton beams*. NIMB. **2016**
- [3] J. Sorriaux et al. *Evaluation of Gafchromic EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams*. Phys Med. **2013**



Confronti dosimetrici tra due tecniche radioterapiche a modulazione di intensità nei trattamenti stereotassici polmonari ipofrazionati

G. Savoca¹, S. Panzeca¹, G. Iacoviello², V. Caputo², M. Spanò²,
G. Ferrera³, V. Figlia⁴, E. Tomarchio⁵, M. Brai¹

¹*Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Università di Palermo, V.le delle Scienze, Ed.18, 90128 Palermo*

²*U.O.C. Fisica Sanitaria, AORNAS – Ospedale Civico Palermo, Piazza Nicola Leotta 4, 90127 Palermo*

³*U.O.C. Radioterapia, AORNAS – Ospedale Civico Palermo, Piazza Nicola Leotta 4, 90127 Palermo*

⁴*Scuola di Specializzazione in Radioterapia, Università di Palermo*

⁵*Dipartimento Energia, Ingegneria dell'Informazione e Modelli Matematici (DEIM), Università di Palermo V.le delle Scienze, Ed.6, 90128 Palermo (Italia)*

e-mail: savoca.gaetano@gmail.com

INTRODUZIONE

La radioterapia stereotassica extra-cranica (Stereotactic Body Radiation Therapy) consente di somministrare una dose ablativa ad un volume bersaglio non encefalico mediante un numero ridotto di frazioni. La riduzione nel numero di frazioni comporta necessariamente un aumento della precisione ed accuratezza in tutte le fasi del trattamento, dalla simulazione CT alla pianificazione ed all'erogazione della dose terapeutica. Dal punto di vista dosimetrico i trattamenti SBRT sono caratterizzati innanzitutto da un elevato grado di conformazione e soprattutto dalla presenza di gradienti di dose particolarmente ripidi necessari per minimizzare la dose ai tessuti sani circostanti ed agli organi a rischio posti nelle vicinanze del volume da irradiare. A seconda dello scenario clinico vengono utilizzate tecniche 3D-CRT (3D-Conformal Radiation Therapy) o IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy). Questo lavoro mette a confronto, nel caso di irradiazione polmonare, due diverse tecniche ad intensità modulata: una tecnica statica Step-and-Shoot ed una tecnica volumetrica dinamica, la Tomoterapia Elicoidale (HT, Helicoidal TomoTherapy).

MATERIALI E METODI

13 pazienti consecutivi con lesioni polmonari periferiche singole (metastasi o tumori primitivi stadio T1a-T1b, N0) sottoposti a SBRT polmonare con HT sono stati ripianificati in tecnica Step-and-Shoot con un fascio X da 6MV prodotto da un acceleratore lineare Primus Medium Siemens utilizzando il sistema computerizzato per piani di trattamento Pinnacle ver. 9.8, su cui è implementato un modello dosimetrico specificamente realizzato ed ottimizzato per la tecnica IMRT Step-and-Shoot.

Tutti i pazienti, sottoposti a kVCT di simulazione ed a MVCT (slow CT) per la definizione del volume bersaglio e degli organi a rischio, hanno ricevuto una dose totale di 60Gy al 95% del volume del PTV in 8 o 10 sedute corrispondente ad un valore di Dose Equivalente Biologica rispettivamente di 105Gy e 96Gy.

L'analisi dosimetrica tra le due tecniche è stata effettuata con due diverse modalità. Innanzitutto, per ciascun paziente, sono state confrontate le distribuzioni di dose pianificate con le due tecniche IMRT attraverso gli istogrammi dose-volume cumulativi e, limitatamente al PTV (Planning Target Volume), sono stati calcolati e confrontati due indici dosimetrici, l'indice di conformazione, CI, e l'indice di omogeneità, HI, definiti come:

$$CI = \frac{V_{IR}}{V_{PTV}}; \quad HI = \frac{D_2 - D_{98}}{D_{PTV}}$$

dove V_{IR} è il volume dell'isodose di prescrizione, V_{PTV} è il volume del PTV, D_2 è la dose ricevuta dal 2% del PTV, D_{98} è la dose ricevuta dal 98% del PTV, D_{PTV} è la dose di prescrizione al PTV.

La seconda modalità di confronto è stata effettuata sulle distribuzioni di dose erogate dalle apparecchiature e misurate impiegando un array cilindrico in PMMA, l'ArcCHECK (Sun Nuclear), che contiene 1386 diodi

miniaturizzati disposti ad elica a 2.85 cm di profondità dalla superficie, calibrati in dose assoluta. I 26 piani clinici, 13 di Tomoterapia e 13 di Step-and-Shoot, sono stati calcolati sulle immagini CT di questo dispositivo, mediante le utility “DQA” (Delivery Quality Assurance) per la Tomoterapia e “Copy to Phantom” per Pinnacle ed infine erogati in modo da ottenere distribuzioni di dose tridimensionali da confrontare con quelle calcolate impiegando la funzione gamma che, come è noto, combina in un singolo parametro le differenze sia dosimetriche che spaziali:

$$\gamma_H(\bar{r}_m) = \min\{\Gamma_H(\bar{r}_m, \bar{r}_c)\} \nabla(\bar{r}_c), \quad \Gamma_H(\bar{r}_m, \bar{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\bar{r}_m, \bar{r}_c)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\bar{r}_m, \bar{r}_c)}{\Delta D^2}}$$

L’analisi è stata condotta impostando un valore del 3% per la differenza di dose ed un valore di 3 mm per la distance-to-agreement, ritenendo accettabile un piano per il quale i valori di “gamma passing rates” sono compresi tra 95% e 100%.

RISULTATI

I risultati del confronto dosimetrico per il PTV sono schematicamente riportati nella tabella seguente ed espressi in termini di media \pm deviazione standard:

	PTV (HT)	PTV (IMRT)
D _{Max} (Gy)	64.67 \pm 1.00	65.2 \pm 1.12
D _{min} (Gy)	57.63 \pm 0.69	56.3 \pm 0.92
CI	0.964 \pm 0.004	1.317 \pm 0.215
HI	0.071 \pm 0.01	0.102 \pm 0.051
γ	98.8 \pm 1.1	97.5 \pm 2.9

La Fig.1 riporta il confronto tra le distribuzioni di dose IMRT vs Tomoterapia per uno dei casi clinici studiati, mentre la Fig.2 quello tra gli istogrammi dose-volume per lo stesso paziente.

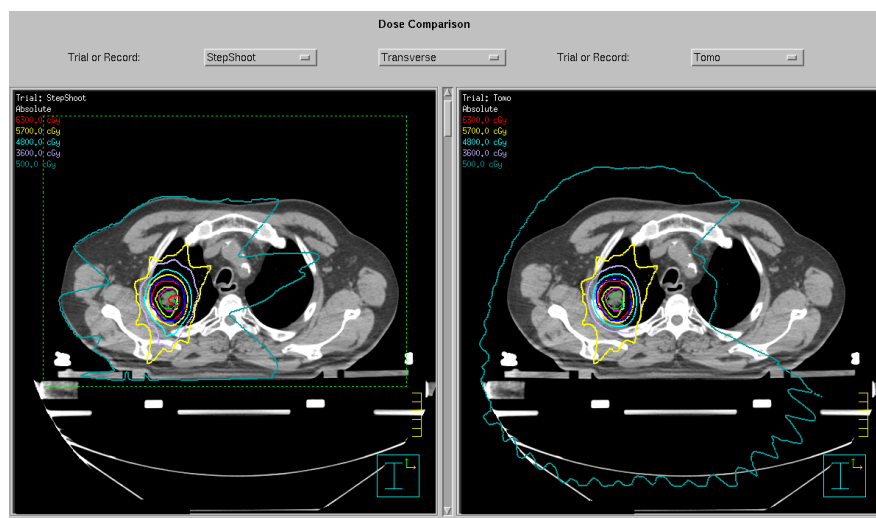


Fig.1 Confronto tra la distribuzione di dose ottenuta con Step-and-Shoot (sinistra) e Tomoterapia (destra) per uno dei casi clinici analizzati.

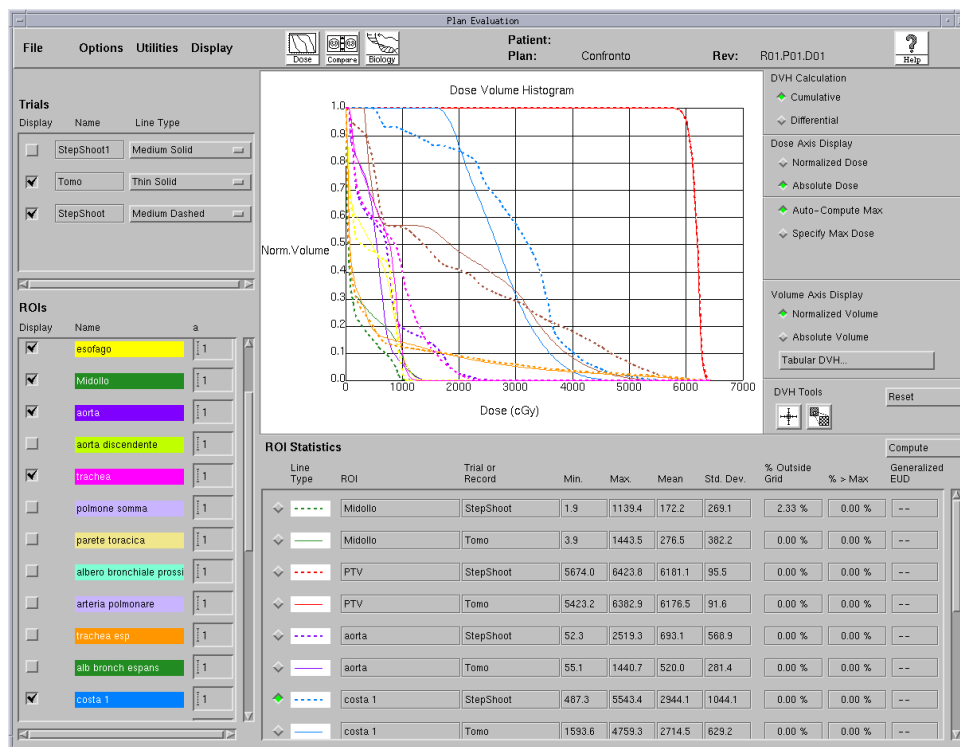


Fig.2 Istogrammi dose-volume.

Le Figure sopra riportate sono state ottenute dopo aver importato nel TPS Pinnacle le distribuzioni di dose pianificate per Tomoterapia. Nei casi in cui vi è sovrapposizione tra il PTV ed un organo a rischio (ad es. la parete costale) per il quale è richiesta una dose inferiore a quella prescritta al PTV, la Tomoterapia riesce a produrre gradienti di dose più ripidi o a soddisfare meglio i vincoli dosimetrici richiesti.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Entrambe le tecniche radioterapiche analizzate sono in grado di fornire piani SBRT clinicamente validi. I piani di Tomoterapia tuttavia sono più conformati come si deduce dai valori degli indici di conformazione, prossimi all'unità per la Tomoterapia, più elevati di circa il 30% per IMRT e forniscono una distribuzione di dose più omogenea al PTV, come dimostrano i valori dell'indice di omogeneità.

I valori medi di "gamma passing rates", 97.5% per IMRT e 98.8% per HT dimostrano che entrambe le modalità possono essere erogate accuratamente.

BIBLIOGRAFIA

- [1] A. Mauguen, C. Le Pechoux, M I Sanders et al., *Hyperfractionated or accelerated radiotherapy in lung cancer: an individual patient data meta-analysis*; J. Clinical Oncol **2012**
- [2] A. R. Filippi, C. Mantovani, U. Ricardi, *Innovative technologies in thoracic radiation therapy for lung cancer*, Rassegna di patologia dell'apparato respiratorio **2012**
- [3] M. Oliver, W. Ansbacher, W. A. Beckham, *Comparing planning time, delivery time and plan quality for IMRT, RapidArc and Tomotherapy*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 10, number 24
- [4] James D. Cox, Joe Y. Chang, Ritsuko Komaki, *Image-Guided Radiotherapy of Lung Cancer*; Informa Healthcare USA Inc **2008**
- [5] R. William, Hendee Series Editor, *Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy*; CRC-Press **2015**



Dosimetria con film radiocromici in Tomografia Computerizzata

S. Spampinato¹⁻³, A. Gueli^{1,3}, P. Milone^{1,2}, G. Petrillo^{1,2}, L. Raffaele^{1,2}

¹Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Dipartimento di Scienze Mediche Chirurgiche e Tecnologie Avanzate "G.F. Ingrassia", Università di Catania, via Santa Sofia 87, 95123 Catania

²Azienda Ospedaliero - Universitaria "Policlinico - Vittorio Emanuele", Presidio Gaspare Rodolico, Via Santa Sofia 78, 95123 Catania, Italy

³PH3DRA Laboratories (PHysics for Dating Diagnostic Dosimetry Research and Applications), Dipartimento di Fisica e Astronomia, Università di Catania & INFN - Catania, via Santa Sofia 64, 95123 Catania

e-mail: sofia.spampinato@ct.infn.it

INTRODUZIONE

Il presente lavoro ha come obiettivo l'applicazione della dosimetria a film radiocromici nel campo della Tomografia Computerizzata (*Computed Tomography*, CT), una tecnica di *imaging* diagnostico che è in continua evoluzione e rappresenta uno dei più importanti esami radiologici nel mondo. L'innovazione tecnologica più importante in ambito CT è rappresentata dall'introduzione degli scanner MultiSlice (MSCT) che, aumentando il numero di rivelatori, diminuiscono drasticamente i tempi richiesti da un esame clinico. Per questo motivo, l'aumento dell'impiego di esami CT in campo pediatrico è dovuto principalmente alla diminuzione dei tempi di scansione, eliminando la necessità di anestesia per evitare il movimento del bambino durante l'acquisizione delle immagini. Dovrebbe essere comunque sottolineato che, per sua natura, la CT comporta maggiori dosi di radiazioni ionizzanti rispetto alle altre procedure di *imaging* convenzionali. Perciò, la crescita nell'impiego della CT nella pratica clinica ha mosso interesse nei confronti dell'esposizione a radiazione, enfatizzando la necessità di strategie appropriate per ottimizzare e, se possibile, ridurre la dose di radiazione dovuta alla CT.

I film radiocromici hanno proprietà particolarmente adatte alla dosimetria in applicazioni mediche. Essi subiscono un cambiamento di colore direttamente dopo l'irradiazione e hanno una risoluzione spaziale molto elevata. Diversi studi hanno mostrato che è possibile utilizzare uno scanner commerciale per digitalizzare il film e per determinare la dose assorbita dal colore pellicola utilizzando una curva di calibrazione appropriata. Sebbene i film radiocromici siano stati inizialmente introdotti per la valutazione della dose in radioterapia, negli ultimi anni sono stati prodotti nuovi modelli con una maggiore sensibilità alle dosi più basse e con una dipendenza energetica ottimizzata per l'uso in radiologia. L'ultimo modello proposto (GafChromic® XR-QA2), utilizzato nel presente lavoro di tesi, è sensibile a un range di dose da 0,1 a 20 cGy ed è specificatamente designato come strumento di Quality Assurance (QA) in radiologia.

Questa tipologia di film sarà utilizzata per determinare alcune grandezze dosimetriche caratteristiche degli scanner CT e i risultati saranno confrontati con i rivelatori standard utilizzati per questa tecnica di *imaging*.

MATERIALI E METODI

I film sono stati preliminarmente caratterizzati in termini di dipendenza energetica, eseguendo diverse curve di calibrazione Dose Erogata (mGy) vs. Pixel Value. A questo scopo, è stato utilizzato un tubo a raggi X convenzionale adoperando diverse filtrazioni, in un range da 1,4 a 9,4 mm di alluminio. Come rivelatore di riferimento è stata impiegata una camera a ionizzazione dedicata alla diagnostica.

A seguire, l'attenzione è stata posta sulla misura dei profili di dose, sia statici sia dinamici in modalità assiale ed elicoidale, e sulla valutazione alternativa degli indici dosimetrici attualmente utilizzati in campo CT.

Successivamente, in collaborazione con l'Unità di Radiologia, il focus è stato incentrato su come queste definizioni possano essere applicate al campo clinico, con particolare riferimento a specifici protocolli e procedure innovative. In particolare, l'attenzione è rivolta alle tecniche di *Automatic Exposure Control* (AEC) che permettono di ridurre la dose di radiazioni al paziente. In sintesi, i sistemi AEC consentono la "modulazione" della corrente del tubo a raggi X dello scanner CT a seconda dello spessore da attraversare nelle tre dimensioni. È evidente la difficoltà, in questo caso, nel definire un indice dosimetrico univoco,



poiché anche la dose sarà modulata nel paziente. Per questo motivo, le misurazioni saranno effettuate con fantocci antropomorfi (Alderson Rando), in modo da simulare una dosimetria "in vivo" all'interno del paziente. A questo scopo, film radiocromici, caratterizzati da un tessuto-equivalenza permette di essere assimilato al corpo umano, saranno utilizzati per ottenere mappature di dose e ricostruzioni tridimensionale.

RISULTATI

La caratterizzazione preliminare dei film ha mostrato che la risposta in termini di Pixel Value, a parità di dose erogata, sia dipendente dall'energia efficace del fascio utilizzato. Questa dipendenza è più rilevante per basse filtrazioni e tende ad appiattirsi a filtrazioni più elevate. Poiché il fascio di radiazione di uno scanner CT è molto filtrato, è stata scelta una singola calibrazione significativa, rappresentante una energia "media", per le successive misure, tenendo conto dell'errore commesso utilizzando questa procedura.

L'applicazione dei film in termine di misura di profili di radiazione (*Radiation Profile Width*, RPW) e convoluzione di profili in modalità assiale ed elicoidale ha mostrato la superiorità di questo dosimetro, in termini di risoluzione spaziale, nel determinare con precisione alcune caratteristiche proprie degli scanner MSCT molto difficili da apprezzare con altri rivelatori (FWHM, overbeamming, overranging, risoluzione geometrica).

I film sono stati inoltre utilizzati per determinare l'indice dosimetrico CTD_{lair} che, tramite opportune costanti tabulate, può essere ricondotto al CTD_{Ivol}. Questo indice è stato valutato per diverse collimazioni (nel range da 2,5 mm a 40 mm) e per diverse tensioni del tubo (120 kV, 140 kV e 80 kV), eseguendo un interconfronto con la camera a ionizzazione di riferimento per verificare la validità dei risultati. È stata evidenziata la criticità della scelta di una opportuna curva di calibrazione per un corretto risultato finale e che già per collimazioni di 40 mm, l'esclusione delle penombre a causa di un intervallo di integrazione non sufficiente conduce a una sottistima della dose.

Infine, lo studio effettuato su fantoccio antropomorfo per l'analisi dosimetrica relativa alle tecniche AEC ha mostrato sperimentalmente come una scelta opportuna dei parametri di scansione possa condurre a diminuzioni notevoli di dose al paziente conservando una qualità dell'immagine con un buon contenuto clinico. I risultati ottenuti, confrontati con quelli forniti dallo scanner, hanno permesso di ricavare una relazione tra dose "pianificata" e dose "erogata" a partire dai parametri impostati.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

La dosimetria con film radiocromici è un importante strumento che permette, contrariamente ad altri rivelatori di fornire informazioni precise in termini di risoluzione spaziale. L'applicazione nel campo della CT è interessante, poiché fornisce risultati bidimensionali non ottenibili con strumenti tradizionali in modo semplice e ripetibile utilizzando protocolli di analisi ormai da tempo standardizzati. Queste argomentazioni sono valide soprattutto per gli scanner più innovativi, in cui il numero di rivelatori nella corona è molto elevato e non è possibile utilizzare i metodi, ormai datati, validi per gli scanner CT tradizionali. La dosimetria a film potrebbe perciò rappresentare una scelta appetibile nell'individuazione dei corretti indici dosimetrici rappresentativi della dose erogata al paziente. Infine, grazie alla sua natura di dosimetro bidimensionale, il film radiocromico potrebbe essere utilizzato per valutazioni di dosimetria "in vitro" (con fantocci antropomorfi adulti e pediatrici) per una validazione di codici Monte Carlo già impiegati per la determinazione della dose efficace al paziente, ottenendo così una quanto più reale dose al singolo organo.

BIBLIOGRAFIA

- [1] AAPM REPORT NO. 111, "Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography", 2010
- [2] ICRP 32/209/06, Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT), 2006
- [3] Tomic et al., "Characterization of calibration curves and energy dependence GafChromic™ XR-QA2 model based radiochromic film dosimetry system", Med. Phys. 41 (6)



Caratterizzazione dosimetrica di un rivelatore bidimensionale a diamante policristallino

C. Talamonti^{1,2}, A. Bartoli², I. Cupparo¹, A. Baldi³, M. Scaringella⁴, S. Pallotta^{1,2}, M. Bruzzi^{2,5}

¹Università di Firenze, Dipartimento di Scienze Biomediche, Sperimentali e Cliniche Firenze, Italy

²INFN Sezione di Firenze, Sesto Fiorentino, Firenze, Italy

³Università di Firenze, Dipartimento di Ingegneria Industriale, Firenze, Italy

⁴Università di Firenze, Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione Firenze, Italy

⁵Università di Firenze, Dipartimento di Fisica e Astronomia, Firenze, Italy

e-mail: cinzia.talamonti@unifi.it

INTRODUZIONE

Negli ultimi anni l'innovazione tecnologica ha reso possibile la realizzazione di apparecchiature più sofisticate e complesse, che consentono di trattare tumori, spesso impossibili da operare, in prossimità di organi e tessuti radiosensibili. Queste apparecchiature, CyberKnife, Tomotherapy, GammaKnife e i più moderni acceleratori lineari sono ormai ampiamente utilizzate nella pratica clinica. Le nuove tecniche radioterapiche come la radioterapia a intensità modulata (IMRT), la radioterapia volumetrica (VMAT) e la radiocirurgia stereotassica (SBRT), sviluppate per dare risposte sempre più efficaci, somministrano alte dosi ai volumi bersaglio cercando di risparmiare i tessuti sani circostanti. Questo è possibile grazie alla sovrapposizione di tanti campi piccoli in modo da rilasciare una radiazione modulata in intensità.

L'introduzione di queste tecniche altamente conformazionali prevede l'uso di campi piccoli per modulare l'intensità. Ciò ha posto problematiche nuove che necessitano di adeguata soluzione dosimetrica, al fine di non vanificare il risultato del trattamento. Questo implica che nei sistemi utilizzati per la pianificazione di trattamento (TPS) debba essere inserita un'accurata caratterizzazione dosimetrica dei fasci per poter riprodurre al meglio la distribuzione di dose nel paziente.

Lo studio dosimetrico dei "campi piccoli" dove la condizione di equilibrio elettronico delle particelle cariche (CPE) è raramente soddisfatta e la perturbazione introdotta dal rivelatore può essere rilevante. Pertanto la scelta del dosimetro assume un ruolo importante e la camera di ionizzazione, caposaldo nella dosimetria standard, risulta essere inadeguata per misure in regioni di alto gradiente di dose, con variazione nel tempo e nello spazio del dose rate e dello spettro energetico del fascio. Un dosimetro "ideale" che soddisfi le richieste non esiste, il diamante tuttavia grazie alle sue proprietà è molto vicino ad esserlo [1].

Il lavoro presentato si inserisce in questo contesto e nell'ambito del progetto DIPIX del gruppo V dell'INFN e poi inserito nel progetto premiale "Innovation in Radio and Particle Radiotherapy" (IRTP) dell'INFN per studiare l'applicazione per la verifica dosimetrica del paziente. In particolare verrà descritta la caratterizzazione dosimetrica di un rivelatore bidimensionale a diamante policristallino con fasci clinici di fotoni da 6 MV prodotti dall'acceleratore lineare per terapia ELEKTA Synergy presso la Sezione di Radioterapia dell'Azienda Ospedaliera Universitaria Careggi di Firenze.

MATERIALI E METODI

Rivelatore. Il rivelatore utilizzato è un pCVD, rivelatore a film di diamante, realizzato da Diamond Detectors Ltd, UK, con un alto grado di purezza elettronica certificato (Detector Premium Grade). La qualità elettronica del materiale diamante pCVD è stata ottimizzata implementando una procedura di rimozione di materiale partendo dal substrato, dove la densità bordo-grano è più alta a causa della tipica crescita a colonna conica dei micro-cristalli di diamante. In uno stadio successivo entrambi i lati del diamante sono sottoposti a lappatura. La rugosità superficiale stimata dopo la lappatura mediante Atomic Force Microscopy, è nell'intervallo di poche decine di nanometri. Il dosimetro presenta posteriormente e frontalmente dei contatti elettrici Cr/Au e una struttura Metallo-Semiconduttore-Metallo(MSM). Il contatto superiore si presenta come una matrice quadrata 12x12 pixels. di 1,8x1,8 mm², spessore 300nm e pitch 2 mm. Il contatto inferiore è una piazzola quadrata delle dimensioni del film di diamante. Il dosimetro è collegato all'elettronica di lettura attraverso una schedina modulare a circuito stampato PCB (printed circuit board). Il campione è fissato sulla

scheda e i pixel connessi tramite una pasta di silicio e argento. Le misure sono state effettuate utilizzando due rivelatori pCVD racchiusi all'interno di due lastre di 3 cm di materiale acqua equivalente Fig. 1 in modo da assicurare l'equilibrio elettronico in ciascuna direzione. Il rivelatore è stato alimentato con 2 V mentre le PCB con 5 V e collegate ad un computer per l'acquisizione dati. Il segnale che si ottiene dalle schede di acquisizione del rivelatore è un segnale in corrente che viene immagazzinato in una matrice 12x12 in funzione del tempo. Il tempo di campionamento di ciascun segnale è 40 ms. Il segnale in carica si calcola integrando, sul tempo di acquisizione, il segnale in corrente per ogni pixel. Per uniformare la risposta dei pixel della matrice del rivelatore è necessario determinare un fattore correttivo da applicare a ogni pixel. Per calcolarlo è stata acquisita una mappa, con un campo maggiore delle dimensioni del rivelatore, di 10,4 x 10,4 cm² in modo che i rivelatori fossero irraggiati con la parte uniforme del campo.

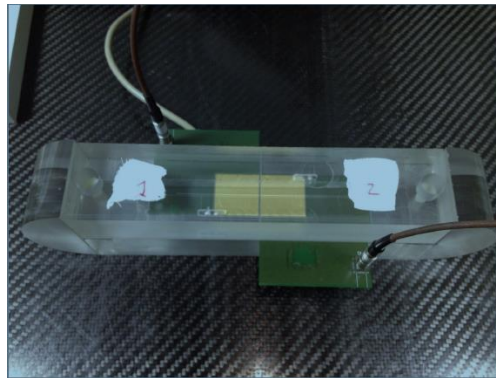


Fig. 1 – Fantoccio PMMA con i rivelatori a diamante

Setup sperimentale. Per la caratterizzazione del rivelatore a diamante sono state effettuate delle misure utilizzando l'acceleratore lineare LINAC Synergy (Elekta) in modalità X-Ray con fascio di fotoni da 6MV. L'elettronica è stata schermata con piombo per minimizzare i danni da radiazione e il rivelatore è stato posizionato all'isocentro ad una distanza dalla superficie (Source Skin Distance) SSD = 97 cm. Sono state fatte delle misure per testare la ripetibilità del segnale, la dipendenza dal dose rate, la linearità con la dose, la sensibilità dei pixel dei rivelatori e sono stati calcolati i fattori di campo. Tutte le acquisizioni, ad eccezione di quelle dei fattori di campo OF, sono state realizzate con un campo di dimensioni 10,4x10,4 cm² e il rivelatore centrato all'isocentro. La misura degli OF è stata effettuata sovrapponendo al fantoccio PMMA delle lastre di RW3 (materiale plastico di densità= 1,045g=cm³) in modo da raggiungere uno spessore equivalente a 10 cm di acqua. In particolare, per misurare OF in condizioni di riferimento, ossia SSD = 90 cm e profondità 10 cm, sono state aggiunte ai 3 cm di PMMA 6,3 cm di RW3. I fattori di campo sono stati misurati per dimensione del campo fra 0,8x0,8 cm² e 5,6x5,6 cm².

RISULTATI

La procedura di valutazione della ripetibilità consiste nel sottoporre il rivelatore a irraggiamenti consecutivi. Entrambi le matrici sono state irraggiate consecutivamente 10 volte con circa 2Gy a tre diversi dose rate 107 MU=min, 215MU=min e 430 MU=min. La ripetibilità corrispondente ad ogni pixel è quantificata dalla deviazione standard percentuale $\sigma\%$ e N0,3% è la frazione di pixel che presentino una ripetibilità migliore dello 0,3%. Nel caso di Dose rate 215 MU/min $\sigma\%=0.0633$ e N0,3%=99.3.

La dipendenza del rivelatore dal dose rate è stata valutata cambiando il dose rate dell'acceleratore nel range compreso tra 52MU=min e 430MU=min. Quando nel bandgap sono presenti dei livelli energetici creati dalle impurezze, la relazione introdotta da Fowler per i contatti ohmici tra corrente e dose rate è:

$I = I_{dark} + RD^{\Delta}_r$ con $\Delta = 1$. È stato misurato il grado di linearità tra la corrente e il dose rate applicando la precedente equazione. Il valore misurato è $\Delta = 0,9832 \pm 0,0015$.

Il tempo di salita (t_s) è definito come il tempo necessario affinché il segnale di corrente passi dal 10 % al 90 % del suo valore di regime mentre quello di discesa (t_d) è il tempo necessario perché il segnale passi dal 90 % al 10%. Una volta individuati i valori del 10 % e del 90 % del valore di regime della corrente, I_r , è stato

effettuato un fit lineare per ricavare i rispettivi valori del tempo, $t_{10\%}$ e $t_{90\%}$. I tempi di salita e di discesa per questi segnali di corrente sono rispettivamente dell'ordine 0,4sec e 0,08sec per un $DR=215\text{Mu}/\text{min}$. Le curve di linearità sono determinate misurando la risposta di ogni pixel del dosimetro per diversi valori della dose assorbita, a parità di dose rate.

Per studiarle è stato preso in considerazione il segnale in carica. Sono stati utilizzati nove valori di dose nell'intervallo 1 - 500 MU e impostato il dose rate a $430\text{ MU}/\text{min}$ e $215\text{ MU}/\text{min}$.

Per valutare la sensibilità per ogni pixel si è determinato il miglior fit lineare (nel senso del minimo di chi quadro): $Q = aD+b$, dove il coefficiente angolare a corrisponde alla sensibilità S .

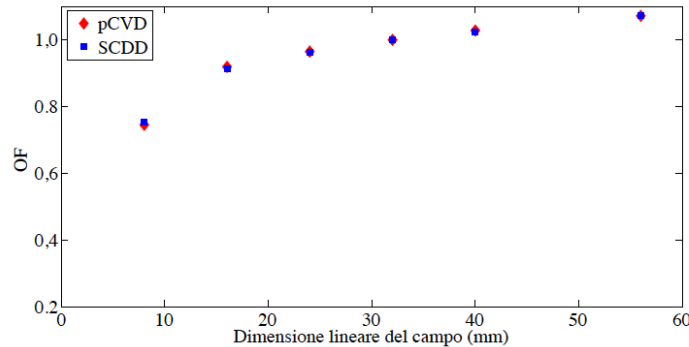


Fig. 2 – OF misurati con pCVD e confrontati con il SCDD

I valori ottenuti sono: $S = 24,022 \pm 0,270\text{ nC}/\text{Gy}$ a $430\text{ MU}/\text{min}$; $S = 24,022 \pm 0,273\text{ nC}/\text{Gy}$ a $215\text{ MU}/\text{min}$. I fattori di campo sono stati misurati con un fascio di fotoni da 6 MV variando la dimensione del campo tra $0,8 \times 0,8\text{ cm}^2$ e $5,6 \times 5,6\text{ cm}^2$ e normalizzando al campo $3,2 \times 3,2\text{ cm}^2$.

I valori degli OF misurati con il rivelatore pCVD sono stati confrontati con quelli di un rivelatore a singolo diamante SCDD. Gli scarti sono minori dell' 1% e lo scarto massimo si ha per il campo 0.8. (Fig.2)

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Scopo di questo lavoro è la caratterizzazione preliminare di un rivelatore bidimensionale a diamante policristallino da utilizzare per la verifica di dose nelle applicazioni di radioterapia altamente conformazionale sviluppato all'interno del progetto DIPIX del Gruppo V INFN e poi inserito nel progetto premiale INFN "Innovation in Radio and Particle Radiotherapy" (IRTP) per valutare la sua applicazione nei programmi di Quality Assurance del paziente. I segnali di ciascun pixel delle matrici sono stati studiati in corrente e in carica. La ripetibilità del segnale risulta essere inferiore allo 0,3% per circa il 96% dei pixel, e invariante al variare del dose rate. I tempi di salita e di discesa dei segnali e la loro linearità in funzione del dose rate, attraverso la stima del parametro Δ , dimostrano che il dosimetro è idoneo per misure di dose con fasci ad intensità modulata. La sensibilità del rivelatore è inoltre indipendente dal dose rate. Ulteriore conferma delle potenzialità del dispositivo è il confronto con il rivelatore SCDD. In conclusione i risultati ottenuti possono essere considerati soddisfacenti e incoraggianti per le verifiche successive e lo sviluppo futuro del progetto.

BIBLIOGRAFIA

[1] M. Buccioli, C. De Angelis and C. Talamonti, *Diamond Detectors for Dosimetry*, Elsevier, **2014**, 8, 229.



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

SESSIONE 2

Dosimetria Ambientale

Moderatore: Dr.ssa **Serena Risica***

*Dipartimento di Tecnologia e Salute
Istituto Superiore di Sanità*

**fino al 1.4.2013*



VALUTAZIONE DELLA COMPONENTE TERRESTRE DELLA RADIAZIONE γ : ASPETTI SPERIMENTALI E TEORICI

M. Magnoni

ARPA Piemonte
Via Jervis, 30 – 10015 IVREA (TO)

e-mail: m.magnoni@arpa.piemonte.it

Introduzione

Nella radiazione gamma misurata in prossimità del suolo si possono identificare 3 differenti componenti. Per questo motivo per il rateo di dose gamma in funzione della quota h si può scrivere la seguente relazione:

$$\dot{D}_{\gamma TOT}(h) = \dot{D}_{\text{cosmici}}(h + h_0) + \dot{D}_{\text{terrestre}}(h) + \dot{D}_{\text{atmosfera}}$$

dove h_0 è la quota sul livello del mare a cui si trova la superficie terrestre.

In condizioni “normali”, cioè in assenza di importanti eventi (ad es. incidenti nucleari a impianti nucleari di potenza) che determinano una significativa contaminazione dell’aria, la componente atmosferica, almeno a quote basse, è trascurabile e quindi si ha:

$$\dot{D}_{\gamma TOT}(h) = \dot{D}_{\text{cosmici}}(h + h_0) + \dot{D}_{\text{terrestre}}(h)$$

Nella seguente figura 1 è mostrato l’andamento delle due principali componenti calcolato ipotizzando per la componente terrestre la seguente composizione radioisotopica (tipico suolo della provincia di Cuneo):

- radionuclidi della serie dell’U-238 = 27,7 Bq/kg
- radionuclidi della serie del Th-232 = 48,5 Bq/kg
- K-40 = 693 Bq/kg

Come si vede il rateo di dose presenta un minimo attorno ai 500 m di quota, quando la componente terrestre è ormai quasi completamente azzerata e prevale il contributo dei raggi cosmici.

Andamenti di questo genere sono stati confermati da diverse misure sperimentali, alcune delle quali eseguite tramite l’impiego di palloni sonda equipaggiati da semplici rivelatori Geiger-Mueller (figura 2)

La radiazione gamma di origine terrestre risulta quindi quantitativamente importante solo a bassa o bassissima quota. E’ qui, d’altronde, che si svolgono le principali attività umane, per le quali, talvolta, non è sufficiente fare una semplice misura della radiazione gamma ma è importante distinguere con una certa precisione i diversi contributi e componenti. Per far questo è necessario caratterizzare in dettaglio la componente terrestre della radiazione gamma.

Caratterizzazione della radiazione gamma di origine terrestre

Per caratterizzare in modo completo la radiazione gamma di origine terrestre è necessario impiegare la tecnica della spettrometria gamma. In questo contesto, in particolare, risulta particolarmente vantaggioso l’impiego della spettrometria gamma *in situ*. Lo schema teorico di tale tecnica, proposto per la prima volta da Beck nel 1972, parte da questa semplice formula che lega la concentrazione C di un dato radionuclide agli usuali parametri (conteggi netti rilevati, resa gamma, efficienza, tempo di conteggio):

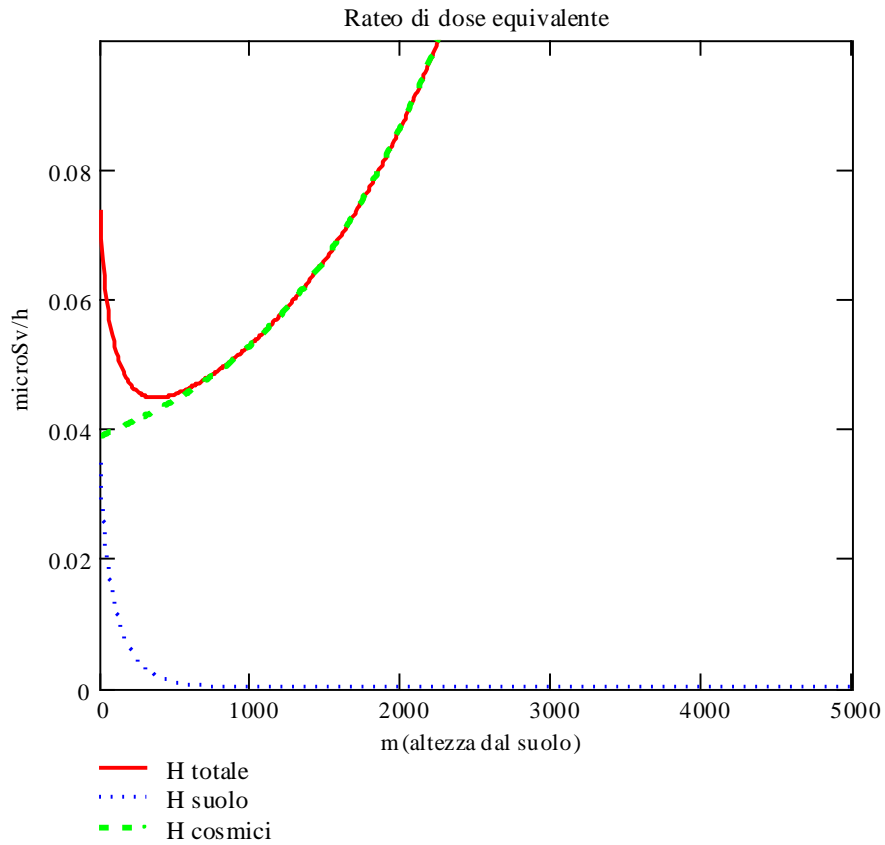


Figura 1 – Andamento delle diverse componenti della radiazione gamma

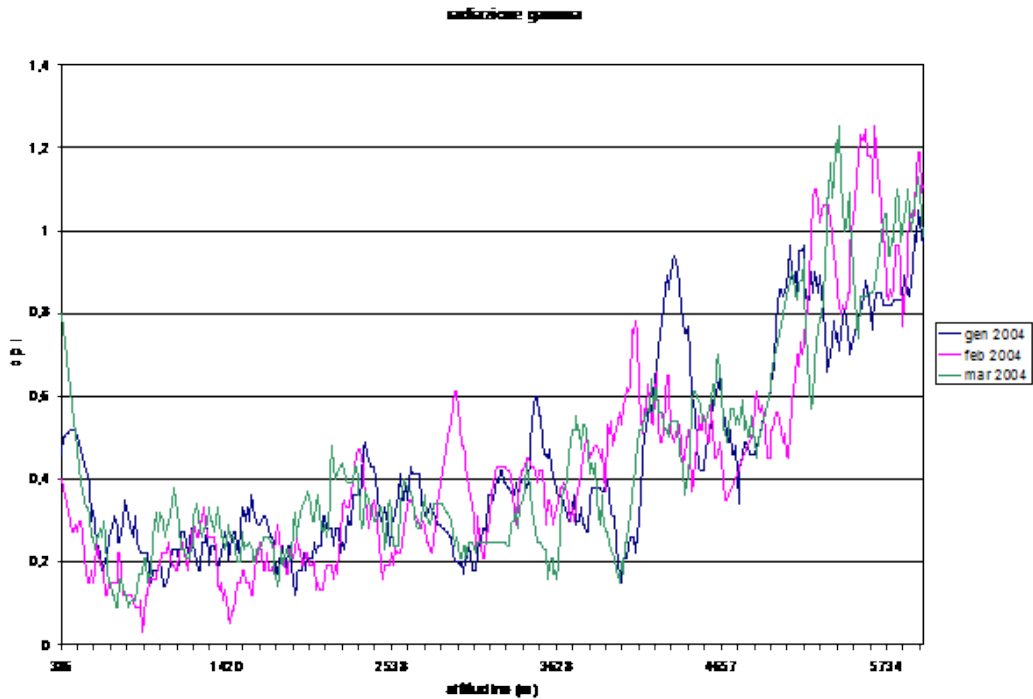


Figura 2 – Misure del profilo della radiazione gamma rilevato da GM posti su palloni sonda

$$C = \frac{N_f / t}{p \cdot \varepsilon}$$

dove t è il tempo di conteggio, N_f sono i conteggi netti, p è la resa gamma del radionuclide ed ε è l'efficienza di conteggio nella particolare geometria di misura.

Il cuore della teoria della spettrometria gamma *in situ* sta proprio nell'articolazione dell'efficienza ε . Essa infatti si può esprimere come il prodotto di 3 fattori:

$$\varepsilon = \left(\frac{N_0}{\Phi} \right) \cdot \left(\frac{N_f}{N_0} \right) \cdot \left(\frac{\Phi}{C} \right)$$

Il primo, N_0/Φ è il valore dell'efficienza intrinseca del rivelatore; si calcola sperimentalmente come il rapporto tra il rateo di conteggi (N_0) rivelati e il flusso fotonico Φ che incide normalmente sul rivelatore; il secondo, N_f/N_0 , è un fattore numerico adimensionale, che tiene conto dell'anisotropia del rivelatore: per fotoni > 100 keV è quasi sempre = 1; il terzo, Φ/C , è il parametro fondamentale: mette in relazione il flusso di fotoni non diffusi che giungono sul rivelatore con la concentrazione di attività per unità di volume (Bq/cm³) o di massa (Bq/g), o con l'inventario, (Bq/cm²)

Per il calcolo di quest'ultimo parametro, nell'originario studio, si assumeva che:

i radionuclidi naturali avessero nel suolo una distribuzione uniforme

i radionuclidi artificiali, provenienti un fallout globale o da incidenti, avessero distribuzioni diverse in funzione del tempo trascorso dal momento della deposizione e in particolare:

- per deposizioni recenti si ipotizzava una distribuzione superficiale uniforme costituita da un disco infinitamente esteso

- per deposizioni più vecchie, si assumeva per le concentrazioni una distribuzione esponenziale decrescente con la profondità z .

Quest'ultima assunzione si è dimostrata nei fatti errata: infatti la misura della radioattività nei suoli dei residui (Cs-137) di fallout "vecchi" (Chernobyl o global fallout) ha mostrato profili di concentrazione che si discostano parecchio da profili esponenziali e si avvicinano a una log-normale (figura 3).

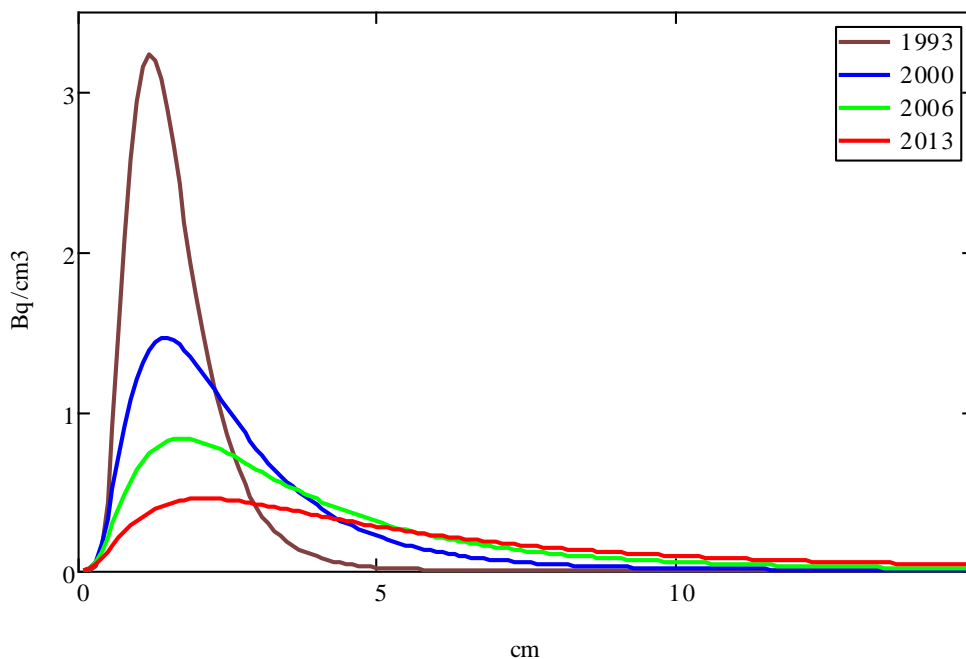


Figura 3 - Esempio di evoluzione del profilo del ¹³⁷Cs in un suolo piemontese indisturbato: deposizione Chernobyl (1986) \approx 56000 Bq/m² ; inventario al 2013 \approx 30000 Bq/m²

Resta invece sostanzialmente corretta, sia pure in prima approssimazione, l'assunzione dell'uniformità della concentrazione per i radionuclidi naturali.

Pertanto, seguendo l'approccio classico della spettrometria gamma *in situ*, modificato con l'assunzione di un profilo log-normale per il Cs-137, è stato possibile calcolare, la mappa del rateo di dose della Regione Piemonte sia per la componente artificiale, sia per quella naturale, valutando per tutte le emissioni gamma di tutti i radionuclidi la seguente espressione:

$$D(\vec{r}) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\pi/2} \int_0^{+\infty} \frac{C(t)}{4\pi} \cdot (\mu_m / \rho)_a \cdot E \cdot y \cdot e^{-(\mu/\rho)_a \cdot \frac{h \cdot \rho a}{\cos \theta}} \cdot e^{-(\mu/\rho)_s \cdot \rho_s \cdot (r - \frac{h}{\cos \theta})} \cdot \sin \theta \, d\theta \, d\phi \, dt$$

in cui $(\mu_{en/\rho})_a$ è il coefficiente massico di assorbimento d'energia, y è la resa gamma del radionuclide in questione, $(\mu/\rho)_a$ è il coefficiente massico di attenuazione di energia in aria, $(\mu/\rho)_s$ è il coefficiente massico di attenuazione nel suolo, mentre C è la concentrazione del radionuclide nel suolo. Si sono così ottenute le mappe per il Piemonte di figura 4 e 5.

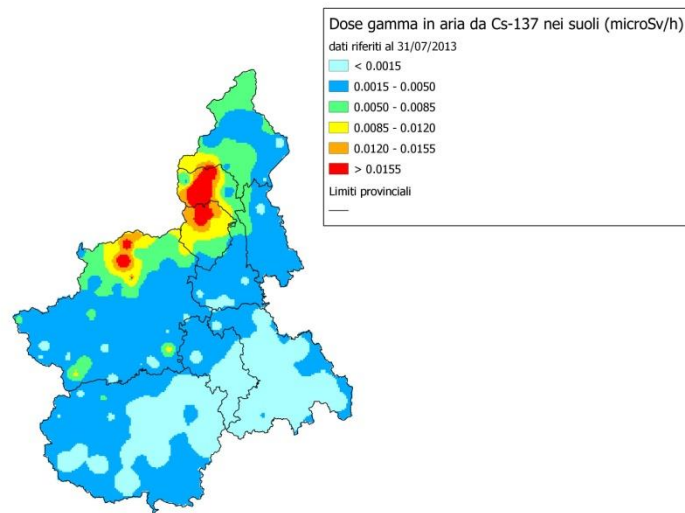


Figura 4 –Rateo di dose gamma in aria dovuto al Cs-137 depositato nei suoli

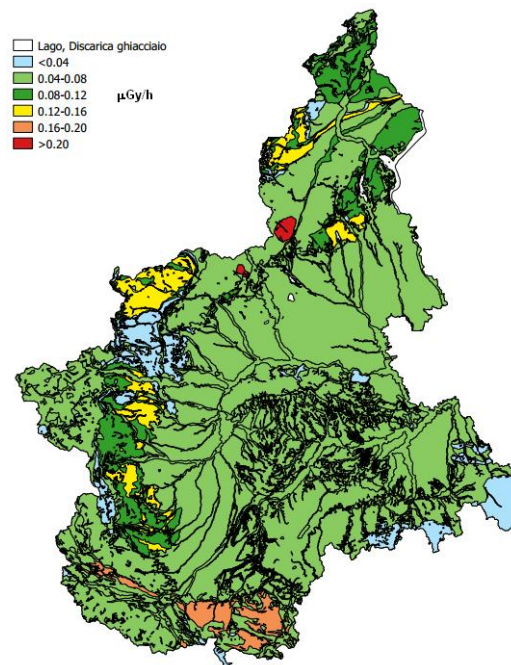


Figura 5 – Rateo di dose gamma in aria dovuto ai radionuclidi naturali per le diverse classi radiogeolitologiche



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

Misure di Radon indoor nella Sicilia orientale e confronto con le caratteristiche radiometriche dei materiali da costruzione

D.Morelli¹, G.Immè^{1,2}, R. Catalano^{1,2}, G.Mangano¹, C.Gianino^{1,3}

¹ Istituto Nazionale di Fisica Nucleare- Sezione di Catania, Viale Andrea Doria 6/A Catania

² Dipartimento di Fisica e Astronomia –Università degli Studi di Catania, Via S. Sofia, 64, 95123 Catania

³ Liceo Scientifico Statale “Enrico Fermi” Ragusa

e-mail: daniela.morelli@ct.infn.it

INTRODUZIONE

Il gas Radon rappresenta una delle fonti principali di esposizione alle radiazioni ionizzanti per la popolazione mondiale [1]. È stato dimostrato che l'esposizione a valori elevati di concentrazione di Radon ha effetti sulla salute pubblica. Il Radon, infatti, è considerato come seconda causa di tumore ai polmoni dopo il fumo [2]. Risulta, pertanto, importante pianificare la sorveglianza della concentrazione di Radon all'interno delle abitazioni. A tal proposito, già in molti paesi nel mondo, sono in corso di realizzazione le mappature delle aree a rischio Radon in accordo con le raccomandazioni dell'International Committee on Radiological Protection [3].

A partire dal 2005 nell'ambito di diversi progetti INFN (Istituto Nazionale di Fisica Nucleare) sono state avviate, nella Sicilia orientale (fig.1), diverse campagne di monitoraggio della concentrazione di gas Radon indoor. Per realizzare ciò sono stati coinvolti gli istituti di istruzione superiore. I progetti avevano, infatti, fra i loro obiettivi, anche quello della divulgazione scientifica sul tema della radioattività.

Alle misure di Radon indoor sono state associate, negli anni, anche misure sui materiali da costruzione per studiare la correlazione fra la tipologia degli edifici e la concentrazione di Radon indoor. In particolare sono state eseguite misure sul contenuto di radionuclidi e sul rateo di esalazione di Radon nei diversi materiali.

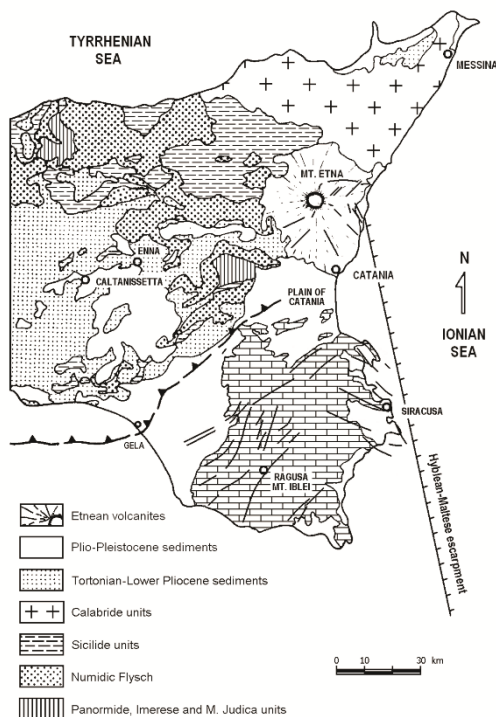


Fig. 1 – Area d'indagine.

MATERIALI E METODI

Le misure, sia di Radon indoor sia di esalazione, sono state eseguite mediante rivelatori a tracce nucleari (SSNTD) di tipo CR-39. In particolare, per la determinazione del rateo di esalazione sono state utilizzate delle camere di accumulo del diametro di 8,6 cm e altezza di 10,5 cm, il rivelatore era posto sotto il tappo della camera stessa. I campioni, preparati in modo tale da occupare il medesimo volume e lasciare lo stesso volume di area Libera, rimanevano sigillati all'interno delle camere per circa tre mesi. Per avere informazioni anche sulla dipendenza dallo stato fisico del campione, sono state eseguite misure su campioni della stessa tipologia ma con differente forma (grani, polvere, solidi, ...).

Per la lettura dei Cr-39 è stato utilizzato un sistema di lettura semi-automatico realizzato presso la *Dipartimento di Fisica e Astronomia dell'Università degli studi di Catania*. Il sistema è composto da un microscopio ottico collegato ad un PC tramite una fotocamera digitale. La concentrazione di Radon è stata determinata mediante una procedura, appositamente realizzata. Un software di acquisizione delle immagini permette di catturare e immagazzinare le immagini (Field Of View or FOV) dal microscopio. Le immagini registrate vengono, quindi, analizzate attraverso una routine, creata sul software ImageJ 1.29x (Image Processing and Analysis in Java), che discrimina le tracce in funzione dell'area, diametro, circolarità e livelli di grigio [4].

Sui campioni è stata eseguita anche la spettrometria gamma per la determinazione della concentrazione di radionuclidi.

RISULTATI

Il valore più alto di Radon (634 Bq/m^3) è stato registrato al piano terra di una scuola del Comune di Catania. L'edificio che ospita la scuola è un edificio storico con mura in pietra lavica spessa. Il locale in questione non è adibito ad attività didattiche.

In generale, a livello comunale, la concentrazione media più alta di Radon indoor (143 Bq/m^3) è stata rilevata nel comune di Ragusa, dove, comunque, il valore massimo raggiunto è stato di 342 Bq/m^3 .

I valori più alti possono essere associati alla geologia delle rocce del sottosuolo e al materiale da costruzione. In prossimità della scarpata Ibleo-Maltese, infatti, le rocce sono più ricche di Uranio. Confrontando i valori di Radon indoor con quelli del rateo di esalazione dei materiali da costruzione, si è

osservato che i valori più alti si riscontrano in edifici costruiti con calcareniti, valori più bassi in quelli costruiti con il cemento. Non è stata riscontrata nessuna correlazione tra i valori di concentrazione di Radio nei campioni e il rateo di esalazione del gas Radon, mentre una buona correlazione è stata trovata con la granulometria del campione (fig.2).

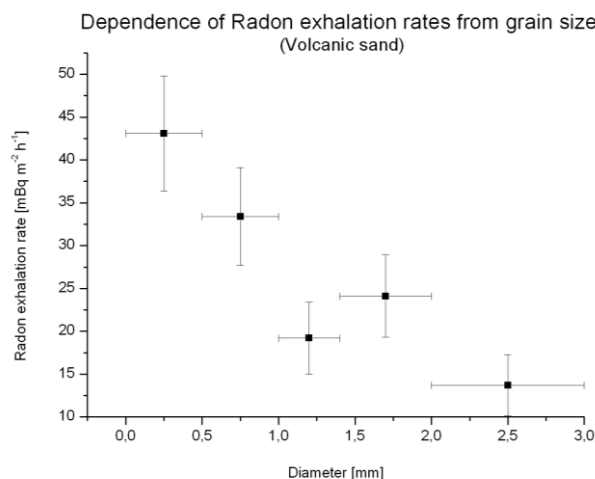


Fig. 2 – Correlazione Rateo di esalazione del Radon e granulometria del campione.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Le misure di concentrazioni di gas Radon condotte nella Sicilia orientale hanno mostrato valori medio - alti. I valori misurati sono superiori alla media nazionale pari a 70 Bq/m³ [5] e circa il doppio dei valori stimati, per la Sicilia durante la campagna di monitoraggio nazionale (35 Bq/m³) [5]. Le differenze riscontrate fra il dato della campagna nazionale e quelli ottenuti nel presente lavoro possono essere legate ad un effetto di media sull'intera regione. La Sicilia, infatti, è caratterizzata da un aspetto geologico complesso e variabile da zona a zona. Nella stessa regione orientale, oggetto delle campagne di monitoraggio, si distingue un'area vulcanica, nella regione etnea e un'area carbonatica nella zona iblea.

Si osserva, inoltre, che alcuni valori elevati di Radon corrispondono a siti prossimi a faglie attive, specialmente nell'area iblea e nel versante orientale dell'Etna.

In generale, nei locali posti nei piani più bassi la sorgente principale di Radon sono le caratteristiche del suolo sotto il basamento, nei locali posti nei piani superiori diventa più importante il contributo dei materiali da costruzione, pertanto occorre prestare attenzione ad entrambi.

BIBLIOGRAFIA

- [1] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), **2000**. Sources and Effects of Ionizing Radiation. 2000 Report to the General Assembly, with Annex. United Nations. New York
- [2] National Academy of Science (NAS) Reports, **1999**. Health Effects of Exposure to Radon, Committee on Health Risks of Exposure to Radon (BEIR VI). National Academy Press.
- [3] ICRP, Protection against 222Rn at home and at work, ICRP Publication 65, Annals 23, **1993**, pp. 1-45.
- [4] Morelli, D., G. Immè, M. Aranzulla, A.L. Rosselli Tazzer, R. Catalano, G. Mangano, 2011, Nuclear track detector Characterization via alpha-spectrometry for radioprotection use, **2011**, AIP Conf. Proc. 1412, 401-406.
- [5] Bochicchio, F., Campos Venuti, G., Piermattei, S., Torri, G., Nuccetelli, C., Risica, S., Tommasino, L., **1999**. Results of the National Survey on Radon indoors in all the 21 Italian Regions. In: Proceedings of the Workshop "Radon in the Living Environment", Athens 19 e 23 April 1999.



La nuova normativa europea ed italiana sulla radioattività nelle acque: problematiche tecniche e stato dell'arte dei laboratori pubblici in Sicilia

A. Sansone Santamaria

Agenzia Regionale per la Protezione Ambientale della Sicilia

Laboratorio Agenti Fisici Struttura Territoriale di Palermo

Via nairobi n. 4, 90129 Palermo (Italia)

e-mail: asansone@arpa.sicilia.it

INTRODUZIONE

La radioattività ambientale costituisce una fonte importante di esposizione della popolazione alle radiazioni ionizzanti. Le principali fonti di esposizione sono costituite dalla radiazione gamma e di alta energia generata dalla radiazione cosmica e dai radionuclidi presenti nella crosta terrestre e nei materiali da costruzione, il radon in aria ed in particolare negli ambienti confinati e tutti i radionuclidi presenti negli alimenti e nelle acque destinate al consumo umano.

La radioattività ambientale è oggetto di monitoraggio continuo da parte delle Agenzie Regionali per la Protezione dell'Ambiente nell'ambito dei programmi regionali e nazionali.

In tali programmi particolare attenzione e' sempre stata data alle acque ed in particolare alle acque destinate al consumo umano sulle quali sono stati condotti screening volti alla caratterizzazione ed alla pianificazione delle strategie di monitoraggio.

Tutte le attività di controllo e monitoraggio sono state sempre ispirate ai dettati delle Direttive Europee e della normativa nazionale in particolare del D.lgs 230/95 e s.m.ei.

Di recente con il D.lgs 28 del 2016 l'Italia ha recepito la Direttiva Europea 2013/51/EURATOM ed ha stabilito " i requisiti per la tutela della salute della popolazione" ed ha disciplinato "le modalità' del controllo delle sostanze radioattive mediante parametri indicatori, nonché' i relativi valori di parametro"

Nel presente lavoro vengono presentati le principali problematiche derivanti dall'applicazione del D.lgs 28 del 2016 in Sicilia e lo stato dell'arte dei laboratori pubblici di controllo delle acque.

Analisi normativa

La Direttiva 98/83/CE del Consiglio Europeo del 03/11/98 concernente la qualità delle acque destinate al consumo umano fissava i valori di parametro in 100 Bq/l per il Trizio ed in 0,1 mSv/anno per la dose totale indicativa.

Successivamente la raccomandazione 2001/928/Euratom sulla tutela della popolazione contro l'esposizione al radon nell'acqua potabile, poiché le stime sulla dose efficace impegnata annuale assorbita da un adulto derivante dall'ingerimento di acqua contenente 1000 Bq/l variano tra 0.2 mSv e 1.8 mSv a seconda del consumo annuale di acqua e della gamma dei fattori conversione utilizzata, indicava che oltre una concentrazione di 100 Bq/l gli stati membri dovevano definire per la concentrazione di Radon da utilizzare per stabilire se occorrono azioni correttive per tutelare la salute umana.

Secondo la raccomandazione 2001/928/Euratom gli stati membri potevano adottare valori di riferimento superiori a 100 Bq/l qualora le indagini nazionali avessero dimostrato che è necessario mettere in atto un efficace programma di controllo del radon.

Ulteriormente la raccomandazione 2013/51/Euratom ha stabilito i requisiti per la tutela della salute della popolazione relativamente alle sostanze radioattive presenti nelle acque destinate al consumo umano ed in particolare ha indicato il valore di riferimento di 100 Bq/l per concentrazione di radon e confermato i valori di riferimento per il trizio e la dose efficace impegnata annuale già in precedenza indicati.

Al fine di verificare il rispetto del valore di riferimento per la dose efficace impegnata annuale (DI) dovrebbero essere condotte analisi dettagliate e complesse sui principali radionuclidi presenti nell'acqua e pertanto la CE la stessa raccomandazione 2013/51/Euratom ha fornito dei valori di riferimento per dei parametri semplificati in 0,1 Bq/l per la concentrazione totale di alfa emettitori e 1,0 Bq/l per la concentrazione totale di beta emettitori al di sotto delle quali lo stato membro può ritenere che la DI sia inferiore al valore di riferimento di 0,1 mSv e quindi non necessarie ulteriori indagini radiologiche a meno che da indagini specifiche risulti evidente la presenza nelle acque di specifici radionuclidi che possano determinare DI superiori a 0,1 Bq/l.

Il recente D.lgs 28/2016 ha introdotto l'obbligo per le regioni e le province autonome, tramite le asp e le Arpa, del controllo delle sostanze radioattive nelle acque destinate al consumo umano e la messa in atto di un programma di controllo e dall'altra parte per i gestori l'obbligo di verificare e certificare nelle acque distribuite per il consumo umano la concentrazione di attività secondo i parametri stabiliti ed indicati in figura seguente (Fig. 1).

Concentrazioni di attività derivate relative alla radioattività nelle acque destinate al consumo umano ⁽¹⁾

Origine	Radionuclide	Tipo di decadimento	Concentrazione derivata
Naturale	U-238 ⁽²⁾	Alfa	3,0 Bq/l
	U-234 ⁽²⁾	Alfa	2,8 Bq/l
	Ra-226	Alfa	0,5 Bq/l
	Ra-228	Beta	0,2 Bq/l
	Pb-210	Beta	0,2 Bq/l
	Po-210	Alfa	0,1 Bq/l
Artificiale	C-14	Beta	240 Bq/l
	Sr-90	Beta	4,9 Bq/l
	Pu-239/ Pu-240	Alfa	0,6 Bq/l
	Am-241	Alfa	0,7 Bq/l
	Co-60	Beta	40 Bq/l
	Cs-134	Beta	7,2 Bq/l
	Cs-137	Beta	11 Bq/l
	I-131	Beta	6,2 Bq/l

(1) La tabella comprende i valori dei radionuclidi naturali e artificiali più comuni; si tratta di valori calcolati per una dose di 0,1 mSv e un'ingestione annua di 730 litri, utilizzando i coefficienti di dose stabiliti nell'allegato III, tabella A, della direttiva 96/29/Euratom; le concentrazioni derivate per altri radionuclidi possono essere calcolate sulla stessa base.

(2) La tabella si riferisce esclusivamente alle proprietà radiologiche dell'uranio e non alla sua tossicità chimica, più elevata di quella radiologica.

Fig. 1 – Concentrazioni di attività derivate per la radioattività nelle acque destinate al consumo umano

Nel D.lgs 28/16 sono anche riportati i limiti di rivelazione raccomandati (Fig. 2)

Limiti di rivelazione per alcuni radionuclidi e parametri

Parametri e radionuclidi	Limite di rivelazione (Nota 1 e 2)	Note
Trizio	10 Bq/l	Nota 3
Radon	10 Bq/l	Nota 3
Concentrazione di attività alfa totale	0,04 Bq/l	Nota 4
Concentrazione di attività beta totale	0,2 Bq/l	Nota 4
U-238	0,02 Bq/l	
U-234	0,02 Bq/l	
Ra-226	0,04 Bq/l	
Ra-228	0,02 Bq/l	Nota 5
Pb-210	0,02 Bq/l	
Po-210	0,01 Bq/l	
C-14	20 Bq/l	
Sr-90	0,4 Bq/l	
Pu-239/Pu-240	0,04 Bq/l	
Am-241	0,06 Bq/l	
Co-60	0,5 Bq/l	
Cs-134	0,5 Bq/l	
Cs-137	0,5 Bq/l	
I-131	0,5 Bq/l	

Nota 1: il limite di rivelazione è calcolato conformemente alla norma ISO 11929, relativa ai fondamenti e alle applicazioni della determinazione dei limiti caratteristici (soglia di decisione, limite di rivelazione e limiti dell'intervallo di confidenza) per le misure delle radiazioni ionizzanti, con probabilità di errore del primo e secondo tipo di 0,05 in ciascun caso.

Nota 2: le incertezze di misura sono calcolate e riportate come incertezze standard combinate o come incertezze standard estese con un fattore di estensione pari a 1,96, conformemente alla guida ISO per l'espressione dell'incertezza nelle misurazioni.

Nota 3: il limite di rivelazione del trizio e del radon è pari al 10% del suo valore di parametro (100 Bq/l).

Nota 4: il limite di rivelazione delle attività alfa totale e dell'attività beta totale è pari al 40% dei valori di screening 0,1 Bq/l e 0,5 Bq/l, rispettivamente.

Nota 5: questo limite di rivelazione si applica esclusivamente allo *screening* iniziale per la DI di una nuova fonte di acqua; se dalle verifiche iniziali emerge che non è plausibile che il Ra-228 superi il 20% della concentrazione derivata, il limite di rivelazione può essere aumentato a 0,08 Bq/l per le misurazioni specifiche di routine del Ra-228 finché non sia necessario ripetere il controllo.

Fig. 2– Limiti di rivelazione indicati dal D.lgs 28/16

Le principali tecniche utilizzate per la determinazione dei parametri suddetti sono riassunte in tabella seguente.

Determinazione analitica	Tecnica analitica
Misura dell'attività alfa e beta totali	Scintillazione liquida
Misura dell'attività di trizio	Scintillazione liquida
Misura dell'attività di 210Pb	Conteggio beta totale
Misura dell'attività di 210Po	Spettrometria alfa
Misura dell'attività del plutonio 238Pu-, 238Pu +240Pu	Spettrometria alfa
Misura dell'attività di radio 226Ra	Scintillazione liquida
Misura dell'attività di 222Rn	Scintillazione liquida/Degassamento e Misura in celle di Lucas, Spettrometria gamma in contenitore a tenuta
Misura dell'attività di 90Sr	Conteggio beta totale
Misura dell'attività di 228Th, 228Th 232Th	Spettrometria alfa
Misura dell'attività degli isotopi di uranio	Spettrometria alfa/Scintillazione liquida
Misura dell'attività di americio 241Am	Spettrometria alfa
Misura dell'attività di radioisotopi gamma emettitori	Spettrometria gamma

La situazione in Sicilia

In Sicilia sia nelle Università sia nelle Arpa ci sono laboratori di misura della radioattività ed in particolare all'Università di Catania e Palermo ed in Arpa nelle sedi di Catania e Palermo.

Il ruolo delle due istituzioni è comunque diverso in quanto il D.lgs 28/2016 individua nei laboratori delle Asp e

dell'Arpa l'organo tecnico per l'effettuazione dei controlli di radioattività nelle acque potabili mentre le università possono supportare i laboratori dei gestori delle reti ed i laboratori privati che non dispongono allo stato attuale di sezioni attrezzate per tali determinazioni.

Arpa Sicilia dispone di due laboratori attrezzati per la determinazione della radioattività uno a Catania ed uno a Palermo.

Le tecniche analitiche già disponibili presso i due laboratori di radioattività di Arpa Sicilia sono di seguito descritte

Determinazione analitica	Tecnica analitica disponibile
Misura dell'attività alfa e beta totali	Scintillazione liquida
Misura dell'attività di trizio	Scintillazione liquida
Misura dell'attività di ^{210}Pb	Conteggio beta totale
Misura dell'attività di ^{210}Po	Spettrometria alfa in corso di messa a punto
Misura dell'attività del plutonio ^{238}Pu -, ^{238}Pu + ^{240}Pu	Spettrometria alfa in corso di messa a punto
Misura dell'attività di radio ^{226}Ra	Scintillazione liquida
Misura dell'attività di ^{222}Rn	Scintillazione liquida
Misura dell'attività di ^{90}Sr	Conteggio beta totale
Misura dell'attività di ^{228}Th , ^{228}Th ^{232}Th	Spettrometria alfa in corso di messa a punto
Misura dell'attività degli isotopi di uranio	Scintillazione liquida
Misura dell'attività di americio ^{241}Am	Spettrometria alfa in corso di messa a punto
Misura dell'attività di radioisotopi gamma emettitori	Spettrometria gamma

Tab. 2– Tecniche analitiche disponibili presso il laboratorio radioattività Arpa Sicilia di **Palermo**

Determinazione analitica	Tecnica analitica
Misura dell'attività di radioisotopi gamma emettitori	Spettrometria gamma
Misura dell'attività di trizio	Scintillazione liquida

Tab. 3– Tecniche analitiche disponibili presso il laboratorio radioattività Arpa Sicilia di **Catania**

Risultati analitici di piani di monitoraggio della radioattività ambientale in Sicilia

Uno studio sistematico del contenuto di radioattività nelle acque distribuite per il consumo umano in Sicilia non è stato condotto.

I dati prodotti in singole campagne di misura effettuate dalle Università e dall'Arpa sono incompleti rispetto a quanto previsto dal D.lgs 28/16 come ad esempio riportato negli annuari dei dati Ambientali di Arpa Sicilia degli ultimi anni.

In molte regioni di Italia sono state pianificate delle campagne di screening congiunte Sanità Arpa finalizzate alla stesura del programma di controllo previsto dallo stesso D.lgs 28/16.

In Sicilia le fonti di approvvigionamento idrico potabile tra acque sotterranee e superficiali sono quasi duemila ed il contenuto di radioattività soprattutto delle acque sotterranee è estremamente variabile e spesso ignoto.



I dati attuali di Arpa Sicilia coprono una percentuale ridottissima delle fonti di approvvigionamento ed è pertanto necessaria la pianificazione di una campagna di screening congiunta che è in corso di organizzazione a livello regionale.

È d'altronde obbligatorio che i laboratori sia dei gestori sia pubblici, provvedano ad accreditarsi in qualità secondo le norme in materia.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

La recente pubblicazione del D.lgs 28/16 impone la caratterizzazione radiometrica delle acque potabili.

Per una completa caratterizzazione radiometrica sono necessarie tecniche di misura fisiche classiche come la spettrometria gamma, la scintillazione liquida e il conteggio beta totale che sono effettuate in diversi laboratori pubblici universitari e dell' Arpa ma anche tecniche di separazione radiochimica che allo stato attuale sono in corso di messa a punto solo nel laboratorio radioattività di Arpa Sicilia di Palermo e che comunque soddisferà solo la richiesta generata per i compiti di controllo ascritti alla Regione Sicilia.

I laboratori privati e pubblici che garantiscono finora le analisi chimiche delle acque destinate al consumo umano dovranno attrezzarsi per soddisfare la richiesta dei gestori delle reti idriche pubbliche e private e ciò determinerà anche la necessità di opportune professionalità in grado di mettere a punto le metodiche soprattutto radiochimiche.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Direttiva 98/83/CE del Consiglio Europeo del 03/11/98
- [2] Raccomandazione 2001/928/Euratom
- [3] Raccomandazione 2013/51/Euratom
- [4] D.lgs 28/2016
- [5] Annuario dati Ambientali Arpa Sicilia 2014 e 2015



Monitoraggio della dose ambientale in un deposito di rifiuti radioattivi

S.Manenti

Campoverde srl, via Quintiliano 31, 20138 Milano (Italia)

e-mail: ambiente@campoverde-group.com

Il monitoraggio della dose ambientale in un deposito di rifiuti radioattivi è fondamentale.

In Campoverde il monitoraggio è effettuato sia con dosimetri passivi a film badge e TLD sia con strumenti attivi, ossia geiger. I dosimetri passivi e i geiger sono posizionati in postazioni fisse del deposito. I TLD, avendo un'incertezza inferiore a basse dosi, sono utilizzati per il monitoraggio delle aree dove il rateo di dose ambientale è minore. I dosimetri passivi sono cambiati mensilmente secondo una specifica procedura stabilita dall'Esperto Qualificato.

I geiger rilevano il rateo di dose ambientale istantanea e sono collegati in rete. Se viene superata la soglia limite di rateo di dose ambientale scatta un allarme e vengono allertati attraverso una mail l'Esperto Qualificato e il responsabile dei servizi operativi.

Tutti i dati acquisiti dai geiger sono storicizzati e possono essere consultati.

Le informazioni che l'Esperto Qualificato ricava dal monitoraggio della dose ambientale all'interno del deposito sono uno strumento aggiuntivo ai fini della valutazione delle dosi ricevute dai lavoratori e permettono di avere un controllo costante della distribuzione di radioattività all'interno del deposito.

Utilizzo di dosimetri TLD-700H per misure di dosimetria ambientale

E. Bortolin^{1,2}, C. De Angelis^{1,2}, P. Fattibene^{1,2}, M.C. Quattrini^{1,2}, M.A. Tabocchini^{1,2,3}

¹ Istituto Superiore di Sanità (ISS), Rome, Italy

² Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN), Gruppo Collegato Sanità Sezione Roma1, Rome, Italy

³ Centro Fermi (Museo Storico della Fisica e Centro Studi e Ricerche Enrico Fermi), Rome, Italy

e-mail: emanuela.bortolin@iss.it

INTRODUZIONE

Gli effetti biologici delle esposizioni a radiazioni ionizzanti di basse dosi e ratei di dose, come quelle tipiche della radiazione ambientale, sono ancora poco conosciuti e sono necessari ancora molti sforzi per poter comprendere i meccanismi alla base della risposta biologica al danno radioindotto.

In linea di principio, informazioni importanti su questi aspetti possono essere ottenute dal confronto tra le risposte di sistemi biologici mantenuti in ambienti caratterizzati da livelli di radiazione naturale di fondo molto diversi. Studi di questo tipo sono stati condotti, nell'ambito del progetto "Silenzio Cosmico", finanziato dall'Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN) e dal Centro Fermi, su cellule di diversa origine (murina, umana) mantenute in condizioni normali e nei laboratori sotterranei del Gran Sasso (LNGS-INFN) dove la radiazione cosmica è praticamente assente e il flusso di neutroni è notevolmente ridotto [1, 2, 3].

Nel presente lavoro si riportano i risultati preliminari dello studio di caratterizzazione dosimetrica dei diversi siti nei quali sono state mantenute le colture cellulari: i LNGS-INFN, il laboratorio di colture cellulari all'Istituto Superiore di Sanità (ISS) e lo stabulario dell'Università degli Studi de L'Aquila dove sono previsti test *in vivo* su animali (topi, *Drosophila melanogaster*).

MATERIALI E METODI

Per la valutazione della dose gamma sono stati scelti dosimetri a termoluminescenza (TL) contenenti fluoruro di litio, del tipo TLD-700H, caratterizzati da un'elevata sensibilità alla radiazione gamma e da una buona stabilità temporale del segnale. Le misure sono state eseguite con un lettore per termoluminescenza della Harshaw, modello 3500. Il ciclo termico di misura dei TLD impostato prevede il riscaldamento da 100 °C a 240 °C ad un rateo di 10 °C/s. Prima dell'utilizzo i dosimetri sono stati azzerati tramite un trattamento termico (*annealing*) a 240 °C per 15 minuti e prima della lettura mantenuti a 100 °C per 2 minuti (*preheat*). I trattamenti termici (*annealing* e *preheat*) sono stati eseguiti con il forno programmabile PTW-TLDO. Per l'irraggiamento dei dosimetri è stata utilizzata la sorgente di Cesio-137 disponibile presso i Laboratori Nazionali di Frascati (LNF-INFN).

RISULTATI

Prima di avviare il monitoraggio sono stati eseguiti i test preliminari per verificare le caratteristiche dosimetriche dei TLD selezionati per il lavoro. In particolare, sono stati valutati: la variabilità di batch, la sensibilità alla radiazione gamma, la risposta con la dose, la stabilità temporale e il danneggiamento dovuto al riuso. I risultati hanno confermato che i dosimetri scelti sono adatti allo studio previsto: sono infatti in grado di valutare dosi di qualche μGy e il segnale TL risulta sufficientemente stabile (almeno per 14 settimane). Sono stati individuati e monitorati nove siti: uno in ISS, due all'Università de L'Aquila e quattro ai LNGS sotterranei. Per il monitoraggio i dosimetri sono stati inseriti a gruppi di 5 in fiasche dello stesso tipo di quelle utilizzate per le colture cellulari e posizionati all'interno e, in alcuni casi, anche all'esterno degli incubatori e delle gabbie degli animali (Fig.1). In particolare, per quanto riguarda i LNGS, sono stati monitorati tre incubatori, di cui uno schermato con uno strato di ferro da 5 cm; il quarto gruppo di dosimetri è stato posto all'esterno di un incubatore per valutare il rateo di dose nella stanza. Sono stati eseguiti tre monitoraggi, in

periodi diversi dell'anno, da settembre 2014 a marzo 2016, durante i quali i dosimetri hanno accumulato la dose ambientale per periodi che vanno da 28 giorni a circa 3 mesi. Le risposte TL sono state convertite in dose utilizzando la retta di taratura costruita irradiando sei gruppi di dosimetri nell'intervallo (4-350) \square Gy. I risultati preliminari indicano che il rateo di dose nei laboratori esterni dell'ISS e dell'Università de L'Aquila è, rispettivamente, circa 50 e 16 volte più elevato di quello nei LNGS sotterranei (incubatore schermato). La struttura dell'incubatore sembra indurre un effetto di schermaggio della radiazione corrispondente ad una riduzione di circa il 20 % del rateo di dose mentre lo schermo di ferro (5 cm) sembra provocare una riduzione del rateo di dose di circa il 70 %.

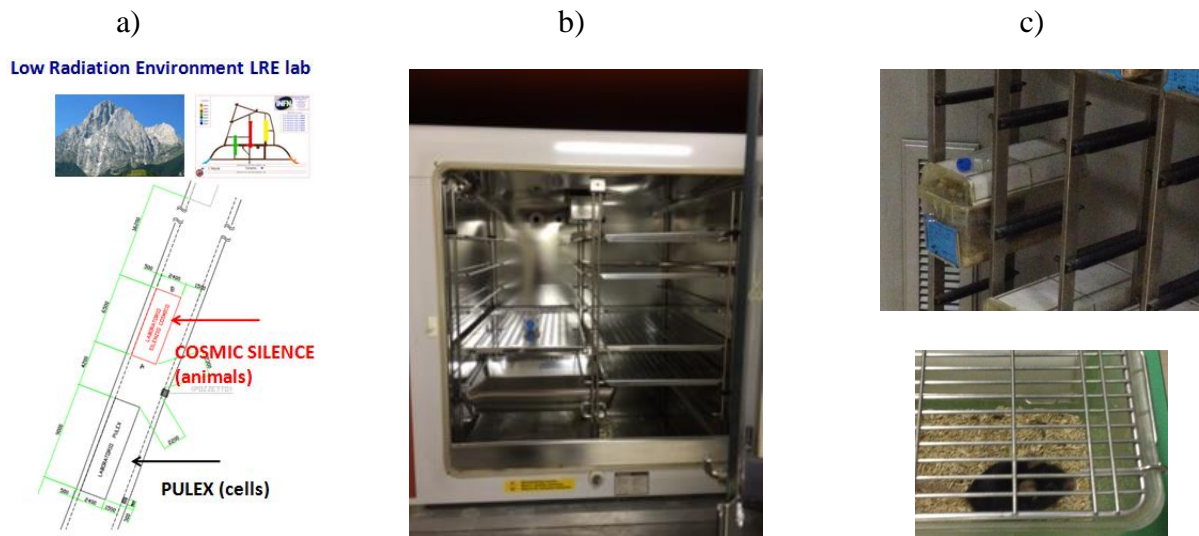


Fig. 1 – Siti di monitoraggio della radiazione ambientale: a) LNGS sotterranei; b) incubatore nel laboratorio ISS; c) gabbie nello stabulario dell'Università de L'Aquila.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

I risultati preliminari del monitoraggio sono soddisfacenti e in accordo con quanto riportato in letteratura. I dosimetri selezionati sono risultati idonei al tipo di valutazioni richieste avendo permesso la stima del rateo di dose gamma anche nei siti caratterizzati dal fondo di radiazione naturale più basso (LNGS sotterranei). La caratterizzazione dosimetrica dei vari ambienti ha confermato che la scelta dei siti è idonea per gli esperimenti di radiobiologia previsti dal progetto. I LNGS sotterranei forniscono infatti ambienti caratterizzati da un fondo di radiazione naturale molto ridotto rispetto ai laboratori esterni (ISS e Università de L'Aquila); l'utilizzo di un incubatore schermato consente inoltre un ulteriore notevole riduzione dell'esposizione.

BIBLIOGRAFIA

- [1] P.Belli, R.Bernabei, S.D'Angelo, M.De Pascale, L.Paoluzi, R.Santonico, N.I.N.Taborgna, G.Villoresi. *Rivista del Nuovo Cimento A*. **1989**, 101, 959.
- [2] The MACRO Collaboration, *Phys Lett B*. **1990**, 249, 149.
- [3] A.Rindi, F.Celani, M.Lindozi, S.Miozzi. *Nucl. Inst. Meth. A*. **1998**, 272, 871.



Calcolo dei livelli di dose gamma e dei livelli di radon dovuta ai materiali da costruzione

M. Brai^{1,2}, S. Rizzo⁴, F. Alberghina¹, G. Collura^{1,2}, S. Gallo¹, A. Longo¹, M. Marrale^{1,2}, S. Nici¹, S. Panzeca^{1,2}, L. Tranchina³

¹Dip. di Fisica e Chimica, Viale delle Scienze, Ed.18, 90128 Palermo, Italy.

²Sc. di Spec. in Fisica Medica, Università di Palermo, V.le delle Scienze, Ed.18, 90128 Palermo, Italy

³ATeN Center, Università di Palermo Viale delle Scienze, Edificio 18, 90128 Palermo, Italy.

⁴Dip. Di Energia, Ing. Dell'Inf. e Mod. Mat. (DEIM), Università di Palermo, V.le delle Scienze, 90128 Palermo, Italy

e-mail maria.brai@unipa.it

Introduzione

La radioattività delle famiglie di radionuclidi naturali contenuti nei materiali da costruzione è responsabile in una certa misura dell'equivalente di dose riferibile al fondo naturale delle radiazioni. Tale radioattività contribuisce a due fattori di dose: la dose gamma esterna e la dose alfa interna legata all'introduzione e all'accumulo del radon nonché ad un contributo dovuto all'inalazione di polveri nelle quali le concentrazioni dei capostipiti naturali sono alte.

I materiali da costruzione sono la sorgente principale del rateo di dose gamma nelle abitazioni. Tutti gli edifici in pietra contengono nuclei radioattivi come ^{226}Ra , ^{232}Th e ^{40}K . È noto che i livelli di radon sono legati al radio intrappolato nei grani del materiale lapideo. Negli edifici con alti livelli di radio l'esalazione di radon può diventare di grande importanza. La conoscenza dei livelli di radioattività nei materiali da costruzione è perciò importante nel definire il rischio radiologico per la salute umana. La Sicilia è un'isola con caratteristiche geologiche e litologiche specifiche. Ogni litologia presenta diverse concentrazioni di radionuclidi. Questo diventa importante sia nel caso di costruzioni in pietra che di materiali ottenuti da malte e cementi ottenuti da miscelazione dei materiali provenienti da diverse cave.

Materiali e Metodi

Per ottenere una stima del rateo di dose gamma negli interni delle abitazioni civili e dei livelli di concentrazione di radon in aria sono stati utilizzati materiali ricavati da diverse zone della Sicilia e rappresentative delle litologie presenti in Sicilia. Per analizzare il legame che esiste fra dose e concentrazione è stato impiegato un modello che permette di correlare la dose esterna ed interna con le attività specifiche dei radionuclidi naturali, contenuti nei materiali da costruzione. Le correlazioni sono state ottenute calcolando la dose ricevuta da un individuo che si trova al centro di una stanza standard, nell'ipotesi che le pareti, il pavimento ed il soffitto abbiano lo stesso spessore e la stessa composizione, anche riguardo ai radionuclidi presenti.

I dati utilizzati in questo lavoro sono quelli di 50 campioni cavati in 30 diversi siti rappresentativi delle litologie presenti in Sicilia. Il materiale siciliano di origine naturale è stato scelto tra le otto litologie più rappresentative dell'isola. I cementi prodotti in Sicilia sono miscele di rocce locali con diverse composizioni.

Per effettuare le misure di spettrometria gamma, si è fatto ricorso ad un analizzatore multicanale dotato di un rivelatore HPGe.

Questa scelta è in linea con i metodi seguiti da altri autori per misure su materiali da costruzione (mattoni, cemento, sabbia, gesso, calcare, ecc.). Il metodo impiegato permette di ottenere per i picchi ed i tempi di conteggio prescelti, valori riproducibili entro approssimazioni di qualche unità per cento. Le misure vengono

di norma effettuate su campioni a bassa granulometria, ottenuti per macinazione di polveri e di prodotti cotti monolitici finiti. I campioni vengono analizzati all'interno di un beaker "Marinelli" della capacità di 1 litro, per periodi di 1000 minuti, per permettere il conteggio di un sufficiente numero di colpi, date le basse attività dei campioni.

Le caratteristiche geologiche e litologiche dei materiali in esame sono state analizzate ricavando la composizione chimica e mineralogica attraverso la tecnica XRF.

Prima di procedere ad effettuare delle misure è stata determinata mediante l'uso di un modello di calcolo la correlazione fra attività specifica e dose (alfa e gamma).

Risultati

In tabella 1 sono riportati i prevalenti componenti chimici di tutti i campioni utilizzati per la presente indagine. In questa tabella sono mostrati la percentuale di massa e l'uso comune nelle abitazioni.

Tabella 1

Materiale (litologia)	SiO ₂	CaO	MgO	Na ₂ O	K ₂ O	Utilizzo tipico
Calcareniti	0.01–9.7	29–56	0.2–22	0–0.17	0–0.4	Miscela cementizia, copertura, mattoni
Marmo	0.05–28	22–56	0.5–22	0	0–0.13	Copertura
Gesso	8.2–16	61–83	2.3–7.9	0–0.05	0.3–0.6	Miscele, pareti interne
Cemento	13–24	53–69	0.65–1.4	0.02–0.3	0.09–0.9	Assemblaggio
Materiale magmatico	38–53	9–16	3–12	1.6–5	0.16–2	Copertura, mattoni
Argilla	46–59	1.6–28	1.4–3.6	0.14–5	0.5–2.6	Miscela cementizia, mattoni, isolamento
Scisto	56–70	0.12–4	0.5–4.2	0.6–4.3	1.8–4.7	Miscela cementizia, mattoni
Acido magmatico	58–77	0.4–5.8	0–2.8	0.05–7	2.4–8.6	Copertura, mattoni
Sabbia silicidica	78–97	0.05–9	0–0.52	0.07–0.5	0.17–0.9	Miscele, vetri

La tabella 2 mostra l'attività specifica media di Radio, Torio e Potassio misurata con la spettrometria gamma nei materiali siciliani usati negli edifici e le attività specifiche radio-equivalenti.

Tabella 2

Materiali	Attività specifica media±S.D. (Bq kg ⁻¹)			Radio Equivalente (Bq kg ⁻¹)	
	²²⁶ Ra	²³² Th	⁴⁰ K	range	Mean±S.D.
<i>Sedimentarie</i>					
Argilla	34±8	38±17	513±192	39–158	127±41
Calcareniti	11±8	2±2	22±33	0.7–38	14±11
Gesso	6±5	2±2	32±43	15–31	12±11
Sabbia silicidica	9±3	9±4	156±81	10–53	34±14
<i>Materiali magmatici</i>					
Basici	34±25	26±19	330±231	21–204	96±68
Acidi	168±48	157±44	1303±83	278–816	494±107
<i>Metamorfiche</i>					
Scisto	39±4	54±12	766±258	128–203	175±40
<i>Cementi</i>					
Miscela di materiali locali	38±14	22±14	218±248	39–161	92±50

La tabella 3 mostra l'attività specifica di ²²⁶Ra, i valori di emanazione e di densità di materiali siciliani. Nell'ultima colonna sono riportati i ratei di esalazione stimate.

Tabella 3

Materiali	²²⁶ Ra Attività specifica (Bq kg ⁻¹)	Emanazione media (frazione)	Densità (10 ³ kg m ⁻³)	Esalazione (Bq m ⁻² h ⁻¹)
<i>Sedimentarie</i>				
Argilla	21–42	0.04	2–2.7	2.7–7.4
Calcareniti	0.4–30	0.23	1.1–2	0.16–22
Gesso	0.6–13	0.08	2–2.4	0.15–4.1
<i>Cemento</i>				
Calcestruzzo	12–40	0.15	1.4–1.6	4.1 – 16
<i>Magmatiche</i>				
Basiche	5–64	0.01	2.7–2.7	0.22–2.8
Acide	55–225	0.08	2.4–2.7	17–79
<i>Metamorfiche</i>				
Scisti	34–42	0.02	2.6–3	2.9–4.1

Come si vede da queste due tabelle il minimo rateo di esalazione è stato trovato nei marmi (0.01 Bq m⁻² h⁻¹) e il massimo rateo nelle rocce magmatiche acide (79 Bq m⁻² h⁻¹).

Inoltre, nel caso delle calcareniti, il minimo e massimo valore di concentrazione di radon indoor sono stati rispettivamente di 1 e 140 Bq m⁻³.

Un'indagine compiuta da Brai et al. (1991) ha evidenziato che la concentrazione di radon indoor a Palermo è circa 20 Bq m⁻³, meno della metà del valore medio italiano. Inoltre, esiste una correlazione tra i parametri geochimici (quali ad esempio il Total Alkali, TA) e la radioattività dei materiali da costruzione e quindi questi parametri possono costituire un indice appropriato per selezionare i materiali a basso rischio radiologico.

Bibliografia

[1] S Rizzo, M Brai, S Basile, S Bellia, S Hauser *Gamma activity and geochemical features of building materials: estimation of gamma dose rate and indoor radon levels in Sicily* Applied Radiation and Isotopes, Volume 55, Issue 2, August 2001, Pages 259-265, ISSN 0969-8043

[2] S Bellia, M Brai, S Hauser, P Puccio, S Rizzo *Environmental radioactivity and volcanological features of three islands of the Mediterranean Sea (Pantelleria, Ustica and Vulcano)* Chem. Ecol., 12 (1996), pp. 297–302

[3] M Brai, G Teri, R Di Liberto, A Bartolotta, S Hauser *An investigation of the sources of uncertainties of an alpha-track detection system for radon monitoring*

[4] L Andreucci, A Schenone (Eds.), Topics on Biomedical Physics, World Scientific, Singapore (1991), pp. 337–340



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

SESSIONE 3

Dosimetria Retrospettiva

Moderatore: Dr.ssa **Letizia Barone Tonghi**
*Azienda Ospedaliera di Rilievo Nazionale e di Alta
Specializzazione, GARIBALDI di Catania*

La dosimetria retrospettiva: stato dell'arte e strategie future

Paola Fattibene¹

¹Dipartimento Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Viale Regina Elena 299, 00161, Roma (Italia)

e-mail: Paola.Fattibene@iss.it

INTRODUZIONE

In molte situazioni di esposizione accidentali o involontarie, i metodi convenzionali di monitoraggio ambientale o di dosimetria personale possono non essere disponibili o non risultare adeguati a stimare la dose. In questi casi si ricorre alla dosimetria retrospettiva, che è quel ramo della dosimetria che racchiude tutti i metodi in grado di misurare la dose di radiazione ionizzante, ricevuta da un individuo o rilasciata nell'ambiente, in esposizioni recenti, passate o croniche, ma diversi da quelli della dosimetria convenzionale [1]. Le tre grandi classi di eventi in cui la dosimetria retrospettiva può essere indiscutibilmente di supporto sono:

- ✓ negli studi epidemiologici retrospettivi, in cui è necessario stimare la dose a grandi gruppi di popolazione.
- ✓ negli incidenti radiologici e nucleari, quando si vuole stimare la dose in individui del pubblico potenzialmente esposti a radiazione o a materiale radioattivo, ma sprovvisti di dosimetri convenzionali
- ✓ negli incidenti sui luoghi di lavoro, quando i dosimetri professionali si rivelano non adatti, per esempio perché l'intervallo di sensibilità è troppo basso rispetto alla dose ricevuta dal lavoratore.

La dosimetria retrospettiva racchiude metodi che misurano cambiamenti chimici, biologici, fisici, o fisiologici, indotti dalle radiazioni ionizzanti in campioni biologici o in materiali inerti, che siano sufficientemente stabili per lo scopo perseguito (da tempi di giorni a anni) e che possono essere direttamente correlati alla dose assorbita di radiazione ionizzante.

I metodi più consolidati includono tecniche citogenetiche, fisiche, genetiche e immunochimiche. I principali endpoints sono dicentrici, traslocazioni, micronuclei, radicali, difetti termoluminescenti e otticamente luminescenti. Molti altri test stanno emergendo (attivazione nucleare, condensazione prematura dei cromosomi, test ematologici, di espressione genica e biomarcatori di proteine). Una sintesi dei metodi più consolidati e delle loro proprietà principali è mostrato in Tabella 1 [2].

Assay	Specificity to radiation	Sensitivity to radiation	Signal stability	Time for 50 samples (days)
Dicentric	Excellent	0.1 – 5 Gy	Months	4-6
FISH	Good	0.5 – 5 Gy	Years	4
Micronuclei	Good	0.5 – 5 Gy	Weeks	6
γ -H2AX	Good	0.01 - 10 Gy	Hours	1
EPR/OSL	Excellent	0.05 - > 50 Gy	Months – years	1

Table 1 – Proprietà dei metodi di dosimetria retrospettiva più consolidati



Deve essere evidenziato che non esiste il metodo perfetto, nonostante la ricerca negli ultimi anni sia stata molto attiva. In molti casi le proprietà del sistema sono vincolate da limiti intrinseci. Di conseguenza, nessun metodo può essere utilizzato da solo, ma deve sempre essere parte di un sistema dosimetrico multiparametrico. Anche per questo motivo, la dosimetria retrospettiva è multidisciplinare, con il coinvolgimento di comunità scientifiche afferenti a campi molto diversi. Da questa esigenza, sono sorte diverse reti internazionali che hanno lo scopo di superare le tradizionali separazioni tra discipline. Una di queste reti è sicuramente il Working Group 10 'Retrospective Dosimetry' dell'EURADOS (European Radiation Dosimetry Group) che è nato esplicitamente con lo scopo di far dialogare le due discipline della fisica e della biologia. A questa, si affiancano altre due reti: RENE (European Network of biological and physical-retrospective dosimetry) e BiodoseNet dell'OMS, che hanno contribuito al dialogo tra discipline, anche se nate con obiettivi diversi da questo.

La ricerca nel settore è ancora molto attiva. Dipendentemente dal metodo, gli obiettivi che si stanno perseguendo sono: diminuzione dei limiti di rivelazione, approcci comuni di determinazione della dose, soluzioni per rispondere a scenari complessi, modi per minimizzare la raccolta invasiva di campioni, sviluppo di sistemi *in situ*, ricerca di materiali per uso personale da usare come dosimetri fortuiti, modalità per accrescere la rapidità o la capacità di misura, interazione con la comunità di stima del rischio chimico o biologico (CB).

Questa presentazione si pone l'obiettivo di dare una panoramica dei metodi di dosimetria retrospettiva, attraverso una descrizione sia dello stato dell'arte che degli sviluppi attesi nel breve/medio termine.

BIBLIOGRAFIA UTILE

- [1] ICRU **2001**. Retrospective Assessment of Exposure to Ionising Radiation (Report 68)
- [2] U. Kulka et al., *Radiat. Prot. Dosim.* **2015**, 164(1–2), 42–45
- [3] A. Wojcik et al., *Radiat. Emerg. Med.* **2014**, 3(2), 19-23
- [4] E.A. Ainsbury et al., *Radiat. Prot. Dosim.* **2011**, 147(4), 573-592
- [5] M. O. Degteva et al., *Radiat. Envir, Bioph.* **2016**, In press
- [6] P. Fattibene and A. Wojcik (Eds.), *Ann Ist Super Sanità* **2009**, 45(3)
- [7] ISO International Organization for Standardisation. **2004**, 19238.
- [8] ISO International Organization for Standardisation. **2008**, 21243
- [9] ISO International Organization for Standardisation. **2013**, 13304-1
- [10] ISO International Organization for Standardisation. **2014**, 17099.
- [11] ISO International Organization for Standardisation. **2016**, 13304-2 in preparazione



Analisi dei vetri di orologi tramite risonanza paramagnetica elettronica (EPR) e termoluminescenza (TL) per dosimetria retrospettiva

A. Longo^{1,2}, M. Marrale^{1,2}, A. Bartolotta¹, M.C. D'Oca¹,
S.Gallo^{1,2}, S. Panzeca^{1,2}, G. Collura^{1,2}, S. Nici¹, L. Tranchina³, M. Brai^{1,2}

¹ Dipartimento di Fisica e Chimica, Università degli Studi di Palermo, viale delle Scienze, Ed.18, Palermo

² Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN) – Sezione di Catania, via Santa Sofia 64, 95123 Catania

³ ATen Center - Università degli Studi di Palermo, viale delle Scienze, Ed.18, Palermo

e-mail: anna.longo@unipa.it

INTRODUZIONE

Negli ultimi anni è cresciuto il rischio di esposizioni radiologiche non controllate della popolazione, sia a causa di incidenti associati ad applicazioni industriali e mediche delle radiazioni ionizzanti sia in seguito ad incidenti legati all'abbandono o alla dismissione di sorgenti ma anche ad un uso criminale di materiale radioattivo [1–3]. Gli effetti biologici prodotti dalle radiazioni ionizzanti dipendono fortemente dalla quantità di energia impartita per unità di massa (dose assorbita) [4]. Pertanto, nell'ambito di un incidente radiologico, disporre di procedure di ricostruzione della dose assorbita da un individuo può contribuire oltre che ad identificare i membri della popolazione eventualmente coinvolti anche a stimare la gravità del danno subito. Inoltre per prevedere i possibili effetti a lungo termine e programmare un corretto trattamento terapeutico può essere altresì importante conoscere la distribuzione di dose al corpo [5, 6].

Poiché la popolazione comune non indossa dosimetri individuali specifici, diviene indispensabile la ricerca di dosimetri di emergenza tra i materiali facilmente reperibili sulla persona esposta o sul luogo dell'evento. I dosimetri fortuiti devono essere di facile acquisizione, semplici da preparare per le misure ed è auspicabile che l'intera procedura per la ricostruzione della dose in condizioni di emergenza sia rapida e non invasiva. È importante, inoltre, che la loro lettura sia sufficientemente sensibile da permettere la misura di dosi clinicamente significative (sicuramente inferiori ai 10 Gy) e la differenziazione tra valori di dose appartenenti ai diversi intervalli di dose di interesse per la dosimetria in caso di emergenza radiologica [7, 8].

L'insieme delle misure finalizzate alla ricostruzione della dose ricevuta in un passato recente o lontano vengono descritte collettivamente come dosimetria retrospettiva [6]. Si parla di dosimetria retrospettiva accidentale qualora le valutazioni siano mirate a ricostruire dosi ricevute in seno ad incidenti ai quali è associata emissione di radiazioni ionizzanti. Spesso le esposizioni accidentali dei membri della popolazione sono localizzate o comunque molto eterogenee. In tal caso, può essere utile adottare come dosimetri accidentali oggetti prossimi a diverse parti del corpo così da poter ricostruire la distribuzione di dose al corpo stesso. Per tale motivo vari tipi di materiali organici ed inorganici, prelevabili direttamente dagli individui o da oggetti in loro stretta prossimità, sono stati sottoposti ad esperimenti, anche con più tecniche sperimentali, per studiarne le potenzialità come dosimetri individuali fortuiti. Sono state prese in considerazione tecniche di dosimetria biologica e di dosimetria fisica. Queste ultime, in particolare, consentono una misura indiretta della dose tramite valutazione degli effetti fisici indotti dalle radiazioni ionizzanti. Tra le varie tecniche di dosimetria fisica, la spettroscopia di risonanza di spin elettronico (ESR) permette la valutazione quantitativa della concentrazione delle specie paramagnetiche radioindotte che è strettamente legata alla dose assorbita. Invece, la termoluminescenza (TL) fornisce informazioni sulla dose di irraggiamento tramite la misura della concentrazione di elettroni indotti dalla radiazione ionizzante nelle trappole della struttura di materiali isolanti o semiconduttori.

L'obiettivo di questo lavoro è l'analisi delle proprietà dosimetriche campioni di vetro minerale, quale quello presente sui quadranti degli orologi da polso, irradiati con fasci di fotoni tramite spettroscopia EPR e tecnica TL.

MATERIALI E METODI

Gli irraggiamenti con fotoni sono stati realizzati presso l'Unità di Radioterapia M. Ascoli di Palermo per

mezzo dell'acceleratore lineare LINAC (Linear Accelerator Siemens Primus Low) a 6 MV. I dischi di vetro sono stati irradiati dopo essere stati inseriti in un fantoccio di perspex ad una profondità di 5 cm; la sezione del fascio utilizzato è stata di $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alla superficie del fantoccio, in modo da assicurare l'omogeneità di dose impartita ai campioni irradiati.

Le misure di risonanza paramagnetica elettronica sono state realizzate a temperatura ambiente tramite uno spettrometro EPR Bruker ECS106, equipaggiato con una cavità rettangolare TE₁₀₂. I campioni di vetro sono stati inseriti in un tubo di quarzo e posizionati in cavità nella posizione di segnale massimo.

Tutte le glow curve TL (emissione di termoluminescenza in funzione della temperatura) sono state registrate con un lettore TL Harshaw 3500. I parametri strumentali sono stati fissati come segue: voltaggio pari a 500 V; preriscaldamento del campione a 60 °C per 10 s; rateo di riscaldamento di 5°C/s; temperatura finale pari a 360 °C. È stato, inoltre, utilizzato un opportuno filtro che riduce almeno parzialmente la radiazione di corpo nero.

RISULTATI e DISCUSSIONE

Campioni di vetro da orologio sono stati esposti a fotoni prodotti da acceleratore lineare a 6MV, nell'intervallo di dose 1-10 Gy. In Figura 1 sono riportati gli spettri EPR di due campioni di vetro d'orologio: a) irradiato con fotoni da 6MV a 8 Gy e b) non irradiato. Il segnale radioindotto dai fotoni si trova nella regione spettroscopica $g \approx 2.0$ e ha una larghezza picco-picco di 1.52 mT; in letteratura è suggerita la possibile attribuzione di questo tipo di segnale, osservato in molte tipologie di vetro, ad un centro di lacuna dell'ossigeno derivante da una rottura del legame Si-O [9].

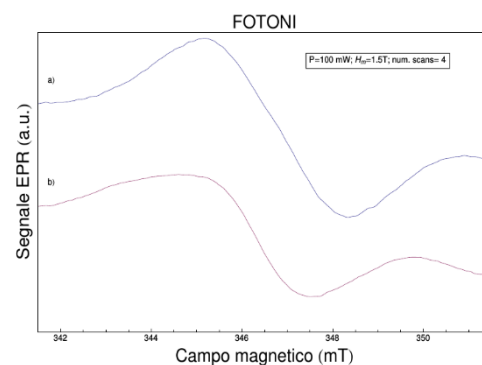


Figura 1

Nell'intervallo ridotto 1-10 Gy (Figura 2) la risposta EPR in funzione della dose (dopo la sottrazione del segnale di zero dose) ha un andamento lineare con intercetta compatibile con lo 0. Tramite una procedura di fit dei dati con una relazione lineare si ricava per questo fascio di radiazione un valore di minima dose rivelabile di 1.3 Gy.

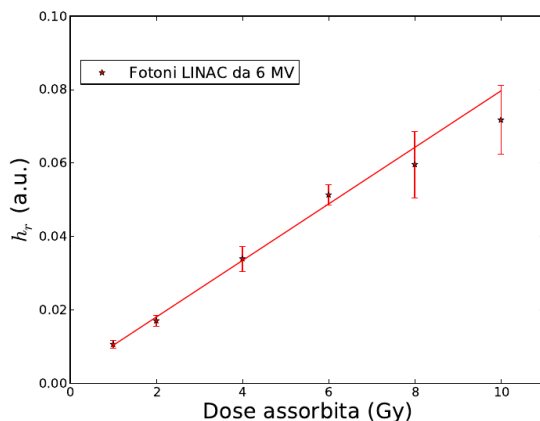


Figura 2

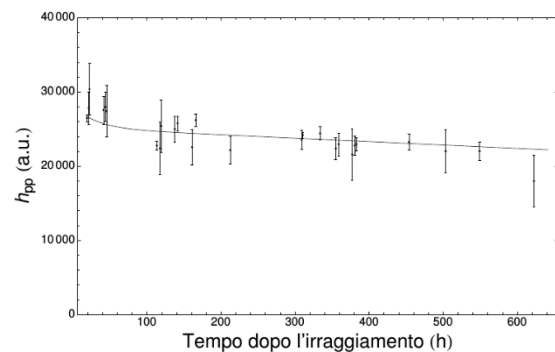


Figura 3

È stata analizzata la stabilità del segnale EPR radiosensibile monitorando le variazioni nel tempo della sua ampiezza picco-picco nel corso di una settimana dopo l'irraggiamento. La Figura 3 mostra i dati ottenuti per un campione di vetro irradiato con fotoni a 20 Gy. Nelle prime ore dopo l'esposizione il segnale comincia a diminuire. Dopo circa 200 h continua a ridursi ma molto più lentamente. Nel corso di una settimana si registra una perdita complessiva di circa il 15%.

Le glow curve dei vetri da orologio irradiati con fotoni LINAC da 6 MV, nell'intervallo 0.2 Gy-20 Gy, presentano un singolo picco centrato intorno a 230° C. In Figura 4 si possono osservare le glow curve di campioni di vetro da orologio irradiati a quattro valori di dose: 0.5 Gy, 1 Gy, 3 Gy, 5 Gy. L'emissione TL cresce al crescere della dose di esposizione. Per ogni glow curve registrata è stato calcolato il segnale TL (o risposta TL) come integrale della glow curve in una regione di interesse centrata alla temperatura corrispondente al valore massimo della glow curve e larga 90°C. Il segnale integrato è stato normalizzato alla massa del campione.

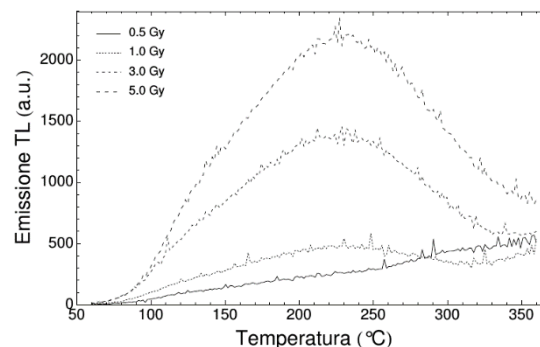


Figura 4

La risposta TL in funzione della dose di esposizione a fotoni ha mostrato una crescita lineare al crescere della dose nell'intervallo 0.2-20 Gy (Figura 5) con confermato dal fit lineare caratterizzato da $R^2=0.99847$. Anche per le misure di termoluminescenza è stata calcolata la minima dose rivelabile dalla curva della risposta TL alla dose di irraggiamento. Per questi vetri esposti a fotoni e analizzati con TL si ricava un valore di minima dose rivelabile pari a circa 0.1 Gy, quindi un ordine di grandezza inferiore rispetto al valore ottenuto tramite TL.

Anche per il segnale TL è stata analizzata la stabilità nel tempo di campioni irradiati. La principale riduzione del segnale è stata osservata nelle prime 25 h dopo l'irraggiamento e si aggira intorno al 25% del segnale iniziale. Per tempi successivi il segnale rimane pressochè costante anche dopo una settimana.

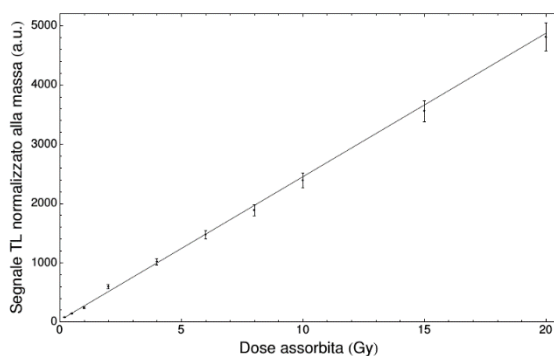


Figura 5

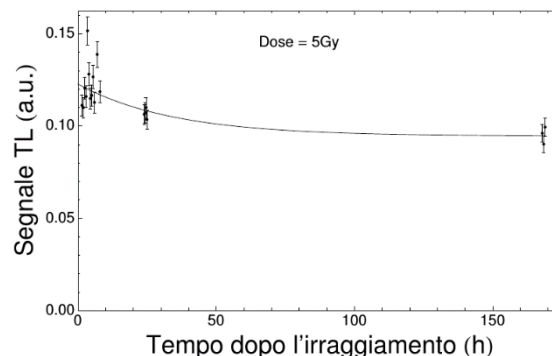


Figura 6

CONCLUSIONI

Da questo lavoro si conclude che i vetri di orologio possono essere utilizzati per la dosimetria retrospettiva tramite EPR e TL. Quest'ultima risulta essere più sensibile e permette di ricostruire dosi di irraggiamento inferiori.

Bibliografia

- [1] Alexander G.A., Swartz H. M., and Amundson S. A. Radiat. Meas., 42:972–996, 2007.
- [2] Turai I. and Veress K. DEJOEM, 7:3–14, 2001.
- [3] Nenot J. C. J. Radiol. Prot., 29:301–320, 2009.
- [4] Hobbie R.K. and Roth B.J. Intermediate Physics for Medicine and Biology. Springer, New York, 2007.
- [5] Regulla D. F. Appl. Radiat. Isot., 62:117–127, 2005.
- [6] International Commission on Radiation Units and measurements. Retrospective assessment of exposures to ionising radiation. Technical report, ICRU reports, 2002.
- [7] Swartz H.M., et al. P. Radiat. Prot. Dosim., 120:163–170, 2006.
- [8] E. A. Ainsbury et al. Radiat. Prot. Dosim., 147(4):573–592, 2011.
- [9] Trompieri F. et al. Ann. Ist. Super. Sanità, 45(3):287–296, 2009.

Progettazione di risonatori per misure EPR non distruttive in banda X

L.Di Trocchio^{1,3,4}, C.De Angelis^{1,4}, G.De Angelis¹, S.Della Monaca^{1,4}, L.Ficcadenti⁴, M.Lucentini^{1,4}, A.Mostacci^{2,4}, L.Piersanti⁴, S.Pisa^{3,4}, E.Pittella³, M.C.Quattrini^{1,4}, F.Santavenere^{1,4}, P.Fattibene¹

¹ Istituto Superiore di Sanità, Roma

² Università "La Sapienza", Dip. Scienze di base e applicate per ingegneria, Roma

³ Università "La Sapienza", Dip. Ingegneria dell'informazione, elettronica e telecomunicazioni, Roma

⁴ Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, Sezione Roma 1, Roma

e-mail: luigi.ditrocchio@gmail.com

INTRODUZIONE

Negli spettrometri di risonanza paramagnetica elettronica (EPR) convenzionali il campione è inserito all'interno di cavità risonanti che hanno dimensioni che tipicamente spaziano dal centimetro al sottomillimetrico. I campioni da misurare devono quindi avere dimensioni inferiori al centimetro o, quando possibile, devono essere ridotti in frammenti o in polvere, e quindi distrutti. A partire dalla letteratura, espressamente orientata a misure in vivo su denti [1, 2, 3, 4], sono state progettate tre cavità, compatibili con spettrometri commerciali in banda X (9.6 GHz) e finalizzate alla misura della dose retrospettiva in schermi di telefoni mobili [5]. L'idea è quella di utilizzare cavità cilindriche, aventi un'elevato fattore di merito non caricato (Q_u), progettate per lavorare su modi che presentino una regione, lungo la parete laterale, in cui sia massimo il campo magnetico e minimo il campo elettrico. In corrispondenza di questa regione è realizzata una fessura che permetta la fuoriuscita del campo magnetico alle microonde, limitatamente alla porzione di spazio prossima all'apertura, dove verrà posto il campione. In questo lavoro sono presentati i criteri utilizzati per la scelta dei modi risonanti, il dimensionamento delle strutture e i risultati ottenuti dalle simulazioni, effettuate con l'uso del software Microwave Studio (CST) per quanto riguarda il campo a 10 GHz ed EM Studio (CST) per il campo di modulazione a 100 kHz.

MATERIALI E METODI

1. STIMA DELLA SENSIBILITÀ DI CAVITÀ APERTE PER EPR

Il segnale EPR [6,7] è direttamente proporzionale al seguente parametro:

$$\Pi = \frac{1}{2} \eta Q_u \quad (1)$$

Dove Q_u è il fattore di merito non caricato del risonatore, mentre η è il filling factor, definito come il rapporto fra l'energia magnetica presente sul campione e quella totale:

$$\eta = \frac{\int_{sample} H_1^2 dV}{\int_{cavity} H_1^2 dV + \int_{airbox} H_1^2 dV} \quad (2)$$

Nella (2), H_1 è il modulo del campo magnetico alle microonde. Il box d'aria, contenente il campione, è stato introdotto per considerare il campo che fuoriesce dalla struttura.

2. SCELTA DEI MODI RISONANTI

Al fine di soddisfare i requisiti presentati in precedenza sono stati presi in considerazione risonatori aventi: elevato Q_u ; una regione sulle pareti in cui sia massimo il campo magnetico, minimo il campo elettrico e in cui la corrente superficiale sia il più possibile rettilinea per permettere il disegno di una fessura non radiante [8]; corrente superficiale nella regione in cui si chiuderà il risonatore, ovvero il perimetro di una delle due basi del cilindro, più bassa possibile per non degradare le prestazioni del risonatore una volta realizzato.

Si è constatato che le strutture che meglio si prestano agli scopi prefissati sono quelle che eccitano i modi TE_{X11} , con X numero naturale. In Fig. 1 sono riportati gli andamenti del campo magnetico ed elettrico, al centro della struttura, per i modi TE_{111} , TE_{211} e TE_{311} . Al crescere di X il fattore di merito aumenta, ma il valore massimo del campo magnetico decresce e quindi diminuisce il campo che fuoriesce dalla struttura. Per $X > 3$ il valore di campo magnetico diventa troppo basso e si ha una decrescita del filling factor non più

compensabile dall'incremento del Q_u .

3. PROGETTO DELLE CAVITÀ

A partire dall'espressione della frequenza di risonanza per i modi TE in strutture cilindriche con il vuoto all'interno [9], si è costruito il seguente sistema:

$$\begin{cases} f_{x11} = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\left(\frac{p'_{x1}}{a}\right)^2 + \left(\frac{1\pi}{d}\right)^2} \\ f_{x11} = 9.6 \text{ GHz} \\ AR = \frac{2a}{d} \end{cases} \quad (4)$$

Dove c è la velocità della luce nel vuoto, a e d sono il raggio e la lunghezza della cavità e p'_{x1} è la prima radice della funzione di Bessel del primo tipo di ordine X . Nella (4) si è quindi posto $X=1,2,3$ e si è variato il rapporto d'aspetto AR in modo da trovare i valori di a e d tali da massimizzare il Q_u ed il valore del modulo del campo magnetico in prossimità della regione in cui verrà praticata l'apertura. Al fine di ricondursi all'applicazione reale, si sono connessi i risonatori ad una guida d'onda rettangolare tramite un foro di forma rettangolare con gli angoli smussati e le dimensioni del foro sono state ottimizzate, al variare dei modi, in modo da ottenere l'accoppiamento critico tra guida d'onda e risonatore. Per la sua alta conducibilità elettrica si è scelto di utilizzare l'argento per modellizzare le strutture simulate.

4. GEOMETRIA E DIMENSIONE DELL'APERTURA

A partire dalle strutture chiuse si è praticato un foro la cui forma è stata ottimizzata, considerando anche i limiti fisici delle apparecchiature utilizzate per la realizzazione delle strutture. Lo spessore dell'apertura è stato fissato a 0.5 mm e si sono effettuate analisi parametriche al variare dell'altezza (h_{slit}) e della larghezza (w_{slit}) della stessa. Al fine di valutare la sensibilità dei risonatori si sono posti un campione, avente dimensioni 10 x 6 x 0.5 mm, ed un box di 2a x 2d x 2a mm in modo tale che una delle due facce più estese di questi componenti coincidesse con la faccia esterna del risonatore in cui si è praticata l'apertura. Al crescere delle dimensioni della fessura si ha un incremento del filling factor ma un decremento del fattore di merito, entrambi dovuti alla maggiore quotaparte del campo magnetico che fuoriesce dalla struttura.

5. CAMPO DI MODULAZIONE.

Per simulare la presenza del campo ad audiofrequenza, che deve essere il più omogeneo possibile sul campione, si sono disegnate due bobine di Helmholtz poste a distanza coincidente con il gap fra i due elettromagneti per il campo statico di un risonatore commerciale, pari a 7 cm. Le bobine sono state posizionate in maniera tale che il loro asse passasse per la parete esterna in cui è stata effettuata l'apertura e orientate in maniera tale da avere il campo di modulazione ortogonale a quello a microonde. Le coil sono state alimentate da una corrente AC a 100 kHz di intensità tale da ottenere nel vuoto, al centro dell'asse, un campo di intensità di picco pari a circa 4 G.

RISULTATI

1. DIMENSIONI DELLE CAVITÀ E STIMA DELLA SENSIBILITÀ

Nella seguente tabella sono riportate le dimensioni delle cavità e delle rispettive aperture, le frequenze di risonanza ed i parametri utilizzati per la stima della sensibilità, delle strutture che meglio soddisfano i requisiti presentati in precedenza.

Modo risonante	a (mm)	d (mm)	h_{slit} (mm)	w_{slit} (mm)	f_{ris} (GHz)	Q_u	$\eta \cdot 10^{-4}$	Π
TE ₁₁₁	11.5	25.6	10	3	9.578	10985	1.65	0.91
TE ₂₁₁	17	34.1	10	3.5	9.602	12167	1.71	1.04
TE ₃₁₁	24.9	28.5	8	4	9.594	13516	1.64	1.11

2. CONSIDERAZIONI SULLA PRESENZA DEL CAMPO DI MODULAZIONE

Come indicato in precedenza, il campo ad audiofrequenza deve essere il più omogeneo possibile sul

campione. A causa della presenza delle discontinuità aria-metallo ai bordi del risonatore e soprattutto in corrispondenza dell'apertura, si sono registrati picchi dell'intensità di campo magnetico sul campione. Per limitare questo effetto si è disegnata una fessura profonda 1 mm, per i TE111 e TE211, e 0.8 mm per il TE311. La larghezza è stata impostata coincidente con la larghezza dell'apertura e la lunghezza è stata fissata pari a quella dell'intera struttura. Oltre a questo si sono aumentate le dimensioni esterne laterali del risonatore, in maniera tale da far allontanare la discontinuità aria-metallo dalla regione dell'apertura (Fig. 2).

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Sono state progettate tre cavità, compatibili con spettrometri commerciali in banda X. Come aspettato, al crescere dell'ordine dei modi si ha un incremento del fattore di merito ma una diminuzione del filling factor. Si sono quindi aumentate le dimensioni dell'apertura al fine di compensare questo effetto. Dalle simulazioni si conclude che le tre cavità lavorano in banda X, hanno Q sufficientemente elevato e sensibilità comparabile. Inoltre, tramite l'introduzione della fessura e delle protrusioni laterali, si è riuscito ad aumentare l'omogeneità del campo di modulazione, aspetto critico delle misure EPR.

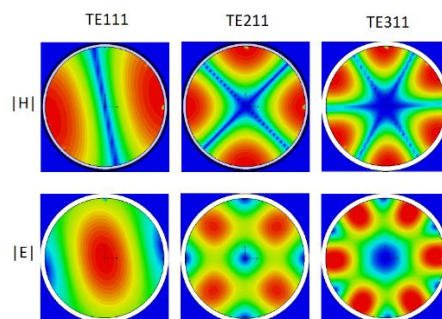


Fig. 1 – Distribuzioni del modulo del campo magnetico H e di quello elettrico E al variare dell'ordine dei modi.

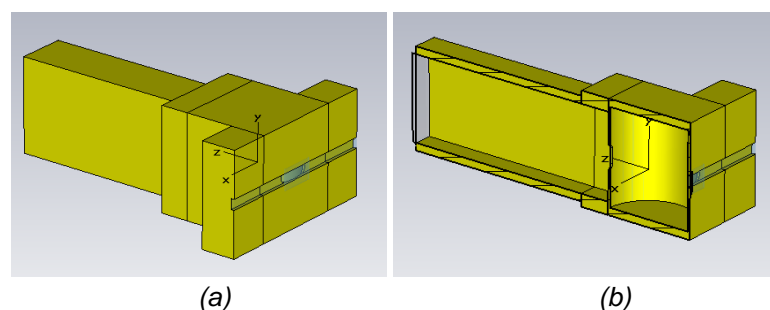


Fig. 2 – Il risonatore TE111 comprensivo di apertura e guida d'onda: Visione prospettica (a) e prospettica della sezione (b).

BIBLIOGRAFIA

- [1] H. Ishii and M. Ikeya. *Jpn. J. Appl. Phys.* **1990**, 29, 871-875
- [2] J. Guo, J. Cong, K. Wu. *Appl. Magn. Reson.* **2013**, 44.8, 869–881
- [3] J. Guo et al. *Appl. Magn. Reson.* **2015**, 46.10, 1099–1107
- [4] J. Guo, Q. Yuan, J. Cong, et al. *PLoS ONE*, **2014**, 9 (9)
- [5] P.Fattibene et al. *Radiat. Envir. Bioph.* **2014**, 53 (2), 311-320
- [6] G. R. Eaton et al. *Quantitative EPR*, **2010**, Springer-Verlag/Wien, cap. 7
- [7] C. P. Poole. *Electron Spin Resonance*, **1983**, John Wiley e sons, cap. 11
- [8] S. Silver. *Microwave Antenna Theory And Design*, **1949**, McGraw-Hill, cap. 9
- [9] D. M. Pozar. *Microwave Engineering*, **2010**, Wiley, cap. 6



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

Metodi EPR impulsati per la caratterizzazione delle radiazioni ionizzanti

A. Barbon

Dip. Scienze Chimiche, Università degli Studi di Padova, Via Marzolo 1, 35121 Padova (ITALY)

e-mail: antonio.barbon@unipd.it

ABSTRACT

Il rilascio di energia da parte di radiazioni ionizzanti all' interno di materiali è associato alla formazione di centri paramagnetici con efficienze variabili. Questo processo nella scala dimensionale micrometrica non avviene in maniera omogenea, ma in maniera disomogenea, portando alla conseguente distribuzione di centri paramagnetici non uniformi. La distribuzione di tali centri dipende sia dal tipo di sorgente usata per l'irraggiamento sia dalla sua energia; ad esempio in materiali organici raggi γ emessi da un campione di ^{60}Co portano ad una distribuzione di radicali quasi uniforme, mentre protoni con energia di 20 MeV producono distribuzioni di radicali allineati lungo delle direzioni (*tracks*) specifiche [1].

Le differenze fra i due tipi di irraggiamento non sono facilmente rivelate mediante normali tecniche di Electron Paramagnetic Resonance (EPR) in onda continua, anche se vari tipi di tentativi sono stati tentati [2]. Il modo più naturale di studiare queste diverse tipi di distribuzioni è quello di ricorrere alle tecniche impulsate.

La tecnica sicuramente più informative è il Double Electron-Electron Resonance (DEER), che permette la determinazione diretta della distribuzione di distanze fra due centri paramagnetici.

Informazioni sulle concentrazioni locali si possono ottenere mediante la misura della Diffusione Istantanea (ID), fenomeno che si manifesta durante il periodo di azione degli impulsi. La concentrazione locale che è misurata è funzione delle caratteristiche della radiazione ionizzante.

Una *overview* dello stato dell'arte delle tecniche sarà affiancata ad una presentazione di casi-studio in cui l'EPR impulsato viene utilizzato anche con finalità di valutazione retrospettiva del danno da radiazione.

Bibliografia

- [1] M. Marrale, M. Brai, A. Barbon, M. Brustolon Radiat. Res. 171, 349–359 (2009)
- [2] M. Marrale, A. Longo, M. Brai, A. Barbon, M. Brustolon Radiat. Res. 181, 184–192 (2014)
- [3] M. Marrale, A. Longo, M. Brai, A. Barbon, M. Brustolon, P. Fattibene Radiat.Measur. 46, 789-792 (2011)



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

SESSIONE 4

Tecniche Dosimetriche Avanzate in Radioprotezione

Moderatore: Prof. **Roberto Lagalla**

*Dipartimento di Biopatologia e Biotecnologie Mediche
Università degli Studi di Palermo*



Photoneutron contamination and related risks in radiotherapy

Francesco d'Errico

Scuola di Ingegneria, Università di Pisa, Largo Lazzarino 1, I56126 Pisa

e-mail: francesco.derrico@ing.unipi.it

INTRODUCTION

This paper presents in-phantom photoneutron equivalent doses induced by external radiotherapy, these are necessary to assess organ-averaged equivalent doses to derive the risk of secondary cancer development, associated with non-target organ exposures. These measurements were performed within the activities of Working Group 9 "Radiation Protection Dosimetry in Medicine" of the European Radiation Dosimetry Group (EURADOS) for simulations of clinical radiotherapy treatments of prostate cancer.

MATERIALS AND METHODS

The photoneutron dose measurements were carried out in a BOMAB-like water-filled phantom, by means of superheated emulsions (superheated drop detectors SDD and bubble damage BTI detectors) and Poly-Allyl-Diglicol-Carbonate (PADC) solid state nuclear track detectors. Dose data were acquired in a three-dimensional matrix of reproducible measurement points, which are spaced according to detectors size.

Four clinical protocols for the treatment of the prostate tumor were considered and compared, by measuring the doses delivered to the planning target volume (PTV) and to peripheral radiosensitive regions (i.e. colon-rectum and bladder). Radiation qualities of 6, 12, 15, 18 and 20 MV were used; all of these are capable of producing photoneutrons.

The clinical irradiations were performed in two clinical radiotherapy facilities based on Varian Clinac 2300 CD accelerator: Santa Chiara University Hospital (Pisa, Italy) and Centre of Oncology M. Skodowska-Curie Memorial Institute (Krakow, Poland). An additional tomotherapy prostate cancer treatment was also simulated in Campo di Marte Hospital (Lucca, Italy).

RESULTS

A comparison of different dosimeters, under the same irradiation conditions, showed that dosimeters generally agreed within their 20% 1 SD uncertainty. A comparison of different treatment modalities in the two contributing clinical centers (Pisa and Krakow) were also possible, as well as a comparison of dose profiles resulting from the different treatment techniques, delivered at the same primary photon energy.

In particular, it was found that photon acceleration energies as low as 6 MV are able to produce a non-negligible photoneutron component, which causes an undue dose to the patient of the order of tens microsievert per unit photon dose delivered at the target volume.

DISCUSSION AND CONCLUSIONS

Data from this work span most of the X-ray beam energies and prostate treatment modalities used in the current clinical practice. These data permit the assessment of doses absorbed by a radiotherapy patient either at the treatment volume or at out-of-field organs.

REFERENCES

d'Errico F., Nath R., Silvano G., Tana L. In-vivo neutron dosimetry during bremsstrahlung radiotherapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 41(5) 1185-1192 (1998).

d'Errico F., Nath R., Tana L., Curzio G., Alberts W.G. In-phantom dosimetry and spectrometry of photoneutrons from an 18 MV x-ray accelerator. Med. Phys. 25(9) 1717-1724 (1998).
d'Errico F., Luszik-Bhadra M., Nath R., Siebert B.R.L., Wolf U. Depth dose-equivalent and effective energies of photoneutrons produced by 6-18 MV x-ray beams for radiotherapy. Health Phys. 80(1) 4-11 (2001).
d'Errico F., Di Fulvio A., Maryański M., Selici S., Torrigiani M. Optical readout of superheated emulsions. 43(2-6), 432-436 (2008).
Di Fulvio A., Tana L., Caresana M., D'Agostino E., De San Pedro M., Domingo C., d'Errico F. Clinical simulations of prostate radiotherapy using BOMAB-like phantoms: Results for neutrons. Radiation Measurements 57, 48-61 (2013).

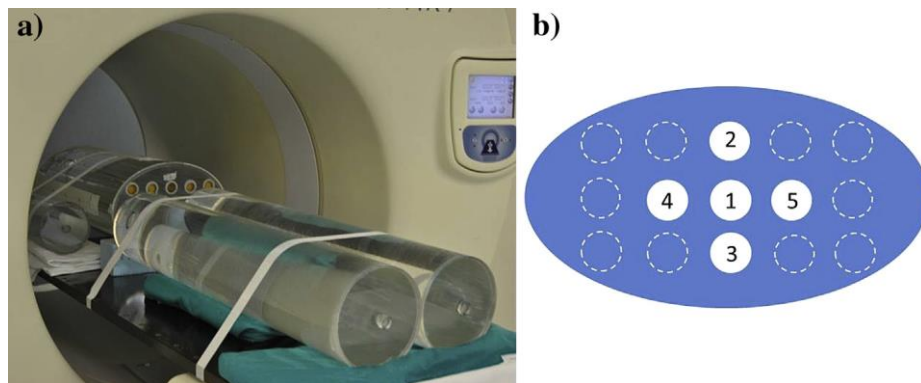


Fig. 1 – (a) BOMAB phantom in a radiotherapy facility and (b) phantom trunk section view. Numbers refer to channels where dosimeters were inserted. Unused channels were filled up with water.

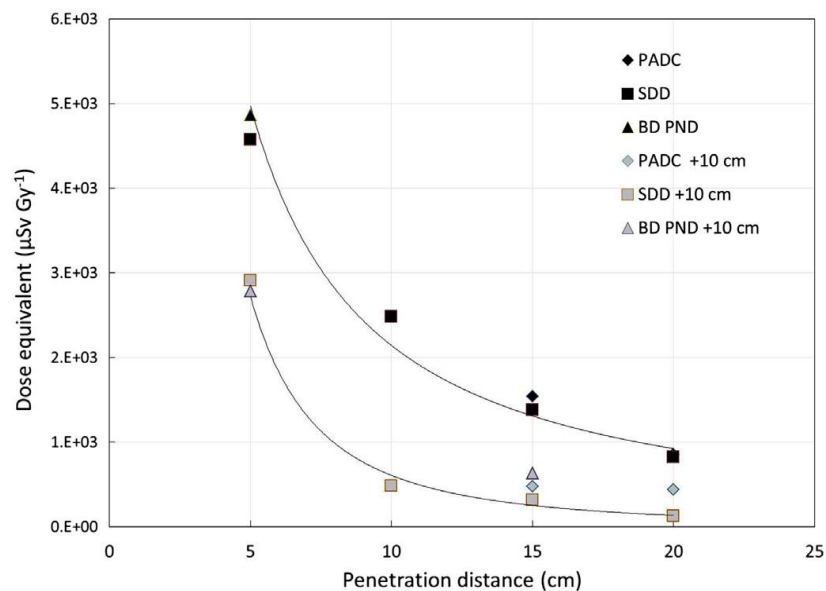


Fig. 2 – Neutron dose equivalent along the central axis and 10 cm off the axis of 20 MV X-ray beam (normalized to 1 Gy of photons at the isocentre) measured with SDD, BD- PND and PADC.



Un sistema digitale innovativo per la caratterizzazione energia-flusso di fasci X diagnostici

L. Abbene¹, G. Gerardi¹, G. Raso¹, F. Principato¹

¹Dipartimento di Fisica e Chimica, Università di Palermo, V.le delle Scienze, Ed.18, 90128 Palermo (Italia)

e-mail: leonardo.abbene@unipa.it

INTRODUZIONE

La conoscenza della distribuzione energetica e del rateo di fluenza dei fasci X è essenziale nei controlli di qualità in medicina diagnostica, sia in termini dosimetrici che della qualità delle immagini. Gli spettri energetici possono essere utilizzati per stime accurate delle tensioni dei tubi (kVp), per la correzione di distorsioni dovute al beam-hardening e per la corretta implementazione delle nuove tecniche dual-energy [1]. In mammografia, gli spettri energetici possono essere usati per stimare l'esposizione, il kerma in aria e la distribuzione energetica della dose assorbita nei tessuti, superando gli inconvenienti dovuti alla dipendenza energetica della risposta dei dosimetri (a stato solido, camere a ionizzazione), tipicamente utilizzati in ambiente clinico. La calibrazione dei dosimetri, che generalmente comporta procedure dispendiose in termini di tempo e di complessità, diventa critica nei controlli di routine in ambiente clinico.

Tipicamente, la stima degli spettri diagnostici viene effettuata attraverso simulazioni numeriche basate su modelli semi-empirici [2] e metodi Monte Carlo [3]. Nei controlli di qualità di routine, informazioni incomplete su alcuni parametri caratteristici dei tubi X (angolo dell'anodo, filtri, tensione effettiva, etc.), potrebbe compromettere l'accuratezza e la precisione negli spettri. La misura diretta degli spettri rappresenta sicuramente il migliore approccio, attualmente limitato dalla complessità della procedura e dai flussi elevati dei fasci X clinici (ratei di fluenza $> 10^6$ fotoni/mm² s). A causa dei flussi elevati dei fasci X diagnostici, la misura diretta degli spettri energetici ne rappresenta attualmente una grande sfida: i flussi elevati rendono significative le distorsioni dovute ai tempi morti e al pile-up sia nel conteggio che nella misura dell'energia.

In tale contesto, saranno presentate le prestazioni di un sistema portatile innovativo per la misura diretta di energia e rateo di fluenza di fasci X diagnostici, anche in condizioni di flusso elevato. Il sistema, sviluppato presso il Dipartimento di Fisica e Chimica dell'Università di Palermo, è basato su rivelatori a semiconduttore di nuova generazione (CdTe) ed elettronica digitale innovativa basata su tecniche di digital pulse processing (DPP). Saranno presentate le prestazioni spettroscopiche del sistema con sorgenti monoenergetiche e tubi X di laboratorio. I risultati della misura diretta di spettri X diagnostici ed il confronto con altri sistemi dosimetrici (dosimetri a stato solido, camere a ionizzazione) saranno inoltre mostrati.

MATERIALI E METODI

La Figura 1 mostra una panoramica del sistema digitale. Il sistema consta di un rivelatore CdTe, di un digitizer ed un PC per il controllo e la visualizzazione delle acquisizioni. Il rivelatore (XR100T-CdTe, S/N 6012, Amptek, U.S.A.) è basato su tellururo di cadmio (CdTe), semiconduttore composto che negli ultimi anni ha avuto un notevole successo nella spettroscopia room temperature [4]. Il rivelatore è accoppiato ad un preamplificatore di carica veloce e di basso rumore (0.4 keV FWHM) con feedback resistivo (costante di tempo pari a 100 μ s). Il digitizer (DT 5724, CAEN Spa, Italia) è in grado di campionare e digitalizzare i segnali preamplificati a 16 bit con una frequenza di campionamento di 100 Ms/s. Il firmware, sviluppato dal nostro gruppo ed implementato nel digitizer, consente di effettuare le operazioni mostrate in Figura 2.

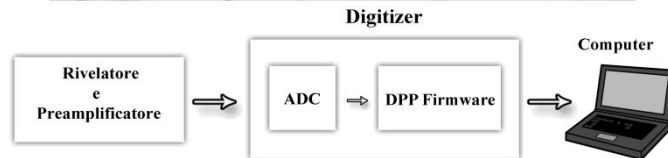


Fig. 1 – Il sistema digitale: il rivelatore CdTe (sinistra), il digitizer ed il PC per il controllo e la visualizzazione delle acquisizioni.

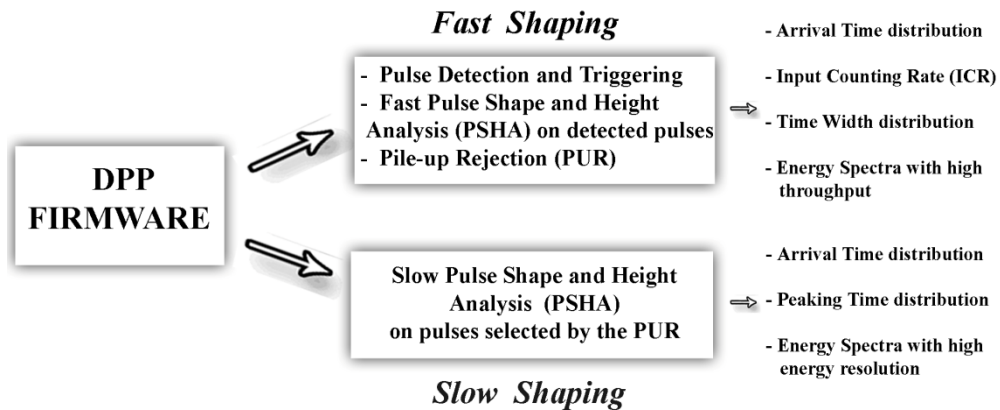


Fig. 2 – Le principali operazioni e risultati del sistema digitale.

Senza entrare nel dettaglio delle sue caratteristiche [5,6], il metodo digitale, attraverso un'analisi veloce e lenta dei segnali, è in grado di fornire con accuratezza e precisione il rate vero (ICR) e l'energia dei fasci X anche in condizioni di flusso elevato. Grazie alla conoscenza completa del tempo morto (paralizzabile) è possibile stimare con accuratezza sia il valore vero di ICR sia l'errore associato [6], che generalmente è diverso da quello poissoniano.

Le abilità spettroscopiche e dosimetriche del sistema sono state testate attraverso sorgenti mono-energetiche, tubi X di laboratorio e clinici. La Figura 3 mostra una panoramica della facility "Livio Scarsi" del Dipartimento di Fisica e Chimica (Palermo, Italia) [7] ed il set-up sperimentale per le misure in ambiente clinico (tubo mammografico, Policlinico, Palermo, Italia).

RISULTATI

La Figura 4 mostra la risposta del sistema a una sorgente mono-energetica di ^{109}Cd (22.1 keV e 24.9 keV) fino a 800 kcps. Gli spettri presentano un leggero peggioramento della risoluzione energetica: 3.5 % FWHM a 22.1 keV a 200 cps e 4.5 % FWHM a 800 kcps. Spettri X di W fino a 1 Mcps sono stati misurati presso la Facility Livio Scarsi (Figura 4).

La Figura 5 mostra lo spettro X di Mo, misurato in ambiente clinico (30 kV, 20 mAs). Inoltre sono riportate le curve di attenuazione [8], ottenute attraverso gli spettri misurati con il sistema digitale, simulati (IPEM Report 78) e direttamente misurate con una camera a ionizzazione (Magna 1cc together with Solidose 400, RTI Electronics) e con un dosimetro a stato solido (R100, RTI Electronics).

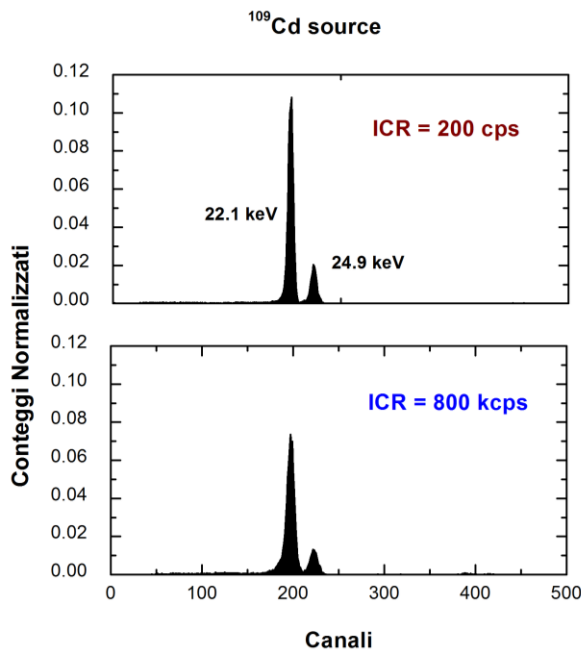


(a)

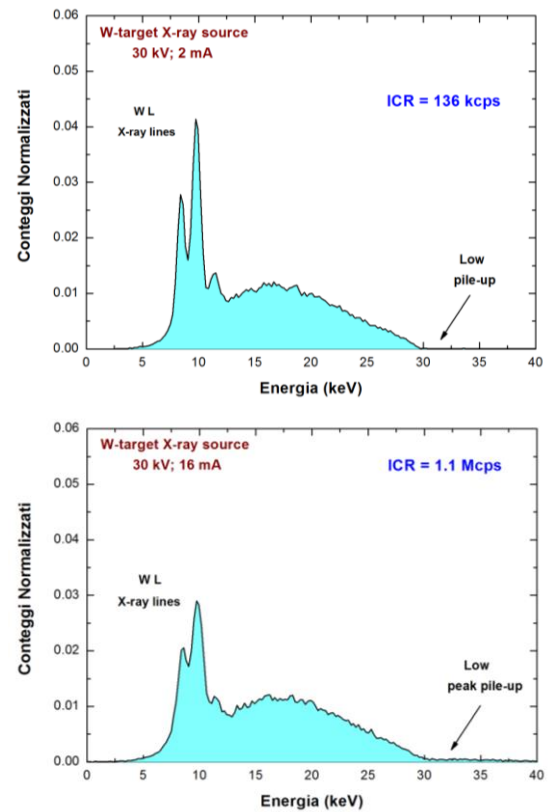


(b)

Fig. 3 – (a) Panoramica della Facility Livio Scarsi [7]. (b) Set-up sperimentale per la misura diretta degli spettri X mammografici in ambiente clinico.



(a)



(b)

Fig. 4 – (a) Spettri di ¹⁰⁹Cd misurati a basso e alto rate. (b) Spettri X di tubo W misurati presso la Facility Livio Scarsi [7].

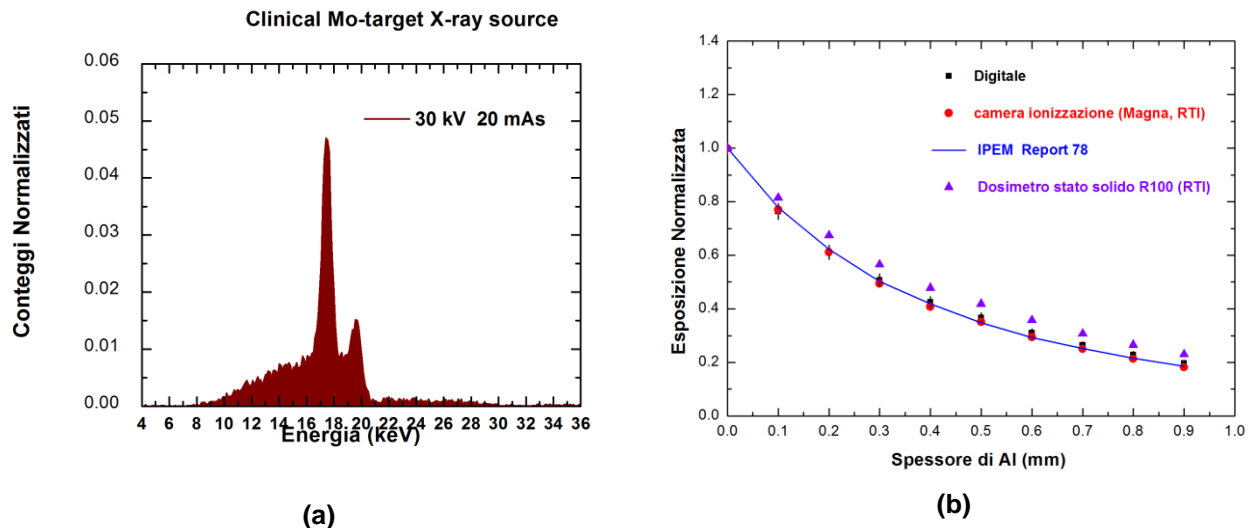


Fig. 5 – (a) Spettro X di Mo misurato in ambiente clinico. (b) Curve di attenuazione simulate e misurate.

I risultati evidenziano un buon accordo tra le curve misurate con il sistema digitale, con la camera a ionizzazione e simulate. La diversa curva di attenuazione misurata con il dosimetro a stato solido evidenzia la sua dipendenza dall'energia.

CONCLUSIONI

Le prestazioni di un sistema digitale per la caratterizzazione energia-flusso di fasci X diagnostici sono state presentate. Il sistema, basato su un rivelatore CdTe e su un sistema digitale innovativo mostra eccellenti prestazioni spettroscopiche anche ad alto rate (risoluzione energetica del 4.5% FWHM al 22,1 keV a 800 kcps). Misure dirette di spettri X clinici evidenziano le elevate potenzialità del sistema per spettroscopia X in mammografia. La capacità del sistema digitale di eseguire misure accurate degli spettri X, anche ad alto rate, è importante per (i) realizzare stime precise della tensione di picco dei tubi a raggi X e (ii) per superare la dipendenza dall'energia della risposta dei dosimetri.

I risultati evidenziano come il sistema proposto rappresenta un valido strumento per controlli di qualità avanzati in medicina diagnostica e per la calibrazione di dosimetri.

BIBLIOGRAFIA

- [1] M. Saito, *Med. Phys.* **2007**, 34, 4236.
- [2] D. M. Tucker et al., *Med. Phys.* **1991**, 18, 402.
- [3] H. Delis et al., *Med. Phys.* **2006**, 33, 4221.
- [4] S. Del Sordo et al., *Sensors* **2009**, 9, 3491.
- [5] G. Gerardi et al., *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **2014**, 768, 46.
- [6] L. Abbene et al., *J. Synchrotron Rad.* **2015** 22, 1190.
- [7] F. Principato et al., *Proceedings of the European Conference on Radiation and its Effects on Components and Systems, RADECS 2015*, 7365672.
- [8] L. Abbene et al., *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* **2007**, 571, 373



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

DOSIMETRIA NIR IN MRI

Pietro Luigi Indovina¹, Anna Botta¹, Girolamo Garreffa^{1,2}

¹ Fismeco s.r.l. Via G. Donati 32, 00159 Roma

² Istituto Euro-Mediterraneo di Scienza e Tecnologia (I.E.ME.S.T.), Palermo

e-mail: pietro.luigi.indovina@fismeco.it

Nell'Imaging con Risonanza Magnetica (Magnetic Resonance Imaging, MRI) sia i pazienti che gli operatori sono esposti a sorgenti di Radiazioni Non Ionizzanti (NIR). Le principali sorgenti di NIR nello specifico sono: Il campo magnetico statico e i suoi gradienti spaziali, il campo a radiofrequenza associato agli impulsi di eccitazione, il campo magnetico di gradiente variabile nel tempo. In nessuna attività umana è presente una esposizione così variegata alle NIR come nelle applicazioni MRI.

Questo scenario complesso di esposizione ha richiesto un'attenta dosimetria dei soggetti esposti che trovava una sua parziale regolamentazione a livello nazionale (DPR 8 Agosto 1994 n. 542 e linee guida INAIL). Successivamente è stata emanata una direttiva del Parlamento Europeo sulle disposizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione ai rischi derivanti dagli agenti fisici in particolare le NIR (Direttiva 2013/35/UE del 16 Giugno 2013) che dovrà essere recepita dal nostro Paese entro il 01/07/2016.

Nella nostra presentazione saranno trattate le possibili metodologie per misurare l'esposizione alle NIR dei soggetti coinvolti in ambito MRI, in riferimento a quanto indicato dalla normativa nazionale e discussi in dettaglio i limiti presentati nella nuova Direttiva Europea con le misure dosimetriche per i vari agenti NIR. Saranno inoltre discusse le problematiche riguardanti i summenzionati limiti anche ai sensi della deroga per la Risonanza Magnetica contemplata nell'art. 10 della nuova direttiva.

Infine, saranno presentati e discussi alcuni protocolli operativi finalizzati al contenimento e all'ottimizzazione dell'esposizione degli operatori e dei pazienti alle NIR in ambito MRI.



Commissioning del fascio di un sistema CyberKnife per l'implementazione dell'algoritmo Monte Carlo per il calcolo della dose e valutazioni fisico dosimetriche nelle applicazioni cliniche

A. Micali¹, C. Siragusa², A. Brogna², I. Bonaparte¹, M. C. Angiocchi¹, G. Feti¹, I. Ielo²

¹Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Dipartimento BIOMORF, Università degli Studi di Messina,

²U.O.C. di Fisica Sanitaria, A.O.U. Policlinico "G. Martino" di Messina, Via Consolare Valeria 1, 98125, Messina

e-mail: agatinomicali@gmail.com

INTRODUZIONE

I metodi di calcolo per determinare la distribuzione di dose all'interno del paziente utilizzati da tutti i sistemi di pianificazione del trattamento (TPS) possono essere divisi in due grandi categorie: "correction based" e "model based".

Gli algoritmi "model based" nascono dall'esigenza di trovare una soluzione al problema della sovrastima di dose in corrispondenza di interfacce tra tessuti di densità diverse. Questi metodi non calcolano la dose sulla base dei parametri dosimetrici misurati in fase di commissioning, bensì sfruttano alcune di queste misure per prevedere la distribuzione di dose attraverso la modellizzazione della sorgente e della geometria dei fasci.

In particolare, l'algoritmo Monte Carlo (MC) è indicato come il "gold standard" degli algoritmi di calcolo della dose. Esso è particolarmente utile nelle situazioni in cui il sito di trattamento contiene complesse eterogeneità nella densità dei tessuti coinvolti: in questi casi, l'algoritmo di calcolo della dose deve correggere gli effetti provocati dall'assenza di equilibrio elettronico tra le interfacce tissutali [1].

In quest'ambito, i casi di tumori polmonari rappresentano un esempio classico in cui, in fase di pianificazione, è importante tenere in considerazione le variazioni di densità dovuta alle varie interfacce tessuto molle-tessuto polmonare, tessuto polmonare-gabbia toracica (o colonna vertebrale).

Il commissioning dell'algoritmo per l'ottimizzazione dosimetrica Monte Carlo è stato effettuato sul sistema MultiPlan (vers. 4.6.0), TPS dedicato per il sistema di radiocirurgia stereotassica CyberKnife G4 (per entrambi i sistemi di collimazione secondaria fisso e IRIS), in uso presso l'A.O.U. Policlinico "G. Martino" di Messina.

Successivamente alla fase di commissioning del TPS, sono stati confrontati 10 piani di trattamento di lesioni polmonari, calcolati con i due algoritmi a disposizione, Ray Tracing (RT) e Monte Carlo.

MATERIALI E METODI

Il commissioning del fascio per l'implementazione dell'algoritmo Monte Carlo richiede input necessari da inserire nel TPS: il modello della sorgente; il modello del paziente; la geometria dei fasci, l'incertezza statistica e la risoluzione di calcolo desiderate.

L'introduzione di queste proprietà ha previsto l'acquisizione propedeutica dei seguenti parametri dosimetrici: Tissue-Phantom Ratio (TPR), Off-Center Ratio (OCR) e Output Factor (OF), misurati in un fantoccio ad acqua PTW MP3-M, a varie profondità. Inoltre è stato necessario eseguire una misura della curva di dose in profondità (PDD) utilizzando il collimatore circolare fisso da 60 mm (SSD=800 mm) ed un profilo di dose a "campo aperto" (cioè in assenza di collimazione). Il rivelatore utilizzato per l'acquisizione dei dati dosimetrici è un diodo al silicio di tipo non schermato (unshielded diode) PTW 60017 (volume sensibile 0.03 mm³, punto effettivo di misura posto ad una distanza di 1.3 mm dal detector tip), particolarmente idoneo nella dosimetria dei campi piccoli.

La procedura di commissioning è stata eseguita utilizzando il metodo gaussiano, che simula la distribuzione della sorgente per mezzo di una funzione gaussiana.

Il primo step è stato quello di impostare un'opportuna FWHM di questa funzione, che in fase iniziale e per entrambi i sistemi di collimazione, è stata posta pari a 2,6 mm. Successivamente, per verificare che

l'ampiezza della gaussiana scelta fosse in accordo con i dati misurati, si è proceduto all'avvio del calcolo relativo agli OCR dei collimatori da 5 e 60 mm, ad una profondità di 100 mm e con un'incertezza di calcolo pari all'1%. Conclusa questa fase, sono state valutate e confrontate le penombre dei profili calcolati e misurati.

A questo punto, attraverso una procedura iterativa e tramite il calcolo degli Energy Correction Factor (ECF) e dei Collimator Correction Factor (CCF), necessari rispettivamente per la determinazione dell'energia e della posizione dei fotoni nel modello sorgente, sono stati confrontati i TPRs, OCRs e OFs calcolati e misurati. L'incertezza statistica di calcolo nelle varie iterazioni è stata impostata pari a 1% per TPRs e OCRs, e pari a 0,2% per gli OFs.

Per quanto riguarda il confronto dei piani di trattamento ottenuti con l'algoritmo MC e con il RT, sono stati analizzati i Dose Volume Histogram (DVH) cumulativi in termini di copertura del Planning Target Volume (PTV) all'isodose di prescrizione.

Successivamente il piano è stato riprescritto ad una isodose tale da garantire, anche nel caso del calcolo MC, una PTV coverage pari almeno al 95% (raccomandazioni ICRU 62). Si è quindi proceduto alla valutazione dei valori V_5 , V_{10} , V_{20} per il polmone omolaterale, dove V_x rappresenta la percentuale del volume di interesse che riceve la dose x , espressa in Gy.

RISULTATI

Il confronto delle penombre dei profili calcolati e misurati, per i collimatori circolari da 5 e 60 mm, ha prodotto una differenza massima pari a 0.8 e 0.6 mm (rispettivamente per il sistema di collimazione fisso e IRIS) per cui una FWHM da 2,6 mm si è rivelata la scelta ottimale per la modellizzazione della sorgente, per entrambi i sistemi di collimazione.

La procedura iterativa, utilizzata sia per il confronto dei TPR calcolati e misurati, sia per il relativo calcolo degli ECF, è stata completata ottenendo una deviazione inferiore al 2% per i dati ottenuti per profondità minori del build-up (15 mm), e inferiore all'1% per profondità superiori al build-up e fino alla profondità di 300 mm.

Per quanto riguarda gli OCR, e il relativo calcolo dei CCF, la deviazione mostrata dai profili calcolati e misurati è stata valutata prendendo in considerazione la penombra dei profili ottenuti alla profondità di 100 mm. Questo confronto ha mostrato una deviazione massima di 0.8 mm per il collimatore fisso da 60 mm e di 0.7 mm per il collimatore IRIS da 50 mm.

I piani di trattamento ottimizzati con metodo MC mostrano una copertura del PTV, a parità di isodose di prescrizione, sempre inferiore a quella ottenuta con il RT [2]: V_{100} [98.43-95.08]% vs. [59.46-83.90]%, (dove V_x è la percentuale di volume target che riceve la percentuale x della dose di prescrizione) per 8 dei 10 casi presi in esame.

Questo risultato è chiaramente legato alla differente posizione occupata dalla lesione nell'anatomia del polmone. Per le lesioni periferiche, non interamente circondate da tessuto polmonare, l'effetto di perdita della copertura risulta meno significativo [3].

In tutti i casi, quindi, se si volesse raggiungere la stessa copertura ottenuta con l'algoritmo RT, sarebbe necessario prescrivere ad una isodose inferiore, con un conseguente e significativo aumento della dose massima non solo al target, ma anche al polmone omolaterale.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

La scelta dell'algoritmo di ottimizzazione della dose può avere una grande influenza su un piano di trattamento per determinati casi clinici. L'utilizzo dell'algoritmo MC comporta un guadagno in efficienza derivante dalla semplificazione della descrizione della testata di trattamento e dei meccanismi di base del trasporto di radiazione. Inoltre, esso esibisce una maggiore accuratezza nel calcolo della dose, grazie alla capacità di prendere in considerazione l'eterogeneità dei tessuti e simulare il trasporto della radiazione all'interno dei tessuti presenti nella scansione CT.

Tutte queste caratteristiche rendono pertanto l'algoritmo MC notevolmente più affidabile nei casi di lesioni polmonari meritevoli di trattamento con radiocirurgia robotica CyberKnife, rispetto agli algoritmi "correction based", che inducono una netta sovrastima della copertura del target.

Le distribuzioni di dose ottenute mediante l’algoritmo MC, e la conseguente necessità di operare prescrizioni più basse al fine di garantire una copertura del target di almeno il 95%, richiedono una più attenta valutazione clinica da parte del radioterapista in relazione alla scelta della dose di prescrizione che tenga conto di tali risultati.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Ma et. al, Journal of Physics: Conference series 102. **2008**, 012016.
- [2] S. C. Sharma et. al, Journal of Applied. Clinical Medical Physisc. **2010**, Vol. 11, N°1, 170-175.
- [3] V. W. C. Wu et. al, Journal of Applied. Clinical Medical Physisc. **2013**, Vol. 14, N°5, 68-78.

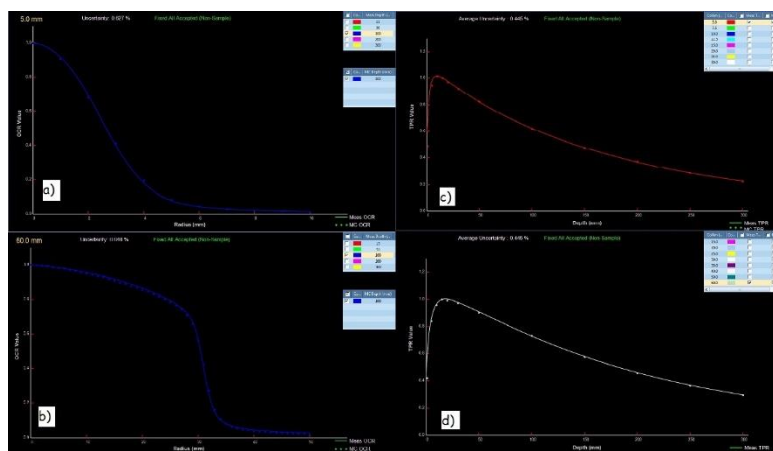


Fig. 1 – Confronto degli OCR calcolati e misurati per il collimatore fisso da a) 5 mm, b) 60 mm; confronto dei TPR calcolati e misurati per il collimatore fisso da c) 5 mm, d) 60 mm;

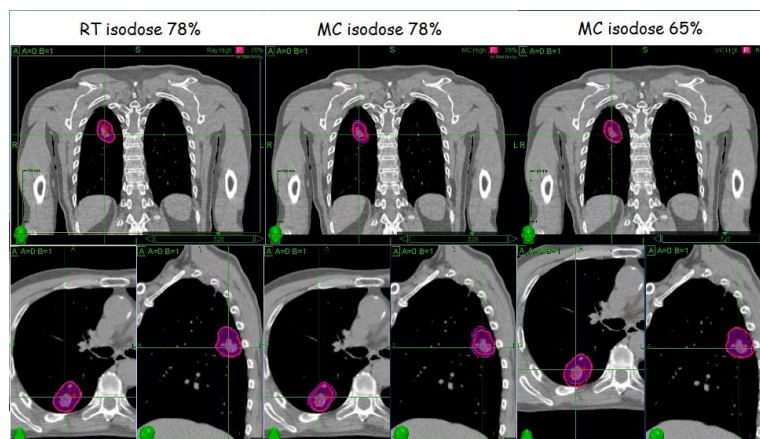


Fig. 2 – Copertura del PTV, nelle proiezioni assiale, coronale e sagittale, risultante dai piani di trattamento ottimizzati mediante algoritmi RT e MC.



Dosimetria in-vivo mediante immagini EPID: risultati di uno studio multicentrico

A.Piermattei^a, S.Cilla^b, F. Deodato^b, S.Menna^a, F.Greco^a, M.Grusio^a, R.Caivano^c, V.Fusco^c, L.Orlandini^d,
G.Beneccchi^e, R.Nigro^f, D.Falco^g, A.Fidanzio^a

^a UOC Fisica Sanitaria, Università Cattolica del S.Cuore – Fondazione A.Gemelli, Roma

^b UO Fisica Sanitaria e UOC di Radioterapia della Fondazione Giovanni Paolo II, Campobasso

^c UOC Radioterapia, CROB, Rionero (PZ)

^d UO Fisica Medica, CFO, Firenze

^e UOC Fisica Sanitaria, Azienda Ospedaliera-Universitaria, Parma

^f UOC Radioterapia, Ospedale S.Camillo de Lellis, Rieti

^g UOC Radioterapia, OC S.S. Annunziata, Chieti

INTRODUZIONE

La moderna radioterapia richiede elevati livelli di accuratezza in particolare durante la fase di somministrazione della radiazione “dose-delivery step” dove il contributo dei fisici è generalmente assente. In questo lavoro sono riportati i risultati di una dosimetria in-vivo (DIV) per fasci fotonici, ottenuta mediante elaborazione di immagini EPID, per verificare la riproducibilità della dose somministrata rispetto a quella pianificata. Infatti la DIV permette di individuare variazioni dosimetriche dovute alla non adeguata applicazione dei numerosi controlli di qualità di tipo meccanico, dosimetrico e di setup del paziente. La procedura DIV adottata dal sistema SOFTDISO è stata applicata in sette Centri italiani e la sintesi dei risultati qui riportati è relativa a 7.500 test ottenuti negli ultimi due anni.

MATERIALI E METODI

Il sistema SOFTDISO, distribuito dalla Best Medical Italy, è il risultato di un progetto finanziato dall'INFN e dall'Università Cattolica del S.Cuore di Roma. SOFTDISO è in grado di offrire i test DIV per tecniche 3D-CRT, IMRT e VMAT realizzate con i tre tipi di linac ¹⁻³: Varian, Elekta e Siemens. Il sistema è connesso con la rete “Record Verify” del Centro e permette di ottenere i risultati del test dosimetrico in quasi tempo reale, cioè dopo non più di 1 minuto, dal termine del trattamento giornaliero.

Il programma offre due test:

1. il rapporto $R = D_{iso}/D_{iso, TPS}$ tra le dosi isocentriche ricostruite (D_{iso}) e quelle pianificate dal TPS ($D_{iso, TPS}$), con criteri di accettazione del $\pm 5\%$;
2. l'analisi- γ tra una immagine di riferimento EPID e quelle ottenute nelle varie frazioni del trattamento con criteri di accettazione del $P_\gamma \geq 90\%$ o 95% e di $\gamma_{mean} \leq 0,4$ o $0,5$ a seconda della tecnica utilizzata.

SOFTDISO usa un sistema di selezione dei test DIV fuori tolleranza al fine di procedere alla visualizzazione completa ed analisi delle cause che hanno determinato la discrepanza dosimetrica. Tutti i test che rientrano nelle tolleranze sono automaticamente archiviati per la stesura del modulo finale della DIV da allegare alla cartella clinica.

RISULTATI

Le cause che hanno originano le differenze dosimetriche, sono riportate di seguito in ordine di frequenza:

70% setup paziente	15% attenuatori sul fascio
10% variazioni morfologiche occasionali	3% variazioni morfologiche sistematiche
<1% implementazione TPS	<1% taratura numeri CT
<1% disallineamento dei laser	<1% rendimento dosimetrico del linac
<1% posizioni MLC	<1% interruzione erogazione fascio

Tutte le cause fuori tolleranza erano giustificate e una volta rimosse con adeguati controlli di qualità, la dose media D_{iso} ricostruita per singolo paziente era in accordo con quella pianificata $D_{iso, TPS}$ entro il 5%, mentre

per l'analisi- γ si sono potuti rispettare i seguenti livelli di accettazione: $P_{\gamma} \geq 90\%$ e $\gamma_{\text{mean}} \leq 0,5$ per le tecniche 3D-CRT e $P_{\gamma} \geq 95\%$ e $\gamma_{\text{mean}} \leq 0,4$ per le tecniche IMRT e VMAT. I criteri di analisi- γ sono variati dal 3%-3mm al 5%-5mm in funzione della tecnica utilizzata e in particolare dalla tolleranza definita dal Centro nella fase di centratura del paziente.

La percentuale dei test fuori tolleranza è risultata variare tra i Centri da 10% a 17%, considerando tutte le tecniche utilizzate. Tutti i risultati fuori tolleranza hanno portato alla applicazione di correzioni, condivise dallo staf medico e tecnico. Tutte le correzioni si sono dimostrate utili al miglioramento della riproducibilità del trattamento stesso. In sintesi circa l'8% dei pazienti ha usufruito di una correzione a seguito della DIV. Questo dato è, a nostro avviso, riducibile con una interazione con lo staf medico e tecnico, utilizzando anche momenti di confronto e di formazione.

Comunque oltre ai fuori tolleranza dovuti alla non corretta applicazione dei controlli di qualità, si sono potute osservare variazioni dosimetriche dovute a variazioni morfologiche di pazienti trattati per tumori del polmone e del testa-collo, oggi trattati essenzialmente con tecniche IMRT e VMAT. La figura 1 riporta un esempio di schermata dei risultati ottenuti con SOFTDISO, dove a sinistra è riportato in alto la sezione tomografica CT contenente il punto di isocentro di un trattamento VMAT del tumore del testa-collo, in basso sono riportati i profili di due test, il primo e l'ultimo della serie. Nella seconda colonna sono riportati i rapporti $R = D_{\text{iso}}/D_{\text{iso}}$, TPS ottenuti nei vari test. Dopo 10 test l'indice R risultava fuori tolleranza (oltre le linee rosse verticali). Nella terza colonna è riportato il confronto tra l'immagine di riferimento EPID del primo test e quella dell'ultimo test di questa serie. L'analisi- γ è riportata nella quarta colonna dove le aree di colore differente (con $P_{\gamma} = 62\%$ e $\gamma_{\text{mean}} = 0,8$) indicano una forte riduzione della massa tumorale. Infatti l'immagine CT richiesta dopo tale test ha confermato la variazione morfologica e il relativo piano ibrido ha indicato il superamento dei livelli di dose agli organi a rischio, suggerendo così l'elaborazione di un piano adattivo del trattamento (figura 2c). Sul quel piano una nuova serie di test sono stati realizzati ottenendo valori degli indici entro i livelli di tolleranza.

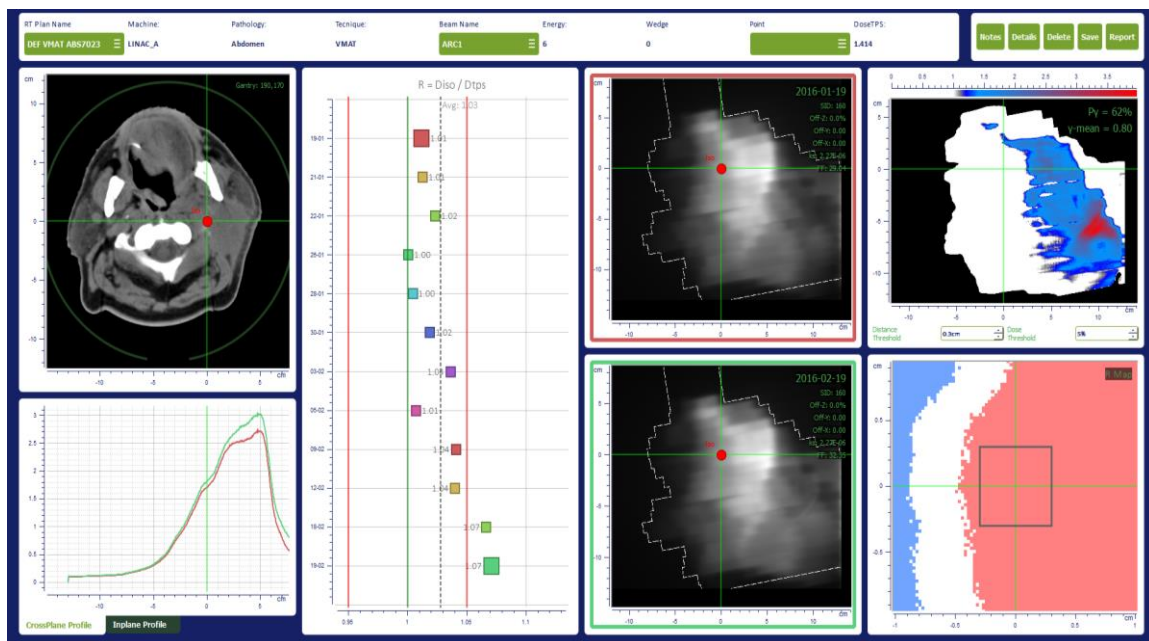


Figura 1 Un esempio di schermata dei risultati ottenuti con SOFTDISO, dove a sinistra è riportato in alto la sezione tomografica CT contenente il punto di isocentro di un trattamento VMAT del tumore del testa-collo, in basso sono riportati i profili di due test, il primo e l'ultimo della serie. Nella seconda colonna sono riportati i rapporti R ottenuti nei vari test. Nella terza colonna sono riportate 2 immagini EPID per l'analisi- γ riportata nella quarta colonna. Infine in basso i valori di R dell'ultimo test ottenuti intorno al punto di isocentro che mostrano un sopradossaggio (colore rosso).

La figura 2 riporta tre sezioni tomografiche contenenti il punto di isocentro del trattamento ed alcune isodosi di riferimento. La figura 2a è relativa al piano iniziale mentre la figura 2b riporta il piano ibrido realizzato sulla nuova TAC suggerita dalla DIV. Si notano sulla parotide a sinistra e sul midollo una presenza di dose tale da far superare i livelli di tolleranza degli organi a rischio come evidenziato dagli indici del DVH. La figura 2c

riporta il piano adattato sulla nuova TAC

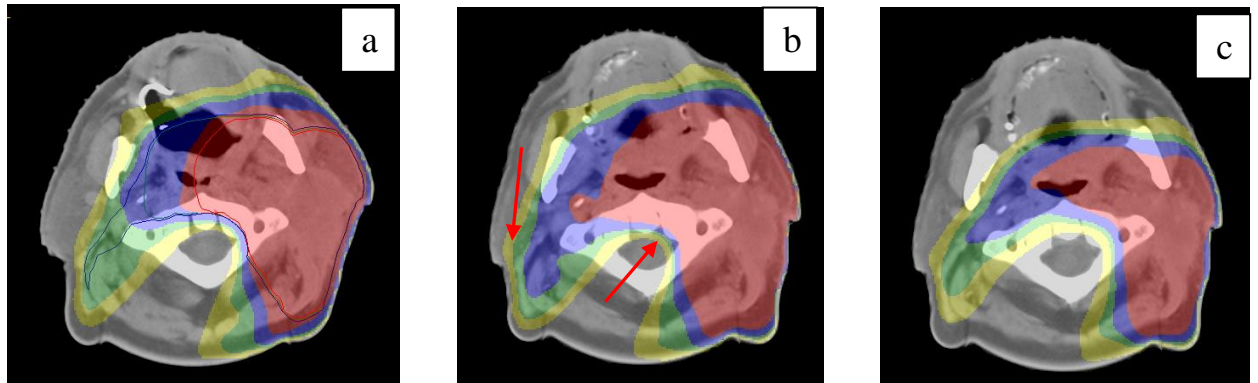


Figura 2 Tre sezioni tomografiche contenenti il punto di isocentro del trattamento ed alcune isodosi di riferimento. Il piano iniziale (a) e il piano ibrido (b) realizzato sulla nuova TAC suggerita dalla DIV, dove con le frecce si notano dosaggi sulla parotide e sul midollo. La (b) riporta il piano adattato sulla nuova TAC

DISCUSSIONI E CONCLUSIONI

I risultati di questo studio possono essere così sintetizzati:

1. il sistema SOFTDISO ha notevolmente potenziato la presenza professionale dei fisici durante la fase di somministrazione della dose;
2. la possibilità di avere i risultati della DIV in quasi tempo reale ha il vantaggio di non produrre un eccessivo carico di lavoro per fisici e tecnici. Nello stesso tempo permette, una volta individuata la causa della discrepanza dosimetrica, di ripetere il test il giorno successivo verificando l'efficacia di detta correzione, in coerenza con l'esecuzione dei controlli di qualità essenziali in radioterapia;
3. i risultati di SOFTDISO hanno permesso di evidenziare le maggiori cause di discrepanza dosimetrica del Centro potenziandone specifici controlli di qualità;
4. alcuni test fuori tolleranza dovuti a variazioni morfologiche del paziente hanno contribuito ad una tempestiva ripianificazione del trattamento radioterapico.

I partecipanti allo studio multicentrico hanno come successivo obiettivo quello di ottimizzare i livelli di tolleranza da assegnare ai singoli trattamenti che tengano conto delle singole realtà tecnologiche presenti presso i Centri.

Bibliografia

1. A.Fidanzio, A.Porcelli, L.Azario, F.Greco, S.Cilla, M.Grusio, M.Balducci, V.Valentini, A.Piermattei. Quasi real time in vivo dosimetry for VMAT Med. Phys. 2014; 41(6): 062103-1, 062103-9.
2. A.Piermattei, S.Cilla, L.Grimaldi, D.Sabatino, A.Fidanzio, F.Greco, A.Mameli, M.Balducci, G.C.Mattiucci, V.Frascino, G.Stimato, D.Gaudino, S.Ramella, L.Trodella, G.D'Onofrio, G.Zini, G.Macchia, C.Di Gesu', A.G. Morganti, S.Clemente, M.Cozzolino, V.Fusco. Integration between in vivo dosimetry and image guided radiotherapy for lung tumors. Medical Physics, 2009; 36 (6): 2206-2214.
3. S.Cilla, D.Maluccio, A.Fidanzio, L.Azario, F.Greco, A.Porcelli, M.Grusio, A.Ianiro, F.Deodato, V.Valentini, A.G.Morganti, A.Piermattei. Initial clinical experience with EPID-based in-vivo dosimetry for VMAT treatments of head-and-neck tumors. Phys Med. 2016; 32(1):52-58



Valutazione della dose al cristallino: difficoltà e nuovi limiti ICRP

P. Pisciotta^{1,2,3}, G. Russo^{1,2,3}, M.G. Sabini^{2,3}, L.M. Valastro^{2,3}, E. Nicolai⁴, C. Petrucci⁵

¹Istituto di Bioimmagini e Fisiologia Molecolare, IBFM – CNR, Cefalù (PA)

²Azienda Ospedaliera per l'emergenza "Cannizzaro", Catania

³Istituto Nazionale di Fisica Nucleare – Laboratori Nazionali del Sud (LNS-INFN), Catania

⁴Dipartimento sperimentale di Medicina e Chirurgia, Università "Tor Vergata", Roma

⁵Dipartimento di Medicina, Epidemiologia, Igiene del Lavoro ed Ambientale, INAIL, Roma

e-mail: pietro.pisciotta@ibfm.cnr.it

INTRODUZIONE

La rilevanza assunta dalla problematica dell'esposizione del cristallino sta diffondendo sempre più la pratica protezionistica di indossare occhiali piombati nonché l'utilizzo di dosimetri individuali atti allo scopo. La revisione delle più recenti indagini epidemiologiche ha suggerito che la cataratta indotta dalla radiazione potrebbe verificarsi a dosi inferiori a quelle riconosciute in passato [1]. Tenendo conto di queste evidenze, l'International Commission on Radiological Protection (ICRP) ha ridotto il limite di dose annuale per gli occhi da 150 a 20 mSv/anno. Con l'adozione della nuova Basic Safety Standard (BSS), la commissione Europea ha rivisto concordemente i limiti di dose per il cristallino.

Alla luce di ciò, si prospetta la problematica della dosimetria del cristallino nelle applicazioni mediche e, a tal proposito, diversi studi sono stati condotti o sono ancora in fase di realizzazione che si propongono di dirimerla.

Molti lavori scientifici sono stati svolti sul tema dell'esposizione dei radiologi interventisti e una parte di essi è stato specificamente finalizzato a determinare il fattore di riduzione della dose al cristallino per vari modelli d'occhiale ed eventualmente il rapporto tra la dose in differenti punti del volto e quella al cristallino. La problematica, seppur di minore incidenza, è stata investigata anche per quanto concerne l'esposizione dei lavoratori impiegati nel campo della medicina nucleare.

MATERIALI E METODI

Ad oggi, non è ancora definita una metodica consolidata di valutazione delle dosi assorbite dal cristallino dei lavoratori esposti in attività mediche. Diversi sono gli studi reperibili in letteratura che cercano di sopperire a tale carenza ed ognuno di essi utilizza una configurazione di irraggiamento differente. Nel caso della radiologia interventistica questi studi si differenziano per le tipologie di fantocci utilizzati, che permettono di raggiungere livelli di realismo via via maggiori. Infatti, le configurazioni sperimentali di misura sono differenti: in quelle più semplici si ha l'esposizione del fantoccio testa al fascio diretto con differenti angolazioni [2]; inoltre sono state riscontrate misure in cui, per simulare l'irraggiamento del paziente, si utilizzano fantocci di PMMA [3]–[4] ed altre in cui viene utilizzata la parte body di un fantoccio antropomorfo [5]–[6]. Da sottolineare che in tutte le configurazioni è stato utilizzato un fantoccio head antropomorfo al fine di considerare nelle misure la parte di radiazione diffusa che passa negli interstizi tra il volto e l'occhiale piombato. Utilizzando le configurazioni appena descritte sono state investigate le differenti posizioni di irraggiamento degli occhi dell'operatore durante l'esecuzione di tipiche procedure di radiologia interventistica. Negli studi riguardanti l'esposizione dei lavoratori all'interno di reparti di medicina nucleare è stata valutata l'incidenza dei differenti radionuclidi utilizzati (ad esempio Tc-99m, I-131, Y-90, F-18, e Ga-68). È stato constatato che solo i radionuclidi beta-emettitori che emettono radiazione beta con un'energia superiore a 0,7 MeV, come nel caso di Y-90 e Ga-68, sono influenti per la dose al cristallino [7] mentre per quanto concerne I-131 e F-18 è importante solo la componente di radiazione gamma.

L'EURADOS (EUropean RADIation DOSimetry), attraverso un'indagine svolta in 22 paesi, ha riscontrato che nella maggior parte dei casi le dosi al cristallino non sono state monitorate. Solo il 59% dei centri contattati

ha prodotto dati riguardanti la dose al cristallino in procedure di radiologia interventistica e solo il 29% dei centri ha restituito valori di dose nel caso di lavoratori di medicina nucleare.

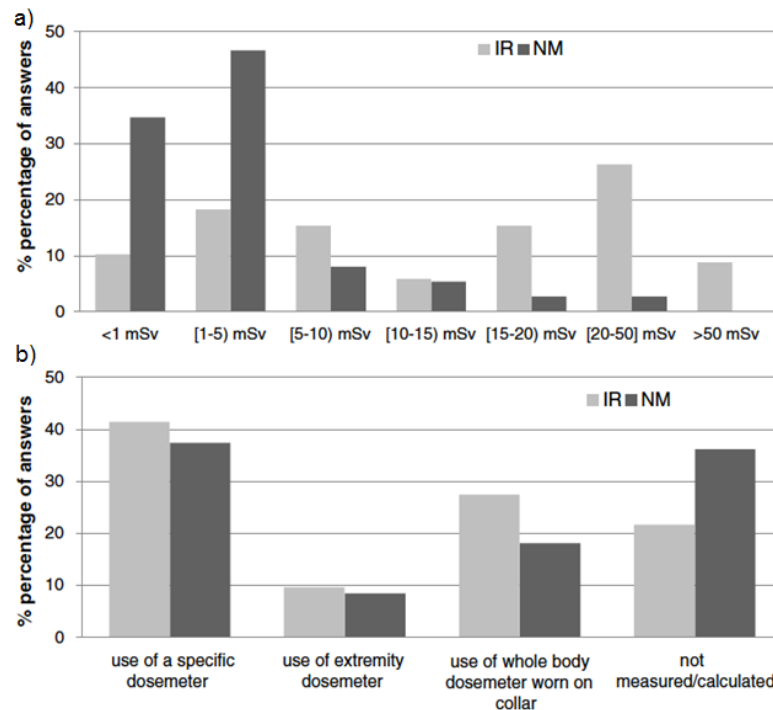


Fig. 1 – a) percentuale di risposta riguardante la distribuzione della dose al cristallino massima (misurata o stimata) su base annua; b) percentuale di risposta riguardante il modo con cui viene monitorata la dose al cristallino (numero di centri che hanno risposto: 173 e 73, rispettivamente di radiologia interventistica e medicina nucleare).

RISULTATI

I risultati degli studi mostrano che il nuovo limite di dose di 20 mSv/anno imposto per il cristallino può essere facilmente superato nel caso di procedure di radiologia interventistica. In questo ambito diventa quindi di vitale importanza l'uso di appositi dispositivi di protezione individuale.

Sono stati pubblicati specifici studi sul rischio di cataratta indotta da esposizione a radiazioni in radiologia interventistica, tra cui citiamo [9]–[11]. In particolare in uno studio retrospettivo che ha coinvolto 129 cardiologi interventisti con un'età media di 51 anni e un periodo lavorativo medio di 22 anni, la dose al cristallino cumulata negli anni è stata riscontrata essere compresa tra 25 mSv e 1600 mSv con una media di circa 423 mSv. Quindi, dopo molti anni di lavoro questi lavoratori esposti possono superare la soglia dei 500 mSv ed avere un alto rischio di cataratta indotta da radiazioni [10]. Junk *et al* [11] e, successivamente, anche la società europea di cardiologia [12] hanno osservato una maggiore percentuale di insorgenza di cataratta tra i radiologi ed i cardiologi interventisti rispetto ai non esposti. Riguardo l'esposizione del cristallino per i lavoratori di un reparto di medicina nucleare, un recente studio [8], ha eseguito il monitoraggio di 45 membri dello staff, in 8 differenti ospedali distribuiti tra il Belgio (7) e la Polonia (1), con dosimetri dedicati per il torace ($H_p(10)$) e per il cristallino ($H_p(3)$). Dall'analisi dei risultati è stato riscontrato come sia abbastanza conservativo, in questo ambito, stimare la dose al cristallino moltiplicando quella misurata dal dosimetro posizionato sul torace per un fattore medio pari a 1.5.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

In base agli studi esaminati, si può affermare che la protezione offerta dagli occhiali durante le procedure di radiologia interventistica è massima per esposizioni frontali e si riduce bruscamente al crescere dell'angolo di incidenza. Inoltre, mentre per esposizione frontale l'irradiazione dei due cristallini è simmetrica, in generale essa avviene da sinistra e quindi interessa più. Il cristallino sinistro rispetto al destro. Tuttavia il primo è schermato dalla protezione laterale mentre quello destro è investito dalla radiazione che penetra tra il ponte della montatura ed il naso. Questo problema potrebbe essere in qualche modo arginato

considerando uno spessore maggiore della lente di destra e andrebbe, comunque, monitorato. Mentre, per irradiazioni frontali il problema non sussiste e l'irradiazione è simmetrica per entrambi i cristallini. Inoltre, dai dati ottenuti nello studio di Jacob S. *et al* [9] si conferma il legame tra l'esposizione cronica a basse dosi di radiazioni ionizzanti e l'insorgenza della cataratta.

In definitiva è emersa la necessità di maggiori studi sull'argomento e soprattutto dell'implementazione di pratiche che permettano la riduzione della dose assorbita dal cristallino e quindi il rischio di insorgenza della cataratta per i lavoratori della radiologia interventistica.

BIBLIOGRAFIA

- [1] R. E. Shore, K. Neriishi, and E. Nakashima, "Epidemiological Studies of Cataract Risk at Low to Moderate Radiation Doses: (Not) Seeing is Believing" *Radiat. Res.*, vol. 174, pp. 889-894, Aug. 2010.
- [2] C. Rivett, M. Dixon, L. Matthews, and N. Rowles, "AN ASSESSMENT OF THE DOSE REDUCTION OF COMMERCIALY AVAILABLE LEAD PROTECTIVE GLASSES FOR INTERVENTIONAL RADIOLOGY STAFF.," *Radiat. Prot. Dosimetry*, Jan. 2016.
- [3] G. M. Sturchio, R. D. Newcomb, R. Molella, P. Varkey, P. T. Hagen, and B. A. Schueler, "Protective eyewear selection for interventional fluoroscopy.," *Health Phys.*, vol. 104, no. 2 Suppl 1, pp. S11-6, Feb. 2013.
- [4] B. D. van Rooijen, M. W. de Haan, M. Das, C. W. K. P. Arnoldussen, R. de Graaf, W. H. van Zwam, W. H. Backes, and C. R. L. P. N. Jeukens, "Efficacy of radiation safety glasses in interventional radiology.," *Cardiovasc. Intervent. Radiol.*, vol. 37, no. 5, pp. 1149-55, Oct. 2014.
- [5] T. Geber, M. Gunnarsson, and S. Mattsson, "Eye lens dosimetry for interventional procedures – Relation between the absorbed dose to the lens and dose at measurement positions," *Radiat. Meas.*, vol. 46, no. 11, pp. 1248-1251, Nov. 2011.
- [6] S. McVey, A. Sandison, and D. G. Sutton, "An assessment of lead eyewear in interventional radiology.," *J. Radiol. Prot.*, vol. 33, no. 3, pp. 647-59, Sep. 2013.
- [7] I. Bruchmann, B. Szermerski, R. Behrens, and L. Geworski, "Impact of radiation protection means on the dose to the lens of the eye while handling radionuclides in nuclear medicine.," *Z. Med. Phys.*, Sep. 2015.
- [8] J. Dabin, R. Kopeć, L. Struelens, A. Szumska, M. Tomaszuk, and F. Vanhavere, "EYE LENS DOSES IN NUCLEAR MEDICINE: A MULTICENTRIC STUDY IN BELGIUM AND POLAND.," *Radiat. Prot. Dosimetry*, Jan. 2016.
- [9] S. Jacob, M. Michel, C. Spaulding, S. Boveda, O. Bar, A. P. Brézin, M. Strehö, C. Maccia, P. Scanff, D. Laurier, and M.-O. Bernier, "Occupational cataracts and lens opacities in interventional cardiology (O'CLOC study): are X-Rays involved? Radiation-induced cataracts and lens opacities.," *BMC Public Health*, vol. 10, p. 537, Jan. 2010.
- [10] S. Jacob, L. Donadille, C. Maccia, O. Bar, S. Boveda, D. Laurier, and M.-O. Bernier, "Eye lens radiation exposure to interventional cardiologists: a retrospective assessment of cumulative doses.," *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 153, no. 3, pp. 282-93, Mar. 2013.
- [11] A. K. Junk, Z. Haskal, and B. V. Worgul, "Cataract in Interventional Radiology – an Occupational Hazard?," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 45, no. 13, p. 388, May 2004.
- [12] "Wednesday, 2 September 2009," *Eur. Heart J.*, vol. 30, no. Supplement 1, pp. 845-1038, Sep. 2009.



Analisi retrospettiva degli errori di posizione dei pazienti e l'impatto della dose nella colonscopia virtuale mediante TCMS: esperienza di un singolo centro

S. Salerno¹, L. Scopelliti¹, M. Marrale²; C. Tudisca¹; A. Lo Casto¹; R. Lagalla¹

¹Section of Radiological Sciences, DIBIMED, University of Palermo, Policlinico Italy

²Dipartimento di Fisica e Chimica, Università di Palermo, V.le delle Scienze, Ed.18, 90128 Palermo (Italia) e Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN)

e-mail: sergio.salerno@unipa.it

INTRODUZIONE

La Colonscopia virtuale (CV) tramite tomografia computerizzata multi-strato (TCMS) è una nota e valida tecnica alternativa alla colonscopia ottica per la valutazione della parete del colon e la individuazione di nuove lesioni. Lo svantaggio principale per la sua esecuzione è l'esposizione del paziente alle radiazioni ionizzanti. Questo è il motivo per cui linee guida raccomandano procedure di acquisizione a basso dosaggio standardizzate volte a ridurre al minimo le radiazioni di esposizione. Abbiamo retrospettivamente esaminato l'impatto in termini di esposizione alle radiazioni ionizzanti in base alla posizione del paziente e la durata della scansione. [1].

MATERIALI E METODI

Abbiamo retrospettivamente analizzato tutti i pazienti che hanno eseguito una CV tramite TCMS presso il nostro Istituto in un periodo dal Aprile 2014 ad Aprile 2016, e sono stati selezionati 106 pazienti. Tutti gli esami sono stati eseguiti in un TCMS 128 slice (SOMATOM® Definition AS) con un protocollo a bassa dose. I parametri che sono stati analizzati, in quanto caratterizzano gli esami e potrebbero indurre un aumento della dose assorbita, sono stati la posizione del paziente rispetto all'isocentro del gantry e la lunghezza di scansione che potrebbe essere maggiore rispetto l'area di interesse.

RISULTATI

I nostri risultati mostrano che il valore medio della posizione del paziente è risultato essere sotto l'isocentro per 48 ± 25 mm e 29 ± 27 mm nella posizione prona e supina, rispettivamente. Sulla base delle precedenti esperienze in letteratura e in Consensus Conference [2], l'aumento della dose nella nostra popolazione di pazienti, a causa del posizionamento errato, è stato stimato in circa il 30% (~ 1,5 mSv) e il 20% (1 mSv) per posizione prona e supina, rispettivamente. Inoltre, abbiamo notato che spesso l'acquisizione della scansione superava l'area necessaria per il quesito diagnostico dell'esame, proseguendo sotto l'orifizio anale, esponendo pertanto organi anatomici sensibili a radiazioni ionizzanti, specialmente nei pazienti maschi. Infatti, abbiamo scoperto che la scansione ha superato la posizione corretta, proseguendo al di sotto dell'orifizio anale per una lunghezza media di 36 ± 25 mm e 48 ± 28 mm nella posizione prona e supina, rispettivamente.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

I nostri risultati mostrano come errori nei parametri di acquisizione, eludendo pertanto quanto riportato in letteratura e nelle linee guida per i protocolli ottimizzati di esecuzione degli esami di CV, devono essere evitati quanto più possibile dato che aumentano la dose ai pazienti, attraverso esposizioni inutili. Al giorno d'oggi la tecnica di acquisizione è un punto importante su cui soffermarsi nella pratica quotidiana di acquisizione degli esami, dando la maggiore importanza alla quantità di radiazioni ionizzanti che viene data al paziente negli esami di routine.

BIBLIOGRAFIA

[1] Laghi A. Computed tomography colonography in 2014: An update on technique and indications World J Gastroenterol. Dec 7, 2014; 20(45): 16858–16867

[2] Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations – Report of AAPM Task Group 204, developed in collaboration with the International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) and the Image Gently campaign of Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging

Fig. 1 – Piani di riferimento per il calcolo dell'isocentro; posizione prona

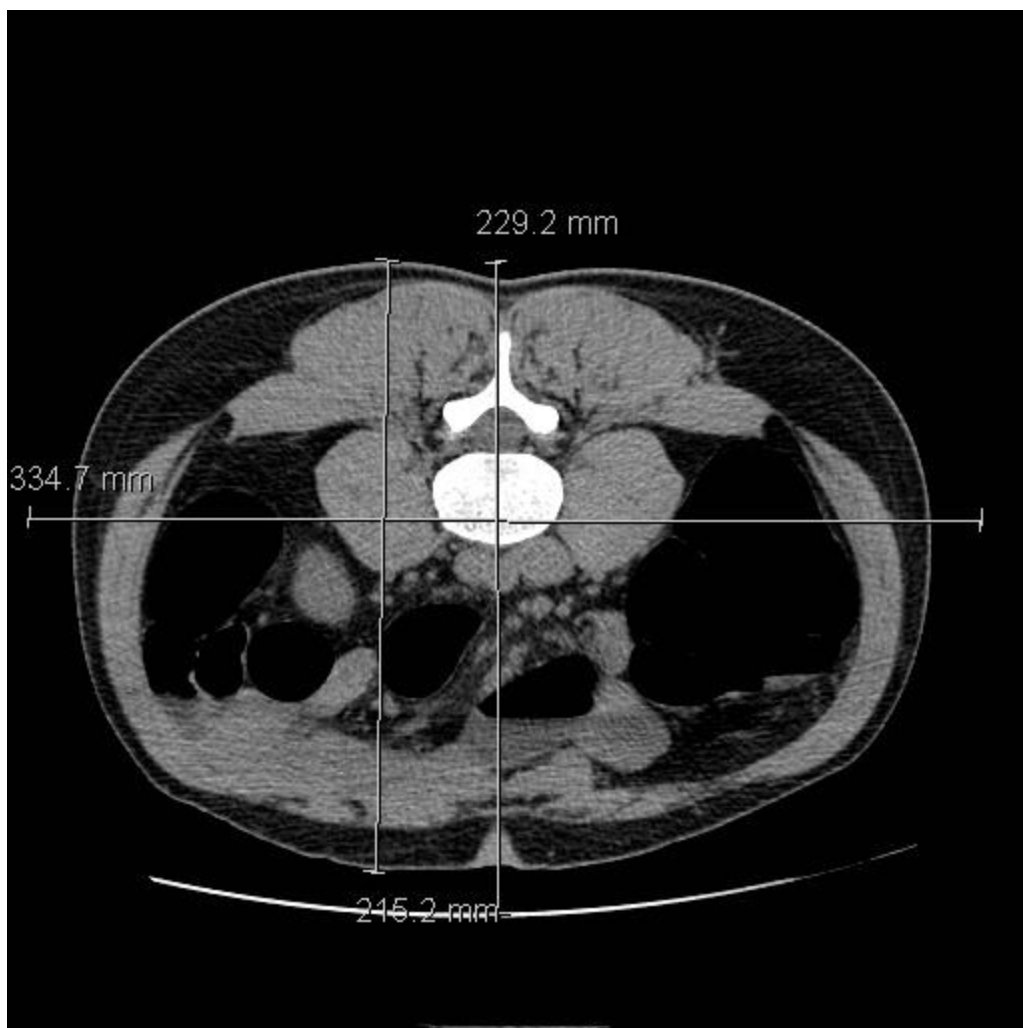
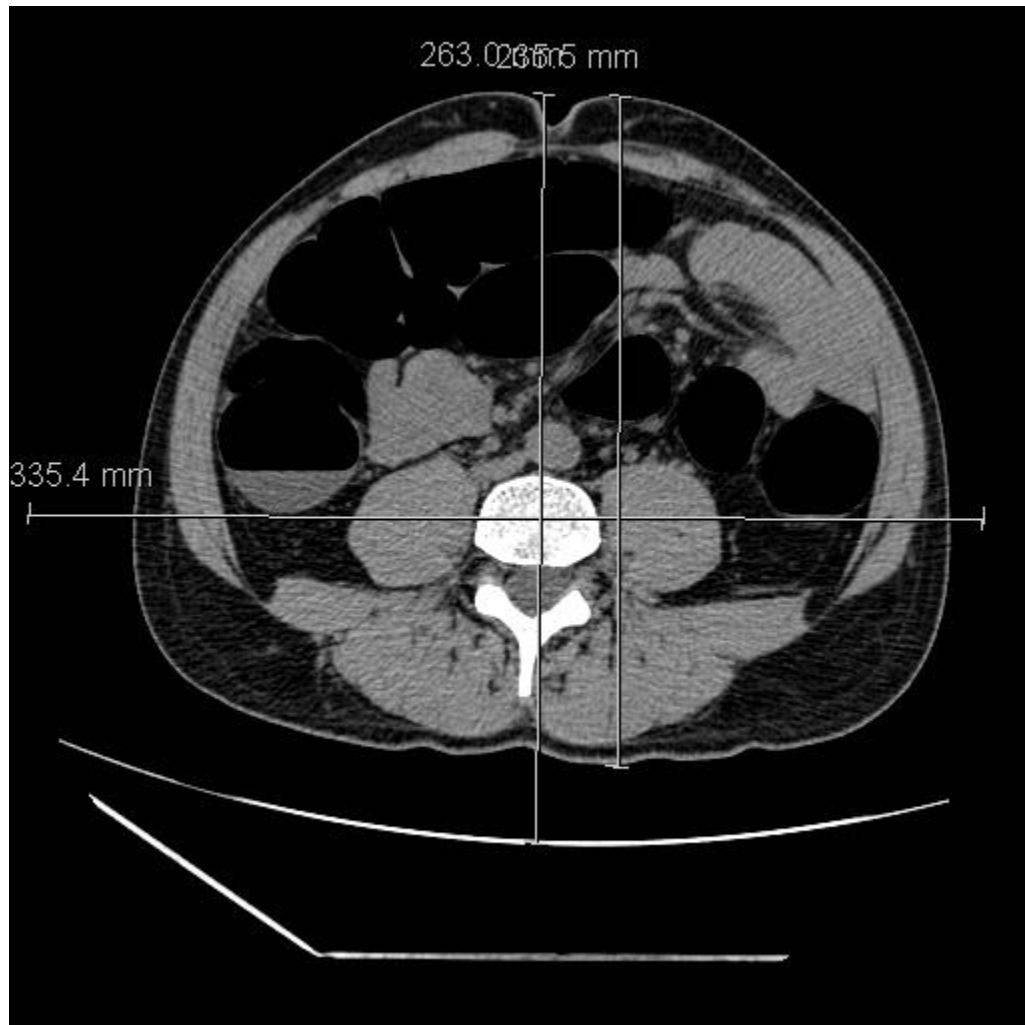


Fig.2 - Piani di riferimento per il calcolo dell'isocentro; posizione supina





Revisione delle raccomandazioni per la dimissione di pazienti affetti da carcinoma tiroideo differenziato (CTD) e trattati con ^{131}I : studio di coorte di pazienti con TSH esogeno e endogeno

L. Barone Tonghi^{1,2}, G.R. Asero^{1,3}, G.V. Di Martino^{1,2}, A.M. Gueli^{2,3}, G. Pellegriti^{1,2}

¹Azienda di Rilievo Nazionale e di Alta Specializzazione GARIBALDI, via Palermo 636, Catania, 95124

²Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, Dipartimento di Scienze Mediche Chirurgiche e Tecnologie Avanzate "G.F. Ingrassia", Università di Catania, via Santa Sofia 87, 95123 Catania

³PH3DRA Laboratories (Physics for Dating Diagnostic Dosimetry Research and Applications), Dipartimento di Fisica e Astronomia, Università di Catania & INFN - Catania, via Santa Sofia 64, 95123 Catania

e-mail: lebatonghi@hotmail.com

INTRODUZIONE

La terapia metabolica del carcinoma tiroideo differenziato (CTD) si basa sulla capacità selettiva delle cellule tiroidee di captare lo ^{131}I . Questa peculiarità selettiva nei confronti dello iodio viene amplificata mediante la stimolazione del TSH. I pazienti tiroidectomizzati prima del trattamento ablativo con lo iodio necessitano di un trattamento dedicato per stimolare il TSH (soppresso) per consentire la captazione dello iodio del residuo post-chirurgico. Generalmente ciò poteva essere ottenuto tramite l'interruzione della terapia soppressiva con Levo-tiroxina (L-T4) per quattro o più settimane in modo da ottenere livelli di TSH elevati (≥ 30 mIU/L), necessari per l'ottimale captazione del radioisotopo.

Tuttavia l'ipotiroidismo determina una ridotta qualità di vita specialmente nei pazienti giovani e rappresenta un potenziale pericolo nei pazienti anziani con patologie associate. Inoltre, nei pazienti con malattia metastatica l'incremento prolungato dei valori di TSH può rappresentare un rischio per la progressione della malattia. Negli anni novanta, studi di ingegneria genetica hanno portato alla produzione del TSH umano ricombinante (rhTSH). Dati i vantaggi in termini di qualità di vita, i modesti effetti collaterali e la ridotta esposizione radiogena dei tessuti di circa un terzo grazie a una più rapida *clearance* renale, con la relativa riduzione del potenziale rischio di neoplasie secondarie, il suo impiego è stato quindi valutato quale possibile alternativa alla sospensione della terapia ormonale con LT-4 per l'ablazione del residuo tiroideo chirurgico.

L'obiettivo di questo lavoro è quindi quello di confrontare due coorti di pazienti differenziati a seconda che la stimolazione del TSH sia stata ottenuta per via endogena o esogena (rhTSH) ed eventualmente revisionare il periodo raccomandato al momento delle dimissioni, delle indicazioni comportamentali da osservare al di fuori della struttura, soprattutto per le categorie protette, quali bambini e donne incinte. Lo studio è stato condotto acquisendo misure di rateo di equivalente di dose ambientale $\text{H}^*(10)$ su pazienti tiroidectomizzati per CTD e sottoposti a trattamento con ^{131}I .

MATERIALI E METODI

Lo studio è stato eseguito in un arco temporale di tre mesi consecutivi su una coorte di 50 pazienti tiroidectomizzati per CTD e ricoverati presso la degenza protetta dell'U.O.C. di Endocrinologia del P.O. ARNAS Garibaldi Nesima di Catania ai quali è stata somministrata un'attività di ^{131}I (1.1 o 3.7 GBq) secondo opportuni criteri clinici. Dal momento della somministrazione dell'attività a quello di dimissione dei pazienti sono state registrate misure di rateo di equivalente di dose ambientale $\text{H}^*(10)$ a intervalli di tempo prefissati (1 h, 5h, 19h, 24h, 30h e 42h) e al controllo diagnostico con *Scintigrafia Total Body* (STB) mediante camera a ionizzazione opportunamente tarata.

Le misure sono state realizzate sia a corpo intero (camera a ionizzazione ad 1 m di distanza dal paziente in posizione eretta e a 1 m al di sopra del pavimento) sia a contatto della tiroide. Dalla coorte dei 50 pazienti è stato estrapolato il gruppo di 12 pazienti cui era stato somministrato il TSH esogeno (rhTSH) per effettuare un confronto rispetto al gruppo dei 38 pazienti in cui il valore di TSH endogeno (≥ 30 mIU/L) era stato ottenuto dopo sospensione della terapia ormonale con levotiroxina (LT-4). Alle misure registrate è stato sottratto il fondo ambientale e sono state normalizzate all'attività somministrata per rendere le due coorti



confrontabili tra loro.

RISULTATI

Lo studio di coorte effettuato ha messo in evidenza una differenza tra i tempi consigliati ai pazienti al momento della dimissione dalla struttura sanitaria in rapporto ai valori di rateo di dose ambientale $H^*(10)$ misurati al momento della STB che modificano i tempi già prescritti. In particolare la coorte a cui è stato somministrato l'rhTSH ha evidenziato, tramite le misure a corpo intero, una maggiore capacità di smaltimento della radioattività grazie probabilmente a una più rapida *clearance* renale. È stato inoltre possibile evidenziare l'importanza della misura a contatto con la tiroide per trarre importanti valutazioni nella dimissione degli stessi pazienti.

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Tale lavoro *in itinere* ha permesso di mettere in risalto l'importanza della misura a contatto sulla zona della tiroide che porta a tempi consigliati diversi rispetto a quelli definiti per il corpo intero specie in considerazione delle categorie protette quali bambini e donne in gravidanza. Tali valutazioni valgono per entrambi i gruppi di pazienti esaminati. Tuttavia ulteriori studi verranno approfonditi per le misure sia sul corpo intero che a contatto della tiroide per validare quanto riscontrato per mettere in atto una nuova procedura di dimissioni.

BIBLIOGRAFIA

- [1] ICRP Publication 94, "Release of Patients after Therapy with Unsealed Radionuclides", ICRP 34 (2), 2004
- [2] ICRP Publication 103, "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", ICRP 37 (2-4), 2007
- [3] De Crescenzo S., Fattori S., Fioroni F., Indovina L., Pedroli G., "Raccomandazioni per la dimissione dei pazienti a seguito di terapia medico nucleare con ^{131}I al fine della protezione contro i rischi da radiazioni ionizzanti", 2014, AIFM Gruppo di lavoro "Fisica applicata alla Medicina Nucleare"
- [4] SIE-AIMN-AIFM, "Linee Guida per il Trattamento e Follow-up del Carcinoma Differenziato della Tiroide", 2004



Progettazione di un irradiatore autocontenuto per la calibrazione di dosimetri personali a termoluminescenza

S. Chillura Martino¹, G. Di Chiara², D. Fiore^{2,3}, N. Marchese^{2,3}, C. Pace³, A. Parlato^{1,2}, E. Tomarchio¹
¹Dipartimento Energia, Ingegneria dell'Informazione e Modelli Matematici (DEIM), V.le delle Scienze, Ed.6, 90128 Palermo (Italia)
²Centro di Ricerca Scientifica per lo Sviluppo Economico e l'Innovazione Industriale (SEII), Piazza Castelnuovo, 26/A 90141 Palermo (Italia)
³Dipartimento di Ingegneria Informatica, Modellistica, Elettronica e Sistemistica (DIMES), Università della Calabria Via Pietro Bucci 87036 Arcacavata di Rende Cosenza (IT)

e-mail: stefaniachillura@libero.it

INTRODUZIONE

I dosimetri a termoluminescenza utilizzati nel campo della dosimetria personale necessitano – per un loro corretto impiego - di una preventiva fase di calibrazione, realizzata con dose-rate compresi tra 2,5 10⁻⁴ mGy/h e 0,01 mGy/h. Per ottenere valori di dose-rate in tale range, si è progettato un irradiatore autocontenuto e autoschermato di piccole dimensioni, utilizzando una sorgente di bassa attività.

MATERIALI E METODI

La sorgente scelta per la calibrazione dei dosimetri è ²⁴¹Am, con attività pari a 50 mCi, in dotazione al Dipartimento Energia, Ingegneria dell'Informazione e Modelli Matematici (DEIM). Tale sorgente, avendo una emissione gamma principale con energia di 59,5 keV, permetterà di realizzare un irradiatore con schermature contenute.

La struttura scelta per l'irradiatore è del tipo a cassetto, in grado di assicurare condizioni di assoluta sicurezza sia durante la normale fase operativa (irradiatore chiuso) sia durante la fase di posizionamento dei dosimetri (irradiatore aperto). In questa seconda fase giocano un ruolo fondamentale un setto, che suddivide il cassetto in pre-camera e camera di irraggiamento, e il coperchio posto a copertura della pre-camera; entrambi attenuano fortemente l'eventuale radiazione diffusa evitando l'esposizione del personale.

Per il dimensionamento delle schermature la sorgente è stata considerata, cautelativamente, come puntiforme, e si è scelto il valore di dose-rate di progetto a contatto con l'irradiatore pari ad un quarto del valore limite per il personale non esposto, ossia 0,25 mSv/y.

Il materiale scelto per la realizzazione della struttura è l'acciaio, rivelatosi idoneo sia a seguito di valutazioni costruttive ed economiche, sia per la sua capacità di attenuare fino a valori radiologicamente non significativi le emissioni gamma di energia relativamente bassa (59,5 keV) prodotti dall'²⁴¹Am.

Il calcolo delle schermature è stato realizzato computando analiticamente l'intensità di dose a una data distanza, con la relazione:

$$\dot{D} = \frac{A}{4\pi x^2} \cdot E_\gamma(\text{eV}) \cdot \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_{\text{H}_2\text{O}} \cdot e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{Fe}} \cdot (\rho)_{\text{Fe}}} \cdot e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{Aria}} \cdot (\rho)_{\text{Aria}}} \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot B(E, \mu) \text{ [Gy} \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$$

che tiene conto, sia dell'attenuazione dell'aria, che dell'acciaio. Tale procedura ha permesso di stimare lo spessore della schermatura, pari a 0,015 m. Dato l'ingombro dell'irradiatore, per conferire maggiore rigidità strutturale si è deciso di maggiorare tale spessore fino ad un valore di 0,025 m, suddiviso in 0,01 m di spessore del cassetto e 0,015 m di spessore dell'involucro esterno.

La struttura dell'irradiatore si compone di tre elementi principali: cassetto, involucro esterno e coperchio (Fig.1).

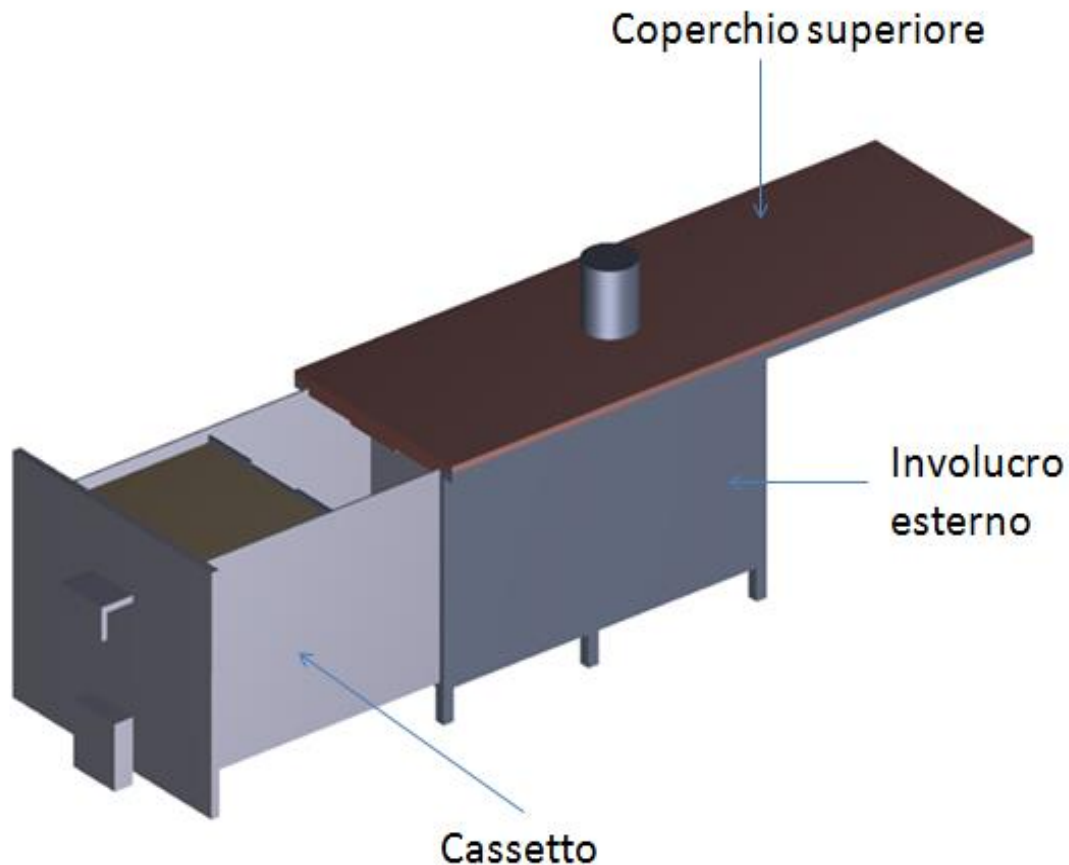


Fig. 1 – Struttura dell'irradiatore autocontenuto e autoschermato.

L'irradiatore risulta estremamente versatile in quanto, data la possibilità di posizionare i campioni a diversa distanza dalla sorgente, con l'ausilio di appositi fori di posizionamento ricavati nelle pareti interne della camera di irraggiamento, si potranno realizzare condizioni di irraggiamento con diversi valori di dose-rate, oltre a potersi irraggiare dispositivi di forma e dimensioni differenti.

RISULTATI

Note le dimensioni interne della camera di irraggiamento, pari a 0,29x0,31x0,5 m, la geometria e l'attività della sorgente di ^{241}Am , sono stati calcolati i valori di dose-rate che si possono realizzare all'interno della struttura. Per una rapida individuazione del range di dose-rate in cui opera l'irradiatore si riportano in Tab. 1 gli andamenti del dose-rate lungo i piani a distanza di 0,015 m dalla sorgente (in prossimità della sorgente) e di 0,5 m (corrispondente al fondo del cassetto). La Fig. 2 riporta la distribuzione delle curve "isodoserate" nei piani di irraggiamento estremi: il piano più lontano, a 0,5 metri dalla sorgente, ovvero il fondo della camera di irraggiamento, ed il piano più vicino, a 0,015 m alla sorgente. Dalle curve riportate in Fig. 2 si evince come tali distribuzioni siano perfettamente simmetriche. I valori di dose-rate così calcolati si dimostrano ottimali per la taratura dei dosimetri.

CONCLUSIONI

L'irradiatore a cassetto progettato, oltre ad essere ottimale per il dimensionamento dei dosimetri a termoluminescenza, presenta altre caratteristiche che lo rendono interessante. Innanzitutto, dato il basso valore di dose-rate a contatto con la struttura e dati tutti gli accorgimenti strutturali atti ad evitare la fuga di

eventuale radiazione diffusa, l'irradiatore si presenta sicuro e facilmente collocabile, in quanto non necessita di strutture specifiche o bunker.

La particolare configurazione di progettazione e l'ampio range di dose-rate, inoltre, lo rendono versatile consentendo l'irraggiamento di elementi diversi rispetto ai dosimetri, quali ad esempio i dispositivi elettronici, verso i quali sta maturando un sempre maggiore interesse a livello mondiale; in questo campo di applicazione tale irradiatore risulta essere particolarmente innovativo in quanto consentirebbe la realizzazione di test in active mode controllabili da remoto.

Tab. 1 – Andamento del dose-rate lungo i piani a 0,015 m e a 0,5 m dalla sorgente.

Distanza dalla sorgente [m]			Dose-rate [mGy/h]	Distanza dalla sorgente [m]			Dose-rate [mGy/h]
H	x	y		H	x	y	
0,015	0,01	0,01	3,82E+00	0,5	0,01	0,01	6,49E-03
0,015	0,02	0,02	1,59E+00	0,5	0,02	0,02	6,47E-03
0,015	0,03	0,03	8,02E-01	0,5	0,03	0,03	6,45E-03
0,015	0,04	0,04	4,74E-01	0,5	0,04	0,04	6,41E-03
0,015	0,05	0,05	3,11E-01	0,5	0,05	0,05	6,36E-03
0,015	0,06	0,06	2,19E-01	0,5	0,06	0,06	6,31E-03
0,015	0,07	0,07	1,62E-01	0,5	0,07	0,07	6,25E-03
0,015	0,08	0,08	1,25E-01	0,5	0,08	0,08	6,18E-03
0,015	0,09	0,09	9,88E-02	0,5	0,09	0,09	6,10E-03
0,015	0,1	0,10	8,03E-02	0,5	0,1	0,10	6,01E-03
0,015	0,11	0,11	6,65E-02	0,5	0,11	0,11	5,92E-03
0,015	0,12	0,12	5,59E-02	0,5	0,12	0,12	5,82E-03
0,015	0,13	0,13	4,77E-02	0,5	0,13	0,13	5,72E-03
0,015	0,14	0,14	4,12E-02	0,5	0,14	0,14	5,61E-03

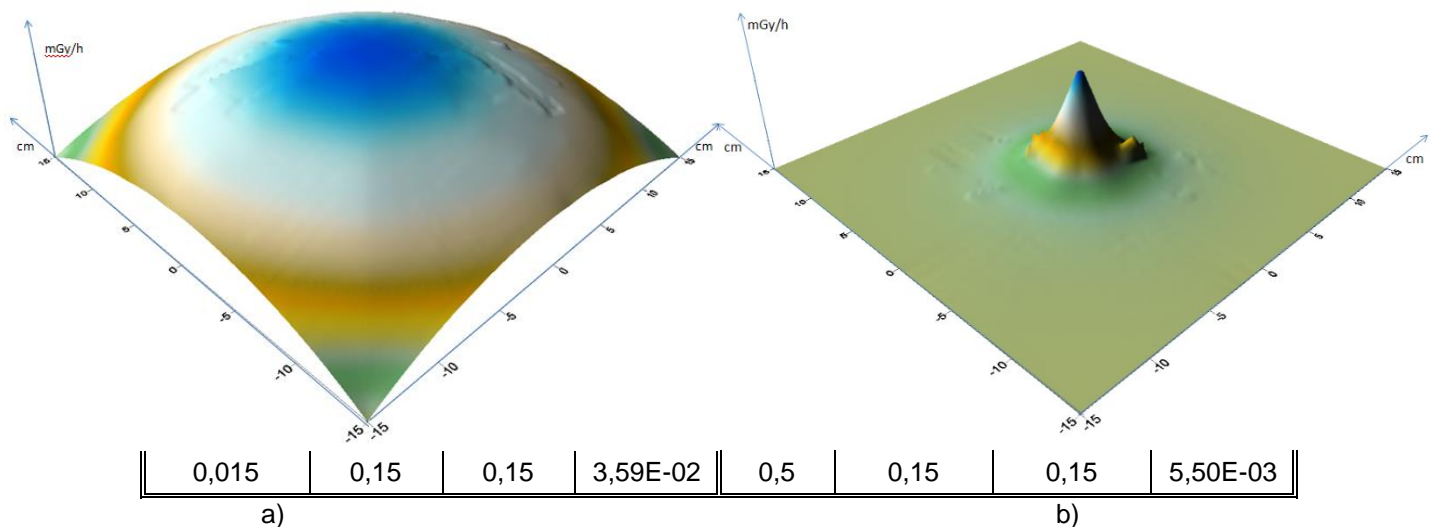


Fig. 2 – Curve isodoserate nei piani rappresentativi a) a 0,5m; b) a 0,015m dalla sorgente.

Procedura di calibrazione di un set di Dosimetri TLD secondo la ISO/ASTM51956:2005(E) e la ASTM standard E-668

G. Di Chiara¹, A. Parlato^{1,2}, E. Tomarchio²

¹Centro di Ricerca Scientifica per lo Sviluppo Economico e l'Innovazione Industriale (SEII), Piazza Castelnuovo, 26/A 90141 Palermo (Italia)

²Dipartimento Energia, Ingegneria dell'Informazione e Modelli Matematici (DEIM), V.le delle Scienze, Ed.6, 90128 Palermo (Italia)

e-mail: dichiaragaia@gmail.com

INTRODUZIONE

La misura della dose assorbita da dosimetri passivi, a seguito della loro esposizione a radiazioni ionizzanti, è una procedura fondamentale per valutare gli effetti indotti da tali radiazioni nell'ambito della dosimetria ambientale. Per effettuare delle corrette valutazioni, è stato selezionato un set di dosimetri a termoluminescenza (TLD) scelti, tra un'ampia gamma di tipologie di dosimetri a nostra disposizione, come i più idonei a fornire misure di dose attendibili (nelle prescritte condizioni di funzionamento). Tali dosimetri sono stati sottoposti ad una specifica procedura di irraggiamento e successiva lettura, allo scopo di realizzare un'opportuna calibrazione nel rispetto di quanto prescritto dalle ISO/ASTM51956:2005(E) e ASTM standard E-668 in materia di applicazione della dosimetria a termoluminescenza.

MATERIALI E METODI

Sono stati selezionati 38 dosimetri del tipo TLD 700 LiF:Mg, Ti. Previo controllo visivo dell'integrità di tutti i dosimetri, questi sono stati irradiati a quattro diversi valori di Dose (100, 200, 400 e 1000 mGy) all'interno dell'impianto di irraggiamento Gamma IGS-3, sito presso il Dipartimento di Energia, Ingegneria dell'Informazione e Modelli Matematici (DEIM), attualmente caricato con 12 sorgenti di Co⁶⁰, per un'attività totale di 111 Ci (4,1 TBq).

A validazione dei valori di Dose rate impartiti durante gli irraggiamenti, questi ultimi sono stati misurati mediante una camera di ionizzazione, disposta come in Fig. 1.



Fig. 1 – Posizionamento della camera di ionizzazione all'interno della camera di irraggiamento

Per realizzare la lettura dei dosimetri è stato utilizzato un lettore HARSHAW 3500 TLD Reader, il quale consente una lettura indiretta dei valori di dose assorbita, fornendo il valore in nC della carica raccolta all'anodo del fotomoltiplicatore, che è proporzionale all'intensità della luce emessa e, dunque, alla dose assorbita.

Per tutte le misure è stata definita ed utilizzata la seguente procedura di annealing, irraggiamento e successiva lettura:

- Annealing in forno a 400 °C per un'ora e successivo raffreddamento naturale per 24 h;

- Irraggiamento;
- Tempo di attesa prima della lettura 3 h dall'irraggiamento;
- Preriscaldamento a 50 °C per 10 s;
- Lettura con gradiente di temperatura costante di 6 °C/s, fino a raggiungimento della T massima di 400 °C.

RISULTATI

Per tutti i dosimetri, e per ogni set di irraggiamento, si è registrato il valore di carica fornito dal fotomoltiplicatore, il valor medio q_{media} di tale dato, lo scarto dal valor medio ed, infine, la standard deviation σ definita come la dispersione dei dati intorno ad un indice di posizione, nel caso specifico la media aritmetica di questi ultimi. Tale parametro, in particolare, è quello di maggior interesse per i nostri scopi, in quanto consente di verificare il rispetto con gli standard imposti dalla normativa ASTM, secondo la quale è possibile utilizzare esclusivamente il set di dosimetri per cui è verificato che

$$\sigma \leq 0.08 * q_{media}$$

Nella Tab. 1 si riportano, per tutti i 38 dosimetri e per i quattro valori di dose impartita, le risposte in nC e lo scarto, evidenziando in grassetto i casi in cui quest'ultimo supera il 5%.

Tab. 1: Risposta dei dosimetri in funzione dei valori di Dose

Dose	n° ID	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
100 mGy	q [nC]	8,0	7,9	8,3	7,6	/	7,9	7,9	7,8	7,3	6,8	7,7	7,8	7,8	8,0	7,5	7,0	7,9	7,8	8,7
	σ	4%	2%	6%	0%	/	2%	1%	2%	-10%	-11%	-1%	0%	1%	4%	-4%	-10%	1%	2%	12%
200 mGy	q [nC]	14,8	14,6	13,9	16,1	/	15,4	14,9	15,8	15,8	15,2	15,5	14,9	14,9	13,5	14,8	15,4	15,2	14,9	17,7
	σ	-1%	-4%	-9%	8%	/	3%	-2%	5%	-1%	1%	2%	-2%	-2%	-11%	-3%	1%	0%	0%	16%
400 mGy	q [nC]	32,0	33,2	30,5	32,6	22,5	32,9	31,5	32,5	33,3	32,7	32,6	31,7	31,6	29,5	32,3	32,6	34,6	32,1	35,9
	σ	1%	4%	-5%	3%	-7%	4%	-1%	3%	-1%	3%	2%	-1%	-2%	-8%	0%	2%	8%	2%	12%
1000 mGy	q [nC]	73,6	73,6	70,3	76,8	50,6	77,4	74,3	78,6	80,8	77,0	78,3	76,2	76,6	71,3	75,8	78,1	79,0	76,8	82,9
	σ	-1%	-2%	-7%	3%	-1%	4%	-1%	6%	2%	3%	4%	1%	1%	-5%	0%	4%	5%	4%	10%

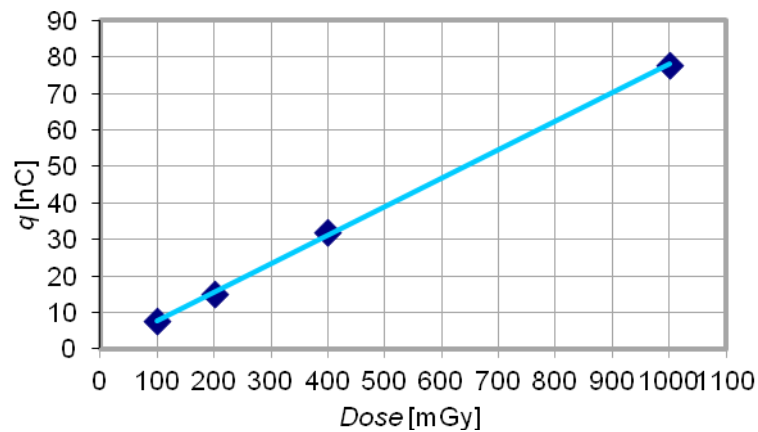
Dose	n° ID	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38
100 mGy	q [nC]	8,0	7,9	8,3	7,6	8,7	7,9	7,9	7,8	7,3	6,8	7,7	7,8	7,8	8,0	7,5	7,0	7,9	7,8	5,6
	σ	5%	3%	8%	0%	13%	3%	3%	2%	-4%	-11%	0%	2%	3%	5%	-2%	-9%	3%	2%	-27%
200 mGy	q [nC]	14,8	14,6	13,9	16,1	11,0	15,4	14,9	15,8	15,8	15,2	15,5	14,9	14,9	13,5	14,8	15,4	15,2	14,9	17,7
	σ	-1%	-3%	-7%	8%	-27%	3%	-1%	5%	6%	2%	3%	0%	0%	-10%	-1%	3%	2%	0%	18%
400 mGy	q [nC]	33,6	33,1	32,5	32,0	32,1	33,2	30,9	31,6	31,4	33,2	33,1	33,8	32,0	32,7	30,8	31,5	32,8	30,3	31,6
	σ	4%	3%	1%	-1%	0%	3%	-4%	-2%	-3%	3%	3%	5%	-1%	2%	-5%	-2%	2%	-6%	-2%
1000 mGy	q [nC]	83,0	80,3	80,8	81,5	78,8	82,6	78,4	79,2	78,1	80,6	79,6	84,1	80,9	82,4	78,5	78,9	76,1	83,7	82,8
	σ	3%	0%	0%	1%	-2%	3%	-3%	-2%	-3%	0%	-1%	4%	0%	2%	-3%	-2%	-6%	4%	3%

La Tab. 2 fornisce un quadro riassuntivo dei principali parametri calcolati riportando, per i quattro test di irraggiamento effettuati, il valore di carica mediato sui 38 dosimetri, la standard deviation ed il suo valore massimo ammissibile.

La Fig. 2 mostra la curva di taratura dei dosimetri, ottenuta interpolando i quattro valori di risposta riportati in Tab. 2, in funzione dei rispettivi valori di dose impartita.

Tab. 2: Quadro riassuntivo dei valori di risposta e di standard deviation, in funzione della dose impartita

Dose	q_{media} [nC]	σ	$0.08 * q_{media}$
100	7,70	0,55	0,62
200	15,06	1,11	1,21
400	32,07	1,98	2,57
1000	77,85	5,61	6,23


 Fig. 2 – Curva di taratura dei dosimetri del tipo TLD 700 LiF:Mg; retta di calibrazione $q = 0,0781Dose - 0,0165$

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

Dall'analisi dei risultati riportati in Tab. 1 si evince come, ad esclusione del dosimetro n° 5 che è risultato danneggiato, per ogni test e per ogni dosimetro è stato possibile ottenere una risposta il più possibile stabile e riproducibile.

Dall'esame dei valori di σ calcolati per i singoli test e riportati in Tab. 2, si evince come questi si mantengano sempre ben al di sotto del massimo valore ammissibile, garantendo così il rispetto di quanto imposto dalla normativa.

BIBLIOGRAFIA

[1] ASTM International E 668 - 05, *Standard Practice for Application of Thermoluminescence-Dosimetry (TLD) Systems for Determining Absorbed Dose in Radiation-Hardness Testing of Electronic Devices.*

Procedura di calibrazione di sistemi dosimetrici a film radio-cromici GAFCHROMIC® mod. HD-V2

F. Martorana^{1,2}, G. Di Chiara¹, G. Perrone^{1,2}, G. Giangrande²,
C. Ganci², A. Parlato^{1,2}, E. Tomarchio²

¹ Centro di Ricerca Scientifica dello Sviluppo Economico e Innovazione Industriale (S.E.I.I.),
Piazza Castelnuovo 26 /A, 90141 Palermo (IT)

² Dipartimento Energia, Ingegneria dell'informazione e Modelli Matematici (DEIM), Università degli Studi di
Palermo, Viale delle Scienze Ed. 6, 90128 Palermo (IT)

e-mail: francescamartoranafm@gmail.com

INTRODUZIONE

I sistemi dosimetrici a film radiocromici vengono utilizzati nelle misure della dose assorbita da vari materiali sottoposti a radiazioni ionizzanti, nei quali avvengono reazioni chimiche che intensificano le bande ottiche d'assorbimento determinata, quest'ultima, tramite l'utilizzo di uno spettrofotometro.

L'impiego di questi sistemi comporta una preliminare calibrazione degli stessi in riferimento a standard internazionali.

La dose rilevata fa riferimento generalmente alla dose assorbita in acqua anche se è possibile determinare la stessa in altri materiali tramite opportuni fattori correttivi.

L'interesse verso questi sistemi dosimetrici è relativo all'impiego in processi industriali d'irraggiamento, quali possono essere quelli di sterilizzazione di materiale medico-sanitario o di food-processing.

MATERIALI E METODI

I dosimetri utilizzati sono della GAFCHROMIC® modello HD-V2 nei quali è stato implementato rispetto alla precedente generazione HD810, un marcatore che consente di ottenere gli stessi benefici della dosimetria multi-canale.

Questo dosimetro presenta una struttura asimmetrica, come mostrato in figura 1

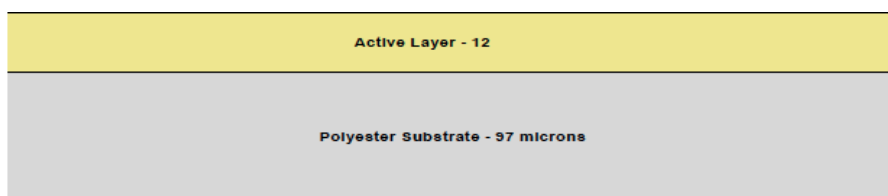


Figura 1 – Configurazione del dosimetro a film GafChromic® HD-V2

Il film è costituito da uno strato attivo di spessore pari a 12 μm fissato su un substrato di supporto in poliestere dello spessore di 97 μm . Le principali caratteristiche tecniche dei dosimetri sono:

- Range di Dose indicato fino a 1000 Gy
- Sviluppi in tempo reale senza trattamenti post esposizione;
- Energy-dependence: minima differenza di risposta nel range da 100 keV fino al MeV;
- Proprietà tessuto equivalente;
- Alta risoluzione spaziale fino a 5 μm ;
- Strato attivo d'esposizione per la rivelazione di fotoni o elettroni a basse energie.

Quando la parte attiva viene esposta alla radiazione ionizzante, questa reagisce formando un polimero di colore blue con assorbimento massimo (A_{max}) approssimativamente a 670 nm.

Per le procedure di calibrazione dei dosimetri si è fatto riferimento allo standard ISO/ASTM 51275:2004 (E) [1], evincendosi la possibilità di calibrare il dosimetro in accordo alla procedura indicata dalla casa produttrice che generalmente fornisce sia i dettagli del processo di calibrazione sia i requisiti di garanzia di qualità.

Per la procedura di irraggiamento viene determinato il valore d'assorbimento pre-irraggiamento per ognuno dei

dosimetri alla lunghezza d'onda stabilita, nello specifico 677 nm; successivamente viene effettuato l'irraggiamento degli stessi con l'ausilio di una sorgente gamma di Co-60 (energia media dei γ pari a 1.25 MeV), a diversi valori di dose, es. 0, 10, 50, 100 e 250 Gy, con dose-rate pari a 2,071 Gy/m.

RISULTATI

In Tabella 1 sono riportate le misure di assorbanza A dei campioni irradiati, organizzati in batch da 5 dosimetri, ottenuti con l'impiego dello spettrofotometro della Perkin-Elmer modello Lambda 650.

Dose [Gy/m]	Dosimetro 1 A [nm]	Dosimetro 2 A [nm]	Dosimetro 3 A [nm]	Dosimetro 4 A [nm]	Dosimetro 5 A [nm]
0	0,61582	0,61168	0,71379	0,71986	0,72863
10	0,7765	0,78468	0,78114	0,84279	0,85877
50	1,361	1,3704	1,3274	1,31	1,2569
100	1,6539	1,7637	1,7215	1,7499	1,7589
250	3,2323	3,2559	3,053	3,1556	3,3252

Tabella 1 – Valori di Assorbanza dei vari dosimetri

I dati sopra riportati si limitano al valore di 250 Gy, già ben oltre i normali valori di dose che si hanno nei normali processi e, comunque, sufficienti per determinare la retta di calibrazione nella zona nostra di interesse.

Dopo un'attenta analisi dei dati ottenuti è stato possibile realizzare la curva di calibrazione riportata in Figura 2. La curva di calibrazione conferma che i dosimetri Gafchromic® HD-V2 hanno una risposta lineare in maniera pressoché lineare nel range di dose 0-250 Gy.

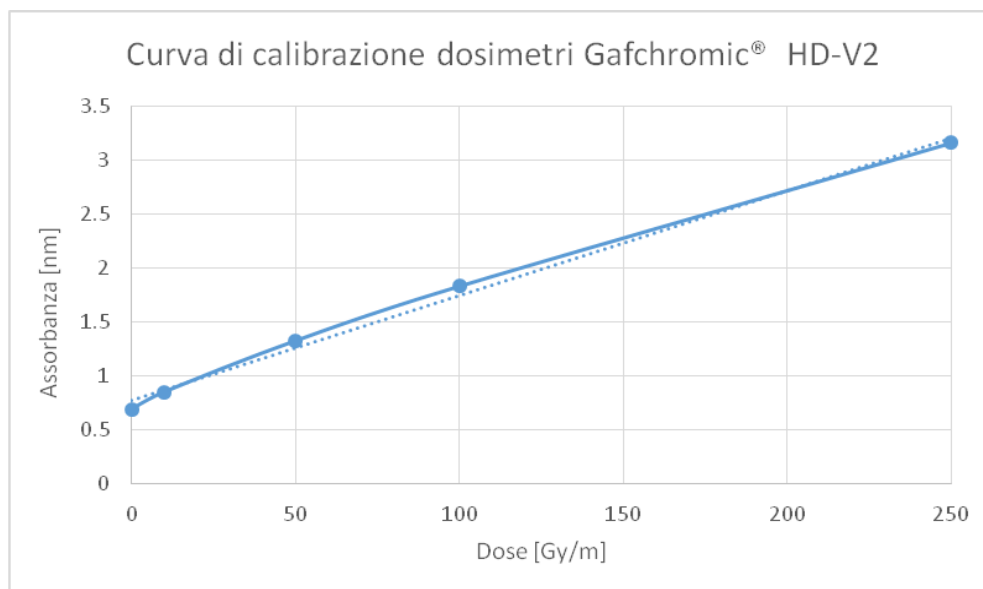


Figura 2 – Curva di calibrazione dosimetri GafChromic® HD-V2

BIBLIOGRAFIA

- [1] Standard Practice for Use of a Radiochromic Film Dosimetry System. ISO/ASTM 51275:2004 (E) **2004**.
- [2] GAFCHROMIC® Dosimetry Media, Type HD-V2 User Guide.



Una procedura per la gestione informatizzata della radioprotezione

Paolo Randaccio

Dipartimento di Fisica, Università di Cagliari, Cittadella Universitaria - 09042 Monserrato

e-mail: paolo.randaccio@ca.infn.it

INTRODUZIONE

La documentazione prodotta nelle attività di radioprotezione è vasta e molteplice, si parte dalle relazioni periodiche e provvedimenti di intervento per poi proseguire con un lungo elenco di documenti come le schede di rischio, la classificazione del personale, la compilazione delle schede dosimetriche, le comunicazioni preventive di pratica, la trasmissione periodica delle dosi al medico autorizzato oltre a numerose comunicazioni periodiche da inviare a datore di lavoro, responsabili della sicurezza, preposti, lavoratori.

Il fatto di poter archiviare tutti i documenti in un server accessibile in rete eliminando per quanto possibile la documentazione cartacea oltre ad essere un obbligo di legge risulta un metodo per rintracciare rapidamente tutti i documenti purché organizzati in modo organico in un database. Inoltre la possibilità di poter aggiornare e archiviare le schede personali dosimetriche in un sistema di elaborazione automatica dei dati, come previsto dalle norme del Dlgs 230 Allegato XI, semplifica una delle attività più stressanti soprattutto nelle situazioni dove il numero di lavoratori esposti è dell'ordine di diverse centinaia.

MATERIALI E METODI

Le figure coinvolte nelle procedure della radioprotezione sono diverse, oltre all'Esperto Qualificato, che è il principale responsabile della gestione della documentazione, devono poter accedere al sistema di gestione informatizzato il Medico Autorizzato e/o il Medico Competente, la Direzione Sanitaria nel caso di strutture ospedaliere e il Servizio di Prevenzione e Protezione nelle altre situazioni, i responsabili dei vari settori della azienda, il Fisico Medico dove tale figura è prevista, i Lavoratori che devono poter accedere alle valutazioni dosimetriche di loro competenza secondo quanto previsto dall'art. 61 comma h) del Dlgs 230. Per poter coinvolgere i vari responsabili e i fruitori della documentazione di radioprotezione è stato predisposto un server accessibile all'interno della rete LAN della azienda, alle singole figure coinvolte viene assegnata una credenziale per l'accesso limitato alle funzioni di loro competenza, in particolare ai lavoratori viene assegnata una password per la visualizzazione dei dati dosimetrici di loro competenza e altre informazioni accessorie quali la scheda di rischio, grafici statistici, immagini dei dosimetri, metodo dosimetrico utilizzato per la valutazione della dose.

Per rispettare quanto previsto dalla legislazione e in particolare dal citato Allegato XI del Dlgs 230 tutti i dati sono duplicati su un server di backup disposto fisicamente in un'altra sede, con regolarità giornaliera tutti i nuovi documenti sono riversati su questo server. Tutti i documenti sono accompagnati da un protocollo e sono registrati in un database con una serie di chiavi di ricerca, quali la tipologia del documento, la data di produzione, il reparto di appartenenza, il lavoratore interessato.

Al fine di agevolare le procedure per la valutazione del rischio, per la produzione di documentazione statistica, per l'invio di documenti e per tutte le attività programmate sono state predisposte numerose procedure automatiche per la creazione di grafici, elaborati di calcolo di cui si allega un esempio relativo alla valutazione della dose agli operatori coinvolti in pratiche di radiologia interventistica.

Ogni documento viene inviato alle persone interessate tramite posta elettronica certificata allegando tutti gli elaborati relativi alla specifica procedura, ciò consente di certificare la produzione del documento nella data di effettiva emissione.

RISULTATI

Una corretta gestione della radioprotezione deve essere accompagnata dalle conoscenze in materie quali la Fisica Nucleare, il funzionamento di apparati per la produzione di raggi X, la interazione radiazione materia. E' inoltre necessario avere a disposizione per i programmi di calcolo le tabelle previste dalle normative come ad esempio quella relativa ai coefficienti di dose impegnata efficace in funzione della attività inalata o ingerita. La procedura per la gestione della radioprotezione consente di avere a disposizione gli strumenti per la valutazione, in fase di progetto di nuove installazioni, della esposizione dei lavoratori sia nel caso di apparati radiologici sia per l'uso di sostanze radioattive. Inoltre per la valutazione rapida delle condizioni di lavoro e del livello di rischio vengono prodotti diversi elaborati grafici che consentono di evidenziare situazioni anomale o variazioni significative nel corso degli anni.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Il sistema che viene presentato nasce da una esperienza pluri-decennale nel campo della radioprotezione e della dosimetria, ci sono tante altre realizzazioni analoghe ed è auspicabile confrontare le esperienze al fine di attingere nuove idee e suggerimenti per poter svolgere con efficacia una attività che richiede molta attenzione e puntualità oltre ad una profonda preparazione in campo scientifico e la conoscenza della legislazione che è in continua evoluzione.

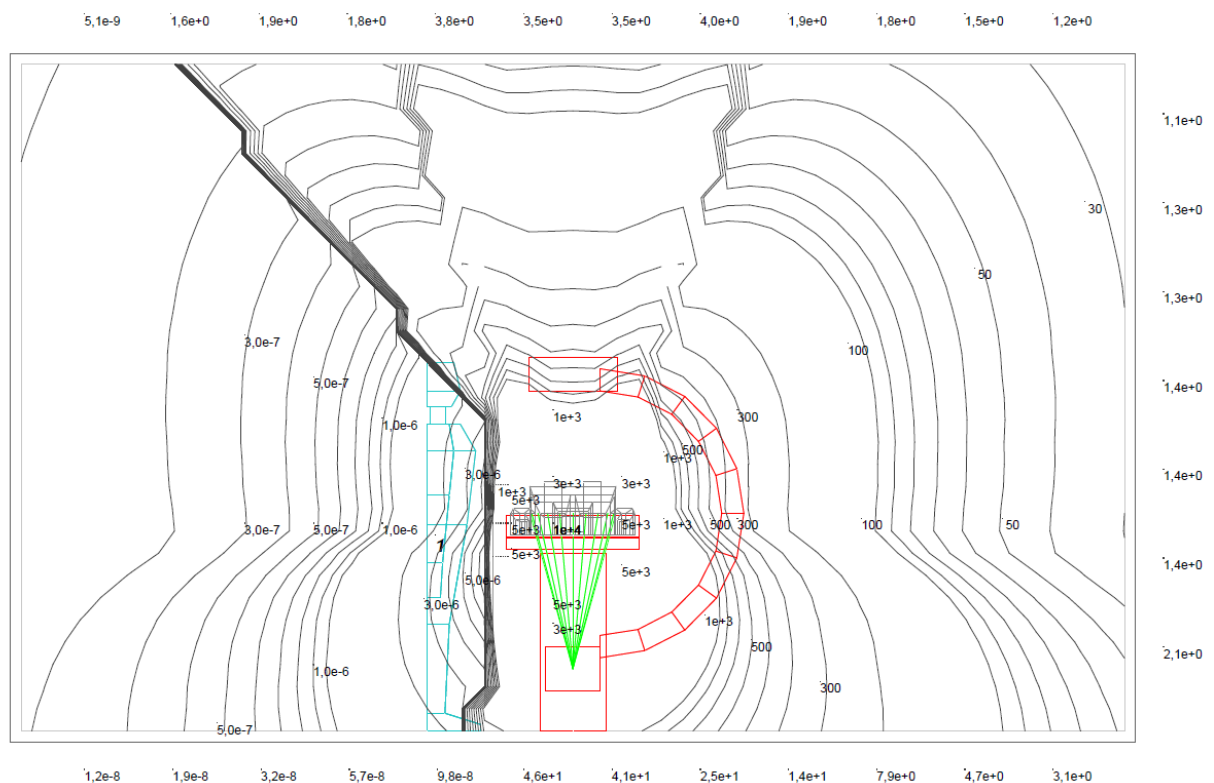


Fig. 1 – Simulazione delle curve isodosi in Radiologia Interventistica, Viene valutata la attenuazione del camice anti



Determinazione della componente gamma nella colone termica del reattore TRIGA di Pavia tramite Dosimetri ESR di alanina

S.Gallo^{1,2}, M.Marrale^{1,2}, M.Ferrari^{3,4}, A.Longo^{1,2}, S.Panzeca^{1,2}, G. Collura¹, S. Nici¹,
S.Bortolussi^{3,4}, G.Iacoviello⁵, I.Postuma^{3,4}, N.Protti^{3,4}, S.Altieri^{3,4}

¹ Dipartimento di Fisica e Chimica, Università degli Studi di Palermo, viale delle Scienze, Ed. 18, Palermo.

² Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN) – Sezione di Catania, via Santa Sofia 64, 95123 Catania.

³ Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN) – Sezione di Pavia, via Bassi 6, 27100 Pavia.

⁴ Dipartimento di Fisica, Università di Pavia, via Bassi 6, 27100 Pavia.

⁵ U.O.C. Fisica Sanitaria – A.R.N.A.S. Ospedale Civico Palermo.

e-mail: maurizio.marrale@unipa.it

INTRODUZIONE

La Terapia per Cattura Neutronica con Boro (BNCT) è un tipo di radioterapia non convenzionale basata sulla reazione nucleare di cattura neutronica indotta dai neutroni termici ($E < 0.5$ eV) sui nuclei di B10, un isotopo stabile dell'elemento boro. Come illustrato dall'equazione seguente, la reazione di cattura emette particelle cariche secondarie caratterizzate da un alto Linear Energy Transfer (LET).

Grazie alla deposizione locale di energia delle particelle ad alto LET, la BNCT sfrutta la distribuzione intracellulare del B10 per danneggiare selettivamente le cellule tumorali (Locher, 1936). La sezione d'urto microscopica di questa reazione è pari a 3837 barns per neutroni da 25 meV mentre il valore Q è positivo e pari a 2.79 MeV.

I *range* in tessuto della particella α e del nucleo di rinculo Li7 valgono rispettivamente 9 e 5 μm . Questi valori sono confrontabili con il diametro medio di una cellula umana, quantificabile intorno ai 10 μm . Da questo si ricava che l'energia liberata dalla cattura neutronica sul B10 viene assorbita principalmente dalla cellula che ha inglobato il nucleo di boro coinvolgendo blandamente le cellule circostanti. Per questa sua caratteristica la BNCT è una radioterapia con "selettività cellulare".

La coppia (α ,Li7) può provocare rotture irreparabili alla molecola di DNA. Con fluenze di neutroni termici dell'ordine di 10^{12} cm^{-2} la quantità di B10 richiesta per provocare la morte cellulare con alta efficienza è dell'ordine di 10^9 atomi/cellula, equivalente a circa 20-30 ppm. Il contributo di dose ai tessuti sani, deriva principalmente dalle reazioni di cattura indotte da neutroni termici su H e N; le sezioni d'urto sono rispettivamente 0.322 e 1.8 barn; in seguito alla cattura vengono emessi rispettivamente un raggio γ da 2.2 MeV e un protone di alto LET da circa 600 keV (*range* in tessuto di circa 12 μm); l'eventuale contaminazione da neutroni veloci nel fascio contribuisce alla dose mediante i protoni di rinculo dello scattering elastico sull'idrogeno.

Le sorgenti finora utilizzate in BNCT sono i reattori nucleari di ricerca che stanno per essere sostituiti da acceleratori di protoni.

Lo spettro dei neutroni dipende fortemente dalla natura e dallo spessore dei materiali utilizzati per conformare l'energia del fascio al target tumorale (tumori superficiali VS tumori profondi) ma è in ogni caso contaminato da una certa frazione di neutroni veloci; inoltre normalmente è presente anche una contaminazione da fotoni derivanti dalla fissione e dai processi di cattura radiativa indotta nei materiali strutturali del canale di irraggiamento (filtri, moderatori, ecc...). L'intensità dei gamma derivanti dalla fissione può essere ridotta fino a renderla trascurabile mediante l'impiego di opportuni filtri, quali ad esempio bismuto o piombo; quello derivante dalle catture radiative può essere ridotto con una oculata scelta dei materiali strutturali del canale di irraggiamento.

Scopo della campagna di misure qui presentate è stato quello di quantificare la dose γ che caratterizza il campo misto della facility a neutroni termici del reattore **TRIGA Mark II** dell'Università di Pavia, dove da

diversi anni si sta portando avanti una intensa attività di ricerca volta a dimostrare l'efficacia della BNCT nel trattamento di tumori diffusi al fegato e al polmone e all'osteosarcoma dell'arto. La potenza nominale in regime stazionario del reattore nucleare di ricerca del tipo TRIGA Mark II è di 250 kW ed il reattore è di tipo termico a piscina aperta, con acqua leggera per moderare i neutroni e refrigerare il combustibile nucleare. Il campo di radiazione della facility è dominato dai neutroni termici che, lungo la direzione maggiore del vano, hanno un flusso che varia da $10^{10} \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ a $10^9 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$.

Per questa quantificazione della dose γ sono stati utilizzati dosimetri a risonanza di spin elettronico (ESR) di alanina. I campioni a base di alanina trovano largo uso nella dosimetria ESR per le loro caratteristiche dosimetriche quali la tessuto-equivalenza, la linearità di risposta alla dose in un ampio range, l'alta stabilità nel tempo segnale radio-indotto, la non distruttività del segnale durante le procedure di lettura, l'indipendenza dal rateo di dose, l'assenza di trattamento del campione prima della misura ESR e il basso costo. Queste caratteristiche, se associate alla possibilità di riconoscere le varie componenti di un campo misto di radiazione, rendono l'alanina un ottimo candidato per le applicazioni dosimetriche in ambito clinico.

MATERIALI E METODI

Il presente lavoro descrive gli ultimi studi effettuati su tale componente, in particolare la misura della dose da fotoni mediante rivelatori ESR di alanina in 3 posizioni all'interno della cavità, due delle quali abitualmente utilizzate per condurre esperimenti in vitro e in vivo (POS 1) di BNCT oltre che per misurare la concentrazione di B10 in campioni biologici (POS 3).

Il lavoro è stato condotto tramite la seguente procedura:

1. simulazione Monte Carlo del reattore, in particolare della facility a neutroni termici e calcolo dello spettro γ in tre posizioni di irraggiamento;
2. progettazione mediante simulazioni Monte Carlo dei supporti impiegati nelle misure per assicurare le condizioni di CPE (Charged Particles Equilibrium) e per separare le componenti fotonica e neutronica del campo;
3. ottimizzazione del set-up di irraggiamento per la calibrazione dei rivelatori;
4. irraggiamento dei rivelatori "nudi" e schermati per separare i contributi alla dose dovuti alla componente neutronica termica e a quella fotonica.

I dosimetri ESR a base di alanina sono prodotti dalla Gamma Service (Germania). Le misure ESR sono state effettuate mediante lo spettrometro Bruker ECS 106.

Per garantire le condizioni di CPE durante l'irraggiamento dei rivelatori e nelle procedure di calibrazione si è fatto uso di opportuni contenitori di grafite progettati mediante simulazioni Monte Carlo, come riportato nella successiva sezione.

Infine, per permettere la separazione del contributo neutronico e fotonico alla dose totale letta dai rivelatori, si è fatto uso di un contenitore cavo in Teflon riempito con polvere di carbonato di litio, arricchito al 95% in ^6Li . Grazie alla reazione di cattura neutronica sul ^6Li , $^6\text{Li}(n,\alpha)^3\text{H}$ (sezione d'urto = 960 barns a 25 meV), è possibile rimuovere efficacemente i neutroni termici senza aggiungere dose γ nella posizione di irraggiamento. La calibrazione a fotoni è stata effettuata irradiando (fino a 20 Gy) diversi set di dosimetri di alanina tramite fotoni da 6MV utilizzando l'acceleratore lineare PrimusLow (Siemens®) situato presso l'Unità Operativa Complessa di Fisica Sanitaria dell'Ospedale A.R.N.A.S. Civico di Palermo. I campioni di alanina sono stati irradiati all'interno di contenitori di grafite (materiale che si discosta dai tessuti molli in termini di densità e di coefficiente assorbimento energetico massico). La stima della dose assoluta è stata fatta tramite una camera a ionizzazione (C.I.) anch'essa posta all'interno di un fantoccio di grafite. L'attività sperimentale vera e propria è stata affiancata da un ampio studio computazionale del campo di neutroni e fotoni nelle tre posizioni della cavità di irraggiamento.

RISULTATI e DISCUSSIONE

In tab. 1 è riportato il confronto tra le dosi totali simulate e misurate con i rivelatori ESR nelle tre posizioni di irraggiamento oltre alle componenti di dose già descritte (solo simulazione Monte Carlo). Si sono considerate le diverse condizioni di irraggiamento: U = Unshielded, S = Shielded, U+G = Unshielded + Graphite, S+G = Shielded + Graphite, che verranno giustificate nel seguito.

	Dose (Gy)	Err %	Dose (Gy)	Err %	Dose (Gy)	Err %	Dose (Gy)	Err %
Irraggiamento	U		S		U+G		S+G	
POS 1								
$^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$	68.6	0.0004	0.1	0.08	68.6	0.0004	0.09	0.03
$^1\text{H}(n,n')^1\text{H}'$	2.4	0.07	1.96	0.007	2.42	0.07	2.08	0.05
γ background	5.56	0.01	5.32	0.03	5.62	0.006	5.34	0.02
$^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$	0.38	0.0002	-	-	0.38	0.004	--	--
tot (sim)	75.98	0.004	6.60	0.03	76.05	0.004	6.68	0.03
tot (mis)	36.76	0.03	6.66	0.03	37.18	0.03	6.60	0.05
POS 2								
$^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$	27.3	0.005	0.04	0.08	29.76	0.004	0.05	0.05
$^1\text{H}(n,n')^1\text{H}'$	0.59	0.13	0.43	0.1	0.49	0.12	0.45	0.1
γ background	2.90	0.007	2.76	0.03	2.90	0.006	2.76	0.02
$^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$	0.15	0.007	--	--	0.16	0.004	--	--
tot (sim)	30.70	0.004	3.06	0.03	33.11	0.004	3.08	0.03
tot (mis)	14.13	0.05	2.81	0.05	15.36	0.04	2.82	0.08
POS 3								
$^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$	11.07	0.004	0.02	0.04	16.59	0.003	0.03	0.05
$^1\text{H}(n,n')^1\text{H}'$	0.24	0.2	0.13	0.12	0.19	0.1	0.15	0.1
γ background	2.28	0.01	2.14	0.03	1.72	0.01	1.6	0.03
$^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$	0.06	0.07	--	--	0.09	0.003	--	--
tot (sim)	13.55	0.004	2.24	0.03	18.52	0.004	1.72	0.03
tot (mis)	6.29	0.06	1.18	0.14	8.36	0.04	1.70	0.06

Tabella 1 – Dose totale e componenti di dose simulate nei volumi di alanina dei dosimetri, confrontate con le misure registrate dai rivelatori.

Il confronto delle dosi totali simulate e misurate risulta molto buono entro gli errori sperimentali per il set-up di irraggiamento con schermo di carbonato di litio, come riportato in tab. 1, colonne S e S+G, e va a validare la simulazione Monte Carlo in particolare per quel che concerne il trasporto dei fotoni. Un discorso diverso va fatto nei casi dei rivelatori "nudi" (tab. 1, colonne U e U+G). I valori simulati presentano sempre un fattore 2 rispetto ai risultati delle misure. Si deve considerare che in assenza dello schermo litiato la principale componente di dose è quella dovuta ai protoni delle reazioni di cattura termica sull'azoto dell'alanina. Il fattore di peso per la risposta dei rivelatori a questa radiazione non è al momento noto con precisione e quindi non è stato possibile correggere opportunamente il contributo alla dose totale dovuto all'interazione dei neutroni termici. Avendo però a disposizione le diverse componenti di dose fisica dalle simulazioni, si può ricavare un fattore di peso pari a 0.4 per i neutroni termici, valore che avvicina ottimamente le dosi simulate a quelle calcolate, come mostrato in tab. 2.

Radiazione	Fattore di peso (RE)	Posizione di irraggiamento		Dose (Gy)
$^1\text{H}(n,n')^1\text{H}'$	0.6	POS 1	sim	34.82
γ background	1		mis	36.76
$^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$	0.4	POS 2	sim	14.27
			mis	14.13
		POS 3	sim	6.89
			mis	6.29

Tabella 2 – confronto tra le dosi totali simulate e misurate nei rivelatori irraggiati in POS 1, assumendo come fattore di peso per la componente neutronica termica un fattore RE pari a 0.4

CONCLUSIONI

Da questo lavoro si conclude che la procedura seguita che sfrutta in combinazione la simulazione Monte Carlo e la dosimetria con alanina permette la caratterizzazione delle componenti fotonica e neutronica di un campo misto.



High energy radiation processing for the synthesis of insulin nanocarriers for the development of a new strategy for the treatment of Alzheimer's Disease

Clelia Dispenza^{1,2}, Maria Antonietta Sabatino¹, Lorena Anna Ditta¹, Giuseppe Spadaro¹
Valeria Militello³
Pier Luigi San Biagio⁴, Daniela Giacomazza⁴
Pasquale Picone⁵, Laura Cristaldi⁵, Domenico Nuzzo⁵, Marta Di Carlo⁵

1. *Dipartimento di Ingegneria Chimica, Gestionale, Informatica, Meccanica, Università di Palermo, Viale delle Scienze, Building 6, 90128 Palermo (PA), Italy*
2. *School of Chemical Science and Engineering, Department of Fiber and Polymer Technology, Royal Institute of Technology (KTH), SE-100 44, Stockholm, Sweden*
3. *Dipartimento di Fisica e Chimica, Università di Palermo, Viale delle Scienze, Building 18, 90128 Palermo (PA), Italy*
4. *Istituto di BioFisica (IBF), Consiglio Nazionale delle Ricerche, Via U. La Malfa, 153, 90146 Palermo (PA), Italy*
5. *Istituto di Biomedicina e Immunologia Molecolare "A. Monroy" (IBIM), Consiglio Nazionale delle Ricerche, Via U. La Malfa, 153, 90146 Palermo (PA), Italy*

e-mail: clelia.dispenza@unipa.it

INTRODUCTION

Nanogels are nanoscalar polymeric networks, characterized by a dynamic internal structure and a flexible adaptive shape. When they are used as drug carriers, their flexibility and shape changing ability can facilitate the bypass of biological barriers, ensure protection of the payload and enable interaction of any attached ligand with its receptors. Poly(N-vinyl pyrrolidone)-co-acrylic acid nanogels (NGs) have been produced by e-beam irradiation of diluted aqueous solutions of a water-soluble polymer in the presence of a small amount of acrylic acid. In particular, industrial accelerators and the typical set-ups and doses applied for sterilization have been used. [1, 2] Particle size, molecular weight and functionalization can be controlled by a proper selection of polymer concentration and irradiation parameters, such as dose-rate and total dose imparted [3]. In recent years, a growing body of evidence has linked insulin resistance and insulin action to Alzheimer's Disease (AD), a condition also referred to as Type 3 Diabetes (T3D) [4,5]. Recently, it has been demonstrated that insulin is capable of reducing toxicity induced by A β oligomers, the protein mainly involved in AD onset, by inhibition of the intrinsic apoptotic pathway [6]. Moreover, activation of insulin signaling provides a neuroprotective mechanism to counteract oxidative stress, mitochondrial damage and neurodegeneration triggered by A β oligomers in neuroblastoma cells [7]. In the present work NGs have been conjugated to insulin (NG-In) to defend the hormone from enzymatic degradation, facilitate its crossing through a blood brain barrier model and protect the LAN5 cells from the damages induced by A β oligomers addiction.

MATERIALS AND METHODS

PVP/acrylic acid aqueous solutions were horizontally placed in a box filled with ice and conveyed under the beam via a transporting belt at a speed of 0.3 m/min. The absorbed dose per pulse and the whole dose, were 13 Gy and 40 KGy, respectively. After irradiation, samples were dialyzed against distilled water to remove unreacted materials. PVP-co-acrylic acid nanogels have been conjugated with insulin and purified through prolonged dialysis (7 days) against PBS [8]. Insulin-conjugated nanogels (NG-In) have been tested in LAN5 cell cultures exposed to A β peptide.

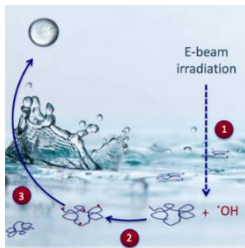


Figure 1 - The three steps of nanogels production:

- 1- Pulsed, e-beam irradiation of an aqueous PVP solution causes water radiolysis.
- 2- Water radiolysis products, mainly hydroxyl radicals, react with the polymer chains forming several polymer radicals per chain.
- 3- Intramolecular combination of polymer radicals and concurrent addition of acrylic acid leads to the formation of nanogels with controlled size (Dh in the range 20 to 100 nm, PDI<0.3) and grafted carboxyl groups.

RESULTS AND DISCUSSION

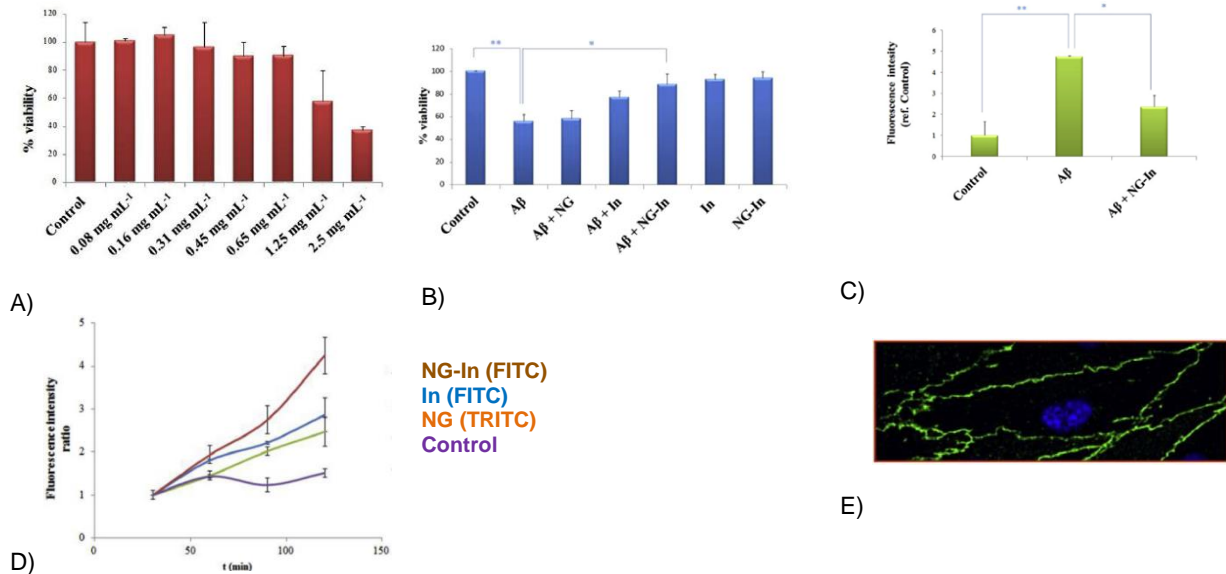


Figure 2 – Biological effects of the NGs and NG-In addition to LAN5 cell model:

- A) Up to the concentration of 0.65 mg/mL no decrease of the cell viability is observed in LAN5 cell culture;
- B) NG-In plays a neuroprotective effect against cell damage induced by Aβ addition;
- C) The addition of NG-In protects mitochondria against oxidative stress caused by Aβ aggregates;
- D) The conjugated complex NG-In shows great efficacy in the transport of insulin across an *in vitro* model of blood brain barrier (E).

CONCLUSIONS

The synthetic strategy, which makes recourse to ionizing irradiation, enables the manufacturing of polymer nanoparticles at a large scale and grants simultaneous sterilization. Product purification via ultrafiltration is straightforward since no recourse to catalysts, initiators, organic solvents or surfactants is made. The engineered nanogel system shows a controlled hydrodynamic size and negative surface charge density, which are particularly suitable for the envisaged application. It is stable upon storage both as a colloidal dispersion and freeze-dried solid. The biological characteristics of the nanocarrier and its NG-In conjugate include high biocompatibility (absence of toxicity, proliferative, immunogenic, and thrombogenic responses); insulin protection against protease degradation; enhanced insulin activation signaling in comparison with free insulin; neuroprotective effect against the toxicity induced by amyloid peptide; major efficacy in the transport of insulin across an *in vitro* BBB model.

- [1] C. Dispenza, et al. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* 2015, 15 (5), 3445-3467.
- [2] N. Grimaldi et al. *Radiation Physics and Chemistry* 2014, 94, 76–79.
- [3] C. Dispenza et al. *RSC Advances* 2016, 6 (4), 2582-2591, DOI:10.1039/c5ra23926e, ISSN:2046-2069
- [4] S.M. De la Monte, J.R. Wands, *J. Diabetes Sci. Technol.* 2008, 2, 1101
- [5] M. Di Carlo et al., *Curr. Top. Biochem. Res.* 2012, 14, 1
- [6] M. Di Carlo et al., *J. Biomed. Biotechnol.* 2010, #147835
- [7] P. Picone et al., *Aging Cell* 2011, 10, 832
- [8] P. Picone et al., *Biomaterials* 2016, 80, 179

Misure preliminari su scanner MRI 7T di stabilità nel tempo di Dosimetri gel di tipo Fricke

G.Collura^{1,2}, S.Gallo¹, S.Nici¹, L.Tranchina³, B.F.Abbate⁴, M.Brai^{1,2}, V.Caputo⁴, S.Caracappa⁵, G.Cassata⁵, F.d'Errico⁶, S.Mutolo⁵, M.Spanò⁴, M.Marrale^{1,2}

¹ Dip. di Fisica e Chimica, Viale delle Scienze, Ed.18, 90128 Palermo & INFN - Catania

² Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, UniPa

³ ATeN Center, Università di Palermo Viale delle Scienze, Edificio 18, 90128 Palermo

⁴ U.O.C. Fisica Sanitaria - A.R.N.A.S. Ospedale Civico di Palermo

⁵ Istituto Zooprofilattico Sperimentale della Sicilia (IZS), Via Gino Marinuzzi, 3, 90129 Palermo

⁶ Dipartimento di Ing. Civile e Industriale, Università di Pisa, Largo Lucio Lazzarino, 2 56126 Pisa

e-mail: giorgio.collura01@unipa.it

INTRODUZIONE

L'ottimizzazione delle procedure che utilizzano radiazioni ionizzanti in campo medico costituisce un elemento chiave per la sicurezza del paziente e l'esito dei trattamenti radioterapici. In particolare è fondamentale arrecare il minor danno possibile ai tessuti sani circostanti la neoplasia da trattare (Attix, 2004). La misurazione precisa della dose somministrata nei tessuti e la sua mappatura in tre dimensioni sono di fondamentale importanza in termini di riuscita e di pianificazione dei trattamenti radioterapici (Khan, 2009).

In questo lavoro sono presentate le misure preliminari effettuate per testare la stabilità temporale di dosimetri gel di tipo Fricke tramite scanner pre-clinico 7T per piccoli animali.

In particolare per seguire nel tempo l'evoluzione del parametro dosimetrico è stata ripetuta a vari e regolari intervalli temporali una sequenza di tipo *trueFISP* che permette di ottenere misure rilassometriche di T_1 e T_2 contemporaneamente.

PREPARAZIONE DEI CAMPIONI

I dosimetri gel di Fricke sono stati realizzati seguendo la procedura presente in letteratura (Marrale et al., 2014) ed utilizzando l'agarosio come gelificante: agarosio 3% in peso, H_2SO_4 25 mM ottenuto aggiungendo *Suprapure* H_2SO_4 (96%) (Merk®), concentrazione 1.75 mM di solfato di ammonio ferroso esaidrato (sale di Mohr $Fe(NH_4)_2(SO_4)_2 \cdot 6H_2O$ della Sigma-Aldrich®) e 0.165 mM di indicatore ottico per ioni metallici Xylenolo Orange ($C_{31}H_{28}O_{13}N_2Na_4$, Sigma-Aldrich®).

I gel sono stati preparati modificando in parte la procedura descritta in letteratura (Gambarini et al., 1994). In particolare, la differenza nella preparazione riguarda la metodologia di dissoluzione dell'agarosio in acqua (50% dell'acqua totale): le varie fasi di riscaldamento dell'acqua sono state eseguite utilizzando un forno CEM STAR System II (CEM Corporation, Matthews, North Carolina) a microonde con cavità aperte.

La soluzione di agarosio, così ottenuta, è lasciata raffreddare, in condizioni di temperatura ambientali, fino al raggiungimento di 70°C, ed a questa è stata incorporata la "soluzione di Fricke". La soluzione ottenuta viene mantenuta in agitazione mediante piastra magnetica.

La gelificazione è avvenuta in provette di tipo falcon con diametro interno massimo di 15 mm e a temperatura ambiente. Per la preparazione è stata utilizzata acqua ultrapura con resistività 18.6 $M\Omega \cdot cm$. Dopo la preparazione e tra l'irraggiamento e le fasi di misurazione, i campioni di gel sono stati sigillati, avvolti in fogli di alluminio e conservati al buio e alla temperatura controllata di 10 ± 1 °C. Tale procedura ha la finalità di evitare o ridurre l'ossidazione indotta dalla luce e dalla temperatura ambientale.

IRRAGGIAMENTI

Uno dei campioni a distanza di un giorno dalla preparazione è stato irradiato ad una dose di 10 Gy con fotoni da 6MV utilizzando l'acceleratore lineare PrimusLow (Siemens®) situato presso l'Unità Operativa Complessa di Fisica Sanitaria dell'Ospedale A.R.N.A.S. Civico di Palermo. Al fine di ottenere le condizioni di *build-up* sulla superficie dei campioni è stato posto uno stato di PMMA dello spessore di 1 cm. Tutti gli

irraggiamenti sono stati effettuati sotto le condizione di equilibrio elettronico. Tutti I campioni sia irradiati che non irradiati hanno subito lo stesso trattamento termico dalla fase di preparazione alla fase di lettura.

STRUMENTAZIONE

Le misure MRI sono state condotte all'Istituto Zooprofilattico Sperimentale della Sicilia (IZS) su scanner preclinico 7T Bruker Pharmascan 70/16 per piccoli animali.

Per la trasmissione degli impulsi a radiofrequenza e per la ricezione del segnale di risonanza magnetica è stata utilizzata una bobina di volume con diametro interno di 40 mm (Bruker BioSpin, Ettlingen, Germany). Le immagini sono state acquisite con il software Paravision 6.0.1 (Bruker BioSpin) con fette di spessore di 1mm e con una risoluzione spaziale di $0.2 \times 0.25 \text{ mm}^2$ al fine di evitare artefatti di volume parziale. Per le misure di rilassometria è stata utilizzata la sequenza IR-TrueFisp (FISP- T_1+T_2 -map) insieme alla funzione IrTrueFispMap la quale permette di misurare entrambi i tempi di rilassamento T_1 e T_2 nella stessa acquisizione.

FISP è l'acronimo di *Fast Imaging Steady-state Precession* e IR sta per *Inversion Recovery*. Quando tutti i gradienti utilizzati nella sequenza vengono "riavvolti" la sequenza è detta True-FISP, anche detta *gradient echo* totalmente riavvolta. Si parla di Imaging in *steady state* poiché la magnetizzazione raggiunge il suo stato stazionario dopo qualche impulso a radiofrequenza, per esempio la diminuzione della magnetizzazione netta dovuta all'eccitazione è la stessa di quella dovuta al rilassamento, quando la sequenza inizia con un modulo di inversion recovery la chiamiamo IR-TrueFisp.

L'intensità di segnale ottenuta dalla sequenza è espressa nell'equazione 1,

$$S(t) = S_{stst} \cdot \left(1 - INV \cdot e^{(-t/T1^*)} \right) \quad (\text{Eq. 1})$$

dove S_{stst} è il segnale nello stato stazionario, ottenuto per lunghi tempi di inversione, INV è il rapporto tra il segnale iniziale (S_0) e il segnale nello stato stazionario (S_{stst}) e T_1^* è il tempo di rilassamento T_1 apparente che descrive il ritorno allo stato stazionario.

Schmitt et al. (Schmitt et al., 2004) hanno mostrato che i tempi di rilassamento possono essere ricavati tramite le equazioni 2 e 3 e il T_1^* può essere calcolato attraverso l'equazione 1 ottenuta per una serie di immagini IR-TrueFISP al variare del T_1 .

$$T1 = T1^* \cos \frac{\alpha}{2} (INV - 1) \quad (\text{Eq. 2})$$

$$T2 = T1^* \sin^2 \frac{\alpha}{2} \left(1 - \frac{\cos \frac{\alpha}{2}}{INV - 1} \right)^{-1} \quad (\text{Eq. 3})$$

Ogni acquisizione dura circa 8 minuti e tra due acquisizioni consecutive intercorre un intervallo temporale di 25 minuti.

Il segnale MRI mediato su una regione di interesse (ROI) quadrata contenente 100 voxel è stato utilizzato per estrapolare il T_1^* attraverso un fit non lineare pesato.

Dal valore di T_1^* si è ricavata una stima dei tempi di rilassamento longitudinale e trasversale.



Figura 1

RISULTATI E DISCUSSIONE

La Figura 2 mostra la dipendenza del segnale MRI acquisito tramite la sequenza TrueFisp su campioni di gel irradiato (con fotoni a 10 Gy) e non irradiato. Come si evince dal grafico il campione irradiato presenta un tempo T_1^* inferiore rispetto a quello del campione non irradiato. Questo è attribuibile al fatto che l'irraggiamento produce l'ossidazione degli ioni ferrosi Fe^{2+} in ioni ferrici Fe^{3+} e la presenza di questi, a causa del loro carattere paramagnetico, riduce i tempi di rilassamento nucleari del gel.

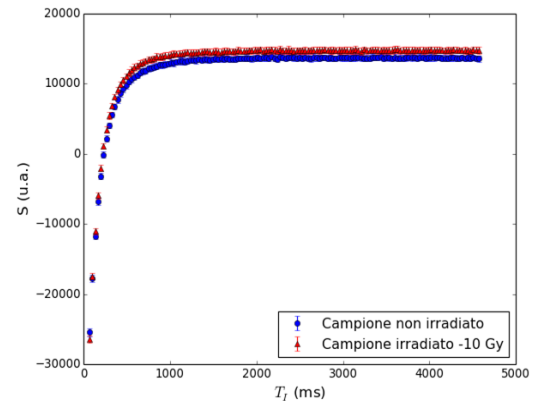


Figura 2

Da queste curve ottenute per vari tempi si può ottenere l'andamento temporale del tempo T_1^* dall'irraggiamento che è riportato in Figura 3. Come si può vedere da questa figura, i tempi sebbene distinti per i due campioni si mantengono costanti nel tempo.

Utilizzando le Equazioni 2 e 3 si ottengono dai dati in Figura 2 i tempi di rilassamento T_1 e T_2 riportati nelle Figure 4 e 5, rispettivamente.

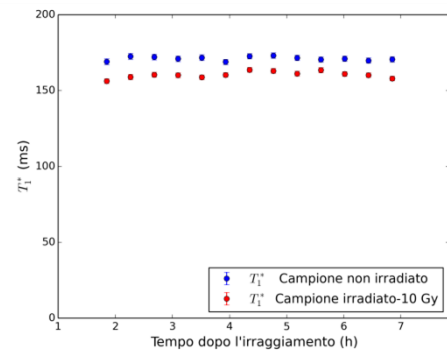


Figura 3

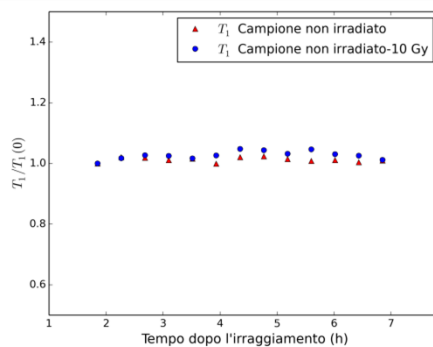


Figura 4

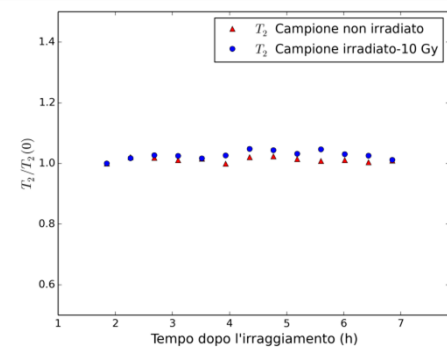


Figura 5

Come si vede dalle Figure 4 e 5 per entrambi i tempi di rilassamento nucleari le variazioni temporali nelle prime ore dopo l'irraggiamento sono non più grandi del 5%.

CONCLUSIONI

I gel con agarosio risultano essere stabili nelle prime ore dopo l'irraggiamento e questi costituiscono un utile strumento per la dosimetria in 3D. Lo scanner preclinico 7T risulta essere di grande importanza per indagini preliminari su questo tipo di materiali.

Referenze

- F.H. Attix. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, 2004, Wiley.
- G. Gambarini, S. Arrigoni, M. C. Cantone, N. Molho, L. Facchielli, A. E. Sichirollo, *Dose-response curve slope improvement and result reproducibility of ferrous-sulphate-doped gels analysed by NMR imaging*, 1994 Physics in Medicine and Biology.
- F. M.Khan. *The Physics of Radiation Therapy*, 2009, Williams&Wilkins.
- M. Marrale, M. Brai, A. Longo, S. Gallo, E. Tomarchio, L. Tranchina, C. Gagliardo, A. Parlato, F. D'Errico, *NMR relaxometry measurements of Fricke gel dosimeters exposed to neutrons*, 2014, Radiation Physics and Chemistry.
- M. Marrale, M. Brai, C. Gagliardo, S. Gallo, A. Longo, Luigi et al., *Correlation between ferrous ammonium sulfate concentration, sensitivity and stability of Fricke gel dosimeters exposed to clinical X-ray beams*, 2014, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B.



Uso della spettroscopia ESR per la caratterizzazione di composti fenolici irradiati con fasci clinici di fotoni ed elettroni

S. Gallo^{1,2}, G. Iacoviello³, S. Panzeca^{1,2}, G. Collura^{1,2}, A. Longo^{1,2}, S. Nici¹, M. Marrale^{1,2}

¹Dipartimento di Fisica e Chimica, Università di Palermo, V.le delle Scienze, Ed. 18, I-90128 Palermo, Italy

²Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN), Sezione di Catania, Via Santa Sofia, 64, I-95123 Catania, Italy

³Unità Operativa Complessa di Fisica Medica – ARNAS Ospedale Civico di Palermo, Italy

e-mail: maurizio.marrale@unipa.it

INTRODUCTION

In the last decades several research laboratories have shown an increasing interest aimed at extending the applicability of Electron Spin Resonance (ESR) dosimetry to radiotherapy with different types of radiation beams. ESR is a spectroscopic method for investigating the structure and dynamics of such paramagnetic species. Free radicals are known to be produced when a compound is irradiated with ionizing radiations. The concentration of radiation-induced free radicals is proportional to the energy released inside in the medium and this allows for dosimetric measurements through ESR technique which able to quantitatively determine the radical concentration.

The use of alanine as a dosimetric material gave the possibility to apply ESR spectroscopy for high-dose standardization and dose control in radiation processing.

The ESR dosimetric method has many advantages such as simple and rapid dose evaluation, the readout procedure is non-destructive, linear response of many organic and inorganic compounds. ESR detectors show a behavior that suggest possible applications for various kinds of beams used for radiation therapy. Nowadays, the most widely used organic compound as a dosimeter is the alanine. However, many researches are in progress with the aim at improving sensitivity of ESR dosimetry for doses much smaller than 1 Gy. More sensitive materials than alanine are needed to make the ESR dosimeter competitive with other dosimetry systems.

Our research group has started an investigation of the ESR response of some phenols compounds for possible ESR dosimetric applications suitable features, such as high efficiency of radiation-matter energy transfer and radical stability at room temperature.

Phenols are compounds possessing a benzene ring attached to a OH group. After irradiation the final product is a stable phenoxy radical. The stability of such radical can be improved by adding other alkyl chains which can be attached to the benzene ring.

In particular, the phenol *octadecyl-3-(3,5-di-tert.butyl-4-hydroxyphenyl)-propionate* gave interesting results. Moreover, its high molecular weight, the low volatility and the compatibility with the dosimeter binding material (wax) are advantages with respect to lower molecular weight phenols.

In this work we report the ESR investigation of phenols exposed to clinical photon and electron beams. The dosimetric features of these ESR dosimeters (dependence on microwave power and modulation amplitude, their response after gamma and electron irradiations, dependence on beam type and energy, the detection limits for both beam typologies, signal stability after irradiation) were investigated and the results are reported.



INDICE PER AUTORI

A

B.F. Abbate	112
L. Abbene	78
F. Alberghina	62
S. Altieri	107
E. Amato	16
M.C. Angiocchi	23,26,83
G.R. Asero	16,95

B

F. Baffigi	18
A. Baldi	43
A. Barbon	74
L. Barone Tonghi	95
A. Bartoli	43
A. Bartolotta	68
A. Bazani	13
G. Benecchi	86
E. Bonanno	29
I. Bonaparte	23,26,83
E. Bortolin	60
S. Bortolussi	107
A. Botta	82
M. Brai	31,34,38,62,68,112
A. Brogna	23,83
M. Bruzzi	43
G. Burrafato	16

C

R. Caivano	86
M.C. Cantone	21
G. Caputo	16,
V. Caputo	34,38,112
S. Caracappa	112
G. Cassata	112
R. Catalano	51
N. Cavalli	29
S. Chillura Martino	97
N. Chiodini	21
S. Cialdi	21
S. Cilla	86
G. Collura	31,62,68,107,112,115
L. Cristaldi	110
T. Cucchiara	34
F. Cuccia	34
I. Cupparo	43

D

E. D'Ippolito	21
C. De Angelis	60,71
G. De Angelis	71
C. De Mattia	21
S. Della Monaca	71
F. Deodato	86
F. d'Errico	31,76,112
M. Di Carlo	110
G. Di Chiara	97,100,103
G.V. Di Martino	95
L. Di Trocchio	71
C. Dispenza	110
L.A. Ditta	110
M.C. D'Oca	68

F

D. Falco	86
M. Fasoli	21
P. Fattibene	60,66,71
M. Ferrari	107
G. Ferrera	38
G. Feti	23,83
L. Ficcadenti	71
A. Fidanzio	86
V. Figlia	38
D. Fiore	97
L. Fulgentini	18
V. Fusco	86

G

C. Gagliardo	31
S. Gallo	31,62,68,107,112,115
C. Ganci	103
M. Gargano	21
M. Garioni	13
G. Garreffa	82
G. Gerardi	78
D. Giacomazza	110
G. Giangrande	103
C. Gianino	51
M.C. Gilardi	18
A. Girlando	29
A. Giulietti	18
L.A. Gizzi	18
F. Greco	86
M. Grusio	86
A.M. Gueli	16,29,31,41,95



I

G. Iacoviello	31,34,38,107,115
I. Ielo	23,26,83
G. Immè	51
P.L. Indovina	82

K

P. Koester	18
------------	----

L

L. Labate	18
R. Lagalla	92
D. Lamia	18
A. Lo Casto	92
G. Loi	21
A. Longo	31,62,68,107
N. Luca	34
M. Lucentini	71
N. Ludwig	21

M

M. Magnoni	47
S. Manenti	59
G. Mangano	51
G. Mannino	16
N. Marchese	97
C. Marino	29
M. Marrale	31,34,62,68,92,107,112,115
F. Martorana	103
S. Menna	86
A. Micali	23,26,83
F. Midili	26
V. Militello	110
P. Milone	41
E. Mones	21
V. Mongelli	23
D. Morelli	51
A. Mostacci	71
S. Mutolo	112

N

S. Nici	31,62,68,107,112,115
E. Nicolai	89
R. Nigro	86
D. Nuzzo	110

O

L. Orlandini	86
--------------	----

P

C. Pace	97
D. Palla	18
S. Pallotta	43

S. Panzeca	34,38,62,68,107,115
A. Parlato	97,100,103
G. Pedroli	13
G. Pellegriti	95
G. Perrone	103
G. Petrillo	41
C. Petrucci	89
P. Picone	110
A. Piermattei	86
L. Piersanti	71
S. Pisa	71
P. Pisciotta	18,89
E. Pittella	71
I. Postuma	107
F. Principato	78
N. Protti	107

Q

M.C. Quattrini	60,71
----------------	-------

R

L. Raffaele	41
P. Randaccio	105
G. Raso	78
S. Rizzo	62
G. Russo	18,89

S

M.A. Sabatino	110
M.G. Sabini	89
S. Salerno	92
P. San Biagio	110
A.S. Santamaria	54
F. Santavenere	71
G. Savoca	34,38
M. Scaringella	43
L. Scopelliti	92
C. Siragusa	26,83
G. Spadaro	110
S. Spampinato	41
M. Spanò	38,112

T

M.A. Tabocchini	60
C. Talamonti	43
E. Tomarchio	38,97,100,103
L. Tranchina	31,62,112
C. Tudisca	92

V

L.M. Valastro	89
A. Vedda	21
I. Veronese	21



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PALERMO



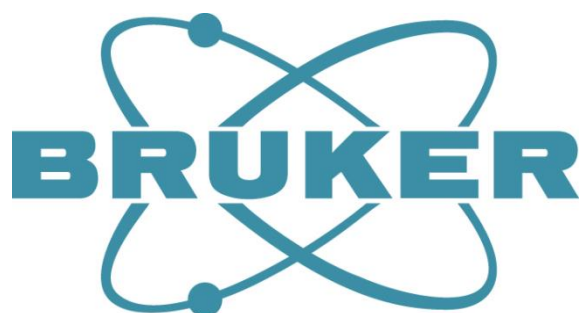
Tecniche Speciali ed Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione

24 Giugno DUEMILASEDICI, Palermo

ISBN 978-88-94124514

L'evento è sponsorizzato da:

CAMPOVERDE

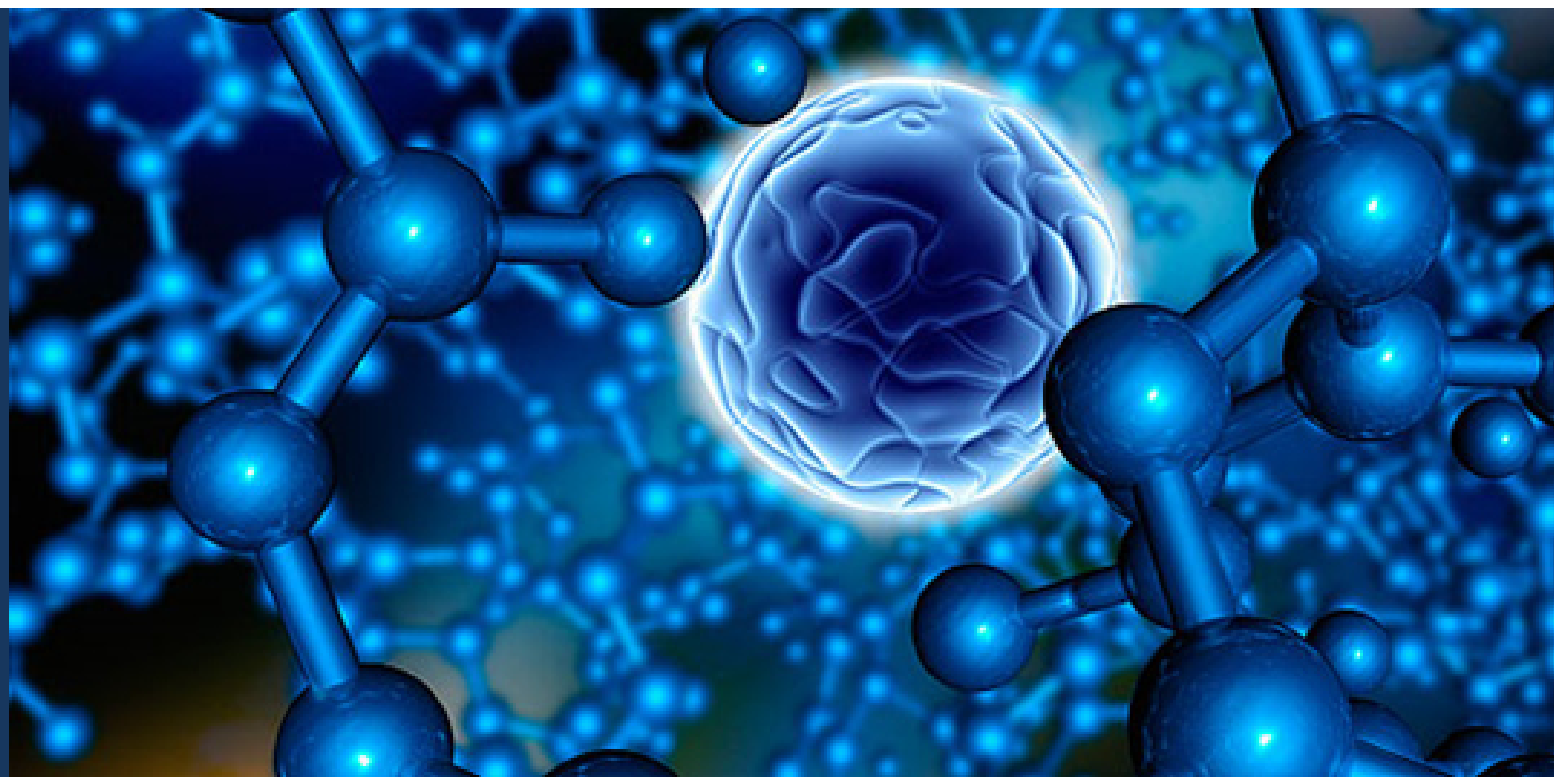


TECNORAD[®]
PERSONAL DOSIMETRY SERVICE



X-Gammaguard di Laura Pini
LABORATORIO DI DOSIMETRIA
MONITORAGGIO RADIAZIONI IONIZZANTI
MISURE CONCENTRAZIONE RADON

Via Gorizia, 40 - 21047 Saronno (VA)
Tel. 02.96.70.20.29 - Fax 02.962.59.45
<http://www.xgammaguard.it>



**Atti del Workshop:
Tecniche Speciali e Avanzate di Dosimetria e Radioprotezione**

CODICE ISBN: 9788894124514