

# Fisica in Medicina

n. 3/2009  
Luglio - Settembre

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



www.aifm.it

## Associazione Italiana di Fisica Medica

### Presidente:

G. Pedroli (Milano)

### Consiglieri:

P. Bregant (Trieste)

A. Del Guerra (Pisa)

S. Maggi (Ancona)

R. Moretti (Bergamo)

L. Moro (Pavia)

S. Piraneo (Agrigento)

R. Ropolo (Torino)

C. Traino (Pisa)

### Segretario-Tesoriere:

L. Bianchi (Busto Arsizio)

## Periodico

## Fisica in Medicina

### Direttore Onorario:

P. Tosi (Milano)

### Direttore responsabile:

F. Levrero (Genova)

### Segretario di Redazione:

N. Canevarollo (Genova)

### Componenti del Comitato di Redazione:

G. Borasi (Reggio Emilia)

M.G. Brambilla (Milano)

M.C. Cantone (Milano)

C. Canzi (Milano)

R. Di Liberto (Pavia)

F. Di Martino (Pisa)

P. Isoardi (Torino)

P. Moresco (Pietra L.-SV)

L. Moro (Pavia)

L. Raffaele (Catania)

M. Reggio (Verona)

S. Squarcia (Genova)

F. Turrini (Varese)

## Sommario

|   |     |
|---|-----|
| Vibrazioni meccaniche e impieghi non neurologici di F. Bistolfi.....  | 179 |
| Pazienti trattati con radiofarmaci e sistemi di sicurezza negli aeroporti di N. Canevarollo.....  | 186 |
| Indicazioni operative per la valutazione del rischio all'esposizione professionale ai campi magnetici statici nella RM ad alto campo di R. Milani, S. Coda, G. Baccani, F. Campanella, M. Mattozzi e P. Ferrari ..... | 188 |
| Evoluzione delle normative di protezione dai campi elettromagnetici di P. Vecchia .....   | 201 |
| Se la PET si allunga... di G. Borasi e F. Fioroni .....   | 209 |
| La dosimetria in radiologia di G. Ceresole (Il Parte) a cura di L. Moro.....  | 215 |
| Indagine conoscitiva sulle modalità di impiego del personale nei centri dotati di ciclotrone in Italia di G. Capelli .....  | 219 |
| L'angolo del gioco a cura di N. Romeo .....   | 221 |
| Primo incontro 2009 del Gruppo Regionale Lombardo a cura di C. Canzi.....   | 222 |
| Notizie dal Gruppo Regionale Calabria a cura di G. Scalzo .....   | 223 |
| Valutazione, misura e calcolo dei livelli di esposizione dei lavoratori a campi elettromagnetici in campo sanitario a cura di L. Landoni .....  | 224 |
| Sanità: assicurazione di qualità e radioprotezione a cura di V. Francione.....  | 224 |
| La Scuola di Specializzazione in Fisica Medica dopo il D.M. di riassetto delle Scuole dell'Area Sanitaria di A. Del Guerra .....  | 227 |
| Riassunti Tesi di specializzazione Università di Torino .....   | 232 |
| Test esame d'ammissione A.A. 2008-2009 di Firenze .....   | 237 |
| Riassunti Tesi di specializzazione Università di Pisa .....   | 242 |
| Anniversari: Ernest Orlando Lawrence a cura di R. Luraschi e M. Lecchi .....  | 250 |
| VI Congresso AIFM di G. Borasi .....  | 253 |
| Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics a cura di F. Levrero .....   | 254 |

Stampato nel mese di Ottobre 2009

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

In copertina: quando la tecnologia diventa una "forma" d'arte: dettagli del ciclotrone superconduttore INFN-FBA per l'adroterapia (per gentile concessione dell'INFN)

# NOTIZIARIO DI MEDICINA NUCLEARE ED IMAGING MOLECOLARE

Anno V, n. 3 - Luglio 2009



---

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

---

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

*Direttore Responsabile: Luigi Mansi, [luigi.mansi@unina2.it](mailto:luigi.mansi@unina2.it)*

*Segretario Editoriale: Vincenzo Cuccurullo, [vincenzo.cuccurullo@unina2.it](mailto:vincenzo.cuccurullo@unina2.it)*

---

## **Ultimissima ora: concessa la proroga per l'applicazione delle NBP**

**Nucleo di-vino** - *Luigi Mansi*

**L'incomparabile contributo del 99mTc alla Medicina durante cinque decenni**

*William C Eckelman*

**Il vino in Italia** - *Gianluigi Loi*

**Dal Gruppo di Studio AIMN Infezioni-Infiammazioni** - *Alberto Signore*

**Il ruolo dell'entropia nelle immagini** - *Andrea Casanova e Sergio Vitulano*

**dal Forum dei Giovani AIMN** - *Anna Margherita Maffione e Rocco Mazza*

**ISCORN Varese, 16 Maggio 2009** - *Diego De Palma*

**La Tecnologia Multimodale nell'Imaging di Frontiera** - *Andrea Ciarmiello*

**Book Review**

**News** - *Vincenzo Cuccurullo*

# VIBRAZIONI MECCANICHE E IMPIEGHI NON NEUROLOGICI

## Significato fisico-biologico dell'accelerazione vibrazionale in g

di Franco Bistolfi

Primario Emerito di Radioterapia - Ospedali Galliera - Genova

1. Introduzione
2. Effetti delle vibrazioni meccaniche sul tessuto scheletrico
3. Effetti sul tessuto muscolare
4. Effetti sulla cartilagine articolare
5. Effetti sulla perfusione tissutale e sui vasi periferici
6. Effetti sul sistema endocrino
7. Effetti cardiovascolari dopo una WBV di massimo affaticamento
8. Risultati clinici della WBV nell'osteoporosi femminile
9. Altri recenti impieghi non neurologici delle vibrazioni meccaniche
10. Significato fisico-biologico dell'accelerazione vibrazionale in g

Conclusioni

Bibliografia

### 1. Introduzione

A complemento di un precedente articolo<sup>(1)</sup> relativo agli effetti lesivi e terapeutici indotti dalle vibrazioni meccaniche sul sistema nervoso, vengono qui considerati altri impieghi terapeutici delle vibrazioni, che presentano diversi motivi di interesse per il fisico medico. In primo

luogo, il fatto che le applicazioni WBV (Whole Body Vibration) hanno un ampio spettro d'azione su tessuti diversi dal tessuto nervoso (Fig. 1) in secondo luogo che la scelta dei parametri di esposizione sia nell'esperimento che nella clinica è tanto diversificata da suggerire la ricerca dei parametri vibrazionali più efficaci e standardizzati per i diversi scopi terapeutici, in un'azione congiunta tra fisici medici e medici specialisti di varia estrazione, primariamente ortopedici e geriatri.

Infatti, gli impieghi non neurologici della terapia con WBV sono prevalentemente mirati all'osteoporosi femminile, all'ipotrofia muscolare ed a certe deficienze circolatorie dell'anziano. Faremo infine un breve accenno ad alcuni particolari impieghi di più recente sviluppo in certe patologie respiratorie e nella di-



Le **frecche spesse** indicano l'influenza esercitata da una WBV sui diversi sistemi fisiologici: scheletrico (A), muscolare (B), endocrino (C), nervoso (D), vascolare (E).

Le **frecche sottili** indicano le possibili interazioni tra i diversi sistemi eccitati dalla vibrazione.

Da Prisyby RF, Lafage-Proust MH, Maleval L et al (rif. 2), in *Ageing Res Reviews* 2008; 7: 319-329. Col permesso degli autori

sostruzione di vasi trombizzati.

Da una vasta e recente rassegna di Prisby e coll.<sup>(2)</sup> si ricavano una serie di notizie circa gli effetti delle vibrazioni sul tessuto scheletrico (par. 2), sui muscoli (par. 3), sulla cartilagine articolare (par. 4), sulla perfusione tessutale e i vasi periferici (par. 5), nonché sul sistema endocrino (par. 6); notizie necessarie per interpretare i risultati terapeutici che si ottengono in diverse condizioni patologiche geriatriche<sup>°°°</sup>.

Alcuni dei dati riferiti trovano una utile integrazione a livello cellulare nei capitoli 14 e 16 di una monografia del 2004<sup>(3)</sup>.

## 2. Effetti delle vibrazioni meccaniche sul tessuto scheletrico

Da 12 studi sperimentali su topi e ratti emerge che le vibrazioni meccaniche al corpo intero (WBV) possono indurre una serie di effetti ossei dalle importanti ricadute in campo terapeutico.

Nei ratti ovariectomizzati, l'esposizione a vibrazioni induce una diminuzione di perdita ossea e del riassorbimento endocorticale, un minor declino delle proprietà biomeccaniche ossee e un aumento del perimetro periostale ed endostale.

Negli animali con arti posteriori sottratti al carico, la vibrazione meccanica riduce il deterioramento della microarchitettura ossea, favorendo la normalizzazione del tasso di formazione ossea che si fa uguale a quella degli animali controllo.

L'attività osteoclastica diminuisce.

La densità minerale dell'osso aumenta.

Il tasso di formazione ossea periostale aumenta.

Purtroppo, la grande variabilità dei dati di esposizione non consente di individuarne la formula più efficace: la forma d'onda della vibrazione è sinusoidale in 7 studi, ma non riferita in 5; il *protocollo vibrazionale* è di 10'-15'/g per 5 giorni/sett in 4 studi, di 20'-30'/g per 5 giorni/sett in 4 studi, di 3 volte alla settimana in uno studio; la *durata totale del trattamento* è di 3-4 settimane in 6 studi; di 5,6,8,12 e 17 settimane in 5 studi; non riferito in uno studio; l'*intensità* espressa in termini di accelerazione gravitazionale ( $g=9.8 \text{ m/s}^2$ ) risulta infe-

riore a 1 g (fra 0.1 e 0.6 g) in 11 esperimenti; compresa fra 1 e 3 g in 4 esperimenti<sup>\*\*\*</sup>. Infine, anche la *frequenza vibrazionale* risulta essere compresa fra 17 Hz e 30 Hz in 3 esperimenti, pari a 45 Hz in 8 esperimenti, compresa fra 50 e 90 Hz in 5 esperimenti<sup>\*\*\*</sup>.

Anche in 6 studi clinici prevalentemente condotti su donne osteoporotiche in postmenopausa (5 studi) e su ragazzi disabili compresi fra 4 e 19 anni (1 studio) si osserva una grande varietà dei parametri impiegati. La *forma d'onda* vibrazionale è sinusoidale in 4 studi, non riferita in 2 studi; il *protocollo vibrazionale* va da una seduta di 4' alla settimana, a 3 sedute di 30' alla settimana, a 10'/g per 5 giorni/sett, a 2 sedute di 10' al giorno; mentre la *durata totale del trattamento* si divide ugualmente fra 6-8 mesi in 3 studi e 12 mesi in altri 3 studi; l'*intensità* viene espressa ora in termini di g (da 0.2 a 0.3 g e da 2.28 a 5.09 g), ora in termini di ampiezza vibrazionale in mm (da 0.7mm fino a 4.2 mm). La *frequenza vibrazionale* infine, è di 30 Hz in 3 studi, ma negli altri 3 studi varia da un minimo di 12.5 Hz a un massimo di 90 Hz (v. anche par. 8).

Nonostante questa varietà di trattamenti, si ottiene in generale un aumento della densità minerale ossea dell'anca, del collo femorale e della corticale femorale; mentre meno frequente è l'aumento di densità ossea nella tibia e nella colonna vertebrale. Alcuni studi riferiscono risultati positivi su di un segmento osseo (ad es. sul femore prossimale) accanto alla mancata risposta in altri segmenti (ad es. nella colonna vertebrale).

Sono inoltre segnalati la diminuzione del dolore lombare cronico ed altri effetti positivi a livello muscolare, quali l'aumento della forza muscolare isometrica e dinamica e l'incremento in sezione trasversa del muscolo paraspinoso.

Prisby e coll.<sup>(2)</sup> così concludono:

“Le discrepanze dei risultati possono riflettere le differenze in frequenza, ampiezza e tipi di segnale meccanico trasmesso allo scheletro. I dati tuttavia forniscono la prova che certi gruppi di popolazione (ad es. donne in postmenopausa e osteoporotiche, astronauti e adolescenti) possono trarre benefici effetti scheletrici da regimi quotidiani di WBV, purché

<sup>°°°</sup> Nei paragrafi da 2. a 6. vengono riportati soltanto gli effetti osservati ma non gli autori delle numerose ricerche sperimentali e cliniche, per i quali si rimanda alla ricca bibliografia del lavoro originale di Prisby e coll.<sup>(2)</sup>.

<sup>\*\*\*</sup> il numero di esperimenti è ovviamente superiore al numero di studi.

si applichi allo scheletro il regime più adatto”<sup>4</sup> E qui sta, al momento, il nocciolo del problema.

### 3. Effetti delle vibrazioni meccaniche sul tessuto muscolare

Diversi lavori clinici dimostrano che uomini di varie età e donne in postmenopausa possono trarre grandi benefici dalla vibroterapia WBV, specialmente quando le difficoltà di equilibrio e la ridotta forza muscolare espongono al rischio di cadute e fratture (v. rif. 1 al par. 4).

In pazienti confinati a letto per due mesi, un esercizio vibrazionale quotidiano (2 sedute/g di 5'-10' per 56 giorni) in posizione supina e con i piedi appoggiati sulla tavola vibrante è in grado di mantenere la forza isometrica della flessione plantare e di combattere le atrofie muscolari conseguenti alla degenza, quale ad es. l'atrofia del muscolo multifidus spinae nella regione lombo-pelvica.

In donne anziane trattate per 6 mesi, i consueti esercizi implementati dalla vibroterapia whole body a 34-40 Hz portano un aumento della capacità di salto in alto, dei movimenti di estensione del ginocchio, della forza isometrica e dinamica nonché della rapidità di movimento

Per ottenere questi effetti muscolari si impiegano *frequenze vibrazionali* fra 19 e 40 Hz, *accelerazioni* di 2.29 g e 5.09 g, *ampiezze vibrazionali* fra 2.5 e 10 mm, nonché *protocolli vibrazionali* variabili da 2 sedute al giorno di 5'-6' e 10' per la durata dei due mesi di degenza a letto fino a 3 sedute settimanali per la durata di 8 o 24 settimane.

### 4. Effetti delle vibrazioni meccaniche sulla cartilagine articolare

Il deterioramento della cartilagine articolare accompagna l'avanzare dell'età e viene attribuito a diversi fattori: incongruenza dei capi articolari, carico meccanico eccessivo ma anche soppressione prolungata del carico, mediatori flogogeni di origine sinoviale.

In esperimenti su condrociti *in vitro* si è visto che gli stimoli meccanici possono attenuare gli effetti deleteri di molecole flogogene. E ancora, che nelle colture di condrociti soggette a vibrazioni meccaniche (8 h/g x 3-15 giorni a frequenza >200 Hz e accelerazione 1.4 g) l'incorporazione di 3H-timidina nel DNA e di H<sub>2</sub><sup>35</sup>SO<sub>4</sub> nei proteoglicani risulta aumentata. L'effetto, inoltre, è frequenza-dipendente, andando riducendosi per frequenze superiori a 400 Hz.

In altri esperimenti, due settimane di esposizione a una vibrazione meccanica di 100 Hz e ridottissima ampiezza (0.5 nm) incrementava l'azione dell'acido ialuronico nel produrre con-

droitin-4 e -6 solfato nei condrociti alloggiati in matrici tridimensionali, con aumento in spessore dello strato di condrociti sottoposti al trattamento associato (vibrazione + acido ialuronico) rispetto ai condrociti soltanto trattati con, acido ialuronico. Prisby e coll.<sup>(2)</sup> ritengono che in questi casi la vibrazione interferisca favorevolmente con i movimenti spontanei degli organelli intracellulari (v. anche rif. 3. ai cap. 10 e 11), ma sottolineano che effetti benefici in vivo sulla cartilagine articolare non sono stati ancora dimostrati e che non si conoscono gli effetti a lungo termine della WBV sulla cartilagine stessa.

### 5. Effetti delle vibrazioni meccaniche sulla perfusione tessutale e sui vasi periferici

Gli effetti delle vibrazioni meccaniche sulla perfusione dei tessuti e sulla rete vascolare dipendono dalla *frequenza* e dalla *durata* dello stimolo vibrazionale, entrambe molto più alte in campo professionale che in campo terapeutico. La medicina del lavoro riconosce due sindromi da vibrazioni (mano-braccio e corpo intero) delle quali fanno parte importanti effetti vascolari di vasocostrizione (fenomeno di Raynaud secondario).

Per contro, tre brevissime esposizioni vibrazionali di 60" a 30 Hz e 7 g possono aumentare in grande misura il flusso ematico cutaneo. Ed anche una vibrazione di 10' a 30 50 Hz e 7 g può indurre nel braccio dominante un aumento della circolazione cutanea che si mantiene per 9'.

Poiché i protocolli di WBV utilizzati per incrementare la massa ossea contemplano durate di esposizione da 9' a 30' con frequenze vibrazionali da 17 a 90 Hz, si sono usati protocolli consimili per studiare l'influenza delle vibrazioni sulla perfusione dei tessuti. Si è così visto che 9' di WBV a 26 Hz e 8 g aumentano il flusso ematico nel quadricipite femorale e nel gastrocnemio. Ma anche una vibrazione di 15 o 45 Hz e 0.2 g, applicata alla pianta dei piedi di un paziente coricato in posizione supina su di un letto inclinato di 35° porta a un aumento del drenaggio venoso e del flusso linfatico. Da qui l'ipotesi che l'aumentato flusso ematico e linfatico insieme col drenaggio venoso all'interno del tessuto scheletrico possa essere uno dei meccanismi di modulazione della massa ossea.

Si è inoltre osservato che la vasodilatazione è maggiore negli arti neurologicamente intatti rispetto agli arti denervati, a dimostrazione che la risposta vasodilatatoria alla vibrazione è in gran parte mediata dal sistema nervoso.

Altre ricerche dimostrano che lo 'shear

stress' subito dalle trabecole dei corpi vertebrali aumenta linearmente con la frequenza vibrazionale e raggiunge livelli simili a quelli che stimolano gli osteoblasti in vitro (v. rif. 3 ai cap. 14, 16).

Nella sindrome vibrazionale mano-braccio, oltre ai sintomi neurologici già considerati nel precedente articolo<sup>(1)</sup> si manifestano disfunzioni vascolari Ravnaud-simili. Uno stimolo vibrazionale eccessivo può danneggiare le cellule endoteliali e le cellule muscolari lisce della parete vascolare.

In generale, i risultati delle varie ricerche indicano che *le esposizioni vibrazionali di breve durata e bassa frequenza possono essere le più efficaci nell'aumentare la perfusione tessutale.*

#### 6. Effetti delle vibrazioni meccaniche sul sistema endocrino

Gli effetti positivi della WBV sulla massa e sulla struttura dello scheletro possono attribuirsi sia a un'azione diretta meccanica o meccano-elettrica sugli elementi ossei, sia ad un'azione indiretta attraverso l'aumentato flusso ematico intraosseo o *tramite una stimolazione ormonale.* In quest'ultimo caso, ne sarebbero protagonisti l'ormone della crescita per la neoformazione ossea e il cortisolo per il riassorbimento osseo, ma le ricerche sperimentali portano spesso a risultati contrastanti, che tuttavia meritano di essere ulteriormente studiati soprattutto in quei soggetti anziani e osteoporotici che dovrebbero essere i maggiori beneficiari della vibroterapia.

Nelle conclusioni generali della loro review, Prisby e coll.<sup>(2)</sup> riconoscono che la letteratura disponibile fornisce diverse prove della *efficacia di una WBV nell'aumentare la massa scheletrica nell'anziano, negli adolescenti e in soggetti con bassa densità minerale ossea e che gli effetti dalla WBV sui diversi sistemi fisiologici possono verificarsi con l'intreccio di meccanismi diretti e indiretti* come illustrato nella fig. 1.

Poiché l'uso della WBV in terapia è ancora lontano da una sua standardizzazione, la ricerca futura dovrà concentrarsi sulla determinazione dei valori ottimali di *frequenza, durata, ampiezza e tipo del segnale vibrazionale*, come anticipato nella "Introduzione".

#### 7. Effetti cardiovascolari dopo una WBV di massimo affaticamento

È ora interessante considerare gli effetti funzionali cardiovascolari descritti da Rittweger e coll.<sup>(5)</sup> dopo una WBV spinta al 'massimo affaticamento'. A tal fine, vennero posti a confronto, in 37 soggetti giovani e sani, l'affatica-

mento massimo provocato da un esercizio al cicloergometro con l'affaticamento massimo provocato da due esercizi WBV su pedana vibrante a 26 Hz con ampiezza di 10.5 mm e accelerazione di 15 g, con un carico aggiunto sulle spalle degli esaminandi pari al 40% del loro peso corporeo.

A termine delle prove, sia al cicloergometro che alla WBV, e cioè al *raggiungimento del massimo grado di affaticamento percepito* venivano testati: l'ampiezza del salto in alto, il flusso ematico cutaneo al laser-Doppler sul polpaccio e sul piede, la massima contrazione volontaria del m. estensore del ginocchio dal lato dominante, oltre alla frequenza cardiaca, alla pressione arteriosa massima e minima e ad altri dati fisiologici (assunzione di ossigeno in ml/min/kg, lattato in mM, quoziente respiratorio).

In base ai risultati sperimentali gli autori concludono che gli effetti cardiovascolari conseguenti a una WBV spinta agli estremi della fatica - in soggetti giovani e sani - sono *modesti e completamente reversibili entro 15' dalla fine della prova.*

Tenuto conto che normalmente le condizioni della terapia vibrazionale non sono spinte agli alti livelli in g di questa sperimentazione, si può concordare con Rittweger e coll.<sup>(5)</sup> sul fatto che *"il rischio cardiovascolare atteso quando la WBV sia applicata nelle persone anziane è trascurabile"*.

#### 8. Risultati clinici della WBV nell'osteoporosi femminile

Ruan e coll.<sup>(6)</sup> hanno studiato gli effetti di una WBV su pedana vibrante a 30 Hz e 5 mm di ampiezza per 10' al giorno, 5 giorni alla settimana per 6 mesi su donne in postmenopausa e osteoporotiche.

Le 116 pazienti vennero suddivise in due gruppi (gruppo A, 66 pazienti) (gruppo B, 50 pazienti), le cui caratteristiche di base (età, anni di menopausa, densità minerale ossea della colonna lombare e del collo femorale, dolore cronico lombare, Body Mass Index) non presentavano differenze significative.

Il gruppo A veniva sottoposto alla WBV mentre il gruppo B, senza trattamento alcuno, fungeva da controllo. Delle 116 pazienti, 51 del gruppo A e 43 del gruppo B giunsero a completare i sei mesi dello studio. I risultati, schematizzati nella Tabella 1, portano a concludere che la WBV condotta come sopra indicato è *"utile nel ridurre il dolore lombare cronico e nell'aumentare la BMD del collo femorale e della colonna lombare nelle donne in post-*

menopausa con osteoporosi”” tuttavia senza indurre modificazioni nel Body Mass Index.

Tabella 1

Risultati a 6 mesi ottenuti da Ruan e coll.<sup>(6)</sup> su pazienti in postmenopausa e osteoporotiche, di cui 51 (gruppo A) trattate con WBV per 6 mesi e 43 (gruppo B) non trattate in alcun modo.

|                        | gruppo A | gruppo B |
|------------------------|----------|----------|
| BMD colonna lombare    | ↑4.3%    | ↓1.9%    |
| BMD collo femorale     | ↑3.2%    | ↓1.7%    |
| BMI                    | =        | =        |
| dolore lombare cronico | ↓        |          |

---

BMD, Bone Mineral Density; BMI, Body Mass Index;  
simbolo ↑, aumento; simbolo ↓, diminuzione; simbolo =, invariato.

### 9. Altri recenti impieghi non neurologici delle vibrazioni meccaniche

Vi accenniamo soltanto per completezza, trattandosi di modalità tecniche in parte ancora sperimentali o utilizzanti vibrazioni di alta frequenza (21 kHz), già nel range delle vibrazioni ultrasoniche.

- **Letti speciali** per malati con problemi respiratori consentono diverse posizioni di sicurezza grazie all'adozione di *determinati angoli terapeutici*, nonché l'applicazione di onde vibrazionali per favorire l'eliminazione delle secrezioni bronchiali e il recupero funzionale della muscolatura in pazienti lungo-degenti<sup>(10)</sup> (v. effetti sul tessuto muscolare al par. 3).

Altri particolari *letti cinetici* che consentono movimenti continui di rotazione laterale in associazione con terapie percussorie-vibratorie<sup>(11)</sup> si sono dimostrati efficaci nel diminuire l'incidenza di complicanze polmonari quali l'atelectasia nei pazienti sottoposti a ventilazione meccanica.

- **Vibrazioni di bassa frequenza come potenziale trattamento aggiuntivo di emergenza negli attacchi di cuore e nell'ictus<sup>(12)</sup>**

Geniale e complesso studio sperimentale con vibrazioni di 100 Hz e ampiezza di 0.5 mm, applicate attraverso uno strato muscolare di 2 cm di spessore in prossimità di un sistema vascolare trombizzato. Il ritorno del flusso e il tasso di ricanalizzazione furono significativamente più rapidi e più completi in confronto al sistema vascolare non esposto alle vibrazioni. La tecnica viene proposta in aggiunta alle terapie farmacologiche nel trattamento delle *trombosi arteriose acute*.

- **Vibrazioni di alta frequenza per ricanalizzare occlusioni coronariche totali e croniche refrattarie ad altri sistemi di ricanalizzazione<sup>(13,14,15)</sup>**

I tre lavori qui segnalati, provenienti da prestigiosi Centri Cardiologici partono dalla premessa che gli interventi percutanei di ricanalizzazione su arterie coronarie completamente occluse restano una delle sfide tecniche più difficili per la cardiologia interventistica, a causa delle grandi difficoltà di attraversare l'occlusione con un filo-guida. Per ovviare a ciò, negli Istituti citati è stata sviluppata una tecnica basata su vibrazioni meccaniche di frequenza ultrasonica (20-21 kHz) pulsate a una frequenza di circa 17 Hz (30 ms ON, 30 ms OFF), che permettono a una sonda sottilissima di *attraversare la placca aterosclerotica* occludente, sia essa calcificata o non calcificata. La materia è troppo specialistica perché se ne tenti anche un minimo approccio e si rimanda ai tre lavori citati ampiamente esaustivi.

È tuttavia interessante segnalare che le vibrazioni ultrasoniche applicate endoluminalmente riescono ad agire selettivamente sulla placca aterosclerotica grazie alle differenze di elasticità fra la placca stessa (rigida) e la parete arteriosa indenne (elastica). Il metodo potrà essere messo a confronto, dagli specialisti, col metodo sperimentale descritto più sopra<sup>(12)</sup>, e basato sull'applicazione transtoracica di vibrazioni meccaniche di bassa frequenza (100 Hz) capaci di penetrare in profondità.

### 10. Significato clinico-biologico dell'accelerazione vibrazionale in g

Nel precedente articolo relativo agli effetti

delle vibrazioni meccaniche sul sistema nervoso<sup>(1)</sup> si concludeva ipotizzando che le vibrazioni potrebbero agire in due modi: come *energia meccanica* vera e propria e come *energia trasdotta* in segnali elettromagnetici (effetto piezoelettrico od anche effetto TEMA invertito<sup>(7)</sup>). Lo stesso può valere anche per l'induzione di effetti lesivi o terapeutici a livello di tutti gli altri tessuti considerati nel presente lavoro.

Diventa allora importante valutare l'intensità delle esposizioni vibrazionali in termini di *pressione meccanica* (in pascal), onde poterla tradurre in termini di *effetto piezoelettrico* (in volt).

Purtroppo, soltanto una parte dei lavori consultati riporta l'intensità come accelerazione in m/s<sup>2</sup>, cioè in g (1 g = 9.8 m/s<sup>2</sup>). Altri lavori invece parlano di ampiezza vibrazionale in mm. Soltanto per i primi siamo in grado di trovare la pressione equivalente in unità pascal, grazie a un lavoro di Wu e coll. (8) che permette, per una vibrazione meccanica di bassa frequenza, di risalire ai Pa partendo dal suo valore di accelerazione in m/s<sup>2</sup>:

$$p \text{ (Pa)}: 10^{-2} \text{ (Pa)} = a \text{ (m/s}^2\text{)} : 10^{-6} \text{ (m/s}^2\text{)} \quad (1)$$

dove p è la pressione incognita corrispondente a una data accelerazione a; 10<sup>-2</sup> Pa è la pres-

sione corrispondente all'accelerazione di riferimento a<sub>0</sub> = 10<sup>-6</sup> m/s<sup>2</sup>.

$$\text{Dalla (1) si ottiene } p = \frac{a \times 10^{-2}}{10^{-6}} \text{ Pa} \quad (2)$$

Poichè, usando la (2), il valore in Pa dell'accelerazione di 1 g (9.8 m/s<sup>2</sup>) risulta essere 9.8 x 10<sup>4</sup> Pa è facile esprimere in Pa i valori di accelerazione riportati nel presente lavoro e compresi fra 0.1 g e 15 g

$$\text{Scriveremo: } 0.1 \text{ g} = 0.98 \cdot 10^4 \text{ Pa}$$

$$1.0 \text{ g} = 9.8 \cdot 10^4 \text{ Pa}$$

$$10 \text{ g} = 9.8 \cdot 10^5 \text{ Pa}$$

$$15 \text{ g} = 1.47 \cdot 10^6 \text{ Pa}$$

Poiché i coefficienti piezoelettrici per l'osso e per i tessuti molli ricchi in collagene sono:

$$1 \text{ nV/Pa per l'osso}^{(9)}$$

$$5.5 \text{ nV/Pa per i tessuti molli}$$

$$\text{ricchi in collagene}^{(9)}$$

applicando questi coefficienti ai quattro valori in Pa sopra indicati avremo l'entità del segnale piezoelettrico corrispondente alle quattro accelerazioni vibrazionali impiegate in terapia. Separando i calcoli in base ai due coefficienti, avremo:

| per l'osso                              |   |                    |   |           |   |                                      |
|---|---|--------------------|---|-----------|---|--------------------------------------|
| 0.98                                    | • | 10 <sup>4</sup> Pa | x | 1 nV/Pa   | = | 0.98 • 10 <sup>4</sup> nV (9,8 µV)   |
| 9.8                                     | • | 10 <sup>4</sup> Pa | x | 1 nV/Pa   | = | 9.8 • 10 <sup>4</sup> nV (98 µV)     |
| 9.8                                     | • | 10 <sup>5</sup> Pa | x | 1 nV/Pa   | = | 9.8 • 10 <sup>5</sup> nV (≈ 1 mV)    |
| 1.47                                    | • | 10 <sup>6</sup> Pa | x | 1 nV/Pa   | = | 1.47 • 10 <sup>6</sup> nV (≈ 1,5 mV) |
| per i tessuti molli ricchi in collagene |   |                    |   |           |   |                                      |
| 0.98                                    | • | 10 <sup>4</sup> Pa | x | 5.5 nV/Pa | = | 5.39 • 10 <sup>4</sup> nV (53.9 µV)  |
| 9.8                                     | • | 10 <sup>4</sup> Pa | x | 5.5 nV/Pa | = | 5.39 • 10 <sup>5</sup> nV (539 µV)   |
| 9.8                                     | • | 10 <sup>5</sup> Pa | x | 5.5 nV/Pa | = | 5.39 • 10 <sup>6</sup> nV (5.39 mV)  |
| 1.47                                    | • | 10 <sup>6</sup> Pa | x | 5.5 nV/Pa | = | 8.08 • 10 <sup>6</sup> nV (8.08 mV)  |

Ne consegue che le vibrazioni meccaniche di accelerazione compresa fra 0.1 g e 1 g inducono per effetto piezoelettrico nel tessuto osseo e nei tessuti molli ricchi in collagene voltaggi *nell'ordine dei µV*; mentre le vibrazioni meccaniche di accelerazione compresa fra 10 g e 15 g vi inducono voltaggi piezoelettrici *nell'ordine dei mV*.

Pertanto, sia l'ordine di grandezza delle

pressioni in Pa (10<sup>4</sup>-10<sup>6</sup>) che l'ordine di grandezza dei voltaggi piezoelettrici (decine di µV fino ad alcuni mV) corrispondono a quei **valori che la moderna meccanobiologia e la stessa elettromagnetobiologia dimostrano ricchi di effetti biologici a livello cellulare e tessutale**<sup>(9)</sup>. Il che può spiegare gli effetti prodotti dalle vibrazioni meccaniche sia in campo sperimentale che in campo clinico considerati in questo e nel precedente lavoro<sup>(1)</sup>.

### Conclusioni

Da questo lavoro e da quello precedente<sup>(1)</sup> emerge il grande potenziale applicativo delle vibrazioni meccaniche di bassa frequenza (<100 Hz) in svariati campi della medicina generale e specialistica.

Gli ultimi lavori citati<sup>(13,14,15)</sup>, nei quali si utilizzano vibrazioni al limite ultrasonico inferiore dei 20-21 kHz, rappresentano inoltre l'anello di congiunzione fra le vibrazioni meccaniche di bassa frequenza (<100 Hz) e gli ultrasuoni di alcuni MHz.

Possiamo pertanto concludere che il fisico medico di oggi, già professionalmente coinvolto nelle radiazioni ionizzanti, nelle non ionizzanti e nelle vibrazioni meccaniche di altissima frequenza (ecografia, ultrasuonoterapia), vede ampliarsi il suo range di intervento anche nell'ambito delle vibrazioni meccaniche di bassa frequenza.

### Bibliografia

1. Bistolfi F. Vibrazioni meccaniche e sistema nervoso. Azioni lesive ed effetti terapeutici. *Fisica in Medicina* 2/2009, 107-117
2. Prisby RD, Lafage-Proust MH, Maleval L et al. Effects of whole-body vibration on the skeleton and other organ systems in Man and animal models: What we know and what we need to know. *Ageing Res Reviews* 2008; 7: 319-329
3. Bistolfi. F. Suoni e Vibrazioni sull'Uomo. *Rischio Beneficio*. Omicron Editrice, Genova 2004
4. Kapanadze N. State of hypophysis-adrenal gland, in condition of vibration pathology and its correction in experiment. *Georgian Medical News* 2006; 137: 97-99
5. Rittweger J, Beller G, Felsenberg D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clinical Physiology*, 2000; 20(2): 134-142
6. Ruan XY, Jin FY, Liu YL et al. Effects of vibrational therapy on bone mineral density in postmenopause women with osteoporosis. *Chinese Medical. J* 2008; 121(13): 1155-1158
7. Bistolfi F. Effetto TEMA e TEMA invertito. In rif. 3, pag. 99-101
8. Wu X, Rakheja S, Boileau PE. Study of human-seat interface pressure distribution: under vertical vibration. *Int J Ind Erg* 1998; 21: 433-449
9. Bistolfi F. Evidence of interlinks between bioelectromagnetics and biomechanics: from Biophysics to Medical Physics. *Physica Medica* 2006; 22(3): 71-95
10. Calixto Rodriguez J, Rodriguez Martinez X, Marin I Vivo G, Pannellas Albert J. Camas especiales con sistema de terapia pulmonar. *Revista de Enfermeria* 2008; 31(10): 51-54
11. Chandy D, Sahityani R, Aronow WS et al. Impact of kinetic beds on the incidence of atelectasia in mechanically ventilated patients. *Am J of Therapeutics* 2007; 14: 259-261
12. Yohannes FG, Hoffmann AK. Non-invasive low frequency vibration as a potential emergency adjunctive treatment for heart attack and stroke. An in vitro flow model. *J Thromb Thrombolysis* 2008; 25: 251-258
13. Grube E, Sütsch G, Lim VY et al. High-frequency mechanical vibration to recanalize chronic total occlusions after failure to cross with conventional guide-wire. *JRL Invasive Cardiology*, vol. 18. Issue n. 3 (March) 2006
14. Melzi G, Cosgrave J, Biondi-Zoccai GL et al. A novel approach to chronic total occlusions: the Crosser system. *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 2006; 8: 29-35
15. Tirock K, Cannon L, Reisman M et al. High-frequency vibration for the recanalization of guide-wire refractory chronic total coronar occlusions. *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 2008; 72: 771-780

# PAZIENTI TRATTATI CON RADIOFARMACI E SISTEMI DI SICUREZZA NEGLI AEROPORTI: *nuove segnalazioni*

Nuccia Canevarollo

*U.O. Fisica Sanitaria - Ospedale Villa Scassi, ASL 3 Genovese*

Si è svolta recentemente, fra i membri della mailing list dell'Associazione Italiana di Medicina Nucleare, un'interessante discussione sulle ultime rilevazioni fatte in alcuni aeroporti internazionali della radioattività presente in viaggiatori che erano stati trattati con radioiodio presso strutture di medicina nucleare di ospedali italiani. Nel dibattito, oltre alla descrizione degli ultimi incidenti di questo tipo, sono state fatte segnalazioni di interessanti voci bibliografiche, in un panorama internazionale ed in particolare nazionale ancora piuttosto esiguo sull'argomento. Anche i fisici hanno partecipato alla discussione.

La rapida crescita nel numero delle procedure diagnostiche e terapeutiche mediconucleari accanto a più stringenti misure di sicurezza dei vari paesi, in particolare dopo gli attacchi dell'11 settembre, hanno portato ad una sottostima del problema creato da pazienti che fanno scattare i sistemi di allarme per le radiazioni, principalmente negli aeroporti, ma anche ai confini, nelle metropolitane, sulle imbarcazioni, negli edifici pubblici e perfino in luoghi di lavoro come centri di ricerca e laboratori. La pubblicazione ICRP 94 del 2004, la cui traduzione in italiano è stata curata da Giampiero Tosi e pubblicata dall'AIFM nel 2006 "Dimissione dei pazienti trattati con radionuclidi non sigillati", aveva accennato al problema, riportando come molti medici forniscano ai loro pazienti un certificato nel quale sono riportati i dati del trattamento medico effettuato.

Nella Pubblicazione si accennava anche al fatto che la IAEA avesse segnalato come esista teoricamente la possibilità di trasportare materiali proibiti insieme a radionuclidi ammessi, evento che può esporre i pazienti a fermi ed interrogatori quantomeno fastidiosi.

L'*Hellenic Journal Of Nuclear Medicine* ha riportato un ampio lavoro di Palumbo, Neumann, Havlik, Palumbo, Sinzinger "Triggering Radiation Alarm at Security Checks. Patients should be informed even after diagnostic nuclear medicine procedures", che elenca, tra l'altro, un'ampia casistica.

La prima segnalazione di incidente di questo tipo risale al 1986, quando alla Casa Bianca, in Pennsylvania Avenue, due ospiti di una visita organizzata al pubblico edificio, quattro giorni dopo l'esecuzione di una scintigrafia con Tl201 alla dose di 92.5 MBq su di uno dei due, fecero scattare gli allarmi. Un altro paziente in quegli anni fece scattare l'allarme della sua banca, dove si era recato per accedere alla propria cassetta di sicurezza e l'allarme scattò nelle visite successive per ben nove giorni dopo un esame di scintigrafia miocardica con Tl201.

Recentemente in Europa, due pazienti fecero scattare l'allarme all'aeroporto. In entrambi i casi le rispettive Società di Medicina Nucleare non erano a conoscenza dell'installazione di monitor portatili né della loro elevata sensibilità di rivelazione. In un caso, un pilota di 55 anni che viaggiava come membro dell'equipaggio verso Mosca fece scattare l'allarme 4 giorni dopo una scintigrafia con Tl201, alla dose di 80 MBq. Il paziente venne fermato ma riuscì a spiegare la sua situazione e fu presto rilasciato. Ripassò nuovamente dallo stesso aeroporto 4 giorni dopo e di nuovo venne fermato. A questo punto gli agenti di sicurezza dell'aeroporto gli diedero una card che spiegava che la persona trasportava Tl201 in conseguenza all'esecuzione di scintigrafia miocardica. Un altro caso fu un paziente che 25 giorni dopo il trattamento di gozzo multinodulare tossico con 148 MBq di I131, fece scattare gli allarmi all'aeroporto di



Vienna- Schwechat proveniente da Francoforte, dove invece non era successo nulla.

Il paziente fu assistito telefonicamente presso lo staff della sicurezza.

È stato segnalato perfino un caso di incidente da incorporazione passiva, si trattava della moglie di un uomo che era stato sottoposto a terapia con I131. Nell'agosto 2006 un cittadino britannico attivò gli allarmi all'aeroporto di Orlando per aver ricevuto 400 MBq di I131, il caso fu riportato sul British Medical Journal come "lesson of the week". Ancora, un paziente a Miami attivò gli allarmi 24 giorni dopo aver ricevuto 1,1 GBq di I131. Dopo 38 giorni, quando il rateo di dose era di 30 microSv/h, gli stessi allarmi rimasero muti.

Nel marzo 2003 un bus in viaggio da New York ad Atlantic City fu fermato per aver attivato gli allarmi in un tunnel con rivelatore di radiazioni. A bordo c'era un paziente che era stato trattato con 370 MBq di I131 e che aveva ignorato le prescrizioni scritte che gli erano state date, che prevedevano di non usare trasporti pubblici almeno per due giorni.

In generale, questi casi sembrano sottaciuti nella comunità scientifica. Le autorità non informano le società di medicina nucleare, i pazienti non informano i loro medici. All'Istituto ISO-TOPIX di Vienna è stato istituito un certificato in lingua inglese, che contiene i dati del paziente, il tracciante utilizzato, la dose, l'emivita, la data e l'ora e il tipo di trattamento eseguito, i contatti con la struttura clinica interessata. Il certificato viene rilasciato a tutti i pazienti stranieri e a quelli che ricevono trattamenti terapeutici. Ai pazienti che ricevono invece trattamenti diagnostici viene chiesta la eventuale necessità di compiere viaggi aerei.

I problemi chiave nella problematica riguardano il fatto che non si conoscono le sensibilità dei sistemi di rivelazione né le distanze di misura. Data la costante gamma specifica dello I131, pari a  $0,066 \mu\text{Sv m}^2/(\text{MBq h})$ , si può ipotizzare che per rilevare, in uno dei casi citati, 30  $\mu\text{Sv/h}$  il rivelatore debba essere stato posizionato a diretto contatto con la persona, ma le autorità non forniscono facilmente chiarimenti. Va fatta infine la considerazione che le certificazioni vanno presentate con cautela, se gli allarmi non vengono attivati, infatti in un caso ripor-

tato, il paziente che esibì il certificato venne comunque fermato, fatti gli accertamenti telefonici presso il centro di medicina nucleare che aveva effettuato il trattamento e solo allora venne consentita la prosecuzione del viaggio. D'altra parte, la sensibilità estremamente elevata dei sistemi non permette di discriminare tra radionuclidi terapeutici, diagnostici oppure radionuclidi destinati al contrabbando. Il problema è noto ai produttori, e quando anche si fosse in grado, con la spettroscopia gamma, di riconoscere gli isotopi, rimane il problema dell'uso di radionuclidi impiegati in medicina nucleare per mascherare lo spettro delle radiazioni emesse da sostanze utilizzate invece a scopi illeciti.

Nel 2008, si sa che circa 10000 rivelatori portatili erano in uso negli Stati Uniti, ma ben poco si sa dall'Europa.

In Italia, come è stato chiarito dall'intervento di Claudio Traino nella discussione sulla mailing list AIMN, il Decreto 187 pone l'obbligo di fornire prescrizioni scritte al paziente all'atto della dimissione. L'articolo 4 del decreto, infatti, così recita al comma 8: "Nel caso di un paziente sottoposto ad un trattamento o ad una diagnosi con radionuclidi, se del caso, il medico nucleare o il radioterapista fornisce al paziente stesso o al suo tutore legale istruzioni scritte volte a ridurre, per quanto ragionevolmente conseguibile, le dosi per le persone in diretto contatto con il paziente, nonché le informazioni sui rischi delle radiazioni ionizzanti. Tali istruzioni sono impartite prima di lasciare la struttura sanitaria."

Tuttavia, come è esperienza comune di molti di noi fisici, spesso il decreto viene applicato in maniera puntuale in caso di trattamenti terapeutici dei carcinomi tiroidei, ma nei casi di ipotiroidismo sono ancora molti i centri che inseriscono le prescrizioni nella cosiddetta documentazione di "consenso informato". Occorre perciò ancora sensibilizzare il medico nucleare sulla necessità di fornire chiarimenti e indicazioni, che, se comunicate con la corretta modalità, e lungi dal produrre allarmi o preoccupazioni ingiustificate, consentano invece di gestire e di inserire più serenamente le attività medico nucleari nel mutevole contesto sociale in cui viviamo.

# Indicazioni operative per la valutazione del rischio all'esposizione professionale ai campi magnetici statici nella risonanza magnetica ad alto campo

R. Milani\*, S. Coda\*, G. Baccani\*, Francesco Campanella\*\*  
Massimo Mattozzi\*\* Paolo Ferrari\*\*\*

\* *Liberi professionisti - Fisici Medici ed Esperti Responsabili in RM*

\*\* *Dipartimento Igiene del Lavoro - ISPESL*

\*\*\* *Centro Interdipartimentale Mente e Cervello - Università degli studi di Trento*

Tale lavoro è frutto di una prima sperimentazione il cui processo di validazione e verifica è tuttora in corso. Sul sito dell' ISPESL [www.ispesl.it](http://www.ispesl.it) verranno resi noti i risultati definitivi

## INTRODUZIONE

Nell'aprile del 2004, il Parlamento Europeo ed il Consiglio hanno adottato una direttiva sull'esposizione occupazionale ai campi elettromagnetici. Conosciuta come Direttiva 2004/40/CE<sup>1</sup> (Campi elettromagnetici - EMF), è una delle quattro direttive relative al rischio dovuto all'esposizione agli agenti fisici sui luoghi di lavoro; le altre riguardano il rumore acustico, le vibrazioni e le radiazioni ottiche artificiali. Come conseguenza, tutti gli stati membri dell'Unione Europea avevano l'obbligo di recepire la direttiva entro il 30 aprile 2008.

La Direttiva stabilisce i limiti per l'esposizione dei lavoratori alle EMF nel *range* 0-300 GHz espressi in termini di densità di corrente indotta nel tessuto corporeo alle basse frequenze (fino a 100 kHz) e di rateo di assorbimento specifico (SAR) alle radio frequenze. Questi limiti non devono chiaramente essere superati in alcuna circostanza. Essendo i Limiti di Esposizione delle grandezze di difficile misurazione, la Direttiva indica i livelli soglia pratico-operativi definiti "valori di azione". Il rispetto dei valori di azione assicura il non superamento dei limiti di esposizione. I limiti della Direttiva sono derivati dalle linee guida pubblicate alcuni anni fa dalla Commissione Internazionale sulla Protezione dalle Radiazioni Non Ionizzanti (ICNIRP)<sup>2</sup>, identificando i valori limite di esposizione della Direttiva con le "restrizioni di base" dell'ICNIRP ed i livelli di azione della Direttiva con i "livelli di riferimento" dell'ICNIRP. Sebbene la Direttiva presenti questi limiti come soglie per "conosciuti effetti a breve termine", essi sono di fatto basati su prudenti interpretazioni ed estrapolazioni di limitati dati scientifici. Un esempio, i valori limite di esposizione applicati nel *range* di frequenze relative alla commutazione dei gradienti (circa 1 kHz) sono estrapolati dagli effetti biolo-

gici (non sanitari) osservati nel *range* 20-60 Hz, assumendoli rilevanti fino a 100 kHz. Il 26 Aprile 2008 (4 giorni prima della originale scadenza), una nuova direttiva stabiliva la nuova scadenza al 2012 per il recepimento della Direttiva 2004. Attualmente la Direttiva rimane valida nella sua forma originale ad eccezione della nuova scadenza, entro la quale gli stati membri dovranno recepirla. Sette stati dell'unione hanno recepito la Direttiva prima che fosse annunciato la trasposizione: Slovacchia, Repubblica Ceca, Lituania, Lettonia, Estonia, Austria ed Italia. Alcuni di questi stati si stanno muovendo per revocare la relativa legislazione nazionale.

Il nuovo testo unico sulla sicurezza del lavoro, rappresentato dal D.lgs 81/08, recependo la direttiva Euratom di riferimento, per quanto attiene i campi elettromagnetici, non introduce altresì, per quanto attiene gli altri rischi fisici specifici (rumore, vibrazioni, atmosfere esplosive), novità o cambiamenti sostanziali, se non l'aggiornamento di alcuni riferimenti normativi. Per quanto attiene i campi elettromagnetici, utilizza un tecnicismo normativo di non immediata comprensione, finalizzato al rinvio dell'applicazione delle relative disposizioni. Infatti, se da un lato l'articolo 212, contenuto nel capo IV del Titolo VIII, stabilisce che il settore della risonanza magnetica, in particolare, usufruisce di una proroga di due anni durante i quali il Ministero della Salute dovrà elaborare Linee Guida per l'applicazione dei limiti di esposizione introdotti a tale scenario, dall'altro l'articolo 306 sancisce che le disposizioni di tutto il capo IV titolo VIII entreranno in vigore solo alla data limite di recepimento per gli stati membri della Direttiva Euratom di riferimento (Dir 2004/40) che, proprio la settimana precedente a quella della pubblicazione del Testo Unico in Gazzetta Ufficiale, è stata procrastinata al 30 aprile 2012.

## SCOPO DEL LAVORO

In virtù del quadro normativo sopra introdotto, il presente lavoro non vuole definire, ma solo ipotizzare, un ragionevole percorso di valutazione del rischio per i lavoratori, che si basi sui nuovi limiti previsti dal D.lgs 81/08, e che prenda in esame lo scenario relativo all'esposizione ai campi magnetici statici nella Risonanza Magnetica ad alto campo. In particolare, si ritiene che, all'interno di tale valutazione, debbano essere valutate le interazioni tra operatore e campo magnetico nelle varie condizioni di lavoro, in modo da correlarle con i limiti di esposizione. Tutto ciò è propedeutico a identificare, se del caso, accorgimenti e misure di cautela, che modifichino il comportamento degli operatori al fine di una opportuna riduzione del livello di rischio.

## METODI

Sebbene non vi siano valori limite di esposizione per i campi magnetici nel nuovo D.lgs

81/08, le persone in temporaneo movimento all'interno del campo magnetico statico di uno scanner, risentono di un campo variabile e quindi di correnti indotte nel corpo che possono determinare il superamento dei valori limite d'esposizione alle frequenze estremamente basse. I livelli di esposizione sono riportati nella tabella dell'allegato XXXVI del D.lgs. 81/08. In questa tabella, per specificare i valori limiti di esposizione a seconda della frequenza dei campi elettromagnetici, sono utilizzate diverse grandezze fisiche. Kännälä<sup>4</sup>, in una recente pubblicazione, evidenzia come le frequenze estremamente basse siano le principali componenti della radiazione indotta dal moto del corpo nel campo magnetico statico. In figura 1 Kännälä mostra come il contributo spettrale della radiazione indotta sia prevalentemente sotto 1 Hz. Per questo motivo nel presente lavoro abbiamo considerato unicamente il limite di 40 mA/m<sup>2</sup> corrispondente al limite per radiazioni di frequenza inferiore ad 1 Hz.

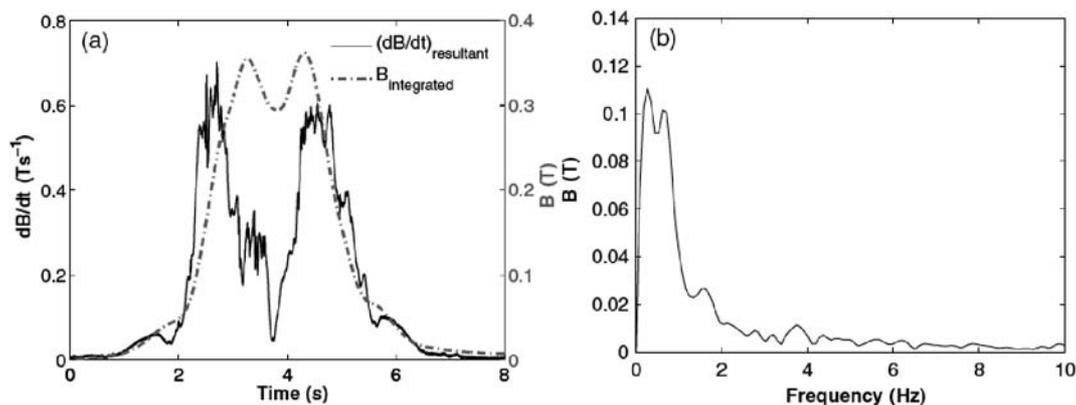


Figura 1: (a)  $dB/dt$  and  $B$  integrato da  $dB/dt$  durante il posizionamento nelle vicinanze di uno scanner MRI da 1T. (b) Il corrispondente spettro<sup>4</sup>.

Il D.lgs 81/08, come detto, esige una valutazione dei rischi cui sono sottoposti i lavoratori. Già il D.M. 02-08-91<sup>5</sup> sottolineava il rischio di un operatore soggetto ad un campo statico, imponendo precisi limiti temporali di permanenza ad una determinata intensità B (tab.1):

Tabella 1: Limiti espositivi al campo magnetico statico secondo D.M. 01-08-91

| Parte esposta | Intensità di campo | Durata max esposizione |
|---------------|--------------------|------------------------|
| Corpo         | 200mT              | 1 h/g                  |
| Corpo         | 2T                 | 15 min/g               |
| Arti          | 2T                 | 1 h/g                  |
| Arti          | 4T                 | 15 min/g               |

Dai limiti di legge del D.M. 02-08-91 si può ricavare il tempo massimo di permanenza di un operatore ad una data intensità di campo B, per le operazioni di posizionamento, centratura ecc. e, di conseguenza, il numero massimo di pazienti, ovvero, il massimo carico di lavoro per operatore. L'operatore, però, non è solo sottoposto al campo statico, ma anche alle correnti indotte che si vengono a creare quando si sposta nella sala magnete dove è presente il gradiente di B. Il corpo umano è un conduttore elettrico con una sua resistività elettrica R, che varia leggermente da tessuto a tessuto. Una variazione di campo magnetico, in un sistema dotato di cariche, genera una forza che determina un moto delle cariche elettriche, quindi, un campo elettrico. Il concetto è espresso dalla nota terza equazione di Maxwell:

$$\nabla \times E = -\frac{dB}{dt} = E \quad (1)$$

B=induzione magnetica  
t=tempo  
E=volt/m

Questa relazione ci dice semplicemente che in un sistema, in cui l'intensità di campo magnetico varia, (ad esempio, di 1 Tesla nel tempo di 1 secondo), si crea un campo elettrico di 1 V/m. Sia che vari il campo rispetto alla posizione dell'operatore o che vari la posizione dell'operatore rispetto al campo, le cose non cambiano. Siamo sempre in presenza di un dB/dt. Un operatore che si muove in un gradiente di campo B è soggetto ad un campo E proporzionale alla variazione di B in rapporto al tempo. Così come formulata, dB/dt è di complessa applicazione per la difficoltà di calcolare contemporaneamente, in maniera puntiforme, la correlazione di dB e dt. Molti ricercatori stanno cercando di mettere a punto un sistema elettronico in grado di rilevare le variazioni di B in funzione di t con una frequenza di campionamento accettabile. Le difficoltà, tuttavia, non sono poche, sia per le interferenze di dB/dt con il circuito stesso, sia perché la legge varia il limite in funzione della frequenza. Il campo elettrico generato in un operatore che si muove in un campo B equivale ad un campo elettrico variabile indotto da un campo magnetico variabile in un operatore fermo che funge da antenna, ma questo implica una frequenza e di conseguenza una variazione del limite di accettabilità, quindi il sistema dovrebbe essere in grado di misurare contemporaneamente sia **E** che **f**.

Da un punto di vista matematico possiamo riformulare la (1) in modo più semplice e semplificare il problema:

$$E = \frac{dB}{dz} * \frac{dz}{dt}$$

dove dB/dz non è altro che il gradiente dell'intensità di campo magnetico lungo la direzione **z** dello spazio (dato facilmente misurabile con un Gaussmetro), mentre dx/dt non è altro che la velocità **v** di spostamento lungo la direzione **z** di B. Quindi si ottiene che:

$$E = \frac{dB}{dz} * v_z \quad (2)$$

anzi, se vogliamo essere precisi (e complicarci un po' la vita), possiamo scrivere:

$$E = \frac{\partial B}{\partial x} * v_x + \frac{\partial B}{\partial y} * v_y + \frac{\partial B}{\partial z} * v_z$$

E (V/m) è espressa come somma dei gradienti nelle tre direzioni per le rispettive velocità di moto. L'andamento di B nelle direzioni fondamentali **Z** o **X** può essere ben interpolato, utilizzando un fitting dei dati sperimentali, con un'equazione del tipo

$$B_{z,x} = B_{\max} e^{f(z,x)} \quad (3)$$

Dove  $B_{\max}$  = massimo valore dell'intensità del campo magnetico nell'intervallo misurato.

### Analisi lungo gli assi Z e X

Applicando la (3) alla (2) si ottiene:

$$\frac{dB}{d(z,x)} = B_{\max} e^{f(z,x)} f'(z,x) v_{(z,x)}$$

dalla quale risulta che il campo elettrico generato lungo l'asse Z sarà:

$$E_z = \frac{dB}{dz} * \frac{dz}{dt} = B_{\max} e^{f(z)} * f'(z) * v_z \quad (4)$$

dove  $v_z$  è la velocità dell'operatore lungo la direzione **z**. In maniera del tutto analoga si può calcolare il campo elettrico lungo la direzione **x**.

La grandezza che maggiormente interessa il D.lgs. 81/08 alle basse frequenze, è la densità di corrente **J** [A/m<sup>2</sup>] legata al campo elettrico **E** dalla conduttività del tessuti con la relazione:

$$(J = \sigma E_{z,x}) \quad (7)$$

dove  $\sigma$  è la conduttività del tessuto ed E [Vm<sup>-1</sup>] il campo elettrico. La resistività ( $\rho$ ) e la conduttività ( $\sigma$ ) di un materiale sono rispettivamente definite come:

$$\rho = \frac{RS}{l} \quad [\Omega m] \quad \sigma = \frac{l}{RS} \quad [Sm^{-1}]$$

dove:

**R**=resistenza elettrica di un campione specifico [ $\Omega$ ];

**S**= area della sezione del campione perpendicolare alla direzione della corrente [m<sup>2</sup>]

**l**= distanza tra i punti tra i quali è misurata la tensione [m]

Da tutto questo ne consegue che:

$$J = E \frac{l}{RS} \quad [A/m^2] \quad (8)$$

Le cariche che si muovono all'interno dei tessuti incontrano resistenze elettriche diverse a seconda della tipologia di tessuto e i dati della

letteratura non sono univoci, poiché i fattori che entrano in gioco sono moltissimi. In linea generale, però, la resistività elettrica dei tessuti oscilla intorno ai 3÷6  $\Omega\text{m}$  (in figura 2, tabella di

riferimento della resistività misurata per la materia grigia e bianca). A tal proposito abbiamo optato per un valore più restrittivo mediato sui valori di resistività dell'encefalo; 3,5  $\Omega\text{m}$ .

**Table 1. Resistivity values for nine measured subjects.**

|                              | Patient no. |      |      |      |      |      |      |      |      | Ave. |
|------------------------------|-------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
|                              | 1           | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    | 7    | 8    | 9    |      |
| <b>White matter averages</b> |             |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
| ( $\Omega\text{m}$ )         | 3.61        | 4.62 |      | 3.26 |      | 4.77 |      | 3.31 |      | 3.91 |
| Number of measurements       | 3           | 2    |      | 2    |      | 1    |      | 13   |      |      |
| Standard deviation           | 1.25        | 0.28 |      | 0.34 |      | 0    |      | 0.42 |      |      |
| <b>Grey matter averages</b>  |             |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
| ( $\Omega\text{m}$ )         | 1.94        | 5.41 | 2.13 | 4.07 | 4.16 |      | 5.01 | 2.69 | 2.64 | 3.51 |
| Number of measurements       | 1           | 4    | 3    | 11   | 1    |      | 3    | 6    | 3    |      |
| Standard deviation           | 0           | 0.67 | 0.66 | 1.58 | 0    |      | 0.74 | 0.46 | 0.09 |      |

Figura 2: Tabella della resistività della materia grigia e bianca misurata da Latikka<sup>6</sup> su nove soggetti.

### PREMESSA OPERATIVA

Per calcolare i parametri E e J, in un caso reale, abbiamo preso in considerazione uno scanner MRI con campo molto elevato (4T) del quale erano note le curve isomagnetiche di B nello spazio attorno al magnete figura 3. Abbiamo, quindi, osservato le tipologie di movimento dei diversi lavoratori che operavano, a vario titolo, con la macchina. Analizzando le usuali condizioni di lavoro, abbiamo notato che, tra le diverse figure che si trovano, o possono trovarsi, vicino al magnete, manutentore, radiologo, anestesista, tecnico di radiologia ecc..., quest'ultimo è senza dubbio il lavoratore che

più frequentemente si trova a dover operare in un ripido gradiente di campo e che, per tale motivo, è esposto, per ragioni professionali, all'azione continuativa di E e J. Si tenga, comunque, presente, che non necessariamente è il più esposto, anzi, l'esposizione, o il rischio, dipendono strettamente, come vedremo, dal tipo di operazione svolta, dal posto dove è svolta e dalla rapidità di movimento in quella geometria di gradiente. Una certa velocità di moto, che a 40-50 cm dal magnete non fa superare i limiti di J del D.lgs 81/08, a distanze di poco inferiori può generare un superamento anche di 5-6 volte il valore limite. I movimenti tipici e più frequenti di un operatore, in condizioni usuali, sono:

- a. moto rettilineo lungo la direzione z di avvicinamento ed allontanamento
- b. moto rettilineo lungo la direzione x di avvicinamento ed allontanamento
- c. moto rotatorio del corpo in prossimità della macchina

Il gradiente dell'intensità del campo magnetico B lungo le due direzioni (Z e X) è

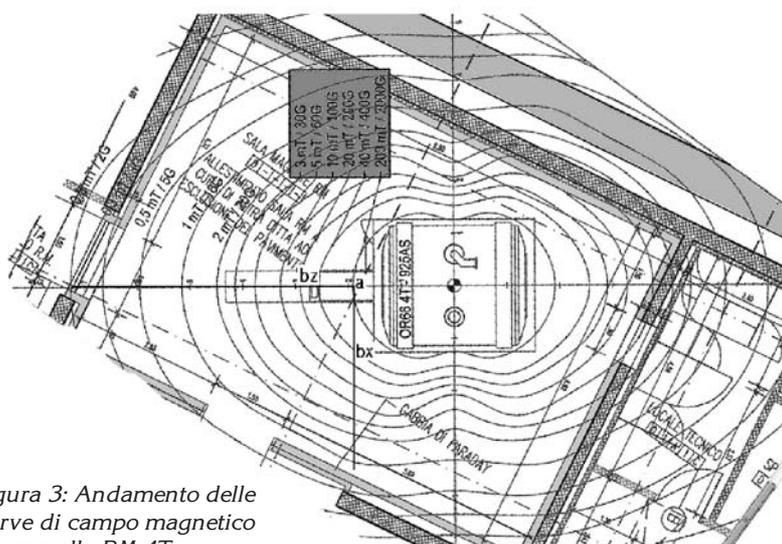


Figura 3: Andamento delle curve di campo magnetico attorno alla RM 4T.

definito dalle equazioni di fitting, (3), trattate in precedenza, che nel caso sperimentale specifico sono state corredate dei dati numerici di fitting :

$$B_z = B_{z\max} e^{f(z)} \quad (8a)$$

$$E_z = B_{z\max} e^{f(z)} f'(z) * v_z \quad (8b)$$

Sperimentalmente sono stati misurati i valori di B dal centro del magnete lungo l'asse **z**. Come si può vedere dalla figura 4 e dal relativo grafico, la differenza percentuale (diff%) tra dati sperimentali e calcolati non supera, in modulo, il 4,2%. Lo stesso procedimento è stato utilizzato per ottenere i parametri del gradiente

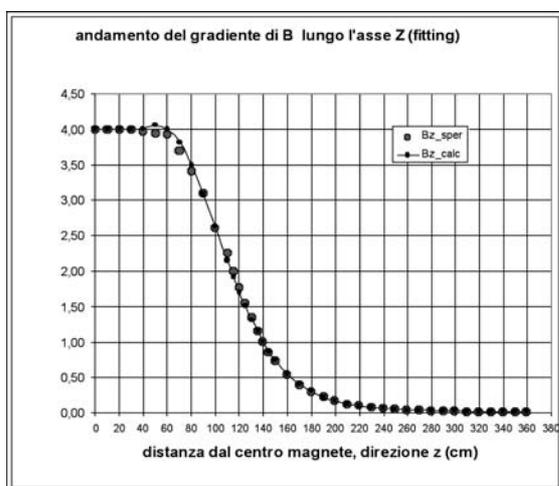


Figura 4: Fitting dei dati sperimentali di B lungo la direzione Z e andamento della curva dei dati calcolati con la relazione (8a). Lo scarto massimo è del 4,2% sul gradiente più ripido.

lungo la direzione **x**, ortogonale alla **z**, a partire dalla posizione  $z=40$  cm dalla bocca del gantry ( $z=180$  cm dal centro del magnete), che noi abbiamo supposto essere quella abituale dell'operatore vicino alla macchina.

$$B_x = B_{x\max} e^{f(x)} \quad (9a)$$

$$E_x = B_{x\max} e^{f(x)} f'(x) * v_x \quad (9b)$$

Anche in questo caso, sono stati misurati sperimentalmente i valori di B, a partire dal punto  $z=180$  cm dal centro del magnete, lungo la direzione X ortogonale a Z (40 cm dalla bocca del gantry). Come si può vedere dalla figura 5 e dal relativo grafico, la differenza percentuale (diff%) tra dati sperimentali e calcolati non supera, in modulo, il 3,6%.

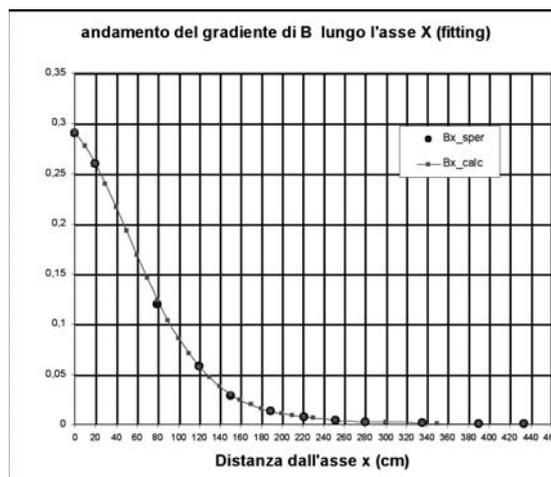


Figura 5: Fitting dei dati sperimentali di B lungo la direzione X a partire dal punto  $z=40$  cm dal centro del magnete. Andamento della curva dei dati calcolati con la relazione (9a). Lo scarto massimo è del 3,6%.

## IPOTESI DI LAVORO IN CONDIZIONI REALI

Nell'analisi di un rischio lavorativo, oltre ai modelli matematici, bisogna definire i confini operativi nel cui ambito si svolge l'attività. In altre parole bisogna definire gli scenari che si creano abitualmente o si possono creare occasionalmente. Mentre i primi fanno parte della routine quotidiana, i secondi, proprio perché eventi eccezionali, devono essere visti come tali e pesati in ragione di quella che è la probabilità di accadere, che certamente varia da situazione a situazione.

Per comprendere a pieno il comportamento di un operatore, soprattutto nella fase di allontanamento e avvicinamento rispetto al "tavolo-paziente", abbiamo effettuato alcune riprese per cercare di osservare il moto sperimentalmente e ottenere una modellizzazione del fenomeno in grado di fornirci uno strumento utile alla valutazione del rischio per l'operatore in termini di superamento dei valori limite di densità di corrente indotta dal moto nel campo magnetico.

## OSSERVAZIONE SPERIMENTALE

Di seguito riportiamo alcuni fotogrammi (figura 6 e figura 8) delle riprese video, effettuate durante la fase di avvicinamento e di allontanamento, dalle quali sono state ricavate le curve sperimentali del moto dell'operatore.

## Avvicinamento

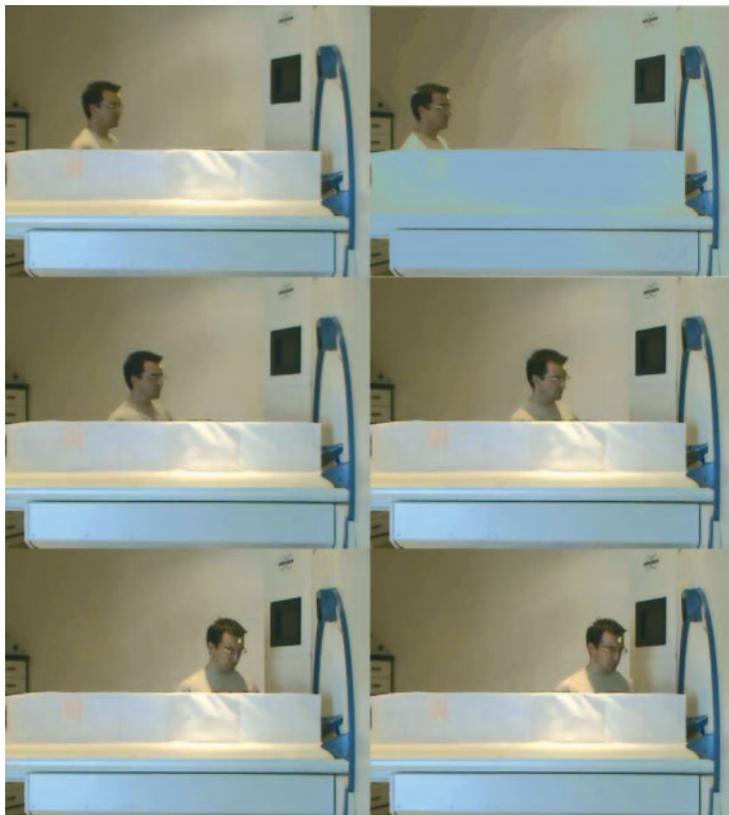


Figura 6: Sequenza del moto di avvicinamento alla console del magnete ripresa mediante telecamera.

Mediante il software di elaborazione grafica Image J<sup>7</sup> sono state ricavate, fotogramma per fotogramma a 25fps (e quindi ad istanti di tempo noti), i dati del moto di un repere posto sulla fronte dell'operatore. Da questi dati è stato possibile ricavare i due grafici che seguono: spazio(tempo) e velocità(spazio).

Nelle figura 7 si osserva come il moto di traslazione subisca in prossimità del magnete una decelerazione con andamento quasi lineare nel grafico velocità(tempo). Le misure sono riferite a 5 casi diversi.

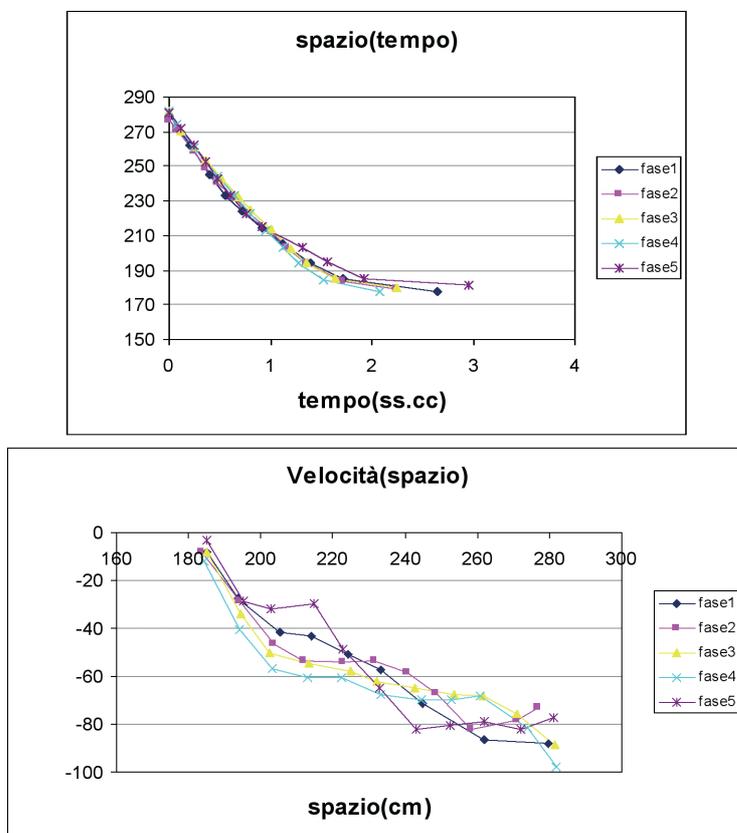
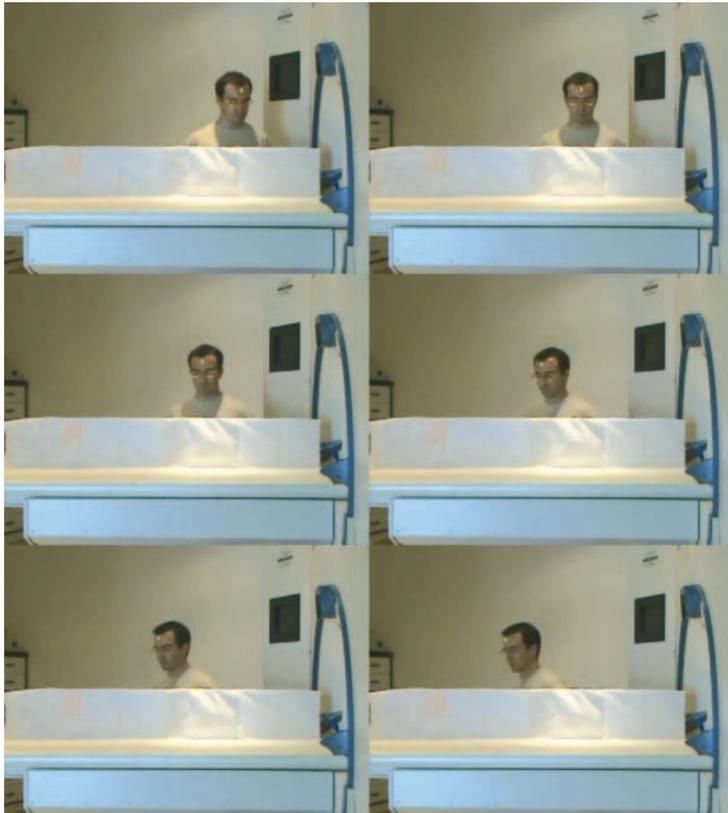


Figura 7: Grafici del moto di avvicinamento, spazio (tempo) e velocità (tempo).



## Allontanamento

Figura 8: Sequenza del moto di avvicinamento alla console del magnete ripresa mediante telecamera.

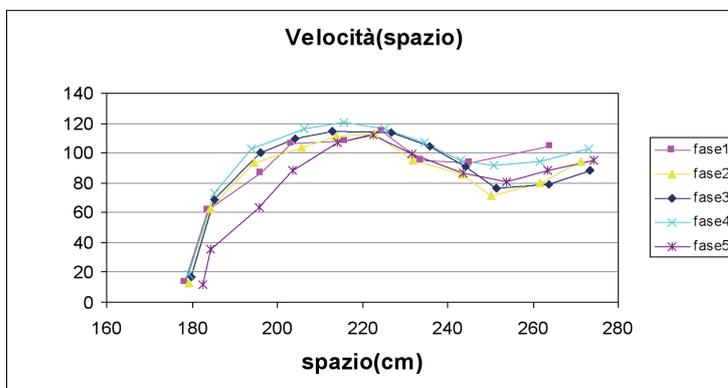
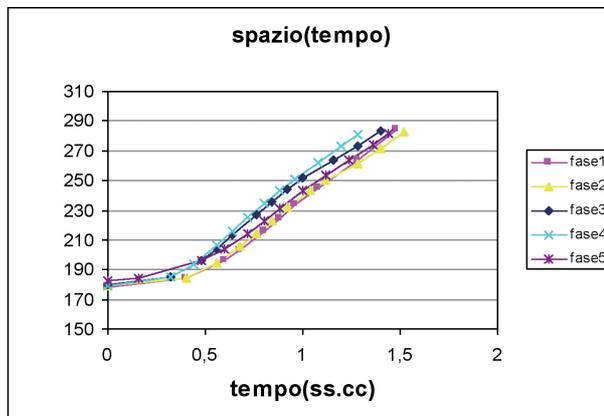


Figura 9: Grafici del moto di avvicinamento, spazio (tempo) e velocità (tempo).

Nei due grafici che seguono di figura 9, sono riportati lo spazio(tempo) e la velocità(spazio) nel caso dell'allontanamento.

Si osserva come durante l'allontanamento il moto risulta essere di tipo roto-traslazionale. All'accelerazione del moto di allontanamento va anche aggiunta la componente di rotazione (ben visibile nel capo del soggetto in movimento). L'effetto finale è ben evidenziato nel grafico della velocità (spazio), in cui le velocità massime sono raggiunte a breve distanza dal magnete con valori anche di 100 cm/sec.

Questa osservazione sperimentale ci ha permesso, quindi, di definire un approccio teorico (ma realistico) del problema moto e densità di corrente indotta. Il best fit dei moti ci ha consentito di modellizzare il moto e di utilizzare lo stesso per il calcolo delle densità di corrente indotte durante il moto stesso.

### OSSERVAZIONE TEORICA

Nella routine quotidiana si possono riassumere i seguenti casi:

- L'operatore addetto ad una risonanza magnetica, generalmente, non si trova mai nella posizione a ridosso dell'imboccatura del *gantry*. Considerare ordinaria questa posizione significa, infatti, supporre che il tecnico lavori a ridosso del *gantry* della macchina. Abbiamo verificato che, nella prassi quotidiana, l'operatore si trova si trova tra i 40 e i 50 cm dalla bocca del *gantry*, poiché, diversamente, non potrebbe manovrare sulla pulsantiera posta sulla facciata della macchina. Riteniamo plausibile, in via ordinaria, assumere una distanza dal *gantry* di 40 cm.
- Quando l'operatore si allontana dalla posizione di manovra, cioè dalla posizione operativa vicina al *gantry*, la sua velocità è inizialmente  $v=0$  m/s. Essa aumenta gradualmente fino ad una velocità media, a regime, che si aggira intorno agli 80 cm/s, mantenendosi poi costante. Raramente viene raggiunta una  $v=1$  m/s (4 km/h).
- L'uomo, come si suole dire, "*cammina per caduta*", cioè sposta il baricentro in avanti e ricade sul piede spostato in avanti per contrastarla. Tutto questo determina una accelerazione progressiva che lo porta a raggiungere la velocità di regime (80 cm/s) dopo un tratto iniziale di circa 1,5-2 passi, (cioè a circa 1m dalla posizione iniziale). Questo fatto genera un tratto iniziale di accelerazione cui segue un moto a velocità costante.

Traducendo in formule quanto detto sopra, si avrà che la velocità lungo x;z (asse x o asse z) è definita dalle seguenti equazioni:

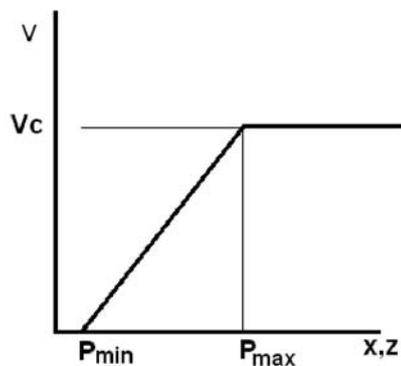


Figura 10: Andamento del moto dell'operatore, accelerato del tratto  $P_{min} < (x,z) < P_{max}$  uniforme per  $(x,z) > P_{max}$ .

$$v_{[z;x]} = (v_c / (P_{max} - P_{min})) * ([x;z] - P_{min})$$

$$P_{min} \leq [z;x] \leq P_{max} \quad [\text{cm/s}] \quad (10)$$

$$v_{[z;x]} = v_c$$

$$[x;z] \geq P_{max} \quad [\text{cm/s}]$$

dove:  $v_c$  = velocità di crociera costante  
 $P_{min}$  = distanza iniziale del moto accelerato  
 $P_{max}$  = distanza finale di accelerazione

Questo andamento è stato riportato in figura 10 lungo la direzione X,Z. Tale tipo di accelerazione iniziale, assimilato ad un segmento variamente inclinato, è in realtà la semplificazione di un andamento sigmoide, come abbiamo visto dall'osservazione sperimentale. Anche in questo caso, tuttavia, i risultati non si discosterebbero da quanto abbiamo calcolato con l'approssimazione rettilinea. Volendo calcolare l'accelerazione che interviene di volta in volta (ad es. lungo la direzione x) è sufficiente considerare :

$$V = f(x) \frac{dv}{dx} = f'(x) = \frac{dv}{dt} * \frac{1}{\frac{dx}{dt}} = acc * \frac{1}{V}$$

$$\text{ovvero: } acc = f(x) * f'(x) \quad (10b)$$

Analizzeremo di seguito il moto, scomponendo i contributi lungo la direzione z, lungo la direzione x e la componente rotatoria.

#### Moto lungo la direzione Z

Come abbiamo visto precedentemente, una persona che si muove nel gradiente di campo magnetico, generato da una macchina da 4T, lungo la direzione **Z** e con una velocità data dalla relazione (10), è soggetta ad un campo elettrico  $E_z$  dato dalle relazioni (8a) (8b), ovvero:

$$E_z = B_{max} * e^{f(z)} * f'(z) * v \quad (11)$$

Considerando che

$$J_z = \sigma E_z \quad \text{con } \sigma = 1/\rho \quad \text{e con l'ipotesi } \rho = 3,5 \Omega\text{m}$$

otteniamo:

$$J_z = \frac{1}{\rho} B_{max} * e^{f(z)} * f'(z) * v_z \quad (12)$$

Con le considerazioni di cui sopra, applicando le relazioni (11) e (12) abbiamo ottenuto le condizioni di rischio, riportate in figura 11 nelle quali si trova un operatore che abbiamo ipotizzato muoversi lungo la direzione Z, dalla posizione  $z=140$ cm dal centro magnete (condizione limite a ridosso del *gantry*), con moto accelerato nel tratto iniziale di 1m e velocità costante di 80 cm/s nel rimanente.

Come si può notare, queste condizioni geometriche e di moto portano ad un deciso superamento dei valori del D.lgs 81/08 del 112%, oltre il doppio dei valori consentiti, con un valore massimo di  $J_z=84,9$  mA/m<sup>2</sup>. Certamente non è molto, se si pensa che parliamo di un magnete da 4T e di condizioni operative non usuali, comunque il valore limite è superato e bisogna riconsiderare le condizioni operative che hanno portato a tale superamento e trovare quelle condizioni che permettano di rimanere entro i limiti consentiti, effettuare la debita formazione/informazione del personale e verificare l'applicazione di quanto disposto.

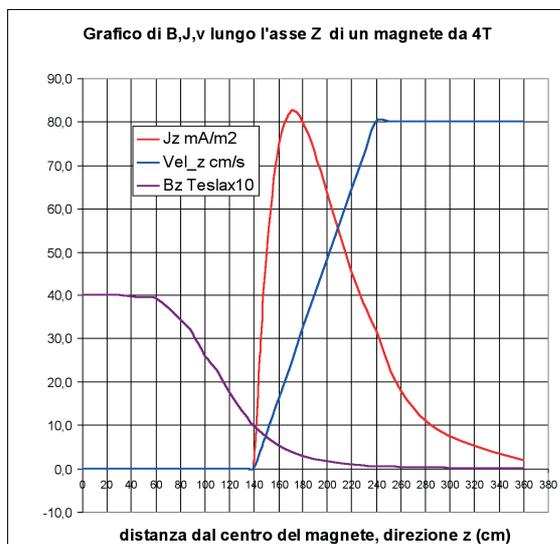


Figura 11: Andamento dei parametri  $J, v, B$  di un operatore che si muove a partire da 140 cm dal centro magnete (a ridosso del gantry) lungo la direzione  $Z$ . La velocità cresce linearmente con  $v=0$  nella posizione iniziale  $z=140$  fino a  $v=80$  cm/s alla posizione  $z=240$ , cioè dopo avere percorso 1m (NB: Nella figura, il valore di  $B$  è espresso, per ragioni di visibilità, in Tesla  $\times 10$ ).

### Misure di riduzione del rischio

Se prendiamo in considerazione le ipotesi fatte in precedenza, cioè che un operatore effettui la sua attività di centratura paziente e settaggio della macchina stando ad una distanza media di 40-50cm dalla bocca del gantry, cioè a 180-190 cm dal centro del magnete e da questa posizione inizi a muoversi, con un moto accelerato che lo porti dopo 1m a 280-290 cm dal centro del magnete ad una velocità di crociera di 80 cm/s, si nota (figura 12) che la corrente indotta crolla drasticamente ad un massimo di 23 mA/m<sup>2</sup>, cioè di circa la metà del valore limite. Se analizziamo le due situazioni possiamo notare che una posizione spostata di soli 40-50 cm ha determinato una caduta di  $J$  da 84,9 a 23,2 mA/m<sup>2</sup>, circa 1/4.

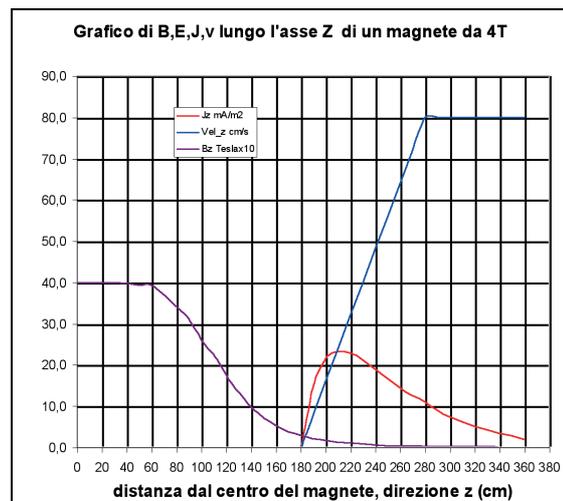


Figura 12: Andamento dei parametri  $J, v, B$  di un operatore che si muove a partire da 180 cm dal centro magnete (a 40 cm del gantry) lungo la direzione  $Z$ . La velocità cresce linearmente con  $v=0$  nella posizione iniziale  $z=180$  fino a  $v=80$  cm/s alla posizione  $z=280$ , cioè dopo avere percorso 1m (NB: Nella figura, il valore di  $B$  è espresso, per ragioni di visibilità, in Tesla  $\times 10$ ).

Considerato che i parametri che intervengono nel calcolo di  $J$  sono la velocità e la distanza iniziale dalla bocca del gantry, possiamo analizzare quali siano le combinazioni dei due che permettono il non superamento dei valori limite allontanandosi dal magnete lungo la direzione  $Z$  dell'asse del magnete stesso. Dalla figura 13 possiamo vedere che se vogliamo mantenere una velocità di allontanamento di 80 cm/s non dobbiamo stare a meno di 25 cm dal gantry, cosa del tutto accettabile, mentre, se abbiamo l'esigenza di compiere operazioni che ci portano a 10 cm, la nostra velocità, difficilmente controllabile, deve scendere a 50 cm/s.

Finora abbiamo considerato la condizione di muoverci lungo la direzione  $Z$  e più precisamente lungo l'asse  $Z$ . Questa considerazione tende ad essere piuttosto cautelativa, considerando che, da un punto di vista bidimensionale, la distribuzione di  $B$  presenta un andamento a forma di sella con il dorso sull'asse del gantry. Allontanarci lungo una direzione parallela a quella dell'asse principale del magnete determina senz'altro un gradiente  $B_z$  più basso e, quindi, la possibilità di valori di  $J$  leggermente inferiori a quelli da noi calcolati.

A questo proposito, tuttavia, bisogna fare due considerazioni: la prima che, trattandosi di sicurezza, non è sconveniente usare criteri cautelativi e la seconda che, come si può osservare dalla figura 11 il picco di superamento di  $J$  si

ottiene ad una distanza di circa 35-40 cm dall'inizio del moto, quindi nella fase iniziale dell'accelerazione. Tutto questo ci porta a fare una considerazione operativa molto importante: se l'operatore si muovesse con una velocità crescente, ma tale da fargli raggiungere la velocità di crociera di 80 cm/s non dopo 1m, ma dopo 2m (cioè dopo due passi), anche partendo a ridosso della bocca del gantry il valore di J sarebbe solo di poco superiore al fatidico 40 mA/m<sup>2</sup> (figura 14).

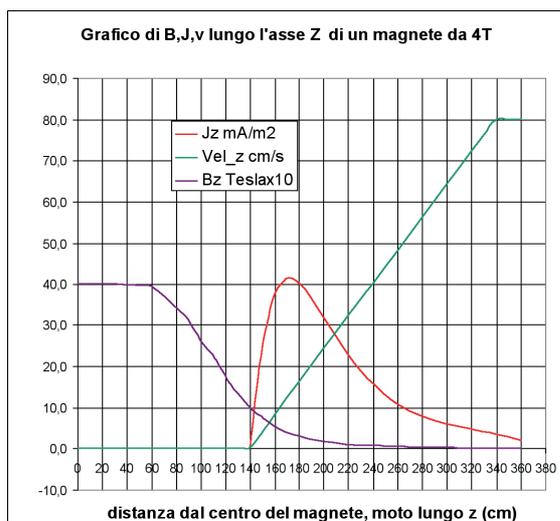


Figura 14: Andamento dei parametri J,v,B di un operatore che si muove a partire da 140 cm dal centro magnete (a ridosso del gantry) lungo la direzione Z. La velocità cresce linearmente con v=0 nella posizione iniziale z=140 fino a v=80 cm/s alla posizione z=340, cioè dopo avere percorso 2m (NB. Nella figura, il valore di B è espresso, per ragioni di visibilità, in Tesla x 10).

### Moto lungo la direzione X

Analogamente a quanto abbiamo fatto per l'asse Z, possiamo considerare un operatore che si sposta in direzione ortogonale all'asse Z ovvero lungo l'asse X. Il procedimento è simile. Le equazioni da considerare sono le (9a), (9b) giungendo a delle equazioni perfettamente analoghe alle (11) e (12) con la notazione x al posto di z, ovvero:

$$J_z = \frac{1}{\rho} B_{\max} * e^{f(z)} * f'(z) * v_z \quad (11b)$$

Anche qui si considera che:

$J_x = \sigma E_x$  con  $\sigma=1/\rho$  e con l'ipotesi  $\rho=3,5 \Omega\text{m}$  ottenendo:

$$E_x = B_{\max} * e^{f(x)} * f'(x) * v_x \quad (12b)$$

In questa situazione, però, bisogna definire il gradiente di B<sub>x</sub> lungo una delle tante direzioni che partono ortogonalmente all'asse Z. Avremo, quindi, un determinato valore di B<sub>max</sub> e dei parametri caratteristici del gradiente lungo quella direzione. In pratica, prima di affrontare un'analisi matematica del problema, bisogna affrontare e definire bene il punto da cui parte l'operatore per i suoi spostamenti. Anche in questo caso ci è sembrato plausibile partire da un punto che si trova a 40 cm dalla bocca del gantry lungo l'asse Z, misurare sperimentalmente dei punti in direzione X e definire le conseguenti equazioni che caratterizzano il gradiente con il metodo sopra descritto ecc. Considerando la larghezza del lettino della RM e la distanza da questo dell'operatore, abbiamo visto che le coordinate iniziali dell'operatore sono mediamente Z=40 e X=40 (20 cm dall'asse del lettino e 20 di distanza dal suo bordo). Anche in questo caso abbiamo considerato che l'operatore si allontani lungo la direzione X a 80 cm/s partendo da una posizione iniziale X=40 con una velocità che aumenta linearmente per il tratto di un metro, proseguendo poi costante. Come si può vedere dalla figura 15, i valori J non sono elevati, anzi, sono circa la metà del valore limite. Il fatto ha una sua spiegazione logica. Se osserviamo la figura 5, notiamo che il gradiente lungo X è molto più morbido del gradiente lungo Z, considerando che J dipende anche da dB/dx.

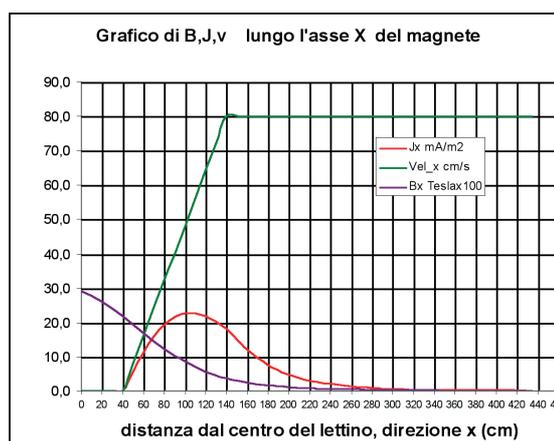


Figura 15: Andamento dei parametri J,v,B di un operatore che si muove a partire da 180 cm dal centro magnete (a 40 del gantry) lungo la direzione Z, a 40 cm dall'asse del lettino, lungo la direzione X ortogonale all'asse Z. La velocità cresce linearmente con v=0 nella posizione iniziale x=40 fino a v=80 cm/s alla posizione x=140, cioè dopo avere percorso 1m (NB: Nella figura, il valore di B è espresso, per ragioni di visibilità, in Tesla x 100).

### Movimenti rotatori

Come abbiamo rilevato nell'osservazione sperimentale del moto, quando un operatore si accinge ad uscire dalla sala, dopo avere predisposto il paziente o quando deve osservare il pannello di controllo, sottopone il proprio corpo e, quindi, anche la testa ad un movimento di rotazione. Anche in questo caso lo stato iniziale del moto è ovviamente zero, essendo l'operatore fermo. La componente elettrica, dovuta al moto rotatorio, è simile a quella che agisce in una ipotetica spira immersa nel campo magnetico presente in quella precisa posizione spaziale, anzi, possiamo ipotizzare che infinite spire, chiuse ad anello, ruotino e che una sola di queste sia soggetta, per un certo istante, al massimo flusso di B.

Trattandosi di rotazione, possiamo esprimere la relazione classica facendo intervenire l'angolo con la seguente sostituzione :

$$E = \frac{dB}{dt} = \frac{dB}{d\theta} * \frac{d\theta}{dt}$$

dove:  $d\theta/dt$  è la velocità angolare  $\omega$ , espressa in rad/s, mentre  $dB/d\theta$  è la variazione di intensità di campo magnetico B prodotta nella spira in funzione dell'angolo di rotazione.

L'intensità di campo magnetico che si viene a creare, in funzione dell'angolo, è data da:

$$B_{\theta} = B_{x,z} \cos \theta \quad \text{da cui} \quad dB/d\theta = -B_{x,z} \sin \theta$$

quindi

$$|E| = \frac{dB}{d\theta} * \frac{d\theta}{dt} = -B_{x,z} \sin \theta * \omega \quad \text{e} \quad |J| = \sigma |E| \quad (13)$$

Il problema del moto rotatorio, assimilabile al moto di una spira, presenta alcune complessità non facili da valutare e formalizzare. La generica spira, rispetto al campo, si trova con un angolo iniziale  $\theta + \varphi$  e velocità angolare  $\omega=0$  e terminerà la sua rotazione, effettuata ad una velocità angolare  $\omega \neq 0$ , dopo un arco di  $\theta + \alpha + \varphi$  con  $\omega=0$  (figura 16).

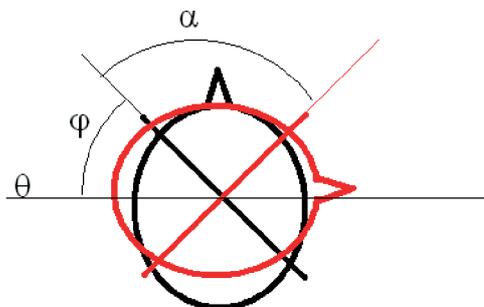


Figura 16: Rotazione della spira da  $\theta + \varphi$  a  $\theta + \alpha + \varphi$  con velocità angolare  $\omega$ .

Se iniziamo la rotazione, come logico, con  $\theta=0$ , cioè con l'operatore che, dopo aver guardato il paziente disteso ruota il corpo di  $90^\circ$  per iniziare il moto di allontanamento, avremo una fase iniziale della spira che supponiamo essere  $\varphi$  ed una finale  $\pi/2 + \varphi$ . La scelta di  $\varphi$  non è importante se durante la rotazione la spira apre la sua massima ampiezza al flusso delle linee di campo, perché quello che interessa è il momento di maggior J, ma diventa importante quando dobbiamo trattare angoli stretti, dove una scelta di  $\varphi$  inopportuna potrebbe sottovalutare J. In questa simulazione abbiamo supposto una spira grande di tessuto attraversata dal campo B con un angolo rispetto al suo asse di  $45^\circ$ .

Quando l'operatore inizia la rotazione,  $\omega$  cresce, (supponiamo linearmente), per un certo tratto, prosegue a velocità angolare costante ed infine decresce allo stesso modo. L'angolo percorso dalla spira è stato di  $90^\circ$  e, durante questa rotazione, si trova con il proprio asse coassiale a B, cioè apre la sua massima ampiezza al flusso delle linee di campo e con  $\omega$  massimo, quindi il campo elettrico indotto sarà massimo e di conseguenza anche J. Avremmo potuto iniziare con la spira orientata inizialmente di un angolo qualsiasi, ma il risultato non sarebbe cambiato, poiché tra le infinite spire che possiamo creare nel corpo ve ne sarà sempre e comunque una che, nel tratto  $\theta + \Delta\theta$ , si orienterà coassialmente a B e con  $\omega$  massimo, poiché la rotazione totale è di  $90^\circ$ . Sulla base di questa considerazione possiamo dire che il massimo valore di campo elettrico sarà:

$$E_{\max} = | -B_{x,z} * \omega | \quad (14)$$

La relazione (13) non fa altro che descrivere la variazione di E in funzione dell'angolo, ma in buona sostanza il valore di picco, per una rotazione di  $90^\circ$ , si troverà sempre per la condizione  $\sin \theta = 1$ , ovviamente.

Come si può vedere in figura 17, i valori limite di J sono superati di oltre un fattore 2, ma se riduciamo la velocità di rotazione ( $40^\circ/s$ ) osserviamo immediatamente un rientro di J vicino ai valori limite. Come detto prima, se l'angolo di rotazione non è così stretto da imporci particolari valori di  $\varphi$ , l'ampiezza della rotazione è influente su J.

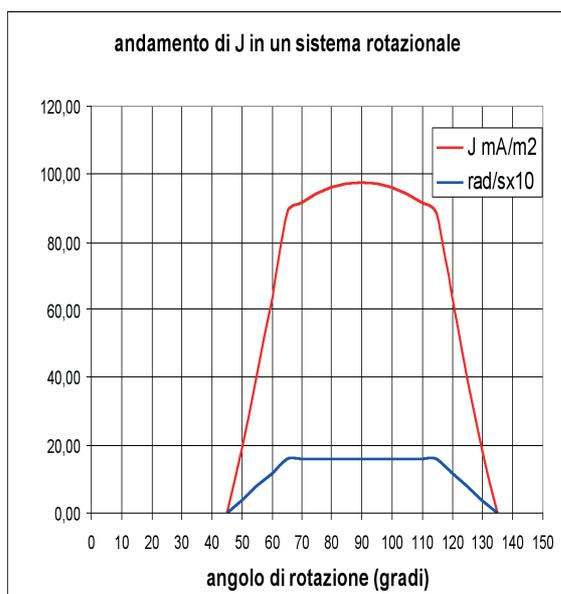


Figura 17: Andamento di J in funzione dell'angolo di rotazione con accelerazione iniziale e decelerazione finale nella simulazione di una spira che ruota in un campo  $B=0,217T$  per un angolo di  $90^\circ$  ( $45^\circ-135^\circ$ ).

### Combinazione dei moti – moto roto-traslatorio

Come osservato sperimentalmente, il problema maggiore si pone nel caso dell'allontanamento, in quanto l'operatore combina al moto traslatorio accelerato di allontanamento, quello di rotazione di  $180^\circ$ . Cerchiamo, quindi, di modellizzare tale moto e di ottenere una valutazione della densità di corrente indotta. Precedentemente abbiamo considerato una grande spira che ruota e abbiamo analizzato l'andamento di J in funzione di questo. Dal punto di vista della normativa l'andamento di J è poco importante; quello che importa è non superare il valore di picco. È più corretto allora considerare un piccolo volume elementare (voxel), soggetto a due velocità: una periferica e una angolare. Consideriamo un sistema combinato di roto-traslazione, cioè il caso reale dell'operatore che, dopo aver posizionato il paziente, ruota di un certo angolo mentre si allontana. All'interno del suo corpo un voxel che si trova alla distanza r dall'asse di rotazione, ruota e trasla. La sua velocità di rotazione  $V_c$  è la velocità periferica data dalla relazione:

$$V_c = r \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \quad (15)$$

dove  $\Delta\theta$  è l'angolo di rotazione; r è la distanza

del volume elementare dall'asse di rotazione e  $\Delta t$  il tempo di rotazione. Se il sistema è dotato anche di una velocità  $V_z$ , le due velocità si sommano vettorialmente (figura 18) con il risultato che, da un lato avremo  $V_z+V_c$  e dall'altro  $V_z-V_c$ .

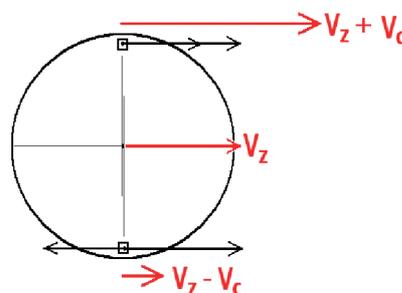


Figura 18: Combinazione della velocità di traslazione e rotazione che agiscono sul voxel alla periferia.

Poiché la normativa prescinde dall'andamento di J, ma chiede solo il non superamento di certi valori, possiamo considerare che la massima velocità totale del volume elementare è data dalla somma delle due: periferica e traslatoria. <sup>(1)</sup>

La (15) può essere trasformata in:

$$V_c = r \frac{d\theta}{dt} = r \frac{d\theta}{dz} \frac{dz}{dt}$$

dove:  $dz/dt = V_z$ ;  $d\theta/dz$  è l'angolo sotteso durante uno spostamento di dz. Consideriamo, come in precedenza, il caso pratico di un operatore che da 20 cm dalla bocca del gantry si allontana lungo la direzione Z con un moto accelerato fino a raggiungere una velocità di 80 cm/s dopo un metro. Nel frattempo l'operatore ruota (ad es il capo) di un angolo di  $90^\circ$ .

I parametri sono pertanto:

$$Z=160 \text{ cm } V_z=0 \text{ cm/s}$$

$$Z=260 \text{ cm } V_z=V_{\text{max}} (100 \text{ cm/s})$$

$$\theta = \pi/2 \text{ nel tratto } \Delta Z=100 \text{ cm}$$

$r=10 \text{ cm}$  (distanza dall'asse del volume elementare)

In figura 19 vediamo che l'andamento di J raggiunge  $44 \text{ mA/m}^2$  per il solo movimento di traslazione e  $52 \text{ mA/m}^2$  per la componente aggiuntiva del moto di rotazione. Se l'operatore, come capita in molti casi, ruota di  $180^\circ$  il valore di J arriva a circa  $60 \text{ mA/m}^2$ .

<sup>1</sup> N.B. In questa approssimazione il volume elementare non è sempre lo stesso, ma è il generico volume che si trova nelle peggiori condizioni

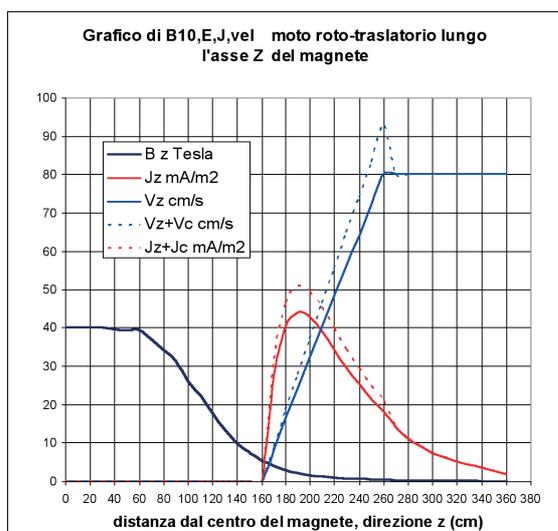


Figura 19: andamento della densità di corrente nel caso della sola componente traslazionale e per la combinazione del moto roto-traslatorio.

## CONCLUSIONI

Lo studio proposto ha evidenziato alcuni fondamentali aspetti, che devono essere presi in considerazione per attuare un'attenta, puntuale e mirata valutazione del rischio per i lavoratori che operano nel settore della Risonanza Magnetica diagnostica ad alto campo. L'applicazione dei limiti espositivi proposti dalla direttiva europea, ed introdotti preliminarmente dal D.Lgs. 81/08, se risulteranno confermati (per gli effetti sanitari) dalle nuove direttive ICNIRP, determineranno sicuramente la necessità di ripensare e, se del caso, correggere i consueti comportamenti degli all'interno dei siti di risonanza magnetica. I movimenti di un operatore, immerso in un gradiente di campo magnetico, generano - infatti - delle correnti indotte che devono essere attentamente valutate. Nel caso specifico analizzato, ovvero quello di un tomografo ad alto campo (4 T), si è osservato che, sebbene nella pratica quotidiana sembra che vi sia un superamento dei limiti in termini di densità di corrente indotta, i valori di esposizione possono comunque essere ridotti al di sotto di tali limiti nel caso di adozione, da parte degli operatori, di opportune regole di comportamento quali velocità di movimento e tempo di occupazione delle diverse zone di rischio, sulla

cui effettiva applicabilità saranno comunque necessari ulteriori approfondimenti. Come per le radiazioni ionizzanti esistono regole che gli addetti ai lavori ben conoscono, quali la distanza, il tempo e le schermature, da valutare attentamente alla luce del tipo di sorgente, tipo di radiazione emessa, attività, geometria ecc., analogamente una macchina RM deve essere caratterizzata per quella che è la distribuzione del gradiente nello spazio circostante, la sua intensità, il suo andamento ecc. Solo così facendo, sarà possibile valutare le condizioni di rischio potenziale nella maniera più corretta, studiando il modo in cui il lavoratore deve svolgere le proprie mansioni, riducendo il livello di rischio e pedissequamente rispettando i valori limite stabiliti dalla legge. Come ormai acclarato dall'intero sistema normativo in materia di sicurezza, una buona strategia di riduzione del rischio non può non partire da una efficace opera di formazione/informazione, dedicata ai lavoratori coinvolti. Nel caso della Risonanza Magnetica è l'Esperto Responsabile la figura professionale che, in considerazione delle problematiche sopra introdotte, nonché per le misure risolutive che al riguardo avrà inteso individuare, risulterà di importanza fortemente strategica per realizzare, anche nel settore della Risonanza Magnetica, gli obiettivi che il D.lgs 81/08 così chiaramente definisce.

## BIBLIOGRAFIA

- 1 Direttiva 2004/04/CE. Gazzetta ufficiale dell'Unione Europea L 159, 30 aprile 2004 ed errata corrige L 184 del 24 maggio 2004.
- 2 ICNIRP (1998) Health Physics, 74, 494-522.
- 3 Decreto Legislativo 9 aprile 2008, n. 81, Gazzetta ufficiale n° 101 del 20 aprile 2008.
- 4 S Kännälä, T Toivo, T Alanko and K Jokela, "Occupational exposure measurements of static and pulsed gradient magnetic fields in the vicinity of MRI scanners". Phys. Med. Biol. 54 (2009), 2243-2257.
- 5 Decreto Ministeriale 02-08-1991. Gazzetta Ufficiale n°194 del 20 agosto 1991.
- 6 J Latikka, T Kuurne and H Eskola, "Conductivity of living intracranial tissues". Phys. Med. Biol. 46 (2001), 1611-1616.
- 7 Image J, National Institutes of Health, USA, <http://rsb.info.nih.gov/ij>.

# EVOLUZIONE DELLE NORMATIVE DI PROTEZIONE DAI CAMPI ELETTROMAGNETICI

Paolo Vecchia

*Dipartimento Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma  
Presidente dell'ICNIRP*

## Riassunto

*Negli ultimi mesi la Commissione Internazionale per la Protezione dalle Radiazioni Non Ionizzanti (ICNIRP) ha prodotto una serie di importanti documenti, che aggiornano il quadro delle raccomandazioni su cui si basano molte normative nazionali e sovranazionali, tra cui quelle dell'Unione Europea. Il processo di revisione generale delle linee guida della Commissione è tuttora in atto. Nell'articolo vengono presentate e discusse le principali novità introdotte dai documenti già pubblicati e formulate alcune previsioni sugli sviluppi futuri.*

## Introduzione

Il quadro delle normative di protezione dai campi elettromagnetici, sia a livello internazionale sia nel nostro paese, sta rapidamente cambiando dopo un periodo di apparente immobilismo che aveva suscitato non poche critiche e difficoltà. In effetti, le ultime revisioni delle linee guida della Commissione Internazionale per la Protezione dalle Radiazioni Non Ionizzanti (ICNIRP), che costituiscono il principale riferimento per lo sviluppo di standard nazionali, datano di oltre 10 anni per quanto riguarda i campi elettrici, magnetici ed elettromagnetici variabili nel tempo (ICNIRP 1998), mentre ancor più vecchie erano fino a pochi mesi fa le linee guida per i campi magnetici statici (ICNIRP 1994). Di fronte ai rapidi avanzamenti della ricerca, stimolata dal continuo sviluppo di nuove tecnologie, il dubbio che le raccomandazioni dell'ICNIRP potessero essere obsolete era giustificato, tanto più tenendo conto delle preoccupazioni espresse dai cittadini e, seppure in misura minore, dai lavoratori professionalmente esposti.

In realtà, l'ICNIRP (come del resto altre organizzazioni internazionali, tra cui l'OMS), segue con continuità ed attenzione i progres-

si della ricerca ed è sempre stata pronta a modificare i propri standard di fronte a risultati che indicassero nuovi effetti sanitari o che modificassero apprezzabilmente le soglie per effetti già noti. Il fatto che i limiti di esposizione non siano stati modificati per un così lungo periodo di tempo indicava dunque che, secondo l'ICNIRP, le basi scientifiche su cui questi si fondavano non erano sostanzialmente cambiate ma, al contrario, i nuovi studi le avevano rafforzate.

D'altra parte però, proprio il fatto che il razionale scientifico fosse diventato più ricco e più solido giustificava una nuova edizione delle linee guida in cui i limiti di esposizione, pur non cambiando, fossero meglio motivati. Per questi motivi l'ICNIRP ha avviato, già da qualche anno, il lungo processo di revisione dell'intero complesso delle proprie raccomandazioni, dai campi statici a quelli a radiofrequenza. Questo processo coinvolge, oltre alla Commissione, altre importanti istituzioni internazionali.

## Il ruolo delle organizzazioni internazionali nella valutazione del rischio

Le basi scientifiche delle linee guida dell'ICNIRP sono tradizionalmente fornite da approfondite revisioni della letteratura e da valutazioni di rischio effettuate congiuntamente dalla Commissione stessa e dall'OMS. Il risultato di questo lavoro è condensato in monografie che vengono pubblicate dall'OMS nella serie Environmental Health Criteria (EHC). Data la crescente attenzione ai possibili effetti cancerogeni, negli ultimi anni è intervenuta in questo processo anche l'Agencia Internazionale per la Ricerca sul Cancro (IARC), che ha tra le sue missioni la valutazione degli effetti tumorali, dettagliata anch'essa in monografie edite dalla stessa IARC.

Per creare un'efficace sinergia ed evitare

duplicazioni e sovrapposizioni, tra le tre organizzazioni si è stabilita di fatto una divisione di ruoli e competenze, che può essere schematicamente così descritta:

L'ICNIRP, su mandato dell'OMS, effettua una revisione critica della letteratura scientifica relativa a sorgenti e modalità di esposizione, dosimetria, meccanismi di interazione, effetti biologici e sanitari. Questa rassegna viene pubblicata in un volume familiarmente chiamato "Blue book" dal colore della sua copertina.

La IARC effettua dal canto proprio una rassegna degli studi relativi al cancro, pubblicandone i dettagli in una sua monografia.

Utilizzando, tra l'altro, questi due prodotti l'OMS produce, in collaborazione con l'ICNIRP, una valutazione globale degli effetti biologici e sanitari.

Sulla base di queste analisi e valutazioni, l'ICNIRP rivede e aggiorna le proprie linee guida.

#### **Stato di avanzamento della revisione delle linee guida**

Il processo sopra delineato è stato avviato per l'intera gamma dei campi elettromagnetici, ma lo stato di avanzamento è diverso nei diversi comparti di frequenza, sia per la diversa complessità dei problemi, sia per il diverso quadro delle conoscenze.

Nel 2003 l'ICNIRP ha pubblicato un "Blue book" (ICNIRP 2003) relativo ai campi elettrici e magnetici statici e variabili nel tempo fino a 100 kHz, cioè campi ELF (Extremely Low Frequency) e IF (Intermediate Frequency). In precedenza, la IARC aveva pubblicato una monografia relativa ai possibili effetti cancerogeni degli stessi campi (IARC 2002).

Le valutazioni di rischio sanitario dell'OMS sono invece state effettuate separatamente per i campi statici (WHO 2006) e per i campi ELF (WHO 2007).

Le nuove linee guida relative ai campi magnetici statici sono state pubblicate recentemente (ICNIRP 2009a), mentre una bozza di quelle relative ai campi ELF è stata resa pubblica online per commenti e osservazioni (ICNIRP 2009e). La data di pubblicazione definitiva di queste ultime dipende dal numero e dalla rilevanza delle osservazioni che saranno ricevute, ma si prevede che la pubblicazione possa avvenire entro l'anno.

Diverso è il caso dei campi elettromagnetici a radiofrequenza (RF). Mentre infatti il quadro delle conoscenze relative ai campi statici e a bassa frequenza è abbastanza consolidato e non si prevede che possa essere sostanzialmente modificato da ricerche future, importanti studi sui campi RF sono ancora in corso. Questi comprendono alcune ricerche di laboratorio e, soprattutto, lo studio epidemiologico Interphone.

Interphone è uno studio caso-controllo su tumori nella testa e nel collo (tumori cerebrali, del nervo acustico e della parotide) in relazione all'uso di telefoni cellulari. Viene condotto da 16 gruppi di ricerca in 13 paesi, utilizzando un protocollo comune. Con circa 6500 casi di tumore raccolti e un numero circa uguale di controlli, costituisce il più grande studio del genere mai condotto e ci si aspetta che possa fornire risposte più conclusive di quelle fino ad oggi disponibili.

In assenza dei risultati definitivi di Interphone, non ha senso che la IARC o l'OMS procedano a una valutazione dei rischi di effetti a lungo termine, che sono quelli su cui maggiormente si concentrano le preoccupazioni. Di conseguenza, anche una completa revisione delle linee guida ICNIRP non può essere prevista prima di alcuni anni. Tenendo però conto delle pressioni sociali e delle esigenze di aggiornamento già discusse, l'ICNIRP ha intrapreso due azioni. Da un lato, ha posto online sul proprio sito una versione preliminare del "Blue book" (ICNIRP 2009d), che è completa per quanto riguarda gli aspetti fisico-ingegneristici (analisi delle sorgenti e delle esposizioni, dosimetria ecc.) e gli studi di laboratorio *in vitro* e *in vivo*, mentre è provvisoria per quanto riguarda gli aspetti epidemiologici. Dall'altro lato, ha pubblicato uno *statement* per riconfermare, alla luce della ricerca recente, la validità delle linee guida del 1998 per la parte relativa ai campi RF (ICNIRP 2009b).

#### **Le novità nelle linee guida dell'ICNIRP**

Nella sostanza, le nuove linee guida confermano quelle precedenti, giustificando così il lungo silenzio della Commissione (è opportuno comunque sottolineare che, anche se non vi sono state pubblicazioni scritte, la validità delle raccomandazioni è stata ribadita in occasione di numerosi convegni e congressi internazionali). In particolare, l'ICNIRP mantiene il proprio punto di vista secondo il quale

i dati relativi a effetti a lungo termine non sono tali da poter costituire una base scientifica valida per dei limiti di esposizione (a parte le inconsistenze degli studi epidemiologici, le ricerche di laboratorio hanno prodotto nella grande maggioranza risultati negativi, che non confortano l'ipotesi di tali effetti).

Nello stesso tempo, però, vi sono diversi aspetti di novità, sia dal punto di vista della metodologia scientifica, sia per la prassi seguita dall'ICNIRP. Questi elementi sono brevemente discussi di seguito, in riferimento ai diversi documenti pubblicati.

Per quanto riguarda i campi statici, si è in primo luogo abbandonato il limite per esposizioni prolungate sull'intera giornata di lavoro, che non era logicamente coerente con la conclusione che gli unici effetti accertati sono di tipo immediato, mentre non vi è alcuna evidenza di effetti cumulativi, né alcuna ragione teorica per ipotizzarli. Un altro importante elemento di novità è costituito dalla possibilità di rilassare il limite di esposizione per i lavoratori (da 2 T a 8 T), nel caso in cui ciò sia giustificato dai benefici della pratica (anche se non esplicitamente menzionato, il caso tipico è quello della risonanza magnetica per immagini). Infine, è resa più esplicita la differenza di approccio rispetto ai campi variabili nel tempo. Mentre i limiti di esposizione per questi ultimi sono basati su soglie di effetto ben definite, nel caso dei campi statici non si ha evidenza di effetti nocivi entro l'intervallo di intensità di campo magnetico che è stato possibile investigare con gli attuali sistemi espositivi. I limiti sono quindi basati sul concetto NOAEL (no observable acute effect level) e sono finalizzati ad impedire comunque esposizioni a livelli superiori a quelli per i quali si hanno dati sperimentali, anche se è possibile che simili esposizioni non abbiano effetti negativi. In ogni caso, le linee guida richiamano l'attenzione su possibili disturbi transitori (magnetofosfeni, vertigini e nausea) al di sopra del limite di 2 T che era previsto dallo standard precedente ed è confermato dall'attuale.

Per quanto riguarda i campi variabili nel tempo si è deciso, per le ragioni già espresse ed anche in considerazione della diversa natura degli effetti e dei differenti meccanismi di interazione, di separare le linee guida per i campi ELF (fino a 100 kHz) da quelle relative ai campi RF.

Per i campi ELF l'elemento di novità più importante dal punto di vista scientifico è l'adozione, come grandezza biologicamente significativa (in termini della quale definire i limiti di base), del campo elettrico indotto localmente nei tessuti, al posto della densità di corrente indotta. Questo cambiamento ha un'importante significato concettuale e consente una più precisa dosimetria, soprattutto nel caso di esposizioni in ambito lavorativo a campi molto disomogenei, ma non ha rilevanti conseguenze sui livelli di riferimento ambientali, in particolare alle frequenze industriali (50/60 Hz).

Un importante cambiamento è stato introdotto anche nella procedura. Per garantire la trasparenza del processo e, soprattutto, per far sì che le raccomandazioni riflettano il consenso della comunità scientifica e non solo la posizione dei membri della Commissione, si è deciso di rendere disponibile a tutti, per consultazione e suggerimenti, la bozza delle nuove linee guida, anziché inviarla come nel passato a un numero limitato di esperti. Questa procedura verrà adottata anche per le future revisioni di tutte le linee guida e, secondo i casi, anche per altri documenti della Commissione.

Anche la conferma della validità delle linee guida per i campi RF non costituirà un episodio isolato. Accogliendo suggerimenti giunti sia dal suo interno sia dall'esterno, l'ICNIRP ha infatti deciso di verificare regolarmente, con una periodicità ancora da definire, le proprie valutazioni scientifiche e le proprie raccomandazioni alla luce dei dati più recenti.

#### **Integrazione con la normativa europea e italiana**

Nel 1999 l'Unione Europea ha varato una Raccomandazione (UE 1999) per l'adozione, da parte di tutti gli stati membri, di un quadro normativo comune per la protezione della popolazione generale dall'esposizione a campi elettromagnetici, basata sulle raccomandazioni dell'ICNIRP. A questa è seguita nel 2004 una Direttiva per la protezione dei lavoratori, che ricalca anch'essa quasi integralmente le linee guida ICNIRP (UE 2004).

Mentre la Direttiva è stata approvata sotto la presidenza italiana e grazie a un notevole impegno della nostra delegazione, il nostro è stato l'unico paese membro (tra i 15 che facevano allora parte dell'Unione) a votare

contro la raccomandazione europea. Invece di un complesso e sofisticato sistema di protezione a due livelli (restrizioni di base e livelli di riferimento) flessibile e potenzialmente adattabile a ogni situazione di esposizione, il Parlamento italiano ha varato infatti nel 2001 una legge quadro ispirata al principio di precauzione, che introduceva concetti e limiti sconosciuti alle normative internazionali e con queste inconciliabili. L'inapplicabilità di queste norme a molte situazioni, in particolare in ambito lavorativo, era stata presto riconosciuta da una commissione internazionale nominata dal governo italiano per esprimere una valutazione della nostra normativa (ANPA 2002). In effetti, solo una minima parte delle possibili situazioni espositive è coperta dai decreti applicativi successivamente emanati. In particolare, restano da questi escluse tutte le esposizioni professionali.

L'approvazione della Direttiva europea ha complicato ulteriormente il quadro in quanto, come già accennato, l'impianto stesso di quest'ultima era inconciliabile con quello della legge quadro. Ciò nonostante, la Direttiva è stata recepita nella legislazione italiana, addirittura in anticipo rispetto alla data limite prevista per il 30 aprile 2008, creando così una situazione confusa e contraddittoria, in cui la protezione dei lavoratori e quella della popolazione generale sono ispirate a principi diversi.

A rendere ancora più intricata la situazione sono intervenuti da un lato il rinvio all'aprile 2012 della data ultima di recepimento della Direttiva, dall'altro l'adozione in Italia del testo unico in materia di protezione sui posti di lavoro, in cui sono inclusi anche i campi elettromagnetici.

#### **Implicazioni per le applicazioni in campo medico**

I nuovi orientamenti delle linee guida hanno particolari ripercussioni nelle applicazioni dei campi elettromagnetici in campo medico. Giova questo proposito ricordare che il rinvio dell'entrata in vigore della Direttiva europea è motivato proprio dalle difficoltà e dalle limitazioni che le norme per i lavoratori comporterebbero per la risonanza magnetica per immagini. La comunità medica, soprattutto della Gran Bretagna, ha sollevato fortissime obiezioni, arrivando a sostenere che i limiti troppo restrittivi dell'ICNIRP

comprometterebbero il futuro stesso della risonanza magnetica, ed imporrebbero in molti casi il ricorso a indagini con radiazioni ionizzanti, che comportano rischi decisamente maggiori (Keevil et al 2005).

La Commissione Europea ha avviato una serie di accertamenti per valutare da un lato quali siano le reali condizioni di esposizione che i nuovi tomografi ad alto campo possono comportare, dall'altro quali soluzioni normative siano possibili. A quest'ultimo scopo è stato creato un apposito gruppo di studio, a cui partecipa anche l'Italia attraverso l'ISPE-SL.

Per quanto riguarda la protezione dei pazienti, che è esclusa dal campo di applicazione delle linee guida, l'ICNIRP aveva pubblicato nel 1994 alcune raccomandazioni, basate sulla letteratura scientifica e sulle valutazioni di rischio del momento (ICNIRP 1994). Con la pubblicazione delle nuove linee guida per i campi magnetici statici, si è ritenuto opportuno aggiornare, sotto questo aspetto, il precedente documento (ICNIRP 2009c).

#### **Sviluppi futuri**

Come evidenziato in queste note, il quadro normativo è in evoluzione e si dovranno attendere alcuni anni prima che la revisione generale delle linee guida ICNIRP sia completata. Le conoscenze attuali e le valutazioni di rischio effettuate da diversi organismi e gruppi di esperti, nonché gli orientamenti già espressi dalla stessa ICNIRP in varie sedi, consentono comunque alcune considerazioni finali e alcune previsioni.

Il quadro degli effetti dei campi elettrici e, soprattutto, dei campi magnetici ELF è ormai consolidato. Ciò non significa che tutto sia perfettamente noto e compreso, ma è opinione condivisa che ulteriori ricerche non potrebbero risolvere le residue incertezze. Ciò è particolarmente vero per le indagini epidemiologiche, che non sono infatti più incluse tra le priorità di ricerca. Di conseguenza, è prevedibile che né l'OMS né la IARC aggiorneranno le loro recenti valutazioni, almeno nei prossimi decenni. Pure le linee guida dell'ICNIRP sono destinate a durare nel tempo, anche se saranno opportuni loro affinamenti, o quanto meno loro conferme periodiche.

È probabile che le valutazioni e le racco-

mandazioni relative ai campi magnetici statici subiscano poche modifiche nei prossimi anni, anche se per motivi diversi. A differenza dei campi variabili, per i quali si dispone di una letteratura vastissima, le conoscenze sugli effetti di intensi campi magnetici statici e sui relativi meccanismi di interazione sono scarse, così come sono del tutto assenti dati epidemiologici. In linea di principio, ricerche in questo settore sarebbero dunque prioritarie, ma sono limitate dalla disponibilità di sorgenti adeguate. E' difficile prevedere se, e quando, verranno prodotte nuove analisi di rischio e nuove raccomandazioni.

Per quanto riguarda infine i campi a radiofrequenza, le attuali linee guida saranno certamente aggiornate nel giro di pochi anni. Ciò comporterà verosimilmente una revisione dei modelli dosimetrici, forse una riconsiderazione dei fattori di sicurezza su basi più realistiche e quasi certamente un aggiustamento dei livelli di riferimento in determinati intervalli di frequenza. La recente presa di posizione esplicita dell'ICNIRP indica comunque chiaramente che non ci saranno variazioni sostanziali (probabilmente non ve ne saranno affatto) nelle valutazioni fondamentali di rischio e nelle restrizioni di base, che costituiscono i veri livelli di esposizione.

Mentre ci si avvia quindi verso una sostanziale conferma delle raccomandazioni internazionali, formulate su basi scientifiche, difficili e incerte sono le previsioni sulla loro trasposizione in norme di legge, a cominciare dalla Direttiva europea. Questo processo comporta comunque la considerazione di aspetti di carattere economico e sociale che esulano dalle competenze dell'ICNIRP, nonché dalle finalità di queste note.

### Bibliografia

ANPA (2002). Comitato Internazionale di Valutazione per l'indagine sui Rischi Sanitari dell'esposizione ai campi elettrici, magnetici ed elettromagnetici (CEM). Roma: Agenzia Nazionale per la Protezione dell'Ambiente. *Disponibile a:* <http://www.apat.gov.it/site/it-IT/APAT/Pubblicazioni/Miscellanea/default.html?Page=5>

IARC (2002). Static and Extremely Low Frequency Electric and Magnetic Fields. IARC Monographs on the Evaluation of Carcinogenic Risk to Humans Volume 80. *Disponibile a:* <http://www.iarc.fr>

ICNIRP (1994). Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields. *Health Phys* 66(1): 100-106. *Disponibile a:* <http://www.icnirp.org>

ICNIRP (1998). Guidelines for Limiting Exposure

to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz). *Health Phys* 74(4): 494-522. *Disponibile a:* <http://www.icnirp.org>

ICNIRP (2003). Exposure to Static and Low Frequency Electromagnetic Fields, Biological Effects and Health Consequences (0-100 kHz) - Review of the Scientific Evidence and Health Consequences. Munich: International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection.

ICNIRP (2004). Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection Of Patients. *Health Phys* 87(2): 197-216.

ICNIRP (2009a). Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields. *Health Phys* 96(4): 504-514. *Disponibile sia nella versione originale sia nella traduzione italiana a:* <http://www.icnirp.org>

ICNIRP (2009b). Statement on the "Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (Up To 300 GHz)". *Health Phys* 97(3):257-259. *Disponibile sia nella versione originale sia nella traduzione italiana a:* <http://www.icnirp.org>

ICNIRP (2009c). Amendment to the Icnirp "Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients". *Health Phys* 97(3):259-261.

ICNIRP (2009d). Exposure to high frequency electromagnetic fields, biological effects and health consequences (100 kHz-300 GHz). Review of the scientific evidence on dosimetry, biological effects, epidemiological observations, and health consequences concerning exposure to high frequency electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz). *Disponibile a:* <http://www.icnirp.org>

ICNIRP (2009e). Guidelines on Limiting Exposure to Time-Varying Electric and Magnetic Fields (1Hz to 100 kHz). *Bozza disponibile per consultazione a:* <http://www.icnirp.org>

Keevil S.F., Gedroyc W., Gowland P., Hill D.L.G., Leach M.O., Ludman C.N., McLeish K., McRobbie D.W., Razavi R.S., Young I.R. (2005). Electromagnetic field exposure limitation and the future of MRI. *Brit J Radiol* 78:973-975.

UE (1999). Raccomandazione del Consiglio del 12 luglio 1999 relativa alla limitazione dell'esposizione della popolazione ai campi elettromagnetici da 0 Hz a 300 GHz. *Gazzetta ufficiale delle Comunità europee* L 199/59 del 30.7.1999

UE (2004). Direttiva 2004/40/CE del Parlamento europeo e del Consiglio del 29 aprile 2004 sulle prescrizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (campi elettromagnetici). *Gazzetta ufficiale dell'Unione europea* L 184/1 del 24.5.2004.

WHO (2006). Environmental Health Criteria 232. Static Fields. Geneva: World Health Organization. *Disponibile a:* <http://www.who.int/peh-emf>

WHO (2007). Environmental Health Criteria 238. Extremely Low Frequency (ELF) Fields. Geneva: World Health Organization. *Disponibile a:* <http://www.who.int/peh-emf>

# ALTHEA FRAZIONATORE AUTOMATICO PER SIRINGHE



## ALTHEA

Althea è una macchina automatica per la preparazione di siringhe di soluzioni radiofarmaceutiche.

La macchina può essere connessa ai moduli di sintesi o ricevere contenitori schermati contenenti flaconi preparati all'esterno.

L'uso di Althea riduce in modo considerevole la dose all'operatore e nello stesso tempo offre alcuni importanti vantaggi nell'organizzazione del lavoro.

Per ogni ricetta preparata sono archiviati in uno storico oltre ai dati relativi al paziente anche quelli riguardanti attività e volume presenti in siringa.

E' possibile inoltre la preparazione di siringhe con l'attività prevista ad una certa ora.

Se necessario Althea è in grado di aggiungere al preparato in siringa soluzione fisiologica in modo da raggiungere il volume richiesto.

Il risultato è una siringa da 5 ml, calibrata, contenente un volume adeguato e dotata di un tappino perforabile e di schermo in tungsteno.

### Range di utilizzo

La minima attività che può essere dosata in siringa con l'accuratezza

del 10% dipende dalla concentrazione presente nel vial principale, secondo la formula:  
valore dell'attività richiesta in siringa (MBq) > 1/8 del valore della concentrazione presente nel vial principale (MBq/cc)

Ad esempio, per la preparazione di una siringa con attività di 400 MBq il valore della concentrazione nel vial deve essere < 3200 MBq/cc.

Nello stesso tempo l'attività in un flacone da 15 ml non deve essere superiore a 48 GBq.

# ALTHEA FRAZIONATORE AUTOMATICO PER SIRINGHE

## CARATTERISTICHE TECNICHE

Rivestimento esterno: AISI 304  
Rivestimento interno: AISI 316L  
Tipo di finitura: esterno Scotch - Brite interno Mirror-Brite

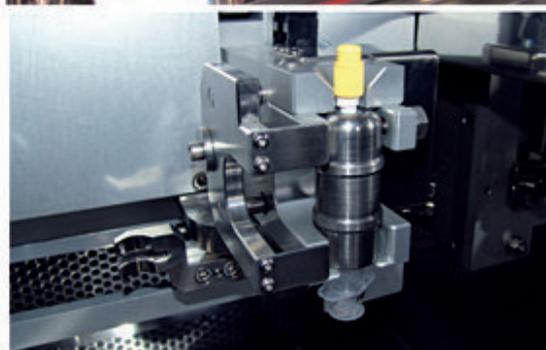
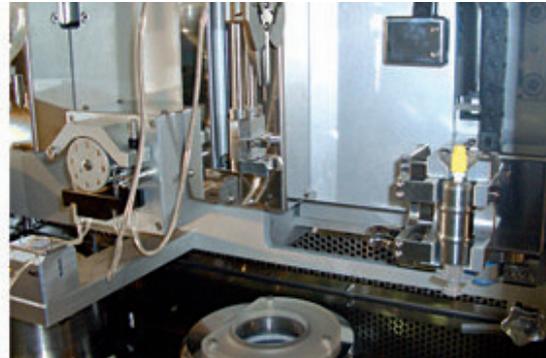
Peso totale: Kg 5000  
Alimentazione elettrica: V 230 A16  
Alimentazione pneumatica: 6 bar

## SCHERMATURE

Zona interna: Pb) mm 50  
Portello anteriore: Pb) mm 60  
Vetro anteriore: (Pb) mm 60  
Schermatura camere di ionizzazione: (Pb) mm 50  
Classe interna: "classe A"

III

III

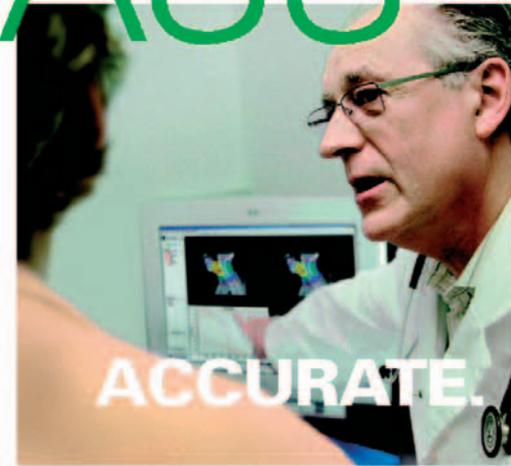


 **COMECER**<sup>®</sup>

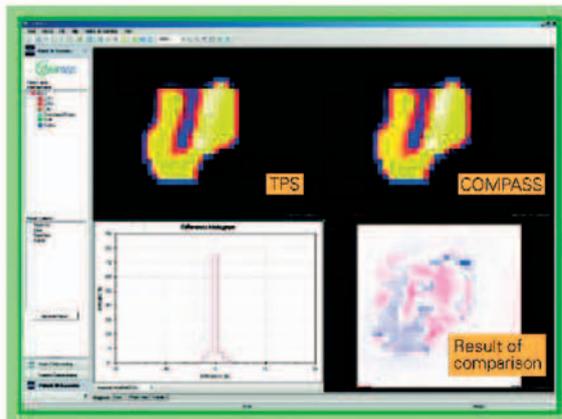
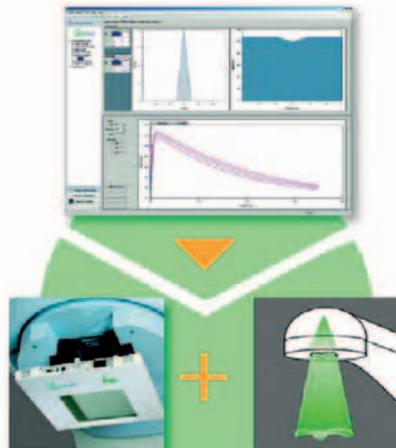
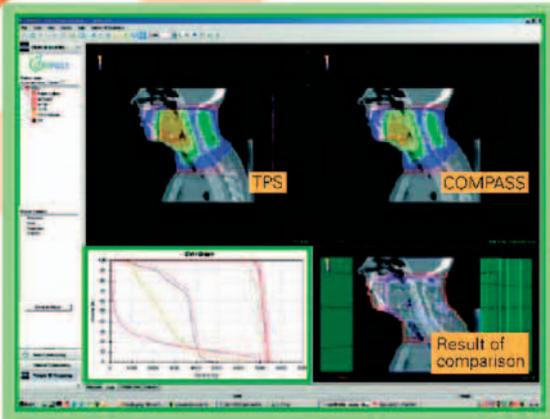
COMECER s.p.a. - Via Emilia Ponente, 390  
48014 Castel Bolognese - (RA) - Italy  
Tel. +39-0546656375 - Fax +39-0546656353  
E-mail: [comecer@comecer.com](mailto:comecer@comecer.com)

<http://www.comecer.com>

# COMPASS



Your guide to next generation monitoring and verification



- Determinazione della distribuzione di dose durante il trattamento radioterapico del paziente (misura della mappa di fluenza e calcolo della distribuzione spaziale di dose).
- Visualizzazione della distribuzione di dose 3D sull'anatomia del paziente (immagini TAC).
- Comparazione tra la distribuzione di dose misurata e quella pianificata.



Inauguriamo con il presente numero una nuova rubrica curata da Gianni Borasi che ha lo scopo di presentare le novità tecnologiche più promettenti

## Se la PET si allunga...

Gianni Borasi, Federica Fioroni

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

Nell'ultimo decennio abbiamo assistito ad un incredibile sviluppo nella TC con il progressivo allargamento in direzione assiale del fascio radiante (da "fan beam" a "cone beam") ed il corrispondente aumento vertiginoso del numero di corone di rivelatori. Partendo da 4 rivelatori ed un campo assiale di 2 cm acquisibile in  $\frac{1}{2}$  secondo si è arrivati oggi a 256/312 corone di rivelatori con un campo sezione di 8/16 cm acquisibile in tempi compresi tra (circa)  $\frac{1}{4}$  ed  $\frac{1}{3}$  di secondo! Prestazioni peculiari sono poi ottenibile con sistemi a due tubi. Queste nuove macchine, la cui realizzazione ha richiesto la soluzione di complessi problemi di natura meccanica, elettronica ed informatica hanno aperto un settore di indagine completamente nuovo: lo studio quadri-dimensionale del cuore e del sistema vascolare.

### I limiti attuali della PET

Quale è stato il trend PET/CT degli ultimi anni? Oltre a giovare, come era del tutto prevedibile, del miglioramento della TC ha compiuto anch'essa progressi rilevanti. Principalmente con l'introduzione di nuovi cristalli rivelatori (LSO, GSO, LYSO) e di nuovi algoritmi di ricostruzione di tipo iterativo, mediante l'impiego di componenti elettroniche sempre più veloci, con la possibilità di sincronizzazione dell'acquisizione con il movimento respiratorio ("gating") e, soprattutto, con l'introduzione della metodica del "tempo di volo" (TOF)<sup>[4] [14] [15] [5]</sup>

Nonostante questi notevoli progressi, la lunghezza del cilindro di rivelatori che rappresenta la lunghezza sensibile del sistema ("campo di vista") da molti anni è rimasta sostanzialmente la stessa (15-18 cm). Questa geometria di acquisizione intercetta una frazione assai piccola della radiazione emessa in ogni istante (efficienza geometrica  $\leq 0.2$ ). Di conseguenza, per ottenere, ad esempio, un esame "total body" di circa 80 cm di lunghezza (dalle tempie alla vescica del paziente) occorre eseguire 6-8 scansioni statiche successive ("viste"). Le singole viste adiacenti, ottenute con la traslazione del lettino, devono naturalmente prevedere anche una opportuna regione di sovrapposizione.

Il tempo di acquisizione cresce in proporzione al numero delle viste: un "esame standard" con la somministrazione di 10 mCi di FDG prevede circa 3' per ogni vista e quindi circa 25' per ottenere l'esame completo, cui si deve aggiungere circa un minuto per la scansione CT.

Riferendosi principalmente agli esami "total body" di diagnostica oncologica (che rappresentano circa il 90% degli esami PET), questa procedura presenta notevoli limitazioni.

In primo luogo la ridotta lunghezza della regione sensibile incide negativamente sul tempo complessivo dell'esame non solo imponendo viste multiple ma anche (e soprattutto!) perché limita l'angolo massimo (rispetto alla direzione radiale del sistema) di accettazione delle "Linee di Risposta" (LOR), cioè delle linee di volo della coppia di fotoni che provengono dal medesimo evento di annichilazione. La sensibilità della PET dipende infatti in modo quadratico da questo parametro (si è ben apprezzata l'importanza di questo parametro quando si è passati dall'acquisizione 2D a quella 3D!). A prescindere dall'efficienza intrinseca dei rivelatori e dell'elettronica di conteggio, il valore ridotto dell'angolo di accettazione è quindi la causa principale della bassa efficienza globale del sistema (compresa tra il 2 e il 7%, per una sorgente puntiforme posta al centro del tomografo). A questo fatto sono da imputare la qualità dell'immagine relativamente modesta, i lunghi tempi di scansione e l'alta dose di radiofarmaco richiesta. Fattori negativi che, a loro volta, portano con sé bassa produttività, elevato costo per il singolo esame ed una sostanziale riduzione del ventaglio delle possibili applicazioni della metodica.

Il lungo tempo di scansione favorisce anche artefatti dovuti ai possibili movimenti del paziente, in particolare nella registrazione con le immagini CT. Analogamente la giusta posizione delle viste successive determina facilmente artefatti in organi inclusi in più di un campo di vista. Una limitazione anche più grave riguarda la possibilità di valutazioni quantitative: il fatto che regioni corporee diverse vengono acquisite in tempi diversi rende di fatto

impraticabili studi dinamici per i quali deve essere valutato l'andamento temporale del tracciante nella stessa regione. La stessa valutazione del SUV, se effettuata in funzione del tempo, potrebbe offrire informazioni diagnostiche di più elevata attendibilità.

### La sfida della nuova geometria a campo di vista esteso

Insomma, una PET con un campo di vista assiale (AFOV) esteso ( $\geq 90$  cm) rappresenterebbe la soluzione ideale per una vasta classe di problemi. Per essere di interesse pratico questi nuovi sistemi devono tuttavia risolvere i nuovi problemi che questa geometria introduce, sia da un punto di vista della Fisica del sistema che dal punto di vista dei costi.

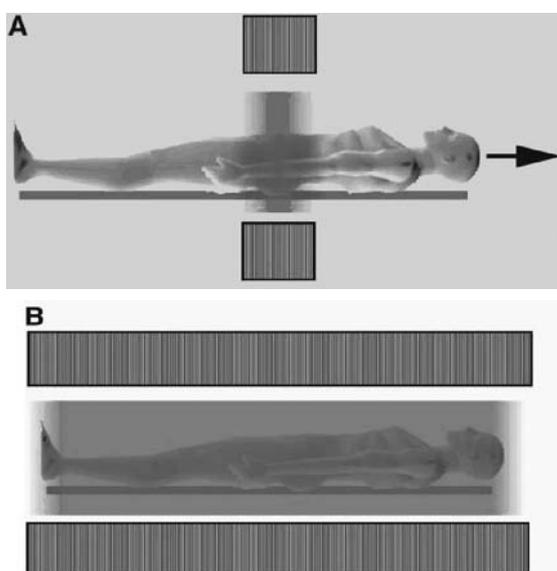


Figura 1. Rappresentazione della geometria della PET: A) attuale, B) campo di vista esteso

Analizzando il primo punto di vista occorre considerare che, al crescere dell'AFOV, cresce il numero non solo degli eventi di vera coincidenza (che si vogliono rivelare) ma anche degli eventi spuri, dovuti alla radiazione diffusa e agli eventi casuali. Problema ancora maggiore è che, al crescere dell'angolo con cui il fotone raggiunge i rivelatori, aumenta la probabilità che possa essere intercettato da 2 o più cristalli; la sua localizzazione diventa così imprecisa e la qualità dell'immagine si degrada (effetto di parallasse o "crosstalk"). Il problema è reso più acuto dalla forma altamente asimmetrica dei cristalli rivelatori, dettata dall'esigenza di ottenere, contemporaneamente, una elevata risoluzione spaziale ed una elevata efficienza di rivelazione. Questo problema, che già affligge le PET di lunghezza standard, trova la sua soluzione

più naturale nell'impiego di rivelatori, eventualmente a struttura colonnare, comunque in grado di individuare la profondità entro il cristallo a cui è avvenuta l'interazione ("Depth of Interaction" – DOI) .

L'elettronica di rivelazione, può, naturalmente, diventare un elemento critico perché deve gestire un flusso fotonico che cresce più che proporzionalmente alla lunghezza dell'AFOV.

Il problema principe è però il costo del sistema che, nella PET, deriva in larga misura (circa il 40-60 %) dal volume di cristallo scintillatore impiegato.

### Prime proposte e prototipi

Ci sono indizi di una evoluzione della PET verso un sistema con il campo di vista più lungo ?

Da un punto di vista commerciale, Siemens ha proposto recentemente un sistema PET/CT che porta da 3 a 4 il numero di anelli di rivelatori, con un aumento dell'AFOV da 16 a 22 cm circa e con implementazione del TOF. Le prestazioni dichiarate sono considerevoli.

Tuttavia, forse, è solo l'inizio di una nuova epoca, che si può far iniziare con il lavoro seminale di Badawi al.<sup>[1]</sup>, dell'Università di Washington a Seattle, sull'effetto della geometria della PET sulle sue prestazioni. In questo lavoro, assumendo come riferimento le caratteristiche della PET GE Advance, viene simulato con metodo di Monte Carlo su fantoccio antropomorfo (1 metro di lunghezza di scansione, 10 mCi di FDG somministrato, un'ora di attesa) l'effetto dell'aumento dell'AFOV da 15 a 60 cm e di una variazione del diametro degli anelli (DRD) da circa 60 a 108 cm. I risultati più importanti sono che, a parità di DRD, passando da un AFOV di 15 cm ad uno di 60 cm, il NEC cresce di circa 7 volte, mentre la frazione di scatter cresce dal 30 al 34 % al crescere dell'AFOV da 15 a 30 cm, per poi mantenersi sostanzialmente costante a questo valore. Le prestazioni del tomografo diminuiscono sensibilmente al diminuire del DRD. Dal punto di vista dell'elettronica, la massima frequenza di conteggio si avvicina a 100 MHz (e a 250 MHz ipotizzando isotopi a vita più breve del F18). Frequenza di conteggio giudicata difficile ma non impossibile da raggiungere anche con la tecnologia dell'epoca.

Ma la prima proposta di una PET veramente "total body" (AFOV 120 – 160 cm) è di Crosetto<sup>[9]</sup>. Il lavoro, concepito nell'ottica (discutibile) di fare della PET uno strumento per indagini per screening di massa, è ricco di aspetti originali,

quali un'elettronica digitale scalabile e completamente programmabile per piattaforme VME e IBM-PC, tuttavia manca di una dettagliata descrizione e simulazione Monte Carlo delle caratteristiche del sistema.

I primi due prototipi si muovono in direzioni opposte: il gruppo della Siemens Medical Solutions di Knoxville<sup>[12]</sup> [6] realizza un tomografo (P39 5H) che adotta la filosofia dei "flat panel" di ampie dimensioni: 53 cm in direzione assiale x 37 cm in direzione transassiale di LSO, montati a formare 5 lati di un esagono in continua rotazione (30 RPM). Ogni pannello consiste di 70 blocchi di rivelatori ed ogni blocco di una matrice 12x12 di cristalli di 4x4x20 mm<sup>3</sup>. Il sesto lato contiene il sistema per le misure di trasmissive. Questa geometria a pannelli consente la riduzione di un fattore 4 dei fotomoltiplicatori necessari e risulta economicamente vantaggiosa. Il sistema ha una sensibilità sull'asse del 2 %, misurata con una sorgente da 70 cm (Nu2-2001), la frazione di scatter è del 40% e la risoluzione spaziale dell'ordine dei 5 mm. In condizioni cliniche il sistema opera ad una frequenza di conteggio inferiore a 5 MHz. Una scansione completa (80 cm) richiede solo 2 viste (da 10' l'una). Nel secondo lavoro del lavoro sopracitato, viene presentato anche un confronto con il sistema HI-REZ direttamente su due pazienti. Al primo (60 kg) è stata somministrata una dose di 10.1 mCi. Il prototipo effettua due viste da 10' min l'una (totale 20') a 90' dall'iniezione, algoritmo di ricostruzione OP\_OSEM3D. L'Hi-REZ esegue 7 viste da 2' l'una (totale 14') a 140' dopo l'iniezione, algoritmo di ricostruzione non specificato. Un filtro gaussiano 3D è applicato ad entrambe le immagini. Un secondo paziente (107 kg) esegue un protocollo analogo con un'iniezione di 12.2 mCi. Il risultato visivo, confermato dagli Autori, è che le immagini del prototipo appaiono di più bassa risoluzione e con un rumore più elevato del modello commerciale. Il prototipo (per definizione) dovrebbe però avere un margine di miglioramento più ampio...

Il secondo prototipo (HSR-92000) è stato realizzato dal gruppo della giapponese Hamamatsu<sup>[17]</sup> e possiede un FOV di 68.5 cm. Il sistema di rivelazione è costituito da 12 anelli, ciascuno costituito da 60 blocchi di rivelatori. Ogni blocco è costituito da un fotomoltiplicatore piatto di nuova concezione, sensibile alla

posizione della scintillazione, che vede una matrice 16x8 di cristalli di BGO, ciascuno con dimensioni 2.9x6.3x20 mm<sup>3</sup>. Per ridurre la frazione di scatter tra i vari anelli sono posizionati dei setti metallici (5 mm di spessore 180 mm di altezza) la cui immagine viene soppressa tramite una continua oscillazione longitudinale del lettino di ampiezza pari alla distanza tra due setti (57.6 mm). Si tratta quindi di una geometria intermedia tra 2D e 3D (2.5D!). Il sistema ha una sensibilità sull'asse dello 0.97% (Nu2-2001) e una frazione di scatter del 31.4 %, il picco del NEC è pari al 113.6 kcps (a 10.5 kBq/ml). Non sono forniti dati di risoluzione spaziale. Anche in questo caso la scansione completa del paziente viene effettuata con sole 2 viste da 10' l'una: il protocollo clinico prevede, per un paziente standard, la somministrazione di 3.4 mCi ed un tempo di attesa di 65'. L'immagine riportata mostra una qualità molto elevata, ma è tuttavia percepibile la vignettatura dovuta al movimento dei setti.

#### La sfida dei nuovi rivelatori

È evidente che le possibilità di realizzare una PET a con AFOV esteso sono strettamente connesse con il progresso dei rivelatori. Una tecnologia di particolare interesse, derivata dalla Fisica delle alte energie, è quella della "camera a piastre resistive" (RPC). Questi rivelatori, che possono essere prodotti in piastre di ampie dimensioni, possiedono una elevata risoluzione temporale, spaziale e in energia e sono relativamente poco costosi. Consentono anche di valutare la DOI, cioè la profondità di penetrazione del fotone, risolvendo così il problema della parallasse. L'elevata risoluzione temporale consente inoltre l'implementazione di tecniche TOF. L'unico difetto è la sensibilità intrinseca piuttosto bassa, che viene risolta creando, in direzione radiale, un "sandwich" di numerose piastre (60-120). Utilizzando questa tecnologia, i ricercatori dell'Università di Coimbra in Portogallo<sup>[2]</sup> [7] [8] [3], dopo aver realizzato un prototipo ad alta risoluzione per studi su animali, stanno ora lavorando ad un prototipo total body di ben 2 m di lunghezza, alla cui estremità viene montato un piccolo sistema TC.

Nella figura 2) sono mostrati lo schema (a) e la foto (b) di una camera RPC

Considerando un angolo di accettazione di 30°, una lunghezza di 2 metri e 120 piastre si

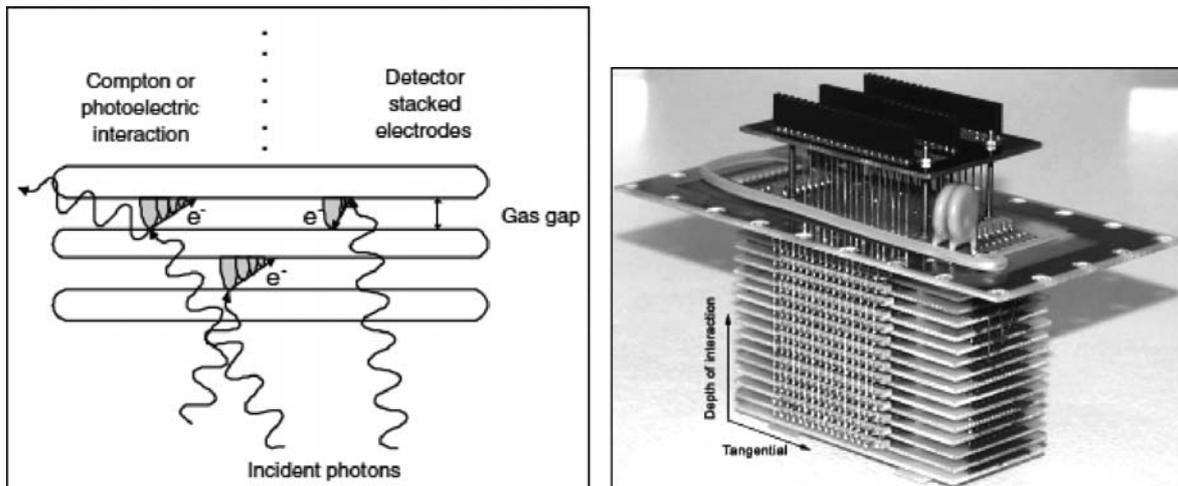


Figura 2. Schema a) e foto b) di una camera RPC

stima un aumento della sensibilità di un fattore 20 (incluso un fattore 4.4 dovuto al TOF) rispetto al sistema GE Advance. La frazione di scatter è stimata del 46% e il costo del sistema finale non dovrebbe superare quello di una PET tradizionale.

#### Costo o qualità ?

Le possibilità offerte da un aumento della lunghezza del campo di vista, ben oltre quello ipotizzato da Badawi<sup>[1]</sup>, sono analizzate in un lavoro recente di Eriksson et al<sup>[1]</sup> del gruppo della Siemens Medical Solutions di Knoxville

Nella figura che segue sono riportati i “profili di sensibilità”, cioè la risposta dei rivelatori nella direzione assiale, quando sull’asse venga posta una sottile sorgente rettilinea di grande

lunghezza. I primi due grafici in alto rappresentano i modelli Siemens attuali (HIREZ a tre anelli di rivelatori, campo di vista 16.4 cm e TruePoint a quattro anelli di rivelatori, campo di vista 22 cm). Entrambi i sistemi di rivelatori sono basati su cristalli di LSO. Si osserva che per coprire un campo assiale di 70 cm occorrono, nel primo caso, 7 viste (rappresentate dai trapezi), mentre nel secondo sono sufficienti 5 viste.

La sensibilità assoluta di un sistema è, nella figura, proporzionale all’area dei vari trapezi, mentre la base è proporzionale alla lunghezza dell’anello di rivelatori. Passando dal sistema a 3 anelli (16.4 cm di campo di vista) a quello a 4 anelli (22 cm di campo di vista), si ottiene un aumento di sensibilità di circa un fattore 2. Tale “guadagno” viene “speso”

sia in termini di riduzione del tempo per singola vista (da 180 a 137 secondi), che in termini di “qualità di immagine” (sensibilità planare, proporzionale all’altezza dei trapezi). Il tempo necessario per l’intera scansione (prodotto del tempo per ogni vista per il n° di viste) si riduce di quasi un fattore 2, in modo corrispondente all’aumento della sensibilità assoluta.

Gli altri due grafici, più in basso nella figura, rappresentano, invece, due modelli ipotetici in cui venga aumentato il numero degli anelli di rivelatori (10 e 20 anelli corri-

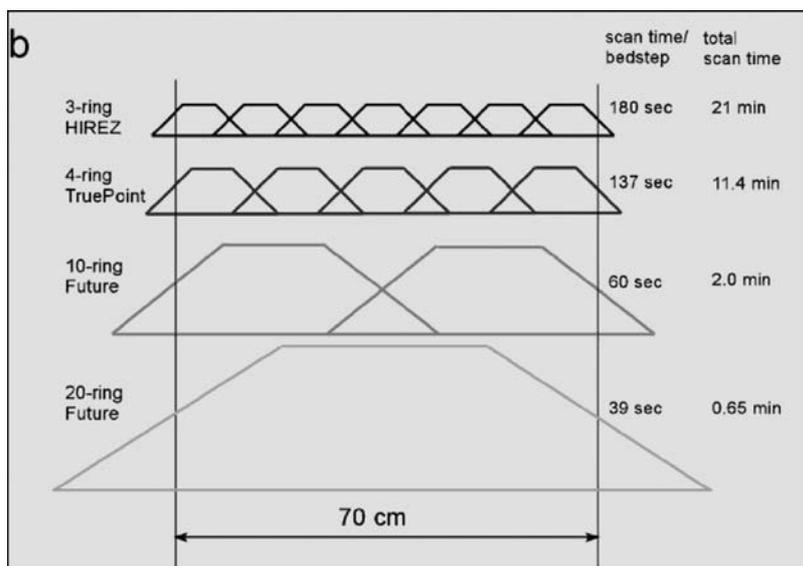


Fig. 3. Aumento della sensibilità del tomografo in funzione della lunghezza dell’ AFOV <sup>[10]</sup>

spondenti ad una lunghezza, rispettivamente, di 55.6 e 111.6 cm), nell'ipotesi di impiegare la medesima tecnologia attuale (ed il medesimo angolo di accettazione). Con il sistema più lungo, l'intera scansione (39 sec!) avviene con un'unica vista, e l'aumento di sensibilità è pari ad un fattore 30 rispetto al sistema con 3 anelli e di ad un fattore 17 rispetto al sistema con 4 anelli. Si deve anche aggiungere che le prestazioni dei sistemi sono calcolate senza l'impiego del TOF, che aumenta ancora la sensibilità di un fattore 2-5. Con quest'ultima tecnologia ed il sistema da 112 cm si può quindi ipotizzare di effettuare una (unica) scansione con un tempo di 8-20 sec. Ciò consentirebbe di effettuare eseguire l'intero esame mentre il paziente trattiene il respiro, con l'ulteriore grandissimo vantaggio di eliminare l'effetto di sfocatura legato al movimento respiratorio. Considerando che la risoluzione spaziale intrinseca è inferiore al millimetro, sarebbe questo davvero un passo epocale!

Note di segno opposto sul versante dei costi. Poiché, come si è detto, il costo dei cristalli incide per un importo pari al 40-60 % sul totale, il costo di un sistema a grande campo di vista (trascurando i costi dovuti al grande aumento della complessità tecnologica) sarebbe dell'ordine di 5-6 milioni di Euro, contro i (circa) 2 milioni attuali.

E se volessimo qualcosa di più economico senza fare ricorso alle tecnologie della Fisica delle Alte Energie? In un lavoro più recente<sup>[11]</sup>, sempre di Eriksson, vengono valutate le prestazioni di un ipotetico sistema, basato sulla stessa tecnologia di cristalli LSO del lavoro precedente, ma con spessore ridotto (4.6 contro 20 mm). Il tomografo di ben 196 cm di lunghezza, con un campo centrale uniforme di 70 cm, consentirebbe di effettuare la scansione (in un'unica vista) con un tempo di 5.8 min, da confrontare con i 7.5 min del sistema Truepoint TrueV che utilizza, invece, uno anello di 22 cm di lunghezza, 5 viste e cristalli da 20 mm di spessore. Il sistema "lungo" è stato modellato in modo da fornire circa la stessa sensibilità del sistema "corto", nonché di un sistema RPC della medesima lunghezza. Il costo di questo sistema a cristalli sottili non dovrebbe superare quello dei sistemi attuali.

Un'altra soluzione "economica" e con la tecnologia esistente (in quest'ultimo caso BGO) è proposta da Wong e al. dell'Anderson Cancer Center di Houston<sup>[16]</sup>. Il sistema, con un AFOV di 100 cm, consiste in 275 anelli da 748 cristalli ciascuno. Ogni cristallo di BGO ha dimensioni 3.5x3.5x20 mm<sup>2</sup> ed il diametro dell'anello di rivelatori è di 82.5 cm.

Rispetto al sistema GE Advance attuale, il sistema dovrebbe consentire una riduzione del tempo di un fattore 6, associata ad una riduzione della dose di un fattore 4. Il costo di produzione del sistema, dettagliatamente esaminato nel lavoro, sarebbe di 1'250'000 \$, di cui 500'000 dovuti al solo costo del cristallo (contro 2'000'000 di \$ impiegando il LYSO). Ma come pensare, oggi, di rinunciare ai vantaggi del TOF?

Un recente lavoro di simulazione di Poon et al. [13], a 8 anni di distanza da quello di Badawi, esegue una simulazione dettagliata su fantocci antropomorfi di tomografi fino a 2 metri di lunghezza e basati su cristalli LSO. Con un'elettronica veloce nella banda di 1 GHz per gli eventi singoli e di circa 100 MHz per l'elaborazione degli eventi di coincidenza, un sistema da 2 metri di lunghezza dovrebbe essere in grado di fornire un aumento di sensibilità di un fattore 25-50 rispetto al sistema GE Discovery DSTE. A questo punto la scelta che si pone è: guadagnare un ulteriore fattore circa 4 grazie al TOF (costruendo, come si è visto in precedenza, un sistema ad alto costo) o "accontentarsi" del fattore 25-50 e spendere il vantaggio acquisibile con il TOF per ridurre lo spessore dei cristalli, costruendo un sistema del costo approssimativo di quelli attuali?

Insomma, quale che sia la soluzione che le Ditte adotteranno, sembra verosimile che vedremo, in tempi non troppo lunghi, una PET a campo di vista esteso. E con un aumento di sensibilità di quasi due ordini di grandezza!

### Bibliografia

1. R. D. Badawi, S. G. Kohlmyer, R. L. Harrison, S. D. Vannoy, and T. K. Lewellen, "The effect of camera geometry on singles flux, scatter fraction and trues and randoms sensitivity for cylindrical 3D PET-a simulation study," *Nuclear Science, IEEE Transactions*. on **47**, 1228-1232 (2000).
2. A. Blanco, N. Carolino, N. C. Ferreira, C. M. B. A. Correia, M. P. Macedo, L. Fazendeiro, M. F. F. Marques, R. F. Marques, C. Gil, and P. Fonte, "RPC-PET: a new very high resolution PET technology," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE*, (2004), pp. 2356-2360.
3. A. Blanco, M. Couceiro, P. Crespo, N. C. Ferreira, R. Ferreira Marques, P. Fonte, L. Lopes, and J. A. Neves, "Efficiency of RPC detectors for whole-body human TOF-PET," *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research*, A **602**, 780-783 (2009).
4. Cherry, Simon R. The 2006 Henry N. Wagner Lecture: Of mice and men (and positrons)—

- advances in PET imaging technology. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine* 47[11], 1735-1745. 2006.
5. M. Conti, "State of the art and challenges of time-of-flight PET," *Physica Medica* **25**, 1-11 (2009).
  6. M. Conti, B. Bendriem, M. Casey, L. Eriksson, B. Jakoby, W. F. Jones, J. Jones, C. Michel, C. Nahmias, V. Panin, V. Rappoport, M. Sibomana, and D. W. Townsend, "Performance of a high sensitivity PET scanner based on LSO panel detectors," *Nuclear. Science, IEEE Transactions.* on **53**, 1136-1142 (2006).
  7. M. Couceiro, A. Blanco, N. C. Ferreira, R. Ferreira Marques, P. Fonte, and L. Lopes, "RPC-PET: Status and perspectives," *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A* **580**, 915-918 (2007).
  8. M. Couceiro, N. C. Ferreira, and P. Fonte, "Sensitivity assessment of wide Axial Field of View PET systems via Monte Carlo simulations of NEMA-like measurements," *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A* **580**, 485-488 (2007).
  9. D. B. Crosetto, "A modular VME or IBM PC based data acquisition system for multimodality PET/CT scanners of different sizes and detector types," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2000 IEEE*, (2000), pp. 12-78-12/97.
  10. L. Eriksson, D. Townsend, M. Conti, M. Eriksson, H. Rothfuss, M. Schmand, M. E. Casey, and B. Bendriem, "An investigation of sensitivity limits in PET scanners," *Nuclear Inst. and Methods in Physics Research, A* **580**, 836-842 (2007).
  11. L. Eriksson, D. W. Townsend, M. Conti, C. L. Melcher, M. Eriksson, B. W. Jakoby, H. Rothfuss, M. E. Casey, and B. Bendriem, "Potentials for large axial field of view positron camera systems," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS '08. IEEE*, (2008), pp. 1632-1636.
  12. W. F. Jones, J. Reed, J. Everman, P. Luk, T. Gremillion, B. Castleberry, E. Breeding, M. Musrock, J. Young, M. Overbay, M. Schmand, R. Powers, J. Moyers, K. Baker, and B. Bendriem, "First time measurement of transaxial resolution for a new high-sensitivity PET prototype using 5 LSO panel detectors," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2002 IEEE*, ( 2002), pp. 694-698.
  13. J. K. Poon, L. R. MacDonald, S. R. Cherry, and R. D. Badawi, "A simulation study of a long axial field of view whole-body PET scanner using cylindrical and anthropomorphic phantoms," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS '08. IEEE*, (2008), pp. 4999-5006.
  14. Townsend, D. W. Multimodality imaging of structure and function. *Physics in medicine and biology* 53[4], 1-39. 2008.
  15. Townsend, David W. Dual-modality imaging: combining anatomy and function. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine* 49[6], 938-955. 2008.
  16. W. Wai-Hoi, Z. Yuxuan, L. Hongdi, H. Baghaei, R. Ramirez, L. Jiguo, and L. Shitao, "The initial design and feasibility study of an affordable high-resolution 100-cm long PET," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2007. NSS '07. IEEE*, ( 2007), pp. 4117-4122.
  17. M. Watanabe, K. Shimizu, T. Omura, N. Sato, M. Takahashi, T. Kosugi, K. Ote, A. Katabe, R. Yamada, T. Yamashita, and E. Tanaka, "A high-throughput whole-body PET scanner using flat panel PS-PMTs," *Nuclear. Science, IEEE Transactions.* on **51**, 796-800 (2004).

Lezione tenuta dal prof. Giulio Ceresole in occasione del II Congresso Italiano di Radiologia Medica tenutosi a Genova dal 20 al 22 ottobre 1919. (2a parte)

a cura di Luca Moro  
Servizio di Fisica Sanitaria,  
Fondazione Salvatore Maugeri, Pavia

La Radiologia Medica vol VII, N. 1-2 Gennaio-Febbraio 1920

PROF. GIULIO CERESOLE  
(Venezia)

## La dosimetria in radiologia

Ricapitolando adunque, vediamo che lo spinterometro, il qualimetro di Bauer, il Kilovoltmetro, non danno alcuna notizia sul grado di durezza reale dei raggi uscenti dall'ampolla, ma indicano solamente la tensione del circuito secondario.

Fra i metodi di misura diretta il Benoist e tutti gli altri apparecchi basati sullo stesso principio danno una misura media del grado di durezza del fascio. Il metodo del Christen che dal suo autore era stimato dare indicazioni assolute, secondo Holzknacht, Weissenberg, Ermst, Dessauer, darebbe solamente una misura media della durezza del fascio complesso costituito dalla gamma dei raggi di diversa durezza, come tutti gli altri metodi basati su valutazioni fotometriche. Il solo quindi universalmente riconosciuto capace di dare delle indicazioni assolute è il radiosclerometro di Villard basato sulla determinazione di una costante proporzionale del coefficiente d'assorbimento dei raggi X per l'alluminio.

Lo Szilard aveva proposto come unità di qualità il coefficiente d'assorbimento reale dell'aria. La sua proposta però non ebbe seguito.

Resta quindi assodato che se vogliamo conoscere esattamente la durezza vera di un fascio di raggi complesso, come esce da un'ampolla, non è sufficiente misurarli con una scala di durezza (Benoist, Walter) e indicarne la qualità con un numero, riferito a questa o quella scala, ma bisogna ricorrere a qualche metodo che ci consenta la definizione assoluta della qualità dell'irradiazione.

Molti valorosi radiologi si sono occupati della questione.

Fra gli altri il Kienböck che la trattò da un punto di vista fisico assai corretto però, basando il metodo sulle indicazioni delle sue cartine posometriche, noi non possiamo più accoglierne i risultati senza riserve, sapendo come quel reattivo dia indicazioni inesatte, specialmente nel caso dei raggi duri.

Una recentissima comunicazione di Guilleminot alla Società Radiologica di Francia (Giugno 1919) tratta ampiamente ed esaurientemente la questione e merita di essere specialmente ricordata. L'autore premette che ogni definizione rigorosa della qualità di un fascio di raggi X deve permettere di prevedere esattamente la sua assorbibilità: una qualitometria razionale dovrebbe indicare, data una quantità  $Q$  di irradiazione che cade sopra un dato spessore di sostanza  $A$ , che assorbimento vi subirà. Questa cognizione non è consentita da una valutazione radiocrometrica. Irradiamenti che abbiano per esempio tutti il numero 6 B possono avere composizioni molto diverse e una assorbibilità molto differente. Per ottenere una qualitometria precisa si deve:

1.° Risolvere il fascio in un certo numero di componenti monocromatiche, per esempio dieci.

2.° Determinare il coefficiente d'assorbibilità di ciascuna di esse, che è uguale a  $2,302 \log. K$  ( $K$  essendo il coefficiente di trasmissione attraverso un millimetro di alluminio) e caratterizzare ogni componente monocromatica.

3.° Prendere la media proporzionale fra i coefficienti.

La qualitometria precisa, assoluta, è possibile solo attenendosi ad un'analisi rigorosa dei fasci usati il che si può fare col metodo radiografico, radiografando una serie di filtri di alluminio da 0 a 30 millimetri di spessore e misurando le impressioni collo aiuto di una scala di confronto fatta sulla lastra stessa, metodo a nostro avviso inesatto in considerazione delle erronee indicazioni date dalla impressione fotografica; oppure col metodo radioscopico col'aiuto dell'analizzatore montato sul fluorometro dell'autore stesso, sistema preferibile perciò più esatto, sebbene non scevro di errori, in causa del giudizio soggettivo di colorimetria necessario.

Può esser fatto, aggiungiamo noi, forse con maggiore precisione e rapidità usando del radiosclerometro di Villard.

Eseguita una serie di misure e stabilite le medie, si costruisce la curva di penetrazione portando in ascisse gli spessori di alluminio e in ordinate le intensità. La curva si presenterà di aspetto esponenziale, ma non è un'esponenziale, perciò il fascio considerato è formato dalla riunione di fasci semplici dei quali ognuno ha una curva di penetrazione esponenziale. L'analisi consiste nell'esprimere questa curva in funzione di una decina di esponenziali scelte nelle differenti parti dello spettro del fascio.

Ci si arriva sia col calcolo che a tentoni.

Supponiamo l'operazione fatta. Un fascio per es. N.° 6 B può essere ridotto alla somma di 10 fasci monocromatici aventi rispettivamente per coefficienti di trasmissione  $K$  attraverso un millimetro di alluminio

$$0.28, 0.32, 0.38, 0.45, 0.56, 0.67, 0.78, 0.83, 0.86, 0.81.$$

Questa analisi essendo stata fatta una volta per sempre, ecco come si esprimerà la qualità: Si parte dalla qualità dei fasci monocromatici; la qualità di un fascio monocromatico è la sua assorbibilità, sempre la stessa, qualunque sia la prondità alla quale si considera, poiché la sua lunghezza d'onda non cambia.

Quando si indica questo fascio col suo coefficiente di penetrazione  $K$  attraverso un millimetro di alluminio, la sua assorbibilità è proporzionale a  $\log. K$ , ed ha per espressione numerica:

$$\frac{\log. k}{\log. \epsilon} \text{ oppure } 2,302 \log. K.$$

$\epsilon$  = fattore di efficacia, espressione assoluta di quantità.

Esempio: il fascio monocromatico  $K = 0.28$  ha per qualità  $\epsilon = 1.27$ , il fascio  $K = 0.87$  ha  $\epsilon = 0.14$ . Le mutazioni energetiche consecutive all'irradiazione dei fasci 0.28 e 0.81 staranno fra loro per le stesse dosi incidenti come i numeri 1.27 e 0.14.

Più precisamente le dosi di energia fissate saranno eguali al prodotto della dose incidente per il fattore d'efficacia  $I \times \epsilon$ .

Esempio: 100 unità incidenti N.° 0.87 abbandonano al primo strato molecolare attraversato,

una quantità tale che se essa si mantenesse la stessa durante tutto il millimetro, sarebbe di 14 unità. Ciò non vuol dire che il primo millimetro fissi 14 unità, ma che uno strato infinitesimale colpito da 100 unità incidenti fissa una quantità tale che se si ponessero gli uni di fianco agli altri, 1000, 10000, 100000, strati simili irradiati da 100 unità ciascuna, in maniera da fare un totale di un millimetro di spessore, si avrebbe un assorbimento di 14 unità.

L'espressione dell'efficacia per la dose fissata, quando il fascio incidente è di 100 unità, può dunque farsi arbitrariamente prendendo per base il millimetro di alluminio, il decimo di millimetro, il centesimo, il millesimo ( $= \mu$ ) ecc. L'autore scelse il decimo di millesimo che equivale circa, tanto per il suo radiocroismo, che per il suo potere assorbente, a un millimetro di tessuto molle, di densità media dell'organismo supposto omogeneo.

Quindi il tasso di efficacia di un fascio di 100 unità è  $100\mu \times \frac{\epsilon}{10}$

Esempio: il tasso di efficacia del fascio 0.28 è  $12\mu,7$  quello del fascio 0.87 è  $1\mu,4$ .

Ciò posto la qualità assoluta di un fascio X tale che esce da un tubo vuoto si indicherà come: "La media dei fattori di efficacia dei 10 fasci componenti tipici ».

Esempio: il fascio N. 6 ha per fattore di efficacia:  $1/10 (1.27 + 1.13 \dots + 0.14) = 0.59$  ed il suo tasso di efficacia per 100 unità incidenti è all'incidenza stessa di  $5\mu,9$ .

N. B. Il fattore di efficacia diminuisce di più in più a misura che si penetra nella profondità perché le monocromatiche molli diminuiscono più presto che le dure. La qualità si modifica continuamente. Il tasso di efficacia deve quindi diminuire poiché la dose trasmessa decresce di più in più. La dose trasmessa a una profondità  $l$  è data dalla formula

$$I_1 = 100\mu \times I_{10} (K_1^1 + K_2^1 \dots + K_{10}^1)$$

Il tasso di efficacia E a quella stessa profondità è:

$$E = 100\mu \times I_{10} (\epsilon_1 K_1^1 + \epsilon_2 K_2^1 + \epsilon_3 K_3^1 \dots + \epsilon_{10} K_{10}^1)$$

Questi calcoli vengono tutti una volta per sempre. L'autore conclude che conoscendo l'efficacia di ciascun fascio è facile precisare le regole della radioterapia delle quali una domina tutte e cioè: Quando si vuol mettersi al riparo da ogni reazione cutanea non bisogna sottomettere le cellule attive della pelle (dello strato malpighiano) a una dose efficace superiore a 25 *micron*.

Questo metodo assai preciso, sebbene non alla portata del radioterapista pratico ha riscosso l'approvazione di Benoist che lo giudica metodo ottimamente studiato per caratterizzare con un coefficiente di penetrazione ben definito e determinato la qualità d'un irradiazione X più o meno complesso, di cui la qualità media è rappresentata dal grado radiocromometrico. Osserva che questo metodo, partendo da misure di penetrazione precise (analoghe a quelle di cui Benoist stesso nel 1906 diede la tecnica per il telaio radio fotometrico) combina sagacemente una curva sperimentale e una rete calcolata di curve monocromatiche. Questa combinazione comporta tuttavia una parte di empirismo che egli crede possibile di ridurre notevolmente, estraendo sperimentalmente dallo irradiazione complesso studiato, non più una sola, ma almeno due o tre monocromatiche reali filtrando, come fu fatto per l'alluminio, attraverso spessori crescenti di due altri corpi semplici, convenientemente scelti dal punto di vista del loro peso atomico e del loro spettro caratteristico, come per es. il rame ed il piombo.

Si avrebbero così tre finali di monocromatiche reali che probabilmente basterebbero in pratica nella più parte dei casi allo stesso modo che tutti i colori possono essere ricondotti praticamente a tre fondamentali. Si otterrebbe, nello stesso tempo, nel corso di queste misure il grado radiocromometrico di queste tre finali monocromatiche, il che darebbe simultaneamente

la definizione assoluta della rappresentazione pratica e completa dell'irradiamento studiato, attendendo che i progressi futuri della fisica radiologica diano uno spettro radiofotometrico che renda possibile la suprema definizione assoluta di un irradiamento X colla lunghezza d'onda componente e l'energia afferente a ciascuna di esse.

Il Siegbahn considerando che i metodi odierni di analisi spettrografica dei raggi X consentono di determinare la lunghezza d'onda, volle precisare in che relazione stanno fra loro la vecchia misura ottenuta coll'assorbimento dell'alluminio e la nuova mediante la lunghezza d'onda.

Partendo dagli studi di Moseley e di Darwin sulla misura della lunghezza d'onda dei raggi X, riferisce i risultati delle sue ricerche per le quali arriva a queste conclusioni.

Chiamando L la lunghezza d'onda espressa in 100 milionesimi di millimetro e (m: s) Al l'assorbimento di energia X nell'alluminio (m = energia misurata prima che i raggi incontrino l'alluminio e energia misurata dopo averlo traversato) l'autore trova come primo risultato dei suoi esperimenti che la relazione fra l'assorbimento dell'alluminio e la lunghezza d'onda è data dalla formula.

$$(m: s) Al = A \times L^X$$

in cui A ed X sono due costanti (X = 3 circa).

Riassumendo la nostra rivista, possiamo dire che fatta eccezione per il radiosclerometro di Villard, nessun apparecchio di misura per la durezza dei raggi X dà indicazioni fisicamente esatte. Che cosa resta adunque per il pratico radioterapista?

Indubbiamente lo spinterometro è quello che seppe giustamente mantenere il suo posto come strumento della massima praticità e capace di dare indicazioni attendibili. Volendo però avere delle indicazioni riguardanti direttamente il grado di durezza dei raggi somministrati, colle direttive della terapia ultrapenetrante odierna, si può servirsi del Benoist, modificandone l'uso colla filtrazione del fascio da misurare attraverso una lamina d'alluminio di eguale spessore a quella usata per la terapia.

Però chiunque desidera avere uno strumento che sia capace di dare misure fisicamente perfette e che consenta anche di praticare la definizione analitica del fascio deve usare il radiosclerometro di Villard il cui solo demerito è il prezzo elevato.

Per lo meno i principali gabinetti dovrebbero esserne forniti.

Essendo ancora molto lontano il momento in cui si potrà praticamente determinare la lunghezza d'onda e l'energia di ogni singolo fascio monocromatico, riteniamo che nessun altro strumento, all'infuori di questo prezioso apparecchio, può servirci con soddisfazione.

È bene ricordare che oggi, grazie alle ricerche di Dessauer, agli studi di Guilleminot e alle formule di Belot sulla curva di assorbimento delle irradiazioni attraverso i filtri, conosciamo il coefficiente di assorbimento dei tessuti e possiamo misurare la quantità di irradiazioni assorbita in un determinato strato profondo di tessuti. Le curve d'assorbimento, si possono ottenere facendo attraversare ai raggi prima che arrivino all'ionometro strati di diverso spessore di sostanza paragonabile ai tessuti per riguardo alle leggi di assorbimento (bakelite).

(segue).

# INDAGINE CONOSCITIVA SULLE MODALITÀ DI IMPIEGO DEL PERSONALE NEI CENTRI DOTATI DI CICLOTRONE IN ITALIA

A cura di Gabriele Capelli

In questo numero del Notiziario verranno riportati i risultati di un questionario che è stato inviato ai colleghi che lavorano presso centri dotati di ciclotrone di cui eravamo a conoscenza.

L'argomento è stato stimolato dal collega Levvero che svolge appunto buona parte della sua attività lavorativa in un centro con ciclotrone. L'obiettivo che ci proponevamo era quello di fare il quadro dell'impegno lavorativo delle nostre figure professionali nel funzionamento (la radioprotezione è ovviamente demandata ad un Esperto Qualificato) dei ciclotroni in Italia.

Nelle indagini che svolge la Nostra Associazione spesso vengono approfonditi gli aspetti tecnico-scientifici connessi con l'attività che svolgono i Fisici nei vari settori della Fisica Medica, oggi vogliamo affrontare il tema dell'entità dell'impegno orario del personale e del conseguente riconoscimento economico.

Si tratta di una indagine del Nostro Notiziario su un settore relativamente nuovo della nostra Professione, che ha avuto inizio con l'installazione di un ciclotrone in una struttura ospedaliera nel 1995 (primo anno di installazione riportato nei questionari ritornati).

È stato inviato un questionario a 24 centri pubblici e privati, a nostra conoscenza, dotati di ciclotrone.

La collaborazione da parte dei colleghi non è stata eccezionale: ne sono tornati compilati 9 (anche dopo sollecitazione), comunque non ci siamo scoraggiati e continueremo nella raccolta dati.

Si è comunque voluto riportare un primo quadro dei dati raccolti con le prime valutazioni che ci ripromettiamo di aggiornare in futuro, sempre confidando nella collaborazione dei colleghi.

Per non sottoporre un questionario pesante e avendo interesse particolarmente per l'impegno del personale fisico abbiamo fatto domande sui seguenti argomenti:

1. Tipo di personale coinvolto nella gestione del ciclotrone (Fisici, Tsm, Farmacisti ecc....)
2. Ora di inizio attività al mattino
3. Personale presente all'inizio dell'attività
4. Ora termine attività
5. Percentuali di partecipazione all'attività complessiva delle varie figure professionali
6. I vari radioisotopi prodotti dal Centro
7. Eventuale fornitura/vendita di radioisotopi ad altri centri
8. Anno di inizio attività
9. I fisici dedicati al Ciclotrone svolgono altre attività?
10. Le ore di lavoro effettuate fuori dai normali orari di lavoro comportano:
  - a. Un recupero ore
  - b. Un pagamento extra come attività fatta per conto dell'Azienda
  - c. Attività libero professionale intramoenia
    - i. Con compenso ad ore
    - ii. Con compenso forfettario
  - d. Attività svolta secondo i termini stabiliti da una convenzione tra le Aziende (nel caso di vendita ad altre Aziende)
11. Suddivisione percentuale dei proventi della attività svolta per la produzione di radioisotopi.

I risultati del questionario sono anonimi e verranno riportati principalmente attraverso istogrammi dove sulle ascisse vengono riportati i 9 centri e sulle ordinate i vari parametri.

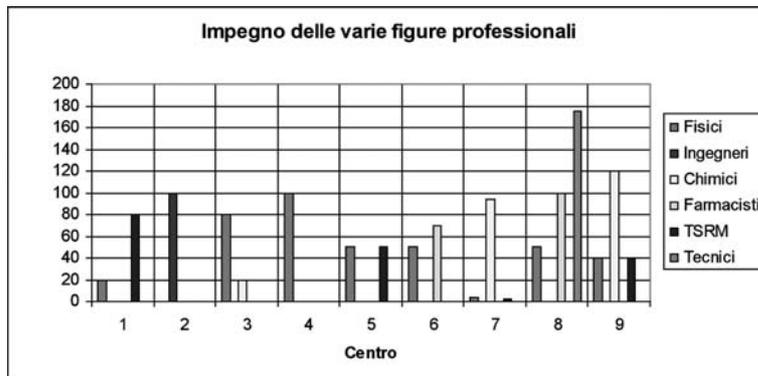


Fig. 1

(Nei centri dove la sommatoria fra le varie figure supera la percentuale del 100%, sono impiegate più persone dello stesso profilo professionale)

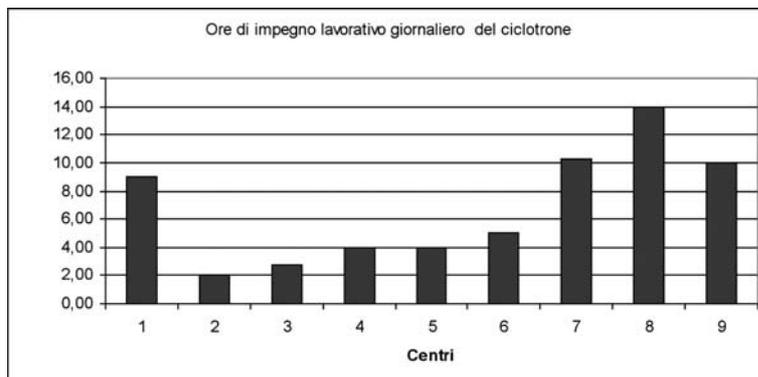


Fig. 2

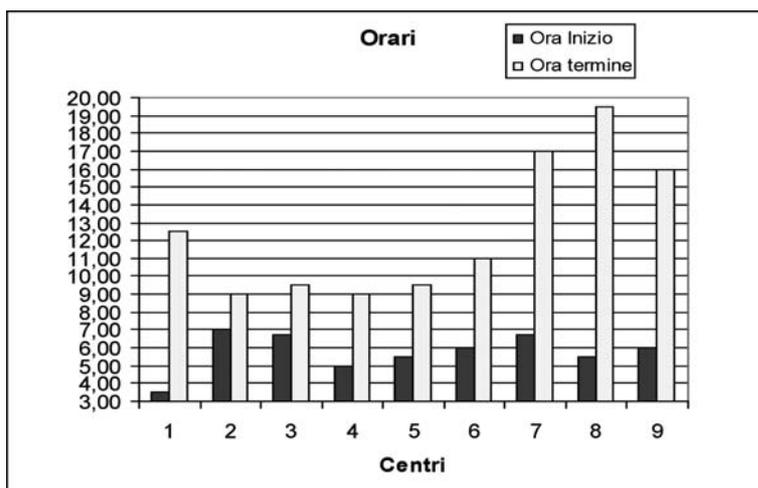


Fig. 3

I Fisici sono la figura professionale più rappresentata nella gestione dei centri con ciclotrone, ma ci sono presenze significative anche di chimici e farmacisti.

Il Fisico è assente in un solo centro dove è presente un ingegnere che si occupa a tempo pieno del funzionamento del Ciclotrone.

In un solo centro il Fisico è impegnato per l'intero orario di funzionamento del ciclotrone.

Una struttura, tra quelle che hanno risposto, impiega principalmente tecnici di laboratorio e di Fisica Sanitaria nella gestione della apparecchiatura, anche se la presenza del fisico non è secondaria.

Come si evince dall'istogramma (Fig.2) l'intervallo di utilizzo dei ciclotroni durante la giornata va dalle 2 alle 14 ore giornaliere, ed il centro che produce radioisotopi per 14 ore/giorno non vende ad esterni, ma solo per la propria medicina nucleare.

Tre centri vendono i radiofarmaci prodotti ad un altro centro PET ed un centro fornisce radioisotopi ad altri 3 servizi PET; i rimanenti sono dedicati alla produzione per l'utilizzo interno.

L'ora media di inizio della attività lavorativa si colloca intorno alle 06:00 A.M.(Fig. 3) che rappresenta la soglia per il riconoscimento di "orario notturno" per le ore che precedono le 06:00 A.M.

Il contratto di lavoro considera (all'art. 47) notturne le ore di servizio prestate tra le ore 22 e le ore 06 e a decorrere dal 1 gennaio 2003, l'indennità per lavoro notturno dei dirigenti biologi, chimici,

fisici, psicologi e farmacisti e rideterminata in 2,74 euro lordi. È inoltre necessario ottenere dal medico competente l'idoneità al lavoro notturno. Variegate sono le forme di riconoscimento economico che le Aziende corrispondono ai colleghi per le attività svolte presso i ciclotroni.

In ben 5 centri le ore (anche quelle notturne) vengono messe in recupero senza gratifiche aggiuntive, anche se alcuni ciclotroni vendono i radiofarmaci ad altre strutture determinando un introito per l'Azienda.

In 3 centri viene prevista una quota per gli operatori che viene rispettivamente erogata sotto forma di: straordinario, percentuale degli introiti di vendita dei radiofarmaci, una cifra legata al numero di indagini svolte in Medicina Nucleare PET (quest'ultima in un centro che produce radionuclidi per l'interno).

I vantaggi economici derivanti dalla attività del ciclotrone vengono suddivisi tra il personale che lavora sulla apparecchiatura, ma anche tra figure non direttamente coin-

volte.

In alcuni centri ai proventi derivanti dalla vendita dei radiofarmaci attingono anche i medici nucleari solo per il fatto che l'apparecchiatura fa parte delle attrezzature della Medicina Nucleare, pur non avendo parte nella gestione concreta del ciclotrone.

In tutti i centri esiste una costante: il personale Fisico non è dedicato in maniera esclusiva all'attività con ciclotrone, ma si occupa, con varie percentuali di impegno, ad altri settori della Fisica Sanitaria.

Da questa prima indagine, che ci riproiettiamo di approfondire, emerge un quadro estremamente variegato e poche sono le costanti.

Non c'è comunque dubbio che esistono margini di riflessione per un miglioramento del ruolo e della condizione lavorativa del Fisico Medico in questo settore, obiettivi per i quali crediamo sia stata utile questa indagine. Buon lavoro a tutti!

## *L'angolo del gioco*

a cura di Nando Romeo -A. S. P. Taormina

"Nella sfida io mi cimento. Essa è senza oro e senza argento. Essa è puro divertimento. Scrivi solo per diletto e sarai bene accetto" (*tratto da una lettera*).

Per passione, solo per passione, impiego del tempo per piccole sfide (talvolta sono sconfitto).

Credendo di poter suscitare un po' di interesse, sottopongo alla vostra attenzione il gioco di Pinco e Pallino.

### IL GIOCO DI PINCO E PALLINO

Pinco e Pallino sono due amici che si incontrano per strada dopo un lungo tempo.

I due contenti di rivedersi dialogano e si raccontano gli avvenimenti degli ultimi anni . . .

Pinco Dall'ultima volta che ci siamo visti ho avuto tre figli. Perché non provi ad indovinare le loro età?

Pallino a bene devi però darmi alcune informazioni.

Pinco Una cosa che posso dirti è che il prodotto delle loro età è 36.

Pallino Molto bene. Ho comunque bisogno di altre informazioni.

Pinco Un'altra cosa che posso dirti è che la somma delle loro età è il numero civico di quella casa.

Pallino Molto bene. Ho comunque bisogno di altre informazioni.

Pinco Un'altra cosa che posso dirti è che il più piccolo non ha 2 anni.

Pallino Molto bene. Adesso posso indovinare le età dei tuoi tre figli.

Come può Pallino aver indovinato le età dei figli di Pinco?

(La soluzione verrà pubblicata sul prossimo numero; chi volesse cimentarsi può mandare la propria soluzione a: [notiziario.direttore@aifm.it](mailto:notiziario.direttore@aifm.it))

# Primo incontro 2009 del Gruppo Regionale Lombardo

a cura di Cristina Canzi

Lo scorso 9 giugno si è tenuto presso l'Azienda Ospedaliera S. Gerardo di Monza il primo incontro 2009 del Gruppo Regionale Lombardo sul tema "Lo stato delle apparecchiature di medicina nucleare: quali molecole nel futuro?". Lo scopo era di presentare un breve ma incisivo aggiornamento sulle nuove tecnologie di cui si può avvalere attualmente l'imaging molecolare della medicina nucleare e sugli sviluppi futuri. Gli interventi si sono articolati sui tre argomenti di maggiore interesse medico nucleare: i sistemi di produzione delle immagini (i tomografi SPECT/PET), la produzione di nuovi radiofarmaci con ciclotrone e la rilevanza clinica delle innovazioni.

I due interventi riguardanti la strumentazione per la rivelazione a fotone singolo e in coincidenza sono stati presentati rispettivamente, dalla dott.ssa A. Pepe e dal dott. V. Bettinardi. In entrambe le presentazioni è stato messo in evidenza come gli sforzi degli accademici e delle ditte costruttrici continuano a concentrarsi sul miglioramento delle prestazioni fisiche delle due tecniche tomografiche SPECT/PET in termini di risoluzione spaziale, efficienza di rivelazione e riduzione delle componenti di rumore. Nella rivelazione a fotone singolo molto promettenti sono sia i rivelatori a stato solido sia le matrici di nuovi cristalli con fotodiodi che in futuro, viste la migliore risoluzione in energia e spaziale e l'altrettanto buona efficienza, potranno causare la crisi della coppia storica "cristallo scintillatore NaI-PMT". Sistemi rivelatori a stato solido tipo CZT (tellurito di cadmio-zinco) sono stati utilizzati per costruire tomografi con piccolo campo di vista come la SPECT per piccoli animali o i dedicati agli studi cardiologici e mammografici. Tra le novità dei sistemi SPECT in commercio sono stati citati i tomografi ibridi SPECT/CT che come già sperimentato con la PET-CT oltre ad arricchire gli studi di medicina nucleare di maggiori dettagli anatomici permettono di introdurre correzioni più accurate per l'attenuazione e per lo scatter.

Per l'imaging in coincidenza, in commercio sono presenti solo sistemi ibridi PET-CT. La parte CT evolve in modo indipendente dalla PET per soddisfare al meglio le necessità del medico radiologo, e la scelta di quale CT abbinare è legata alla tipologia degli studi di interesse medico nucleare. Le innovazioni nel settore PET riguardano principalmente l'uso dei cristalli rivelatori tipo LYSO o LSO e di nuovi cristalli associati a elettronica veloce per permettere di acquisire gli eventi di annichilazione in time of flight (TOF). Il TOF, ormai disponibile in commercio su alcuni sistemi, permette di ridurre l'incertezza spaziale sull'evento di annichilazione a 7-8 cm e quindi a parità di attività somministrata e durata dell'acquisizione ricostruire immagini con un migliore rapporto segnale/rumore. Un altro campo in continua evoluzione e miglioramento per i sistemi SPECT e PET è quello degli algoritmi di ricostruzione; miglioramento della qualità e dell'accuratezza della distribuzione di radioattività delle immagini ricostruite è possibile con algoritmi iterativi 3D in cui vengono integrate le diverse correzioni per l'attenuazione, scatter e risoluzione spaziale.

Nella parte dedicata ai ciclotroni medicali, il dott. A. De Agostini oltre a descrivere i principi fisici di un ciclotrone medicale a bassa-media energia (10-18 MeV) ha anche mostrato importanti aspetti tecnici/gestionali dell'impianto dalle fasi di progettazione/realizzazione alla sua messa in funzione ed esercizio. Ha sottolineato l'importanza della gestione dell'impianto da parte di personale qualificato (fisici, radiochimici ecc.) e della stretta collaborazione richiesta tra le diverse figure professionali per mantenere sia una buona qualità/quantità di produzione dei radiofarmaci sia un altrettanto buon livello di sicurezza dell'impianto stesso.

Nella parte dedicata ai radionuclidi non convenzionali, in forma solida, il dott. M. Matarrese ha presentato quelli di maggiore interesse prodotti con ciclotroni per usi medici (11-18 MeV): Cu-60, Cu-61, Cu-64, In-

110, Y-96 e I-124. Ha descritto le fasi principali della produzione di un radionuclide da target solido: scelta del target ed eventuale arricchimento, costruzione del target, fase di recupero del target irraggiato e metodologie di purificazione del radioisotopo dal metallo di partenza, analisi della purezza chimica e radionuclidica del prodotto finale. La realizzazione di sistemi automatici per la produzione di radionuclidi non convenzionale è argomento di ricerca e di sperimentazione radiochimica.

In chiusura la prof.ssa C. Messa, "il punto di vista del medico nucleare", ha fatto una panoramica delle nuove applicazioni cliniche

SPECT e PET. Il principale interesse è quello di utilizzare nuove molecole marcate come peptidi, recettori, ecc., per potere studiare sempre più nello specifico la funzione di un distretto corporeo e quindi utilizzare l'imaging molecolare non solo per una più accurata diagnosi ma anche per un migliore e rapido inquadramento terapeutico del paziente. In ambito oncologico l'ottimizzazione dei piani di trattamento radioterapici utilizzando l'imaging PET con molecole marcate con il Cu-64 per differenziare le regioni ipossiche non visibili nelle immagini anatomiche CT è sicuramente una delle applicazioni più interessanti tra quelle mostrate.

## Notizie dal Gruppo Regionale Calabria

A cura di G. Scalzo  
*Coordinatore del gruppo*

La Regione Calabria sta vivendo una fase di travaglio in ambito di politica sanitaria ma tuttavia questi ultimi periodi sono stati abbastanza proficui seppure intensi per le problematiche che hanno visto coinvolto il gruppo Regionale AIFM.

### Commissione Regionale per il rinnovo tecnologico

Il gruppo è stato chiamato a far parte della Commissione Regionale per il rinnovo tecnologico delle Aziende Sanitarie ed Ospedaliere.

È stato effettuato il censimento delle apparecchiature radiologiche installate nelle UUOO di Radiologia, Radioterapia e Medicina Nucleare che ha messo in evidenza come il parco tecnologico necessiti di un profondo rinnovo.

L'imponente lavoro svolto ha già comportato l'erogazione di sostanziosi finanziamenti in particolare nel campo della Radioterapia Oncologica e connesse attività di Fisica Medica.

Sono infatti in fase di espletamento numerose gare per l'acquisizione di nuova tecnologia.

### Controllo di qualità in mammografia

La Regione ha chiesto alla UOC di Fisica Sanitaria dell'Azienda Pugliese-Ciaccio da

me diretta il controllo di qualità dei mammografi installati presso le strutture Sanitarie della Regione in considerazione dell'avvio della campagna di screening mammografico.

Il controllo è stato svolto in collaborazione con le strutture di Fisica Sanitaria attualmente operanti sul territorio Regionale.

I risultati di tale controllo formeranno l'oggetto di una giornata di studio che si svolgerà all'inizio dell'anno prossimo.

### Nuovo Piano Sanitario Regionale

Si comunica inoltre che il recente Piano Sanitario Regionale già licenziato dalla competente commissione sanitaria regionale, che attualmente è in dirittura di arrivo, prevede l'istituzione di una struttura complessa di Fisica Sanitaria in ogni Presidio di riferimento delle ASP (le cinque nuove Aziende Sanitarie Provinciali di recente istituzione).

Questo rappresenta indubbiamente un rilevante successo del gruppo Regionale in quanto è stata riconosciuta la valenza delle strutture di Fisica Sanitaria in ambito Ospedaliero.

Le nuove strutture si aggiungeranno ovviamente a quelle attualmente esistenti nelle tre Aziende Ospedaliere (Catanzaro, Cosenza e Reggio Calabria) colmando così una evidente lacuna esistente nella Regione in riferimento alle Regioni del Nord.

# Valutazione, misura e calcolo dei livelli di esposizione dei lavoratori a campi elettromagnetici in ambito sanitario

a cura di Luciano Landoni

Il Corso, tenutosi lo scorso mese di maggio presso la sede di Villa Gagnola a Gazzada, è stato organizzato dalla Scuola Superiore di Fisica in Medicina "P. Caldirola".

Devo confessare che il primo approccio al Corso è stato leggermente traumatizzante: una serie di interventi imperniati sulla normativa e sulle varie tracce di linee guida internazionali che di fatto sembravano essere una sequela di nozioni scarsamente utili. Ma ho dovuto ricredermi, tutte queste informazioni sono basilari per un approccio ad un settore che per noi (o quanto meno per me!) sono abbastanza nuovi.

La parte relativa ai principi di funzionamento delle varie tipologie di apparecchiature che utilizzano le radiazioni non-ionizzanti in ambito sanitario è risultata sintetica e sufficientemente propedeutica ad un approfondimento da parte di chi fosse interessato ad

uno dei settori specifici oggetto degli interventi.

Direi che la ciliegina sulla torta che mi ha consentito di esprimere un parere positivo sul Corso nel suo insieme, è stata la sessione finale a gruppi dove è stato effettuato un confronto incrociato nell'ambito di due "role playing" tra valutazione dei rischi e verifica ispettiva. In questa sessione si è avuta la misura reale dei termini del problema del rischio nell'ambito dell'utilizzo delle radiazioni non-ionizzanti in campo sanitario: come valutarlo e come affrontare in maniera pratica le problematiche ad esso connesse. È proprio sulla base di queste considerazioni, che mi permetto di suggerire agli organizzatori delle prossime edizioni del Corso di lasciare più spazio a questa tipologia di lavoro a gruppi, che a mio parere è essenziale per chiarire molti dubbi e per un proficuo scambio di esperienze tra discenti e docenti.

**SAPIENZA**  
UNIVERSITÀ DI ROMA  
Iniziative Culturali e Sociali  
proposte dagli Studenti

# SANITÀ

ASSICURAZIONE DI QUALITÀ  
E RADIOPROTEZIONE  
LA CENTRALITÀ DEL PAZIENTE

ROMA, 2 LUGLIO 2009 • ORE 8.30 - 13.30, AULA "CARLO CONTI"  
V. CLINICA MEDICA POLICLINICO UMBERTO I - UNIVERSITÀ DI ROMA "LA SAPIENZA"

**PROGRAMMA**

**MODULO 1: FISIOPATOLOGIA**  
Moderatore: VIRGINIA FRANCONI  
1.1.1. Introduzione  
1.1.2. Fisiopatologia

**MODULO 2: RADIOPROTEZIONE**  
Moderatore: MARCO MARINO  
2.1.1. Radiazioni ionizzanti  
2.1.2. Radiazioni non ionizzanti

**MODULO 3: QUALITÀ ASSISTENZIALE**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
3.1.1. Qualità assistenziale  
3.1.2. Sicurezza

**MODULO 4: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: ALESSANDRO ERICCI  
4.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
4.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 5: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
5.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
5.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 6: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
6.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
6.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 7: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
7.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
7.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 8: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
8.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
8.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 9: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
9.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
9.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 10: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
10.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
10.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 11: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
11.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
11.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 12: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
12.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
12.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 13: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
13.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
13.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 14: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
14.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
14.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 15: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
15.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
15.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 16: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
16.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
16.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 17: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
17.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
17.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 18: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
18.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
18.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 19: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
19.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
19.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 20: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
20.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
20.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 21: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
21.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
21.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 22: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
22.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
22.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 23: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
23.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
23.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 24: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
24.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
24.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 25: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
25.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
25.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 26: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
26.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
26.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 27: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
27.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
27.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 28: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
28.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
28.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 29: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
29.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
29.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 30: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
30.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
30.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 31: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
31.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
31.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 32: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
32.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
32.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 33: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
33.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
33.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 34: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
34.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
34.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 35: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
35.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
35.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 36: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
36.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
36.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 37: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
37.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
37.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 38: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
38.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
38.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 39: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
39.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
39.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 40: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
40.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
40.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 41: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
41.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
41.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 42: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
42.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
42.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 43: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
43.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
43.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 44: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
44.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
44.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 45: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
45.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
45.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 46: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
46.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
46.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 47: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
47.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
47.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 48: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
48.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
48.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 49: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
49.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
49.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 50: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
50.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
50.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 51: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
51.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
51.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 52: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
52.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
52.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 53: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
53.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
53.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 54: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
54.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
54.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 55: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
55.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
55.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 56: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
56.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
56.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 57: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
57.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
57.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 58: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
58.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
58.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 59: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
59.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
59.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 60: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
60.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
60.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 61: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
61.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
61.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 62: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
62.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
62.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 63: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
63.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
63.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 64: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
64.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
64.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 65: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
65.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
65.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 66: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
66.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
66.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 67: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
67.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
67.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 68: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
68.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
68.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 69: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
69.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
69.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 70: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
70.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
70.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 71: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
71.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
71.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 72: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
72.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
72.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 73: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
73.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
73.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 74: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
74.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
74.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 75: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
75.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
75.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 76: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
76.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
76.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 77: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
77.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
77.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 78: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
78.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
78.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 79: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
79.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
79.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 80: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
80.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
80.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 81: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
81.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
81.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 82: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
82.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
82.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 83: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
83.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
83.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 84: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
84.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
84.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 85: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
85.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
85.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 86: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
86.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
86.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 87: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
87.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
87.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 88: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
88.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
88.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 89: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
89.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
89.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 90: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
90.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
90.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 91: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
91.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
91.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 92: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
92.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
92.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 93: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
93.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
93.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 94: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
94.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
94.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 95: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
95.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
95.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 96: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
96.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
96.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 97: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
97.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
97.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 98: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
98.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
98.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 99: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
99.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
99.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

**MODULO 100: RADIOPROTEZIONE IN AMBITO SANITARIO**  
Moderatore: LUIGI CARALI  
100.1.1. Radioprotezione in ambito sanitario  
100.1.2. Radioprotezione in ambito sanitario

# Sanità: assicurazione di qualità e radioprotezione. La centralità del paziente

a cura di Virginia Francione

L'iniziativa culturale "Sanità: assicurazione di qualità e radioprotezione. La centralità del paziente" che ha avuto luogo il 2 luglio 2009 a Roma, presso l'aula Carlo Conti - Dipartimento di fisiopatologia Policlinico Umberto I, è stata organizzata nell'ambito dei progetti promossi dagli studenti dell'Università "La Sapienza" e ha avuto l'obiettivo di creare un incontro ed un momento di confronto tra le diverse figure professionali del settore sanitario e della radioprotezione, come specialisti in fisica medica e medici specialisti, al fine di comprendere i ruoli e l'integrazione dei ruoli per l'assicurazione di qualità nelle prestazioni sanitarie.

Infatti l'efficienza in una prestazione sanitaria, la tutela della salute e l'organizzazione delle strutture sanitarie stanno diventando sempre più tematiche fondamentali nella vita di ogni cittadino. La ricerca di qualità nei servizi sanitari trova indicazione nella legislazione vigente (D.Lvo 502 e 517), negli stimoli esterni rappresentati dai movimenti di tutela dei cittadini, nella stessa tecnica aziendale. La risorsa umana è pertanto fondamentale nella realizzazione di tutti i Sistemi Qualità. La qualità è data da tre componenti fondamentali: conoscenza tecnico professionale, capacità organizzativa e relazionale. Il modello di qualità comporta un rapporto nuovo con il paziente, che non solo deve essere informato e responsabilizzato per partecipare in modo autonomo alle decisioni, ma deve essere considerato come "cliente", che oltre ad avere diritti da rivendicare, deve anche essere soddisfatto (*Qualità e Radioprotezione in Medicina Nucleare - Lucio Mango- Servizio di Medicina Nucleare A.O. "S.Camillo-Forlanini" - ROMA*).

La qualità dell'assistenza sanitaria richiede inoltre efficacia, efficienza economica ed appropriatezza, che riguarda in particolare gli aspetti tecnici: la scelta dell' esame, la compilazione della richiesta, le modalità di preparazione e trasporto, l'accettazione, l'esecuzione del test, nonché la refertazione. La correttezza in tutte queste fasi rappresenta il presupposto essenziale per produrre risultati attendibili e assicurare la qualità diagnostica (Norme ISO 15189) (*Il punto di vista del radiologo per un miglioramento nella collaborazione tra Medico e Fisico Medico - Corrado Bibbolino, Direttore Dipartimento Diagnostico IRCCS INMI "Lazzaro Spallanzani", Direttore della Rivista Il Radiologo*).

La gestione della qualità nella medicina nucleare ha come primo requisito richiesto un adeguato organigramma funzionale e nominativo con identificati compiti e responsabilità, composto da: responsabile generale della medicina nucleare, responsabile dell'assicurazione qualità, responsabile di operazioni di preparazione, responsabile dei controlli di qualità (*La situazione delle UU.OO. Di Medicina Nucleare del Lazio rispetto all'entrata in vigore delle NBP- Dott. Riccardo Schiavo Delegato Regionale AIMN U.O. Medicina Nucleare - Ospedale Belcolle - Viterbo*).

La qualità in medicina nucleare è ottenuta mediante i processi gestionali che prevedono

la gestione delle risorse umane, delle tecnologie sanitarie, del sistema informativo, dell'approvvigionamento radionuclidi, dello smaltimento rifiuti radioattivi (*Qualità e Radioprotezione in Medicina Nucleare - Lucio Mango- Servizio di Medicina Nucleare A.O. "S.Camillo-Forlanini" - ROMA*).

Nella radioprotezione l'assicurazione di qualità prevede controlli sulle apparecchiature, sul software di gestione delle apparecchiature, sul sistema di trasmissione dati (DICOM RT) ed anche sui Treatment Planning Systems, affinché si abbia miglioramento nella gestione del sistema, nella comunicazione, nella sicurezza. Si possono prevenire le esposizioni accidentali attraverso l'organizzazione, la formazione, l'Acceptance testing and commissioning (validazione dell'apparecchiatura e del suo utilizzo in condizioni cliniche prima di iniziare il trattamento del paziente), Follow-up of equipment faults (la mancanza del follow-up nel caso di un malfunzionamento non ben compreso può comportare possibile esposizione incidentale fatale).

Il punto fondamentale è che il paziente abbia un ruolo centrale ed il diritto di ricevere il trattamento ottimale (*L'assicurazione di qualità e la radioprotezione del paziente: lo stato dell'arte e le nuove raccomandazioni- Lidia Strigari Lab. Fisica Medica e Sistemi Esperti IRE IFO*).

Nuove metodiche radioterapiche sono state sviluppate negli ultimi anni per ottenere una possibile guarigione parziale o totale e/o un miglioramento della qualità della vita dei pazienti che, trattati con le radiazioni ionizzanti, corrono il rischio di sviluppare tumori secondari. Le nuove metodiche radioterapiche da considerare con particolare attenzione sono: Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), Proton Therapy, Image-Guided Radiation Therapy (IGRT), Tomotherapy, Adaptive Radiation Therapy. (*La radioprotezione del paziente nelle nuove metodiche radioterapiche - Antonella Soriani Laboratorio di Fisica Medica e Sistemi Esperti IFO - Istituto Regina Elena, Roma*).

Un miglioramento di qualità di vita in radioterapia curando i sintomi legati al tumore o alle sue metastasi avendo come target la malattia macroscopica e/o parte responsabile dei sintomi può essere raggiunto attraverso la radioterapia palliativa. La RT palliativa

è utile in quanto con poche sedute è in grado di migliorare i sintomi legati al tumore primitivo o alle sue metastasi, ridurre il dolore, in modo da permettere al paziente di ridurre i farmaci analgesici e di evitare i loro effetti collaterali (stanchezza, stipsi, sonnolenza e alterazione dello stato di coscienza). La RT palliativa ha un maggior potere tumoricida dovuto alle alte dosi per frazione rispetto alle dosi convenzionali, una diminuzione della probabilità di ripopolazione del tessuto tumorale in corso di trattamento; lo svantaggio è una maggiore tossicità e quindi un aumento degli effetti tossici sui tessuti sani, in particolare di quelli tardivi, legati al danno di tessuti (polmone, midollo, encefalo) a lenta replicazione. Un ambulatorio di radioterapia palliativa rapida, serve per ottimizzare la gestione dei pazienti con malattia neoplastica in fase avanzata, per permettere cure tempestive e rapide, per consentire di prenotare, essere visitati e se indicato, iniziare il trattamento radiante entro 7-10 giorni. Nell'Azienda Complesso Ospedaliero San Filippo Neri è presente un ambulatorio di radioterapia sintomatica rapida. In un anno di lavoro (giugno 08 – giugno 09) sono stati svolti 186 trattamenti di cui 131 metastasi ossee, 40 metastasi cerebrali, 9 SVCS, 6 miscellanea. Per le metastasi ossee il 62% è stato trattato con 20 Gy/5 Fr, ed il 38% con 8 Gy/1 Fr, il tempo medio alla risposta è di 20 gg, la durata media della risposta è di 28 settimane e nel 60% dei pazienti la risposta sul sintomo si mantiene fino al decesso (*Esperienza di un Ambulatorio di Radioterapia Palliativa Rapida - Maria Alessandra Mirri Direttore UOC Radioterapia ACO San Filippo Neri, Roma*).

Tuttavia un miglioramento della qualità di vita di un paziente non può essere raggiunto soltanto attraverso una nuova tecnologia, ma necessita di un progetto di "umanizzazione della prestazione", che prevede: accoglienza e confort in sede tramite trasporto dal proprio domicilio, impatto ambientale (arredi, opere artistiche e fotografiche, filodiffusione, tv, sala proiezione film, servizi durante e dopo la terapia), sportello informativo e disbrigo pratiche, gruppi di auto sostegno con attività connesse, concerti musicali, programmi di recupero psicofisico per pazienti fragili.

Tale progetto è già attivo nell' U.O. Com-

plexa radioterapia oncologica dell' AUSL di Rieti (*Garanzia di qualità in radioterapia: il punto di vista del radioterapista - Mario Santarelli Direttore UOC Radioterapia Oncologica Ospedale "S. Camillo de Lellis", Rieti*).

In un team multiprofessionale, composto da radioterapisti, fisici medici, medici nucleari, radiologi, ingegneri e tecnici, per raggiungere elevati standard di qualità è essenziale che vi sia una sinergia tra le diverse figure professionali delle aziende sanitarie, impegnandole a vario titolo nei processi di

assicurazione di qualità e nel processo di ottimizzazione della gestione dei pazienti e delle loro esigenze. Questo richiede uno sforzo di coordinamento e di collaborazione affinché l'interscambio scientifico-formativo e la condivisione nel sostegno metodologico applicativo, possano garantire il diritto alla salute e alla cura di ogni uomo. La stretta collaborazione e l'assicurazione del raccordo tra i servizi di fisica sanitaria e i servizi medico specialistici nelle strutture sanitarie pubbliche e private, sono presenti nella proposta di Legge Regionale "*Disciplina dei Servizi di Fisica Sanitaria presso le strutture sanitarie pubbliche e private*" Canali, Peduzzi, Maselli.

Affinché inoltre il fisico medico possa esprimere la sua professionalità e interagire positivamente con le altre figure professionali dell'area sanitaria, è necessario che egli acquisisca un'adeguata formazione attraverso la Specializzazione in Fisica Medica, che prevede oltre agli obiettivi formativi di base anche quelli specialistici (terapie radianti; diagnostica per immagini; radioprotezione; sistemi informativi ospedalieri) (*La collaborazione tra Medico e Fisico Medico per il miglioramento della qualità: il punto di vista delle associazioni nella valutazione e ottimizzazione delle dosi - Danilo Aragno UOC Fisica Sanitaria Azienda Ospedaliera "S. Camillo - Forlanini", Roma, Coordinatore Gruppo Interregionale AIFM Lazio Abruzzo Molise*).

Ciò che forma un professionista non è solo una formazione scientifica ma anche sociale ed umana, ed è per questo che è importante creare tali iniziative, per potersi confrontare ed arricchirsi anche attraverso le diverse esperienze, affinché il miglioramento della qualità sia nel presente del paziente, ma anche nel suo futuro.

# La Scuola di Specializzazione in FISICA MEDICA dopo il D.M. di riassetto delle Scuole dell'Area Sanitaria

Alberto Del Guerra

Presidente della Conferenza dei Direttori delle Scuole di Specializzazione in Fisica Medica  
Dipartimento di Fisica "E.Fermi", Università di Pisa

## Indice

1. Premessa
2. Il decreto di riassetto delle Scuole di Specializzazione dell'Area Sanitaria
3. Le Scuole di Specializzazione in Fisica Medica
4. Problemi attuali
5. Prospettive future
6. Ringraziamenti

## 1. Premessa

L'inizio del riordino e dell'armonizzazione didattica – professionale delle Scuole di Specializzazione in Fisica Sanitaria (SSFS) risale al 1997 con il decreto del MURST, che trasformava le SSFS da biennali in quadriennali, e il DM 509/99 di riforma degli studi universitari (il cosiddetto: 3+2). I direttori delle Scuole esistenti (Bologna, Calabria, Catania, Firenze, Genova, Messina, Milano, Napoli, Pisa, Roma La Sapienza, Roma Tor Vergata, Roma Università Cattolica, Torino) su iniziativa del professor Giancarlo Gialanella<sup>1</sup> decisero di riunirsi per coordinare i programmi didattici e la formazione professionale degli specializzandi, e soprattutto per affrontare congiuntamente il problema della mancanza di borse di studio per gli iscritti. In particolare fu deliberato dai direttori presenti che: *“Poiché gli specializzandi sono impegnati a tempo pieno, la frequenza dovrebbe essere associata a una forma di retribuzione (borsa, contratto, ecc.) anche non istituzionalmente assegnata per la frequenza della Scuola, ma comunque per attività compatibili con le finalità della scuola. Il bando di ammissione può prevedere un numero di posti superiore al numero di borse assegnate alla scuola, in modo che tutti gli idonei possano accedere ad altre fonti di retribuzione”*.

Come si vedrà anche nel seguito, questa battaglia per la retribuzione non è purtroppo ancora terminata!

Il 30 ottobre 2001 i direttori delle scuole costituirono ufficialmente il Collegio dei Direttori, ora *Conferenza dei Direttori-CONDIR* (anticipando di fatto quanto poi sarebbe stato richiesto a tutte le tipologie di scuole di specializzazione), quale organismo di coordinamento e d'indirizzo sulle questioni di carattere generale riguardanti le Scuole. Il prof. G. Gialanella fu eletto Presidente del CONDIR. La conferenza in stretta collaborazione con l'AIFM si è occupata attivamente del riordino della Scuola in vista del previsto suo inserimento nell'Area Sanitaria. Una prima bozza di riordino fu approvata nell'Aprile 2002, mantenendo la scuola di fatto a 4 anni con accesso consentito ai soli laureati in Fisica (laurea in fisica vecchio ordinamento o laurea Specialistica della classe 20 S -FISICA).

Nel frattempo è continuata la battaglia per l'attribuzione di borse ai laureati non medici. Il professor Gialanella, la Conferenza dei Direttori, l'AIFM, e lo SNABI, a vario titolo, rinnovano la richiesta tramite lettere, contatti personali, richieste ufficiali. Nonostante la buona volontà dei funzionari ministeriali responsabili, il 25 giugno 2002 il MIUR

<sup>1</sup> Molte delle informazioni di questo paragrafo sono riprese dalla relazione di fine mandato del prof. Giancarlo Gialanella come presidente del Condir (dal 30 Ottobre 2001 al Febbraio 2009).

comunica ai rettori che: *“Il Ministero della Salute, competente a predisporre il documento di programmazione, d’intesa con questo Ministero e con il Ministero dell’Economia e delle Finanze, sentita la Conferenza Stato-Regioni, in considerazione delle difficoltà anche di ordine finanziario derivanti dall’applicazione del citato art. 8 della L. 401/2000, ha segnalato di rinviarne l’attuazione al prossimo anno accademico.*

*Si è pervenuti pertanto alla determinazione di definire la programmazione di cui al precitato art. 8 della legge n. 401/2000 per l’A.A. 2002/2003 sulla base delle proposte già assentite”.*

In buona sostanza gli specializzandi in Fisica sanitaria saranno ancora per l’A.A. 2002-2003 senza borsa!

Nel frattempo il CUN approva definitivamente il riordino delle Scuole di Specializzazione dell’Area Sanitaria (14 aprile 2005) ed il 1 agosto 2005, il MIUR emette il DM *“Riassetto delle Scuole di Specializzazione di Area Sanitaria”*.

## 2. Il decreto di **“Riassetto delle Scuole di Specializzazione di Area Sanitaria”**

Sulla base del decreto Ministeriale del 1° Agosto 2005, *“Riassetto delle Scuole di Specializzazione di Area Sanitaria”* pubblicato sulla G.U. del 5 Novembre 2005, le Scuole di Specializzazione di Area Sanitaria sono raggruppate come segue:

- **AREA MEDICA**

Classi: Medicina clinica generale, medicina specialistica, neuroscienze e scienze cliniche del comportamento, medicina clinica dell’età evolutiva.

- **AREA CHIRURGICA**

Classi: Chirurgie generali, chirurgie specialistiche, chirurgie del distretto testa e collo, chirurgie cardio-toraco-vascolari

- **AREA SERVIZI CLINICI**

**SOTTO-AREA DEI SERVIZI CLINICI  
DIAGNOSTICI E TERAPEUTICI**

Classi: Medicina diagnostica e di laboratorio, diagnostica per immagini e radioterapia, servizi clinici specialistici, servizi clinici biomedici, specializzazioni in odontoiatria.

**SOTTO-AREA DEI SERVIZI CLINICI  
ORGANIZZATIVI E DELLA SANITÀ  
PUBBLICA**

Classi: Sanità pubblica, area farmaceutica, *fisica sanitaria*, area veterinaria.

Alla Classe della Fisica Sanitaria afferisce la sola scuola di Fisica Medica. Pertanto sulla base di tale decreto tutte le Scuole di Specializzazione in Fisica Sanitaria dovevano essere riordinate in **Scuole di Specializzazione in Fisica Medica** della classe di *“Fisica Sanitaria”* della Sotto-area dei *“Servizi Clinici Organizzativi e della Sanità Pubblica”* dell’area dei *“Servizi Clinici”* delle **Scuole di Specializzazione di Area Sanitaria**.

Affinché il nuovo ordinamento di una scuola sia approvato, deve anche rispettare la *“Definizione degli standard e dei requisiti minimi delle scuole di specializzazione”*, come indicata del decreto del 29 marzo 2006, pubblicato sulla G.U. del 8 Maggio 2006. In pratica la Scuola deve poter usufruire delle strutture assistenziali adeguate che assicurino la preparazione professionale del numero di iscritti previsto. Questa richiesta ha fatto sì che le scuole dovessero essere non solo approvate per quanto concerne l’ordinamento, ma anche accreditate per quanto concerne le strutture. Ne è derivato un ritardo cosmico, per cui solo nel Dicembre 2008 e’ stata resa nota dal Ministero la lista delle scuole di specializzazione dell’area sanitaria istituite dopo vari passaggi e modifiche.

## 3. Le Scuole di Specializzazione in Fisica Medica

Per l’istituzione delle scuole di specializzazione in Fisica Medica è stato quindi necessario procedere da parte degli organi accademici e successivamente da parte del MIUR (sentito il CUN e l’osservatorio Nazionale delle Scuole di Specializzazione) all’approvazione del loro nuovo **ordinamento**, che doveva essere coerente con le indicazioni del DM di riassetto e con il DM degli standard minimi.

Le principali novità rispetto alla situazione precedente sono:

- Non si chiama più Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria, bensì *Scuola di Specializzazione in Fisica Medica*
- Non sono più ammessi indirizzi per la Scuole [ *L’indirizzo di Fisica Ambientale che alcune Scuole avevano è soppresso* ]
- I corsi si articolano su 4 anni per 240 Crediti Formativi Universitari (CFU) [ *Viene quindi introdotto il sistema dei*

CFU come per i corsi di laurea e la scuola è a tempo pieno giacché 60 CFU corrispondono ad un anno solare di impegno formativo].

- La scuola di Fisica Medica afferisce alla Facoltà di Medicina e Chirurgia ed al suo funzionamento concorre anche la Facoltà di Scienze MM.FF.NN.

[È resa obbligatoria l'afferenza alla Facoltà di Medicina].

- Come per le altre scuole le attività vengono divise in attività di base, attività caratterizzanti, attività affini ed integrative, attività elettive a scelta dello studente, con almeno il 70% dei crediti dedicati ad attività professionalizzanti

[Viene data una grande importanza alle attività professionalizzanti].

Al momento attuale sono state riordinate tutte le 15 scuole di vecchia Istituzione: Bologna, Catania, Firenze, Genova, L'Aquila, Messina, Milano Statale, Napoli, Padova, Palermo, Pisa, Roma La Sapienza, Roma Tor

Vergata, Roma Cattolica, Torino. Ci sono inoltre 4 nuove scuole, istituite direttamente secondo con il nuovo ordinamento: Ancona, Bari, Cagliari, Magna Grecia.

Dopo il riordinamento, per essere attivata ogni scuola deve dotarsi di un **Regolamento** e successivamente, se decide di aprire i corsi, di un **manifesto degli studi**.

Sulla base delle indicazioni del CONDIR nella riunione del 20-03-09 a Pisa, è stato rielaborato il documento originario ("Contenuti e Quadro delle Attività della Scuola di Specializzazione in Fisica Medica" approvato dal CONDIR nella riunione del CONDIR di Firenze del 21 ottobre 2005) cercando di aggiornarlo, semplificarlo e di renderlo più maneggevole. Naturalmente tali indicazioni devono essere coerenti con quanto indicato nell'ordinamento quadro del DM 1° Agosto 2005 (vedi tabella 1)

Le raccomandazioni del CONDIR sono presentate in tabella 2, dove la maggior diversificazione è l'indicazione che dei 168

**Tabella 1 (adattata dal decreto 1° Agosto 2005)**

| Attività             | CFU | Tipologia   |
|----------------------|-----|---|
| Di base              | 10  | Solo didattica formale o seminariale.   |
| Caratterizzanti      | 195 | 168 CFU di tirocinio-professionalizzanti (70% di 240) e 27 CFU di didattica formale o seminariale.<br>{Di questi 195, 58 devono essere del tronco comune e 137 CFU delle discipline specifiche della tipologia fisica medica} |
| Affini o integrative | 15  | Solo didattica formale o seminariale.   |
| Altre                | 5   | Conoscenze linguistiche, abilità informatiche   |
| Per la prova finale  | 15  | Preparazione e stesura dell'elaborato finale  |
| TOTALE               | 240 |   |

**Tabella 2 (Raccomandazioni del CONDIR))**

| Attività             | CFU | Tipologia  |
|----------------------|-----|--|
| Di base              | 10  | Solo didattica formale o seminariale.  |
| Caratterizzanti      | 195 | 168 CFU di tirocinio-professionalizzanti (70% di 240) [di cui 45 rivolti alla ricerca] e 27 CFU di didattica formale o seminariale.<br>{Di questi 195, 58 devono essere del tronco comune e 137 CFU delle discipline specifiche della tipologia fisica medica} |
| Affini o integrative | 15  | Solo didattica formale o seminariale.  |
| Altre                | 5   | Conoscenze linguistiche, abilità informatiche (didattica formale o seminariale)  |
| Per la prova finale  | 15  | Preparazione e stesura dell'elaborato finale   |
| TOTALE               | 240 |  |

CFU di tirocinio-professionalizzanti, 45 CFU siano dedicati ad attività di ricerca professionalizzanti nel campo della fisica medica.

Sono stati inoltre valutati i pesi relativi per l'insegnamento/la formazione nelle 4 maggiori aree della Fisica medica, che sono esplicitati nella Tabella 3. Il numero di CFU è indicato con delle forchette e la raccomandazione è che la scelta di ciascuna sede dovrebbe rientrare nelle forchette proposte.

Dovranno essere comunque rispettati i limiti delle tabelle del decreto 1 agosto 2005.

**Tabella 3 (dettaglio dei vari CFU)**

| Attività                         | CFU        | TIROCINIO  | LEZIONI   |
|----------------------------------|------------|------------|-----------|
|                                  |            | CFU        | CFU       |
| <b>Totale caratterizzanti</b>    | <b>150</b> | <b>123</b> | <b>27</b> |
| Terapie radianti                 | 50-60      | 40-55      | 5-12      |
| Diagnostica immagini             | 50-60      | 40-55      | 5-12      |
| Sistemi informativi              | 5-10       | 3-9        | 1-2       |
| Radioprotezione                  | 20-30      | 15-28      | 2-6       |
| <b>Di base</b>                   | <b>10</b>  | <b>0</b>   | <b>10</b> |
| <b>Affini e integrative</b>      | <b>15</b>  | <b>0</b>   | <b>15</b> |
| <b>Altre</b>                     | <b>5</b>   |            | <b>5</b>  |
| <b>Ricerca (caratterizzanti)</b> | <b>45</b>  | <b>45</b>  |           |
| <b>Elab Prova Finale</b>         | <b>15</b>  |            |           |
| <b>GRAN TOTALE</b>               | <b>240</b> | <b>168</b> | <b>57</b> |

Inoltre sono stati anche definiti i programmi di massima che dovrebbero essere svolti per ciascuna area.

Nella riunione del 20 Marzo 2009, il CONDIR ha unanimemente approvato la seguente delibera:

*“Il CONDIR auspica che, compatibilmente con le necessità di ogni singola sede, le prove di ammissione abbiano inizio nella stessa data su tutto il territorio nazionale. Per permettere la preparazione e l’emanazione dei bandi nelle varie sedi, e tenuto conto dei previsti termini di legge, suggerisce come data il 23 Giugno 2009 alle ore 9.00. Il CONDIR auspica inoltre che la prova di ammissione abbia la stessa modalità per tutte le sedi con una prima prova basata su argomenti di cultura generale in fisica seguita da un colloquio orale. Auspica infine che la prima prova, ove*

*possibile, consista in una prova a domande a risposta multipla.”*

Le scuole si sono mosse in ordine sparso nelle varie Università. In generale i regolamenti sono stati emanati di concerto con le altre scuole dell’area sanitaria e quindi risentono nella loro formulazione delle differenti indicazioni locali. L’attivazione della scuola di specializzazione in Fisica Medica non è avvenuta quest’anno per tutte le sedi. Alcune hanno preferito aspettare un anno, altre avevano già fatto i concorsi di ammissione secondo il vecchio ordinamento ed hanno dovuto attuare modifiche ad “hoc”. Al momento attuale non ho un quadro completo delle scuole attivate e degli iscritti. Un’indagine conoscitiva è in corso.

#### 4. Problemi attuali

Il 23 dicembre 2005 la Finanziaria 2006 (art.1 c. 302) fa partire i contratti di formazione specialistica per i medici dall’A.A. 2006-07. Nonostante il nuovo riassetto delle scuole equipari in tutto e per tutto gli specializzandi in fisica medica a quelli laureati in medicina iscritti alle altre scuole dell’area sanitaria, la situazione delle borse/contratti per gli iscritti è ancora in alto mare. Ad una richiesta ufficiale del Prof. Gialanella, un dirigente del MdS così risponde il 12 dicembre 2006: *“..... A riguardo si fa presente che l’art. 8 della legge 401/00, incidendo su di una materia disciplinata da dettagliata normativa comunitaria e indirizzata alla sola categoria dei medici, non ha ancora potuto trovare puntuale attuazione nel nostro ordinamento. ....Pertanto allo stato attuale, questo Ministero prende atto del fabbisogno comunicato dalla S.V. relativamente alla categoria dei Fisici sanitari, ricordando nel contempo che la determinazione e il riparto delle borse di studio sarà effettuata unicamente per le specializzazioni rientranti nell’elenco di cui al d.l. 368/99, ....”*.

Note ulteriori del CONDIR, AIFM e SNABI per chiedere l’applicazione del Titolo VI “Formazione dei medici specialisti” del D.lgs. 368/99 alla formazione di tutti gli specialisti (anche quelli non medici) che frequentano le Scuole di Specializzazione elencate nel D.M. 1 agosto 2005 del MiUR “Riassetto delle Scuole di specializzazione di area sanitaria” ricevono questa risposta indirizzata al presidente del CONDIR da parte del dr. Leonardi, direttore generale MdS in data 11 settembre

2008 “ ..... le note da Lei citate sono arrivate. Io ho predisposto per il Sottosegretario e per l'Ufficio di Gabinetto la nota informativa di cui Le avevo parlato. Ho la sensazione che vi sia una certa attenzione politica. La terrò informata sugli sviluppi.”

Purtroppo siamo ancora in attesa degli sviluppi!!

## 5. Prospettive future

È stato istituito il sito web del CONDIR <http://cssfm.df.unipi.it/> che sarà continuamente aggiornato, e su cui si potranno trovare tutte le notizie importanti sulle scuole. Sulla base dello statuto del CONDIR è stato istituito il comitato di presidenza cui sono stati chiamati a far parte per elezione il direttore della Scuola di Firenze (Franco Fusi) e quello della Scuola di Milano (Marie Claire Cantone), e per co-optazione il prof. G. Gialanella in qualità di esperto.

Si ritiene inoltre importante accrescere la visibilità scientifica locale e nazionale delle

scuole e questo deve essere fatto assieme all'AIFM ed eventualmente anche all'AIIRP ed agli Enti locali. Sulla base di una divisione dei compiti tra i membri del comitato di presidenza è stato dato mandato alla prof. Cantone di organizzare la prima manifestazione annuale probabilmente da tenersi nel mese di Novembre a Milano. La prossima riunione del CONDIR si terrà in concomitanza con tale manifestazione nazionale.

## 6. Ringraziamenti

Devo ringraziare tutti i direttori presenti, attuali e anche futuri, che dedicano il loro tempo e le loro energie alla razionalizzazione ed ottimizzazione delle scuole di specializzazione in Fisica Medica ed in particolare voglio pubblicamente riconoscere il lavoro prezioso ed infaticabile svolto dal Professor Gialanella negli ultimi 8 anni. Non credo che saremmo così a buon punto nella definizione delle nostre scuole se Giancarlo non si fosse impegnato in prima persona costantemente, con competenza e passione!

## IL TERREMOTO A L'AQUILA

Nella stesura delle Norme di Radioprotezione o del Regolamento di Sicurezza di un'apparecchiatura a risonanza magnetica è pratica comune considerare il caso in cui, tra le varie emergenze previste, si verifichi un evento tellurico.

Il più delle volte però, si tratta di una circostanza assai remota, che viene considerata per completezza e solo dopo aver ben pianificato gli interventi da attuare in caso di situazioni d'emergenza il cui accadimento si ritiene essere assai più probabile.

Purtroppo non è sempre così e la cronaca degli ultimi mesi ce lo conferma.

Il sisma che ha colpito l'Aquila ha seriamente danneggiato strutture e attrezzature sanitarie e scientifiche, e questo, in taluni casi, ha comportato una conseguente situazione di pericolo alla quale i nostri

colleghi hanno dovuto (e devono tutt'ora) fare fronte.

Grazie all'interessamento di Danilo Aragno, Coordinatore del Gruppo Interregionale Lazio-Abruzzo-Molise, siamo riusciti a contattare Marcello Alecci, professore associato di Fisica Applicata presso la Facoltà di Biotecnologie dell'Università degli Studi di L'Aquila. La situazione che ci è stata presentata è assai critica: le circa 10000 scosse che si sono succedute non hanno dato tregua e non è al momento in grado di poter dare indicazioni utili sugli effetti prodotti, a causa dell'impossibilità di accedere all'interno di strutture dichiarate inagibili. L'apparecchiatura sperimentale di risonanza magnetica da 2.35 T, per fortuna, ha resistito e non si è verificato il temuto *quench*. È stato addirittura possibile continuare a provvedere al rabbocco periodico di azoto ed elio, ma non si è ancora avuta la possibilità di eseguire le prove di qualità per verificare le prestazioni. Per avere un'i-

dea della situazione, ci ha inviato una foto dei locali adiacenti alla risonanza magnetica.

A lui e a tutti gli altri colleghi impegnati nella ricostruzione va tutta la nostra solidarietà, nella speranza che la fase di emergenza possa presto considerarsi superata e possa cominciare una fase di riflessione sulla drammatica esperienza alla quale il Periodico darà tutto lo spazio necessario.

*Il Comitato di Redazione*



## Scuola di Specializzazione in Fisica Medica di Torino

Esame d'ammissione -A. A. 2008-2009

Titoli dei temi estratti

### Fisica

1. I meccanismi di propagazione del calore
2. Il dualismo onda-particella: alcune evidenze sperimentali

### Fisica Medica

1. Le applicazioni dei raggi X in diagnostica
2. Sorgenti di radiazione in medicina

## RIASSUNTI DELLE TESI DI SPECIALIZZAZIONE DISCUSSE PRESSO L'UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI TORINO ANNO ACCADEMICO 2008-2009

### DIAGNOSTIC IMAGES FUSION: EVALUATION OF THE PERFORMANCES OF A COMMERCIAL DEVICE AND STUDY OF FEASIBILITY OF NEW APPLICATIONS

SONIA BALBIS

Relatore Caterina GUIOT

Controrelatore Stephane CHAUVIE

Different techniques may be used at the same time in various contexts, e.g. in the treatment of liver cancer through percutaneous procedures, to improve and increase diagnostic quality. Computed tomography, MR and ultrasounds are complementary, as the former allows for a more accurate localization of the lesions and the latter for a real time analysis of the structures involved. Liver biopsies are, therefore, usually performed under ultrasound guidance and the CT/MR images are added whenever the lesions are not clearly detectable.

Optimization of the different techniques can be done by co-registrating the corresponding images and performing their 'fusion', i.e. by superposing the images of the same anatomical region with the aid of a common set of 'reference points' or markers.

This study investigated the accuracy of a commercial 'fusion imaging' ultrasound system, which combines ultrasound with CT or MR images and is presently operating in the Radiology Department of the Regional Hospital of Aosta, Italy, to perform liver biopsies and RF ablations. Investigations were carried out using an anthropomorphic abdominal phantom. Two different fusion procedures were compared, e.g. external markers versus anatomical markers, with the aim of determining which of the two techniques was the more efficient and accurate. The inter and intra-operator reproducibility of the fusion procedure was also tested. Lastly, some preliminary results of imaging fusion from two patients were reported.

In conclusion, it was observed that the accuracy of the results for both for CT and MR images is operator-skill dependent. Therefore, it is important to have adequately prepared personnel. To this aim, training with the multimodality phantom may be very useful.

As previously observed in the literature about conventional co-registration techniques, also in our specific situation the external marker registration method was faster and easier and smaller errors in identifying the corresponding points were done,

even if the specific skin markers are to be applied on the patient before the CT/MR acquisitions.

Finally, the second part of this thesis is related to a feasibility study of a fusion algorithm between ultrasound and mammographic images, with the aim of directly comparing the two images on the same screen, making the detection of malignant lesions easier and more accurate and possibly

avoiding unnecessary biopsies.

Actually, we have started a preliminary investigation of anthropomorphic phantoms detectable by mammography and ultrasound, with the purpose of using them both for the development of an echo mammographic images fusion software and, at a later time, as a tool for the quality control of the integrated device.

## INTEGRAZIONE DI UN SISTEMA PER PIANI DI TRATTAMENTO RADIOTERAPICI NELLE PROCEDURE DI FUSIONE DI IMMAGINI PET/CT PER LA DEFINIZIONE DEL BIOLOGICAL TARGET VOLUME

CHRISTIAN BRACCO

Relatore: Michele STASI

Controrelatore: Roberto CIRIO

The target volume definition for radiotherapy treatment is currently based on computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI). Both methodologies allow imaging with high spatial resolution and accurate anatomic definition. However, in recent years, new methods for tumor visualization have begun to have a major impact on radiation oncology. Techniques such as positron emission tomography (PET), single-photon emission computed tomography (SPECT) and magnetic resonance spectroscopy (MRS) permit the visualization of biological pathways of tumors, giving additional information about metabolism, physiology and molecular biology of tumor tissue. Thus, in addition to the concepts of gross tumor volume, clinical and planning target volume (GTV, CTV and PTV), Ling [1] proposed the concepts of biological target volume (BTV) and multidimensional conformal radiotherapy (MD-CRT). Positron emission tomography/computed tomography (PET/CT) is currently becoming a routine imaging tool for radiation oncology because of its combined benefits of positron imaging and high-resolution anatomic display. With the increasing number of imaging techniques and imaging sensors, multi-modal image registration has become an active area of research in medical image analysis. Current-

ly with the advent of new breeds of combined PET-CT scanners from various commercial vendors, the PET images and CT images are routinely and physically co-registered at the same scanning setting without the need for software manipulation of data.

Determination of a volume from FDG-PET is a critical step. Various basic approaches were reported in the literature to accurately contour FDG-based GTVs. [2] The most commonly used method for assessing tumor glucose metabolism in clinical studies is a semiquantitative analysis known as the standardized uptake value (SUV). The basic concept underlying the SUV is that the activity concentration at a sufficiently long time after injection is correlated linearly with net FDG phosphorylation rates if the activity concentration is appropriately standardized. Well applicable to most PET and/or RT planning systems is the use of absolute thresholds such as a SUV of 2.5. Technically, a volume of interest (VOI) would be defined surrounding the tumour formed by iso-intensity value with a SUV of, e.g., 2.5 and used as GTV. Such proposed SUV values have primarily been evaluated for diagnostic purposes, where the SUV of the most intensely accumulating voxel within a lesion ( $SUV_{max}$ ) may give an impression of its malignancy. However, due to biological and physical factors, here are no normal values for SUVs to be similarly used in every case. Therefore not astonishing, it has been shown that this method often fails, e.g., when the physiological background activity lies above the fixed threshold. Hence, the use of a fixed SUV threshold surrounding this lesion is not suitable for GTV contouring. More reliable results can be achieved when the mean target  $SUV_{Mean}$  is the only parameter necessary to

iteratively calculate the threshold  $SUV_{Th}$  for auto-contouring a volume using the formula:

$$SUV_{Th} = 0.307 \cdot SUV_{Mean} + 0.588$$

In the present study are analyzed some aspects strictly connected to the PET/CT imaging when coupled to radiotherapy: the multimodal co-registration and the BTV contouring.

### Materials and Methods

Since April 2008 PET/CT studies have been collected on a total of 38 patients at the Institute for Cancer Research and Treatment (Candiolo, Turin). All the patients underwent a Virtual Simulation, i.e. a process often used to prepare three dimensional conformal radiation therapy treatments. The images are acquired by means of a PET/CT scanner (Gemini TF Philips) equipped with Time of Flight technology. Usually the CT images are reconstructed to the matrix  $512 \times 512$  with pixel spacing  $1.17 \times 1.17 \times 2$  mm<sup>3</sup>, whereas the PET images are reconstructed to the matrix  $288 \times 288$  whose pixel spacing is  $2 \times 2 \times 2$  mm<sup>3</sup>. The most prominent sites of treatment are NSCLC and H&N cancer. The fusion of the images and the contouring of the lesions are carried out by mean of specific tools of Pinnacle3 (ADAC Philips) and home-made software coded in C++ language. As metric for the registration step was used the Mattes Mutual Information, which shows better performance than other metrics in realigning multimodal images. In such a metric the similarity of two images is measured as a function of pixel's intensity distribution rather than the actual value of the pixel's intensity. PET/CT images of a NEMA IEC Body Phantom were acquired as well. The same acquisition protocol was used both to scan the patients enrolled in this study and the phantom, thus the registration parameters are more comparable. To render the measurements as representative as the in vivo studies, several cylinders filled out of water were collocated on the bed. With regard to the lesions contouring two methods are compared in this study, both methods

need a SUV threshold, the first one keeps the threshold fixed to the SUV 2.5, the second one makes use of the threshold which is obtained by exploiting the iterative method mentioned above.

### Results and Discussions

The registration parameters are recorded and averaged for all of the 38 patients enrolled in this study. It was found that the fusion pinnacle3 tool apply systematically a small rotation around all of the three axes, and a systematic shift of 2.5 mm along the y direction. The data acquired on the phantom are simultaneously analyzed by means of pinnacle3 tools and the home-made code, with the belief that the shift may be attributable to a possible flexion of the PET/CT bed. In contrast to what was found on the patients data the phantom studies did not reveal any shift along the y direction when the registration is carried out by means of the home-made code, whereas the fusion tool available on Pinnacle 3 still reveals a systematic shift along the y axis. A reason which may explain such opposite results is that the home-made code provides more control of critical aspects of the registration step, for example the number of bins in the histogram necessary to calculate the Mutual Information. With regard to the lesion contouring it was found, according to the literature [3], that there is a significant difference between the volumes contoured by means of the fixed threshold and the volumes contoured with the threshold obtained by means of the iterative method.

### Reference

- [1] Ling et al. Towards multidimensional radiotherapy (MD-CRT): biological imaging and biological conformality. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2000
- [2] Ursula Nestle, Wolfgang Weber, Michael Hentschel, and Anca-Ligia Grosu. Biological imaging in radiation therapy: role of positron emission tomography. *Phys. Med. Biol.*, 54:R1-R25, 2009
- [3] Black et al. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 60, No. 4, pp. 1272-1282, 2004

## ANALISI COMPARATIVA DI NUOVE TECNOLOGIE IN MAMMOGRAFIA DIGITALE

ANDREA PERUZZO CORNETTO

Relatore: Veronica ROSSETTI

Controrelatore: Osvaldo RAMPADO

**Introduzione:** ottimizzare un esame diagnostico significa produrre il massimo dell'informazione con il minimo della dose impartita. L'utilizzo dell'anodo di tungsteno nei moderni sistemi mammografici a tecnologia digitale diretta e rivelatore al selenio amorfo ha portato a una netta riduzione della Dose Ghiandolare Media (MGD) erogata per ciascun esame. Di norma si accoppia all'anodo di W un filtro di Rh dello spessore di 50  $\mu\text{m}$ . La scelta del filtro di rodio serve a ottimizzare la cosiddetta mammella "standard" (5 cm, 50% adiposo - 50% fibrogliandolare). Modulando i parametri di esposizione, tale unico accoppiamento garantisce valori di Rapporto Contrasto Rumore (CNR) equivalenti a quelli ottenibili con accoppiamenti classici Mo/Mo (30  $\mu\text{m}$ ) e Mo/Rh (25  $\mu\text{m}$ ) per tutti gli spessori di mammella, ma con dosi sensibilmente inferiori.

**Scopo:** valutare sperimentalmente, per spessori di PMMA variabili tra 2 e 7 cm, la possibilità di introdurre filtrazioni alternative per un mammografo digitale commerciale che utilizza come standard l'accoppiamento unico W/Rh, nell'ottica di estendere l'ottimizzazione a tutti gli spessori della mammella. Lo studio è stato effettuato utilizzando la ben nota figura di merito  $FOM = CNR^2/MGD$  (FOM: Figure Of Merit).

**Materiali e metodi:** le misure sperimentali sono state effettuate con l'impiego di una macchina prototipale messa a disposizione dalla ditta IMS di Bologna e normalmente utilizzata per misure e test di valutazione in sede. Il mammografo digitale utilizzato è un Giotto modello Image 3DL con anodo di W, filtro di Rh (50  $\mu\text{m}$ ) e rivelatore digitale diretto al a-Se prodotto dalla Anrad (Canada), di dimensioni 24 x 30  $\text{cm}^2$ .

Le filtrazioni da utilizzare per lo studio sono state inizialmente scelte simulando gli spettri di radiazione con il programma Spectrum Processor (SP). Si è scelto l'accoppiamento W/Mo per i piccoli spessori (energia

media inferiore a W/Rh) e W/Ag per gli spessori medio-grandi (energia media superiore a W/Rh). L'analisi spettrale ha portato alla scelta di filtrazioni di 60 e 90  $\mu\text{m}$  di Mo e 50  $\mu\text{m}$  di Ag. Per tali spessori le simulazioni del fascio in ingresso alla mammella mostravano l'eliminazione dei picchi di emissione alle basse energie (8, 10, 11 keV) tipici del W. Il programma è servito anche per valutare gli spessori emivalenti necessari per stimare la MGD.

Ogni accoppiamento anodo/filtro è stato investigato previa calibrazione completa del rivelatore.

Gli accoppiamenti W/Mo (60  $\mu\text{m}$ -90  $\mu\text{m}$ ) e W/Ag (50  $\mu\text{m}$ ) sono stati confrontati con lo standard W/Rh (50  $\mu\text{m}$ ).

Per ciascun accoppiamento sono state eseguite misure di kerma in aria, necessarie per stimare la MGD, con una camera a ionizzazione dedicata (Radcal 20X6-6M) posizionata nella zona di riferimento. L'analisi comparativa sperimentale è stata eseguita utilizzando spessori di PMMA variabili nell'intervallo 2-7 cm, di grandezza tale da coprire l'intera superficie del rivelatore. Misure di CNR sono state eseguite utilizzando un oggetto test in alluminio (superficie 2 x 2  $\text{cm}^2$ , spessore 0.2 mm) e mantenendo costanti i valori di MGD per ciascuno spessore. L'oggetto test è stato posizionato in modo riproducibile; l'analisi del segnale è stata effettuata utilizzando un *tool* del software della macchina che permette di effettuare misure all'interno di una regione di interesse in modo riproducibile.

Per gli spessori 2 e 3 cm sono stati misurati i valori di CNR per gli accoppiamenti W/Mo (60  $\mu\text{m}$  -90  $\mu\text{m}$ ) e confrontati con quelli misurati per lo standard W/Rh. Il valore di MGD è stato tenuto fisso rispettivamente a 0.60 e 0.90 mGy.

Per gli spessori 3, 5 e 7 cm sono stati misurati i valori di CNR per l'accoppiamento W/Ag e confrontati con quelli misurati per lo standard W/Rh. Il valore di MGD è stato tenuto fisso rispettivamente a 0.90, 1.55 e 3.10 mGy.

Per ciascuno spessore e per ciascun accoppiamento sono state studiate, in termini di CNR, almeno tre configurazioni di kV/mAs che fornissero i valori di MGD voluti. I valori di MGD di questo studio sono inferiori o in linea con i valori desiderabili previ-

sti da "European Guidelines for QA in breast cancer screening and diagnosis" IV Ed. (2006).

A completamento dello studio è stata confrontata la qualità dell'immagine, per gli accoppiamenti e gli spessori investigati, anche attraverso l'utilizzo del fantoccio contrasto-dettaglio CDMAM. Le immagini, ottenute per i valori di MGD fissati sopra descritti, sono state elaborate con il software dedicato CDCOM v. 1.5.2 e le curve contrasto-dettaglio sono state confrontate.

**Risultati, discussione e conclusioni:** l'analisi sperimentale ha evidenziato che per 2 cm di PMMA la FOM è equivalente per l'accoppiamento W/Mo (90  $\mu\text{m}$ ) e lo standard W/Rh, risultando invece inferiore per l'accoppiamento W/Mo (60  $\mu\text{m}$ ) di circa 8%.

Per lo spessore di 3 cm sono stati studiati tutti gli accoppiamenti descritti, con il risultato di una equivalenza sostanziale, in termini di FOM, tra la combinazione W/Ag e lo standard W/Rh. Per gli accoppiamenti W/Mo (90  $\mu\text{m}$ ) e W/Mo (60  $\mu\text{m}$ ) la FOM è risultata rispettivamente inferiore di circa 5% e 14%.

Per gli spessori 5 e 7 cm l'analisi dei risultati per i due accoppiamenti in esame ha evidenziato come la FOM sia significativamente maggiore per l'accoppiamento W/Ag, che risulta migliore rispetto allo standard W/Rh,

con variazioni valutate dell'ordine rispettivamente di 20% e 35%.

Anche il confronto relativo tra le curve contrasto-dettaglio, ricavate dal fantoccio CDMAM, e ottenute con W/Ag, W/Rh e W/Mo a parità di MGD, ha ulteriormente evidenziato come il primo accoppiamento sia migliorativo rispetto allo standard utilizzato per gli spessori di mammella medio-alti (5-7cm) e come l'accoppiamento W/Mo (90  $\mu\text{m}$ ) sia sostanzialmente equivalente allo standard per lo spessore di 2 cm di PMMA.

In conclusione lo studio ha evidenziato la possibilità di sostituire la filtrazione di Rh, attualmente utilizzata per il mammografo commerciale in studio, con una doppia filtrazione: Mo (90  $\mu\text{m}$ ) per spessori di mammella piccoli (equivalenti a 2 cm di PMMA) e Ag (50  $\mu\text{m}$ ) per spessori maggiori. Tutte le configurazioni energetiche in grado di massimizzare la FOM per ciascuno spessore ed accoppiamento sono state individuate da questo studio. L'utilizzo della doppia filtrazione permetterebbe un risparmio, in termini di dose a parità di qualità immagine, crescente con lo spessore e di notevole entità già per spessori di mammella medio-elevati.

Infine, la sostituzione della filtrazione in Rh comporterebbe una diminuzione dei costi di produzione su larga scala.

## Scuola di Specializzazione in Fisica Medica di Firenze

### Esame d'ammissione -A. A. 2008-2009

- 1) Il nucleo figlio, che si forma nel decadimento alfa di una sostanza radioattiva, ha il numero di massa  $A$ , rispetto a quello del nucleo padre:
  - a) aumentato di quattro
  - b) eguale
  - c) diminuito di quattro
  - d) diminuito di otto
  - e) diminuito di due
- 2) La perdita di energia per frenamento degli elettroni
  - a) dipende dallo  $Z^2$  del materiale
  - b) è indipendente dall'energia cinetica degli elettroni
  - c) dipende linearmente dallo  $Z$  del materiale
  - d) diminuisce all'aumentare dell'energia cinetica degli elettroni
  - e) è indipendente dal numero di massa del materiale
- 3) Il rapporto fra una resistenza e una induttanza ha le dimensioni di
  - a) un tempo
  - b) l'inverso di un tempo
  - c) una capacità
  - d) è adimensionale
  - e) un angolo
- 3) Indicando con  $P$  la potenza e con  $E$  la forza elettromotrice di una pila, il circuito attraversato dalla corrente più alta è quello per cui
  - a)  $P=50W$  e  $E=5V$
  - b)  $P=48W$  e  $E=4V$
  - c)  $P=42W$  e  $E=3V$
  - d)  $P=32W$  e  $E=2V$
  - e)  $P=18W$  e  $E=1V$
- 4) La formula di Bethe-Bloch descrive la perdita d'energia di una particella al passaggio nella materia. Essa è funzione dello  $Z$  del materiale attraversato in termini di:
  - a)  $Z$
  - b)  $Z^2$
  - c)  $1/Z$
  - d)  $Z^3$
  - e) è indipendente dallo  $Z$
- 6) In una qualsiasi trasformazione di un sistema termodinamico la quantità di calore scambiata con l'esterno del sistema è uguale:
  - a) a zero;
  - b) alla somma della variazione di energia interna del sistema e del lavoro da esso compiuto;
  - c) alla somma della variazione di entalpia del sistema e del lavoro da esso compiuto;
  - d) alla variazione di energia interna del sistema;
  - e) al lavoro compiuto dal sistema.
- 7) Qual è la proprietà di una lente divergente ?
  - a) Avere una distanza focale negativa
  - b) Dare un'immagine reale e rimpicciolita
  - c) Dare un'immagine virtuale ingrandita
  - d) Disperdere i raggi in tutte le direzioni
  - e) Dare un'immagine reale ed ingrandita
- 8) Trovare il valore della forza  $F$  che agisce su una particella di carica  $q = 1$  decimillesimo di  $C$  in moto con velocità  $v = 3000$  km/s in un campo magnetico uniforme  $B = 0.2$  T quando  $\alpha$ , angolo fra il vettore  $v$  e il vettore  $B$ , vale rispettivamente  $90, 30$  e  $0$  gradi.
  - a)  $F(90) = 0$  N;  $F(30) = 52$  N;  $F(0) = 60$  N
  - b)  $F(90) = 60$  N;  $F(30) = 30$  N;  $F(0) = 0$  N
  - c)  $F(90) = 60$  N;  $F(30) = 52$  N;  $F(0) = 0$  N
  - d)  $F(90) = 60$  N;  $F(30) = 52$  N;  $F(0) = 30$  N
  - e)  $F(90) = 60$  N;  $F(30) = 0$  N;  $F(0) = 30$  N
- 9) L'equivalente in energia della massa di una particella  $\beta^+$  è:
  - a)  $-511$  eV
  - b)  $10022$  MeV
  - c)  $511$  keV
  - d)  $-511$  keV
  - e)  $511$  eV
- 10) L'energia di legame di un elettrone K del Tungsteno è circa:
  - a)  $70$  eV
  - b)  $7$  eV
  - c)  $7$  keV

- d) 70 keV  
e) 70 MeV
- 11) **Una sola delle seguenti affermazioni è corretta:**
- l'emissione di elettroni Auger è l'unico meccanismo di diseccitazione atomica
  - l'assorbimento di un fotone può provocare l'eccitazione dell'atomo, ma non la ionizzazione
  - il neutrone è una particella di massa praticamente uguale a zero
  - le particelle  $\gamma$  emesse in un decadimento radioattivo hanno uno spettro di righe
  - un elettrone da 1 MeV ha un percorso in acqua di circa 0.5 cm.
- 12) **Quali delle seguenti affermazioni è sbagliata?**
- l'efficacia biologica dei protoni è inferiore a quella degli elettroni
  - le particelle cariche hanno un percorso finito nella materia
  - i fotoni interagiscono su base probabilistica
  - una particella  $\alpha$  da 5 MeV percorre in aria circa 3.5 cm
  - nell'interazione di un elettrone con un nucleo, il trasferimento di energia cinetica è trascurabile
- 13) **In tre stanze identiche e adiabatiche sono messi rispettivamente una stufa elettrica, un ventilatore e una lampada che assorbono la stessa potenza elettrica. Dopo un certo tempo in quale delle stanze si osserva il maggiore  $\Delta T$ ?**
- il  $\Delta T$ (stufa) è il maggiore; fra lampada e ventilatore è impossibile rispondere
  - il  $\Delta T$  è uguale per tutte le stanze
  - $\Delta T$ (stufa) >  $\Delta T$ (lampada) >  $\Delta T$ (ventilatore)
  - $\Delta T$ (stufa) >  $\Delta T$ (lampada) =  $\Delta T$ (ventilatore)
  - $\Delta T$ (stufa) =  $\Delta T$ (lampada) >  $\Delta T$ (ventilatore)
- 13) **Quando si utilizza una lente di ingrandimento l'immagine di un oggetto situato tra il fuoco e la lente è:**
- reale
  - virtuale
  - capovolta
  - fittizia
- e) i dati sono insufficienti per rispondere
- 14) **Solo una delle seguenti affermazioni è vera:**
- Gli elettroni emessi per conversione interna hanno uno spettro continuo, mentre gli elettroni Auger hanno uno spettro di righe
  - Gli elettroni emessi per conversione interna hanno uno spettro di righe, mentre gli elettroni Auger hanno uno spettro continuo
  - Sia gli elettroni emessi per conversione interna che gli elettroni Auger hanno uno spettro continuo
  - Sia gli elettroni emessi per conversione interna che gli elettroni Auger hanno uno spettro di righe
  - La conversione interna è un fenomeno di diseccitazione del nucleo tramite l'emissione di fotoni
- 15) **Il coefficiente di viscosità ha le dimensioni di**
- Una forza fratto una lunghezza
  - Una forza fratto una superficie
  - Una pressione per un tempo
  - Una pressione fratto un tempo
  - Una forza per una lunghezza
- 16) **Nell'interazione Compton, l'energia del fotone diffuso**
- È sempre maggiore dell'energia del fotone incidente
  - È uguale a quella del fotone incidente nel caso di diffusione a  $180^\circ$
  - È uguale a quella del fotone incidente nel caso di diffusione a  $90^\circ$
  - Ha il valore minimo possibile nel caso di retrodiffusione
  - È sempre maggiore dell'energia dell'elettrone Compton
- 17) **L'attività di una sorgente radioattiva si esprime con (N= numero di nuclei non ancora decaduti,  $\lambda$  = costante di radioattività):**
- $A = -N$
  - $A = -dN / dt$
  - $A = N$
  - $A = 1 / \lambda$
  - $A = N / \lambda$
- 19) **Si ha il massimo di energia potenziale per un dipolo in campo magnetico quando**
- dipolo e campo magnetico sono antiparalleli

- b) dipolo e campo magnetico formano un angolo di  $90^\circ$   
 c) il dipolo magnetico è orientato nello stesso verso e direzione del campo magnetico  
 d) l'energia potenziale è indipendente dall'orientazione  
 e) dipolo e campo magnetico formano un angolo di  $270^\circ$
- 20) In base alla legge di Moseley, la energia delle righe K alfa e K beta è approssimativamente**  
 a) inversamente proporzionale al numero atomico  $Z$   
 b) proporzionale al numero atomico  $Z$   
 c) proporzionale al quadrato del numero atomico  $Z$   
 d) inversamente proporzionale al quadrato del numero atomico  $Z$   
 e) proporzionale al logaritmo del numero atomico  $Z$
- 21) Un fotomoltiplicatore è composto da:**  
 a) un fotocatodo e diversi dinodi  
 b) un dinodo e uno schermo a fluorescenza  
 c) un dinodo e una camera di ionizzazione  
 d) una camera di ionizzazione e diversi dinodi  
 e) uno scintillatore e diversi dinodi
- 22) Le particelle alfa compiono un percorso in aria**  
 a) teoricamente infinito  
 a) di alcuni metri  
 a) molto breve, di pochi micrometri  
 a) molto breve, di pochi manometri  
 e) molto breve, di pochi centimetri
- 23) La costante di radioattività lambda**  
 a) è dimensionale  
 a) ha le dimensioni di un tempo  
 a) ha le dimensioni di un'energia  
 a) ha le dimensioni di una frequenza  
 e) ha le dimensioni di un'energia fratto un tempo
- 24) La massa di un nucleo**  
 a) Può essere superiore o inferiore (ma non uguale) alla somma delle masse dei neutroni e dei protoni costituenti il nucleo  
 b) Può essere superiore, inferiore o uguale alla somma delle masse dei neutroni e dei protoni costituenti il nucleo  
 c) è esattamente uguale alla somma delle masse dei neutroni e dei protoni costituenti il nucleo  
 d) è superiore alla somma delle masse dei neutroni e dei protoni costituenti il nucleo  
 e) è inferiore alla somma delle masse dei neutroni e dei protoni costituenti il nucleo
- 25) La costante di decadimento lambda indica**  
 a) la frazione di nuclei che decadono in un tempo pari al tempo di vita media  
 b) la probabilità che un nucleo decada nell'unità di tempo  
 c) il numero di nuclei che decadono per unità di tempo  
 d) l'energia media dei fotoni gamma emessi  
 e) l'intensità di dose alla distanza di un metro da una sorgente di 1 Bq
- 26) La massa molecolare dell'acqua è pari a 18 u.m.a.. Perciò in 1 litro d'acqua sono contenute:**  
 a) 55.5 moli  
 b)  $1.8 \times 10^{\exp(-3)}$  moli  
 c) 100 moli  
 d) 22.4 moli  
 e)  $1.8 \times 10^{\exp(3)}$  moli
- 27) Un sasso lasciato cadere da 20 cm di altezza arriva a terra con una velocità  $v = 2 \text{ m/s}$  (circa). Se lo stesso sasso è lasciato cadere da un'altezza doppia arriverà a terra con una velocità di circa:**  
 a) 4 m/s  
 b) a)  $2 \times 9.8 \text{ m/s}$   
 c) 8 m/s  
 d) dipende dalla massa del sasso  
 e)  $2 \times 2^{\exp(1/2)}$
- 28) In una reazioni (y,n):**  
 a) La sezione d'urto è indipendente dall'energia  
 b) Un neutrone viene assorbito dal nucleo che poi emette un fotone gamma  
 c) Il massimo della sezione d'urto è intorno a 300 keV  
 d) Il massimo della sezione d'urto è intorno a 20 MeV  
 e) Non può avvenire in acqua
- 29) La sezione d'urto atomica per effetto Compton**  
 a) È indipendente dal numero atomico

- b) In prima approssimazione è proporzionale al numero atomico  
 c) In prima approssimazione è proporzionale al quadrato del numero atomico  
 d) È inversamente proporzionale al numero atomico  
 e) È indipendente dall'energia
- 30) L'emissione di elettroni di conversione interna è**  
 a) Un meccanismo di diseccitazione atomica  
 b) Un meccanismo di interazione fotoni-materia  
 c) Un meccanismo di diseccitazione nucleare  
 d) Un meccanismo di interazione elettroni-materia  
 e) Un meccanismo di decadimento radioattivo in cui il nucleo emette un elettrone
- 31) Sia  $r_1$  il raggio delle D di un ciclotrone usato per accelerare protoni. A parità di campo magnetico, quale dovrebbe essere il raggio delle D per accelerare i protoni a un'energia cinetica dieci volte maggiore? (protoni non relativistici)**  
 a)  $10 r_1$   
 b) circa  $3.16 r_1$   
 c)  $r_1/10$   
 d)  $100 r_1$   
 e) circa  $r_1/3.16$
- 32) Una scatola di metallo viene riscaldata fino a che ogni lato si espande di 0.1%. Di quale percentuale è cambiato il volume della scatola?**  
 a) -0.3%  
 b) -0.2%  
 c) 0.1%  
 d) 0.3%  
 e) 0.2%
- 33) L'intensità di un'onda sonora è direttamente proporzionale a:**  
 a) La frequenza  
 b) L'ampiezza  
 c) Il quadrato dell'ampiezza  
 d) Il quadrato della velocità del suono  
 e) Nessuna delle precedenti
- 34) Due sfere, A e B, cadono nello stesso fluido viscoso. A e B hanno lo stesso raggio. A ha la massa maggiore. Quale sfera ha la velocità limite maggiore?**  
 a) A ha la velocità limite maggiore  
 b) B ha la velocità limite maggiore  
 c) A e B hanno la stessa velocità limite  
 d) Le informazioni sono insufficienti per pervenire a una conclusione
- 35) Quale è l'unità di misura del momento angolare nel Sistema internazionale?**  
 a) Rad/s  
 b) Kg.m/s  
 c) Kg.m/s<sup>2</sup>  
 d) Kg.m<sup>2</sup>/s<sup>2</sup>  
 e) Kg.m<sup>2</sup>/s
- 36) Quando Plutone si muove dal perielio verso l'afelio, il lavoro svolto dalla gravità sul pianeta è:**  
 a) Zero  
 b) Positivo  
 c) Negativo
- 37) Se due diversi sistemi termodinamici sono messi a contatto termico in modo tale che il calore passi da uno all'altro, allora lo scambio di calore continuerà fino a che i sistemi hanno la stessa**  
 a) Energia interna  
 b) Temperatura  
 c) Capacità termica  
 d) Entropia  
 e) Energia libera
- 38)  $^{215}_{83}\text{Bi}$  decade in  $^{215}_{84}\text{Po}$ . Quale di queste particelle viene emessa nel decadimento?**  
 a) Un protone  
 b) Un elettrone  
 c) Un positrone  
 d) Una particella alfa  
 e) Un neutrone
- 39) Un condensatore piano è collegato ad una batteria che fornisce una differenza di potenziale costante. Mentre la batteria è ancora collegata, la distanza fra le armature parallele viene leggermente aumentata. Quale enunciato descrive ciò che avviene?**  
 a) Il campo elettrico aumenta e la carica sulle armature diminuisce  
 b) Il campo elettrico rimane costante e la carica sulle armature aumenta  
 c) Il campo elettrico rimane costante e la carica sulle armature diminuisce  
 d) Sia il campo elettrico che la carica sulle armature diminuiscono  
 e) Sia il campo elettrico che la carica sulle armature aumentano

- 40) Le linee di campo magnetico all'interno di una barra magnetica vanno:
- Dal polo nord al polo sud
  - Dal polo sud al polo nord
  - Da lato a lato
  - Nessuna delle risposte precedenti: non ci sono linee di campo magnetico all'interno di una barra magnetica
- 41) Se la lunghezza d'onda di un'onda EM è all'incirca come il diametro di una mela, di che tipo di radiazione si tratta?
- Microonde
  - Raggi X
  - Visibile
  - Ultravioletto
  - Infrarosso
- 42) Il raggio luminoso passando da un mezzo con indice di rifrazione minore ad uno con indice di rifrazione maggiore
- si avvicina dalla normale e diminuisce velocità
  - si allontana dalla normale e diminuisce velocità
  - si allontana dalla normale e aumenta la velocità
  - si avvicina dalla normale e aumenta la velocità
- 43) L'intensità di un'onda sferica:
- varia inversamente al quadrato della distanza dalla sorgente
  - si mantiene costante durante la propagazione nello spazio
  - diminuisce linearmente con lo spazio percorso
  - diminuisce quadraticamente con il passare del tempo
- 44) Un raggio luminoso che incida su una lente:
- subisce la dispersione con le stesse modalità di un prisma
  - non subisce dispersione
  - si comporta in maniera acromatica
  - subisce la dispersione solo se è monocromatico
- 45) Un fascio di luce monocromatica di lunghezza d'onda  $\lambda$  che attraversa una fenditura di larghezza  $d$  paragonabile ad  $\lambda$ , produce una figura di diffrazione caratterizzata da un massimo la cui semilarghezza angolare  $\Delta = \lambda/d$
- È vero
  - È falso,  $\Delta = d / \lambda$
  - È falso,  $\sin \Delta = d / \lambda$
  - È falso,  $\cos \Delta = d / \lambda$
- 46) Una ballerina che voglia aumentare la sua velocità angolare di rotazione tende a raccogliersi il più possibile, avvicinando le braccia al corpo; ciò perché:
- aumenta il momento angolare di rotazione
  - diminuisce il momento di inerzia
  - aumenta la quantità di moto
  - aumenta la resistenza fisica
- 47) Un'asta omogenea del peso di 50 N è incernierata ad un estremo. Per mantenerla in posizione orizzontale occorre applicare all'altro estremo una forza orientata verso l'alto di intensità:
- 25 N
  - 100 N
  - 50 N
  - 75 N
- 48) Diminuendo la pressione esterna esercitata sulla superficie libera di un liquido, la temperatura di ebollizione:
- dipende dal liquido
  - resta costante
  - diminuisce
  - aumenta
- 49) Il filamento di una lampadina è percorso da un'intensità di corrente di 1 A. Quanti elettroni al secondo attraversano la sezione del conduttore?
- $2,08 \times 10^9$  elettroni/s
  - 1 elettrone/s
  - 103 elettroni/s
  - $6,25 \times 10^{18}$  elettroni/s
- 50) Delle grandezze sottoelencate una sola ha carattere vettoriale. Quale?
- pressione
  - massa
  - energia
  - lavoro
  - impulso

(Soluzioni a pagina 249)

## Riassunti delle Tesi di Specializzazione discusse presso l'Università degli Studi di Pisa Anno Accademico 2008-2009

### **METODI DI ANALISI VOXEL-BASED IN RISONANZA MAGNETICA**

*GINA BELMONTE*

**Relatore: Prof. Alberto DEL GUERRA**

**Correlatore: Dr. Mirco COSOTTINI**

Studi neurologici di varie patologie si servono di tecniche avanzate in risonanza magnetica (RM) per migliorare l'affidabilità della diagnosi e fornire indici che siano correlati con la progressione della malattia.

Il tessuto cerebrale è composto di sostanza grigia, di sostanza bianca e di liquido cerebrospinale (CSF). La sostanza bianca è composta da fasci di fibre ricoperti da una guaina mielinica che connettono le diverse aree funzionali del sistema nervoso centrale. Grande interesse esiste nella ricerca neurologica riguardo le disfunzioni della sostanza bianca causate da importanti patologie come la sclerosi multipla, la sclerosi laterale amiotrofica, ischemie, tumori che provocano degenerazione dei fasci. Grazie alla struttura ordinata dei fasci ed alla loro composizione, la sostanza bianca può essere studiata con due tecniche avanzate in RM: l'imaging del tensore di diffusione (*Diffusion Tensor Imaging - DTI*) e quello del trasferimento di magnetizzazione (*Magnetization Transfer Imaging - MTI*).

Il DTI è un metodo non invasivo per studiare in vivo le caratteristiche microstrutturali dei tessuti attraverso l'analisi del moto diffusivo dell'acqua nella zona di interesse. Mediante il formalismo del tensore di diffusione è possibile modellare la diffusione in un mezzo anisotropo come la sostanza bianca in cui l'acqua tende a diffondere preferibilmente lungo la direzione dei fasci che la compongono. Il tensore di diffusione può essere ricavato dall'acquisizione di almeno 7 immagini RM indipendenti pesate in diffusione e diversi indici scalari possono essere estratti, come l'anisotropia frazionaria (FA) che quantifica il grado di anisotropia del tessuto o la diffusività media (MD) che quantifica l'entità della diffusione dell'acqua. Malattie neurodegenerative, alterando la struttura dei tes-

suti, modificano la diffusione dell'acqua attraverso di essi e ciò si riflette in una variazione degli indici estratti.

L'MTI è una tecnica per ottenere un contrasto tra i tessuti derivato dalle caratteristiche di scambio di magnetizzazione fra i protoni delle macromolecole e quelli delle molecole d'acqua. Saturando selettivamente gli spin macromolecolari con un opportuno preimpulso si misura nelle immagini RM una perdita di segnale rispetto a quello che si sarebbe misurato senza preimpulso. L'entità della perdita del segnale è legata all'efficienza dei fenomeni di scambio che a sua volta dipende dalla composizione del tessuto in esame. Numerosi studi sono stati eseguiti ricavando la mappa scalare del rapporto di trasferimento di magnetizzazione (MTR) che quantifica la perdita percentuale di segnale rispetto al caso in cui non si saturino prima i protoni delle macromolecole. In sostanza bianca le guaine di mielina attorno agli assoni sono i maggiori responsabili del contrasto ottenuto con questa tecnica, malattie che comportano una variazione del contenuto di mielina risultano in una variazione del contrasto da trasferimento di magnetizzazione nelle immagini acquisite e quindi nel valore dell'MTR.

Lo studio delle variazioni dei valori delle mappe scalari ricavate con queste tecniche in individui affetti da determinate patologie e delle differenze rispetto a soggetti sani permette di comprendere meglio i meccanismi della malattia e localizzare le aree colpite. Esistono numerosi approcci con cui effettuare questi studi, uno di questi è l'analisi voxel-based (VBA) in cui i valori degli indici sono confrontati voxel per voxel. Questa metodologia risulta molto automatizzabile e riproducibile e inoltre può individuare differenze sull'intero encefalo.

Non esiste attualmente un metodo VBA standardizzato per l'analisi delle mappe scalari di DTI e MTI. Alcuni metodi sono eseguiti seguendo una procedura simile a quella utilizzata nella *Voxel-based Morphometry* (VBM) per confrontare il volume o la concentrazione locale di sostanza grigia e bianca [1].

La tipica analisi voxel-based tipo VBM prevede la creazione di un template specifico per lo studio, ottenuto coregistrando ogni soggetto allo spazio standard e mediando le immagini coregistrate; successivamente, tutti i soggetti sono coregistrati al template creato ed uno smoothing è applicato alle immagini. Un'analisi statistica viene quindi condotta per confrontare le mappe ottenute includendo eventuali covariate e tenendo conto dei confronti multipli.

In certi casi la creazione di un template specifico può non essere sufficiente per garantire un'accurata coregistrazione delle immagini, come ad esempio nel caso in cui non sia stato possibile acquisire l'intero encefalo. Inoltre ulteriori problemi sono legati alla quantità di smoothing da applicare alle immagini. Lo smoothing è utilizzato per ridurre i problemi dovuti alla non perfetta coregistrazione delle immagini fra loro oltre che per migliorare la sensibilità nella rivelazione di differenze significative fra gruppi e, nel caso si utilizzi un'analisi statistica parametrica, per rendere i dati distribuiti più normalmente. La quantità di smoothing applicato dovrebbe essere adattata alle dimensioni delle differenze che ci si aspetta di rivelare, tuttavia non sempre è possibile prevedere a priori l'effetto di una malattia sulle misure effettuate. Inoltre è stato dimostrato che il risultato dell'analisi dipende fortemente dalla quantità di smoothing applicato, potendo verificarsi variazioni nelle dimensioni, posizioni e esistenza delle aree con differenze significative [2]. Per evitare di applicare del tutto lo smoothing alle immagini proponiamo una procedura ottimizzata di coregistrazione scegliendo uno dei soggetti come template. La scelta è effettuata coregistrando non linearmente ogni soggetto a tutti gli altri ed individuando il soggetto che richiede la minore quantità di deformazione per allineare ad esso tutti gli altri, quindi il target determinato è allineato in modo affine allo spazio standard e ad ogni soggetto è applicata la trasformazione composta dalla mappa non lineare da esso al target e la trasformazione affine dal target allo spazio standard.

Un altro importante limite di questo tipo di analisi è il bisogno di una coregistrazione molto accurata, in quanto errori nella coregistrazione, se sistematici, possono non correttamente essere interpretati come differenze fra i gruppi.

A questo proposito un approccio alternativo è fornito dalla tecnica nota come *Tract-Based Spatial Statistics* (TBSS) [3]. La TBSS risente meno di altre tecniche degli effetti legati alla non perfetta coregistrazione delle immagini grazie alla proiezione dei tratti di sostanza bianca di ogni soggetto in una rappresentazione (*skeleton*) indipendente dalla precisa posizione geometrica. Con la TBSS è possibile confrontare, fra gruppi di soggetti, i valori di FA (e secondariamente di altre mappe derivate dal DTI) dei tratti principali di sostanza bianca. Questo è ottenuto analizzando in ogni singolo soggetto il centro dei vari tratti che risulta una caratteristica indipendente (o poco dipendente) dall'allineamento delle mappe dei vari soggetti fra loro. In breve i passi coinvolti nell'analisi TBSS sono i seguenti: le mappe di FA di tutti i soggetti sono coregistrate ad un unico target e mediate fra loro, ottenendo una mappa di FA media; a partire dalla mappa di FA media lo *skeleton* medio (centro dei tratti maggiori comuni a tutti i soggetti nello studio) è creato e i voxel con FA media minore di una certa soglia (bassa anisotropia di diffusione e/o alta variabilità inter-soggetto) sono eliminati; lo *skeleton* medio è poi proiettato sulla mappa di FA di ogni soggetto, identificando, nel singolo soggetto, i voxel corrispondenti al centro di ogni tratto individuale. Un'analisi statistica voxelwise tra le mappe di FA dei soggetti nello spazio dello *skeleton* è poi effettuata, tenendo conto dei confronti multipli e di eventuali variabili di confondimento.

Questo tipo di analisi, tuttavia, è limitata a studi di diffusione nella sola sostanza bianca e a patologie che non provocano variazioni notevoli degli indici DTI.

Abbiamo applicato le due tecniche VBA presentate al caso di soggetti affetti da *Sclerosi Laterale Amiotrofica* (SLA). La SLA è una malattia degenerativa del sistema nervoso, progressiva ed inesorabilmente letale, caratterizzata dalla degenerazione dei motoneuroni, sia superiori che inferiori, nell'encefalo e nel midollo spinale. Studi istopatologici individuano danni a carico del tratto cortico spinale (CST). Le convenzionali tecniche di neuroimmagine non permettono di effettuare diagnosi sicure ma possono semplicemente permettere di escludere altre possibilità diagnostiche. Lo studio della malattia attraverso tecniche RM avanzate, come il DTI ed l'MTI, che permettano di ricavare indici

quantitativi correlati alla diagnosi ed alla progressione della malattia, ha avuto quindi un grande sviluppo. Per il nostro studio dati relativi ad un gruppo di 16 soggetti affetti da SLA (11 maschi, 5 femmine, intervallo di età 40-73 anni, età media 60.06 anni), con diagnosi effettuata secondo i criteri diagnostici di El Escorial, e due gruppi, rispettivamente di 16 soggetti sani (3 maschi, 13 femmine, intervallo di età 41-71 anni, età media 56.69 anni) per lo studio DTI, e 10 soggetti sani (3 maschi, 7 femmine, intervallo di età 42-76 anni, età media 58.00) per lo studio MTI, che non mostravano anomalie all'esame obiettivo neurologico e non presentavano familiarità per malattie neurologiche, sono stati acquisiti con uno scanner RM da 1.5 T, Signa Infinity Twinspeed, GE Medical Systems (Milwaukee, WI). Le età dei gruppi di soggetti sani non differivano significativamente da quelle del gruppo dei pazienti.

Il protocollo RM per lo studio DTI prevedeva l'acquisizione di 31 immagini assiali, pesate in diffusione lungo direzioni non collineari, ed 1 immagine non pesata in diffusione. Le immagini erano ottenute con una sequenza SE-EPI (TR 8000 ms, TE 83.5 ms, FOV 26 cm x 26 cm, slice 5 mm, gap 0 mm, matrice 128 x 128, NEX 2) sensibile alla diffusione dell'acqua ( $b\text{-value}=1000\text{ s/mm}^2$ ). Il protocollo RM per lo studio MT consisteva nell'acquisizione di 2 immagini assiali, pesate in T1, 1 con ed 1 senza l'applicazione di un impulso di frequenza di offset dalla risonanza di 1200 Hz per il trasferimento di magnetiz-

zazione. Le immagini erano ottenute con una sequenza SE (TR 600 ms, TE 15 ms, FOV 24 cm x 24 cm, slice 5 mm, gap 0.5 mm, matrice 224 x 224, NEX 2).

Per la coregistrazione delle immagini è stata utilizzata la procedura ottimizzata descritta precedentemente, inoltre, per l'analisi statistica è stato utilizzato il metodo non parametrico basato sulle permutazioni. Grazie a queste scelte è stato possibile non applicare alcuno smoothing alle immagini in modo da superare il problema dell'arbitrarietà nella scelta della quantità di smoothing da applicare.

In figura 1 sono mostrati i voxel in cui, utilizzando l'analisi stile VBM, è stata trovata una significativa ( $p<0.01$  corretta) riduzione dell'FA ed un aumento significativo dell'MD nei pazienti affetti da SLA rispetto ai controlli sani. In nessun voxel è stato trovato un significativo aumento dell'FA o riduzione dell'MD.

Le differenze ricavate con l'analisi stile VBM sulle mappe derivate dal DTI sono localizzate lungo il CST. La riduzione di FA nella SLA rappresenta l'aumento della diffusione perpendicolare alle fibre nervose degenerate, mentre l'aumento di MD è indicativo dell'aumento del volume extracellulare dovuto alla ridotta densità di fibre.

In figura 2 sono mostrati i voxel in cui, utilizzando l'analisi stile VBM, è risultata una riduzione significativa ( $p<0.01$  corretta) dell'MTR nei pazienti SLA rispetto ai controlli sani. Nessun aumento significativo dell'MTR è stato rivelato.

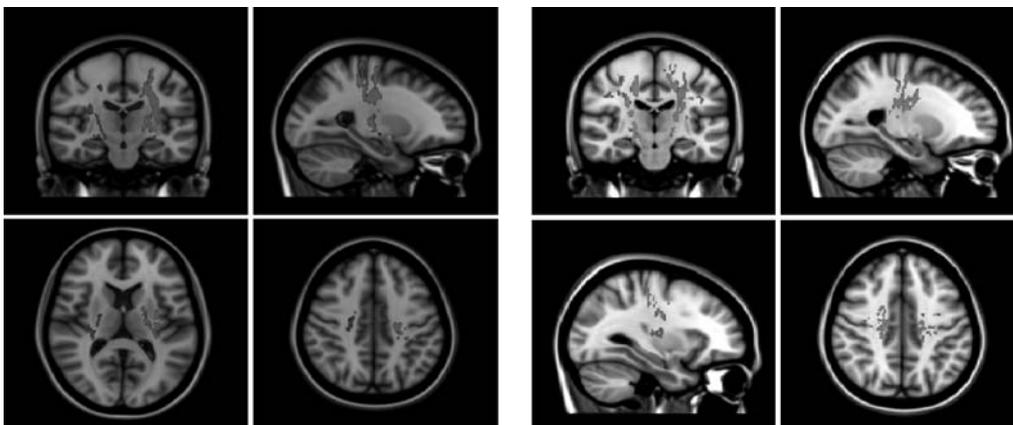


Figura 1. Voxel con riduzione significativa ( $p<0.01$  corretta) dell'FA e aumento significativo dell'MD nei pazienti SLA rispetto ai controlli, determinati con la tecnica VBA stile VBM, sovrapposti al template standard T1 MNI152

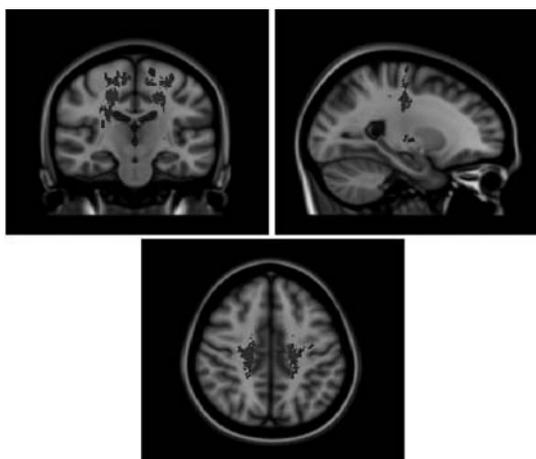


Figura 2. Voxel con riduzione significativa ( $p < 0.01$  corretta) dell'MTR nei pazienti SLA rispetto ai controlli, determinata con la tecnica VBA stile VBM, sovrapposti al template standard T1 MNI152.

Anche in questo caso le differenze sono localizzate lungo il CST (corona radiata). Un basso MTR indica una ridotta capacità delle macromolecole nel tessuto cerebrale a scambiare magnetizzazione con le molecole d'acqua vicine. La riduzione dell'MTR nei soggetti affetti da SLA è indicativa della distruzione delle guaine mieliniche causata dalla degenerazione del CST.

In figura 3 sono mostrati i voxel in cui, utilizzando la tecnica TBSS, è risultata una significativa ( $p < 0.01$  corretta) riduzione dell'FA e un significativo aumento dell'MD nei pazienti SLA rispetto ai controlli sani. In nessun voxel è risultato significativo il comportamento opposto.

Le differenze determinate con la TBSS sono localizzate principalmente nel CST, inol-

tre, differenze significative nell'FA risultano anche nel corpo calloso (CC). La degenerazione di tale struttura è verosimilmente collegata alla degenerazione delle fibre transcallosali che connettono le aree motorie primarie. In un recente studio funzionale [4] è stato infatti osservata un'accresciuta frequenza di comovimenti controlaterali nei pazienti SLA, l'inibizione dei quali è negli adulti sani trasmessa attraverso le fibre transcallosali del CC.

Concludendo, le tecniche VBA permettono di effettuare confronti fra i valori di mappe scalari voxel per voxel fra gruppi e sono altamente automatizzabili e riproducibili. La VBA, in quanto tecnica di indagine globale, può essere utile nella ricerca automatica di anomalie strutturali encefaliche in patologie in cui non sia nota a priori la localizzazione anatomica.

- [1] J. Ashburner and K. J. Friston. Voxel-based morphometry methods. *Neuroimage*, 11:805821, Jun 2000
- [2] D. K. Jones, M. R. Symms, M. Cercignani, and R. J. Howard. The effect of filter size on VBM analyses of DT-MRI data. *Neuroimage*, 26:546554, Jun 2005.
- [3] S. M. Smith, M. Jenkinson, H. Johansen-Berg, D. Rueckert, T. E. Nichols, C. E. Mackay, K. E. Watkins, O. Ciccarelli, M. Z. Cader, P. M. Matthews, and T. E. J. Behrens. Tract-based spatial statistics: voxelwise analysis of multi-subject diffusion data. *Neuroimage*, 31(4): 1487505, 2006.
- [4] C. Bartels, N. Mertens, S. Hofer, K. D. Merboldt, J. Dietrich, J. Frahm, and H. Ehrenreich. Callosal dysfunction in amyotrophic lateral sclerosis correlates with diffusion tensor imaging of the central motor system. *Neuromuscul. Disord.*, 18: 398407, May 2008.

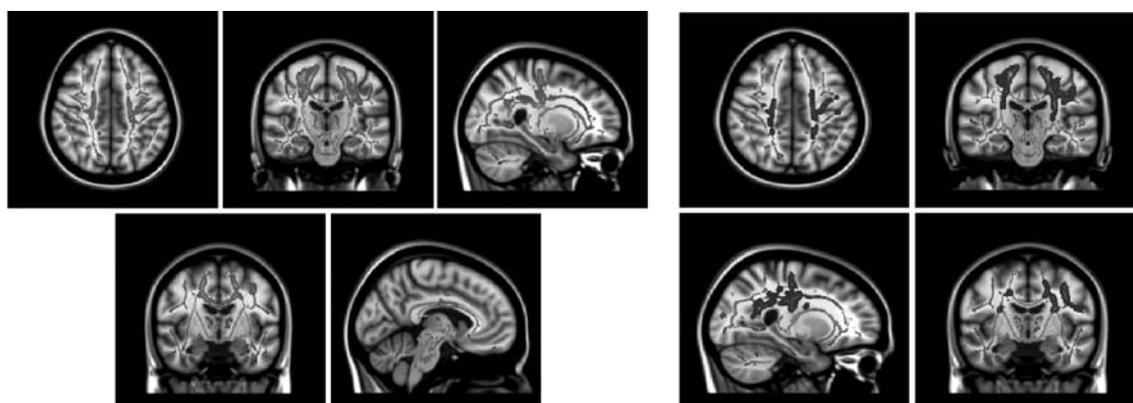


Figura 3. Voxel con riduzione significativa ( $p < 0.01$  corretta) dell'FA ed aumento significativo dell'MD nei pazienti SLA rispetto ai controlli, determinati con la tecnica TBSS, sovrapposti al template standard T1 MNI152. In verde è mostrato lo skeleton medio.

## IMPLEMENTAZIONE DELLA TECNICA DI RADIOTERAPIA A INTENSITÀ MODULATA IN PIANIFICAZIONE INVERSA

JUDY FOGLI

Relatore: Prof. Alberto DEL GUERRA

Correlatore: Dott.ssa Lucia MANCINI

### Introduzione

La radioterapia ad intensità modulata (*Intensity Modulated RadioTherapy*, IMRT) è una tecnica radioterapica che permette di ottenere distribuzioni di dose concave altamente conformate al volume bersaglio. Questa elevata conformazione geometrica e dosimetrica consente un aumento della dose prescritta al volume bersaglio parallelamente ad una riduzione della dose agli organi sani circostanti con un conseguente aumento della probabilità del controllo locale della malattia e una diminuzione della probabilità di complicanze. Per ottenere distribuzioni di dose con queste caratteristiche l'IMRT si basa sull'utilizzo di fasci di radiazione di intensità non uniforme per ottenere i quali esistono diversi metodi e tecnologie. In questo lavoro viene presentata l'esperienza maturata presso la U.O. di Radioterapia dell'Ospedale Infermi di Rimini in merito all'implementazione clinica della IMRT in pianificazione inversa (*inverse planning*) in modalità statica (*step-and-shoot*). La modulazione dell'intensità dei fasci è ottenuta dalla sovrapposizione di più campi uniformi (*segmenti*) conformati con il collimatore multilamellare (MLC). La conformazione, il contributo in dose e la sequenza dei segmenti è gestita via software dal sistema di pianificazione dei trattamenti (*Treatment Planning System*, TPS) e rappresenta il risultato di un processo di ottimizzazione i cui parametri (*constraints*) sono inseriti dal fisico in base all'obiettivo clinico e al tipo di algoritmo implementato. All'unità di trattamento ogni segmento è erogato separatamente: le lamelle del MLC si conformano al primo segmento della sequenza, si fermano, il contributo in dose relativo a quel segmento è erogato e l'irradiazione si ferma fino a quando le lamelle non hanno raggiunto la conformazione del segmento successivo [1].

### Materiali e metodi

L'implementazione della tecnica IMRT ha richiesto una prima fase di caratterizzazione dell'unità di trattamento per la verifica dell'e-

rogazione della dose per piccoli campi e poche Unità Monitor (UM) e la verifica periodica della calibrazione e della qualità del posizionamento delle lamelle, quindi una seconda fase di studio dell'algoritmo di *inverse planning* e successiva verifica del calcolo della dose eseguito dal TPS [2] [3]. La tecnica IMRT è stata implementata su un acceleratore lineare Siemens modello ONCOR IMPRESSION per fotoni di energia nominale pari a 6 MV, dotato di un collimatore multilamellare OPTIFOCUS composto da 41 coppie di lamelle con larghezza all'isocentro pari a 1 cm. Il TPS utilizzato è stato un sistema CMS Xio versione 4.40.00. Xio suddivide la pianificazione inversa in due fasi distinte: una prima fase di ottimizzazione durante la quale un algoritmo deterministico a gradiente detto *Simultaneous Iterative Treatment Planning* (SITP) minimizza la funzione costo definita dai constraints fornendo in output una mappa di fluensa per ogni fascio e una fase di segmentazione durante la quale un algoritmo di sequencing di tipo *Sliding Window* traduce queste mappe di fluensa in una serie di segmenti e relativo contributo in dose. Generati i segmenti il sistema calcola la distribuzione di dose risultante dalla loro applicazione tramite gli algoritmi di calcolo: *Fast Fourier Transform (FFT) Convolution*, *Superposition* e *Fast Superposition Algorithm*.

### Caratterizzazione dell'unità di trattamento

Per verificare la capacità dell'acceleratore lineare di erogare accuratamente poche UM per piccoli campi è stata valutata la linearità tra dose misurata con camera a ionizzazione in acqua e UM erogate per campi di dimensioni pari a 10 cm × 10 cm, 5 cm × 5 cm e 2 cm × 2 cm e UM erogate fino a 2. Inoltre è stata erogata una sequenza di campi di dimensioni 2 cm × 2 cm e UM pari a 4 per un totale di 40 UM ed è stata confrontata la dose totale misurata con questa sequenza con quella derivante da un'unica erogazione di 40 UM.

Per verificare la calibrazione e la precisione di posizionamento delle lamelle del MLC sono stati implementati due test con pellicola radiocromica EBT inserita in un fantoccio solido di PMMA di dimensioni pari a 30×30×12 cm<sup>3</sup> a profondità 5 cm e a distanza 100 cm dalla sorgente. Il primo test ha previsto l'erogazione di 400 UM con un campo di dimensioni nominali pari a 10 cm ×

40 cm: è stato acquisito il profilo corrispondente alla linea mediale di ogni coppia di lamelle, normalizzato al valore sull'asse centrale e calcolate le differenze tra posizione nominale e posizione misurata di ciascuna lamella. Questo test è stato utilizzato per la verifica delle dimensioni del campo radiante nella direzione X confermata dal MLC e definire la frequenza di calibrazione del MLC. Il secondo è stato un test a 6 campi adiacenti di dimensioni nominali pari a 2 cm × 40 cm: se la corrispondenza tra campo nominale e campo radiante è perfetta, in corrispondenza della giunzione di due campi si sovrappongono le isodosi del 50% e il profilo risultante è uniforme; eventuali "picchi"/"valli" di dose sono dovuti a campi di dimensioni più/meno grandi delle dimensioni attese (sovrapposizione di isodosi superiori/inferiori al 50%) [4]. Questo test è stato utilizzato per verificare la correttezza della calibrazione del MLC, la presenza di un effetto gravità sui banchi di lamelle, la dipendenza dalla direzione di movimento delle lamelle e l'efficacia della procedura di autoinizializzazione del MLC che, in maniera automatica, tenta di ripristinare le posizioni di calibrazione del MLC.

#### **Verifica del calcolo della dose eseguito dal TPS**

L'utilizzo della IMRT in inverse planning nella U.O. di Radioterapia dell'Ospedale Infermi di Rimini è stato dedicato ai pazienti interessati da malattie del distretto testacollo con il particolare obiettivo del risparmio delle parotidi, quasi sempre impossibile anche con le tecniche più complesse di 3DCRT. Per una prima valutazione delle prestazioni dell'algoritmo di pianificazione inversa del sistema Xio e definirne i parametri sono stati raccolti i dati relativi al numero di segmenti generati per campo e al numero di  $\text{cM}$  di ogni segmento dei piani dei primi 9 pazienti trattati con tecnica IMRT.

Per la verifica del calcolo della dose eseguito dal TPS è stato fatto un confronto della dose calcolata e della dose misurata con camera a ionizzazione in acqua in un punto della distribuzione in una regione a basso

gradiente di dose per ognuno dei fasci relativi ai piani dei primi 7 pazienti trattati con tecnica IMRT e un confronto delle distribuzioni di dose calcolate e misurate con la matrice di camere a ionizzazione PTW 2D-Array Seven29 in fantoccio solido relative ad ognuno dei fasci relativi ai piani dei primi 9 pazienti trattati con tecnica IMRT. In entrambi i casi è stato utilizzato un approccio *field related*: i piani di trattamento dei pazienti sono stati esportati sulle scansioni CT del fantoccio (ad acqua o solido) e sono state calcolate le dosi puntuali o le distribuzioni di dose risultanti dall'applicazione di ogni fascio singolarmente, analogamente all'unità di trattamento ogni dose e ogni distribuzione è stata misurata erogando i fasci singolarmente [7]. Per il confronto delle distribuzioni di dose è stato utilizzato il metodo dell'indice gamma implementato nel software PTW VeriSoft versione 3.2 secondo quanto riportato nella letteratura [5] [6]. I criteri del test gamma utilizzati sono stati: 3% per la *Dose Percentage Difference* e 3 mm per la *Distance-to-Agreement* (DTA) [7] [8] [9].

#### **Risultati e discussione**

##### **Caratterizzazione dell'unità di trattamento**

La linearità è risultata entro il 2.5% fino a 2  $\text{cM}$  per ogni dimensione di campo utilizzata; il confronto tra la dose totale misurata per la sequenza di 10 campi di dimensioni pari a 2 cm × 2 cm e  $\text{cM}$  pari a 4 e la dose misurata con un'unica erogazione di 40  $\text{cM}$  per un campo di dimensioni pari a 2 cm × 2 cm ha portato ad una differenza massima dell'1.2%.

Nelle misure effettuate con il primo test con pellicola radiocromica differenze inferiori al millimetro tra la posizione nominale e quella effettiva delle lamelle sono state considerate rappresentative di calibrazioni corrette [3] [2]. Con questo test è stata definita una frequenza di calibrazione del MLC di 40-45 giorni: con il passare del tempo dalla calibrazione infatti per un numero via via maggiore di lamelle si misurano differenze tra posizione nominale e posizione effettiva superiore al millimetro (Tabella 1).

| Tempo dalla calibrazione | X1     |             | X2     |             |
|--------------------------|--------|-------------|--------|-------------|
|                          | Numero | Percentuale | Numero | Percentuale |
| 0 giorni                 | 0      | 0%          | 0      | 0%          |
| 10 giorni                | 1      | 2.4%        | 3      | 7.3%        |
| 20 giorni                | 4      | 9.8%        | 512.2% |             |
| 30 giorni                | 4      | 9.8%        | 819.5% |             |
| 40 giorni                | 12     | 29.3%       | 15     | 36.6%       |

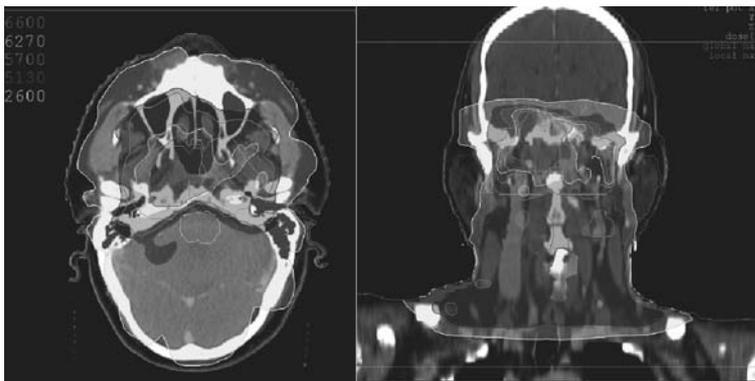
**Tabella 1.** Numero e percentuale di lamelle posizionate a distanza maggiore di un millimetro dalla posizione nominale per ogni banco a diversi giorni dalla calibrazione del MLC.

Con il secondo test con pellicola radiocromica è stato verificato che se le differenze tra posizione nominale e posizione effettiva di ogni lamella sono inferiori a 1 mm eventuali picchi o valli in corrispondenza della giunzione tra due campi adiacenti sono inferiori al 10% rispetto al profilo uniforme atteso. Con questo test sono stati esclusi un effetto gravità sui banchi di lamelle con gantry ruotato e una dipendenza dalla direzione di movimento delle lamelle; è stata invece verificata una scarsa efficacia della procedura di autoinizializzazione che non è in grado di ripristinare la precisione di posizionamento delle lamelle ottenuta con la calibrazione.

#### **Verifica del calcolo della dose eseguito dal TPS**

La tecnica IMRT in pianificazione inversa ha permesso di raggiungere il risultato atteso: il rispetto del limite di 26 Gy per la dose media alle parotidi (Figura 1). Applicando una geometria a 7 campi equidistanziati i tempi per la pianificazione sono andati da 5 a 20 ore, mentre i tempi per l'erogazione del trattamento IMRT sono sempre stati inferiori ai 20 minuti. Con i parametri di pianificazione scelti il numero medio di segmenti generati per campo è stato pari a 21 (SD=3.5) e il numero medio di UM per segmento pari a 5.3 (SD=0.7). Nel confronto tra la dose calcolata e la dose misurata con camera a ionizzazione in acqua in un punto di basso gradiente di dose della distribuzione di dose relativa ad ogni campo modulato in intensità la differenza media in dose percentuale è stata pari a -1.0% (SD=1.2%), mentre la differenza media in dose assoluta è stata pari a -0.6 cGy (SD=0.85 cGy); nel 90% dei punti misurati le differenze in dose percentuale sono risultate comprese tra  $\pm 4\%$ .

I dati raccolti dall'applicazione del test gamma alle distribuzioni di dose sono stati divisi in due insiemi: uno per il gruppo di pazienti effettivamente trattati in tecnica IMRT e per i quali sono state sempre verificate condizioni accettabili di calibrazione del MLC per l'erogazione di fasci modulati in intensità (gruppo A); un secondo per un gruppo di pazienti trattati con tecnica 3DCRT (gruppo B), le cui scansioni CT sono state utilizzate per simulare piani IMRT i cui fasci modulati sono stati erogati dopo una calibrazione errata del MLC, tale da portare a sottodosaggi maggiori del 25% nelle posizioni di giunzione tra campi adiacenti. L'obiettivo di questo secondo gruppo di dati è stato quello di verificare l'influenza del posizionamento delle lamelle e quindi della calibrazione sul risultato dell'applicazione dell'indice gamma e definire quindi un livello di azione più mirato alla sorgente di eventuali errori. Nel 90% delle distribuzioni di dose relative al gruppo A il numero di punti che hanno fallito il test gamma è risultato inferiore al 5%. Le sei distribuzioni di dose per le quali la percentuale di punti ha superato il 5%, erano relative a pazienti diversi e sono state associate a campi che presentavano diverse regioni di alto gradiente di dose; inoltre nel 99% delle distribuzioni relative al gruppo A la differenza in dose assoluta tra dose calcolata e dose misurata nei punti che hanno fallito il test gamma è risultata nell'intervallo  $\pm 5$  cGy. Nei campi erogati dopo la calibrazione errata del MLC (gruppo B) invece solo il 41% delle distribuzioni di dose ha presentato una percentuale di punti che hanno fallito il test gamma inferiore al 5%; nel 7% delle distribuzioni di dose questa percentuale ha superato il 10%.



**Figura 1.** Distribuzioni di dose assiale e sagittale generate con un piano di trattamento di radioterapia a intensità modulata con 3 prescrizioni di dose a 3 volumi bersaglio.

### Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro è stato l'implementazione clinica della IMRT in pianificazione inversa in modalità step-and-shot presso la U.O. di Radioterapia dell'Ospedale Infermi di Rimini. La prima parte del lavoro è stata focalizzata sulla caratterizzazione e messa a punto dell'unità di trattamento: l'accuratezza della calibrazione del MLC si è rivelata, in questa routine, con le apparecchiature e la strumentazione a disposizione, il parametro più critico nell'applicazione della tecnica IMRT, tuttavia è stato possibile definire una serie di test con i quali monitorare la qualità di questa calibrazione. La seconda parte del lavoro è stata dedicata alla definizione dei parametri della pianificazione inversa e alla verifica del calcolo della dose eseguito dal TPS. I valori trovati nel confronto di dosi puntuali calcolate e misurate sono risultati in buon accordo con quelli suggeriti dalla letteratura per misure in regioni di basso gradiente di dose. Il test gamma si è rivelato sensibile alla qualità della calibrazione del MLC e quindi utile come ulteriore strumento di verifica del MLC.

### Bibliografia

- [1] S. Webb, *Intensity-Modulated Radiation Therapy*, IOP, Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 2001.
- [2] J.A. Ezzell, J.M. Galvin, J.R. Palta, I. Rosen, M.B. Sharpe, P. Xia, Y. Xiao, L. Xing, C.X. Yu, *Guidance document on delivery, treatment*

*planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the APPM radiation therapy committee*, Med. Phys. 30(8), August 2003, 2089-2115.

- [3] Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, *Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest*, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys 51(4), 2001, 880-914.
- [4] D.A. Low, J.W. Sohn, E.E. Klein, J. Markman, S. Mutic, J.F. Dempsey, *Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy*, Med. Phys. 28(5), May 2001.
- [5] D.A. Low, W.B. Harms, S. Mutic, J.A. Purdy, *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*, Med. Phys. 25(5), May 1998.
- [6] T. Depuydt, A. Van Esch, D.P. Huyskens, *A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation*, Radiotherapy and Oncology 62(309-319), 2002.
- [7] M. Albert, S. Broggi, C. De Wagter et al., *Guidelines for the verification of IMRT*, Edited by: M. Georg, 2008 First Edition, ESTRO.
- [8] M. Schwarz, *Dosimetry of IMRT: acceptance and commissioning*, ESTRO Teaching Course on IMRT and other conformal techniques in practice, May 2009.
- [9] C. Fiorino, *Dosimetry of IMRT: patient QA and clinical acceptance criteria*, ESTRO Teaching Course on IMRT and other conformal techniques in practice, May 2009.

Soluzione test ammissione Firenze (da pagina 237)

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



Figura 1

Lawrence durante i primi anni all'Università della California a Berkeley, seduto di fronte all'edificio che sarebbe poi diventato il Radiation Laboratory [1].

## Ernest Orlando Lawrence

Rosa Luraschi<sup>1</sup> e Michela Lecchi<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria

<sup>2</sup> A.O. San Paolo

Università degli Studi di Milano

Nel 1939, 70 anni fa, Lawrence riceveva il premio Nobel per la Fisica per aver inventato il primo acceleratore circolare di particelle atomiche, il ciclotrone. Si è deciso di ricordarlo perché la sua invenzione ha avuto importanti ripercussioni in Medicina e a tutt'oggi i sincrotroni sono molto importanti sia per la diagnosi che per la terapia.

E.O. Lawrence nacque a Canton (South Dakota) l'8 agosto 1901 (Fig. 1); figlio di immigrati norvegesi sua madre parlandone diceva spesso che era "nato cresciuto" perché era preoccupata dalla sua incessante curiosità: a due anni, giocando con i fiammiferi, ha dato fuoco ai suoi vestiti e lei l'ha salvato appena in tempo! Nonostante ciò, per il suo entusiasmo fanciullesco, sempre secondo lei, non è però mai cresciuto abbastanza; infatti diceva: "Ernest ha sempre avuto un carattere allegro e riteneva che la sua vita gli desse un brivido dopo l'altro, ma era anche sempre persistente e insistente!".

Lawrence conseguì la laurea in Chimica nel 1922 presso l'Università del South Dakota, lavorando nel frattempo come venditore di stoviglie presso le famiglie contadine: un'esperienza che gli tornerà utile quando dovrà vendere i suoi progetti scientifici ai funzionari governativi e alle agenzie di finanziamento. Lawrence iniziò la sua carriera universitaria come studente di medicina, ma passò alla fisica sotto la guida di D.L. Akeley, che lo istruì privatamente e lo mandò all'Università del Minnesota, dove Lawrence conseguì il Master in Fisica sempre nel 1922. Nel Minnesota, finì sotto la guida di W.F. Gray Swann, professore di fisica e violoncellista affermato, che lo introdusse alla teoria elettromagnetica e lo portò all'Università di Yale, dove nel 1925 ricevette il Dottorato in Fisica.

Pur avendo accettato l'incarico di professore assistente a Yale, Lawrence era corteggiato dall'Università della California a Berkeley, ansiosa di sviluppare il suo Dipartimento di Fisica. Allettato dalla promessa di insegnare di meno e fare più ricerca, Lawrence accettò l'incarico di professore associato a Berkeley nel 1928, pochi giorni dopo il suo 27° compleanno.

Nel giro di tre anni, fu nominato il più giovane professore della facoltà di Berkeley, inventò il ciclotrone (Fig. 2) e si fidanzò con Mary "Molly" Blummer, laureanda di Vassar nonché figlia del preside della Yale Medical School, che sposò nel 1932. Il ciclotrone fu brevettato con il nome di Lawrence ma lui non ne chiese mai i diritti: al contrario incoraggiò e aiutò sempre altri laboratori in tutto il mondo nella costruzione di ciclotroni.

L'idea del ciclotrone (Fig. 3) nacque leggendo una raccolta di brevetti (nella lettura magistrale per la consegna del Premio Nobel dichiarerà di essersi ispirato al lavoro di Wideröe): uno ione con carica specifica  $e/m$  posto in un campo magnetico uniforme, lanciato perpendicolarmente alle linee di forza con velocità  $v$  si muove su un cerchio di

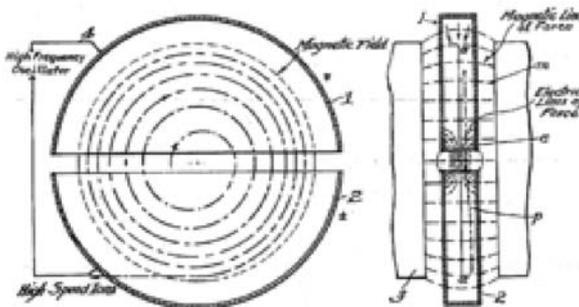


Figura 3 - Diagramma del ciclotrone dal brevetto di Lawrence del 1934 [3].



Figura 2 - Primo ciclotrone costruito da E.O. Lawrence nel 1931 [2].

raggio  $r = mc v / e B$  con velocità angolare  $\omega = e B / mc$  indipendentemente da  $v$  e  $r$ . Se si pone una sorgente di ioni in un campo magnetico e si introduce un campo elettrico su un diametro delle traiettorie e lo si fa variare con una frequenza  $\nu = \omega / 2 \pi$ , si vede che le particelle attraversano il campo elettrico quando questo è diretto ad accelerarle. Il campo elettrico con le caratteristiche richieste è ottenuto con due scatole a forma di D tenute faccia a faccia a potenziali diversi e variabili periodicamente. Ogni volta che la particella passa tra le due D subisce un'accelerazione e la sua energia cresce di  $eV$  dove  $V$  è la differenza istantanea di potenziale tra le due D. La traiettoria è una spirale dal centro verso l'esterno e la particella, circolando molte volte, alla fine acquista una grande energia pur avendo ogni volta subito un incremento relativamente piccolo. L'energia finale dello ione è il potenziale tra le D moltiplicato per il numero di attraversamenti dello spazio tra le D e per la carica ionica. Quindi, in genere, i potenziali esistenti nella macchina sono una piccola frazione di quello necessario ad accelerare la particella in una sola volta. Ciò evita di dover avere alte tensioni nelle macchine, cosa di valore tecnologico inestimabile.

Nel 1939 Lawrence fu il primo a vincere il Premio Nobel per un lavoro compiuto interamente nel campus dell'Università della California; fu anche il primo come professore di un'università pubblica e come nativo del South Dakota. Vinse il premio per la fisica *"in recognition of his invention of the cyclotron, of its development, and of the results gained there from, especially with reference to the production of artificially radioactive elements"*. Alle congratulazioni rispondeva dicendo: *"It goes without saying that it is the laboratory that is honored"*.

Il Radiation Laboratory è stato da lui istituito ufficialmente nel 1936 ed è stato il primo dei moderni laboratori in cui gli sperimentatori possono scegliere di collaborare su progetti comuni o di lavorare a ricerche individuali. È anche riconosciuto come il primo laboratorio in cui gli ingegneri siano stati trattati come soci alla pari degli scienziati negli esperimenti.

Al primo ciclotrone ne seguirono via via di più grandi e ognuno di questi servì a fare importanti scoperte ma, specialmente nei primi anni, Lawrence era cieco a tutto fuori che alla macchina: personalmente, anche interessandosi a queste scoperte, non era disposto a sacrificare altro che una piccola frazione del tempo delle macchine per la ricerca nucleare. La massima parte del tempo era dedicata ad applica-

zioni mediche (sorgenti di fondi) e umanitarie o allo sviluppo delle macchine stesse. Non era per lui possibile concentrare sulla fisica nucleare lo sforzo intellettuale e tecnico richiesto da una ricerca in grande stile.

Nella primavera del 1940, la Fondazione Rockefeller promise 1,4 milioni dollari per finanziare un ciclotrone "gigante" (Fig. 4), come lo chiamò Lawrence, con una faccia magnetica da 184 pollici (467 cm) di diametro sulla collina sopra il campus di Berkeley.

Prima che costruzione potesse iniziare, scoppiò la Seconda Guerra Mondiale. Lawrence reclutò un gruppo stellare di giovani fisici nucleari e chimici, tra cui McMillan, Alvarez e Seaborg, per combattere la guerra scientifica. Molto è stato scritto sugli enormi contributi che Lawrence e i suoi "ragazzi" diedero per realizzare la separazione elettromagnetica dell'uranio-235 che ha portato alla bomba di Hiroshima. Tuttavia, Lawrence fu anche fortemente coinvolto lanciando il MIT Radiation Laboratory per i suoi contributi al radar, al progetto San Diego Anti-Submarine e ai suoi laboratori sonori subacquei.

Dopo la vittoria contro le potenze dell'Asse, Lawrence completò la sua macchina gigante: il primo sincrociclotrone al mondo in grado di accelerare i protoni fino a 350 MeV (rispetto ai 70 MeV che si raggiungevano con un ciclotrone). Questo sincrociclotrone aveva un'uscita cinque volte superiore a quella di un ciclotrone regolare. Con il completamento di questa macchina, Lawrence tornò ad occuparsi di ricerca attiva, scoprendo personalmente l'azoto-17.

Negli anni successivi, Lawrence si dedicò alla ricerca scientifica di base presso il Radiation Laboratory, interessandosi personalmente, non solo di fisica nucleare ma anche di fotosintesi, di fisica medica e di chimica nucleare. In



Figura 4 - Il sincrociclotrone da 184 pollici nel dopoguerra. Con questa macchina furono prodotti i primi mesoni artificiali (Lawrence Berkley Laboratory) [4].

particolare, con suo fratello intuì le importanti applicazioni mediche dei ciclotroni, ovvero la produzione di isotopi per ricerca biologica e medica e la generazione di fasci di neutroni e di isotopi per il trattamento del cancro: nel 1938 la madre dei Lawrence fu la prima paziente malata di cancro a venir curata con successo con irraggiamento di neutroni prodotti da ciclotroni.

Nel 1958, Lawrence, dopo essere stato una figura chiave nel rilasciare il genio nucleare dalla bottiglia, divenne una figura chiave nel tentativo di rimettercelo. Reduce da un aggravamento della sua colite cronica, si recò a Ginevra per partecipare, su richiesta del Presidente Eisenhower, ai negoziati con l'Unione Sovietica su una proposta di trattato che vietava la sperimentazione di armi nucleari. Lo sforzo lo provò troppo e Lawrence fu ricoverato in un ospedale tornando a Stanford per un intervento chirurgico. Durante i suoi ultimi giorni, aveva confidato alla moglie: "Vorrei essermi preso più tempo libero. Avrei voluto, lo sai, ma la mia coscienza non mi avrebbe lasciato". Ernest Orlando Lawrence morì il 27 agosto di quello stesso anno.

Oggi l'invenzione di Lawrence è ancora protagonista nel campo della Fisica Medica in quanto impiegata nella produzione di radionuclidi  $\beta^+$  emittenti, utilizzati per la formazione di immagini diagnostiche di tomografia ad emissione di positroni (PET) e nella generazione di fasci ben collimati di protoni ad alta energia, utilizzati per una radioterapia ad alta precisione (protonterapia).

I ciclotroni impiegati per la produzione di radionuclidi emettitori di positroni, utilizzati per gli esami PET, sono caratterizzati da energie comprese tra 9 e 30 MeV. Il principio di funzionamento della PET si basa sulla rivelazione in coincidenza dei due fotoni generati dall'annichilazione tra il positrone emesso da un nucleo radioattivo ed un elettrone della materia circostante. Il radionuclide attualmente più utilizzato è il  $^{18}\text{F}$  perchè ha un'emivita sufficientemente lunga (109,8 min) da permetterne il trasporto nei centri dotati di PET ma non di ciclotrone e perchè, legato al fluorodesossiglucosio (FDG), segue il metabolismo degli zuccheri, iniziando la glicolisi ma, non essendo riconosciuto dal secondo enzima del ciclo, rimanendo bloccato nelle cellule. In particolare le cellule neoplastiche hanno un'intensa attività glicolitica e quindi accumulano maggiori quantità di  $^{18}\text{F}$ -FDG. Altri radionuclidi  $\beta^+$  emittenti oggi utilizzati in Medicina Nucleare sono:  $^{11}\text{C}$  (20,38 min),  $^{13}\text{N}$  (9,96 min),  $^{15}\text{O}$  (2,03 min),  $^{124}\text{I}$  (4,5 g),  $^{60}\text{Cu}$

(23,4 min),  $^{61}\text{Cu}$  (3,4 h) e  $^{64}\text{Cu}$  (12,7 h).

I ciclotroni impiegati per l'adroterapia invece raggiungono energie fino a 250 MeV. L'adroterapia è la figlia più giovane della radioterapia convenzionale: utilizza fasci di protoni, di ioni carbonio e di neutroni, che sono tutte particelle più pesanti degli elettroni e per questo sono dette "adroni". Protoni accelerati a 200 MeV e ioni carbonio accelerati a 400 MeV/u permettono di irradiare i tumori profondi seguendone il contorno con precisione millimetrica e di risparmiare i tessuti sani circostanti. Per la protonterapia si usano ciclotroni di 3-4 m di diametro, oppure sincrotroni di 6-8 m di diametro; mentre per la terapia con ioni carbonio si impiegano sincrotroni di 20-25 m. Dal 2002 presso i laboratori dell'INFN del centro "Catania" a Catania è attiva la protonterapia: essa si avvale di un ciclotrone superconduttore, per curare pazienti affetti da melanoma oculare con fasci di protoni accelerati nel ciclotrone fino a 62 MeV. Quest'estate l'ATREP (Agenzia provinciale per la protonterapia) della Provincia di Trento ha dato il via al primo centro ospedaliero commerciale di protonterapia profonda costruito in Italia che dovrebbe essere attivo dal 2013 con un ciclotrone da 30 MeV e due testate rotanti. A breve si attende anche l'apertura del Centro Nazionale di Adroterapia Oncologia (CNAO) a Pavia che, con un sincrotrone del diametro di 24 m, produrrà fasci di protoni da 250 MeV e di ioni carbonio da 400 MeV/u. Lo scopo del Centro CNAO sarà sia quello di curare i pazienti affetti da tumori solidi, che di effettuare ricerca scientifica per individuare strumenti sempre più efficaci nella lotta contro il cancro. In questo periodo, nel Centro CNAO stanno installando tre apparecchiature diagnostiche di ultima generazione: una RM da 3T, una CT a 40 slices e una PET/CT, fondamentali per l'identificazione del bersaglio da trattare e il monitoraggio della risposta al trattamento.

### Bibliografia

E. Segrè "Personaggi e scoperte della fisica contemporanea" Scienza – Oscar Saggi Mondadori  
G. Tosi "Fisici per la Medicina" Omicron Editrice

### Sitografia

1. <http://www.lbl.gov/Science-Articles/Archive/lawrence-legacy.html>
2. <http://www.asimmetrie.it/modules/smartsection/item.php?itemid=42>
3. [http://it.wikipedia.org/wiki/Ernest\\_Orlando\\_Lawrence](http://it.wikipedia.org/wiki/Ernest_Orlando_Lawrence)
4. <http://www.flickr.com/photos/berkelelab/3523813272/>
5. <http://www.radioprotezione.com/personaggi/ernestlawrence.asp>
6. <http://www.tera.it/ise.cgi?oid=264>



Complesso Universitario (ex Caserma Zucchi)  
Sede del Congresso

## VI Congresso Nazionale AIFM

### FISICA MEDICA E NUOVE FRONTIERE DELLA MEDICINA

Reggio Emilia

16 – 19 Settembre 2009

Si è svolto a Reggio Emilia, dal 16 al 19 Settembre, il VI Congresso Nazionale dell'Associazione Italiana di Fisica Medica - AIFM ([www.aifm2009.org](http://www.aifm2009.org)).

L'evento, organizzato dal Servizio di Fisica Sanitaria dell'Arcispedale S. Maria Nuova, in collaborazione con il Centro di E-Learning dell'Università di Modena e Reggio, ha visto riuniti oltre 600 partecipanti, Specialisti in Fisica Medica, Radiologi, Neuroradiologi, Radioterapisti, Medici Nucleari, Ingegneri, Informatici ed altri Specialisti, provenienti da tutta la Penisola per fare il punto sugli sviluppi più recenti della disciplina.

Gli spazi accoglienti e funzionali della sede congressuale (Facoltà di Scienze della Formazione e della Comunicazione dell'Università di Modena e Reggio Emilia) hanno consentito una razionale suddivisione delle sessioni in diverse aule nonché la presenza di una completa mostra tecnica, con più di 40 Ditte espositori.

Gli "work shop", organizzati da diversi espositori hanno aiutato a cogliere lo "stato dell'arte" delle diverse tecnologie. Non meno importante è stata la trasmissione in diretta sul Web, organizzata dal Centro di E-Learning dell'Università, con un link attivo anche dal portale [www.sirm.org](http://www.sirm.org), che ha registrato più di 2000 accessi da tutta la Penisola. Altro aspetto gradito a molti dei partecipanti (oltre all'ottima qualità del servizio di catering!) è stata la sessione poster organizzata per via informatica, con possibilità di scambiare informazioni in tempo reale con gli Autori.

Uno degli scopi del Congresso è stato infatti quella di "fare il punto" della disciplina depositando un sapere che solo in piccola parte è stato fruito durante il volgere (per necessità breve) del Congresso.

Non solo gli Atti (abstract estesi) di tutte le presentazioni hanno riempito un CD che è stato consegnato ai partecipanti, ma tutte le sessioni (con il permesso degli interessati) sono state riprese e verranno messe a disposizione entro pochi giorni nel sito del Congresso.

Ci auguriamo davvero che questo contenuto non sia dimenticato nelle ambascie quotidiane, ma contribuisca ad un più efficace integrazione e coordinamento del lavoro di tutti gli specialisti.

Ma la vera "bussola" di orientamento del Congresso è stato il confronto scientifico tra gli specialisti di tutte le discipline dell'Area radiologica. E questo perché la Fisica Medica, come disciplina di frontiera tra le scienze Matematiche e Fisiche e quelle Medico-Biologiche, ha nel suo genoma l'aspirazione di essere aperta, al più alto grado, alle esigenze che vengono dal mondo della Medicina.

In questa prospettiva, il contributo della SIRM è stato davvero magistrale. Grazie, in primo luogo al Suo Presidente, prof. Alfredo Siani, con il quale è stato un vero piacere delineare le linee generali delle sessioni di Fisica nella Diagnostica per immagini, al prof. Corrado Bibbolino ed agli altri numerosi amici Radiologi che hanno dato un contributo formidabile di cultura scientifica e "buon senso clinico" alle diverse sessioni congressuali. Grazie anche a tutti gli altri amici Radiologi che non mi è stato possibile avere al Congresso.

Ho fiducia che questo lavoro di stretta collaborazione continuerà, non solo nei prossimi eventi Congressuali, ma anche nel lavoro che ci vede impegnati tutti i giorni negli Ospedali, Enti di Ricerca, Università.

Gianni Borasi

## Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

*Servizio di Fisica Sanitaria*

*Azienda Ospedaliera Universitaria S. Martino - Genova*

**La brachiterapia elettronica a intensità modulata diverrà presto il trattamento elettivo per tumori endocavitari a forma irregolare o strettamente confinanti con strutture critiche**

*Med. Phys. 36 (3), Marzo 2009*

Questo tema riecheggia quanto già dibattuto nella rubrica di marzo 2008, *Med. Phys. 35 (3)*, riportata nel numero 3/2008 di *Fisica in Medicina* (I tubi RX miniaturizzati finiranno con sostituire le sorgenti di  $^{192}\text{Ir}$  quale scelta preferenziale per la brachiterapia ad alto rateo di dose; pro: RW Holt, *North Valley Radiation Oncology* (CA); contro: BR Thomadsen, Università del Wisconsin).

È evidente che i tumori a struttura molto irregolare o confinanti con organi critici costituiscono una sfida alla debole capacità conformazionale delle sorgenti normalmente usate in brachiterapia; l'utilizzo in modalità di intensità modulata delle sorgenti RX miniaturizzate, potrebbe superare questi limiti legati alla distribuzione isotropica delle isodosi. Il dibattito di questo mese verte sulla possibilità che questo diventi il trattamento elettivo.

A favore di quanto affermato nel titolo si dichiara ES Sternick, attualmente *Medical Physicist-in-Chief*, Professore e *Vice Chair of Radiation Oncology* presso il *Rhode Island Hospital/Brown University Medical School* a Providence. Con il termine Brachiterapia Elettronica (EB, con acronimo anglosassone) si intende l'uso di microtubi RX che possono essere introdotti attraverso un catetere nelle cavità interessate e rilasciare ratei di dose comparabili con quelli delle sorgenti tradizionali. I vantaggi sono evidenti: utilizzando basse energie non è necessario allestire le importanti schermature della brachiterapia tradizionale e il personale può restare in prossimità del paziente; inoltre la sicurezza d'uso di un tubo RX è ben maggiore rispetto a quella di una sorgente. Il passo successivo è stato dotare il microtubo RX di un sistema di collimazione e/o di un sistema di modulazione dell'intensità (Intensity Modulated Electronic Brachytherapy - IMEB) che permette di per-

seguire l'obiettivo di migliorare la conformazione.

Di parere opposto è invece DA Todor, *Assistant Professor* al *Medical College* della *Virginia Commonwealth University* a Richmond. Egli chiarisce che la tecnica di utilizzare collimatori cilindrici a posizione variabile attorno al microtubo comporta sicuramente un significativo aumento del tempo di trattamento. Egli continua con un'attenta disanima circa l'impatto della precisione conformazionale sui trattamenti brachiterapici esaminando gli esiti riscontrati nei pazienti e conclude che solo un apprezzabile miglioramento dell'efficacia potrebbe giustificare tale approccio. Per tutte queste ragioni l'autore non concorda con l'ottimismo del titolo circa la rapidità della diffusione di tale approccio.

**L'indice  $h$  è la misura migliore della produttività scientifica di un ricercatore**

*Med. Phys. 36 (4), Aprile 2009*

Talvolta è necessario valutare la produzione scientifica di un ricercatore, per esempio in caso di concorsi, avanzamenti di carriera o premi. Ovviamente è facile valutare la quantità delle pubblicazioni di un candidato, meno facile l'analogo giudizio sulla qualità. JE Hirsch ha proposto nel 2005 un indice numerico, l'indice  $h$ , per la caratterizzazione della quantità e della significatività delle pubblicazioni di un ricercatore. Alcuni hanno però criticato l'accuratezza del metodo proposto.

In difesa del metodo di Hirsch interviene C Baldock, Professore di Fisica Medica alla *School of Physics* dell'Università di Sidney. Secondo la definizione originale uno scienziato possiede un indice  $h$  se  $h$  dei suoi  $N_p$  lavori hanno almeno  $h$  citazioni ciascuno e i rimanenti  $(N_p - h)$  lavori hanno ognuno meno di  $h$  citazioni, pertanto è un indice che mira a considerare non solo il numero di pubblicazioni ma il loro reale impatto sulla comunità scientifica. Naturalmente l'indice può essere confrontato solo per ricercatori della stessa disciplina, in quanto dipende molto dal contesto (per esempio, grandi gruppi internazionali della fisica delle particelle possono produrre

grandi quantità di lavori che si riferenziano tra loro). Hirsch si sbilancia addirittura in una sorta di tabella di valori dell'indice che costituiscono un requisito minimo per l'accesso a determinate posizioni: 10-12 per un ricercatore, 18 per un professore, 45 per un membro dell'Accademia Nazionale delle Scienze.

Contro l'uso dell'indice *h* scrive invece R Ma, *assistant researcher* nel *Research Centre for Chinese Scientific Evaluation* alla *Wuhan University* in Cina. Egli elenca tutta una serie di critiche al metodo di valutazione in discussione: l'indice non discrimina l'eccessiva auto-citazione e non tiene conto dell'evoluzione dinamica delle citazioni; varia troppo tra le varie discipline (come ammesso anche da Baldock); dipende troppo dal tempo di attività di uno scienziato e penalizza eccessivamente i giovani; nonostante tutto l'indice sopravvaluta la quantità delle pubblicazioni e ne sottovaluta la qualità. La conclusione è che l'indice si affianca agli altri tradizionali sistemi di valutazione bibliometrica, senza essere né il migliore né perfetto.

**L'imaging molecolare della mammella sostituirà presto la mammografia RX come esame diagnostico elettivo per donne ad alto rischio e aventi mammelle dense**

*Med. Phys. 36 (5), Maggio 2009*

La mammografia RX ha costituito il pilastro dello *screening* del tumore al seno, fornendo per decenni risultati eccellenti. Un campo in cui la metodica si è rivelata più debole è quello delle donne ad alto rischio e/o mammelle particolarmente dense. Per questa classe di pazienti sono allo studio differenti metodiche alternative e l'*imaging* molecolare sembra uno dei più promettenti.

Concorde con questa tesi si dichiara MK O'Connor, Professore della *Division of Medical Physics* alla *Mayo Clinic* di Rochester (MN). Egli premette che l'argomento corretto da

dibattere sarebbe quale metodica sostituirà la mammografia RX nei casi presentati nel titolo; infatti, a fronte di una sensibilità complessiva che si estende dal 71% al 96%, in caso di donne ad alto rischio questa diventa inferiore al 60% e in caso di mammelle dense crolla sotto al 50%. E' chiaro che nell'intersezione dei due gruppi, che negli Stati Uniti è numericamente rilevante, la situazione diventa assolutamente inaccettabile. Tra le modalità alternative che si possono considerare abbiamo la mammografia digitale, gli ultrasuoni e la risonanza magnetica. Di queste soltanto la RM ha dimostrato una sensibilità sufficientemente elevata, a fronte però di una forte variazione in specificità (50%-90%) e di un costo elevato. Da un punto di vista tecnologico l'*imaging* molecolare della mammella (Molecular Breast Imaging - MBI) utilizza piccole gamma-camere basate su semiconduttori aventi risoluzione spaziale ed energetica migliori rispetto ai rivelatori tradizionali. Allo stato attuale si utilizza come tracciante il  $^{99m}\text{Tc}$  sestamibi, ma sono allo studio una serie di nuovi radiofarmaci specifici.

Per l'opinione contraria si pronuncia G Turassi, *Associate Professor of Radiology and Medical Physics* alla *Duke University*, Durham (NC). L'autrice conferma i dati sui limiti della mammografia RX già citati da O'Connor e ripropone le ragioni che inducono a considerare le tecniche MBI come estremamente promettenti, tuttavia ci ricorda che da un punto di vista della dose al paziente siamo a livelli che si attestano a circa dieci volte tanto la dose di una mammografia convenzionale. Altri limiti della metodica riguardano la possibilità di rivelare le microcalcificazioni e tempi di esame decisamente più lunghi. Sicuramente assisteremo a una serie di sviluppi dell'MBI, ma altre tecniche, principalmente la tomosintesi, l'*imaging* mammografico CT (CTBI) e la RM, sono altrettanto interessanti e promettenti.

# Istruzioni per gli autori

- 1) Il materiale deve essere inviato al Direttore Responsabile, preferibilmente per posta elettronica, all'indirizzo: ***fabrizio.levrero@h.sanmartino.liguria.it*** Il materiale inviato per posta deve essere presentato in due copie dattiloscritte e corredato di un floppy sulla cui etichetta saranno indicati: nome dell'autore, titolo dell'articolo, word processor usato (se diverso da Word).
- 2) Il lavoro deve essere dattiloscritto in Times, dimensione 12 con spaziatura singola e può essere in italiano o in inglese. Il word processor da utilizzare deve essere preferibilmente Word e il file deve essere salvato in formato doc. I simboli e le unità utilizzati devono essere quelli del sistema internazionale (SI).
- 3) Ogni lavoro deve essere accompagnato da un foglio di frontespizio sul quale vanno riportati:
  - titolo del lavoro
  - cognome e nome (per esteso) di tutti gli autori
  - denominazione dell'Ente e del reparto di appartenenza degli autori
  - nome, Ente e reparto di appartenenza, numero di telefono e di FAX, indirizzo di posta e indirizzo e\_mail di uno degli autori indicato per la corrispondenza
- 4) Gli articoli di carattere scientifico-tecnologico devono essere strutturati nel seguente modo:
  - introduzione e scopo
  - materiali e metodi
  - risultati
  - conclusione
  - bibliografia
- 5) Le figure stampate (in formato JPEG o TIFF) devono riportare sul verso la numerazione in cifre arabe e l'orientamento (alto-basso); le tabelle devono essere numerate in cifre romane. Tabelle e figure devono essere inserite nel testo allo scopo di identificare la loro collocazione ottimale e inviate anche con un file separato; le figure debbono essere limitate al minimo numero necessario alla comprensione del testo.
- 6) Le didascalie delle tabelle e delle figure devono essere riportate anche a parte.
- 7) Le equazioni devono essere scritte di preferenza utilizzando Equation Editor di Word
- 8) Nei lavori scritti in italiano, l'uso di termini in lingua inglese è consentito soltanto quando nella lingua italiana non esiste un termine corrispondente di significato chiaro e univoco. Nei casi in cui gli Autori riterranno indispensabile l'uso della lingua inglese, deve essere utilizzato il carattere corsivo (es.: *gantry*). Se inseriti in un testo italiano, al plurale i sostantivi inglesi non prendono la s.
- 9) La bibliografia deve comprendere solo i lavori citati nel testo e deve essere ordinata per citazione e numerata. Per ogni voce devono essere indicati nome degli autori, titolo dell'articolo, nome della rivista con il numero del volume, prima e ultima pagina e anno di pubblicazione: (esempio: J.C.H. Miles: Temporal variation of Radon Levels in houses and implications for radon measurement strategies. Rad Prot Dosim 93: 369-376 (2004)).

Per pubblicazioni non periodiche vanno indicati i nomi degli autori, il titolo, l'editore, il luogo e l'anno di pubblicazione (esempio: C.Collodi: Le avventure di Pinocchio, Mondadori, Milano, 2004).

Per capitoli di libri o di trattati si devono indicare a) nomi degli autori, titolo e pagine del capitolo; b) nome degli autori e titolo del libro; c) editore, luogo ed anno di pubblicazione (esempio: G.Leopardi: Dialogo della natura e di un islandese. In: G. Leopardi, Operette Morali, pag.32-79, Editori Riuniti, Milano, 1986).

Nel testo la citazione deve essere seguita solo dal numero del richiamo alla nota bibliografica, secondo l'esempio seguente: "...matrice di 1929x2304 pixel di Silicio amorfo di dimensione 0.1 mm<sup>2</sup> in grado di ricoprire un campo utile di 18x23 cm<sup>2</sup>, ricoperto da uno strato di CsI(Tl)".

Gli articoli inviati dai Soci AIFM non sono di regola sottoposti ad alcun processo di revisione, né è previsto l'invio di bozze da correggere. Essi vengono quindi pubblicati sotto l'esclusiva responsabilità degli autori.

Gli articoli inviati da soggetti esterni all'Associazione vengono pubblicati previo un giudizio di conformità del Comitato di Redazione del Periodico.

## A STRAIGHTFORWARD METHOD FOR INTERNAL DOSE ASSESSMENT OF NON-UNIFORM RADIOPHARMACEUTICAL DISTRIBUTIONS

SARA MARCATILI

Relatore: Prof. Fabio DI MARTINO

### Introduction

In Targeted Radionuclide Therapy (TRT) cancer cells are killed by delivering a lethal dose of radiation. The radiation is usually attached to a carrier that selectively seeks out tumour cells. As with External Beam Radiotherapy (EBR), TRT offers the advantage of delivering high radiation doses to a specific target but in common with chemotherapy it can deliver treatment systemically, attacking multiple sites throughout the body.

Until recently, TRT has been delivered either with fixed levels of activity or, more rarely, according to the patient's weight. The increasing use of molecular imaging is changing the basic approach to treatment planning for TRT since it is now possible to take into account the patient's specific biokinetics to determine how their treatment could be tailored. Images obtained after sub-therapeutic administration can be used to monitor where the radiation is absorbed within a patient. In fact, if two patients are given the same amount of radioactivity, there can be a substantial variation in the quantity of radiation that is absorbed and in the time that the radiation remains there [1].

An accurate, patient-specific method for internal dose assessment is hence highly demanded especially in the case of non uniform radiopharmaceutical distributions, and cold spots in particular, that usually leads to an underestimation of the necessary activity to administer when an average dose to the lesion is calculated. The delivering of sub-lethal doses generally causes the occurrence of recidives and hence, the failure of the treatment. A personalized treatment planning would limit these complications and increase the possibility of success for the treatment.

### Current methods for internal dosimetry in TRT

Methods currently available for internal dose calculation, are either too approximate or too hardly manageable. The most used

schema is that outlined by the MIRD (Medical Internal Radiation Dose) committee [2], which is based on the assumption of uniform uptake in the whole tumor/lesion volume, and homogeneous tissue composition.

Dose factors (S values) are calculated via Monte Carlo simulations for different radionuclides in the case of standard human phantoms and are used to assess the dose in a target organ (T) as a function of the radioactivity cumulated in a source organ (S):

$$D_{T \leftarrow S} = \tilde{A}_S S_{T \leftarrow S}$$

The same principle can be applied at voxel level [3] by calculating voxel dose factor (S factor):

$$D_k = \sum_{h=0}^N \tilde{A}_h S_{k \leftarrow h}$$

This method allows the calculation of the dose in voxel k ascribed to the activity in the surrounding voxels h using the information provided by 3D imaging techniques and the assessment of Dose-Volume Histograms (DVHs) analogous to those used in TRT.

Despite the fact that this strategy leads to quite accurate results, its application is not so widespread in day-to-day clinical practice because of its complexity. In fact, S values are provided just for few isotopes and two voxel sizes, while a great variety of scenarios is present in clinical applications.

### A new method for dose calculation at voxel level

The aim of the dosimetric method here proposed [4] is to provide a voxel-level dose estimation easily accessible from the end user. It consists on a simplification of the standard voxel dosimetry schema with the additional assumption that S values are only determined by target voxel self-irradiation, that is, the contribution to the dose ascribed to surrounding voxels is not taken into account. In this way a reformulation of the voxel dosimetry approach can be obtained, and the dose to the voxel k can be written as a function of the average dose ( $D_T$ ) to the whole volume of interest, the number of voxels N composing it, and the counts ( $C_k$ ) in the 3D image used for dosimetry study:

$$D_k = D_T N \frac{C_k}{C_{tot}}$$

This formulation allows absorbed dose

assessment in non-uniform radio-pharmaceuticals distributions, without the need of long CPU intensive calculations. Physicians may use the derived DVHs and isodose curves to make a more aware choice of the therapy. However, the schema described is based on three main assumptions, and it is crucial to understand in which cases they reasonably hold:

1. The absorbed dose to voxel  $k$  is ascribed to self-irradiation only; all contributions from surrounding voxels are ignored.
2. Radiopharmaceutical kinetics is the same in each voxel in the mass  $M$  of interest.
3.  $S$  values scale with mass.

The reliability of the first hypothesis, is strictly dependent on the emission spectrum of the radionuclide used, and in particular on the maximum energy of the emitted beta particles. In some cases (i.e.  $^{131}\text{I}$ ) the method allows to nicely reproduce dose-volume histograms obtained with the voxel dosimetry procedure, while for radionuclide with relatively high energy beta particle emissions (i.e.  $^{90}\text{Y}$ ), DVHs do not fit satisfactorily.

The second assumption is not very demanding and is suggested in MIRD no.17 pamphlet as well. It states that the whole region in which one wants to apply the proposed method should follow the same kinetic. However, since hybrid SPECT/CT or PET/CT co-registered images taken at different times can provide information on radiopharmaceutical kinetic at voxel level, the method can easily be extended to include them.

In order to validate the third hypothesis,  $S$  factor for water spheres of different size filled with  $^{131}\text{I}$  and  $^{90}\text{Y}$  have been simulated with GEANT4 Monte Carlo code. Both the data sets have been fitted with  $1/M$  functions, showing a good agreement between data and hypothesis, for both radionuclides.

Hence, in the scenarios in which the self-irradiation assumption is valid, this method offers an easy applicability with the additional advantage of being voxel size independent (in the range of voxel sizes available in clinical PET/SPECT apparatuses). It only requires the knowledge of self-dose  $S$  values for water spheres [5] of different masses which are already available in the literature for several radionuclides of common clinical

use. Moreover, if a more accurate tissue-dependent dosimetry has to be considered, additional dedicated MC simulations have been performed to calculate dose factors in spheres of different compositions.

### Application to clinical cases

The proposed method has been applied to few clinical cases. Dosimetric studies on bone and lung metastases treated with  $^{131}\text{I}$  have been performed applying the method described. Patients with metastases from thyroid carcinoma have been considered, since this represents one of the most critical disease that TRT can face. Especially in the presence of malignant metastases a patient-specific treatment planning is required. Metastases exhibit a great variety of pharmacokinetical responses in different patients and, administration of sublethal doses, in patients with rapid clearance, would fail to cause tumor regression and could lead to loss of iodine avidity in metastases. Hence, if too low activities are delivered, not only the therapy can fail but also there can be no possibility to perform a second treatment.

For all patients treated, the dosimetric procedure consists of two main steps: the determination of a patient-specific radiopharmaceutical kinetics, and the quantitation procedure on SPECT/CT images in order to establish the absolute activity uptake in the lesions. Dose volume histogram has been calculated with the dosimetric method proposed for one bone metastasis and two lung metastases. In the case of lung, a DVH for the healthy lung tissue has been calculated as well in order to establish the dose to this organ at risk. Results for the lung metastase are showed in figure 1.

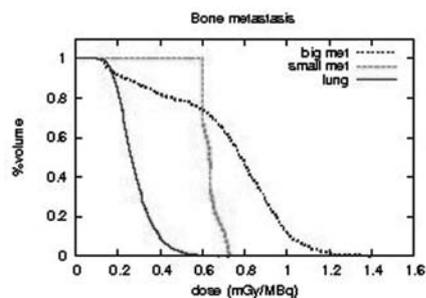


Figure 1 Dose volume histograms for the two lung metastases (in blue the bigger one, and in green the smaller one) calculated with the proposed method. In red, DVH for the healthy lung is shown.

### Conclusions

The dosimetric method here proposed is a significant improvement with respect to most common dosimetry schemas, in some clinical scenarios. For radionuclide emitting low energy beta particles, the assumption that they deposit their energy locally can be made. This is the case, for example, of  $^{131}\text{I}$ , which is used in the curative treatment of metastases. This method allows to easily obtain patient specific dose volume histograms, and hence a more aware choice of the activity to deliver can be made.

### DETERMINAZIONE SPERIMENTALE DELLA DISTRIBUZIONE DI DOSE IN FANTOCCIO DOVUTA AD UNA SORGENTE DI $^{125}\text{I}$ PER BRACHITERAPIA

MARIAGRAZIA QUATTROCCHI

Relatore: Prof. R. F. LAITANO

Correlatore: Dr. A. LAZZARI

#### Introduzione

Le procedure di radioterapia si dividono in due categorie: radioterapia con fasci esterni e brachiterapia. Nel caso di radioterapia con fasci esterni, la sorgente di radiazione è ad una certa distanza dal paziente. Nel caso di brachiterapia, la sorgente di radiazione è posizionata direttamente all'interno o nelle vicinanze del volume bersaglio (brachiterapia intracavitaria o interstiziale) oppure sulla superficie del bersaglio (brachiterapia superficiale o radioterapia intraoperatoria).

Il rilascio della dose in brachiterapia avviene in maniera continua. Questo influenza la riparazione del danno subletale e del danno potenzialmente letale, la proliferazione cellulare e la cinetica cellulare della sorgente. Dal punto di vista radiobiologico ha molta rilevanza il rateo di dose, che dipende dalle caratteristiche fisiche e dosimetriche della sorgente. Le sorgenti per brachiterapia sono classificate in due categorie: sorgenti HDR ad elevato rateo di dose ( $> 10 \text{ Gy/h}$ ) caratterizzate da un'alta attività e sorgenti LDR a basso rateo di dose ( $0.5 - 2 \text{ Gy/h}$ ) la cui attività è relativamente bassa [1].

Le sorgenti HDR, quale per esempio  $^{192}\text{Ir}$ , non sono utilizzate per impianti permanenti. Le sorgenti LDR, quali per esempio  $^{125}\text{I}$  e

### Bibliography

- [1] J.A. O'Donoghue, Implications of nonuniform tumor doses for radioimmunotherapy. *J. Nucl. Med.* 1999 40(8) 1337-1341
- [2] J. A. Siegel et al., MIRD formulation. *Med. Phys.* 1993 20(2) 511-514
- [3] W. E. Bolch et al., MIRD Pamphlet no.17: The dosimetry of nonuniform activity distributions - Radionuclide S values at voxel level. *J. Nucl. Med.* 1999 (40) 11S-36S
- [4] S. Marcatili A straightforward method for internal dose assessment of non-uniform radiopharmaceutical distributions, Thesis work for the Specialty School in Medical Physics
- [5] <http://www.doseinfo-radar.com/>

$^{103}\text{Pd}$ , sono tipicamente utilizzate come multi-sorgenti per poter ottenere ratei di dose di circa  $0.5 - 2 \text{ Gy/h}$ . Tali sorgenti sono ampiamente utilizzate in brachiterapia permanente, dato anche il vantaggio associato alle basse energie dei fotoni emessi.

Le sorgenti di brachiterapia sono caratterizzate in termini di rateo di kerma in aria ad una specificata distanza e perpendicolarmente all'asse della sorgente al suo centro. La misura deve essere effettuata con una camera a ionizzazione opportunamente tarata nell'intervallo di energia dei fotoni emessi dalla sorgente.

Data la bassa sensibilità della camera a ionizzazione e dato che i rivelatori a stato solido hanno maggiore efficienza di rivelazione, si è ritenuto utile impiegare un rivelatore a stato solido per la determinazione della dose in brachiterapia.

La valutazione sperimentale della dose richiede di controllare rigorosamente e cercare di minimizzare le distorsioni della risposta del rivelatore, quali per esempio la dipendenza del rateo di dose, la non linearità della risposta in dose, dipendenza dall'energia, mediazione sul volume totale, stabilità nel tempo della lettura e dei coefficienti di taratura.

Diversi semiconduttori, quali Si e Ge, sono stati proposti per effettuare le misure di spettro in condizioni cliniche. Nonostante l'elevata risoluzione energetica dei rivelatori a Si e Ge, lo spettro energetico presenta delle distorsioni associate alla bassa efficienza di rivelazione e alla presenza di picchi di fuga. Nel caso dei rivelatori di CdTe e CdZnTe, l'elevato numero atomico ( $Z_{\text{max}} = 52$ ) e il largo

gap di banda (CdTe:  $E_G$ -1.5eV, CdZnTe:  $E_G$  1.6eV), in confronto con Si e Ge, implicano un'elevata efficienza quantica e ottima sensibilità a temperatura ambiente [2]. Pertanto, è stata valutata la possibilità di utilizzare un sistema di misura basato sui rivelatori a CdZnTe per la determinazione del kerma in aria e della distribuzione spaziale della dose dovuta ad una sorgente di  $^{125}\text{I}$ . Tale sistema di misura è stato studiato, nell'ambito dell'esperimento FLUXEN dell'I.N.F.N., per acquisire la distribuzione in energia dei tubi a raggi X utilizzati nella diagnostica [3, 4].

### Materiali e Metodi

Le sorgenti utilizzate in questo studio sono sorgenti radioattive di  $^{125}\text{I}$ , modello 6711, prodotte dalla GE Healthcare, IL. e commercializzate dall'Oncura, Inc. Per queste sorgenti di  $^{125}\text{I}$ , il materiale radioattivo è all'interno di un cilindro di Ag di lunghezza 3 mm, che serve come marker radiografico, a sua volta contenuto in una capsula di titanio spessa 0.05 mm. Il radionuclide  $^{125}\text{I}$  decade per cattura elettronica, producendo raggi X di 27.4 keV e di 31.0 keV ( $K_\alpha$  e  $K_\beta$  del Te) e raggi  $\gamma$  di transizione di 35.5 keV [5].

Lo spettro energetico delle sorgenti in esame presenta picchi addizionali di energia 22.1 e 25.2 keV, che corrispondono alle emissioni  $K_\alpha$  e  $K_\beta$  dell'argento. La produzione di questi raggi X è dovuta all'interazione dei fotoni emessi dallo  $^{125}\text{I}$  con la capsula di Ag. Le energie dei raggi X corrispondenti ai livelli  $K_\alpha$  e  $K_\beta$  dell'Ag sono tali da non essere fermati dalla capsula di Ti e contribuiscono, pertanto, allo spettro energetico in quanto facilmente rivelabili. L'energia dei raggi X caratteristici del Ti è 4.51 keV, ma l'abbondanza di tali raggi X è trovata essere confrontabile a quella dei raggi  $\gamma$  di 35.5 keV. Il loro contributo all'esposizione è il 19 % dell'esposizione totale, quando l'attenuazione tra la sorgente e il rivelatore è trascurabile [6].

La distribuzione della dose dovuta ad una sorgente per brachiterapia, non è isotropica (la distribuzione di dose perfettamente simmetrica è associata a sorgente puntiforme). Il comportamento anisotropo è conseguenza della dimensione finita della sorgente, dall'assorbimento delle pareti della capsula, e l'auto-assorbimento della sorgente.

Il rateo di dose assorbita può essere valu-

tato in base all'approssimazione di sorgente lineare mediante la seguente equazione generale, come riportato nei protocolli di dosimetria internazionali, predisposti dall'American Association of Physicists in Medicine (AAPM) [5, 7]:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \frac{\Lambda}{G(r_0, \theta_0)} G(r, \theta) g(r) F(r, \theta) \quad 1$$

dove  $r$  indica la distanza (espressa in cm) dal centro della sorgente al punto di interesse;  $r_0$  indica la distanza di riferimento che viene fissata ad 1 cm; e  $J$  indica l'angolo polare individuato dal punto di interesse,  $P(r, J)$ , rispetto all'asse longitudinale della sorgente. L'angolo di riferimento,  $J_0$  indica il piano trasverso alla sorgente ed è pari a  $90^\circ$ .

$S_K$  è l'intensità di kerma in aria (*air-kerma strength*), espressa in  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ , numericamente uguale alla quantità rateo di kerma in aria di riferimento raccomandato dall'ICRU 38 e 60.

L'intensità di kerma in aria è definito come:

$$S_K = \dot{K}_\delta(d) d^2 \quad 2$$

dove  $\dot{K}_\delta(d)$  rappresenta il rateo di kerma in aria nel vuoto ed è associato a fotoni di energia superiore a  $\delta$  (raggi X caratteristici prodotti negli strati esterni dell'acciaio e del titanio della capsula, che determinano solo un aumento del rateo di kerma, senza contribuire significativamente alla dose per distanze superiori a 0.1 cm nel tessuto) ad una distanza  $d$  localizzata sul piano trasverso della sorgente. L'espressione *nel vuoto* sta ad indicare che le misure devono essere corrette per l'attenuazione dei fotoni e per lo *scattering* in aria e qualsiasi altro materiale interposto tra la sorgente e il rivelatore.

La costante di rateo di dose (*dose rate constant*) in acqua,  $\Lambda$ , è il rapporto del rateo di dose nel punto di riferimento,  $P(r_0, J_0)$ , in acqua e l'intensità di kerma in aria,  $S_K$ , valutata alla distanza  $r_0 = 1$  cm. Quindi, la costante di rateo di dose è il rateo di dose per unità di intensità di kerma in aria alla distanza di riferimento  $r_0 = 1$  cm, nella direzione dell'asse trasverso. La costante  $\Lambda$  è espressa in  $\text{cGy}\cdot\text{h}^{-1}\text{U}^{-1}$ , ossia in  $\text{cm}^{-2}$  (in quanto si considera  $1 \text{ U} = 1 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$ ) ed è definita dalla seguente relazione:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \vartheta_0)}{S_K} \Big|_{r_0=1cm} \quad 3$$

La costante di rateo di dose dipende sia dal radionuclide che dal modello della sorgente, ed è influenzata dalla metodica sperimentale utilizzata nella valutazione di  $S_K$ .

La funzione geometrica  $G(r, \vartheta)$  ha lo scopo di migliorare l'accuratezza con la quale si ricavano i ratei di dose per estrapolazione dai dati tabulati per punti discreti. Tale funzione geometrica trascura la diffusione e l'attenuazione e fornisce una correzione effettiva della legge dell'inverso del quadrato della distanza basata su un apposito modello della distribuzione della radioattività all'interno della sorgente.

La funzione  $g(r)$  è la funzione di dose radiale, che tiene conto della caduta di dose sul piano trasverso dovuto alla diffusione e all'attenuazione dei fotoni, escludendo il contributo puramente geometrico. La funzione  $g(r)$  è uguale all'unità nel punto  $r_0 = 1$  cm ed è definita come segue:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \vartheta_0) G(r_0, \vartheta_0)}{\dot{D}(r_0, \vartheta_0) G(r, \vartheta_0)} \quad 4$$

La funzione di anisotropia 2D,  $F(r, \vartheta)$ , descrive la variazione in dose come funzione dell'angolo polare relativo al piano trasverso ed è definita come:

$$F(r, \vartheta) = \frac{\dot{D}(r, \vartheta) G(r, \vartheta_0)}{\dot{D}(r, \vartheta_0) G(r, \vartheta)} \quad 5$$

### Sistema di misura

Il sistema di misura consiste di un rivelatore a stato solido di CdZnTe della dimensione  $3 \times 3 \times 2$  mm<sup>3</sup>, con una finestra di Be spessa 250 μm, prodotto dall'Amptek, Inc. (Bedford, MA). Il rivelatore è raffreddato da una cella Peltier (ad approssimativamente -20°C). Il sistema di misura basato su CdZnTe è un sistema spettroscopico. Dalle misure spettroscopiche si determina la distribuzione di dose di una sorgente di <sup>125</sup>I, a partire dalla misura del kerma in aria.

Il kerma in aria è definito anche come:

$$K_{air}(E) = \phi(E)E \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho}(E) \right)_{air} \quad 6$$

dove  $\phi$  (espresso in fotoni/mm<sup>2</sup>) è la fluenza di particelle;  $E$  è l'energia del fotone (keV) e  $(\mu_{tr}/\rho)_{air}$  è il coefficiente di trasferimento di energia massico per l'aria (cm<sup>2</sup>/g) [8]. La fluenza di particelle si ricava effettuando un'operazione di taratura che associa una stima dell'attività della sorgente al conteggio di fotoni che hanno depositato nel rivelatore una certa energia. Il coefficiente di taratura è l'efficienza di rivelazione del sistema di misura, che dipende dall'energia [9].

È stata, inoltre, effettuata una taratura in kerma in aria del sistema mediante camera a ionizzazione tarata in kerma in aria nell'intervallo di energia di interesse. Si mette in relazione la lettura della camera a ionizzazione e il valore del kerma in aria ottenuto con il rivelatore CdZnTe, per il quale è stata fissata una soglia di rivelazione di 8 keV per eliminare il contributo dei raggi X caratteristici del Ti della capsula.

### Risultati

Il centro del sorgente è stato incollato ad un tubo di vetro di diametro di 1.4 mm e lungo 10 cm, che ruotava con una scala graduata. L'asse del sorgente era perpendicolare al sostegno. Poiché il sistema di misura non può lavorare immerso in acqua, si è valutata la distribuzione di dose utilizzando diversi spessori (1, 3, 4, 5, 6 e 8 cm) di acqua solida (Gammex RMI 457). Le lastre sono quadrate di lato 25 cm e sono state interposte tra la sorgente e il rivelatore.

### Determinazione $S_K$

La quantità  $S_K$  è stata determinata al variare della distanza tra la sorgente e il rivelatore di CdZnTe in aria. Per distanze superiori ai 40 mm, la sorgente è vista dal rivelatore come puntiforme e, di conseguenza, il valore della grandezza  $S_K$  risulta essere indipendente dalla distanza (raggiunge un plateau con fluttuazioni di tipo statistico). Il valore del plateau è  $S_K = 0.262 \pm 0.003$  μGy m<sup>2</sup>/h. Tale valore va confrontato con quello riportato sul certificato di taratura corretto per un fattore che tenga conto del decadimento della sorgente dalla data di taratura alla data della misura ( $S_K = 0.265$  μGy m<sup>2</sup>/h).

La differenza tra il valore sperimentale e quello di riferimento è di circa l'1%.

### Determinazione $\Lambda$

La costante di rateo di dose è determinata a partire dall'equazione 3. Il rateo di dose assorbita in acqua solida è ottenuto a partire dalla misura di kerma in aria, in condizione di equilibrio di particelle cariche, moltiplicando per il rapporto dei coefficienti di attenuazione dell'acqua solida e dell'aria. Il rateo di dose ottenuto, sperimentalmente con il sistema di misura basato su rivelatore CdZnTe, alla distanza  $r_0 = 1$  cm e nella direzione perpendicolare all'asse della sorgente è  $3.77 \times 10^{-4}$  mGy/s. Il valore dell'intensità di kerma in aria, determinato sperimentalmente, alla stessa distanza dalla sorgente è  $S_K = 0.146$   $\mu\text{Gym}^2/\text{h}$ . Quindi, il valore della costante del rateo di dose determinato sperimentalmente con il nostro sistema di misura, per la sorgente in esame, è  $\Lambda = 0.93 \pm 0.02$   $\text{cm}^{-2}$ .

Per le sorgenti di  $^{125}\text{I}$  modello 6711, il valore di riferimento della costante di rateo di dose è  $\Lambda = 0.92$   $\text{cm}^{-2}$  [10, 11].

Il valore sperimentale, misurato con il sistema a CdZnTe, è coincidente con il valore di riferimento entro l'1%.

### Determinazione $g(r)$

L'andamento della funzione  $g(r)$  al variare della distanza è valutata sulla base dell'equazione 4. Il valore del rateo di dose nel punto  $P(r_0, \vartheta_0)$  e a diverse distanze  $r$  sull'asse trasverso della sorgente si ricava dalle misure di kerma in aria realizzate con il rivelatore a CdZnTe. Nella Figura 1 sono riportati i valori ottenuti in questo studio (indicati con il simbolo quadrato chiuso,  $\blacksquare$ ). Nello stesso grafico si presentano anche i valori sperimentali ottenuti da Nath [11] ( $\square$ ), impiegando dei TLD in fantoccio di acqua solida, e quelli assegnati dal TG-43 ( $\triangle$ ) per il modello di sorgente usato in questo studio [7].

Per distanze tra 1.0 cm e 3.0 cm i risultati sperimentali ottenuti con il nostro rivelatore a CdZnTe sono perfettamente sovrapponibili ai valori assegnati dal TG-43 e alle valutazioni sperimentali di Nath [11]. Per distanze inferiori, non sono state effettuate misure con CdZnTe e TLD [11] alla stessa distanza, ma i dati sperimentali ottenuti con i due sistemi di misura sono ragionevolmente in accordo. Per distanze superiori ai 4 cm, i valori da noi misurati risultano sistematicamente inferiori ai valori raccomandati dal TG-43 e a quelli

misurati con i TLD di circa il 20%.

Ulteriori studi, in special modo simulazioni, sono necessari per capire il perché di questa differenza.

### Determinazione $F(r, \vartheta)$

Per determinare la funzione  $F(r, \vartheta)$  si ricava il valore del rateo di dose a diverse distanze  $r$  sull'asse trasverso della sorgente e a diversi angoli rispetto all'asse della sorgente dalle misure di kerma in aria realizzate con il rivelatore a CdZnTe. Data la simmetria della distribuzione, si è studiato l'andamento della funzione  $F(r, \vartheta)$  per  $\vartheta$  che varia tra  $0^\circ$  e  $90^\circ$  mediando il valore corrispondente sui quattro quadranti. Le misure sono state acquisite in fantoccio di acqua solida su un angolo di  $360^\circ$ .

In Figura 2, a titolo di esempio, è riportato l'andamento di  $F(r, \vartheta)$  in funzione di  $\vartheta$  per la distanza sorgente - rivelatore di 3 cm. Le misure sono state effettuate anche per distanze sorgente - rivelatore di 1, 4, 5, 6, 8 cm. I risultati ottenuti sono completamente in accordo con i dati assegnati dal TG-43 [7] e con quelli determinati con TLD in fantoccio di acqua solida [12] per angoli  $\vartheta > 20^\circ$ .

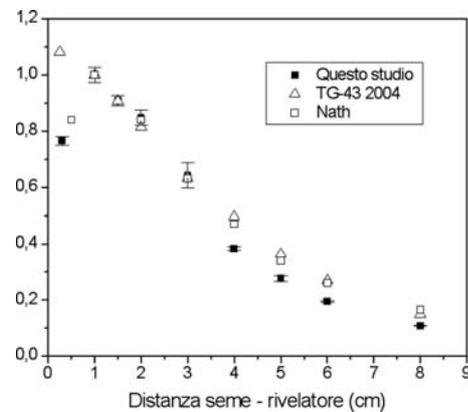


Figura 1: Andamento della funzione di dose radiale in funzione della distanza dal centro della sorgente lungo l'asse trasverso.

L'incertezza associata alle misure per distanze inferiori ai 3 cm è minore oppure uguale al 3%, mentre per le distanze comprese tra 4 cm e 8 cm tale incertezza è inferiore all'1%. Questo si può giustificare considerando che, per  $r \leq 3$  cm, le misure nei diversi quadranti hanno una maggiore differenza probabilmente associata alla non simmetria geometrica della sorgente all'interno della capsula di Ti. Per  $4 \text{ cm} \leq r \leq 8$  cm, le misure

nei diversi quadranti sono meno influenzate dalla posizione della sorgente all'interno della capsula.

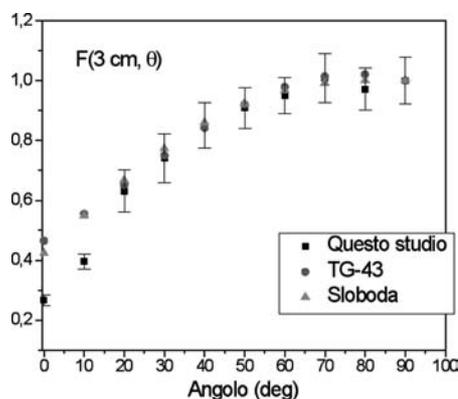


Figura 2: Andamento della funzione  $F(r, \theta)$  in funzione dell'angolo polare relativo al piano trasverso alla distanza dalla sorgente di 3 cm.

#### Determinazione distribuzione di dose

Le misure effettuate ai diversi angoli e alle diverse distanze sorgente – rivelatore sono state utilizzate per la rappresentazione in coordinate polari della distribuzione della dose per la sorgente di  $^{125}\text{I}$ . In Figura 3 è presentato il grafico in coordinate polari dei valori di dose relativa corretta per l'inverso del quadrato della distanza in funzione dell'angolo  $\theta$ , angolo compreso tra l'asse del sorgente e la direzione della misura, alla distanza  $r$ . L'angolo  $\theta = 0^\circ$  corrisponde alla direzione individuata dall'asse della sorgente, mentre l'angolo  $\theta = 90^\circ$  corrisponde alla direzione perpendicolare all'asse della sorgente. I dati sono normalizzati al valore corrispondente al punto a distanza 1 cm lungo l'asse perpendicolare del sorgente.

Ad ogni distanza  $r$ , la distribuzione della dose dipende dall'angolo  $\theta$ . La dipendenza da  $\theta$  diminuisce gradualmente quanto la distanza aumenta (Figura 3). Per esempio, i rapporti di dose a  $0^\circ$  e  $90^\circ$  sono, rispettivamente, 0.26 a 1 cm e 0.41 a 5 cm.

Questo andamento è parzialmente dovuto alla differenza nell'effetto della relazione della legge dell'inverso del quadrato tra i diversi punti di misura e la sorgente lineare. Inoltre, bisogna considerare l'aumento della dose determinata dalla radiazione diffusa con la distanza. La radiazione diffusa è proporzionalmente più significativa lungo l'asse del

sorgente a causa della riduzione della radiazione.

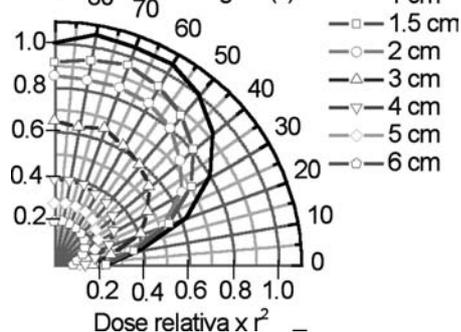


Figura 3: Distribuzione relativa di dose corretta per le variazioni geometriche.

Le distribuzioni di dose relativa presentata in Figura 3 confermano l'andamento di analoghe distribuzioni ottenute da altri gruppi di ricerca attraverso simulazioni Monte Carlo e attraverso la misura diretta con TLD [12, 13].

#### Determinazione incertezza sul rateo di dose

La distribuzione di dose per una sorgente di  $^{125}\text{I}$  è stata determinata sperimentalmente sulla base dell'equazione 1.

Il sistema di misura è stato tarato in kerma in aria mediante camera a ionizzazione tarata in kerma in aria. A tale operazione si associa un'incertezza del 2%. Tale incertezza deve essere sommata in quadratura con le incertezze statistiche associate alle altre quantità misurabili. Sono stati presentati i valori del kerma in aria per  $\theta$  che varia tra  $0^\circ$  e  $90^\circ$ . Tali valori sono stati ottenuti mediando il valore corrispondente sui quattro quadranti, data la simmetria della distribuzione. In questo modo si minimizza l'incertezza associata al posizionamento reciproco sorgente – rivelatore.

A ciascuna quantità misurata è associata un'incertezza sperimentale (incluso il contributo dell'incertezza dovuta alla procedura di taratura), come riportato nella Tabella 1. Nella valutazione dell'incertezza complessiva per la determinazione della dose assorbita, si è considerato per la funzione anisotropia il massimo valore di incertezza associata alla misure sperimentale.

| Componente                       | Incertezza |
|----------------------------------|------------|
| $S_K$                            | 2.2 %      |
| D                                | 2.9 %      |
| $g(r)$                           | 2.8 %      |
| $F(r, \vartheta)$                | 3.6 %      |
| Incertezza combinata complessiva | 5.8 %      |

Tabella 1: Incertezze associate alla determinazione della dose assorbita.

### Conclusioni

Questa tesi si è posta come scopo la determinazione sperimentale della distribuzione di dose per una sorgente di  $^{125}\text{I}$  utilizzata in brachiterapia.

Si è scelto come sistema di misura un sistema basato su rivelatore a semiconduttore CdZnTe, data l'elevata capacità spettroscopica ed efficienza di rivelazione.

È stata effettuata una taratura del nostro sistema di misura utilizzando una camera a ionizzazione con appropriata taratura.

Il sistema di misura con rivelatore CdZnTe permette di fare acquisizioni spettroscopiche. Sono stati acquisiti spettri sia in aria che in acqua solida. Dagli spettri è stato possibile ottenere la fluenza di particelle conoscendo l'andamento dell'efficienza di rivelazione del sistema in funzione dell'energia. Quindi, nota la fluenza di particelle è stato calcolato il kerma in aria e poi, considerando il rapporto dei coefficienti di attenuazione dell'acqua solida e dell'aria, il rateo di dose in acqua solida.

La determinazione sperimentale in questo studio dell'intensità di kerma in aria e della costante del rateo di dose di rateo è coincisa entro l'1% con i valori raccomandati dall'AAPM e pubblicati da altri gruppi di ricerca. È stato studiato l'andamento della funzione radiale,  $g(r)$ , al variare della distanza  $r$ . I risultati ottenuti sono in linea con i dati analoghi precedentemente [7, 11, 14] per distanze inferiori ai 4 cm. Tali distanze sono quelle che maggiormente interessano al fine della valutazione dosimetrica per trattamenti in brachiterapia. Le discrepanze trovate tra i nostri valori sperimentali e i dati in bibliografia, per distanze maggiori di 4 cm, devono essere ulteriormente investigate anche con l'ausilio di simulazioni MonteCarlo.

È stato riprodotto con buona approssima-

zione anche l'andamento della funzione anisotropia,  $F(r, \vartheta)$ , che descrive la variazione in dose come funzione dell'angolo polare relativo al piano trasverso. L'incertezza statistica associata alle misure di  $F(r, \vartheta)$  per distanze inferiori ai 3 cm è minore oppure uguale al 3%, mentre per le distanze comprese tra 4 cm e 8 cm tale incertezza è inferiore all'1%. Questo si può giustificare considerando che, per  $r \leq 3$  cm, le misure risentono maggiormente della non uniformità geometrica della sorgente.

È stato ottenuta una rappresentazione in coordinate polari della distribuzione di dose, corretta per l'inverso del quadrato della distanza, al variare dell'angolo  $\vartheta$  tra l'asse della sorgente e il sistema di misura e della distanza sorgente rivelatore. Si ricava che la dipendenza della dose relativa dall'angolo  $J$  diminuisce gradualmente all'aumentare della distanza. Anche in questo caso si è verificato un accordo con gli altri dati di letteratura [12].

L'incertezza complessiva nelle misure della dose assorbita, stimata nel presente lavoro è di circa il 5.8 % entro una deviazione standard.

Visti i risultati ottenuti sia nella determinazione dell'intensità di kerma in aria, sia della costante di rateo di kerma che nella ricostruzione della distribuzione spaziale della dose per una sorgente di  $^{125}\text{I}$  si ritiene che il sistema di misura basato su rivelatore CdZnTe possa essere utilizzato per valutazioni dosimetriche per sorgenti di  $^{125}\text{I}$  e per validazione del Treatment Planning System usato per piani di trattamento di Brachiterapia.

### Bibliografia

- [1] IAEA TRS – 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, International Atomic Energy Agency IAEA, 2001
- [2] F.H. Attix "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry", Wiley, New York, 1986
- [3] Stumbo S., Bottigli U., Golosio B., Oliva P. and Tangaro S., Direct analysis of molybdenum target generated x-ray spectra with a portable device, Med. Phys. 31 (10), pp. 2763 – 2770, 2004
- [4] Bottigli U., Golosio B., Masala G.L., Oliva P., Stumbo S., Delogu P., Fantacci M. E., Abbene L., Fauci F. and Raso G., Comparison of two portable solid state detectors with an improved

- collimation and alignment device for mammographic x-ray spectroscopy, *Med. Phys.* 33 (9), pp. 3469 – 3477
- [5] Nath R et al, Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 60, *Med. Phys.* 26, pp. 119-152, 1999
- [6] Kubo H., Exposure contribution from Ti K x rays produced in the titanium capsule of the clinical I-125 seed, *Med. Phys.* 12 (2), pp. 215-220, 1995
- [7] Rivard M. J., Coursey B. M., Hanson W.F., Huq M. S., Ibbott G. S., Mitch M. G., Nath R. and Williamson J. F., Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, *Med. Phys.* 31 (3), pp. 633-674, 2004
- [8] Boone J. M. and Chavez A. E., Comparison of x-ray cross sections for diagnostic and therapeutic medical physics, *Med Phys* 23 (12), pp. 1997 - 2005, 1996
- [9] S. Miyajima et al, CdZnTe detector in diagnostic x-ray spectroscopy, *Med. Phys.* 29, pp. 1421-1429, 2002.
- [10] Chiu-Tsao S.T., Anderson L. L., O'Brien K., Dose rate determination for  $^{125}\text{I}$  seeds, *Med. Phys.* 17 (5), pp. 815-825, 1990.
- [11] Nath R., Meigooni A. S. and Meli J. A., Dosimetry on transverse axes of  $^{125}\text{I}$  and  $^{192}\text{Ir}$  interstitial brachytherapy sources, *Med. Phys.* 17 (6), pp. 1032-1040, 1990
- [12] Sloboda R. S. and Menon G. V., Experimental determination of the anisotropy function and anisotropy factor for model 6711 I-125 seeds, *Med. Phys.* 27 (8), pp. 1789-1799, 2000.
- [13] Ahmad M., Fontenla D. P., Chiu-Tsao S., Chui C. S., Reiff J. E., Anderson L. L., Huang D. Y. C. and Schell M. C., Diode dosimetry of models 6711 and 6712  $^{125}\text{I}$  seeds in a water phantom, *Med. Phys.* 19 (2), pp. 391 – 399, 1992
- [14] Dolan J., Li Z. and Williamson J.F., Monte Carlo and experimental dosimetry of an  $^{125}\text{I}$  brachytherapy seed, *Med. Phys.* 33 (12), pp. 4675-4684, 2006

**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI CAGLIARI - A. A.2008/2009**  
**CONCORSO DI AMMISSIONE**  
**ALLA SCUOLA DI SPECIALIZZAZIONE IN FISICA MEDICA**  
**PROVA SCRITTA - 11/06/2009**

- 1) **Un circuito LC (induttanza L e capacità C in parallelo)**
- può avere teoricamente impedenza zero per una particolare frequenza
  - ha impedenza costante pari a LC
  - ha impedenza infinita per tutte le frequenze al di sopra della banda passante
- 2) **L'Energia Cinetica**
- è l'energia che possiede un corpo in movimento
  - è l'energia dovuta alla agitazione termica degli atomi
  - è l'energia necessaria per sollevare di un metro un corpo di massa pari a un kilogrammo
- 3) **La Potenza esprime**
- il Lavoro compiuto nell'unità di tempo
  - il Lavoro compiuto dalla Energia Potenziale
  - la somma della Energia Potenziale e della Energia Cinetica
- 4) **Quale unità di misura è generalmente utilizzata per l'energia delle radiazioni ionizzanti?**
- Joule
  - Kcalorie
  - Elettronvolt
- 5) **La capacità è data da**
- prodotto tra carica e differenza di potenziale
  - rapporto tra carica e differenza di potenziale
  - rapporto tra differenza di potenziale e carica
- 6) **La forza di gravità**
- è solo repulsiva
  - può essere sia attrattiva che repulsiva
  - è solo attrattiva
- 7) **La lunghezza d'onda delle onde elettromagnetiche**
- dipende dalla frequenza
  - dipende dal percorso totale compiuto dalla radiazione elettromagnetica
  - è costante e vale circa 300 000 km

- 8) La tensione anodica e il filtraggio influenzano maggiormente**
- la direzione del fascio
  - la qualità del fascio
  - la quantità di radiazioni emesse
- 9) La costante h di Planck vale circa**
- $6.64 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$
  - $6.64 \cdot 10^{-34} \text{ J/s}$
  - $6.64 \cdot 10^{23} \text{ KT}$
- 10) La forza agente tra cariche di segno opposto**
- è attrattiva
  - è nulla
  - è repulsiva
- 11) I protoni e gli elettroni**
- sono entrambi privi di carica
  - hanno cariche di segno opposto
  - hanno cariche identiche
- 12) La massa atomica di un dato elemento si può stimare**
- facendo il rapporto tra la densità di un centimetro cubico dell'elemento e il numero di Avogadro
  - facendo il rapporto tra la massa di un centimetro cubico dell'elemento e il numero di Avogadro
  - effettuando il rapporto tra la massa di un grammoatomo dell'elemento considerato e il numero di Avogadro
- 13) La carica del protone**
- è leggermente inferiore alla carica dell'elettrone
  - è leggermente superiore alla carica dell'elettrone
  - è identica in valore assoluto alla carica dell'elettrone
- 14) Attraverso un induttore**
- si propaga la corrente alternata senza subire attenuazione
  - si propaga la corrente continua attenuata di un fattore  $1/L^2$
  - si propaga la corrente continua
- 15) L'attività di una sorgente radioattiva si esprime con (N= numero di nuclei non ancora decaduti):**
- $A = N$
  - $A = -dN / dt$
  - $A = -N$
- 16) Quale affermazione è corretta?**
- La emissione di onde elettromagnetiche è dovuta alla emissione di elettroni da parte degli atomi.
  - La corrente elettrica è dovuta alla emissione di onde elettromagnetiche
  - La luce è un fenomeno di propagazione di onde elettromagnetiche
- 17) Gli specchi concavi**
- possono formare sia immagini reali sia immagini virtuali
  - formano sempre immagini reali
  - formano sempre immagini virtuali
- 18) I colori fondamentali sono**
- Viola Magenta Ciano
  - Rosso Verde Blu
  - Rosso Giallo Verde
- 19) La frequenza indica**
- il numero di oscillazioni compiute nell'unità di tempo (in un secondo)
  - il numero di oscillazioni compiute in un tempo pari al periodo T
  - il numero di oscillazioni presenti nella unità di lunghezza (in un metro)
- 20) La radiazione infrarossa è costituita da radiazioni elettromagnetiche**
- di ampiezza particolarmente elevata
  - con lunghezza d'onda inferiore a quella della luce rossa
  - con lunghezza d'onda superiore a quella della luce rossa
- 21) Una macchia di colore Giallo**
- assorbe la luce Blu, infatti il Giallo è il colore complementare del Blu
  - assorbe la luce di colore Rosso, Verde, Blu, Viola
  - modifica il colore della luce convertendo qualunque colore in Giallo
- 22) Quando un corpo cade**
- l'Energia Potenziale aumenta e l'Energia Cinetica diminuisce
  - l'Energia Potenziale e l'Energia Cinetica rimangono costanti
  - l'Energia Potenziale si trasforma in Energia Cinetica
- 23) Le immagini colorate nella televisione a colori**
- sono una illusione ottica, infatti la luce emessa da schermo televisivo è solo bianca
  - si ottengono utilizzando i sette colori dell'arcobaleno
  - si ottengono con la miscela dei colori fondamentali
- 24) La potenza sviluppata in un circuito elettrico è data dal prodotto**
- della differenza di potenziale per la corrente

- b) della resistenza per la differenza di potenziale  
 c) della corrente per la resistenza
- 25) Un prisma ottico separa le radiazioni di diversa lunghezza d'onda che formano la luce bianca perché**
- a) le radiazioni di lunghezza d'onda diversa sono assorbite in modo differente  
 b) il materiale di cui è costituito il prisma ottico ha indice di rifrazione diverso per le varie lunghezze d'onda  
 c) l'angolo di deviazione è direttamente proporzionale alla fase della radiazione
- 26) Le lenti convergenti**
- a) possono formare sia immagini reali sia immagini virtuali  
 b) formano sempre immagini reali  
 c) formano sempre immagini virtuali
- 27) I colori complementari sono**
- a) Verde Magenta Viola  
 b) Blu Verde Rosso  
 c) Ciano Magenta Giallo
- 28) La somma di due vettori**
- a) è consentita solo se i due vettori hanno direzioni parallele  
 b) è un vettore  
 c) è uno scalare
- 29) Il decadimento beta- è:**
- a) Una conseguenza dei raggi X.  
 b) La trasformazione di un neutrone in protone con conseguente espulsione di un elettrone  
 c) L'eliminazione di un protone dall'atomo.
- 30) Perché le ossa assorbono più raggi X dei tessuti molli:**
- a) perché hanno coefficiente di assorbimento più basso  
 b) perché sono più rigide  
 c) perché hanno coefficiente di assorbimento più alto
- 31) Le onde elettromagnetiche si propagano con una velocità**
- a) pari a alla velocità della luce  
 b) pari a circa 1000 m/s  
 c) molto superiore alla velocità della luce
- 32) La forza di attrazione gravitazionale che agisce tra due corpi**
- a) non dipende dalla distanza tra i due corpi  
 b) diminuisce con l'aumento della distanza tra i due corpi  
 c) cresce con l'aumentare della distanza tra i due corpi
- 33) L'emissione di un fotone da parte di un atomo avviene quando:**
- a) Un elettrone salta da un orbita superiore ad una inferiore con perdita di energia, che viene espulsa dall'atomo come fotone.  
 b) Si ha sbilanciamento del numero di protoni ed elettroni per agitazione termica.  
 c) L'agitazione termica è bassa e gli elettroni sono liberi di spostarsi da un livello energetico basso a uno alto.
- 34) Il Catodo del tubo di Coolidge**
- a) è un filamento di Tungsteno che viene portato all'incandescenza, come in una normale lampadina  
 b) è una sorgente radioattiva molto pericolosa, infatti i Raggi X possono recare danno  
 c) è costituito da un piccolo generatore di corrente elettrica; quando il generatore si scarica il tubo di Coolidge non è più utilizzabile
- 35) Ciò che caratterizza l'onda elettromagnetica**
- a) è la sua durata nel tempo  
 b) è il suo colore  
 c) è la frequenza e l'ampiezza dell'onda
- 36) Un Grammo-Atomo di un Elemento con numero di massa A**
- a) ha la massa di un grammo  
 b) ha una massa pari a A grammi  
 c) ha la massa di un atomo di Carbonio
- 37) L'unità di misura, attualmente in uso, dell'attività di una sorgente radioattiva è:**
- a) ElettronVolt  
 b) Newton  
 c) Becquerel
- 38) Una lente convergente forma l'immagine reale**
- a) in un punto posto tra il fuoco e l'infinito a seconda della posizione dell'oggetto  
 b) oltre il doppio della distanza focale  
 c) nel fuoco
- 39) Il decadimento beta+ è:**
- a) La trasformazione di un protone del nucleo in neutrone con conseguente espulsione di una particella con carica positiva unitaria  
 b) L'acquisto di un protone da parte di un nucleo

c) L'acquisto di un elettrone da parte di un nucleo

**40) Per rispettare le dimensioni delle grandezze fisiche**

a) non si possono moltiplicare tra loro grandezze disomogenee

b) si possono eseguire operazioni solo tra grandezze fondamentali (lunghezza, tempo, massa)

c) si possono sommare solo grandezze omogenee

*(Le soluzioni a pag. ...)*

*(Da pagina ..... soluzioni prova d'ammissione)*

1)a, 2)a, 3)a, 4)c, 5)b, 6)c, 7)a, 8)c, 9)a, 10)a, 11)b, 12)c, 13)c, 14)c, 15)b, 16)c, 17)a, 18)b, 19)a, 20)c, 21)a, 22)c, 23)c, 24)a, 25)b, 26)a, 27)c, 28)b, 29)b, 30)c, 31)a, 32)b, 33)a, 34)a, 35)c, 36)b, 37)c, 38)a, 39)a, 40)c

# SUONI E VIBRAZIONI SULL'UOMO RISCHIO BENEFICIO

di Franco Bistolfi - Omicron Editrice, Genova 2004, pagg. 224

*Recensione di Contardo Alberti*

Non è infrequente rilevare, tra coloro che esercitano un'attività clinico-strumentale, il possesso di grandi manualità tecniche accanto ad un carente background culturale relativo ai fenomeni biofisici e biochimici correlati, venendone così privilegiata la *téchne* (destrezza operativa) a scapito della *gnôsis-epistème* (conoscenza-scienza). Il testo del prof. Bistolfi "Suoni e Vibrazioni sull'Uomo" dà un forte contributo alla *gnôsis-epistème*, costituendo una preziosa risorsa volta a delucidare le interazioni tra energie acustiche e vibrazionali meccaniche con la materia vivente, sulla base delle moderne conoscenze di biomeccanica e meccanobiologia.

La *prima parte* dell'opera considera una serie di argomenti di base, necessari per poter comprendere gli effetti lesivi, le applicazioni terapeutiche, alcune recenti tecniche diagnostiche, nonché altre recenti applicazioni sperimentali in campo biologico delle diverse energie vibrazionali meccaniche, sonore, infrasoniche e ultrasoniche.

Dopo un'ampia disanima sulla *fisica del suono* e sulle caratteristiche dei suoni puri (coerenti) a fronte del rumore, viene trattata, nell'ambito dei suoni udibili, l'interessante distinzione tra effetti uditivi e somatici *mediati dalla coclea* ed effetti somatici *non mediati dalla coclea* bensì da tessuti non uditivi: la cute (corpuscoli del Pacini), il sistema di cellule MC (Bistolfi, 2002) dotate di microvilli o/e ciglia, largamente diffuse nell'organismo, e il sistema bioconduttivo-connessionale (Bistolfi, 1990) identificantesi in un insieme polidistrettuale di strutture filamentose proteiche intra- ed extracellulari.

Particolare rilievo vien dato alla *trasduzione elettromagneto-acustica* (effetto TEMA, Bistolfi e Brunelli, 2001) ed *acusto-elettromagnetica* (effetto TEMA invertito), fenomeni che si manifestano nei tessuti biologici tramite le macromolecole proteiche, veri convertitori di energia non soltanto a seguito di effetti piezoelettrici e flexoelettrici, ma anche tramite il cosiddetto "surfing di elettroni": trasferimento di elettroni da parte di onde acustiche lungo filamenti proteici semiconduttori, sia del

citoscheletro (CSK) che della matrice extracellulare (MEC).

Importante il capitolo sugli *infrasuoni*, dove si esaminano non solo fenomeni di risonanza con le basse frequenze intrinseche degli organi umani, ma anche le *shock waves*, oggi impiegate in litotripsia e in terapia ortopedica, nonché per ottenere la sonoporazione di cellule con la conseguente transfezione intracellulare di particelle geniche o di farmaci.

Il capitolo sugli *ultrasuoni*, dopo un excursus sulle conoscenze classiche di fisica e biologia, considera in particolare gli effetti rigenerativi ottenuti con ultrasuoni pulsati di bassa intensità in lesioni dei tessuti cutanei, nervosi periferici e del tessuto osseo (fratture).

Le *vibrazioni meccaniche di bassa frequenza* e alta intensità in  $m/s^2$  si correlano con la Medicina del Lavoro tramite la "sindrome mano braccio" e la "sindrome corpo intero" indotte dai più vari strumenti vibranti (martello pneumatico, motoseghe, trattori, elicotteri, scavatrici) e coinvolgenti numerosi sistemi organici (vascolare, osteoarticolare, nervoso periferico e centrale, neurovegetativo). Per contro, vibrazioni meccaniche di bassa frequenza e bassa intensità in  $m/s^2$  sono da molti anni anche impiegate per vari scopi terapeutici.

Ma le vibrazioni meccaniche di bassa frequenza trovano oggi importanti applicazioni anche nell'imaging diagnostico (*vibrografia*, *vibroelastografia*) tramite l'intrigante associazione con gli ultrasuoni o la risonanza magnetica. Obiettivo: la caratterizzazione elastografica di tessuti normali e patologici, cui si correlano affascinanti scenari applicativi.

La *seconda parte* del volume è dedicata ai moderni sviluppi della biomeccanica e della meccanobiologia. Nell'ambito della *biomeccanica* (studio delle proprietà meccaniche della cellula) assumono particolare rilevanza:

- la locomozione e migrazione cellulare, coinvolte in numerosi processi fisiologici oltre che nella metastatizzazione neoplastica;
- la dinamica del citoscheletro (CSK), cui si correlano le conoscenze sui motori molecolari,

sulla vibratilità del CSK con la genesi di un campo elettromagnetico per filamentoso (Bistolfi, 1991) e sulla conduzione dei solitoni di Davydov (impulsi fononici quantizzati);

- le interazioni bidirezionali fra cellule e matrice extracellulare (MEC), cui conseguono processi di organizzazione spaziale reciproca tra le fibrille intercellulari del CSK e le fibrille extracellulari della MEC.

Nell'ambito della *meccanobiologia* (studio degli effetti di forze meccaniche sulla cellula) numerosi e interessanti sono i temi biofisici considerati, che vanno dalla trasduzione meccanobiologica tramite la deformazione piezo- o flexoelettrica dei recettori cellulari, agli effetti cellulari da sollecitazioni meccaniche di bassa frequenza con valori pressori inferiori o superiori a 2 MPa (rispettivamente inducenti eccitazione o inibizione) fino alle applicazioni bioingegneristiche dell'ultimo decennio per la creazione di tessuti *in vitro* (tissue engineering).

Grande rilievo merita la rivisitazione dell'*anatomia e fisiologia dell'osso* con gli intriganti rapporti fra cellule ossee e cellule stromali del midollo osseo, capaci - queste ultime - di straordinari percorsi differenziativi a seconda del microambiente che le circonda.

Nel capitolo sul ruolo delle *forze meccaniche ed elettriche nella vita dell'osso* e nella guarigione delle fratture emerge tutto il peso del carico meccanico sulle cellule in gioco (osteoblasti e osteoclasti) e del ricco intreccio correlato di fenomeni biofisici (effetto piezoelettrico, potenziali elettrocinetici da flusso nei liquidi intracanalicolari) e biochimici (citochine e ligandi vari).

Per chi ha consuetudine di lettura dei testi di Bistolfi, non destano sorpresa gli stimolanti spunti di ricerca di base e di tipo applicativo che, a conclusione delle sue opere, la sua perspicacia propositivamente addita. Così, in

questa occasione, ai ricercatori di base ed ai fisici medici la trattazione può suggerire lo studio delle proprietà meccaniche dei tessuti normali e patologici nonché la quantificazione della distribuzione spaziale, nel corpo umano, delle diverse energie acustiche e vibrazionali.

In riferimento alle ricadute in ambito medico applicativo, si prospetta una più approfondita caratterizzazione tissutale mediante vibro-elastografia e una più precisa quantificazione, mediante imaging elastografico a RM, degli effetti delle vibrazioni sui tessuti e organi profondi, di particolare interesse in Medicina del Lavoro.

Sul piano puramente fisiopatologico, il prof. Bistolfi fa intravedere nuovi scenari di ricerca sull'azione vasodilatatrice o ischemizzante a distanza dal punto di applicazione di regimi vibrazionali diversi. E ancora, affiorano dall'opera interessanti prospettive di ricerca meccanobiologica nello studio dei diversi effetti indotti dalla musica e dal rumore intenso sul DNA, nonché sulle strette correlazioni fra bioacustica e bioelettromagnetismo.

Concludendo questa nota recensiva, necessariamente riduttiva per un testo estremamente ricco di contenuti scientifici, l'opera del Bistolfi si configura come un "multiverso culturale" - mondi diversi di suoni, ultrasuoni, infrasuoni, vibrazioni meccaniche di bassa frequenza, onde elettromagnetiche - in cui il discorso, supportato da eccezionale competenza dei fenomeni biofisici di base, fluisce con estrema facilità tra compartimenti conoscitivi diversi, per veloci processi trasduttivi concettuali che, per suggestiva analogia di immediatezza, evocano gli effetti TEMA felicemente intuiti, anni fa, dall'Autore.

Il testo, corredato da numerose pregevoli figure e tabelle, è elegantemente pubblicato da Omicron Editrice in Genova.

## Riassunti delle Tesi di Specializzazione discusse presso l'Università degli Studi di Milano Anno Accademico 2008-2009

### PROCEDURE DI OTTIMIZZAZIONE DELL'IRRAGGIAMENTO IN ADROTERAPIA CON FASCI A SCANSIONE (active scanning)

MARCO LIOTTA

**Relatore: Prof.ssa Marie Claire CANTONE**

**I Correlatore: Dott. Mario CIOCCA**

**Il Correlatore: Dott. Marco PULLIA**

In questo lavoro è stato studiato il problema della *dose residua*, trascurata dai sistemi di pianificazione del trattamento, ma che inevitabilmente viene rilasciata quando si impiega per l'irraggiamento un sistema attivo a scansione come quello del sincrotrone in fase di realizzazione presso la Fondazione CNAO a Pavia.

In tale modalità il fascio non viene normalmente spento durante il transito da un voxel al successivo e di conseguenza una certa quantità di dose indesiderata sarà rilasciata durante lo spostamento.

Analizzando la modalità di dose delivery, ci si potrebbe aspettare che l'effetto della dose residua sia quello di portare ad un deterioramento dell'omogeneità e dell'accuratezza della dose ottenibile, in particolare al crescere dell'*intensità di estrazione* (numero di particelle/secondo) del fascio. Viceversa, l'intensità in linea di principio dovrebbe essere mantenuta a valori più elevati possibile al fine di ridurre il tempo di trattamento.

Fatta un'analisi del sistema di irraggiamento di CNAO, è stato elaborato, fornendo gli opportuni criteri fisici, un algoritmo di selezione dell'intensità di estrazione che, effettuando un check sull'effetto della dose residua, ne permetta il contenimento e al contempo mantenga a valori elevati l'intensità.

In tale algoritmo si è tenuto conto dei vincoli imposti dalle dovute specifiche tecniche: definito su questa base un valore iniziale dell'intensità di estrazione, è stato costruito un modello che permette, seppur con delle limitazioni, di calcolare la dose residua corrispondente al valore di intensità scelto.

Attraverso un confronto quantitativo fra le mappe di dose che si ottengono con e senza il contributo di dose residua, l'algoritmo si propone di valutare l'effetto perturbativo risultante, permettendo così un feedback sul valore di intensità di estrazione di partenza che può essere così eventualmente abbassata.

Attualmente però non è ancora possibile una misura sperimentale dell'effetto della dose residua.

È stato perciò qui utilizzato un software di calcolo numerico con il quale si è cercato di riprodurre dei profili di dose attraverso il modello proposto per effettuare una prima stima dell'effetto della dose residua e allo stesso tempo indagare alcune scelte adottate nell'algoritmo.

È stata dapprima studiata la correlazione tra larghezza del fascio impiegato (*FWHM*) e la distanza tra uno spot di dose e l'altro (tali parametri saranno selezionabili dall'utilizzatore in fase di pianificazione e sono presenti nella definizione di dose residua nell'algoritmo): per una fissata larghezza del fascio, l'omogeneità dei profili di dose peggiora rapidamente se aumenta la distanza di scansione. Per ottenere un risultato entro l'1%, lo step di scansione dovrebbe essere scelto, nel caso ideale, sempre minore o uguale a 0,75 volte la larghezza a metà altezza del fascio.

Utilizzando le stesse modalità di calcolo sono stati introdotti nelle simulazioni alcuni spot intermedi tra uno spot principale e l'altro, per simulare l'effetto della dose residua al fine di:

- valutare l'effetto che la dose residua ha sull'omogeneità di profili piatti ottenuti considerando anche differenti termini di errore (sul posizionamento, sulla grandezza del fascio e sul numero di particelle per spot);
- valutare l'effetto che la dose residua ha sull'accuratezza del rilascio di dose nei singoli spot di profili disomogenei (più indicativi delle condizioni che si avranno nella pratica clinica).

Secondo il modello considerato la dose residua che si ha in corrispondenza di una certa intensità di estrazione, ha effetto solo in un numero limitato di spot situati ai bordi dei profili, mentre all'interno l'omogeneità e l'accuratezza non risentono di effetti derivanti dal rilascio di dose tra spot "vicini" (figura 1 e

figura 2).

Il modello di calcolo proposto costituisce comunque una semplificazione e si propone di essere un punto di partenza: quello che è stato ottenuto in questo lavoro integrerà le informazioni che giungeranno poi sperimentalmente.

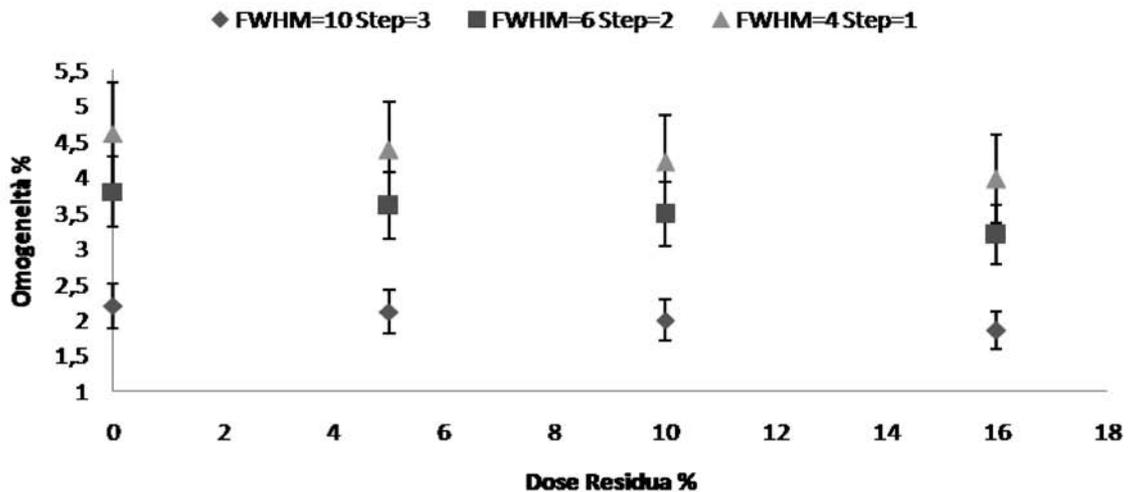


Figura 1: andamento dell'omogeneità in funzione della dose residua

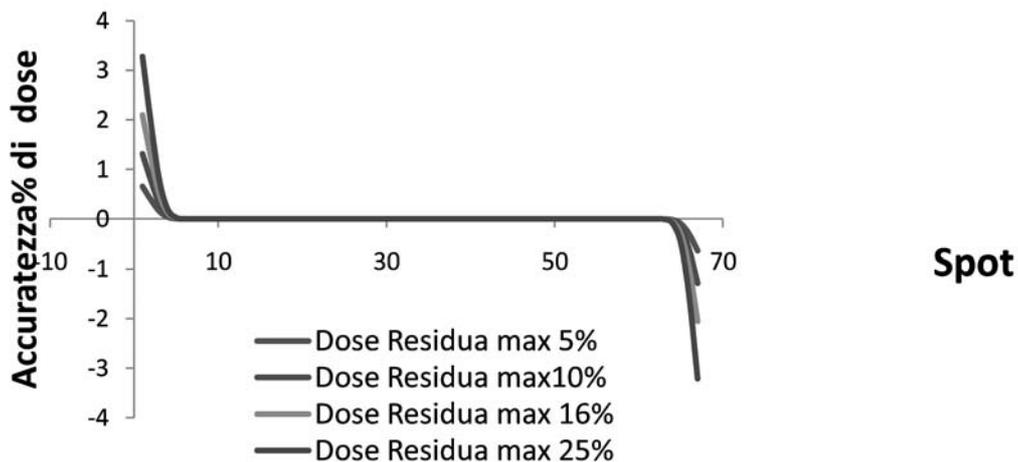


Figura 2: accuratezza della dose rilasciata in ogni singolo spot di un dato profilo, calcolata per differenti valori di dose residua percentuale massima.

**VALUTAZIONE DI DIVERSE SEQUENZE  
DI RM NELLA DEFINIZIONE DEI  
VOLUMI DI INTERESSE  
NEL TRATTAMENTO DELLA  
PROSTATA IN RADIOCHIRURGIA**

FEDERICA LOCATELLI

Relatore: Prof.ssa Marie Claire CANTONE

Correlatori: Dott. Achille BERGANTIN

Dott. Lorenzo BRAIT

Gli eccellenti risultati conseguiti recentemente dalla radioterapia nella cura del tumore della prostata clinicamente localizzato sono fortemente correlati allo sviluppo di tecniche di irradiazione, che rendono possibile una migliore conformazione della dose al volume bersaglio neoplastico, e all'integrazione con tecniche di acquisizione di immagini portali *on line*, che permettono di controllare in tempo reale l'esecuzione del trattamento radioterapico. Tutto ciò accresce maggiormente l'importanza dell'accurata definizione del target.

In questo contesto la diagnostica per immagini (TC, RM, PET) riveste un ruolo sempre più determinante in fase di preparazione del piano radiante.

In ambito radioterapico la TC rappresenta l'esame di riferimento per diversi motivi sia clinici che tecnici anche se per alcuni distretti l'integrazione con l'informazione RM sta diventando fondamentale.

Lo scopo del presente lavoro è quello di valutare il contributo delle diverse sequenze di RM ( $T_1$ - weighted ( $T_{1w}$ ) e la  $T_2$ - weighted ( $T_{2w}$ )) alla definizione del target e degli organi a rischio per la preparazione di piani di terapia della prostata mediante il TPS MultiplanTM v2.1 del sistema di radiochirurgia Cyberknife (CK).

Ogni paziente ha seguito il percorso abituale di set-up e centratura necessario per sottoporsi al trattamento di radioterapia mediante il sistema CK.

Le scansioni TC sono state effettuate con il tomografo GE Light Speed Ultra, mentre per le acquisizioni RM è stato utilizzato il sistema a 1,5 T Philips Achieva XR con bobina esterna (Sense XL-Torso, Philips).

Per ciascun paziente sono stati definiti quattro target (dallo stesso medico radioterapista per evitare variabilità interosservatore),

utilizzando l'informazione fornita dalla sola immagine TC basale (caso 1), dalla  $T_{1w}$  fusa con le immagini TC (caso 2), dalla  $T_{2w}$  fusa con le immagini TC (caso 3) e da tutte le immagini a disposizione (caso 4).

I volumi degli OAR (vescica, retto, uretra) sono stati delineati in tutti i casi utilizzando per ogni singola struttura la modalità di *imaging* più indicata quindi la delineazione degli OAR è rimasta la stessa per ogni caso

I dati ottenuti sono stati trattati con il *Wilcoxon Signed-Rank test*, test non-parametrico per campioni dipendenti. È stato considerato statisticamente significativo un *p-value* a due code  $< 0,05$ .

Inizialmente sono stati realizzati quattro piani (Figura1) cercando di rispettare i vincoli definiti nel protocollo attualmente in uso e utilizzando i contorni del target definiti con le quattro metodiche riportate.

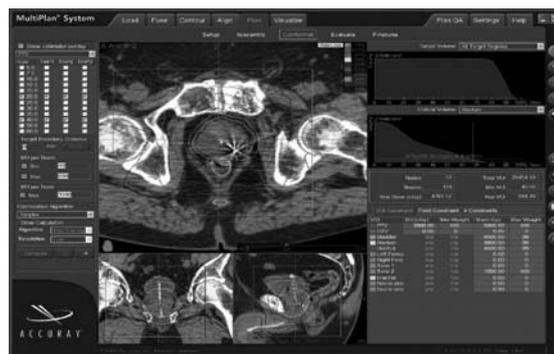


Figura 1: Esempio di un piano di trattamento

Per tutti i pazienti il volume delineato utilizzando anche l'informazione RM è risultato sempre minore rispetto a quando si è utilizzata solo la TC ( $T_{1w}+TC$ : -15,2%;  $T_{2w}+TC$ : -18,1% e  $T_{1w}+T_{2w}+TC$ : -9,26%). I diversi volumi sono risultati tra loro statisticamente significativi ( $p=0,0024$ ).

Definito il ruolo della TC, l'attenzione si è quindi concentrata sui casi 2, 3 e 4. L'andamento reciproco dei tre volumi ha una distribuzione non "prevedibile" e la differenza tra le coppie di volumi dei casi 2-4 e 3-4 benché non è statisticamente significativa è comunque molto elevata ( $TC+T_{1w} - TC+T_{1w}+T_{2w}$ :  $p=0,074$ ;  $TC +T_{2w} - TC+T_{1w}+T_{2w}$ :  $p=0,052$ ). Le due coppie analizzate mostrano un *p-value* molto simile tra loro.

Per questi due motivi non siamo in grado di poter escludere con una certa confidenza

nessuna delle due modalità di *imaging*.

Dopo i primi risultati conseguiti è emersa la non significatività delle valutazioni dosimetriche per i casi 2 e 3 e si è deciso di limitare la pianificazione ai casi 1 e 4.

Sono state effettuate diverse valutazioni dosimetriche agli OAR, di seguito sono riportati i risultati principali. Per gli OAR tutte le osservazioni sono state compiute a partire dai DVH integrali (Grafico 1)

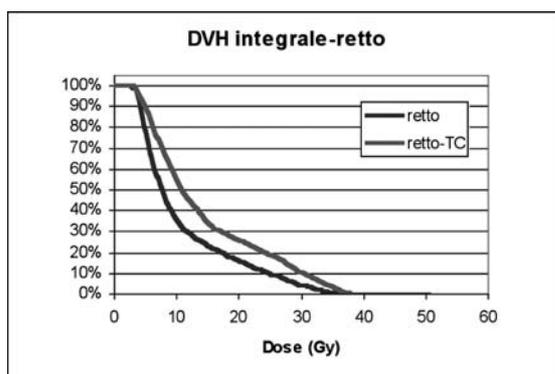


Grafico 1: Esempio di DVH integrale del retto per il caso 1 e 4

Per quanto riguarda il retto la differenza media dei valori di  $V_{85}$  caso 4 vs caso 1 è stata di -37% ( $p=0,004$ ); la media delle dosi massime al retto di -4.23% ( $p=0,019$ ).

Per quanto riguarda la vescica e l'uretra la differenza percentuale media di  $V_{50}$  per la

vescica e l'uretra è risultata rispettivamente di -7,85% e -4,52%; la  $D_{10}$  è risultata rispettivamente di -2,77% e -3,35%.

Tutte queste considerazioni portano a ritenere che in tutti i casi le dosi rilasciate agli OAR sono sempre minori nel caso  $TC+T1_w+T2_w$  rispetto al caso TC. Le motivazioni sono strettamente dipendenti dalle considerazioni precedentemente effettuate per i volumi. Da questi dipendono infatti sia le zone di intersezione tra target e OAR che l'utilizzo di collimatori con dimensioni minori in grado quindi di conformare meglio la dose.

Il presente lavoro ha dimostrato che l'utilizzo di entrambe le sequenze  $T1_w$  e  $T2_w$  è indispensabile per la definizione della prostata e consente di diminuire notevolmente le incertezze legate alla definizione dei volumi e quindi evita di sovrastimare inutilmente il target. Di conseguenza si riduce l'esposizione degli organi a rischio circostanti e si limita l'insorgere di effetti collaterali a strutture come il retto, la vescica e l'uretra.

I vantaggi sono più evidenti per il retto ma anche la vescica e l'uretra traggono beneficio dalla delineazione dei volumi con le immagini RM.

Come sviluppo futuro di questo studio si potrebbe introdurre la spettroscopia della prostata per poter effettuare piani di trattamento con *boost* concomitante su zone prostatiche biologicamente più attive.

## VALIDAZIONE DI UN METODO EMPIRICO DI CALIBRAZIONE DI UN DISPOSITIVO PER IMMAGINI PORTALI IN CONDIZIONI DI VERIFICA PRE-TRATTAMENTO IMRT

LIVIANA POZZI

Relatore: Prof.ssa Marie Claire CANTONE

Correlatori: Prof. Leopoldo CONTE

Dott.ssa Cinzia MORDACCHINI

L'evoluzione delle tecniche di trattamento in radioterapia con fasci esterni ha comportato un notevole aumento di complessità in tutti gli aspetti che riguardano il trattamento stesso.

Negli ultimi anni l'interesse si è concen-

trato in particolare su tecniche di radioterapia ad intensità modulata che consentono di ottenere buone conformazioni di dose anche in presenza di strutture anatomiche a geometria complessa e in distretti in cui sono presenti molti organi a rischio a ridosso del target. Gli alti gradienti di fluensa che possono essere ottenuti con queste tecniche rendono inoltre possibile l'erogazione di dosi volutamente disomogenee all'interno del volume bersaglio consentendo la realizzazione di trattamenti con *boost* concomitante.

La complessità di queste tecniche è accompagnata dall'esigenza di aumentare adeguatamente l'accuratezza in tutto il processo che, dalla pianificazione del trattamento, conduce all'irradiazione del paziente.

Nel nostro centro è stata implementata

recentemente la tecnica di radioterapia ad intensità modulata IMRT, in modalità dinamica sliding window, con acceleratore lineare (6 MV).

La modulazione dell'intensità è ottenuta mediante il moto delle lamelle del collimatore multilamellare MLC durante l'erogazione, all'interno del campo radiante definito dai jaws.

Il programma di assicurazione di qualità del trattamento per tecniche complesse oltre ai controlli sul CLINAC e sul TPS prevede, almeno in fase iniziale, delle valutazioni dosimetriche in fantoccio o *in vivo* relative ai campi di radiazione pianificati per ciascun paziente.

La verifica dosimetrica della distribuzione di dose pianificata consiste nella verifica dell'accordo tra la distribuzione di dose calcolata dal TPS e la corrispondente distribuzione misurata.

Nel nostro centro è stata implementata una procedura di verifica di tipo field-related realizzata in fantoccio: i rivelatori sono posti ad una profondità nota in fantoccio a strati di polistirene RW3; tutti i campi sono verificati con gantry fisso a 0°. Ciascun campo di trattamento viene trasferito dalla geometria del paziente a quella del fantoccio mediante l'opzione "Create Verification Plan" del TPS. La dose calcolata in corrispondenza dei punti in cui verrà inserito il rivelatore viene confrontata con la dose effettivamente misurata.

Per questa misura è conveniente utilizzare rivelatori bidimensionali come film radiografici, pellicole gafchromiche, matrici di camere o diodi, dispositivi per dosimetria portale (EPID), ciascuno dei quali presenta potenzialità e limiti nella misura di fluenze modulate.

Diventano quindi interessanti la ricerca e lo sviluppo di metodi accurati, efficienti e veloci per la verifica delle dosi in condizioni di non riferimento.

A questo scopo nel nostro centro è stato sviluppato un algoritmo empirico di calibrazione in dose dell'immagine portale acquisita mediante dispositivo EPID aS500 (Varian) di cui sono dotati gli acceleratori lineari. Si tratta di un metodo di calibrazione che non necessita la conoscenza a priori della movimentazione delle lamelle ma si basa sull'analisi del contenuto dei pixel dell'immagine portale, risultando pertanto indipendente dal TPS.

L'algoritmo di calibrazione è empirico perché nato da osservazioni sperimentali riguardanti le caratteristiche di risposta del dispositivo nelle diverse condizioni d'irradiazione e da considerazioni relative alle modalità d'interazione della radiazione nel fantoccio e nel rivelatore stesso.

Per costruire la curva di calibrazione in dose si acquisiscono nelle condizioni geometriche di verifica IMRT le immagini portali corrispondenti a campi aperti quadrati di diverse dimensioni e si associa a ciascuno il fattore di calibrazione ricavato mediante il confronto con la dose misurata con camera a ionizzazione. Si osserva che la sensibilità del rivelatore varia, per fluenze omogenee, con le dimensioni del campo. Questa è una conseguenza della dipendenza dall'energia della risposta del rivelatore: al variare delle dimensioni del campo si modifica il rapporto tra radiazione primaria e radiazione diffusa incidente sul rivelatore.

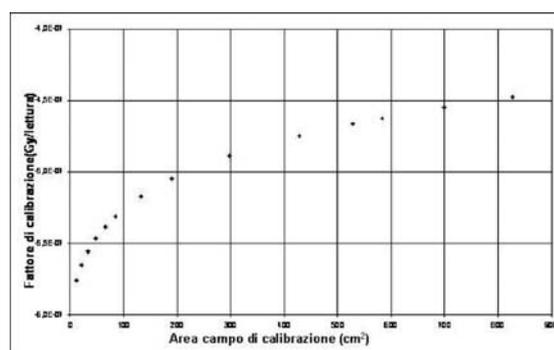


Figura 1: Curva di calibrazione delle immagini portali in dose, in funzione dell'area del campo quadrato a distanza 115 cm dalla sorgente.

In un campo modulato IMRT ciascun punto del volume irradiato è caratterizzato da un diverso contributo di dose primaria, dovuta a radiazione diretta o trasmessa, e dose diffusa.

Il procedimento di calibrazione adottato per fluenze modulate è puntuale e basato sul concetto di area equivalente: in ciascun pixel si calcola, tenendo conto del segnale prodotto nei pixel circostanti, la dimensione di un campo quadrato equivalente che esprime la sensibilità del rivelatore in quelle specifiche condizioni d'irradiazione.

Considerare il contenuto dei pixel intorno a quello da calibrare consente di associare ad un determinato livello di grigio un fattore di

calibrazione che tiene conto della presenza di radiazione diffusa proveniente dalle regioni circostanti.

Obiettivo di questa tesi è la validazione dell'algoritmo di calibrazione mediante la giustificazione fisica del metodo di calcolo utilizzato per quantificare i due principali effetti che influenzano la risposta del rivelatore alla radiazione: dipendenza della risposta dall'energia dei fotoni incidenti e diffusione ottica dovuta al processo di rivelazione indiretta. Nel caso di un rivelatore aS500 il processo di formazione dell'immagine ha inizio con il rilascio di energia da parte dei fotoni incidenti su uno schermo a scintillazione, la cui risposta in energia non è lineare. Il dispositivo produce quindi una risposta differente se la radiazione incidente è primaria o secondaria.

Inoltre è presente un effetto di diffusione dei fotoni ottici emergenti dallo schermo a scintillazione, nello spazio che separa lo schermo dalla matrice di diodi. Questo effetto contribuisce a rendere non lineare il segnale prodotto dal dispositivo.

Per poter giustificare la risposta del rivelatore, diversa da pixel a pixel, è pertanto necessario conoscere con un'adeguata risoluzione la presenza di componente primaria e secondaria.

A questo scopo è stato sviluppato un algoritmo per il calcolo della dose primaria e diffusa in fantoccio omogeneo. La dose di scattering ha origine da energia rilasciata in seguito all'interazione dei fotoni primari nel mezzo per effetto Compton e depositata in punti distanti da quello d'interazione.

Il calcolo della dose assorbita è realizzato mediante l'applicazione di un modello matematico di trasporto della radiazione che comporta:

- ♦ la stima della fluensa di fotoni primari  $\phi_p$  incidenti di energia  $E$ , conoscendo la dose primaria  $P$  assorbita
- ♦ il successivo calcolo dell'energia totale rilasciata dai fotoni primari nel mezzo, per unità di massa (TERMA)
- ♦ il calcolo della dose assorbita realizzato mediante l'integrale di convoluzione fra il TERMA e una funzione kernel che descrive la deposizione dell'energia nel mezzo.

Per la stima della fluensa  $\phi_p$  e del TERMA

sono stati utilizzati coefficienti di assorbimento di energia e di attenuazione mediati sullo spettro di radiazione incidente tipico di un fascio da 6 MV prodotto con acceleratore lineare. All'interno del volume di calcolo si è trascurata la variazione di questi coefficienti dovuta alla degradazione dello spettro energetico nel fantoccio.

La funzione kernel generalmente è ricavata mediante metodi di calcolo Monte Carlo.

Per il nostro scopo si è scelto di utilizzare la funzione proposta originariamente da Ahnesjio, per fasci polienergetici interagenti in acqua: si tratta di un'espressione analitica separabile in due componenti e dipendente dall'angolo di scatter, dalla distanza tra il punto d'interazione e il punto di calcolo della dose e dallo spettro energetico della radiazione incidente.

Nell'implementazione del nostro sistema di calcolo è previsto l'inserimento di una matrice di dati al build-up, che descrive la dose primaria assorbita a questa profondità.

Il calcolo della dose primaria e diffusa in fantoccio avviene separatamente:

- ♦ La dose primaria è calcolata considerando l'attenuazione nel mezzo, con correzione per la distanza
- ♦ La dose di scatter, assorbita alla profondità di 5 cm in fantoccio, è calcolata mediante convoluzione del TERMA con solo il secondo termine dell'espressione del kernel (quello relativo alla radiazione secondaria), in condizioni di mezzo omogeneo.

Il calcolo è stato impostato in coordinate sferiche, fissando il fuoco come origine del sistema. Questo ha consentito di applicare nel calcolo la rotazione del kernel in funzione della divergenza del fascio.

L'algoritmo sviluppato in Matlab® realizza tutte le fasi descritte ed effettua il calcolo in una griglia 3D di voxel di dimensioni inferiori al millimetro nel piano ortogonale all'asse del fascio e con passo 5 mm nella direzione della profondità.

L'importanza dello sviluppo di questo algoritmo di calcolo è data dalla possibilità di conoscere nel piano di misura separatamente dose primaria e dose diffusa, partendo da un dato del TPS o da una misura sperimentale della dose al build-up.

Per validare il calcolo è stata inserita la matrice di dose assorbita al build-up calcolata con TPS Eclipse, di cui si è confidenti, per diverse fluenze test anche modulate. Successivamente la somma di dose primaria e diffusa calcolata è stata confrontata con la dose calcolata dal TPS alla stessa profondità. I risultati del confronto sono molto buoni.

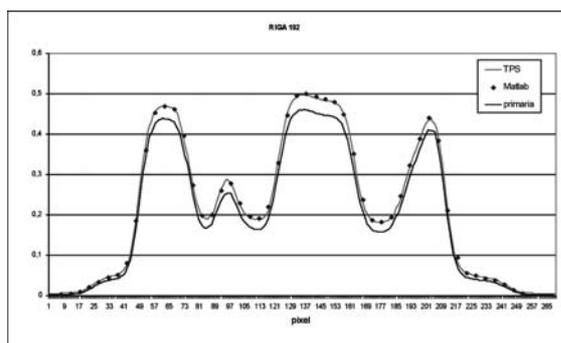


Figura 2: Confronto tra profili di dose totale assorbita a profondità 5 cm calcolata con TPS e con metodo di convoluzione.

Per tener conto della non linearità di risposta dell'EPID dovuta alla diversa energia dei fotoni incidenti e alle caratteristiche intrinseche del rivelatore si è pensato di ricavare in modo disgiunto la sensibilità del dispositivo verso le due componenti di radiazione, primaria e secondaria, a partire da immagini portali, le quali contengono implicitamente anche informazioni circa la risposta del rivelatore legata alla diffusione dei fotoni all'interno dell'EPID oltre che alla diffusione ottica. Il fattore di calibrazione relativo alla componente primaria del fascio ( $N_p$ ) è stato estrapolato dalla curva di calibrazione in dose, in corrispondenza di un campo di piccole dimensioni, dove si assume che la radiazione incidente sia solo primaria.

Per ciascun campo radiante quadrato utilizzato in fase di calibrazione è stato ricavato il valore di lettura portale atteso sull'asse del fascio in risposta alla sola radiazione primaria.

Dalle immagini portali acquisite per ciascun campo, corrette per il n° di frames, è stato sottratto il valore di lettura dovuto al contributo della radiazione primaria. In questo modo si è ottenuto per ogni campo il valore portale dovuto alla radiazione diffusa.

Il fattore di calibrazione  $N_d$  relativo alla

componente diffusa, presente in quantità differente in ciascun campo, è stato ottenuto dividendo la dose di scatter assorbita sull'asse del fascio, calcolata con il metodo della convoluzione di kernel polienergetici, per il valore di lettura portale attribuito alla presenza di radiazione diffusa.

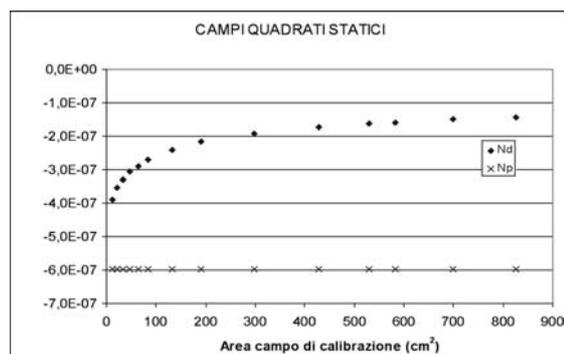


Figura 3: Fattori di sensibilità relativi alla radiazione primaria e diffusa in fantoccio, ricavati sperimentalmente per campi quadrati statici.

Con questi strumenti è possibile analizzare il metodo empirico di calibrazione in dose delle immagini portali.

I fattori  $N_{TOT}$  che consentono di calibrare in dose la lettura portale, ricavati puntualmente utilizzando le sensibilità distinte relative a radiazione primaria e secondaria, sono stati confrontati con i fattori  $N_{Campi-equiv}$  calcolati mediante l'algoritmo empirico di calibrazione delle immagini portali, basato sul calcolo dei campi equivalenti.

I risultati del confronto mostrano che l'algoritmo empirico di calibrazione delle immagini portali in dose rappresenta complessivamente un buon metodo per esprimere le caratteristiche di risposta del dispositivo EPID, in termini di sensibilità del rivelatore alle diverse componenti della radiazione incidente.

Per le verifiche pre-trattamento le dosi pianificate con TPS Eclipse sono state confrontate con le matrici di dose misurata con dispositivo EPID utilizzando come strumento di analisi l'indice gamma (criterio: 4% del valore massimo di dose pianificata, 3mm). In particolare sono stati analizzati 400 campi/emicampi relativi a trattamenti di pazienti con patologie della regione pelvica e 100 campi/emicampi relativi a pazienti con patologie del distretto capo-collo.

Nella quasi totalità dei casi l'indice di confidenza (percentuale di punti in cui l'indice gamma risulta maggiore di 1, rispetto al totale dei punti analizzati) risulta maggiore del 90%. Per 451 campi su 500 si ha un IC% maggiore del 95%. Nel 95% dei campi/emicampi analizzati si ha un IC% maggiore del 93,4%. Inoltre sono stati analizzati gli istogrammi delle frequenze relativi ai valori di indice gamma medio e massimo calcolati per ciascun campo/emicampo.

La giustificazione fisica del metodo di calibrazione unitamente ai risultati ottenuti mediante analisi gamma dei campi clinici realizzati in quasi 2 anni consente la validazione del metodo di calibrazione.

Successivamente per descrivere in maniera rigorosa la risposta dell'EPID nelle nostre condizioni di acquisizione sono stati misurati alcuni punti della funzione kernel, con diversi rivelatori.

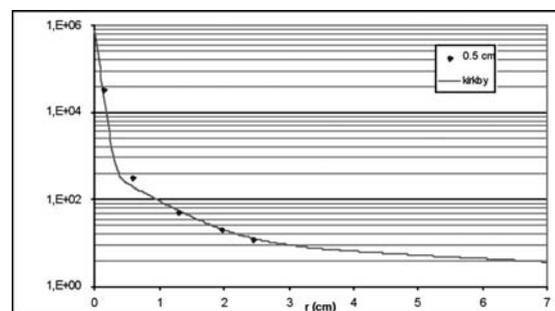
Non si è trovata in letteratura un'espressione relativa al kernel ricavata nelle nostre condizioni di misura. Si è ritenuto pertanto opportuno considerare come riferimento una funzione triplo-esponenziale descritta in letteratura da Kirkby et al., con rivelatore posto alla profondità di build-up per i 6 MV.

Si è scelto di testare sperimentalmente alcuni punti di tale funzione nelle nostre condizioni di esposizione. A tale scopo sono stati creati artigianalmente dei parallelepipedi in lega a basso punto di fusione con al centro di ciascuno un foro circolare di dimensioni sempre più piccole. Questi oggetti sono stati posti alla minima distanza possibile dal rivelatore, in due diverse condizioni sperimentali: con aggiunta di 4,2 cm di polistirene oppure di soli 0,5 cm che consentono al rivelatore di raggiungere la profondità di build-up.

Per ogni configurazione sono state acquisite le immagini portali in modalità integrata. In condizioni di equilibrio elettronico, al centro del fascio, la dose primaria assorbita si mantiene costante al variare del diametro del foro. La presenza di una funzione di risposta del rivelatore a simmetria circolare rende possibile quantificare il contributo al segnale nei pixel sull'asse del fascio dovuto ai punti intorno a distanza  $r$ , analizzando la variazione di sensibilità in funzione del diametro del foro. Il contributo dato al punto centrale  $P$  posto sull'asse del fascio dovuto ai pixel appartenenti alla corona circolare è ricavabi-

le sottraendo il segnale sull'asse nell'immagine acquisita con il foro di raggio minore dal segnale sull'asse nell'immagine corrispondente al foro più grande. La differenza di risposta nelle due situazioni, è proporzionale al numero di pixel appartenenti alla corona circolare e alla funzione kernel in  $r$ . La mancanza di equilibrio elettronico laterale legato alla fisica dei campi piccoli rende però complessa l'applicazione di questo criterio a parallelepipedi con foro di piccolo raggio. Parallelamente alle acquisizioni EPID si è voluto pertanto monitorare il comportamento della dose assorbita in funzione del diametro del foro cilindrico, utilizzando due sistemi di rivelazione differenti: TLD 100 LiF Microcubes e pellicole gafchromiche EBT.

Si osserva complessivamente un andamento confrontabile con le funzioni descritte in letteratura, anche se il problema della mancanza di equilibrio elettronico laterale nei campi piccoli e le limitazioni dovute al metodo sperimentale non hanno consentito di campionare la funzione kernel in modo sufficiente da poter ricavare un'espressione analitica con adeguata accuratezza.



**Figura 4:** la linea continua rappresenta l'andamento della funzione  $PSF_{overall}$  ricavata da Kirkby et al., opportunamente normalizzata; i punti corrispondono ai punti sperimentali misurati nel nostro centro.

Infine l'algoritmo per il calcolo della dose primaria e diffusa e in fantoccio è stato utilizzato per calcolare la distribuzione di dose, in condizione di verifica pre-trattamento, a partire dalle informazioni contenute nei files dynalog prodotti dal controller del MLC, che descrivono in ciascun istante di campionamento posizione pianificata e reale delle lamelle durante l'erogazione.

A questo scopo è stato elaborato un sistema di calcolo che produce una matrice di dimensioni e risoluzione spaziale pari a quel-

le dell'EPID e che è ottenuta a partire dalle posizioni pianificate o reali delle lamelle del collimatore MLC, registrate durante l'erogazione del fascio dal controller ottico del sistema. Il confronto delle distribuzioni di dose alla profondità di misura con quelle misurate con diversi rivelatori (GAF, TLD, EPID) e con la dose pianificata ha mostrato differenze in dose in alcune regioni ad alto gradiente, probabilmente dovute al fatto che con l'analisi dei dynalogs non è stata considerata in maniera corretta la regione di penombra.

### VALIDAZIONE E CONFRONTO DI SISTEMI DI PIANI DI TRATTAMENTO BASATI SU IMMAGINI TC PER BRACHITERAPIA AD ALTO RATEO DI DOSE

G. SANGALLI

Relatore: Prof.ssa M.C. CANTONE

Correlatore: Dott.ssa C. FRIGERIO

I notevoli sviluppi della tecnologia per radioterapia che si sono avuti nell'ultimo ventennio hanno avuto un importante impatto anche nel campo della brachiterapia, dove sono stati introdotti diversi sistemi di treatment planning (TPS) basati su immagini tridimensionali. In generale, il calcolo della dose, implementato in questi software è basato sul formalismo dell'American Association of Physicists in Medicine Task Group 43 (AAPM TG 43)<sup>1</sup> e la pianificazione di un trattamento di brachiterapia può essere basata su diverse tecniche di imaging, tra le quali, attualmente, la più utilizzata è la Tomografia Computerizzata (TC), seguita dalla risonanza magnetica (RM) e dall'imaging a ultrasuoni (US). L'integrazione dell'imaging 3D nei TPS permette al medico di definire un Planning Target Volume (PTV) e le strutture critiche (OARs) e di valutare la distribuzione di dose in termini di istogrammi dose volume (DVH), in modo analogo ai trattamenti con fasci esterni. Inoltre utilizzando i DVH, la distribuzione di dose può essere ottimizzata in modo da soddisfare i criteri clinici riguardanti la dose al PTV e agli OARs: a questo scopo sono spesso implementati nei software diversi strumenti di ottimizzazione sia diretta che inversa.

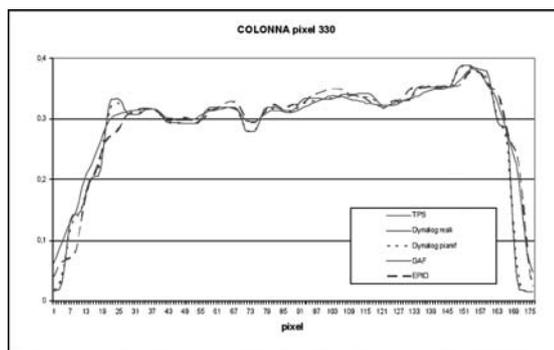


Figura 5: profili orizzontale e verticale relativi ad un emicampo modulato di un trattamento clinico.

**MATERIALI E METODI:** Il Dipartimento di Radioterapia dell'A.O. Ospedale di Lecco è dotato di un proiettore per brachiterapia HDR, Nucletron MicroSelectron, e di tre TPS dedicati alla pianificazione brachiterapica su immagini tridimensionali: Plato (Nucletron), Oncentra Brachy (Nucletron) e Oncentra Prostate (Nucletron). Il lavoro svolto ha riguardato l'analisi dei due TPS, Oncentra Brachy e Oncentra Prostate, ed è stato suddiviso in due parti: dapprima si è effettuata l'accettazione mentre successivamente si è effettuato un confronto di due diversi algoritmi di inverse planning, IPSA (Inverse Planning by Simulated Annealing) e SDVHO (Single Dose Volume Histogram Optimization), implementati rispettivamente in Oncentra Brachy e in Oncentra Prostate.

Il commissioning dei due TPS è stato effettuato secondo le Linee Guida dell'ESTRO Booklet n° 8<sup>2</sup> e ha riguardato la verifica del calcolo della dose e dell'accuratezza del calcolo degli istogrammi-dose volume. I test per la verifica del calcolo della dose sono stati eseguiti confrontando i valori calcolati a partire dal formalismo AAPM TG 43 con i valori restituiti dal TPS in determinati dose points, nel caso di una singola sorgente attiva e di due sorgenti attivate a 5 mm di distanza. Questi test sono stati effettuati per l'unica sorgente in dotazione al sistema di remote afterloading, la sorgente di <sup>192</sup>Ir "Nucletron new design 0.9 mm diameter".

Per la verifica dell'accuratezza dei DVH si è scelto per Oncentra Brachy di utilizzare l'export dei piani clinici su un altro TPS (Plato Brachytherapy v14.2). I piani di Oncentra Brachy sono infatti compatibili con Plato e interamente esportabili (contorni, cateteri e

tempi di stazionamento). Sono stati quindi scelti 20 casi prostatici e 30 ginecologici e per ognuno di essi è stato generato un piano con Oncentra Brachy e ne è stato calcolato il DVH. Per ogni paziente sono stati registrati i valori del DVH riportati in tabella 1 insieme ai volumi degli organi.

| CRITERI DI VALUTAZIONE |                            |
|------------------------|----------------------------|
| ROI                    | CONSTRAINT                 |
| <b>PTV</b>             | D90% > 90%,<br>V150% < 30% |
| <b>URETRA</b>          | D1% < 115%,<br>D10% < 110% |
| <b>RETTO</b>           | D2cc < 75%                 |
| <b>VESCICA</b>         | D2cc < 80%                 |

Tabella 1

I piani sono poi stati esportati su Plato dove sono stati ricalcolati i DVH e sono stati raccolti gli stessi dati della tabella. Nel caso di Oncentra Prostate, l'export dell'intero piano su un altro TPS non è stato possibile per incompatibilità del formato dell'oggetto DICOM RTPLAN ma è stato solo possibile esportare su Oncentra Brachy i contorni dei volumi. Gli impianti di 5 pazienti sono stati ricostruiti con Oncentra Brachy e i tempi di stazionamento inseriti manualmente. I DVH ottenuti sono stati poi confrontati con quelli originali utilizzando i dati di tabella 1.

La seconda parte del lavoro è stata dedicata al confronto degli algoritmi di inverse planning implementati nei due TPS. L'algoritmo IPSA<sup>3</sup>, implementato in Oncentra Brachy, è un algoritmo di tipo stocastico basato sul Fast Simulated Annealing (FSA) mentre l'algoritmo SDVHO<sup>4</sup> di Oncentra Prostate è un algoritmo basato sull'ottimizzazione a multi obiettivo con soluzione tramite aggregazione pesata, in cui in particolare le funzioni obiettivo da ottimizzare descrivono una forma ideale di DVH. Per effettuare il confronto, i due algoritmi sono stati utilizzati per creare dei piani ottimizzati di 50 pazienti prostatici. La qualità del piano di trattamento ottenuto è stata valutata secondo i criteri clinici riportati in tabella 2.

| ROI            | VALORE   |
|----------------|--|
| <b>PTV</b>     | D90% [%], V150% [%],<br>V100% [%], Volume [cc] |
| <b>URETRA</b>  | D1% [%], D10% [%],<br>Volume [cc]              |
| <b>RETTO</b>   | D2cc [%], Volume [cc]                          |
| <b>VESCICA</b> | D2cc [%], Volume [cc]                          |

Tabella 2

Nell'algoritmo SDVHO è possibile inoltre aggiungere in fase di ottimizzazione un vincolo relativo alla restrizione del gradiente dei tempi di stazionamento. Questo parametro considera la differenza dei tempi di stazionamento della sorgente all'interno dei singoli cateteri e agisce come un peso per la corrispondente funzione obiettivo in modo da cercare di distribuire i tempi delle sorgenti evitando situazioni di sorgenti molto cariche precedute da posizioni non attive. Il valore del gradiente di restrizione può essere compreso tra 0 e 1: un valore nullo suggerisce al sistema di ignorare l'obiettivo mentre un valore pari a 1 risulta nella massima considerazione della restrizione. Dopo aver confrontato i due algoritmi, è stato effettuato un test supplementare per l'algoritmo SDVHO, volto a valutare l'influenza di questo vincolo sul risultato finale dell'ottimizzazione. A questo scopo, per 10 pazienti sono stati generati dei piani di trattamento ottimizzati utilizzando il vincolo pari a 0 (nessuna restrizione) e pari a 1 (restrizione presente). I piani ottenuti sono stati valutati sempre utilizzando i criteri di tabella 2.

**RISULTATI:** I risultati ottenuti nell'accettazione di entrambi i TPS hanno mostrato un accordo entro i limiti indicati dalle Linee Guida tra la dose calcolata e quella attesa secondo il formalismo AAPM TG 43, in diverse configurazioni della sorgente (tabella 3).

I valori di accettabilità e indagine sono stati fissati rispettivamente a 2% e 5%. Il limite di confidenza è stato calcolato utilizzando la formula seguente<sup>5</sup>:  $\Delta = \text{diff. media} + 1,5 \times \text{dev. std.}$

|                                   | DIFF. MEDIA | DEV. STD. | LIMITE DI CONFIDENZA |
|-----------------------------------|-------------|-----------|----------------------|
| <b>SINGOLA SORGENTE</b>           |             |           |                      |
| ONCENTRA BRACHY                   | -0.1 %      | ± 0.5 %   | 0.9 %                |
| ONCENTRA PROSTATE                 | 0.0 %       | ± 0.3 %   | 0.5 %                |
| <b>DUE SORGENTI DISTANTI 5 mm</b> |             |           |                      |
| ONCENTRA BRACHY                   | -0.2 %      | ± 1.6 %   | 2.6 %                |
| ONCENTRA PROSTATE                 | 0.2 %       | ± 2.8 %   | 4.4 %                |

Tabella 3

Per quanto riguarda l'accuratezza del calcolo del DVH, confrontando i valori dosimetrici di tabella 1 per i DVH calcolati da Oncentra Brachy e da Plato, si è osservato che la dose ricevuta dal 90% del volume del target (D90%), sia per i casi prostatici che ginecologici, risulta inferiore di circa il 2% in Plato rispetto a Oncentra Brachy. Inoltre nel caso dei trattamenti della prostata, si è osservato che la dose ricevuta dall'1% del volume dell'uretra risulta superiore di circa 1.5% in Plato rispetto a Oncentra Brachy. Inoltre i livelli di confidenza ottenuti sono risultati superiori al livello di accettabilità (2%) e per alcuni parametri anche superiori al livello di indagine (5%). Osservando però i tempi di stazionamento, le isodosi e i contorni delle ROI, essi risultano identici tra i due TPS, come mostrato in figura 1a-b.

La spiegazione di queste discrepanze dosimetriche risiede nella diversa modalità di calcolo dei volumi che è implementata nei due sistemi. Infatti in Plato il calcolo dei volumi è effettuato utilizzando dei dose points distribuiti casualmente all'interno del volume mentre in Oncentra Brachy il calcolo dei volumi è effettuato ricostruendo la superficie triangolata. In generale questo metodo tende a sottostimare il volume delle superfici convesse e a sovrastimare quello delle superfici concave<sup>6</sup>. Per stimare quanto il calcolo dei volumi sia differente nei due TPS, per tutti i casi utilizzati per la verifica del DVH, sono stati calcolati con i due sistemi i volumi delle ROI contornate. In tabella 4 sono riportati i risultati ottenuti. Osservando i volumi calcolati si può constatare che il metodo implementato in Oncentra Brachy porta a volumi

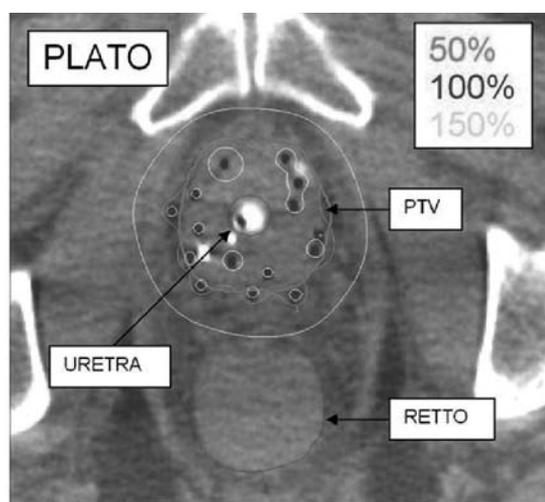


Figura 1-a

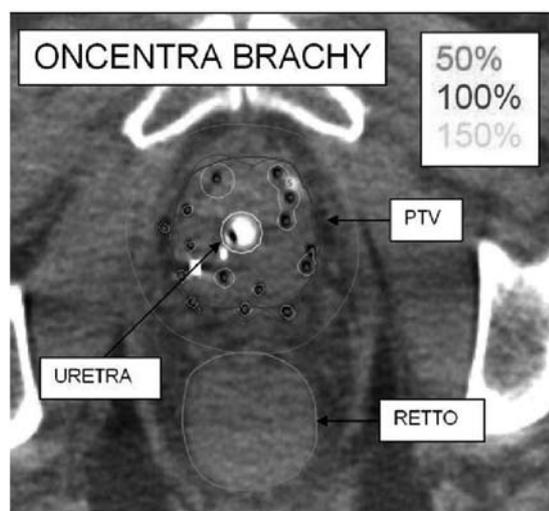


Figura 1-b

minori rispetto a quelli di Plato: per quanto riguarda il target è allora comprensibile che esso risulti più coperto dall'isodose 90% rispetto a Plato in quanto viene considerato un volume minore. Allo stesso modo per quanto riguarda l'uretra la dose ricevuta dall'1% del volume risulta inferiore in Oncentra Brachy perché il volume considerato dal TPS è minore: infatti il gradiente di dose è negativo andando dalla prostata verso l'uretra quindi il volume che prende un dose più alta è minore.

| VOLUMI MEDI CALCOLATI [cc] |             |       |
|----------------------------|-------------|-------|
| ROI                        | ONC. BRACHY | PLATO |
| CASI GINECOLOGICI          |             |       |
| PTV                        | 44          | 46    |
| RETTO                      | 48          | 52    |
| VESCICA                    | 131         | 134   |
| CASI PROSTATICI            |             |       |
| PTV                        | 50          | 53    |
| URETRA                     | 3.7         | 4.0   |
| RETTO                      | 38          | 41    |
| VESCICA                    | 81          | 89    |

Tabella 4

Viste le differenze ottenute nel calcolo dei volumi tra i TPS, si è voluto investigare quale tra i sistemi effettua il calcolo corretto utilizzando volumi di cui è noto il valore vero. A

questo scopo è stato utilizzato un fantoccio elettronico, ovvero ricostruito virtualmente dal TPS, su cui sono stati contornati 5 diversi set di strutture geometriche regolari (cilindri e parallelepipedi) rappresentanti prostata, uretra, retto e vescica. Le immagini e i contorni sono stati trasferiti su Oncentra Prostate, Oncentra Brachy e Plato; con ognuno dei TPS sono stati poi calcolati i volumi degli organi contornati e i risultati sono stati confrontati con il valore vero calcolato geometricamente (tabella 5).

Dai risultati ottenuti si può concludere che c'è un ottimo accordo nel calcolo dei volumi da parte di Oncentra Brachy e Oncentra Prostate rispetto al valore vero e tra di loro, mentre i volumi calcolati da Plato sono sempre sovrastimati sia rispetto al valore vero che rispetto agli altri sistemi, come già riscontrato in precedenza nei casi clinici.

Una volta verificata la consistenza del calcolo dei volumi anche per Oncentra Prostate si è allora verificata l'accuratezza dei DVH utilizzando i set di strutture di 5 pazienti clinici. I contorni sono stati esportati a Oncentra Brachy, per ognuno di essi è stata ricostruita la geometria dei cateteri e sono stati inseriti manualmente i tempi di attivazione delle varie posizioni della stepping source; dopodiché sono stati calcolati gli istogrammi dose volume. In questo caso i livelli di confidenza ottenuti sono risultati entro i limiti di indagine e i valori dosimetrici medi ottenuti hanno mostrato un buon accordo tra i due TPS.

| VOLUMI MEDI CALCOLATI [cc] |             |             |               |       |
|----------------------------|-------------|-------------|---------------|-------|
| ROI                        | VALORE VERO | ONC. BRACHY | ONC. PROSTATE | PLATO |
| PTV                        | 106         | 105         | 105           | 112   |
| URETRA                     | 4.4         | 4.2         | 4.3           | 4.5   |
| RETTO                      | 51          | 50          | 51            | 53    |
| VESCICA                    | 77          | 77          | 77            | 84    |

Tabella 5

La seconda parte di questo lavoro di tesi ha riguardato la valutazione e il confronto degli algoritmi di inverse planning implementati nei due TPS. In tabella 6 sono riportati i risultati ottenuti per l'ottimizzazione dei piani

di trattamento di 50 pazienti prostata con i due algoritmi. Dai risultati ottenuti si osserva che, sebbene gli algoritmi siano differenti, essi portano a risultati confrontabili e, in media, clinicamente accettabili.

L'ultima verifica effettuata in questo lavoro, ha riguardato la valutazione del vincolo supplementare, presente in SDVHO, relativo

| RISULTATI (50 pts) |            |            |             |
|--------------------|------------|------------|-------------|
| ROI                | CONSTRAINT | IPSA MEDIA | SDVHO MEDIA |
| PTV                | D90% [%]   | 102        | 101         |
|                    | V100% [%]  | 93         | 91          |
|                    | V150% [%]  | 24         | 25          |
| URETRA             | D1% [%]    | 113        | 112         |
|                    | D10% [%]   | 107        | 107         |
| RETTO              | D2cc [%]   | 55         | 55          |
| VESCICA            | D2cc [%]   | 71         | 66          |

Tabella 6

Dai risultati ottenuti si può osservare che dal punto di vista clinico i piani di trattamento ottenuti sono confrontabili e accettabili. La differenza fondamentale tra i piani di trattamento ottenuti con e senza la restrizione può essere compresa osservando la distribuzione dei tempi di stazionamento (figura 4-a/b). Nelle figure infatti il diametro dei punti è proporzionale al tempo di stazionamento della sorgente in quel punto: la distribuzione dei tempi di attivazione ottenuta applicando il vincolo sui gradienti (dwell = 1) risulta più uniforme e non sono più presenti delle posizioni molto attive seguite da posizioni in cui il tempo di stazionamento è nullo. Questa disposizione della sorgente risulta in una distribuzione di dose da un lato più "calda" rispetto alla corrispondente distribuzione ottenuta senza restrizione, infatti aumenta il volume delle isodosi maggiori a quella di prescrizione, che nel caso di assenza di restrizione sono confinate intorno alle posizioni più attive, ma molto più omogenea.

**CONCLUSIONI:** I risultati ottenuti nell'accettazione di entrambi i TPS hanno mostrato un buon accordo tra la dose calcolata e quella attesa secondo il formalismo AAPM TG 43, sia nel caso di una singola sorgente che nel caso di due sorgenti. Anche per quanto riguarda l'accuratezza del calcolo degli istogrammi dose volume si sono ottenuti buoni risultati per entrambi i TPS in esame. Inoltre il confronto dei risultati di questi due nuovi

alla restrizione del gradiente dei tempi di stazionamento della sorgente. In tabella 7 sono riportati i risultati ottenuti.

| RISULTATI         |            |       |       |
|-------------------|------------|-------|-------|
| DWELL RESTRICTION |            | 0     | 1     |
| ROI               | CONSTRAINT | MEDIA | MEDIA |
| PTV               | D90% [%]   | 104   | 103   |
|                   | V100% [%]  | 94    | 93    |
|                   | V150% [%]  | 26    | 28    |
| URETRA            | D1% [%]    | 112   | 112   |
|                   | D10% [%]   | 109   | 109   |
| RETTO             | D2cc [%]   | 59    | 59    |
| VESCICA           | D2cc [%]   | 70    | 73    |

Tabella 7

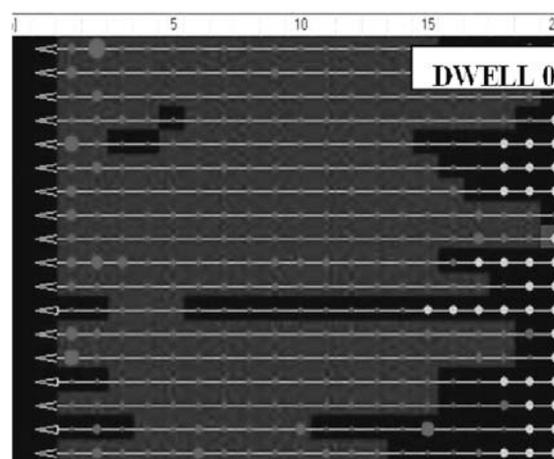


Figura 2-a

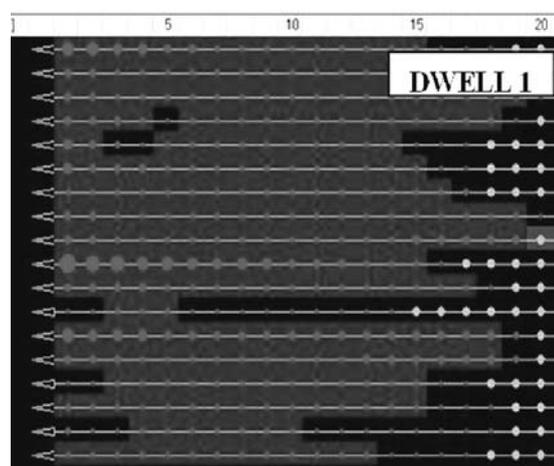


Figura 2-b

sistemi di piani di trattamento con quelli ottenuti con la vecchia stazione Plato porta a concludere che i recenti algoritmi per il calcolo dei volumi tridimensionali sono più accurati. È da sottolineare infine che una buona accuratezza nel calcolo dei DVH si riflette poi anche nell'utilizzo degli algoritmi di pianificazione inversa, dove la relazione dose-volume è l'elemento principale su cui si lavora per ottimizzare il piano di trattamento.

La seconda parte del lavoro è stata dedicata al confronto degli algoritmi di inverse planning implementati nei due TPS. I risultati ottenuti portano a concludere che, sebbene gli algoritmi siano differenti, essi portano a risultati confrontabili e, in media, clinicamente accettabili. Inoltre la possibilità di ottimizzare i piani considerando il gradiente tra i tempi di stazionamento della sorgente fornita da Oncentra Prostate permette di erogare un trattamento più sicuro: infatti molto spesso nei piani di trattamenti complessi compaiono delle singole posizioni in cui la sorgente permane molto tempo, mentre nelle posizioni adiacenti il tempo di permanenza è nullo; una situazione di questo tipo, sebbene legata a una distribuzione di dose clinicamente accettabile, può portare a notevoli errori nell'erogazione della dose qualora si sposti il catetere all'interno del quale si muove la sorgente. La zona dove era pianificato lo stazionamento della sorgente risulterebbe sottodosata mentre la zona adiacente, dove viene a trovarsi la sorgente dopo lo spostamento del catetere, risulterebbe invece notevolmente sovradosata.

La maggior flessibilità nella fase finale di ottimizzazione, dopo l'utilizzo dell'inverse planning, e la possibilità di utilizzare il vincolo sul gradiente dei tempi fornita da Oncentra Prostate ha portato a scegliere questo TPS

come quello dedicato ai piani di cura per i trattamenti prostatici, mentre gli altri trattamenti (ginecologici, superficiali, capocollo,...) vengono pianificati con Oncentra Brachy. La scelta di Oncentra Prostate come software dedicato ai trattamenti prostatici è stata inoltre fatta in quanto questo TPS oltre alla possibilità di creare piani su immagini TC, offre la possibilità di pianificazione real time su immagini ecografiche durante la procedura di impianto in sala operatoria.

#### Bibliografia:

- 1) R. Nath, L. Anderson, G. Luxton, K. Weaver, J.F. Williamson, A.S. Meigooni, "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43", *Med. Phys.*, **22**, pp. 209-234 (1995).
- 2) J. Venselaar, J. Pérez-Calatayud, "A practical guide to quality control of brachytherapy equipment", *European Guidelines for Quality Assurance in Radiotherapy Booklet n° 8*, ESTRO (2004)
- 3) E. Lessard, J. Pouliot, "Inverse planning anatomy-based dose optimization for HDR-brachytherapy of the prostate using fast simulated annealing algorithm and dedicated objective functions", *Med. Phys.*, **28**, pp. 773-779 (2001).
- 4) D. Baltas, "Handbook for the optimization and the optimization tools in Oncentra Prostate version 3.0", *Oncentra Prostate Documentation*, Nucletron
- 5) J. Venselaar, H. Welleweerd, B. Mijnheer, "Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems", *Radioter. Oncol.*, **60**, pp. 191-201 (2001)
- 6) C. Kirisits, F.A. Siebert, D. Baltas, M. De Brabandere, T.P. Hellebust, D. Berger, J. Venselaar, "Accuracy of volume and DVH parameters determined with different brachytherapy treatment planning systems", *Radioter. Oncol.*, **84**, pp. 290-297 (2007)