

# Fisica in Medicina

n. 4/2008  
Ottobre - Dicembre

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



www.aifm.it

## Associazione Italiana di Fisica Medica

### Presidente:

G. Pedrolì (Milano)

### Consiglieri:

A. Crespi (Monza)

A. Del Guerra (Pisa)

G. Gialanella (Napoli)

S. Maggi (Ancona)

G. Meleddu (Cagliari)

R. Ropolo (Torino)

A. Traino (Pisa)

A. Valentini (Trento)

### Segretario-Tesoriere:

L. Bianchi (Busto Arsizio)

## Periodico Fisica in Medicina

### Direttore Onorario:

P. Tosi (Milano)

### Direttore responsabile:

F. Levrero (Genova)

### Segretario di Redazione:

N. Canevarollo (Genova)

### Componenti del Comitato di Redazione:

G. Borasi (Reggio Emilia)

M.G. Brambilla (Milano)

M.C. Cantone (Milano)

C. Canzi (Milano)

R. Di Liberto (Pavia)

F. Di Martino (Pisa)

P. Isoardi (Torino)

P. Moresco (Pietra L.-SV)

L. Moro (Pavia)

L. Raffaele (Catania)

S. Squarcia (Genova)

C. Traino (Pisa)

F. Turrini (Varese)

## Sommario

Modifiche di Statuto .....	293
Regolamento generale .....	302
Regolamento elettorale .....	307
Regolamento d'iscrizione .....	308
Regolamento disciplinare .....	310
Sulla magnetostimolazione cerebrale transcranica - MSCT di F. Bistolfi .....	312
Direttiva 2004/40/CE: implicazioni nell'uso clinico e di ricerca in MRI di P. Ferrari e F. Campanella .....	324
Riassunti Tesi di Specializzazione Università di Milano .....	330
Anniversari: Edoardo Amaldi a cura di G. Battimelli e L. Maiani .....	354
Radiografia e radioscopia - Storia dei raggi Röntgen a cura di L. Moro .....	360
L'apparecchio radiologico mobile tipo Ferrero di Cavallerleone a cura di M. Reggio .....	362
Esperienze degli ospedali lombardi a confronto nella radioterapia del distretto toracico a cura di R. Cambria .....	377
La medicina non è una scienza Recensione di G. Tosi .....	379
Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics a cura di F. Levrero .....	380

Stampato nel mese di Gennaio 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: Apparecchio radiologico Ropiquet-Hazart-Roycourt realizzato nel 1920 (foto Oswald Pauwels, copyright M&L), Museo Belga di Radiologia (Bruxelles, <http://www.radiology-museum.be/English/IndexE.html>), per gentile concessione del Curatore, dott. R. Van Tiggelen.

# NOTIZIARIO DI MEDICINA NUCLEARE ED IMAGING MOLECOLARE

Anno IV, n. 3 - Luglio 2008



---

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)*

---

**Sviluppo della PET: necessità clinica o moda?** - *Diana Salvo*

**Sinite parvulos venire ad nos** - *Luigi Mansi*

**Ruolo della Medicina Nucleare nel percorso ospedaliero dei pazienti vittime di eventi Nucleari e Radiologici** - *Alfredo Muni*

**Le nuove Scuole di Specializzazione** - *Alessandro Giordano*

**Utilizzo del perclorato di potassio nelle pratiche medico-nucleari** - *Nicola Mazzuca*

**Corso "Innovazione tecnologica non invasiva applicata alla Cardiologia Nucleare"** - *Giorgi Ascoli*

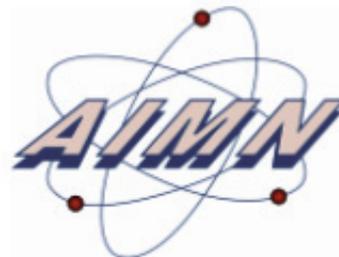
**News TSRM-AIMN** - *Mauro Schiavini*

**Nuclei Familiari** - *La redazione*

**News** - *Vincenzo Cuccurullo*

# NOTIZIARIO DI MEDICINA NUCLEARE ED IMAGING MOLECOLARE

Anno IV, n. 5 - Dicembre 2008



---

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)*

---

## **Editoriale**

*Diana Salvo*

## **Il mio sogno era diventare medico nucleare: intervista a Giada Desideri**

*Luigi Mansi*

## **Candidature al Consiglio Direttivo AIMN**

## **Un radiochimico nel consiglio direttivo AIMN: bilancio di due anni di attività**

*Marco Chinol*

## **News TSRM-AIMN**

*Mauro Schiavini*

## **Nuclei Familiari**

*La redazione*

## **News**

*Vincenzo Cuccurullo*

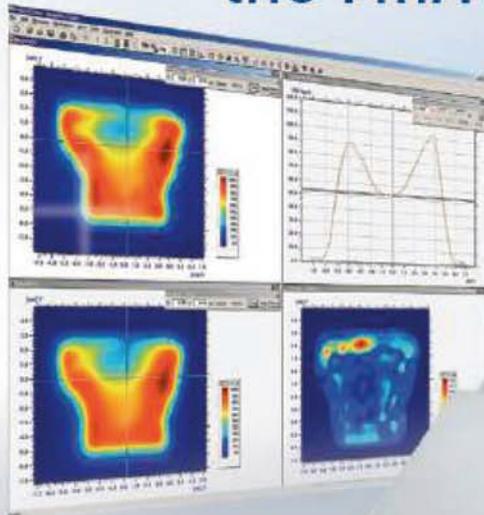


Distributore per l'Italia

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



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



The three most important are: It is the

**FAST**est | most **ACCURATE** | most **RELIABLE**

two dimensional array  
for digital IMRT verification



## MODIFICHE DI STATUTO

(In data 3 ottobre 2008 l'Assemblea Ordinaria dei Soci, riunita a Sestri Levante presso il Centro Congressi Media Terraneo, ha approvato le modifiche di Statuto e Regolamento. Le modifiche sono indicate in carattere neretto.)

### PARTE PRIMA

Denominazione, sede, finalità

#### Art. 1

È costituita un'Associazione Scientifica e Professionale senza fini di lucro, denominata:

**“Associazione Italiana di Fisica Medica”.**

L'Associazione Italiana di Fisica Medica ha sede **legale** presso Villa Cagnola, via Cagnola 17/19, 21045 Gazzada, Varese, Italia.

#### Art. 2

L'Associazione agisce a favore dei Soci che operano nei diversi settori di applicazione della Fisica Medica per la diagnosi, la terapia e la prevenzione nell'ambiente di vita e di lavoro ed al fine di rappresentare le loro necessità ed interessi si propone lo scopo di:

- a. promuovere, sviluppare e coordinare le attività scientifiche e professionali;
- b. promuovere e sviluppare la formazione, l'informazione e l'aggiornamento **professionale e scientifico** dei Soci;
- c. **assicurare l'obbligo dell'aggiornamento professionale costante da parte dei Soci;**
- d. partecipare al programma nazionale di Educazione Continua in Medicina (ECM);
- e. promuovere e sviluppare l'applicazione delle metodologie fisiche alla diagnosi, terapia e prevenzione nell'ambiente di vita e di lavoro;
- f. favorire la cooperazione con le strutture sanitarie, con gli Enti di Ricerca, con le Università e con particolare riguardo ai Dipartimenti di Scienze Fisiche, alle Facoltà di Medicina ed alle Scuole di Specializzazione in Fisica Sanitaria e con le Istituzioni operanti nei diversi settori della Fisica Medica.

#### Art. 3

L'Associazione rappresenta la categoria professionale di **“specialista in fisica medi-**

**ca”** per tutelare le istanze connesse con l'esercizio delle attività comportanti l'applicazione dei principi e delle metodologie della fisica in medicina, nei settori della prevenzione, della diagnosi e della cura, al fine di assicurare la qualità delle prestazioni erogate e la prevenzione dei rischi per i pazienti, gli operatori e gli individui della popolazione in generale.

A tal fine istituisce e tiene aggiornato un elenco professionale degli **“specialisti in fisica medica”** costituito dai Soci, in possesso della Laurea in Fisica (Laurea Specialistica ex DM 509/99 oppure Laurea quadriennale Vecchio Ordinamento) e della Specializzazione in Fisica Medica/Sanitaria.

All'elenco possono accedere anche i Soci, in possesso della Laurea in Fisica, che, alla data dell'1.1.2001, abbiano svolto, in strutture del servizio sanitario nazionale o in strutture accreditate, cinque anni di servizio nella disciplina di fisica sanitaria o nelle discipline equipollenti così come definite nel Decreto Ministeriale 30/01/1998.

Ai fini dell'iscrizione nell'elenco il professionista deve mantenere aggiornata la propria professionalità, svolgendo attività di aggiornamento professionale costante, e rispettare il codice deontologico.

L'Associazione rilascia al Socio iscritto nell'elenco di cui sopra, che ne fa richiesta, un **“attestato di competenza”** ai sensi della Direttiva Europea n. 92/51 ed eventuali integrazioni successive, con il quale è attestato il possesso, da parte del Socio richiedente, dei requisiti ritenuti essenziali per l'esercizio della professione di **“specialista in fisica medica”**, compreso lo svolgimento dell'attività di aggiornamento professionale.

Fermi i requisiti di base sopra indicati, ai fini dell'iscrizione nell'elenco e del rilascio dell'attestato di competenza si tiene conto, per quanto riguarda la formazione continua e l'aggiornamento professionale, anche di certificazioni rilasciate da organismi terzi di elevata qualificazione.

**Le modalità di accesso e di permanenza nell'elenco degli "specialisti in fisica medica" e le modalità di rilascio dell'attestato di competenza sono stabilite in apposito Regolamento.**

#### Art. 4

Per raggiungere gli scopi previsti dagli artt. 2 e 3 del presente statuto l'Associazione:

- a. partecipa alla programmazione a livello nazionale e regionale delle attività di Fisica applicata alla Medicina con particolare riguardo ai settori della radiodiagnostica, della radioterapia e della medicina nucleare, e ne promuove la creazione e lo sviluppo nel Servizio Sanitario Nazionale, nelle Università e nei Centri di Ricerca, nell'Industria e in Enti Pubblici e Privati,
- b. favorisce la formazione, l'aggiornamento e l'attività professionale degli "specialisti in fisica medica", anche partecipando al programma nazionale di Educazione Continua in Medicina (ECM) rivolto, nello specifico, al ruolo sanitario "Fisici",
- c. prevede sistemi di verifica del tipo e della qualità delle attività di aggiornamento e formazione svolte,
- d. collabora con il Ministero della Salute, le Regioni, le Aziende sanitarie e gli altri organismi e istituzioni sanitarie pubbliche;
- e. promuove nell'ambito delle attività di prevenzione la radioprotezione nel campo delle radiazioni ionizzanti e non ionizzanti con particolare riguardo alla protezione del paziente,
- f. favorisce la produzione e diffusione di documentazione e di informazione scientifica, professionale e didattica attinenti la Fisica Medica, anche con l'elaborazione di linee guida in collaborazione con l'Agenzia per i Servizi Sanitari Regionali (A.S.S.R.) e la F.I.S.M. (Federazione Italiana delle Società Medico Scientifiche),
- g. stabilisce rapporti di collaborazione e cooperazione con altre Società, Istituzioni scientifiche nazionali ed internazionali e strutture industriali, promuovendo iniziative comuni e trials di studio e di ricerche scientifiche finalizzate,
- h. promuove iniziative comuni con altre Società ed Istituzioni scientifiche e professionali che operano per il miglioramento della salute e della vita dell'uomo,
- i. promuove iniziative di tipo federativo con Istituzioni scientifiche affini nell'ambito

della Fisica e della Medicina.

Non rientra tra le finalità dell'Associazione la tutela sindacale dei Soci o, comunque, lo svolgere, né direttamente né indirettamente, attività sindacale.



## PARTE SECONDA

### Gli associati e gli organi sociali

#### Art. 5

Formano l'associazione i Soci suddivisi in:

- Soci Onorari
- Soci Ordinari

Possono essere Soci Ordinari coloro che svolgono attività scientifica e/o professionale nei campi di applicazione della Fisica Medica nelle strutture sanitarie, nelle Università, in Enti Pubblici e Privati e nell'Industria, **in quanto dipendenti e/o liberi professionisti, e gli iscritti alla Scuola di Specializzazione in Fisica Medica/Sanitaria.**

I Soci Ordinari debbono possedere la laurea in Fisica (**Laurea Specialistica ex DM 509/99 oppure Laurea quadriennale Vecchio Ordinamento**); tale requisito può essere sostituito dal possesso di altra laurea e da comprovata attività scientifica e professionale nei campi di applicazione della Fisica Medica.

La qualifica di Soci Onorari può essere attribuita dal Consiglio Direttivo a **non più di 15** persone di alto valore scientifico nel settore della fisica medica e/o benemerite dell'Associazione.

I Soci Onorari godono degli stessi diritti dei Soci Ordinari e sono dispensati dalle quote sociali.

I Soci Ordinari sono tenuti a versare le rispettive quote annuali di Associazione stabilite dal Consiglio Direttivo, qualora non abbiano presentato per iscritto le loro dimissioni entro il 30 settembre di ogni anno.

I Soci non in regola con il pagamento delle quote sociali non possono prendere parte alle attività dell'Associazione. Le quote sociali sono personali e non trasferibili

L'ammissione di nuovi Soci viene approvata dal Consiglio Direttivo e ratificata dall'Assemblea Generale in occasione della prima convocazione utile a maggioranza

semplice dei presenti.

**I Soci sono obbligati a svolgere costantemente attività di aggiornamento.**

La qualità di Socio si perde per decesso, dimissioni, morosità o indegnità; la morosità è dichiarata dal Consiglio Direttivo; **l'indegnità è comminata dal Collegio dei Proviviri.**

**È tenuto e aggiornato annualmente, da parte del Segretario Generale, l'elenco dei Soci iscritti all'Associazione.**

#### **Art. 6**

Gli Organi Sociali sono:

- l'Assemblea Generale;
- il Presidente dell'Associazione;
- il Consiglio Direttivo;
- **il Tesoriere;**
- **il Collegio dei Proviviri;**
- **il Collegio dei Revisori dei Conti;**
- **il Comitato di Accreditamento.**

È esclusa qualunque forma di retribuzione dei Soci ricoprenti cariche sociali.

#### **Art. 7**

L'Assemblea Generale è composta dai Soci Onorari e dai Soci Ordinari in regola con il pagamento della quota sociale.

**L'Assemblea Generale:**

- **definisce le linee generali di attività sociale;**
- **elegge le cariche sociali come da norme statutarie;**
- **approva il bilancio dell'Associazione.**

L'Assemblea Generale è convocata, mediante comunicazione diretta a ciascun Socio, almeno **trenta** giorni prima di quello fissato per l'adunanza dal Presidente.

**Nel caso in cui sia prevista, nel corso dell'assemblea, l'elezione delle cariche sociali, l'Assemblea Generale è convocata almeno 3 mesi prima rispetto alla data fissata per l'adunanza dal Presidente, sentito il Consiglio Direttivo.**

**L'Assemblea Generale si riunisce almeno una volta l'anno per l'approvazione del bilancio consuntivo e preventivo.**

**Nell'anno in cui si tiene il Congresso Nazionale, di cui al successivo art. 14, l'Assemblea Generale è convocata in concomitanza con il congresso, presso la sede del congresso stesso.**

L'Assemblea Generale deve essere inoltre convocata quando se ne ravvisa la necessità o quando ne è fatta richiesta motivata da almeno 1/10 (un decimo) dei Soci.

I Soci possono farsi rappresentare da altri Soci. Non possono però farsi rappresentare dai componenti del Consiglio Direttivo per l'approvazione di bilanci e per le deliberazioni in merito a responsabilità dei componenti stessi. **Sono ammesse al massimo due deleghe per ogni partecipante l'assemblea.**

L'Assemblea Generale è presieduta dal Presidente dell'Associazione o, in sua mancanza, dal Vice-Presidente; in mancanza di entrambi l'assemblea nomina un proprio Presidente.

Il Presidente dell'assemblea nomina un segretario e, se lo ritiene il caso, due scrutatori.

Spetta al Presidente dell'assemblea di constatare la regolarità delle deleghe e in genere il diritto di intervento all'assemblea.

Le deliberazioni dell'assemblea **in prima convocazione** sono prese a maggioranza di voti dei **presenti e sul presupposto della** presenza di almeno la metà dei Soci.

In seconda convocazione le deliberazioni sono valide qualunque sia il numero degli intervenuti.

**Per disciplinare l'Assemblea Generale convocata per assumere delibere relative alle modifiche statutarie e allo scioglimento della Associazione si rinvia alle specifiche norme statutarie e in particolare agli artt. 20 e 21 del presente statuto.**

**Per i casi espressamente indicati dal presente statuto è ammessa la votazione per corrispondenza.**

Delle riunioni di assemblea si redige processo verbale firmato dal Presidente e dal Segretario ed eventualmente dagli scrutatori.

#### **Art. 8**

L'Associazione è amministrata da un Consiglio Direttivo, composto dal Presidente dell'Associazione e dal Comitato di Presidenza.

**Il Consiglio Direttivo attua le linee generali deliberate dall'Assemblea Generale.**

Il Presidente dell'Associazione è eletto a scrutinio segreto direttamente dall'Assemblea Generale.

Il Comitato di Presidenza è eletto a scruti-

nio segreto direttamente dall'Assemblea Generale.

Il Comitato di Presidenza è formato da otto Consiglieri, scelti tra i Soci Ordinari.

Per la nomina dei Consiglieri ogni Socio Onorario e Ordinario esprime un massimo di tre preferenze,

È prevista la possibilità di voto per corrispondenza. A parità di voti sia per il Presidente che per i Consiglieri viene eletto il candidato di maggiore età.

**Le modalità di svolgimento delle elezioni del Presidente dell'Associazione e del Comitato di Presidenza sono indicate nel Regolamento elettorale.**

Il Presidente dell'Associazione dura in carica due anni e può essere rieletto solo una volta consecutivamente.

I Consiglieri durano in carica due anni e possono essere rieletti solo una volta consecutivamente.

Il Presidente designa, nell'ambito del Comitato di presidenza, un Vicepresidente.

Il Presidente designa, nell'ambito dei Soci Ordinari, un Segretario Generale, che collabora con il Presidente per l'esecuzione delle decisioni del Consiglio Direttivo.

Al Consiglio Direttivo può partecipare, su richiesta o su invito, il Coordinatore del Consiglio di ciascun Gruppo Regionale o Interregionale.

Al Consiglio Direttivo partecipa il Presidente precedente senza diritto di voto.

Il Consiglio Direttivo è investito dei più ampi poteri per la gestione ordinaria e straordinaria dell'Associazione, senza limitazione alcuna.

Il Consiglio Direttivo assume deliberazioni valide a maggioranza semplice **e in presenza della maggioranza dei suoi componenti**; in caso di parità prevale il voto del Presidente.

Il Presidente, ed in sua assenza il Vicepresidente, rappresenta legalmente l'Associazione nei confronti dei terzi ed in giudizio; nei casi di urgenza può esercitare i poteri del Consiglio Direttivo, salvo ratifica da parte di questo alla prima riunione.

#### Art. 9

Il patrimonio dell'Associazione è costituito dalle quote sociali, dai contributi di Enti pubblici e privati **e da eventuali liberalità ricevu-**

**te.** All'amministrazione del patrimonio provvede il Tesoriere in base alle delibere del Consiglio Direttivo.

**Il Tesoriere è designato dal Presidente dell'Associazione, dura in carica due anni e può essere rinnovato nell'incarico, per non più di due volte consecutive.**

Il Tesoriere elabora annualmente il bilancio consuntivo e il bilancio preventivo, da sottoporre, per l'approvazione all'Assemblea Generale, entro quattro mesi dalla chiusura dell'esercizio sociale che ha luogo il 31 dicembre di ogni anno. Le attività sociali sono sostenute solo attraverso i contributi degli associati e/o di enti pubblici nonché di soggetti privati, con esclusione di finanziamenti che configurino conflitto di interesse con il Servizio Sanitario Nazionale, anche se forniti attraverso soggetti collegati.

Sono esclusi l'esercizio di attività imprenditoriali o partecipazione ad esse, salvo quelle necessarie per le attività di formazione continua.

Le attività ECM sono finanziate attraverso l'autofinanziamento e i contributi degli associati e/o enti pubblici e privati, ivi compresi contributi delle industrie farmaceutiche e di dispositivi medici, nel rispetto dei criteri e dei limiti stabiliti dalla Commissione nazionale per la formazione continua.

L'Associazione non ha fini di lucro, non possono essere distribuiti, anche in modo indiretto, utili, avanzi di gestione, nonché fondi riserve o capitale durante tutta la vita dell'Associazione.

#### Art.10

**Il Collegio dei Provirari è composto da un Presidente e da due altri membri. Il Presidente del Collegio dei Provirari è una persona esterna all'Associazione con competenze nel campo del diritto.**

**Il Presidente del Collegio dei Provirari è nominato dall'Assemblea Generale su proposta del Consiglio Direttivo.**

**I due altri membri del Collegio dei Provirari sono eletti dall'Assemblea Generale, contestualmente all'elezione dei membri del Consiglio Direttivo e con le modalità indicate nel Regolamento elettorale, tra i Soci iscritti all'Associazione da almeno dieci anni senza aver mai subito sanzioni di alcun tipo.**

**I componenti del Collegio dei Provirari**

durano in carica quattro anni e sono rieleggibili una sola volta.

Il Collegio dei Probiviri assume le sue determinazioni eventualmente anche a maggioranza e con votazione segreta.

Il Segretario Generale funge da segretario del Collegio dei Probiviri.

Compito del Collegio dei Probiviri è:

- valutare l'indegnità dei Soci,
- valutare comportamenti dei Soci contrastanti con norme statutarie e regolamenti,
- decidere in merito a conflitti tra Soci e tra Soci e organi statuari.

Il Collegio dei probiviri valuta la rispondenza del comportamento professionale dei soci iscritti nell'elenco professionale degli "specialisti in fisica medica" con quanto stabilito dal codice deontologico.

Il Collegio dei Probiviri applica le procedure e le sanzioni specifiche previste nel regolamento di disciplina, che fa parte integrante del codice deontologico dell'Associazione.

Il Collegio dei Probiviri determina ed indica al Consiglio Direttivo le sanzioni previste dal regolamento di disciplina e da comminare nei singoli casi di specie, accompagnandole sempre e comunque con esplicita e congrua motivazione.

Il Consiglio Direttivo deve irrogare le sanzioni determinate e indicate dal Collegio dei Probiviri; può tuttavia, per una sola volta, inviare al Collegio dei Probiviri una richiesta motivata di riesame delle decisioni assunte.

Il Collegio dei Probiviri si riunisce su richiesta dei singoli Soci, del Consiglio Direttivo e ogni qualvolta ne ravvisi la necessità.

#### Art. 11

Il Collegio dei Revisori dei Conti è nominato dall'Assemblea Generale, su proposta del Consiglio Direttivo.

Il Collegio dei Revisori dei Conti è composto da tre membri effettivi, che eleggono al loro interno il Presidente del Collegio e un supplente. I componenti del Collegio sono persone esterne all'Associazione, esperte in campo economico.

Il Collegio dei Revisori dei Conti è responsabile del controllo relativo alla gestione

finanziaria, patrimoniale, contabile e amministrativa. Il Collegio dei Revisori ha il compito di predisporre annualmente una relazione di accompagnamento alla bozza di bilancio, che fa parte integrante del bilancio da sottoporre all'approvazione dell'Assemblea.

Laddove ammesso per legge, l'Associazione può dotarsi di un Revisore dei Conti Unico, avente le caratteristiche sopra previste, che svolge gli stessi compiti del Collegio.

L'eventuale Revisore dei Conti Unico o gli eventuali membri del Collegio dei Revisori durano in carica quattro anni e sono rinominabili una sola volta.

#### Art. 12

Il Comitato di Accreditamento è costituito da un Presidente e da due altri membri, eletti dall'Assemblea Generale, contestualmente all'elezione dei membri del Consiglio Direttivo e con le modalità indicate nel Regolamento elettorale, tra i Soci iscritti all'Associazione da almeno cinque anni senza aver mai subito sanzioni di alcun tipo.

I componenti del Comitato di Accreditamento durano in carica quattro anni e sono rieleggibili una sola volta.

Il Comitato di Accreditamento elegge il presidente al suo interno.

Il Segretario Generale funge da segretario del Comitato di Accreditamento.

Il Comitato di Accreditamento è delegato a decidere in merito al possesso da parte dei Soci dei requisiti per l'iscrizione nell'elenco degli "specialisti in fisica medica". In tale contesto svolge attività di controllo sull'obbligo di aggiornamento professionale.

Tale funzione è svolta nel pieno rispetto di quanto previsto nello specifico regolamento attuativo.



### PARTE TERZA

Ulteriori articolazioni associative, regolamenti e codice deontologico

#### Art. 13

I Gruppi Regionali e Interregionali hanno il compito di:

- stabilire i rapporti con gli enti scienti-

fici e le autorità sanitarie locali per favorire lo sviluppo professionale, scientifico e culturale dei soci in ambito regionale;

- programmare iniziative di formazione e aggiornamento a livello regionale;
- favorire il collegamento fra gli organi direttivi e i Soci.

Un gruppo Regionale o Interregionale è organicamente costituito quando la sua costituzione è deliberata dal Consiglio Direttivo.

#### Art. 14

Ogni due anni si tiene il Congresso Nazionale dell'Associazione.

Nell'anno del Congresso Nazionale non possono essere organizzati altri Convegni a carattere generale; possono essere organizzati Convegni a carattere monotematico.

Il Congresso Nazionale e i Convegni Nazionali sono programmati dal Consiglio Direttivo che decide la sede, le tematiche e provvede a nominare il Segretario e il Comitato Scientifico, il Segretario Amministrativo e il Comitato Organizzatore.

Le modalità di organizzazione dei Convegni a livello Regionale o Interregionale sono previste nel Regolamento associativo.

#### Art. 15

Il Consiglio Direttivo provvede a costituire Commissioni **tematiche** per affrontare, discutere e proporre soluzioni nell'ambito della professione, dell'attività scientifica, della didattica ed aggiornamento, delle attività editoriali, e del riconoscimento professionale e normativo dei fisici che svolgono attività di Fisica Medica.

Le Commissioni **tematiche** hanno funzioni di supporto ed indirizzo per il Consiglio Direttivo.

Gli elaborati delle Commissioni **tematiche** assumono validità solo quando approvati dal Consiglio Direttivo.

Alle Commissioni possono essere affidati dal Consiglio Direttivo compiti specifici ed autonomia di azione in particolari e delimitati settori.

#### Art. 16

Il Consiglio Direttivo nomina il Comitato Scientifico dell'Associazione individuando personalità di particolare prestigio profes-

sionale e scientifico.

Sono compiti del Comitato Scientifico

- la programmazione e la scelta dei contenuti scientifici delle attività di formazione e aggiornamento promosse dall'Associazione;
- la gestione delle esigenze di formazione e aggiornamento e della attribuzione dei crediti formativi secondo il sistema ECM per quanto riguarda il ruolo sanitario "Fisici" del Servizio Sanitario Nazionale.

Il Comitato Scientifico dell'Associazione designato viene ratificato dall'Assemblea Generale.

#### Art. 17

L'Associazione attiva una Scuola di Fisica in Medicina, ove vengono effettuati corsi e seminari per dibattere problemi scientifici ed aggiornare i Soci su argomenti di interesse scientifico e professionale. La Scuola di Fisica in Medicina programma la propria attività tenendo conto delle indicazioni del Comitato Scientifico dell'Associazione.

L'Associazione cura la pubblicazione di una Rivista scientifica, di collane monografiche e di un Periodico di formazione, informazione e aggiornamento per i Soci.

#### Art. 18

L'Associazione è dotata dei regolamenti espressamente previsti dal presente statuto agli artt. 3, 8, 10 e 12 (Regolamento per l'iscrizione nell'elenco degli "specialisti in fisica medica", Regolamento elettorale e Regolamento disciplinare) e di un Regolamento associativo generale, che, nel rispetto del dettato dello Statuto, contengono norme, procedure e indicazioni necessarie per detagliare le normative statutarie.

I Regolamenti e le loro eventuali modifiche devono essere approvati dall'Assemblea Generale, secondo le modalità indicate nell'art. 7, su proposta dal Consiglio Direttivo o di un numero di Soci almeno pari al 30% (trenta per cento) degli iscritti in regola con il pagamento della quota sociale.

È ammessa la votazione per corrispondenza.

#### Art.19

L'Associazione è dotata di un codice deontologico.

Il codice deontologico e le sue eventuali modifiche devono essere approvati dall'Assemblea Generale, secondo le modalità indicate nell'art. 7, su proposta del Consiglio Direttivo o di un numero di Soci almeno pari al 30% (trenta per cento) degli iscritti in regola con il pagamento della quota sociale.

È ammessa la votazione per corrispondenza.



## PARTE QUARTA Norme finali

### Art. 20

Le modifiche di Statuto vengono proposte dal Consiglio Direttivo o da un numero di Soci almeno pari al 30% (trenta per cento) degli iscritti in regola con il pagamento della quota sociale.

**In questo caso in Assemblea Generale è richiesta la maggioranza dei Soci ai fini della definizione del quorum sia costitutivo che deliberativo.**

È ammessa la votazione per corrispondenza.

### Art. 21

Lo scioglimento dell'Associazione è deliberato dall'Assemblea Generale **su proposta del Consiglio Direttivo o del 30% (trenta per cento) dei Soci iscritti ed in regola con il pagamento della quota sociale.**

**In questo caso in Assemblea Generale è richiesta la maggioranza dei Soci ai fini della definizione del quorum sia costitutivo che deliberativo.**

In caso di scioglimento dell'Associazione, il patrimonio residuo sarà devoluto ad altra Associazione con finalità analoghe o ai fini di pubblica utilità, sentito l'organo di Controllo di cui all'articolo 3, comma 190, Legge 23 dicembre 1996 n. 662 e salva diversa destinazione imposta dalla legge.

### Art. 22

Gli organi dell'Associazione durano in carica, in proroga dei rispettivi compiti e poteri, fino alle nuove nomine.

Per il miglior funzionamento della struttura operativa dell'Associazione, per lo svolgimento dell'attività di tutti gli organi sociali e dei conseguenti adempimenti, nonché per un miglior perseguimento dell'oggetto sociale, è autorizzato l'uso delle nuove tecnologie informatiche, telematiche e multimediali. A seconda delle necessità, l'effettiva partecipazione all'attività di tutti gli organi sociali, anche ai fini del raggiungimento dei quorum costitutivi e/o deliberativi, può essere garantita attraverso la presenza in via telematica e/o multimediale.

Deve essere attuata la pubblicazione e consentita la libera consultazione, nel rispetto delle norme di legge vigenti, di:

- statuto;
- principali delibere relative alle elezioni ed alla individuazione dei titolari delle cariche sociali;
- codice deontologico;
- bilancio;
- iscritti all'elenco degli "specialisti in fisica medica".

Per tutto quanto non espressamente previsto dal presente statuto, si fa rinvio alle norme del Codice Civile Italiano, alla legislazione vigente in materia di associazioni no profit ed in particolare alla Legge. n. 383/2000, ad altre legislazioni speciali di settore, nonché ai principi della Costituzione Italiana, del diritto comunitario ed all'equità.

### Art. 23

Tutte le controversie tra i Soci e tra questi e l'Associazione o i suoi organi saranno sottoposte, in tutti i casi non vietati dalla legge e non rimessi già alla decisione del Collegio dei Proviviri e con esclusione di ogni altra giurisdizione, alla competenza di un collegio di tre arbitri da nominarsi uno per ciascuna delle parti e il terzo in accordo tra le parti o, nel caso di disaccordo, rimesso alla decisione del Presidente del Tribunale Civile di Varese. Gli arbitri giudicheranno ex bono et aequo e il loro lodo è inappellabile.

Come

ecer

# REGOLAMENTO ASSOCIATIVO GENERALE

(ai sensi dell'art. 18 dello Statuto dell'Associazione)

## **Commissioni**

Il Consiglio Direttivo provvede a costituire Commissioni **tematiche** per affrontare, discutere e proporre soluzioni nell'ambito della professione, dell'attività scientifica, della didattica, della formazione e aggiornamento, delle attività editoriali e del riconoscimento professionale e normativo dei fisici che svolgono attività di fisica in medicina.

Le Commissioni **tematiche** hanno funzioni di supporto ed indirizzo per il Consiglio Direttivo. Alle Commissioni possono essere affidati compiti specifici ed autonomia di azione in particolari e delimitati settori.

Una Commissione viene costituita a seguito di delibera del Consiglio Direttivo che ne definisce i compiti e l'autonomia d'azione. Il Consiglio Direttivo nomina i Componenti della Commissione e il Responsabile. Le Commissioni possono essere costituite a tempo indeterminato o determinato. In quest'ultimo caso il Consiglio Direttivo definisce la durata della Commissione, che comunque non può essere superiore a due anni. Le Commissioni a tempo indeterminato devono essere riconfermate dal Consiglio Direttivo subentrato in carica a seguito dell'elezione da parte dell'Assemblea Generale.

Il Consiglio Direttivo, se lo ritiene necessario, può assegnare alla Commissione un finanziamento, definendone contestualmente le modalità di erogazione.

Il Consiglio Direttivo in ogni momento può ridefinire i compiti, l'autonomia d'azione e l'eventuale finanziamento delle Commissioni, nonché rinominare il Responsabile e/o i Componenti.

Gli elaborati delle Commissioni diventano documenti ufficiali dell'Associazione solo quando approvati dal Consiglio Direttivo.

## **Gruppi Regionali o Interregionali**

Il Consiglio Direttivo delibera l'articolazione e la costituzione dei Gruppi Regionali o Interregionali.

Un Gruppo Regionale o Interregionale è organicamente costituito quando la sua costituzione è deliberata dal Consiglio Direttivo dell'Associazione.

Fanno parte di ciascun Gruppo i soci che svolgono la loro attività nelle regioni corrispondenti. Un socio può far parte di un unico Gruppo (quello della regione in cui svolge l'attività preminente).

Sono organi del Gruppo: l'Assemblea, costituita dai Soci Onorari, Ordinari e Juniores in regola con il pagamento della quota sociale, e il Comitato Direttivo, formato da un Coordinatore e da un minimo di due componenti fino a un massimo di tre.

Il Coordinatore e i componenti del Comitato Direttivo sono eletti dall'Assemblea Regionale o Interregionale, nel rispetto del principio generale della garanzia di rappresentanza di ogni regione, nell'ambito dei soci facenti parte del Gruppo. Durano in carica due anni e sono rieleggibili. Le cariche non sono compatibili con le cariche nazionali.

L'elezione avviene, in modo separato per il coordinatore e per i componenti del Comitato Direttivo, a scrutinio segreto e a maggioranza relativa. È ammessa una delega per ogni partecipante all'assemblea.

Il coordinatore di ciascun Gruppo Regionale o Interregionale può partecipare al Consiglio Direttivo dell'Associazione su richiesta e per specifiche tematiche di interesse regionale, o su invito.

Il Comitato Direttivo deve essere improrogabilmente rinnovato nell'anno solare di scadenza. Il Coordinatore deve convocare l'assemblea per le nuove elezioni, dandone comunicazione al Presidente dell'Associazione e ai soci del Gruppo, a mezzo lettera circolare, almeno 15 giorni prima.

Sono compiti del Gruppo:

- stabilire i rapporti con gli enti scientifici e con le autorità sanitarie regionali, provinciali e locali per migliorare lo sviluppo professionale, scientifico e

- culturale dei soci in ambito regionale;
- risolvere problemi particolari a livello regionale;
  - programmare iniziative di formazione e aggiornamento aderendo alla programmazione del Comitato Scientifico;
  - mantenere uno stretto collegamento fra gli organi direttivi dell'Associazione ed i soci.

L'Assemblea Regionale o Interregionale si riunisce in via ordinaria una volta all'anno. L'Assemblea è presieduta dal Coordinatore o, in sua assenza, da un membro del Comitato Direttivo all'uopo delegato.

Il Coordinatore invia al Consiglio Direttivo dell'Associazione una relazione annuale sull'attività svolta dal Gruppo.

Il Consiglio Direttivo dell'Associazione può destinare annualmente un fondo per il finanziamento del Gruppo, tenendo conto del numero dei soci e di eventuali altre esigenze. Detto fondo verrà erogato solo dopo la presentazione al Consiglio Direttivo dell'Associazione del bilancio consuntivo dell'anno precedente e di una relazione sull'attività svolta. L'Associazione non è responsabile di impegni economici presi dal Gruppo al di là dei fondi assegnati.

### **Gruppi di Lavoro**

I Gruppi di Lavoro vengono costituiti per trattare specifiche tematiche o per assolvere compiti definiti.

La loro costituzione è deliberata dal Consiglio Direttivo dell'Associazione, anche su richiesta motivata di uno o più soci. Il Consiglio Direttivo nomina contestualmente un Coordinatore responsabile della conduzione del Gruppo di lavoro e della stesura dei documenti che saranno prodotti e ne fissa la scadenza temporale. Il Gruppo di Lavoro può essere aperto alla partecipazione di tutti i soci interessati oppure a numero chiuso. In questo secondo caso il Consiglio Direttivo nomina, oltre al Coordinatore, i componenti del gruppo. Il Consiglio Direttivo, se lo ritiene necessario, può assegnare al Gruppo di Lavoro un finanziamento, definendone contestualmente le modalità di erogazione.

Il Coordinatore deve relazionare regolarmente, almeno annualmente, sull'attività del Gruppo di Lavoro al Consiglio Direttivo.

I documenti prodotti dai Gruppi di Lavoro diventano ufficiali solo a seguito di approvazione da parte del Consiglio Direttivo.

Il Gruppo di Lavoro cessa di esistere una volta raggiunto il compito assegnato. Il Consiglio Direttivo, per giustificati motivi, in qualsiasi momento può dichiarare decaduto un Gruppo di Lavoro. Il Consiglio Direttivo può altresì sostituire in qualsiasi momento il Coordinatore e/o i componenti del gruppo.

Possono essere costituiti Gruppi di Lavoro in comune con altre associazioni scientifiche e/o professionali del settore.

In tal caso le modalità di costituzione del gruppo verranno decise di volta in volta in accordo con le altre associazioni partecipanti.

### **Comitato Scientifico**

Il Consiglio Direttivo nomina il Comitato Scientifico.

Il Comitato Scientifico:

- è responsabile dell'individuazione dei bisogni formativi dei soci
- è responsabile dei contenuti scientifici delle attività di formazione e aggiornamento **promosse dall'Associazione;**
- è garante della soddisfazione delle esigenze di formazione e aggiornamento del ruolo sanitario "Fisici";
- è garante dei crediti formativi assegnati secondo il sistema ECM;

vede al suo interno da un minimo di 5 a un massimo di 9 componenti e di esso fanno parte: il Direttore della Scuola di Fisica in Medicina "P. Caldirola", un direttore di scuola di specializzazione in fisica sanitaria designato dal collegio dei direttori delle Scuole di Specializzazione in Fisica Sanitaria, il rappresentante della Direzione dell'AIFM per la qualità, personalità ed esperti di documentata capacità ed esperienza nel campo della formazione tecnico scientifica relativa ai settori di interesse della professione **dello Specialista in Fisica Medica.**

Il Comitato Scientifico dura in carica due anni e i suoi componenti possono essere rinominati.

Il Comitato Scientifico opera attenendosi al Sistema di Gestione per la Qualità adottato.

## **Scuola di Fisica in Medicina**

L'Associazione attiva una Scuola di Fisica in Medicina, ove vengono effettuati corsi e seminari per dibattere problemi scientifici ed aggiornare i Soci su argomenti di interesse scientifico e professionale.

La Scuola assume la denominazione "Scuola Superiore di Fisica in Medicina Piero Caldirola".

La Scuola è diretta da un Direttore nominato dal Consiglio Direttivo dell'Associazione.

Il Direttore dura in carica per due anni e può essere rinominato.

Il finanziamento della Scuola viene assicurato da contributi finalizzati da parte di Enti Pubblici e soggetti privati e dalle quote di iscrizione alle manifestazioni in programma. In casi assolutamente eccezionali possono essere decisi dal Consiglio Direttivo dell'Associazione finanziamenti alla Scuola.

Il Direttore e il Comitato Scientifico:

- definiscono il programma annuale delle attività della scuola;
- nominano i coordinatori scientifici ed organizzativi delle singole manifestazioni previste dal programma;
- curano l'eventuale pubblicazione dei contributi didattici e scientifici delle manifestazioni organizzate.

Il Direttore:

- presenta al Consiglio Direttivo dell'Associazione il programma delle attività della Scuola, con il relativo bilancio preventivo di finanziamento, di norma entro il 31 ottobre di ogni anno;
- propone al Consiglio Direttivo dell'Associazione eventuali varianti e/o aggiunte al programma approvato;
- predispone e sottopone al Consiglio Direttivo dell'Associazione, entro il 31 marzo di ogni anno, il bilancio consuntivo della Scuola per la sua approvazione;
- cura la gestione dei fondi;
- segue l'organizzazione dei corsi e controlla l'operato dei coordinatori scientifici e organizzativi delle singole manifestazioni.

La sede della Scuola è stabilita dal Consiglio Direttivo dell'Associazione

## **Rivista Scientifica**

PHYSICA MEDICA è la rivista ufficiale dell'Associazione.

Il Consiglio Direttivo dell'Associazione nomina il Direttore responsabile della Rivista. Il Direttore dura in carica per due anni e può essere rinominato. Il Direttore è coadiuvato nella sua attività da un Comitato Editoriale, nominato dal Consiglio Direttivo dell'Associazione, su proposta del Direttore stesso.

Il Direttore è il responsabile della Rivista, mantiene i rapporti con la casa editrice e con il Consiglio Direttivo dell'Associazione di cui interpreta le linee di indirizzo. Prepara il bilancio, preventivo e consuntivo, da sottoporre entro il 31 marzo di ogni anno al Consiglio Direttivo e presenta una relazione ad ogni Assemblea Generale Ordinaria dell'Associazione.

Il finanziamento della rivista dovrà essere coperto dai contributi dei soggetti che intendono pubblicare avvisi economici sulla stessa, da contributi finalizzati da parte di Enti Pubblici e/o soggetti privati, da una parte della quota di iscrizione annuale di ciascun socio e dal pagamento alla casa editrice di un abbonamento annuale o di un prezzo di copertina da parte dei soggetti interessati all'acquisto.

La Rivista viene distribuita gratuitamente, **in formato cartaceo o elettronico**, a tutti i Soci in regola con la quota sociale. Il Consiglio Direttivo stabilisce la quota parte della quota di iscrizione annuale da destinare al finanziamento della Rivista.

Il Consiglio Direttivo può prendere accordi, di tipo istituzionale, organizzativo e finanziario, **con la Federazione Europea delle Società di Fisica Medica e/o** con altre Associazioni Scientifiche del settore, **italiane o straniere**, che intendano utilizzare la Rivista quale loro organo ufficiale, **anche in deroga a quanto sopra indicato relativamente alla gestione della rivista stessa.**

## **Periodico di formazione, informazione e aggiornamento per i Soci**

L'Associazione cura la pubblicazione di un Periodico di formazione, informazione e aggiornamento per i Soci.

Sul Periodico dovranno essere pubblicate le informazioni relative alla vita dell'Associazione e tutto quanto possa essere di utilità al

suo sviluppo culturale, scientifico e professionale. Potranno anche essere pubblicati contributi tecnici e scientifici di interesse pratico.

Il Consiglio Direttivo dell'Associazione nomina il Direttore responsabile del Periodico. Il Direttore dura in carica per due anni e può essere rinominato. Il Direttore è coadiuvato nella sua attività da un Comitato di Redazione, costituito da un minimo di quattro membri fino a un massimo di dodici, nominato dal Consiglio Direttivo dell'Associazione, su proposta del Direttore stesso. Il Consiglio Direttivo stabilisce la periodicità di pubblicazione del Periodico e ne individua la casa editrice.

Il Periodico è di norma finanziato dai contributi dei soggetti che intendono pubblicare avvisi economici sullo stesso.

Solo in casi eccezionali il Consiglio Direttivo potrà destinare un finanziamento dedicato alla pubblicazione del Periodico.

### ***Collane monografiche***

L'Associazione cura la pubblicazione di collane monografiche su argomenti di interesse nel campo della fisica in medicina. A tal fine il Consiglio Direttivo nomina, per ciascuna monografia o gruppo omogeneo di monografie, uno o più Editori, responsabili scientifici e organizzativi della pubblicazione e individua la casa editrice.

Prima della pubblicazione il testo definitivo deve essere approvato dal Consiglio Direttivo.

Il finanziamento delle pubblicazioni dovrà essere coperto da contributi finalizzati da parte di Enti Pubblici e/o soggetti privati e dall'eventuale pagamento alla casa editrice di un prezzo da parte dei soci o di altri soggetti interessati ad acquisire le suddette monografie. In quest'ultimo caso il prezzo può essere differenziato a seconda che l'acquirente sia o non sia socio.

Fra le monografie in questione possono rientrare gli atti del congresso nazionale o di altri convegni e manifestazioni scientifiche organizzate dall'Associazione. In tal caso il finanziamento della pubblicazione può essere coperto in toto o in parte con i fondi delle relative manifestazioni scientifiche.

### ***Rapporti istituzionali con altre Associazioni, Enti o Istituti Nazionali e Internazionali***

I rapporti istituzionali con altre Associazioni, Enti o Istituti Nazionali e Internazionali sono tenuti dal Presidente dell'Associazione o da soci delegati dal Consiglio Direttivo.

Il Consiglio Direttivo nomina i rappresentanti dell'Associazione in seno alle Associazioni Internazionali a cui l'Associazione Italiana di Fisica Medica è affiliata.

Il Consiglio Direttivo stabilisce le modalità con cui tenere i rapporti di collaborazione con le singole associazioni fisiche e mediche che operano in settori di interesse per la fisica in medicina.

Singoli soci non possono intraprendere rapporti istituzionali con altre Associazioni Scientifiche o Istituzioni che siano in contrasto con le modalità stabilite dal Consiglio Direttivo dell'Associazione

### ***Realizzazione e gestione di mezzi telematici per lo scambio veloce di informazioni verso e tra i Soci***

Al fine di facilitare lo scambio di informazioni verso e tra i soci può essere utilizzato un sistema di posta elettronica.

A tal fine il Consiglio Direttivo organizza un sito "internet" e nomina un coordinatore, responsabile della sua gestione. Nel sito devono essere accessibili a tutti le notizie generali relative all'Associazione (fini associativi, statuto, regolamento, organi direttivi, calendario delle manifestazioni scientifiche, elenco delle pubblicazioni, ecc.), mentre ai soli soci potrà essere consentito, mediante "password", l'accesso alle notizie relative alla vita interna dell'Associazione (elenco degli iscritti, verbali del Consiglio Direttivo, scambio di notizie di interesse professionale e/o scientifico, comunicazioni aperte ai soci, ecc.).

L'invio di messaggi ed informazioni ai soci da parte degli organi direttivi dell'Associazione può essere effettuato anche via posta elettronica. A tal fine ciascun socio dovrà comunicare un proprio indirizzo di posta elettronica.

Anche l'invio di messaggi aperti a tutti i soci può essere effettuato via posta elettronica tramite il sito "internet". In questo caso il coordinatore del sito svolge le funzioni di moderatore d'intesa con il Presidente dell'Associazione.

### ***Congressi e Convegni Nazionali***

Ogni due anni si tiene il Congresso Nazionale dell'Associazione. Il Congresso è programmato dal Consiglio Direttivo, che decide la sede, le tematiche e provvede a nominare il Presidente del Congresso e un Comitato Scientifico. Il Presidente del Congresso ha la responsabilità economica e organizzativa del congresso. Il Comitato Scientifico ha la responsabilità scientifica del congresso. Il Presidente del Congresso si può avvalere di un Comitato Organizzatore, la cui composizione è approvata dal Consiglio Direttivo dell'Associazione.

Il Consiglio Direttivo può inoltre programmare ed organizzare convegni straordinari o monotematici, corsi di aggiornamento o altre manifestazioni scientifiche. Nell'anno del Congresso Nazionale non possono essere organizzati altri Convegni a carattere generale; possono essere organizzati convegni a carattere monotematico.

Il Congresso Nazionale e i Convegni possono anche essere organizzati congiuntamente con altre Associazioni Scientifiche. In tal caso la sede, le tematiche e le nomine degli organismi congressuali sono decise congiuntamente con le altre associazioni interessate.

### ***Incontri Regionali o Interregionali***

I Gruppi Regionali/Interregionali possono organizzare, anche in associazione tra loro, nell'ambito delle rispettive regioni, un Convegno annuale a carattere monotematico. Il Convegno deve essere organizzato in modo da non interferire con il Congresso Nazionale, nonché con i convegni, i corsi di aggiornamento e le altre manifestazioni scientifiche organizzate a livello nazionale. Dell'iniziativa deve essere informato tempestivamente il Consiglio Direttivo dell'Associazione.

I Gruppi Regionali/Interregionali possono organizzare incontri, di durata di norma non superiore ad un giorno, per lo studio e/o la definizione di tematiche particolari, sia di tipo scientifico che professionale, nonché ai fini dell'aggiornamento aderendo alla programmazione del Comitato Scientifico.

### ***Modalità per l'iscrizione dei Soci e per la determinazione e il pagamento delle quote sociali***

Possono essere Soci Ordinari coloro che svolgono una qualificata attività scientifica e/o professionale nei campi di applicazione della **fisica medica** nelle strutture sanitarie, nelle Università, in Enti Pubblici e Privati, nel-

l'Industria o come liberi professionisti, nonché gli iscritti alla Scuola di Specializzazione in Fisica Medica/sanitaria.

I Soci Ordinari devono possedere la laurea in fisica (**laurea specialistica ex DM 509/99 oppure laurea quadriennale vecchio ordinamento**); tale requisito può essere sostituito **dal possesso di altra laurea e da comprovata attività scientifica e/o professionale nei campi di applicazione della fisica medica.**

La qualifica di Socio Onorario può essere attribuita dal Consiglio Direttivo a persona di alto valore scientifico **nel settore della fisica medica** e/o benemerita dell'Associazione. I Soci Onorari sono dispensati dal pagamento della quota sociale.

Le domande di iscrizione quale Socio Ordinario devono essere presentate per iscritto su apposito modulo al Consiglio Direttivo. Le domande di iscrizione devono contenere informazioni sui titoli di studio posseduti e sull'attività scientifica, didattica e professionale svolta e devono essere controfirmate da un socio.

L'ammissione deve essere approvata dal Consiglio Direttivo con il voto favorevole di almeno 3/4 dei suoi membri e ratificata dall'Assemblea Generale in occasione della prima convocazione utile a maggioranza semplice dei presenti.

**La quota sociale è stabilita annualmente dal Consiglio Direttivo.**

**Possono essere stabilite quote sociali diverse in base all'età anagrafica dei Soci Ordinari e per i Soci Ordinari iscritti alla Scuola di Specializzazione in Fisica Medica/Sanitaria.**

I Soci **Ordinari** devono versare la quota sociale entro il 30 aprile di ciascun anno.

Le quote sociali sono personali e non trasferibili.

I Soci **Ordinari** non in regola con il pagamento della quota sociale non possono prendere parte alle attività dell'Associazione.

Ai Soci **Ordinari**, che non abbiano versato la quota sociale entro il 30 aprile di ciascun anno, verrà sospeso l'invio della rivista e di tutta la stampa societaria.

I Soci **Ordinari** che non abbiano presentato per iscritto le proprie dimissioni entro la data del 30 settembre, sono comunque tenuti a versare la quota annuale di associazione stabilita dal Consiglio Direttivo.

# REGOLAMENTO ELETTORALE

## **Art. 1 - Convocazione dell'Assemblea**

L'assemblea dedicata alle votazioni per le elezioni alle cariche sociali deve essere convocata, con comunicazione ai Soci, dal Presidente dell'Associazione sentito il Consiglio Direttivo, con almeno 3 mesi di anticipo.

## **Art. 2 - Candidature alle cariche di Presidente dell'Associazione e di Consigliere**

Possono essere candidati alle cariche di Presidente dell'Associazione e di Consigliere i Soci Ordinari in regola con la quota associativa. Le candidature alle cariche di Presidente e di Consigliere devono essere presentate da singoli Soci o da gruppi di Soci al Segretario Generale almeno due mesi prima della data dell'Assemblea. Il Segretario Generale provvede a diffondere a tutti i Soci entro trenta giorni dalla data suddetta l'elenco dei candidati con i relativi programmi e l'eventuale elenco dei Soci proponenti.

## **Art. 3 - Candidature alla carica di componente del Collegio dei probiviri e del Comitato di accreditamento**

Possono essere candidati alla carica di componente del Collegio dei probiviri e del Comitato di accreditamento i Soci Onorari e i Soci Ordinari, che non abbiano mai subito sanzioni di alcun tipo. I candidati devono essere iscritti all'Associazione da almeno dieci e cinque anni per l'elezione a componente rispettivamente del Collegio dei probiviri e del Comitato di accreditamento.

I Soci Ordinari devono essere in regola con la quota associativa.

Le candidature devono essere presentate da singoli Soci o da gruppi di Soci al Segretario Generale almeno due mesi prima della data dell'Assemblea. Il Segretario Generale provvede a diffondere a tutti i Soci entro trenta giorni dalla data suddetta l'elenco dei candidati.

## **Art. 4 - Elettorato attivo**

Hanno diritto di voto tutti i Soci Onorari e i Soci Ordinari o Juniores in regola con la quota associativa.

## **Art. 5 - Schede elettorali**

Si utilizzano schede elettorali diverse per

i diversi organi sociali da eleggere. Anche nel caso dell'elezione del Consiglio Direttivo devono essere utilizzate due schede: una per l'elezione del Presidente e l'altra per l'elezione dei Consiglieri.

## **Art. 6 - Modalità di votazione**

Sono previste due modalità di votazione: il primo tipo di votazione si verifica nel corso dell'Assemblea, la seconda modalità si riferisce alla votazione per corrispondenza.

Non più tardi di un mese prima dell'Assemblea le schede per le votazioni vengono inviate ai Soci per consentire le votazioni per corrispondenza.

Il voto per corrispondenza si effettua esprimendo il proprio voto sulle schede, mettendole in busta bianca chiusa entro altra busta recante le generalità e la firma del socio e inviando quest'ultima presso la sede indicata ove l'arrivo verrà registrato. Sono valide le votazioni per corrispondenza giunte entro il terzo giorno antecedente l'Assemblea.

Il nome di un Socio non può comparire più di una volta sulla stessa scheda.

Nelle schede non può essere espresso un numero di nominativi di candidati superiore a quanto di seguito indicato:

- nella scheda per l'elezione del Presidente non può essere espresso più di un nome;
- nella scheda per l'elezione dei Consiglieri non possono essere espressi più di tre nomi;
- nella scheda per l'elezione dei componenti del Collegio dei probiviri non può essere espresso più di un nome;
- nella scheda per l'elezione dei componenti del Comitato di accreditamento non possono essere espressi più di due nomi.

## **Art. 7 - Seggio elettorale**

Per le operazioni elettorali l'Assemblea provvede alla costituzione di un seggio elettorale, composto da tre membri eletti dall'Assemblea a maggioranza relativa fra i Soci presenti aventi diritto di voto, con esclusione dei Candidati e di coloro che ricoprono all'at-

to della votazione una delle cariche sociali. Il Seggio provvede ad individuare al suo interno un presidente e un segretario incaricato di redigere il verbale delle operazioni di voto e dei risultati delle votazioni. Il Seggio funziona ad orari stabiliti per non meno di tre ore giornaliere durante l'orario di apertura del convegno o congresso concomitante alla riunione dell'Assemblea.

#### **Art. 8 – Operazioni elettorali**

Il Presidente, prima di dare inizio alle operazioni di voto riservate ai Soci presenti all'Assemblea, consegna al presidente del Seggio le schede pervenute per corrispondenza affinché questi le inserisca nell'urna dopo avere garantito la legittimità e redige

altresì l'elenco nominativo dei votanti per corrispondenza. I Soci, il cui voto postale sia stato dichiarato non legittimo, non saranno riammessi al voto nell'Assemblea.

#### **Art. 9 – Scrutinio dei voti elettorali**

Alla chiusura delle votazioni tutte le schede vengono scrutinate; in caso di parità di voti, risulta eletto il candidato più anziano di età.

#### **Art. 10 – Proclamazione degli eletti**

Concluse le operazioni elettorali, il segretario del Seggio consegna il verbale contenente i risultati elettorali al presidente del Seggio che proclama i risultati dell'elezione.

## **REGOLAMENTO DI ISCRIZIONE nell'elenco degli “Specialisti in Fisica Medica”**

#### **Art. 1**

È istituito l'elenco degli “Specialisti in Fisica Medica”.

All'elenco professionale degli “Specialisti in Fisica Medica” possono iscriversi, su richiesta, i Soci, in possesso della Laurea in Fisica (Laurea Specialistica ex DM 509/99 oppure Laurea quadriennale Vecchio Ordinamento) e della Specializzazione in Fisica Medica/Sanitaria.

All'elenco possono accedere anche i Soci, in possesso della Laurea in Fisica, che, alla data dell'1.1.2001, abbiano svolto, in strutture del servizio sanitario nazionale o in strutture accreditate, cinque anni di servizio nella disciplina di fisica sanitaria o nelle discipline equipollenti così come definite nel Decreto Ministeriale 30/01/1998.

Ai fini dell'iscrizione nell'elenco il professionista deve mantenere aggiornata la propria professionalità, procedendo all'attività di aggiornamento professionale costantemente, svolgere la professione in modo continuativo e rispettare il codice deontologico.

L'attività di formazione continua e aggiornamento presa in considerazione è quella stabilita da eventuali provvedimenti legislativi e dal programma nazionale di educazione continua in medicina (ECM) per quanto riguarda il ruolo sanitario “Fisici” del Servizio Sanitario Nazionale, nonché quella organiz-

zata direttamente dall'Associazione oppure certificata da organismi terzi, italiani o stranieri, di elevata qualificazione.

Il Comitato di accreditamento, di cui all'art. 12 dello statuto, accerta la sussistenza dei requisiti di ammissione all'elenco attraverso l'esame del curriculum personale e della documentazione presentata.

L'iscrizione nell'elenco è deliberata dal Consiglio Direttivo.

L'iscrizione nell'elenco ha una durata quinquennale e deve essere rinnovata.

Viene cancellato dall'elenco, il socio che non procede al rinnovo, secondo le modalità e i tempi prescritti.

#### **Art. 2**

L'elenco indica, per ciascun iscritto, il cognome e il nome, il codice fiscale, il luogo e la data di nascita, la località di residenza e la data di iscrizione. Esso viene tenuto aggiornato, almeno semestralmente, dal Segretario Generale dell'Associazione e periodicamente pubblicato; vengono altresì pubblicati o diffusi elenchi delle nuove iscrizioni, nel rispetto della normativa vigente.

L'Associazione rilascia al socio iscritto nell'elenco di cui sopra, che ne fa richiesta, un “attestato di competenza” ai sensi della Direttiva Europea 92/51 e successive integrazioni, con il quale è attestato il possesso,

da parte del socio richiedente, dei requisiti ritenuti essenziali per l'esercizio della professione di specialista in fisica medica: titoli di base per l'iscrizione nell'elenco, come sopra indicato, il costante aggiornamento del professionista, l'esercizio continuativo della professione e un comportamento conforme al codice deontologico.

Nell'attestato vengono riportati la data e il numero progressivo di iscrizione nell'elenco professionale, nonché la data di scadenza di validità dell'attestato, che coincide con la scadenza per il rinnovo dell'iscrizione all'elenco.

Nell'attestato di competenza è inoltre specificato l'eventuale possesso dei titoli richiesti per lo svolgimento di incarichi specifici previsti dalla normativa vigente.

### Art. 3

La domanda di iscrizione all'elenco deve essere inviata al Segretario Generale dell'Associazione e deve contenere le generalità dell'interessato, il codice fiscale, la dichiarazione di accettazione del codice deontologico e l'attestazione di possedere idonea copertura assicurativa contro i rischi professionali.

Essa deve essere corredata della documentazione seguente:

- a) Laurea in fisica (Laurea Specialistica ex DM 509/99 oppure Laurea quadriennale Vecchio Ordinamento) e diploma di specializzazione in fisica medica/sanitaria o in alternativa laurea in fisica e certificazione attestante lo svolgimento, alla data dell'1.1.2001, in strutture del servizio sanitario nazionale o in strutture accreditate, di cinque anni di servizio nella disciplina di fisica sanitaria o nelle discipline equipollenti così come definite nel Decreto Ministeriale 30/01/1998.

In merito a questo secondo punto dalla documentazione presentata devono potersi ricavare le seguenti informazioni: denominazione e tipologia della struttura, tipo di inquadramento e di servizio svolto e relativo impegno orario.

- b) Documentazione relativa alle esperienze di formazione e aggiornamento svolte nel quinquennio precedente, quale:
- attestati rilasciati in merito all'aggiornamento obbligatorio stabilito da provvedimenti legislativi;
  - punteggio ECM per il ruolo sanitario "fisici" acquisito nell'ultimo quinquennio (totale e distinto anno per anno);

- attestazioni relative alla partecipazione alle iniziative di aggiornamento organizzate dall'Associazione;
- certificazioni rilasciate da organismi terzi, italiani o stranieri, di elevata qualificazione.

c) Documentazione relativa alle attività professionali svolte nel quinquennio precedente.

d) Ogni altro tipo di documentazione ritenuta utile.

È ammessa autocertificazione ai sensi del D.P.R. 445/2000.

Le dichiarazioni, ai sensi del D.P.R. 445/2000 devono essere presentate in conformità a quanto sarà stabilito dal Comitato di accreditamento, utilizzando la modulistica all'uopo predisposta.

La domanda di rinnovo dell'iscrizione nell'elenco deve essere presentata almeno sei mesi prima della scadenza dei cinque anni dalla data dell'ultima iscrizione.

Essa deve contenere quanto sopra richiesto per la domanda di iscrizione con l'esclusione di quanto previsto alla lettera a).

Può essere richiesto un contributo in denaro al Socio, che fa richiesta di iscrizione o di rinnovo di iscrizione o di rilascio dell'attestato di competenza, per spese di funzionamento del Comitato di accreditamento e spese di segreteria.

### Art. 4

Il Segretario Generale trasmette la domanda di iscrizione o di rinnovo dell'iscrizione al Comitato di accreditamento, previa verifica che il Socio sia in regola con il pagamento della quota sociale.

L'iscrizione nell'elenco degli "specialisti in fisica medica" è determinata dal Comitato di accreditamento dell'Associazione, che provvede all'esame della domanda entro sei mesi dalla ricezione della domanda stessa.

Il Comitato di accreditamento accerta la sussistenza dei requisiti di ammissione, attraverso l'esame del curriculum professionale sulla base della documentazione presentata.

Per quanto riguarda l'aggiornamento professionale il Comitato di accreditamento effettua la propria verifica considerando:

- la partecipazione del Socio ad attività di formazione e di aggiornamento stabilite da provvedimenti legislativi;
- l'ottemperanza da parte del Socio

all'obbligo formativo del "Programma di educazione continua in medicina (ECM) per il ruolo sanitario" fisici;

- la partecipazione del Socio ad attività di formazione e di aggiornamento organizzate dall'Associazione o da organismi terzi, italiani o stranieri, di elevata qualificazione.

Il Comitato di accreditamento può chiedere chiarimenti e integrazioni in merito alla documentazione presentata dal Socio.

Il Comitato di accreditamento si riunisce almeno due volte all'anno, su convocazione del suo Presidente, e redige un verbale di ogni seduta. Il Comitato delibera a maggioranza.

Le domande sono conservate, per un periodo di cinque anni, nell'archivio dell'Associazione unitamente alla documentazione presentata.

#### **Art. 5**

L'iscritto viene cancellato o sospeso dall'elenco professionale per motivi disciplinari

con le procedure previste dal Regolamento di disciplina. È cancellato d'ufficio dall'elenco l'iscritto che abbia perso la qualità di socio dell'Associazione.

La cancellazione può avvenire su richiesta scritta da parte dell'interessato. Tale richiesta non esime dal pagamento della quota dell'anno in corso. I soci che hanno richiesto la cancellazione possono successivamente chiedere una nuova iscrizione con la procedura ordinaria.

Coloro che siano stati cancellati d'ufficio, se riammessi nell'Associazione possono chiedere di essere reintegrati nell'elenco con le procedure ordinarie.

Nei confronti delle deliberazioni in merito all'iscrizione o al rinnovo dell'iscrizione nell'elenco è possibile ricorrere attraverso:

- a. la presentazione di una richiesta motivata di riesame;
- b. il ricorso al Collegio dei probiviri, salvo che per la cancellazione o sospensione dovuta a provvedimento disciplinare.

## **ALLEGATO N. 1 AL CODICE DEONTOLOGICO**

# **REGOLAMENTO DISCIPLINARE**

(da intendersi parte integrante del codice deontologico in quanto ad esso allegato)

#### **Art. 1 - Compiti del Collegio dei Probiviri**

Il Collegio dei probiviri valuta l'indegnità morale dei soci, i comportamenti dei soci scorretti sotto l'aspetto professionale e deontologico o nei confronti di altri soci o di organi sociali o contrastanti con norme statutarie e/o regolamentari.

Il Collegio dei probiviri valuta la rispondenza del comportamento professionale dei soci iscritti nell'elenco professionale degli "specialisti in fisica medica" con quanto stabilito dal codice deontologico.

#### **Art. 2 - Deferimento al Collegio dei Probiviri**

Il deferimento di un socio al Collegio dei probiviri avviene a seguito di denuncia scritta da parte di altri soci od organi sociali. Nel caso di denuncia da parte di persone o istituzioni estranee all'Associazione, il deferimento avviene tramite il Consiglio Direttivo.

Tra le cause di deferimento di un socio al Collegio dei probiviri rientrano anche i comportamenti scorretti nella ricerca scientifica e le eventuali condanne irrogate dall'Autorità giudiziaria per comportamenti rilevanti anche sotto l'aspetto professionale e deontologico.

#### **Art. 3 - Procedimento d'indagine**

A seguito del deferimento il Presidente del Collegio dei probiviri convoca il Collegio. Se il Collegio decide che il deferimento è privo di fondamento, la denuncia viene archiviata. In caso contrario il Collegio invita il socio deferito a depositare, entro 30 giorni, note difensive e controdeduzioni.

Se il socio decide di non avvalersi di tale diritto, il Collegio prosegue in ogni caso l'indagine. Il Collegio, se lo ritiene utile, può richiedere il parere di un esperto. Il Collegio valuta il deferimento entro 30 giorni dal rice-

vimento o dal termine di presentazione della dichiarazione scritta da parte del socio e se trova elementi sufficienti per un eventuale provvedimento disciplinare procede con un'udienza disciplinare.

#### **Art. 4 - Udiienza disciplinare**

La data e l'ora dell'udienza sono fissati dal Presidente a seguito di consultazione con le parti interessate. Le udienze hanno luogo nella sede scelta dal Collegio dei probiviri.

Se il socio deferito sceglie di non comparire il Collegio dei probiviri è autorizzato a procedere in sua assenza. Il socio deferito può essere accompagnato all'udienza da una persona di sua fiducia.

Questa persona non può parlare in vece del socio, se quest'ultimo è assente.

L'udienza può essere rinviata per motivi di salute certificati da un medico per due volte dopodiché può continuare senza la presenza del socio deferito, che però ha diritto di rispondere per iscritto alle richieste prima che l'udienza stessa sia formalmente conclusa.

Il Presidente del Collegio dei probiviri presiede l'udienza. Ogni membro del Collegio ha il diritto di interrogare il socio deferito o la persona che l'accompagna nelle dovute forme e l'eventuale denunciante.

Alla conclusione dell'udienza il Collegio dei probiviri prende le proprie decisioni a maggioranza, con votazione segreta.

#### **Art. 5 - Sanzioni**

Il Collegio dei probiviri comunica la propria decisione, con l'eventuale indicazione delle sanzioni da comminare, mantenendo riservate le minute delle sue deliberazioni e motivando ogni decisione sempre in modo congruo.

Il Consiglio Direttivo deve irrogare le sanzioni determinate ed indicate dal Collegio dei probiviri; può tuttavia, per una sola volta, rimandare ai Probiviri una richiesta motivata di riesame delle stesse.

La decisione definitiva non è appellabile; entro 20 giorni viene comunicata con motivazione all'interessato da parte del Presidente dell'Associazione.

Le sanzioni che il Collegio dei probiviri può determinare, in base alla gravità della violazione riscontrata e riconducibile al com-

portamento scorretto del socio, sono nell'ordine, dalla meno grave alla più grave: censura, sospensione dalle cariche sociali, sospensione dall'elenco degli "Specialisti in Fisica Medica", sospensione dall'Associazione, cancellazione dall'elenco degli "Specialisti in Fisica Medica", radiazione.

#### **1. CENSURA**

Consiste in una censura scritta del comportamento del socio. La censura rimane annotata a verbale.

Il socio che riceve una seconda censura entro due anni dalla prima è sospeso dall'Associazione per un periodo di un anno a partire dalla data della seconda censura.

#### **2. SOSPENSIONE DALLE CARICHE SOCIALI**

Consiste nel divieto di assumere cariche sociali o nella sospensione da eventuali cariche sociali in atto per un periodo da un minimo di un anno a un massimo di due anni.

#### **3. SOSPENSIONE DALL'ELENCO DEGLI "SPECIALISTI IN FISICA MEDICA"**

Consiste nella sospensione dall'iscrizione nell'elenco degli "specialisti in fisica medica" per un periodo da un minimo di un anno a un massimo di due anni. In tale periodo il socio perde il diritto ad usare l'attestato di competenza. Inoltre al termine della sospensione il socio deve richiedere nuovamente l'iscrizione nell'elenco.

In caso di sospensione dall'Associazione il socio iscritto nell'elenco degli "specialisti in fisica medica" viene automaticamente sospeso dall'elenco.

#### **4. SOSPENSIONE DALL'ASSOCIAZIONE**

Consiste nella sospensione dell'iscrizione all'Associazione e della partecipazione alle sue attività per un periodo da un minimo di un anno a un massimo di due anni.

#### **5. CANCELLAZIONE DALL'ELENCO DEGLI "SPECIALISTI IN FISICA MEDICA".**

Consiste nella cancellazione dall'elenco degli "Specialisti in Fisica Medica".

#### **6. RADIAZIONE**

Consiste nella perdita della qualità di socio. Si applica nel caso di indegnità morale del socio.

# SULLA MAGNETOSTIMOLAZIONE CEREBRALE TRANSCRANICA M S C T

## Aspetti di interesse fisico-medico

Franco Bistolfi

L.D. in Radiologia e in Radiobiologia

1. Introduzione
  2. Magnetostimulatori. Campi generati. Forma del coil e focalizzazione del campo.
  3. Posizionamento del coil, direzione della corrente in esso circolante e selezione del bersaglio encefalico.
  4. Richiami sulla neurofisiologia della MSCT
  5. Applicazioni cliniche della MSCT
  6. Sicurezza della MSCT
  7. Conclusioni
- Bibliografia

*Nota - Un recente studio teorico computerizzato sulla distribuzione endocranica dei campi elettrici  $E$  e delle correnti  $J$  generati dalla MSCT è stato pubblicato su PHY-SICA MEDICA 2008;24(2):80-86 ad opera di N. Toschi, T. Welt, M. Guerrisi e M.E. Keck.*

### 1. Introduzione

Già alla fine del 1800 si scoprì che esponendo la corteccia motoria dei primati e stimolandola elettricamente si evocavano risposte dei muscoli controlaterali ai centri corticali stimolati<sup>(1,2)</sup>; e sempre in quegli anni si effettuarono stimolazioni della corteccia motoria umana esposta neurochirurgicamente<sup>(3,4)</sup>. Nel 1937 si poterono ottenere mappe dettagliate delle aree motorie e sensoriali nell'uomo per mezzo di stimolazioni elettriche<sup>(5)</sup>, ma i primi tentativi di stimolare elettricamente il cervello per *via percutanea in soggetti svegli* furono abbandonati perchè il metodo risultava doloroso.

Nel 1938 Cerletti e Bini<sup>(6)</sup> introducono l'*elettroshock* in terapia psichiatrica. Ai primi anni '50 risalgono gli studi di Gualtierotti. e

Paterson<sup>(7)</sup> sulla stimolazione elettrica del cervello umano non esposto, ma le ripetute stimolazioni erano mal tollerate ed anche capaci di indurre attacchi epilettici, per cui vennero abbandonate.

Nel 1980, Merton e Morton<sup>(8)</sup>, usando un particolare stimolatore elettrico di alto voltaggio e bassa resistenza, che gli stessi autori sperimentarono sulle loro persone, dimostrarono che quando gli elettrodi venivano posizionati in corrispondenza della corteccia motoria, era sufficiente *un singolo shock intenso* per evocare risposte elettromiografiche con latenza estremamente breve, di 20 ms per i muscoli della mano e di 30-40 ms per i muscoli della gamba e del piede, tempi compatibili con l'attivazione di tratti corticospinali a rapida conduzione e con poche sinapsi interposte. Nascevano così i *potenziali motori evocati*. Nonostante che l'alto voltaggio necessario (1-1.5 kV) non fosse ben tollerato, la tecnica di Merton e Morton aprì una nuova via per la valutazione clinica delle vie motorie nei soggetti svegli. Gli stessi autori, inoltre, ottennero risposte motorie anche applicando gli stimoli elettrici sopra il midollo spinale, il che permise di poter stimolare il *tempo di conduzione centrale*, fra la corteccia motoria e il midollo spinale (v. par. 5).

Un miglioramento importante nella stimolazione elettrica transcranica fu apportato da Rossini e coll. nel 1985<sup>(9)</sup> per mezzo di un anodo stimolatore unipolare posizionato sull'area motoria, mentre il catodo assumeva la forma di una cintura pericranica o di una serie di piatti circondanti il cranio.

Un decisivo progresso nella stimolazione transcranica non invasiva della corteccia motoria si ebbe tuttavia a partire dal 1985, quando Barker e coll.<sup>(10)</sup> concepirono uno *stimolatore magnetico* ugualmente capace di

eccitare la corteccia motoria e le radici nervose periferiche evocando i potenziali d'azione muscolari, ma *in maniera indolore* o al massimo con sensazioni del tutto trascurabili. Da allora in poi lo sviluppo del metodo fu rapido e costante.

Questa tecnica rivoluzionaria impiegava un campo magnetico tempo-variabile di alta intensità (1.5-2 T) ma di brevissima durata ( $\ll 1$  ms), generato da una corrente intensa (5000 A al massimo output) trasferita dalla scarica di una serie di potenti condensatori a un avvolgimento circolare di fili di rame. Il campo magnetico induceva a sua volta una corrente elettrica circolante nelle strutture sottostanti alla bobina con direzione opposta a quella fluente nella bobina stessa e intensità proporzionale al tasso di variazione temporale del campo magnetico. Ne risultavano potenziali motori evocati nei muscoli degli arti esattamente come avveniva con la stimolazione elettrica di Merton e Morton (fig. 1)

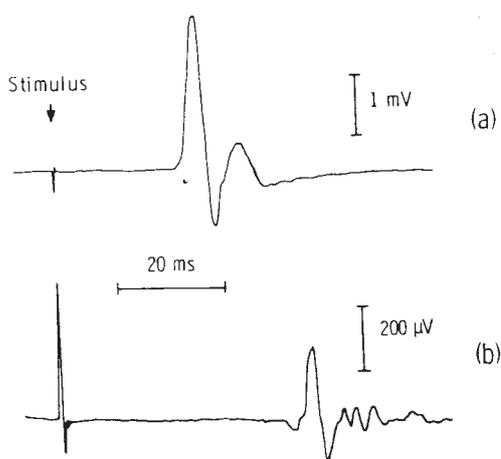


Fig. 1 - Registrazione dei potenziali motori evocati da un muscolo della mano (a) e un muscolo del piede (b) in risposta a uno stimolo magnetico della corteccia cerebrale motoria. Nei due casi lo stimolo nervoso cervello-mano (a) e cervello-piede (b) ha un diverso tempo di latenza ( $a < b$ ) e un diverso valore di potenziale ( $a > b$ ). Da Barker AT, Freeston IL, Jalinous H, Jarrat JA (1987) (rif. 10).

Posizionando la bobina sul cranio del soggetto, ma anche a distanza di 1-2 cm, le correnti indotte attraversavano gli strati extracerebrali con attivazione minima o assente dei recettori dolorifici, penetrando nel cervello fino ad alcuni cm di profondità.

I vantaggi che caratterizzano la magnetostimolazione cerebrale transcranica (MSCT) rispetto alla stimolazione elettrica sono<sup>(10)</sup>:

- 1) La capacità del campo magnetico di attraversare tutte le strutture craniche senza attenuazione e quindi stimolare i tessuti cerebrali profondi senza provocare intensi campi elettrici in superficie e, con essi, dolorose sensazioni.  
Capacità di penetrazione che consente di stimolare anche altre strutture profonde come le radici lombari, il plesso brachiale, i nervi sciatico e femorale.
- 2) L'attenuazione in profondità del campo elettrico indotto con un coil di 10 cm  $\varnothing$  molto più lenta di quella dovuta alle correnti applicate tramite elettrodi di superficie (v. Tabella 1).

Tabella 1

Confronto della profondità raggiunta da un campo  $\bar{E}$  indotto da un coil di 125 mm ( $\varnothing$  esterno) e 60 mm ( $\varnothing$  interno) con quella di un campo  $E$  direttamente generato da due elettrodi di superficie di 5 mm  $\varnothing$  separati da 30 mm (su dati di Barker e coll., rif. 10).

Profondità	$\bar{E}$ da coil	$\bar{E}$ da elettrodi
0 mm	100	100
20 mm	50%	5.5%
40 mm	27%	0.9%
60 mm	15%	0.3%
80 mm	11%	0.14%
100 mm	7%	0.07%

- 3) Il non richiedere, la stimolazione magnetica, un contatto fisico col corpo del soggetto.

Infatti, sebbene il magnetostimolatore venga di solito piazzato direttamente sul corpo del paziente, la stimolazione può effettuarsi anche con il coil a pochi cm dal corpo stesso e attraverso i vestiti.

La MSCT presenta però lo svantaggio di una meno esatta definizione spaziale della sede di stimolazione in confronto con la stimolazione elettrica, nella quale sicuramente coincide con lo spazio compreso tra i due elettrodi (anodo e catodo), spostandosi verso il catodo per gli stimoli maggiori.

Questa minore definizione della sede di stimolazione valeva soprattutto per i primi modelli di magnetostimolatori circolari a

bobina singola, avendo la tecnica subito un progressivo miglioramento di focalizzazione con i coil "a farfalla", "a quadrifoglio" e "a ventaglio" di cui diremo.

## 2. Magnetostimolatori. Campi generati (magnetico ed elettrico). Forma del coil e focalizzazione del campo.

I magnetostimolatori descritti e impiegati negli ultimi anni '90 rappresentano l'evoluzione del modello originale di Barker e coll.<sup>(10)</sup>, costituito da un singolo avvolgimento circolare di fili di rame di 125 mm ( $\varnothing$  esterno) e 60 mm ( $\varnothing$  interno). Altri autori, in seguito, impiegarono coil circolari di 8.1 e

6.6 cm<sup>(11)</sup>, di 9 e 5 cm con filo in stretto avvolgimento<sup>(12)</sup>, di 14 e 6.7 cm piatti ma con avvolgimento a spirale<sup>(12)</sup>(v. fig. 2, 4, 6).

Coil a forma di 8 o "twin coils", formati da due coil circolari uniplanari contigui, sono descritti da Rösler e coll.<sup>(11)</sup> (fig. 3) e da Maertens de Noordhout<sup>(13)</sup> (fig. 6). Un coil "a farfalla", formato da due coil ovali coplanari e contigui è descritto da Cohen<sup>(12)</sup> (fig.4,7) mentre un coil "a quadrifoglio", è descritto da Roth e coll.<sup>(14)</sup>(fig. 8).

Zimmermann e Simpson<sup>(15)</sup>, infine, hanno sviluppato una serie di coil "a ventaglio" ("slinky coils") seguendo il principio di distribuire le correnti periferiche di ritorno in un

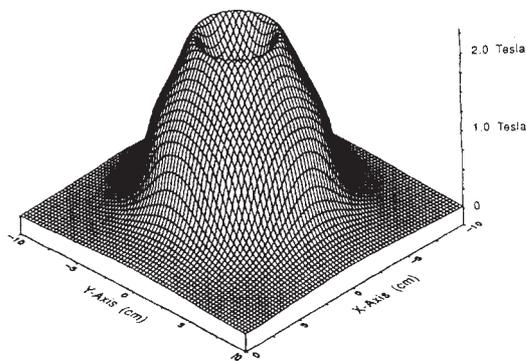


Fig. 2

Fig. 2 - Distribuzione tridimensionale del campo magnetico in Tesla al disotto di un coil circolare di 9 cm. Il campo magnetico, di 2 T all'origine, praticamente si annulla a 10 cm dal bordo dell'anello. Da Maertens de Noordhout A (1998) (rif. 13).

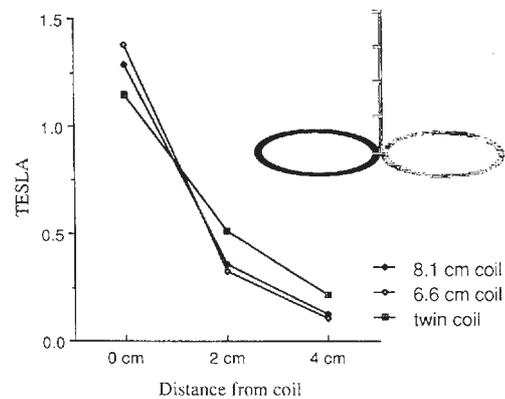


Fig. 3

Fig. 3 - Andamento del picco di campo magnetico indotto da tre diversi coil: coil circolare di 8.1 cm e di 6.6 cm, coil doppio a forma di 8 ("twin coil"). Il campo magnetico per i due coil singoli viene misurato a distanza crescente dalla corona circolare contenente l'avvolgimento; per il "twin coil" invece a distanza crescente dal punto di tangenza fra i due anelli. Il "twin coil" genera un campo magnetico di maggior resa in profondità e più focalizzato. Da Rösler KM, Hess CW, Heckmann R, Ludin HP (1989)(rif. 11). Col permesso degli autori.

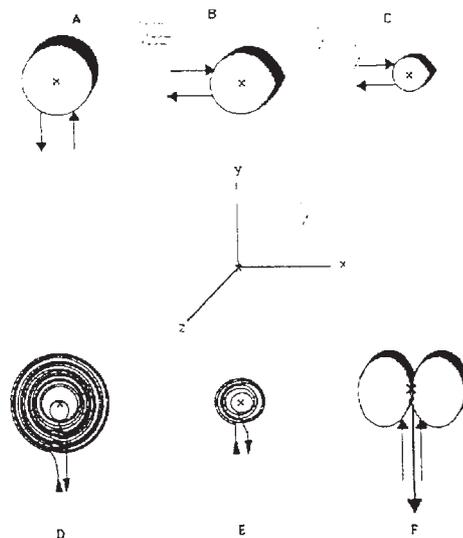
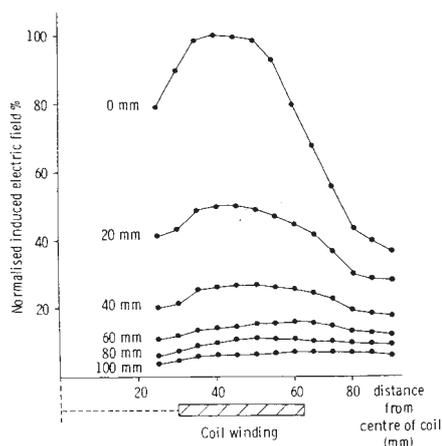


Fig. 4

Fig. 4 - Coil magnetici testati da Cohen e coll. I coil ABC e F sono a spire molto strette, mentre i coil D ed E sono piatti con avvolgimento a spirale. La X indica il centro del coil cui si riferisce l'origine delle coordinate XYZ. Tutti i coil giacciono nel piano definito dalle coordinate X e Y. Le frecce indicano la direzione della corrente nell'avvolgimento. Da Cohen LG, Roth BJ, Nilsson J, Dang N (1990) (rif. 12).

certo numero  $N$  di ali rettangolari non parallele fra loro, tutte confluenti in un fascio compatto di segmenti conduttori rettilinei: l'asse centrale del coil (fig. 9). Mentre quest'ultimo conduce unidirezionalmente tutta la corrente  $N$  lungo l'asse  $Y$ , ogni ala periferica conduce solo una quota della corrente di ritorno pari a  $1/N$ , così ottenendosi una massima focalizzazione del campo (fig. 10).

Il campo magnetico al disotto di un anello di stimolazione di 90 mm di diametro ha una intensità massima in vicinanza del bordo, decresce molto rapidamente e si annulla a circa 10 cm dal bordo dell'anello<sup>(13)</sup> (fig. 2). Per i coil circolari la caduta in profondità del campo magnetico varia di poco col diametro del coil, quanto meno per coil di 8.1 cm e di 6,6 cm di diametro<sup>(11)</sup> (fig. 3).



Il 50% del valore di campo alla superficie si attesta intorno a 1.5 cm di profondità, mentre la caduta del campo magnetico è più lenta per gli stimolatori a doppio anello. Infatti, col "twin coil" di Rösler e coll.<sup>(11)</sup> si porta quasi a 2 cm di profondità (fig. 3).

Il campo elettrico viene indotto dal magnetostimolatore ortogonalmente al campo magnetico ed è proporzionale al tasso di variazione temporale del campo magnetico. Nel coil circolare usato da Barker e coll.<sup>(10)</sup> esso è massimo alla superficie del coil (profondità 0 mm) e si sviluppa lungo un cerchio avente raggio di 45 mm (fig. 5).

Le strutture poste a questa distanza dal centro del coil cadono nella parte più intensa del campo e sono più facilmente stimulate quando il loro orientamento sia parallelo alle

Fig. 5 - Campo elettrico (normalizzato) indotto nel corpo umano da uno stimolatore magnetico di 125 mm ( $\varnothing$  esterno) e 60 mm ( $\varnothing$  interno).

La larghezza della corona circolare dell'avvolgimento (32.5 mm) è raffigurata ai piedi del grafico ("coil winding"), al pari della sua distanza dal centro del coil. Il campo  $\vec{E}$  diminuisce con la profondità (50% a circa 2 cm) e perde definizione spaziale, coinvolgendo zone poste al di fuori dell'avvolgimento. Tuttavia, il tasso di penetrazione del campo  $\vec{E}$  così generato è molto superiore a quello che si avrebbe impiegando due elettrodi di superficie di 5 mm  $\varnothing$  separati da 30 mm (v. Tabella 1). Da Barker AT, Freeston IL, Jalinous H, Jarrat JA (1987) (rif. 10).

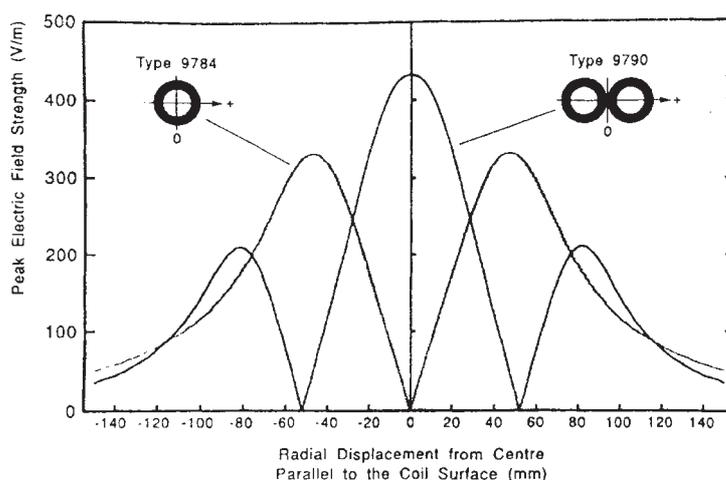


Fig. 6 - Andamento del campo elettrico di picco in V/m corrispondente a un coil circolare di 9 cm e ad un coil doppio in forma di 8 (9+9 cm). Mentre la bobina circolare induce un picco di campo  $\vec{E}$  circolare a circa 50 mm dal centro, il doppio coil a forma di 8 induce un picco di  $\vec{E}$  in corrispondenza del punto di contatto fra i due anelli, così conferendo maggior selettività al magnetostimolatore. I due picchi più bassi e non contrassegnati da frecce, rappresentano picchi secondari di  $\vec{E}$  generati in corrispondenza del bordo esterno delle due ali del coil a 8. Da Maertens de Noordhout A (1998) (rif. 13).

linee di forza del campo elettrico. Ciò è stato anche dimostrato da King<sup>(16)</sup> in una analisi sui rapporti fra direzione di un campo ELF e cellule di forma stretta e allungata, quali gli assoni nel SNC e nei nervi periferici. La fig. 5 dimostra inoltre che col crescere della profondità il campo elettrico non soltanto si attenua (50% a circa 2 cm di profondità) ma si appiattisce e si allarga, così investendo - sia pure con minore intensità - un maggior numero di strutture nervose (fig. 6).

Un altro modo di rappresentare l'andamento del campo elettrico al disotto di un magnetostimolatore è indicato nella fig. 6, da Maertens de Noordhout<sup>(13)</sup>. In essa, il campo elettrico è sezionato perpendicolarmente al piano di un coil circolare di 9 cm, a sinistra, e di un doppio coil circolare a forma di 8, a destra. Il coil circolare crea un campo E circolare al disotto della bobina, ed è rappresentato da due picchi posti a 45 mm dal centro, separati da una zona di campo sempre più debole verso il centro della bobina. Il coil doppio uniplanare a forma di 8 crea invece un campo E massimo al centro del sistema, in corrispondenza del punto di contatto fra le due metà dell'avvolgimento e presenta anco-

ra due bassi picchi ai bordi delle due ali. La maggior selettività spaziale (*focalizzazione*) di questo tipo di coil è ritenuta molto utile nelle operazioni di mappatura delle rappresentazioni corticali di gruppi muscolari ben definiti.

Il campo elettrico creato dal coil "a farfalla" di Cohen e coll.<sup>(12)</sup> (fig. 7) è rappresentato tridimensionalmente a quattro livelli di profondità Z (1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm). Ne risulta una alta capacità di focalizzazione, tuttavia attenuantesi a 2 cm per annullarsi a 4 cm di profondità. Cohen e coll.<sup>(12)</sup> hanno anche calcolato il campo elettrico di un coil "a farfalla" con le due ali orientate a un angolo  $\theta$  diverso da  $0^\circ$  ( $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ ),  $0^\circ$  essendo il piano XY contenente le due ali coplanari, così dimostrando che il campo elettrico era progressivamente più focalizzato con gli angoli più grandi. Anche altri autori<sup>(11)</sup> dimostrarono che era più efficace aggiustare le due ali di un coil doppio *ad angolo ottuso piuttosto che ad angolo piatto*, preferibilmente a  $160^\circ$ .

Analoghe capacità di focalizzazione del campo elettrico indotto si hanno per il coil "a quadrifoglio" di Roth e coll.<sup>(14)</sup> (fig. 9), idea-

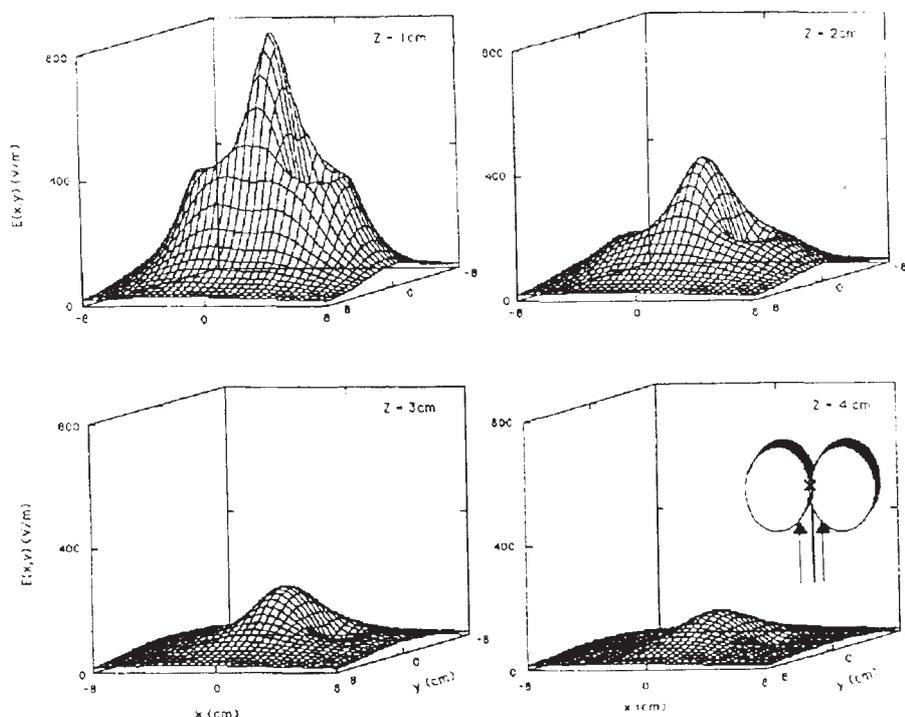


Fig. 7- Rappresentazione tridimensionale del campo elettrico indotto dal coil "a farfalla" (v. fig. 4) alla profondità Z di 1, 2, 3 e 4 cm. Col crescere di Z il campo elettrico diminuisce (50% a 2 cm) e perde in focalizzazione. Da Cohen LG, Roth BJ, Nilsson J, Dang N (1990) (rif. 12), parzialmente modificata.

to per la stimolazione magnetica di precisione di un nervo periferico, e nei coil "a ventaglio" di Zimmerman e Simpson <sup>(15)</sup> dei quali riportiamo il modello a 7 ali (fig. 9).

I risultati sperimentali di Roth e coll.<sup>(14)</sup> ottenuti sulle lunghe fibre di nervi periferici

indicano che il coil "a quadrifoglio" produce uno stimolo ben definito direttamente al disotto del centro del coil e in accordo con quanto prevede la teoria dei cavi<sup>(19)</sup>.

Per quanto riguarda il coil "a ventaglio" formato da 7 ali rettangolari (fig. 9) è inte-

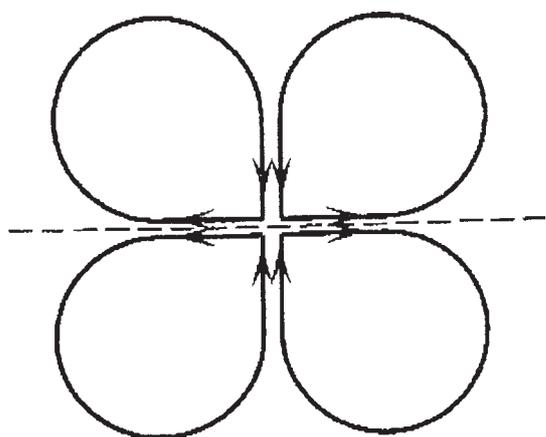


Fig. 8 - Schema del coil "a quadrifoglio" ideato per stimolare selettivamente un nervo periferico. I quattro avvolgimenti hanno un diametro di circa 4 cm ciascuno. Le punte di freccia indicano la direzione della corrente nelle quattro "foglie" del sistema, mentre la linea in tratteggio indica la posizione del nervo da stimolare. Da Roth BJ, Maccabee PJ, Eberle LP e coll. (1994) (rif. 14), parzialmente modificata.

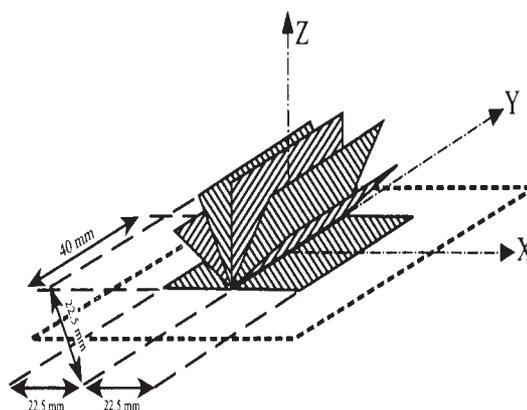


Fig. 9 - Coil "a ventaglio" ("slinky coil") con 7 ali rettangolari periferiche convergenti su di un fascio compatto di segmenti conduttori rettilinei lungo l'asse Y, detto asse centrale del coil. Da Zimmerman KP e Simpson RK. (1996) (rif. 15), col permesso degli autori

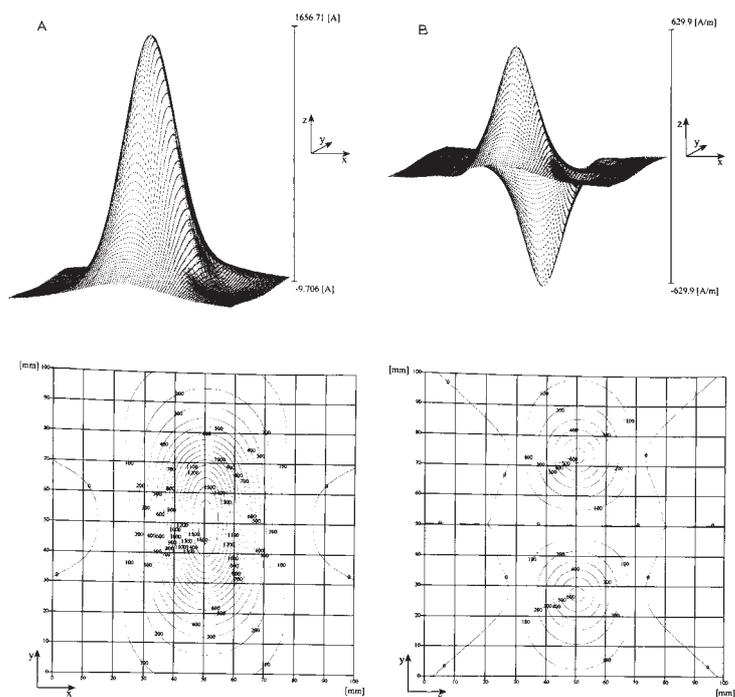


Fig. 10 - Come in fig. 9. In A e B rappresentazione tridimensionale del vettore di campo magnetico (A) e del campo elettrico risultante (B) lungo la direzione Y (v. la fig. 9). Intensità di corrente nell'asse centrale del coil: 1000 A. Profondità del piano di calcolo, 10 mm. In C e D, rappresentazione bidimensionale nel piano X-Y delle curve isocampiche (C) e isoelettriche (D) calcolate a 10 mm di profondità. Si noti la grande focalizzazione del campo magnetico (A,C) e la creazione di due alti picchi di campo elettrico (+ e -), da considerarsi l'anodo e il catodo primari virtuali lungo l'asse Y. Ne deriva una massima selettività spaziale. Da Zimmerman KP e Simpson RK (1996) (rif. 15), col permesso degli autori

ressante osservare la distribuzione tridimensionale del vettore campo magnetico (fig. 10A) e la distribuzione tridimensionale del campo elettrico generato (fig. 10B) con le rispettive distribuzioni bidimensionali di curve isocampiche (fig. 10C) e di curve isoelettriche (fig. 10D) in un piano contenente gli assi X e Y posto a 10 mm di profondità. Da notarsi la *massima selettività spaziale* creata dalle grandi dimensioni dei due picchi di campo elettrico (+ e -) lungo la direzione dell'asse centrale Y (v. fig. 9), considerati da Zimmermann e Simpson *anodo e catodo primari virtuali* (fig. 10B), nonché dalle minime dimensioni dei picchi positivi e negativi secondari, creati dalle correnti di ritorno nelle ali periferiche del coil.

### 3. Posizionamento del coil, direzione della corrente in esso circolante e selezione del bersaglio encefalico

Per evocare i potenziali motori di un determinato muscolo non è soltanto necessaria una certa intensità del campo magnetico inducente, ma va posta attenzione al corretto posizionamento sul cranio del coil stimolante

in abbinamento alla conoscenza della *direzione della corrente* circolante nel coil medesimo. Ciò è ben comprensibile, se teniamo conto del fatto che *le correnti indotte dal magnetostimolatore fluiscono lungo circuiti conduttori tessutali chiusi e in piani paralleli al piano XY cui appartiene il coil* (v. ad es. la fig. 4) e che il fattore produttore l'eccitazione è la derivata della componente del campo indotto parallela alla fibra nervosa<sup>(14)</sup>.

Data la forte anisotropia delle strutture neuronali e specialmente degli assoni, ne deriva l'*importanza critica della direzione della corrente nel coil*, cui si correla la direzione della corrente circolante nel tessuto encefalico. Va ricordato a questo proposito che alcuni magnetostimolatori erogano *impulsi monofasici*, nel qual caso il senso di circolazione della corrente nell'anello riveste una importanza cruciale per stimolare l'uno o l'altro emisfero; altri apparecchi, invece, erogano impulsi bifasici che possono stimolare indifferentemente i due emisferi<sup>(13)</sup>.

Rösler e coll.<sup>(11)</sup> hanno trattato con grande chiarezza questi concetti, registrando i potenziali motori evocati su di un muscolo

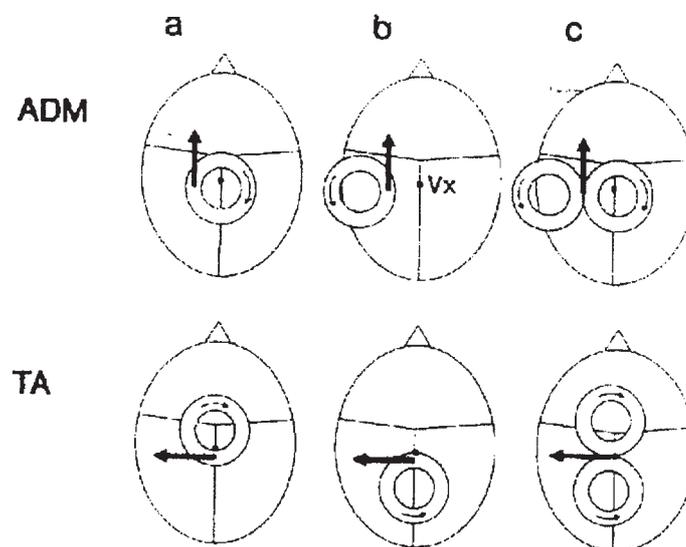


Fig. 11 - Posizionamento ottimale sul cranio del coil di 8.1 cm (a,b) e del "twin coil" (c) al fine di eccitare il muscolo *Abductor Digiti Minimi* (ADM) della mano destra e il muscolo *Tibialis Anterior* (TA) della gamba destra. Negli avvolgimenti la corrente circola in senso orario (a), in senso antiorario (b) e nei due sensi (c). Le frecce in grassetto indicano la direzione della corrente in quel segmento di coil che di volta in volta viene a trovarsi sovrapposto alla presunta area motoria del muscolo ADM o del muscolo TA. Vx è il vertice. L'area motoria dei muscoli della gamba si trova in corrispondenza del vertice, mentre quella dei muscoli della mano è spostata lateralmente rispetto al vertice. Utile un confronto con lo schema anatomico della corteccia motoria riportato nella fig. 12. Da Rösler KM, Hess CW, Heckmann R, Ludin HF (1989) (rif. 11), col permesso degli autori.

della mano destra (ADM, Abductor Digiti Minimi) in 18 soggetti e su di un muscolo della gamba destra (TA, Tibialis Anterior) in 12 soggetti (fig. 11). La stimolazione avviene o con un coil circolare percorso da corrente in senso orario o antiorario, oppure con un coil doppio a forma di 8, le cui ali sono percorse simultaneamente da corrente in verso opposto, l'una in senso orario, l'altra in senso antiorario.

Nella figura, le frecce nere indicano la direzione della corrente nel segmento di coil che - in quel momento - si trova esattamente sovrapposto alla presunta area motoria del muscolo ADM di destra o del muscolo TA di destra. Il punto Vx indica la posizione del vertice. Le immagini della volta cranica sono viste dall'alto e i centri motori da stimolare si trovano nell'emisfero sinistro (a sinistra di chi legge).

Lo schema è chiarissimo. Poiché il campo elettrico indotto ha forma circolare, la zona di massima stimolazione si trova sotto la corona circolare (e non al centro del coil). Pertanto, lavorando con il coil singolo, per ottenere una corrente di stimolazione alla sinistra del Vx (per il muscolo ADM) e diretta come le frecce nere, il coil dovrà assumere due diverse posizioni a seconda che sia percorso da corrente in senso orario o antiorario.

Analogamente, per stimolare il muscolo TA destro il coil verrà posizionato in due diversi modi in funzione della direzione della corrente circolante, per poter generare una corrente di stimolazione sempre applicata nello stesso punto in prossimità del Vx e sempre diretta nello stesso modo (frecce nere).

Il ragionamento è analogo quando si usi il coil a 8, il cui punto di stimolazione si trova

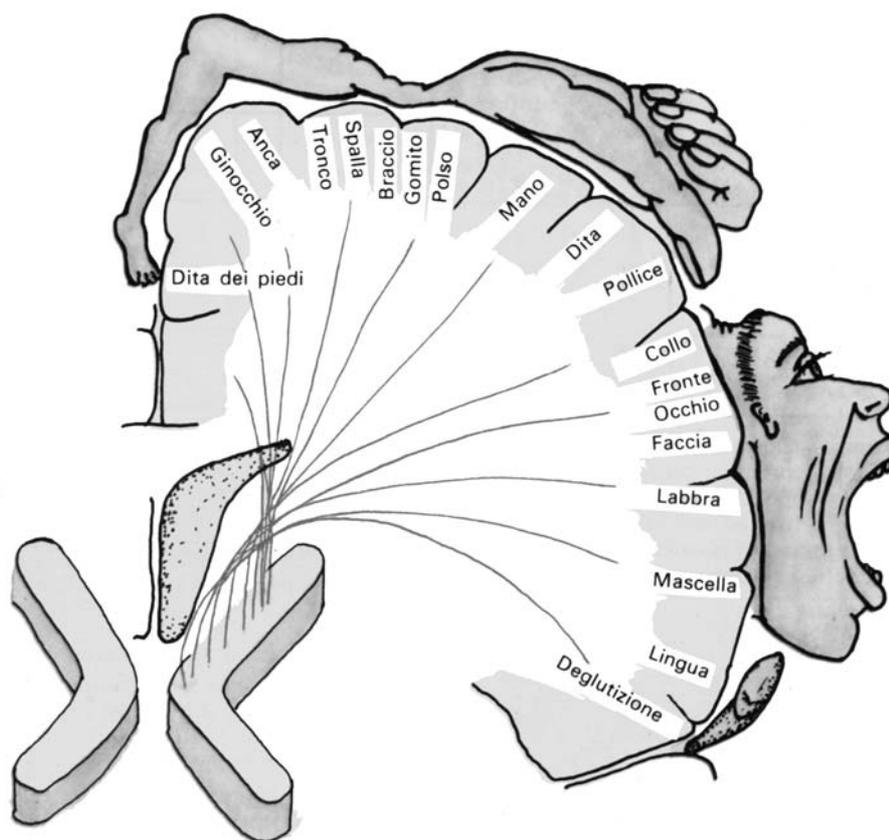


Fig. 12 - La corteccia motoria occupa la circonvoluzione frontale ascendente e contiene i centri motori destinati ai muscoli dei vari segmenti corporei. Si noti la vasta estensione di corteccia motoria destinata ai muscoli della faccia e della mano. Si noti inoltre la corrispondenza fra i centri motori della gamba e della mano con la posizione del coil considerata ottimale per la loro eccitazione (v. fig. 11). Da Goglia G(1988) (rif. 17) col permesso dell'Editore.

in corrispondenza del contatto fra le due ali. In questo caso, la giusta direzione della corrente di stimolazione (freccia nera) è stabilita dalla circolazione oraria e antioraria della corrente nelle due ali. Rösler e coll.<sup>(11)</sup> osservano inoltre che i coil circolari inducono una stimolazione efficace su una considerevole estensione topografica corticale, mentre il "twin coil" a forma di 8 produce uno stimolo molto più focalizzato.

Se notiamo, in tutti i casi rappresentati nella fig. 11 il punto di origine della corrente di stimolazione è sempre lo stesso per ciascuno dei due muscoli esaminati (e non potrebbe essere altrimenti), in quanto i centri motori della mano destra sono situati alcuni cm a sinistra della linea mediana, mentre i centri motori della gamba destra sono molto prossimi al vertice, spostati verso sinistra soltanto di poco.

Una migliore comprensione di questi aspetti neurofisiologici, che hanno un sicuro interesse anche per il fisico medico, è facilitata dalla suggestiva schematizzazione della corteccia motoria tratta dall'opera di Goglia<sup>(17)</sup> (fig. 12).

#### 4. Richiami sulla neurofisiologia della MSCT (9,10,13,18)

Lo studio non invasivo transcutaneo del sistema motore centrale in soggetti svegli era stato attuato in passato per mezzo di stimolazioni elettriche con elettrodi di superficie (v. par. 1). La stimolazione elettrica transcutanea si rivelava però fastidiosa e anche dolorosa a causa dell'alta intensità degli stimoli, resa necessaria dalla forte attenuazione dello stimolo da parte della resistenza del cranio 8-15 volte superiore alla resistenza dei tessuti molli.

I campi magnetici di bassa frequenza impiegati nella MSCT, invece, attraversano tutte le strutture craniche senza attenuazione e possono, tramite le correnti indotte nel cervello, stimolarne la corteccia motoria senza fastidi per il paziente.

Al momento, non è facile stabilire quali siano gli elementi nervosi eccitati dagli stimoli magnetici extracranici; è tuttavia probabile che vi siano coinvolti sia il corpo delle cellule neuronali che i suoi prolungamenti (dendriti e assoni efferenti). È inoltre possibile che tanto lo stimolo  $\vec{H}$  primario quanto lo stimolo  $\vec{E}$  secondario agiscano direttamente

sugli assoni endocranici, come dimostrano le tecniche di stimolazione dei nervi periferici sia con elettrodi che con bobine magnetiche.

Il tempo di conduzione dello stimolo dalla corteccia alla regione cervicale (dove ha origine - nel midollo - il neurone periferico per l'arto superiore è di 6 ms. Il tempo di conduzione dalla corteccia ai muscoli della mano è di 20 ms e dalla corteccia ai muscoli del piede di 30-40 ms. Un interessante fenomeno neurofisiologico è la *facilitazione*, vale a dire un incremento della risposta muscolare quando il soggetto stimolato sul cranio eserciti una lieve contrazione del muscolo sottoposto a eccitazione. Infatti, i potenziali motori evocati durante la contrazione volontaria del muscolo bersaglio e persino durante una simulazione mentale del movimento) hanno latenza più breve e ampiezza maggiore rispetto a quelli evocati nel completo rilassamento muscolare. Nei casi in cui il paziente non sia in grado di contrarre il muscolo bersaglio, si attuano altre manovre facilitanti, quali uno stimolo vibratorio sul muscolo interessato o l'invito a contrarre il muscolo omologo controlaterale.

Molti altri aspetti neurofisiologici della MSCT vengono qui omessi dato il loro esclusivo interesse specialistico. Ricordiamo soltanto che il tempo di conduzione centrale (TCC) dello stimolo può essere misurato direttamente e non invasivamente (v. par. 5); che le misure del TCC rivelano un progressivo completamento durante l'infanzia, per raggiungere i valori dell'età adulta intorno ai 2-3 anni di età; che il TCC resta stabile nell'età adulta, per subire - secondo alcuni autori - un significativo prolungamento nel vecchio (dato non confermato da altri).

Scrivendo per i fisici medici, ritengo importante sottolineare quanto detto poc'anzi e cioè la *continua evoluzione funzionale del cervello del bambino* dimostrata dalle misure del TCC che raggiungono i valori dell'adulto sui 2-3 anni. Osservazione di evidente rilevanza nei riguardi degli esami a RM nella prima infanzia, specialmente se di lunga durata.

Ancora di interesse fisico-medico sono i rapporti fra il posizionamento del magneto-stimolatore sul cranio e i gruppi muscolari nei quali si registrano i potenziali motori evocati; nonché - del massimo interesse - i rapporti fra il posizionamento del coil e il verso

della corrente in esso circolante (v. par. 3 e fig. 11).

Per quanto riguarda il verso della corrente circolante nel coil e quindi il verso della corrente indotta nell'endocranio vanno segnalate le affermazioni di diversi autori<sup>(10,11,12,14,18)</sup> sulla dipendenza critica della eccitabilità del tessuto nervoso non solo dalla grandezza del campo E indotto, ma anche dalla sua direzione e dal parallelismo del campo stesso con le fibre nervose lunghe e diritte: dunque, una *polarità-dipendenza della eccitabilità corticale* sicuramente in rapporto con l'anisotropia di molte strutture encefaliche, fattore biofisico sul quale ci siamo soffermati anche in un precedente lavoro<sup>(25)</sup>.

### 5. Applicazioni cliniche della MSCT<sup>(9,13,18)</sup>

Pur avendo, le applicazioni cliniche della MSCT, valenza specialistica per il neurologo e il neurofisiologo, anche il fisico medico potrà trovarvi motivi di interesse e ricerca, quanto meno in alcune di esse.

L'applicazione più classica della MSCT è la *misura del tempo di conduzione nella via motoria centrale* (TCC). Nello studio dei muscoli della mano, ad es., la stimolazione magnetica dei corrispondenti centri motori corticali ne evocherà i potenziali neuromuscolari con un tempo di latenza in ms corrispondente al tempo di conduzione totale T dalla corteccia alla mano. Stimolando poi le radici nervose dei neuroni motori periferici, cioè dei neuroni spinali alla loro emergenza dai canali di coniugazione vertebrali, si ottiene in ms il tempo di conduzione t dal midollo spinale alla mano. Il tempo di conduzione centrale TCC sarà dato da  $T - t$ .

Un'altra interessante applicazione è la *mappatura non invasiva della corteccia motoria*, vera e propria cartografia di rappresentazione corticale dei diversi muscoli, meglio ottenibile con i magnetostimulatori di più alta selettività (ad es. gli apparecchi a doppio coil, come il "twin coil", il coil "a farfalla", il coil "a ventaglio") (v. par. 2).

Con questo approccio si possono anche valutare quelle modificazioni di rappresentazione corticale di un determinato muscolo, quali si verificano in seguito a svariate condizioni patologiche e non patologiche.

Si parla in tal caso di *plasticità cerebrale*, corrispondente alla riorganizzazione funzionale dei tratti nervosi cortico-spinali e osser-

vabile, ad es., dopo l'amputazione di un arto, dopo una paralisi emiplegica o la prolungata immobilizzazione unilaterale di un'articolazione.

Una interessante dimostrazione di modulazione cortico-spinale non patologica si ottiene, ad esempio, nell'uomo al termine di un breve training destinato all'acquisizione di nuove abilità motorie molto fini.

Lo studio della plasticità cerebrale a mezzo della MSCT è stato anche proposto come approccio funzionale complementare alla RM funzionale e alla PET. La MSCT infatti non solo può dimostrare l'involutione di un quadro funzionale per svariate cause patologiche, ma anche la sua reversibilità a seguito del recupero terapeutico.

Molte altre applicazioni della MSCT di ordine diagnostico riguardano le grandi malattie neurologiche (ictus, epilessia, sclerosi multipla, sclerosi laterale amiotrofica, malattie del neurone motore superiore e inferiore, esiti di accidenti vascolari cerebrali, mielopatia cervicale da cervicoartrosi, postumi di radio-chemioterapia nella malattia di Hodgkin), ma il trattarne qui esulerebbe dagli scopi della presente nota.

È tuttavia opportuno ricordare che la MSCT sembra avere anche *prospettive terapeutiche in campo psichiatrico* (20 a-d, 21). Si è infatti potuto dimostrare che la stimolazione magnetica transcranica ripetitiva della corteccia prefrontale sinistra, in soggetti volontari, induce una regolazione dell'umore, riducendo gli stati di tristezza e aumentando le sensazioni di felicità. Risultati ottenuti anche in certi casi clinici di depressione farmaco-resistente, tanto da potersi proporre come alternativa valida e molto meno rischiosa dell'elettroshock<sup>(6)</sup>, largamente impiegato in passato.

### 6. Sicurezza della MSCT

Particolare attenzione viene rivolta al possibile rischio di indurre con la MSCT il cosiddetto "kindling", vale a dire l'accensione di un *focolaio epilettogeno permanente* a seguito di stimoli ripetuti. Secondo Nielsen e coll.<sup>(23)</sup>, nella tecnica di stimolazione magnetica ripetitiva impiegata contro la spasticità della sclerosi multipla\*\*\*, non vi sarebbe accordo generale sui limiti di *sicurezza* per quanto riguarda la frequenza di stimolazione corticale, l'intensità di stimolazione e il numero totale degli impulsi.

\*\*\* Stimolazioni di 12 Hz per 8 s, in sequenze di 30 s per 30' (cioè due sequenze di 8 s a 12 Hz in 1', 60 sequenze in tutto nei 30 minuti della seduta terapeutica, pari a un totale di 5760 impulsi, al 70% della erogazione massima<sup>(23)</sup>).

Sappiamo tuttavia che con stimolazioni di 3 Hz o meno non si possono provocare effetti convulsivi, indipendentemente dal numero di stimolazioni effettuate<sup>(24)</sup> e che da osservazioni sull'uomo e sui ratti, stimolazioni di 10 Hz non possono ancora scatenare fenomeni convulsivi, mentre a 25 Hz - nei ratti - la probabilità di convulsioni salgono a circa il 20%. Considerazioni importanti, in quanto da alcuni anni sono entrati in commercio nuovi magnetostimulatori eroganti impulsi ripetitivi con *alta frequenza di ripetizione* (fino a 50 Hz) e capaci di offrire nuove prospettive di esplorazione funzionale di zone cerebrali diverse da quelle motorie<sup>(13)</sup>.

Di conseguenza, la valutazione del rapporto rischio/beneficio diventa molto critica, dato che con queste alte frequenze di ripetizione dello stimolo esiste la possibilità teorica di indurre la *creazione di un focolaio epilettogeno permanente* anche in soggetti normali<sup>(24)</sup>. I vari autori sono comunque contrari all'impiego della MSCT in pazienti con una storia di epilessia, in soggetti sottoposti a interventi neurochirurgici, nei portatori di pace-maker cardiaco o di oggetti ferromagnetici endocranici, nella faccia o nella regione cervicale<sup>(13,18)</sup>; misure di prudenza pur essendo vero che il campo magnetico di 1.5 - 2 Tesla all'origine è praticamente azzerato già a 10 cm dal bordo dell'anello magnetostimolatore (fig. 2).

Sul piano della sicurezza della MSCT va ancora sottolineato che la quantità di *energia termica* depositata nel tessuto cerebrale durante la procedura è molto piccola. Secondo Barker e coll. <sup>(10)</sup>, assumendo un tempo di ripetizione dello stimolo di 1 impulso ogni 3 s (0.3 Hz), la potenza media depositata al massimo output del magnetostimolatore è inferiore a 2 mW. Inoltre, il limite di 0.4 W/kg stabilito per evitare uno stress termico da parte della radiazione elettromagnetica è 300 volte più grande della energia termica media depositata da un magnetostimolatore al massimo output in un cervello di 1.5 kg, anche se la stimolazione sia condotta in continuità.

A ulteriore dimostrazione di quanto sopra, ricordiamo che gli stessi autori del rif. 10 si

sottoposero a centinaia di magnetostimolazioni a 0.3 Hz senza manifestare segno alcuno di reazioni avverse.

## 7. Conclusioni

Si richiama in questo articolo l'importanza scientifica e clinica della MSCT, quale tecnica di stimolazione corticale non invasiva e ben tollerata (par. 1). Per il fisico medico è interessante vedere che il *disegno del coil magnetico* (forma e grandezza) ne determina le capacità di focalizzazione del campo magnetico ed elettrico indotto (par. 2).

Infatti: coil circolari grandi hanno minori capacità di focalizzazione rispetto a coil circolari piccoli, ma più grandi capacità di penetrazione in profondità; magnetostimulatori a doppio coil (twin coil a forma di 8, coil a farfalla) creano un campo elettrico massimo al centro, utile per stimoli ben focalizzati; un ulteriore incremento di focalizzazione si ottiene imprimendo alle due ali di un coil a doppio anello un angolo  $\vartheta < 180^\circ$ ; massimo effetto di focalizzazione si ottiene con i coil "a ventaglio".

È dimostrata l'importanza critica della direzione della corrente circolante nel coil al disopra del centro motore corticale che si voglia eccitare (par. 3). Ciò deriva dalla grande anisotropia delle strutture nervose e rappresenta un bel tema di studio per neurofisiologi, anatomici e fisici medici.

Pure di grande interesse sono i possibili *sviluppi terapeutici* della MSCT in campo psichiatrico (par. 5).

A parte l'importanza diagnostica e potenzialmente terapeutica della MSCT, questa tecnica rappresenta la conferma di un fenomeno elettrobiologico, quale il *superamento dell'azione schermante* della membrana cellulare di fronte a campi elettrici di frequenza ELF. Infatti, mentre nella maggior parte delle cellule rotondeggianti la membrana cellulare è riconosciuta come un valido schermo di protezione per il sottostante citoplasma di fronte a campi elettrici di frequenza ELF, una situazione molto diversa si verifica per i campi elettrici indotti in una *cellula lunga e cilindrica* quale l'assone nervoso.

King e Wu (cit. nel rif. 16) hanno dimostrato che quando il campo elettrico incide parallelamente su una cellula di forma allungata, il campo elettrico indotto sia nella membrana che all'interno della cellula è

uguale al campo elettrico esterno alla membrana, a dimostrazione che la membrana stessa più non esercita un effetto schermante. Si rende così possibile una interazione diretta fra le correnti ELF indotte e la normale trasmissione degli impulsi elettrici spontanei nell'axoplasma della cellula nervosa.

Rimandiamo al lavoro di King<sup>(16)</sup> dove l'elettrobiologia dei nervi, paragonati alle linee dei cavi oceanici, viene esaurientemente trattata con particolare riguardo alla sovrapposizione di una corrente esogena sulle correnti interne del nervo. Vi si dimostra, inoltre, che una corrente esterna incidente sul nervo può svolgervi non solo *eccitazione* ma anche *inibizione*, sopprimendo la generazione e la continuità di propagazione del segnale elettrico. Tutti argomenti strettamente connessi con la *MSCT*, *tecnica che genera correnti corticali e sottocorticali orientate parallelamente alla superficie cranica e secondo direzioni cruciali per l'eccitabilità del tessuto nervoso*.

Il fisico medico, abituato alla manipolazione dei fasci X per realizzare determinate mappe spaziali di concentrazione dell'energia, è pronto ad affrontare i problemi della *MSCT* che sicuramente presentano difficoltà di *mappatura delle curve isoelettriche e isocampiche* forse anche maggiori rispetto alla *mappatura delle curve di isodose* per la radioterapia.

### Bibliografia

1. Ferrier D, 1876. Citato dal rif. 18
2. Fritsch G, Hitzig E, 1870. Citato dal rif. 18
3. Korsley V, 1887. Citato dal rif. 18
4. Bartholow R, 1874. Citato dal rif. 18
5. Penfield WG, Boldrey E. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man studied by electrical stimulation. *Brain*, 60: 389-443, 1937
6. Elettroshock. Voce nella "Enciclopedia della Scienza e della Tecnica". Mondadori 1963 e 1970. Vol. 5, pag. 268
7. Gualtierotti T, Paterson AS; Electrical stimulation of unexposed cerebral cortex. *J Physiol* 127: 2-25, 1954
8. Merton PA, Morton HB. Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature* 285: 227, 1980
9. Rossini PM, Rossi S. Clinical applications of motor evoked potentials. Review. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 106(3): 180-194, 1998
10. Barker AT, Freeston IL, Jalinous H, Jarrat JA. Magnetic stimulation of the human brain and peripheral nervous system: an introduction and the results of an initial clinical evaluation. *Neurosurgery* 20(1): 100-109, 1987
11. Rösler KM, Hess CW, Heckmann R, Ludin HP. Significance of shape and size of the stimulating coil in magnetic stimulation of the human motor cortex. *Neuroscience Letters* 100: 341-352, 1989
12. Cohen LG, Roth BJ, Nilsson J, Dang N. Effects of coil design on delivery of focal magnetic stimulation. Technical considerations. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 75:350-357, 1990
13. Maertens de Noordhout A. Applications de la stimulation magnétique cortical. *Mise au point. Neurophysiol Clin* 28: 9-30, 1998
14. Roth BJ, Maccabee PJ, Eberle LP, Amassian VE, Hallett M, Cadwell J, Anselmi GD, Tatarian GT. in Vitro evaluation of a 4-leaf coil design for magnetic stimulation of peripheral nerve. *Electroencephalography a. clinical Neurophysiology* 93:68-74; 1994
15. Zimmerman KP, Simpson RK. "Slinky" coils for neuromagnetic stimulation. *Electroencephalography a. clinical Neurophysiology* 101:145-152, 1996
16. King RWP. Nerves in a human body exposed to low-frequency electromagnetic fields. *IEEE Trans on Biomed Engineer* 46(12): 1426-1431, 1999
17. Goglia G. *Istologia Speciale*. Piccin Nuova Libreria, Padova 1988, p. 824
18. Mills KR, Murray NMF, Hess CN. Magnetic and electrical transcranial brain stimulation: physiological mechanism and clinical applications. *Neurosurgery* 20(1): 164-168, 1987
19. Roth e Basser, 1990, Citati dal rif.14
- 20a. Krawczyk A, Zyss Y. Transcranial magnetic stimulation in antidepressive treatment. In *Second World Congress for Electricity and Magnetism in Biology and Medicine*. Bologna, June 1997. Abstract volume, I-12
- 20b. Krawczyk A, Skoclkowski T, Zyss T, Wlak S. Magnetic stimulation in antidepressive treatment - theory and experiments. *JSAEM Studies in Applied Electromagnetics*. Tokyo. No. 4, pp. 204-210, 1996
- 20c. Zyss T, Krawczyk A. The magnetic brain stimulation in treatment of depression: the search for the perfect stimulus. *Polish Psychiatry*. Vol. 30. No 4, pp. 611-628, 1996 (in Polish)
- 20d. Krawczyk A, Tegopoulos JA. *Numerical Modelling of Eddy Currents*. Clarendon Press, Oxford, 1993
21. Bardasano JL, Ramirez E, De la Hoz J et al. .Extracranial device for non-invasive neurological treatments with pulsating ELF magnetic fields. In *Second World Congress for Electricity and Magnetism in Biology and Medicine*. Bologna, June 1997. Abstract volume, P-272-B
22. Pippard J, Ellum L. *Electroconvulsive treatment in Great Britain, 1980. A Report to the Royal College of Psychiatrists*. London, Gaskell, 1981
23. Nielsen JF, Klemar B, Kiilerich H. A new high-frequency magnetic stimulator with an oil-cooled coil. *J Clin Neurophysiol* 12(5): 460-467, 1995
24. Goddard GV, McIntyre DC, Leech CK. A permanent change in brain function resulting from daily electrical stimulation. *Exp Neurol* 25: 295-330, 1969
25. Bistolfi F. Esiste una magnetosensibilità differenziata nelle diverse zone del cervello umano? *Fisica in Medicina* 3/2008, 199-214

# Direttiva 2004/40/CE: implicazioni nell'uso clinico e di ricerca in MRI

Paolo Ferrari\*, Francesco Campanella\*\*

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

\*\*ISPESL, Dipartimento Igiene del Lavoro - Laboratorio Radiazioni Ionizzanti - Roma

## 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 limiti di azione assicura il non superamento dei valori limite 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:

\* *valori limite di esposizione*: limitazioni basate su effetti sanitari accertati e su considerazioni biologiche. Il rispetto di questi limiti assicura che i lavoratori esposti siano protetti da tutti gli effetti nocivi noti.

Restrizioni di base ICNIRP in termini delle grandezze dosimetriche (SAR, densità di corrente indotta);

\* *valori di azione*: il valore di parametri direttamente misurabili a cui si devono intraprendere una o più delle misure specificate nella direttiva. Il rispetto di questi valori assicura il rispetto dei pertinenti limiti di esposizione.

Livelli di riferimento ICNIRP in termini delle grandezze radiometriche (campo elettrico/magnetico, densità di potenza).

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 biologici (non sanitari) osservati nel *range* 20-60 Hz, assumendoli rilevanti fino a 100 kHz.

## Implicazioni per le applicazioni MRI

La comunità europea MRI si rese conto immediatamente delle conseguenze nell'uso clinico e nella ricerca in MRI a seguito dell'entrata in vigore della Direttiva. I produttori di attrezzature MRI in Europa mostrarono la loro preoccupazione alla Commissione Europea a partire dal luglio 2003. Nessuna di tali azioni fu in grado d'influenzare il contenuto della Direttiva, ad eccezione della proposta di includere un valore limite d'esposizione per il campo magnetico statico a 2T, sulla base delle stesse linee guida ICNIRP<sup>3</sup>. Nel settembre 2005, in Inghilterra la comunità della risonanza iniziò a fare pressioni sul governo attraverso la stampa e con una campagna di lettere scritte da importanti scienziati. Una

serie di meeting furono tenuti con importanti ministri, che portarono ad un progetto intrapreso dal prof. Stuart Crozier (Università del Queensland) per modellizzare l'esposizione alle EMF in MRI allo scopo di stabilire il grado di violazione dei valori limite d'esposizione della Direttiva durante lo svolgimento della normale attività lavorativa. Nel marzo 2006 fu costituito un gruppo di lavoro con lo staff della Commissione Lavoro e Affari Sociali a Bruxelles ed i rappresentanti della Società Europea di Radiologia (ESR), il quale portò ad un ulteriore studio di esposizione alle EMF in MRI, attuato da un consorzio di scienziati di Zurigo, Umea e Londra.

Nella fase iniziale della campagna di sensibilizzazione promossa dall'ESR, le affermazioni della comunità MR, che i valori limite di esposizione sono superati dai lavoratori che operano in ambito MRI, era basata su stime derivate da pubblicazioni che già esistevano: Gandhi OP et al (1999) *Magn Reson Med* 41 816-823, Liu F et al (2003) *J Magn Reson* 16 267-278, Dymbylow P (2005) *Phys Med Biol* 50 1047-1070, Hill DLG et al (2005) *Acta Radiol* 12 1135-1142, Keevil SF et al (2005) *Br J Radiol* 78 973-975.

Sulla base di queste stime, sembrava verosimile che tali superamenti dei valori limite di esposizione si verificassero in due

situazioni particolari:

1. *Per i lavoratori in movimento all'interno del campo magnetico statico.*

Sebbene non vi siano valori limite di esposizione per i campi magnetici nella Direttiva, le persone in temporaneo movimento all'interno del campo magnetico statico disomogeneo spazialmente attorno allo scanner, risentono di un campo variabile e quindi di correnti indotte nel corpo che determinano il superamento dei valori limite d'esposizione alle frequenze estremamente basse.

2. *Per lavoratori che rimangono vicini al bore dello scanner durante le acquisizioni.*

L'esposizione ai campi generati dalla commutazione dei gradienti a circa 1 kHz determinano correnti indotte che arrivano ad eccedere i valori limite di esposizione.

Quattro recenti pubblicazioni hanno evidenziato in modo chiaro i casi in cui si possono verificare il superamento dei valori limite di esposizione per il personale operante nelle pratiche MRI. Allo scopo di evidenziare i passaggi più importanti di tali pubblicazioni, si riportano in sintesi i lavori nella seguente tabella I.

Giornale/ Data	Titolo	Autore	RISULTATI	
			Campi Magnetici	Gradienti
JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 26: 1236-1254 (2007) <sup>4</sup>	Exposure of Workers to Pulsed Gradients in MRI	Stuart Crozier, Hua Wang, Adnan Trakic and Feng Liu		La simulazione mostra che il campo e le correnti indotte nei lavoratori possono essere dello stesso ordine di grandezza di quelli indotti nei pazienti. I gradienti longitudinali tendono ad indurre maggior campo delle bobine trasversali. Alti livelli di campo esposto sono osservati quando tutti e tre i gradienti operano simultaneamente. Al fine di rispettare i limiti della Direttiva, i lavoratori devono essere a non meno di 1.2 metri dalle bobine dei gradienti, quando queste funzionano simultaneamente generando ognuno 40mT/m nel centro del magnete. La distanza tra la fine della bobina dei gradienti e la fine del magnete varia per i diversi scanner, tipicamente minore a 1.5T rispetto ai sistemi ad alto campo.

Giornale/ Data	Titolo	Autore	RISULTATI	
			Campi Magnetici	Gradienti
JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 26: 1261–1277 (2007) <sup>5</sup>	Numerical Study of Currents in Workers Induced by Body-Motion Around High- Ultrahigh Fiefl MRI Magnets	Stuart Crozier, Hua Wang, Adnan Trakic and Feng Liu,	I risultati dello studio condotto su tre magneti di differente intensità di campo magnetico (1.5T, 4T, 7T), indicano che i limiti della Direttiva ICNIRP/CE di 40mAm <sup>-2</sup> possono essere facilmente superati nella testa e nel tronco quando il lavoratore si muove vicino ai magneti. Per limitare la densità di corrente indotta a meno di 40mAm <sup>-2</sup> nei tessuti del Sistema Nervoso Centrale (SNC) quando il lavoratore cammina ad 1m/sec parallelamente all'asse z del magnete, la simulazione suggerisce che il lavoratore si dovrebbe trovare a non meno di 0.5-1 m assialmente dalla fine dei criostati.	
JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 26: 1286–1295 (2007) <sup>6</sup>	Numerically- Simulated Induced Electric Field and Current Density Within a Human Model Located Close to z- Gradient Coil	Yan Li, Jeff W. Hand, Tim Wills and Jo V. Hajnal	Lo studio simula l'esposizione dei lavoratori in tre diverse posizioni: a) in piedi a 0.19 m dalla fine della bobina, b) a 0.25 m e c) operatore chino sul paziente. I valori limite di esposizione della Direttiva risultano essere rispettati unicamente utilizzando gradienti di bassa potenza non utilizzabili nella pratica, 6.5, 9.1 e 4.9 mTm <sup>-1</sup> rispettivamente per le tre posizioni.	
JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 26: 1346–1352 (2007) <sup>7</sup>	Measurements- of Occupational Exposure to Switched Gradient and Spatially-Varying Magnetic Fields in Areas Adjacent to 1,5T Clinical MRI Systems	Sofie F. Riches, David J. Collins, Geoffrey D. Charles-Edwards, Jonathan C. Shafford, Jonathan Cole, Stephen F. Keevil and Martin O. Leach	Il lavoro dimostra che la Direttiva ha delle chiare implicazioni nell'uso clinico degli scanner MRI a 1.5 T nell'Unione Europea. Una sequenza utilizzata durante una procedura interventistica in MRI ha dimostrato generare correnti che superano i valori limite d'esposizione sia per il corpo intero che nella testa dell'operatore. Nel lavoro è stato utilizzato il modello ICNIRP per derivare i limiti d'esposizione per le correnti indotte. La simulazione mostra che l'esposizione dovuta al movimento degli operatori sotto l'azione del campo magnetico di 1.5 T richiede la restrizione ad una velocità di movimento inferiore a 0.26 m/sec (un quinto del normale) per rispettare i limiti della Direttiva.	

Tabella I: elenco delle recenti pubblicazioni relative alla valutazione dell'esposizione alle EMF dei lavoratori in ambito MRI

I primi risultati dello studio di Crozier, commissionato dallo UK Health and Safety Executive (HSE) furono disponibili nel maggio del 2007, seguiti subito dopo dalla pubblicazione del report sul sito web dell'HSE<sup>8</sup>. Questi risultati confermavano per i lavoratori che si trovano nel raggio di circa 0,5-1 m durante l'acquisizione delle immagini, o che si muovono ad 1 m/sec nel raggio di 1 m dal

magnete in campo, erano superati i relativi valori limite di esposizione. Il lavoro di Hand, pubblicato in abstract nello stesso periodo, forniva stime di esposizione da gradienti che eccedevano i valori limite di esposizione a 1 kHz di un fattore 5-10<sup>9</sup>.

Nella seguente tabella II, sono riportati i casi limite di esposizione alle EMF in MRI e comparati con i valori limite della Direttiva.

	Frequenze	Limite di Esposizione	Stima della massima esposizione occupazionale in ambito MRI
Campo Magnetico Statico	0 Hz	-	- 3T (clinica) - 9,7T (ricerca)
	< 1 Hz (a seguito di movimento)	40 mA·m <sup>-2</sup> testa e tronco	- 200-400 mA·m <sup>-2</sup> (SNC) <sup>5</sup> - Superamento dei limiti per movimenti di 1 m/sec a 0,5-1 m
Gradienti	1 kHz	0 mA·m <sup>-2</sup> 1 testa e tronco	- > 200 mA·m <sup>-2</sup> (SNC) <sup>4</sup> - Superamento dei limiti a circa 1 m dalla fine della bobina dei gradienti

Tabella II: stima delle esposizioni dovute a campo statico e gradienti comparati ai valori limite di esposizione della Direttiva 2004/04/CE

Nel report dello studio commissionato dalla Commissione Europea, finito nel marzo del 2008, disponibile on line sul sito web dell'ESR<sup>10</sup>, i lavoratori sono stati monitorati durante la normale attività, allo scopo di valutare l'esposizione ai campi statici, gradienti ed RF attorno agli scanner MRI in 4 diversi centri europei. Lo studio ha permesso di modellizzare i casi peggiori di esposizione occupazionale alle EMF nelle reali situazioni di lavoro, confermando che i valori limite di esposizione sono superati durante le procedure che richiedono la presenza del lavoratore vicino al paziente durante le acquisizioni di immagini, o in movimento rapido vicino al magnete sotto l'azione del campo.

### Posizione attuale

Nella pubblicazione del maggio 2007, i rappresentanti dell'ESR riassumono i risultati dello studio al Comitato Parlamentare Europeo del Lavoro e delle Attività Sociali. Nel giugno 2007 la pubblicazione del rappor-

to di Crozier fu presentata al Parlamento Europeo in Bruxelles nel giorno della sua pubblicazione sul sito web dell'HSE. A seguire, la commissione annunciò la proposta di rinvio del recepimento della Direttiva per gli stati membri al 30 Aprile 2012<sup>11</sup>. Questo rinvio richiese l'approvazione del Parlamento Europeo e del Consiglio, utilizzando uno speciale ed accelerato processo autorizzativo. La procedura non fu senza polemiche e si imbattè in alcuni ritardi, ma 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 per la 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 si stanno muovendo per revocare la relativa legislazione nazionale.

È stato programmato che una nuova Direttiva, indicata come Direttiva 3, contenente sostanziali emendamenti ai valori limite d'esposizione, sarà abbozzata entro la fine del 2009, garantendo il tempo per la consultazione, adozione e recepimento entro il 2012. Tuttavia questo processo non potrà iniziare prima della pubblicazione delle nuove linee guida ICNIRP sui limiti di esposizione ai campi statici ed a bassa frequenza, che avverrà probabilmente non prima della primavera del 2009. La Direttiva 3 sarà quindi soggetta ad una nuova valutazione di impatto, e sarà necessario passare per una piena tripartita consultazione tra i governi degli stati membri, gli utilizzatori ed i sindacati.

Nelle nuove linee guida ICNIRP che ispireranno la Direttiva 3, sembra verosimile che il limite per i campi statici saranno portati dall'attuale 2 T ad 8 T. Saranno chiarite le problematiche legate al movimento nei campi statici, e tuttavia, non sarà facile fare chiarezza per i limiti nel range dei gradienti al punto di rendere conformi tutte le pratiche MRI, in particolare nelle applicazioni interventistiche.

### In Italia

Il nuovo testo unico sulla sicurezza del lavoro, rappresentato dal D.Lgs. 81 del 9 aprile 08, non introduce, per quanto attiene i rischi fisici specifici (rumore, vibrazioni, atmosfere esplosive, campi elettromagnetici), novità o cambiamenti sostanziali, se non l'aggiornamento di alcuni riferimenti normativi specifici. In particolare, per quanto attiene i campi elettromagnetici, utilizza poi 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, in particolare il settore della risonanza magnetica usufruisce di una proroga di due anni durante i quali il Ministero della Salute dovrà elabo-

rare Linee Guida per l'applicazione - a tale scenario - dei limiti di esposizione introdotti, 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 - la 2004/40 - che, proprio la settimana precedente a quella della pubblicazione del Testo Unico in G.U., è stata procrastinata al 30 aprile 2012. E' quindi già stato programmato che, entro la fine del 2008, il Ministero della Salute, avvalendosi dell'Istituto Superiore per la Prevenzione e La Sicurezza del Lavoro, istituirà un proprio gruppo di studio, nel quale verranno cooptati esperti del settore, che avrà il compito di elaborare in tre anni la Linea Guida sopra richiamata.

### Bibliografia

1. Direttiva 2004/04/CE. Gazzetta ufficiale dell'Unione Europea L 159, 30 aprile 2004 ed errata corregge L 184 del 24 maggio 2004.
2. ICNIRP (1998) Health Physics, 74, 494-522.
3. ICNIRP (1994) Health Physics 66 100-106.
4. Crozier S et al (2007) J Magn Reson Imaging 26 1236-1254.
5. Crozier S et al (2007) J Magn Reson Imaging 26 1261-1277
6. Li Y et al (2007) J Magn Reson Imaging 26 1286-1295.
7. Sophie F et al (2007) J Magn Reson Imaging 26 1346-1352.
8. Crozier S et al (2007) Proc Intl Soc Magn Reson Med 15 1089, Crozier S et al (2007) Intl Soc Magn Reson Med 15 1098, full report on HSE website at <http://www.hse.gov.uk/research/rrpdf/rr570.pdf>
9. Hand J et al (2007) Book of Abstracts, MR Safety Update (IPEM10)
10. <http://www.myesr.org/html/img/pool/VT2007017FinalReportv04.pdf>
11. <http://europa.eu/rapid/pressReleasesAction.do?reference=IP/07/1610&format=HTML&aged=0&language=EN&guiLanguage=en>



«ETTORE MAJORANA» FOUNDATION AND CENTRE FOR SCIENTIFIC CULTURE  
TO PAY A PERMANENT TRIBUTE TO GALILEO GALILEI, FOUNDER OF MODERN SCIENCE  
AND TO ENRICO FERMI, THE "ITALIAN NAVIGATOR", FATHER OF THE WEAK FORCES



# INTERNATIONAL SCHOOL OF RADIATION DAMAGE AND PROTECTION

## *11th Course: OPERATIONAL RADIATION PROTECTION FOR ACCELERATORS IN RESEARCH AND MEDICINE*

**ERICE-SICILY: 13 – 21 MAY 2009**

Sponsored by the: • Italian Ministry of Education, University and Scientific Research • Sicilian Regional Government

### PROGRAMME AND LECTURERS

#### *From Low Dose Research to Operational Radiation Protection*

• H.G. MENZEL, CERN, Geneva, CH

#### *Operational Radiation Protection in High Energy Physics Accelerators Implementation of ALARA in Design and Operation of Accelerators*

• S.H. ROKNI, SLAC, Menlo Park, CA, US

#### *Operational Radiation Protection in Synchrotron Light and Free Electron Laser Facilities*

• J. LIU, SLAC, Menlo Park, CA, US

#### *Operational Radiation Protection Issues Specific for High Intensity Beams*

• H. NAKASHIMA, JAEA, Tokai, JP

#### *Practical Implementation of Optimization in Radiation Protection*

• J. LOCHARD, CEPN, Fontenay-aux-Roses, FR

#### *Safety Systems*

• V. VYLET, JLAB, Newport News, VA, US

#### *Medical and Biological Aspects for the Use of High Energy Accelerators in Radiation Therapy*

• H. TSUJII, NIRS, Chiba, JP

#### *Medical Physics Aspects of Particle Therapy*

• O. JAKEL, DKFZ, Heidelberg, DE

#### *Individual Dosimetry*

• C. WERNLI, PSI, Villigen, CH

#### *Environmental Management*

*Programs for the Evaluation of the Environmental Impact*

• P. VOJTYLA, CERN, Geneva, CH

#### *High Level Dosimetry*

• H. SCHÖNBACHER, CERN, Geneva, CH

#### *Simulation Calculations*

• A. FASSO, SLAC, Menlo Park, CA, US

#### *Radioactive Waste Management and Decommissioning*

• L. ULRICI, CERN, Geneva, CH

#### *Radiation Protection Training*

• P. WRIGHT, RAL, Didcot, UK

#### *Instrument Response in Complex Radiation Fields*

*Radiation Protection Constraints for Use of Accelerators in Medicine*

• S. AGOSTEO, Politecnico of Milan, IT

#### *Special lecture*

*Understanding and Characterisation of the Risks to Human Health from  
Exposures to low Level of Radiation*

• D. GOODHEAD, Medical Research Council, Harwell, UK

### PURPOSE OF THE COURSE

The use of accelerators in medicine research and industry continues to grow. Thus there is continuous need to update the knowledge of both professionals and newcomers. The course is focused on operational radiation protection, including environmental aspects, safety systems, training and radioactive waste management. Particular aspects of operational radiation protection at high-energy accelerators and hadron therapy facilities include the potential of exposing relatively large number of people to ionizing radiation, the size of the facilities and the vast energy range and complexity of the radiation fields. Emphasis is given to all aspects of practical implementation of the principles of operational radiation protection at such facilities. The Course will provide a series of presentations given by acknowledged experts with practical experience in the field. There will be ample opportunity for in-depth discussions on current problems.

### APPLICATIONS

Interested participants should send a letter to one of the Directors of the Course:

Dr Luisa ULRICI  
CERN, Mail Box E06900  
CH-1211 GENEVA 23, CH  
e-mail: [luisa.ulrici@cern.ch](mailto:luisa.ulrici@cern.ch)

or

Dr Sayed H. ROKNI  
Stanford Linear Accelerator Center  
Mail Stop 48, 2725 Sand Hill Road – MENLO PARK, CA 94025, US  
e-mail: [rokni@slac.stanford.edu](mailto:rokni@slac.stanford.edu)

They should specify:

- i) date and place of birth together with present nationality;
- ii) degree and other academic qualifications;
- iii) present position and place of work;
- iv) postal and e-mail address.

**Closing date for application: 28 February 2009**

#### • PLEASE NOTE

Participants must arrive in Erice on May 13, 2009, not later than 7 pm.

### POETIC TOUCH

According to legend, Erice, son of Venus and Neptune, founded a small town on top of a mountain (750 metres above sea level) more than three thousand years ago. The founder of modern history — i.e. the recording of events in a methodic and chronological sequence as they really happened without reference to mythical causes — the great Thucydides (~500 B.C.), writing about events connected with the conquest of Troy (1183 B.C.) said: «After the fall of Troy some Trojans on their escape from the Achaei arrived in Sicily by boat and as they settled near the border with the Sicilians all together they were named Elymi: their towns were Segesta and Erice.» This inspired Virgil to describe the arrival of the Trojan royal family in Erice and the burial of Anchise, by his son Enea, on the coast below Erice. Homer (~1000 B.C.), Theocritus (~300 B.C.), Polybius (~200 B.C.), Virgil (~50 B.C.), Horace (~20 B.C.), and others have celebrated this magnificent spot in Sicily in their poems. During seven centuries (XIII-XIX) the town of Erice was under the leadership of a local oligarchy, whose wisdom assured a long period of cultural development and economic prosperity which in turn gave rise to the many churches, monasteries and private palaces which you see today.

In Erice you can admire the Castle of Venus, the Cyclopean Walls (~800 B.C.) and the Gothic Cathedral (~1300 A.D.). Erice is at present a mixture of ancient and medieval architecture. Other masterpieces of ancient civilization are to be found in the neighbourhood: at Motya (Phoenician), Segesta (Elymian), and Selinunte (Greek). On the Aegadian Islands — theatre of the decisive naval battle of the first Punic War (264-241 B.C.) — suggestive neolithic and paleolithic vestiges are still visible: the grottoes of Favignana, the carvings and murals of Levanzo.

Splendid beaches are to be found at San Vito Lo Capo, Scopello, and Cornino, and a wild and rocky coast around Monte Cofano: all at less than one hour's drive from Erice.

**More information about the «Ettore Majorana» Foundation and Centre  
for Scientific Culture can be found on the WWW at the following address:  
<http://www.cesem.infn.it>**

**More information about the Course and the Registration Form  
can be found on the WWW at the following address:  
<http://www.cern.ch/radschool>**

L. ULRICI – S.H. ROKNI  
DIRECTORS OF THE COURSE

H.G. MENZEL – H. SCHÖNBACHER – V. VYLET  
DIRECTORS OF THE SCHOOL

A. ZICHICHI  
EMFCS PRESIDENT AND DIRECTOR OF THE CENTRE

## Riassunto Tesi di Specializzazione Università degli Studi di Milano Anno Accademico 2006-2007

### VALUTAZIONE DEGLI ASPETTI DOSIMETRICI E RADIOBIOLOGICI DELLA TERAPIA MEDICO-NUCLEARE

FRANCESCA BOTTA

**Relatore:** Prof. Marie Clair CANTONE

**Correlatori:** Prof. Leopoldo CONTE  
Dott. Guido PEDROLI

#### Introduzione

La dosimetria al tumore e agli organi sani durante i diversi trattamenti di terapia medico nucleare è un argomento di notevole attualità ed interesse. L'approccio standard prevede il calcolo della dose media agli organi con distribuzione uniforme di attività nell'organo sorgente. Per uno studio più accurato è stata introdotta la dosimetria a voxel, che partendo dalla distribuzione di attività calcola la distribuzione di dose con una risoluzione che può andare da alcuni centimetri alle centinaia di micrometri. La dosimetria a voxel si può basare su calcoli analitici, sull'applicazione del formalismo MIRD a livello dei voxel, oppure su simulazioni Monte Carlo direttamente applicate a geometrie e distribuzioni di attività paziente-specifiche.

Inserendosi in tale contesto, questo lavoro di tesi ha riguardato lo studio delle potenzialità del codice Monte Carlo PENELOPE (PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons, versione 2003) per il calcolo della distribuzione di dose associata ad una distribuzione nota di attività. Un ulteriore approfondimento ha riguardato il calcolo del LET medio pesato sulla dose, in qualità di parametro fisico correlato all'efficacia biologica della radiazione.

#### Metodi e Risultati

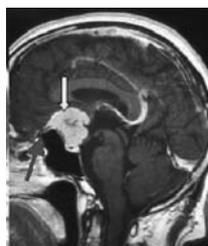
La **prima parte** di questo lavoro ha riguardato lo studio del codice PENELOPE, con uno studio della sua stabilità al variare dei parametri che determinano, in modo opposto, l'accuratezza e la velocità della simulazione. I risultati hanno confermato un buon grado di stabilità nelle geometrie e alle ener-

gie studiate, come indicato dagli autori, a giustificazione della scelta di parametri di simulazione meno stringenti per ottenere risultati sufficientemente accurati in tempi ragionevoli.

Nella **seconda parte** di questo lavoro ci si è occupati del calcolo della distribuzione di dose associata a distribuzioni di attività "standard", che pur non essendo paziente-specifiche possono ben rappresentare la geometria di irraggiamento in alcuni casi di terapia medico nucleare. Il pacchetto di PENELOPE (pendoses) utilizzato a questo scopo permette di creare geometrie complesse, (corpi ottenuti dall'intersezione di superfici quadriche), ma prevede solo l'impiego di una sorgente puntiforme in posizione fissa e fornisce unicamente la dose media all'interno di ciascun corpo. Opportune modifiche sono state pertanto introdotte nel codice (file sorgente in linguaggio Fortran) per poter distribuire la sorgente all'interno di corpi estesi e per permettere la mappatura 3D della dose in voxel cubici di dimensioni impostabili dall'utente. Le prime simulazioni in tale senso sono state realizzate in mezzo omogeneo (acqua, tessuto) per sfere di diverse dimensioni ( $R(\text{cm})=0.6, 0.78, 1.5, 2.1, 3.6$ ) riempite uniformemente di sorgenti isotrope di elettroni (spettro energetico di  $^{90}\text{Y}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{177}\text{Lu}$ ). Una simile geometria, per quanto modellizzata, può essere rappresentativa di alcuni casi di terapie sistemiche (captazione uniforme di lesioni sferiche) o loco-regionali (iniezione di volumi noti di attività in cavità chirurgiche, tessuti molli, organi cavi). Per ciascuna sfera e per ciascun radioisotopo è stato prodotto il profilo di dose radiale entro e fuori la sfera; in particolare, si è quantificato lo scostamento della dose massima al centro della sfera dalla dose media ( $D_{\text{max}}/D_{\text{media}}$ ), unica informazione fornita dai comuni software di calcolo. La dose minima, sul bordo della sfera, è sempre pari a circa il 50% del massimo. Per quantificare la copertura entro e fuori la sfera sono stati valutati i rapporti  $R_{90}/R$  e  $R_{20}/R$ , dove  $R_{90}$  e  $R_{20}$  sono i raggi a cui corrispondono il 90% e il 20% della dose massima,

rispettivamente (Fig.1).

Con  $^{131}\text{I}$  e  $^{177}\text{Lu}$  la copertura delle sfere è pressoché uniforme, con buona parte del volume che riceve una dose pari alla dose media, praticamente coincidente con la dose massima; l'irraggiamento si estende molto poco all'esterno della sfera ( $R_{20}/R < 1.05$ ). Con  $^{90}\text{Y}$ , viceversa, si verifica una maggiore disomogeneità all'interno della sfera, specie con sfere di dimensioni più piccole ( $D_{\text{max}}/D_{\text{media}}=1.4$ ,  $R_{90}/R=0.5$ ), mentre la maggiore energia dei beta emessi garantisce una maggiore copertura all'esterno della sfera ( $R_{20}/R$  fino a 1.13). Queste informazioni, una volta noti i dati circa la geometria di irraggiamento (volume lesione, posizione reciproca lesione-organo sano, volume iniettato nei trattamenti loco-regionali, grado di diffusione della molecola) e sulla cinetica, possono essere utili in fase di pianificazione di trattamento per identificare l'isotopo più adatto alla terapia e per quantificare l'attività necessaria a somministrare la dose prescritta alla lesione e agli organi sani, se presenti. A titolo di esempio, in Fig.2 si riportano le valutazioni effettuate per una lesione cerebrale sferica (meningioma) a contatto col chiasma ottico (Fig.2a); la lesione è stata simulata da una sfera di raggio 2.1cm ed è stato calcolato il profilo di dose radiale entro e fuori la sfera a seguito della somministrazione per via sistemica di 100 mCi di  $^{90}\text{Y}$ -DOTATATE o  $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE (Fig.2b). Il risultato della simulazione mostra una notevole differenza fra i due isotopi sia in termini di dose impartita alla lesione, a parità di attività iniettata, sia in termini di irraggiamento dell'organo a rischio.



a

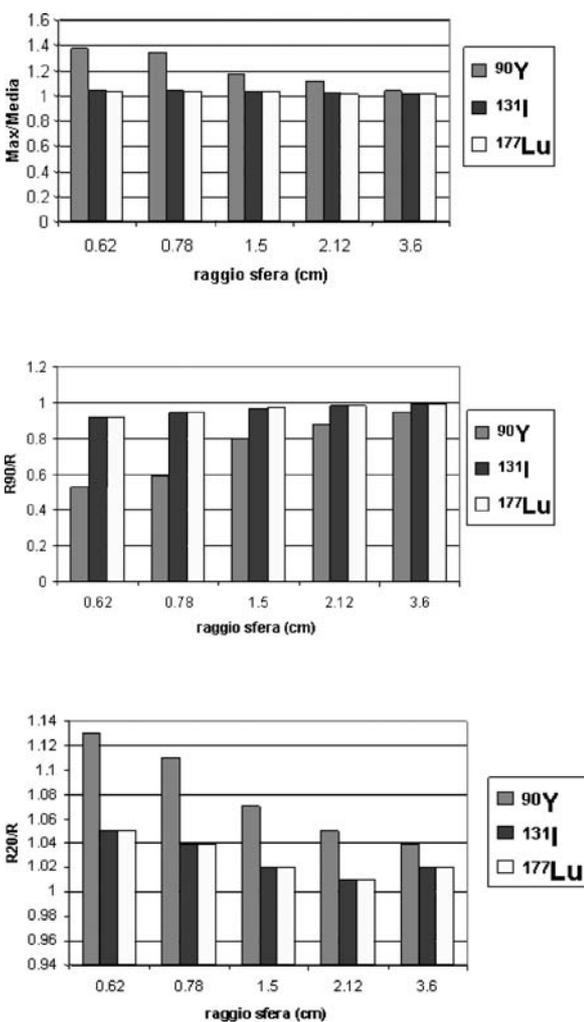
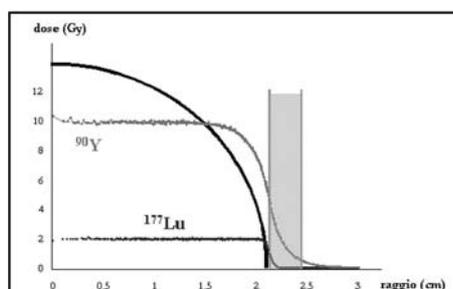


Fig. 1 – Rapporto  $D_{\text{max}}/D_{\text{media}}$  (1a),  $R_{90}/R$  (1b) e  $R_{20}/R$  (1c) per sfere di diverse dimensioni uniformemente riempite di  $^{90}\text{Y}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{177}\text{Lu}$



b

Fig. 2 – Rappresentazione di una lesione cerebrale (meningioma, freccia gialla) posta a contatto del chiasma ottico, freccia blu (Fig.2a) e risultato della relativa simulazione (Fig.2b) con profilo di dose radiale entro e fuori la sfera (simulante la lesione) a seguito della somministrazione per via sistemica di 100mCi di  $^{90}\text{Y}$ -DOTATATE e  $^{177}\text{Lu}$ -DOTATATE

Nella **terza parte** di questo lavoro si è introdotta un'ulteriore modifica nel codice PENELOPE per effettuare considerazioni di carattere radiobiologico. A partire dal modello lineare-quadratico, due diverse formulazioni dell'effetto prodotto da un irraggiamento con rateo di dose del tipo  $R(t)=R_0 \exp(-\lambda t)$  mettono in relazione il parametro Efficacia Biologica Relativa (RBE) con grandezze fisiche quali il LET medio pesato sulla dose,  $\overline{L}_D$ , e la dimensione del sito sensibile,  $ds$  (1).

$$\varepsilon = D \left( \alpha_L \cdot RBE + \frac{\lambda \beta_L}{\mu + \lambda} D \right) = D \left( 22.95 \cdot \frac{\overline{L}_D}{ds^2} \cdot k + \frac{\lambda \beta_L}{\mu + \lambda} D \right) \quad (1)$$

La modifica introdotta è volta a calcolare il LET medio pesato sulla dose all'interno di volumi di interesse, rappresentati dai corpi che definiscono la geometria oppure dai singoli voxel cubici impiegati per la mappatura di dose. Lo scopo è quello di affiancare alla distribuzione di dose una distribuzione di LET, che completi l'informazione fisica dell'energia depositata con quella radiobiologica riguardante la sua efficacia.

I risultati ottenuti in tale senso sono preliminari e necessitano di ulteriori approfondimenti. La prima simulazione è stata realizzata per una sfera uniformemente riempita di  $^{131}\text{I}$ ; il valore di LET medio ottenuto al suo interno (2.27E7 eV/cm) è in buon accordo con il valore ottenuto da calcoli analitici (2.3E7 eV/cm). L'andamento del LET medio in funzione del raggio conferma quello atteso: si mantiene pressoché costante all'interno della sfera per poi aumentare nella regione esterna, là dove la deposizione di energia è dovuta solo ad elettroni di più bassa energia, e dunque LET più elevato. Questo porta ad affermare che alla dose, per quanto bassa, depositata nella regione di coda all'esterno della sfera, si deve attribuire una maggiore efficacia biologica per via della maggiore densità spaziale di deposizione di energia.

### Conclusioni

Il codice PENELOPE si è mostrato uno strumento adeguato a valutazioni dosimetri-

che nell'ambito della terapia medico-nucleare; la sua versatilità permette di realizzare studi di distribuzione di dose in diverse geometrie di irraggiamento, che – pur non essendo paziente-specifiche – possono ben rappresentare alcuni trattamenti sistemici o loco-regionali. Interessante è poi la possibilità di sfruttare il codice per il calcolo della distribuzione del LET medio pesato sulla dose, parametro fisico direttamente correlato all'efficacia biologica della radiazione.

### Bibliografia

- Salvat F., Fernández-Varea J. and Sempau J., "PENELOPE, an algorithm and computer code for Monte Carlo simulation of electron-photon showers", Barcelona: Informes Técnicos Ciemat, 1996.
- Salvat F., Fernández-Varea J. and Sempau J., "PENELOPE, an Algorithm and computer code for Monte Carlo simulation of electron-photon showers - Version 2003", NEA 2003, France, 2003.
- Block et al., "MIRD Pamphlet No. 17: the dosimetry of non uniform activity distributions – Radionuclide S values at the voxel level", J Nucl Med 1999; 40:11S-36S
- International Commission of Radiation Units and Measurements, "Linear Energy Transfer – ICRU Report 16", 1970
- Ferrari M. et al., "Dosimetric model for locoregional treatments of brain tumours with  $^{90}\text{Y}$ -conjugates: clinical applications with  $^{90}\text{Y}$ -DOTATOC", J Nucl Med 2006; 47: 105-112
- Dale et al., "The assessment of RBE effects using the concept of Biologically Effective Dose", Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 1999; 43(3): 639-645
- Pedrolì G., "Studio della distribuzione spaziale e temporale della dose nella irradiazione della tiroide", Tesi di Perfezionamento in Fisica Sanitaria e Ospedaliera, AA. 1979-80
- Wilkens J.J., Oelfke U., "Three-dimensional LET calculations for treatment planning of proton therapy", Z. Med. Phys. 2004; 14: 41-46

## RADIOTHERAPY RADIATION BEAMS: PHYSICAL AND RADIOBIOLOGICAL CHARACTERISATION

### *Caratterizzazioni fisiche e radio- biologiche di fasci usati in terapia*

MADDALENA CATALANO

**Relatore:** Prof. Marie Clair CANTONE

**Correlatori:** Prof. Daniela BETTEGA  
Prof. Renato MARCHESINI  
Prof. Emanuele PIGNOLI

#### Introduzione

Una delle tecniche più evolute in radioterapia oggi disponibile, denominata IMRT (intensity modulated radiation therapy) (1, 2), utilizza un numero più elevato di Unità di Monitor (MU) e un numero maggiore di campi rispetto alla radioterapia convenzionale (3D-CRT) determinando rispettivamente una radiazione di leakage e diffusa maggiore, e una esposizione a basse dosi di un volume maggiore di tessuti sani (3).

Fotoni ad alta energia sopra i 10 MV, usati normalmente per il trattamento di alcune patologie tumorali, possono generare neutroni interagendo con i costituenti dell'acceleratore e della stanza di trattamento. IMRT, quando utilizza fasci di fotoni a energia >10MV, impiegando circa 4 volte le MU dei trattamenti convenzionali, determina anche un aumento della dose neutronica al paziente.

Duesberg et al (4, 5) hanno suggerito che il fenomeno dell'aneuploidia delle cellule può rappresentare il punto di partenza della cancerogenesi; questa ipotesi permette di spiegare molti aspetti dei tumori, tra cui anche il fatto che un tumore si sviluppi anche molti anni dopo l'esposizione a cancerogeni. Il cytokinetinosis-block micronucleus (CBMN) assay è un mezzo per misurare l'instabilità a livello cromosomico e quindi anche l'aneuploidia, ed è in grado di fornire una misura per le rotture, i riaggiustamenti e le perdite cromosomiche (6). Recentemente sono stati pubblicati i dati di uno studio epidemiologico (7) svolto nell'ambito di un importante progetto europeo che ha dimostrato che individui sani con un elevato livello MN nei linfociti hanno un maggiore rischio di sviluppare tumori. Pertanto i MN sono un *biomarker* per il rischio di induzione di tumori.

Questo lavoro di tesi è parte di uno studio

per la caratterizzazione radiobiologica di fasci di fotoni usati in radioterapia utilizzando cellule coltivate in vitro. In particolare si è valutata l'influenza dell'energia del fascio confrontando gli effetti a 6 e 15 MeV

#### Materiali e metodi:

*linee cellulari: CGL1 e V79*

Sono state utilizzate due linee cellulari, la CGL1 che è una linea cellulare umana (cellule ibride Hela x fibroblasti della pelle) che ha la caratteristica di poter essere usata anche per lo studio quantitativo della trasformazione neoplastica, e la linea V79 (fibroblasti di criceto cinese) che è diffusamente impiegata per inter-comparazioni di fasci per studi radiobiologici.

#### *Effetti biologici:*

Gli effetti biologici studiati in questo lavoro sono la sopravvivenza cellulare e l'induzione di micronuclei. La sopravvivenza cellulare intesa come inattivazione della capacità proliferativa è un effetto a breve a termine rappresentativo del controllo locale del tumore.

Mentre l'induzione di micronuclei è un effetto ritenuto *marker* di effetti stocastici tardivi quali la cancerogenesi.

Sono stati condotti esperimenti sull'asse del fascio: è stata determinata la sopravvivenza cellulare per la linea V79, ed è stata determinata l'efficacia biologica per l'induzione di micronuclei per entrambe le linee cellulari. È stato condotto un esperimento fuori asse del fascio con un campo chiuso per valutare l'efficacia biologica per l'induzione di micronuclei dell'eventuale radiazione fotoneutroni del fascio a 15 MV.

#### *Set-up sperimentale*

Gli irraggiamenti sono stati eseguiti presso la fondazione "IRCCS Istituto Nazionale dei Tumori" con l'acceleratore Varian CLINAC DHX. È stato progettato un fantoccio d'acqua costituito da un contenitore di dimensioni 30 x 20 x 115 cm<sup>3</sup> di plexiglass; i contenitori delle cellule (flask) vengono fissati su vassoi di plexiglass, in una guida e una vite di plexiglass. I vassoi vengono immersi in acqua ad una profondità tale che il piano su cui si trovano le cellule e il volume sensibile della camera a ionizzazione si trovino a 5 cm di profondità; le misure dosimetriche sono state effettuate con una camera Pin Point PTW posizionata all'interno di una

flask. Sono presenti due vassoi: sul primo viene posizionata solo una flask che viene posta sotto il fascio; il secondo vassoio contiene 7 flask i cui centri sono distanziati di 10 cm l'uno dall'altro, e le posizioni sono riportate in figura 1 a sinistra; questo vassoio viene

posizionato in modo che la posizione 2 si trovi al bordo del fascio. L'assetto sperimentale è riportato in figura 1 a destra, e il fantoccio viene posizionato perpendicolarmente all'asse longitudinale del paziente sul lettino di trattamento.

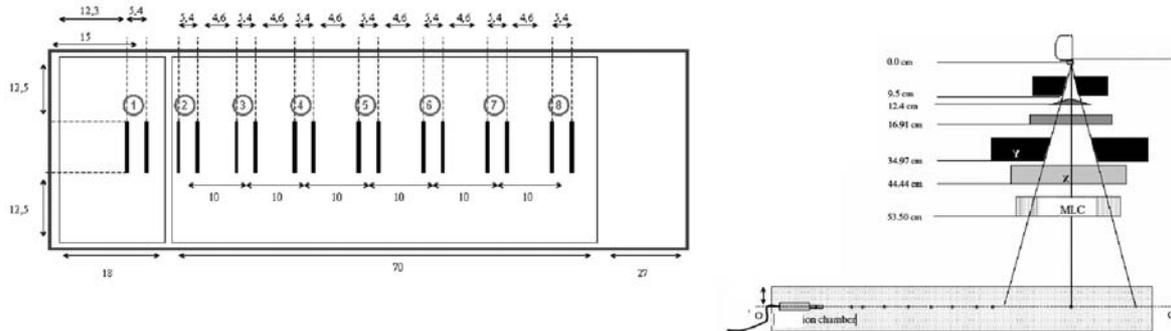


Figura 1 A sinistra è riportata la vista dall'alto del fantoccio: sono indicati i due vassoi su cui vengono posizionate le flask, le barre nere indicano la guida tra cui viene fissata la flask con una vite di plex. Sulla slide a sinistra viene posizionata solo una flask (posizione 1); sul secondo vassoio a destra vengono posizionate 7 flask (posizioni da 2-8); i centri della flask sono distanziati di 10 cm. Il fantoccio è posizionato perpendicolarmente alla direzione gantry-target.

## Risultati.

### Curva di sopravvivenza delle cellule V79.

In figura 2 è riportata la sopravvivenza delle cellule V79 al variare della dose somministrata per le due energie di fotoni (6 e 15 MV).

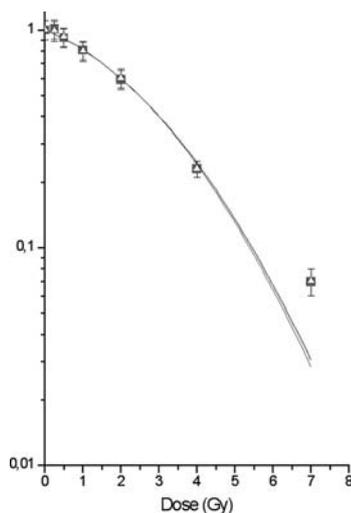


Figura 2 curva di sopravvivenza in funzione della dose per le cellule V79 irraggiate con fasci di fotoni da 6 (triangolo blu) e 15 MV (quadrato rosso), a una profondità di 5 cm, con un campo 20x20 cm<sup>2</sup>.  $\alpha=0,16\pm0,03$  Gy<sup>-1</sup> e  $\beta=0,05\pm0,01$  Gy<sup>-2</sup> per il fascio a 6MV;  $\alpha=0,16\pm0,03$  Gy<sup>-1</sup> e  $\beta=0,01\pm0,01$  Gy<sup>-2</sup> per il fascio a 15 MV

Fotoni alle due energie hanno la stessa efficacia per quanto riguarda l'inattivazione della capacità proliferativa delle cellule e quindi presumibilmente anche per il controllo locale del tumore.

### Induzione di micronuclei

È presentata la frequenza dei MN delle cellule CGL1 (figura 3a) e V79 (figura 3b) in funzione della dose alle due energie di fotoni. La frequenza per entrambe le linee cellulari ad entrambe le energie cresce in modo lineare con la dose. A differenza di quanto visto per le curve di sopravvivenza (figura 1) i fotoni a due energie diverse hanno una diversa efficacia per l'induzione di MN: i fotoni di 15 MeV sono più efficaci per l'induzione di micronuclei di quelli a 6 MeV. Possiamo valutare l'efficacia dei fotoni a 15 MeV relativa ai fotoni a 6 MeV come rapporto delle pendenze e si ottiene un valore di  $1,21\pm0,05$  per le CGL1 e un valore di  $1,41\pm0,05$  per le V79. Questa differenza tra le due energie potrebbe essere dovuta alla radiazione foto-neutronica presente per il fascio a 15 MV.

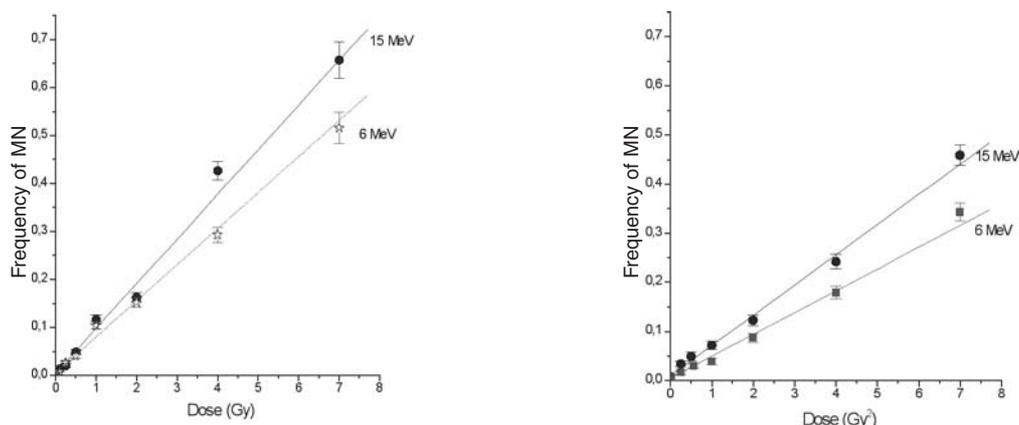


Figura 3 Frequenza di MN in funzione della dose per cellule CGL1 (a) e V79 (b) irradiate con fasci da 6 e 15 MV, con un campo 20x20 cm<sup>2</sup>, e poste all'isocentro a 5 cm di profondità. Le linee rappresentano i fit lineari, le barre rappresentano gli errori standard. Coefficienti angolari sono 0,075±0,002 Gy<sup>-1</sup> per il fascio a 6 MV, e 0,093±0,003 Gy<sup>-1</sup> per il fascio a 15 MV per la linea CGL1 (a); Coefficienti angolari sono 0,044±0,002 Gy<sup>-1</sup> per il fascio a 6 MV e 0,062±0,002 Gy<sup>-1</sup> per il fascio a 15 MV per la linea V79 (b).

Per determinare l'efficacia biologica dei fotoneutroni fuori asse, è stato condotto un esperimento in cui le cellule sono state poste fuori asse del fascio e l'irraggiamento è stato eseguito con un campo chiuso con i collimatori e erogando un numero di MU pari a 50 Gy all'isocentro per un campo 20x20 cm<sup>2</sup> e alla profondità di 5 cm. È riportata la frequenza di MN in funzione della posizione fuori asse che è espressa come distanza in cm dall'asse del fascio. La dose periferica misurata con la camera Pin Point non è distinguibile dalla sensibilità dello strumento quindi <1mGy.

Pertanto l'effetto osservato per il fascio a 15 MV è dovuto a radiazione diversa da quella fotonica, presumibilmente dovuta a quella neutronica. Si osserva infatti che la frequenza di MN per il fascio a 15 MV è, in ogni posizione, più elevata di quella per il fascio a 6 MV che risulta non differire dal controllo.

### Discussione

In questo lavoro non è stata eseguita la misura della dose neutronica, che verrà condotta in

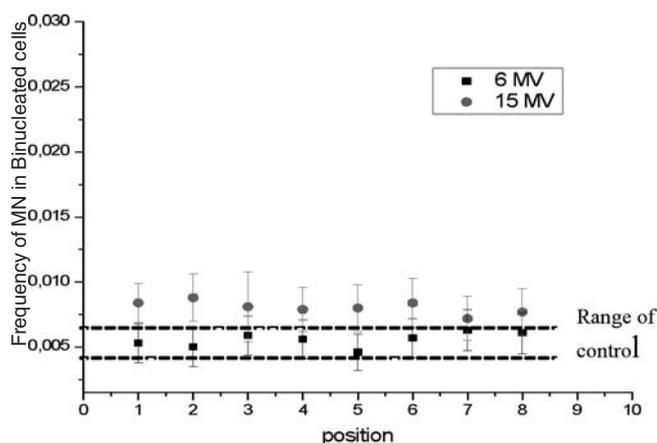


Figura 4 frequenza di micronuclei in funzione della posizione fuori dall'asse del fascio a una profondità di 5 cm. Il campo è completamente chiuso e le MU corrispondono a quelle somministrate con una dose di 50Gy all'isocentro con un campo 20x20 cm<sup>2</sup>.

futuro, ma è stata fatta una stima di tale dose sulla base dei dati presenti in letteratura (8, 9) per poter stimare l'efficacia biologica dei neutroni rispetto ai fotoni di 6 MeV. È stata stimata una dose neutronica a 5 cm di profondità sull'asse del fascio di 600 Gy/Gy; sapendo la differenza tra i coefficienti angolari delle curve dose-effetto a 6 e 15 MV per le cellule CGL1 e nell'ipotesi che essa sia dovuta totalmente ai neutroni è stato stimato l'efficacia biologica dei neutroni rispetto ai fotoni di 6 MeV di circa 400. Quindi le dosi dei neutroni che non hanno effetto sulla sopravvivenza ce l'hanno per l'induzione dei MN che è un marker per la cancerogenesi, per-

tanto i fotoneutroni potrebbero essere importanti per l'induzione di tumori secondari.

In questo lavoro sono stati confrontati gli effetti biologici dei fasci di fotoni a due energie, a 6 e 15 MeV. L'efficacia biologica per la sopravvivenza cellulare delle V79 è risultata essere uguale per entrambe le energie, suggerendo pertanto controllo locale del tumore non dovrebbe risentire della radiazione fotoneutronica presente a 15 MV.

L'efficacia biologica per l'induzione di MN è maggiore per il fascio a 15 che a 6 MeV. Sugerendo pertanto un maggiore potenziale oncogeno della radiazione alla più alta energia

Lo studio continuerà con la misura della dose neutronica sull'asse del fascio e fuori asse; con la misura della trasformazione neoplastica per i due fasci utilizzando la linea cellulare CGL1 con un confronto degli stessi effetti per un trattamento di radioterapia 3D-

CRT o IMRT, in varie posizioni esterne al campo, in un adeguato fantoccio.

### Bibliografia

1. Sternick ES, ed. The theory and practice of intensity modulated radiation therapy. Madison, WI: Advanced Medical Publishing; 1997.
2. Webb S. Intensity-modulated radiation therapy. Bristol: Institute of Physics Publishing; 2000.
3. J. Van Dyke, Ret al. (1993) *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* **26**, 261-273
4. Li, R.H. et al. (2000) *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* **97**, 3236-3241
5. Duesberg, P. et al. (2000). *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* **97**, 14295-14300
6. S.B. Carter, (1967) *Nature* **213** 261-264.
7. Bonassi et al. (2007). *Carcinogenesis* **28**, 625
8. Lin JP et al., (2007), *Applied radiation and isotopes* **65**, 599-604
9. Kry et al. (2005) *Int J. radiation oncology biol. Phys* **62**, 1204-16

## VALUTAZIONI DOSIMETRICHE PER TRATTAMENTI STEREOTASSICI CON ACCELERATORE LINEARE DOTATO DI COLLIMATORE MICROMULTILAMELLARE

VITTORIA COLLI

**Relatore:** Prof. Marie Clair CANTONE

**Correlatori:** Prof. Leopoldo CONTE  
Dott. Carla BIANCHI

### Introduzione

Per la terapia di svariate patologie, sia benigne che maligne e localizzate in diverse regioni del corpo, ci si può avvalere di tecniche di radiochirurgia e radioterapia stereotassica. Trattamenti stereotassici conformazionali sono effettuati con acceleratore lineare dotato di collimatore micromultilamellare ( $\mu$ MLC), avvalendosi di dispositivi per l'immobilizzazione e il posizionamento del paziente e per la localizzazione della regione da trattare. Il principale vantaggio nell'uso di  $\mu$ MLC è la possibilità di rilasciare dosi elevate a volumi ridotti, facendo in modo che la distribuzione di dose nel volume da trattare sia il più possibile omogenea e che il gradiente di dose ai bordi sia il più possibile ele-

vato, in modo da risparmiare il tessuto sano ed eventuali organi a rischio circostanti. Questo lavoro ha riguardato trattamenti endocranici con archi statici, effettuati con acceleratore Varian CLINAC DBX (Varian Medical Systems, Inc.) dotato di  $\mu$ MLC modello  $m_3$  di BrainLAB (BrainLAB, GmbH). I piani di trattamento sono stati elaborati utilizzando l'algoritmo di dose Pencil Beam di BrainSCAN (v 5.31). Il sistema di localizzazione utilizzato è una *box* contenente dei reperi radioopachi che il sistema per la pianificazione del trattamento è in grado di identificare automaticamente per la definizione del sistema delle coordinate stereotassiche. Per l'immobilizzazione del paziente si è fatto uso di una maschera termoconformabile Head & Neck a triplo strato (BrainLAB, GmbH), non invasiva e riposizionabile, che consente di effettuare trattamenti frazionati più vantaggiosi in termini radiobiologici poiché permettono un maggior recupero del danno da parte del tessuto sano rispetto al tessuto tumorale. D'altro canto, la caratteristica fondamentale dei trattamenti stereotassici è la loro accuratezza balistica: è quindi fondamentale garantire e verificare il corretto riposizionamento del paziente durante le diverse sedute di un trat-

tamento frazionato. Testo fondamentale cui fare riferimento è il Report No 54 dell'AAPM-TG 42<sup>1</sup>.

Le problematiche dosimetriche emergono dal fatto che la dosimetria di base è stata sviluppata in condizioni di riferimento solitamente molto differenti da quelle tipiche della stereotassia (campi piccoli, elevato gradiente di dose, mancanza di equilibrio elettronico laterale). È quindi stato valutato l'uso e sono poi state utilizzate pellicole radiocromiche GafChromic EBT (Advanced Materials, International Specialty Products), che possiedono molte delle caratteristiche necessarie per misure di dose in condizioni critiche: elevata risoluzione spaziale, elevata sensibilità nel range 0-8 Gy, risposta indipendente dall'energia e dal rateo di dose, tessuto-equivalenza, praticità d'impiego.

### Materiali e Metodi

La prima parte del lavoro è stata dedicata allo studio di alcune caratteristiche delle pellicole e allo sviluppo della procedura da seguire per un loro corretto impiego, intrinsecamente legata alla risposta del microdensitometro dedicato (CCD Microdensitometer for Radiochromic Film, *PeC*) utilizzato per la lettura mediante misure in trasmittanza della densità ottica (DO). Lo strumento è costituito da un illuminatore (matrice di LED che emettono luce di lunghezza d'onda pari a 665 nm) e da una telecamera a CCD. Vengono acquisite immagini a 16 bit (dimensione del pixel =  $272 \times 232 \mu\text{m}^2$ ) che sono state esportate ed elaborate con *software* di tipo commerciale (*plug-in* di ImageJ). La calibrazione in dose delle pellicole è stata eseguita irraggiandole in fantoccio di polistirene a strati a dosi comprese fra 0 (velo) e 8 Gy con fotoni da 6 MV; la curva di calibrazione è stata ricavata interpolando con una polinomiale di grado III le DO corrispondenti a dosi note.

In primo luogo è stata studiata la curva di crescita della DO nel tempo dopo l'irraggiamento per valutare l'intervallo di tempo che occorre far trascorrere fra irraggiamento e lettura<sup>2</sup>. In secondo luogo, è stato studiato l'effetto del frazionamento della dose. Infatti, durante i trattamenti stereotassici la dose viene somministrata mediante archi multipli in successione: la dose di ogni singola frazione è quindi erogata in momenti successivi e di conseguenza anche il processo di polimerizzazione avviene in modo discontinuo, con

possibili effetti sulla DO finale<sup>3</sup>. La dipendenza dal frazionamento della dose è stata studiata irraggiando 2 gruppi di pellicole con la stessa dose: il primo gruppo è stato irraggiato senza interruzione, il secondo gruppo è stato irraggiato mediante 5 irraggiamenti successivi, intervallati l'uno dall'altro. Successivamente, è stata valutata la disuniformità spaziale legata allo strumento di lettura e quella delle immagini delle pellicole di un set di calibrazione, che a sua volta è dovuta ai contributi della disuniformità spaziale del microdensitometro, della risposta delle pellicole e della disuniformità del campo di irradiazione usato per la calibrazione. Infine è stata studiata la stabilità della risposta del microdensitometro nel tempo utilizzando una scala graduata di grigi.

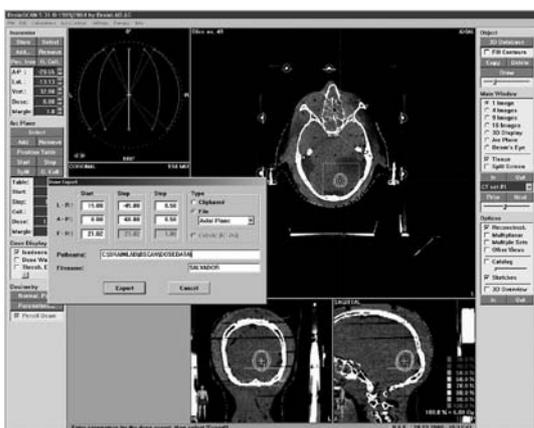
Successivamente le pellicole radiocromiche sono state utilizzate per verifiche pretrattamento, sia geometriche che dosimetriche, dei trattamenti stereotassici. Sono stati impiegati anche dosimetri a termoluminescenza (TLD LiF-100 *microcubes*,  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ , Harshaw). I TLD sono stati calibrati individualmente con fotoni da 6 MV nelle stesse condizioni delle pellicole radiocromiche e il coefficiente di calibrazione di ciascun dosimetro è stato determinato con un'incertezza inferiore al 2.5%.

Per le verifiche sono stati utilizzati due fantocchi.

Il primo è un fantoccio in plexiglas, di forma cilindrica (altezza = 205 mm, diametro = 140 mm) che simula le dimensioni di una testa umana. L'interno del fantoccio è costituito da strati paralleli di diverso spessore (3, 5, 10 e 50 mm) fra i quali possono essere inserite le pellicole; in alcuni strati sono stati praticati dei fori per l'inserimento dei TLD. Nel fantoccio è stata simulata una lesione sferica (diametro = 25 mm) posta all'isocentro; in questo punto è stata prescritta una dose pari a 5 Gy. La dose in prossimità dell'isocentro è stata misurata con i TLD. La distribuzione di dose sul piano assiale passante per l'isocentro è stata misurata con le pellicole ed è stata confrontata con la distribuzione di dose calcolata. La stessa valutazione è stata effettuata anche su piani assiali paralleli al piano passante per l'isocentro posti più cranialmente (+5 mm e +8 mm) e più caudalmente (-5 mm e -8 mm).

Il secondo è un fantoccio antropomorfo

Alderson Rando® (Alderson Research Laboratories, Inc.) di cui sono state utilizzate le sezioni dalla 1 alla 8. Nel fantoccio sono stati riprodotti e verificati per 2 volte consecutive i piani di trattamento di 8 pazienti. Per ogni singolo caso in esame, la definizione di GTV, CTV e PTV è stata discussa e decisa in stretta collaborazione fra medico radioterapista e fisico specialista. La dose di prescrizione è stabilita dal medico, solitamente riferita all'isodose dell'80%. In Figura 1 è mostrato il piano di trattamento di un paziente riprodotto sul fantoccio antropomorfo. Le pellicole sono state poste fra le sezioni del fantoccio più prossime all'isocentro. Per le verifiche in fantoccio, la dose prescritta è stata scelta per fare in modo che la dose in prossimità del punto in cui era stata posta la pellicola fosse di circa 5 Gy.



**Figura 1.** Esempio di piano di trattamento di un paziente riprodotto sul fantoccio antropomorfo.

In primo luogo (verifica geometrica) è stato valutato l'errore nel riposizionamento del fantoccio fra centratura e trattamento e tra diverse sedute in regime frazionato confrontando fra loro le immagini delle 2 verifiche effettuate e valutando la massima distanza fra le curve di isodose dell'80% della dose all'isocentro nelle direzioni antero-posteriore (AP) e latero-laterale (LL). In secondo luogo (verifica dosimetrica), per ciascun paziente la distribuzione di dose calcolata è stata confrontata con la distribuzione di dose misurata con le pellicole per entrambe le verifiche

effettuate: sono state valutate la distanza minima e massima fra le curve di isodose dell'80% e del 60% della dose all'isocentro nelle direzioni AP e LL.

### Risultati e discussione

La curva di crescita della DO mostra che il valore definitivo viene raggiunto entro 5-6 ore dopo l'irraggiamento. In via cautelativa si è comunque stabilito di leggere le pellicole solo a partire dal giorno successivo all'irraggiamento. Le misure per lo studio dell'effetto del frazionamento della dose hanno permesso di verificare la sostanziale indipendenza (incertezza inferiore all'errore di misura) della risposta delle pellicole dal frazionamento nell'erogazione della dose. La disuniformità spaziale dello strumento di lettura è risultata pari a  $1.5 \cdot 10^{-3}$  DO. La disuniformità spaziale delle immagini delle pellicole, valutata sulle pellicole di un set di calibrazione, genera un'incertezza pari all'1%. Il microdensitometro ha evidenziato variazioni trascurabili della risposta nell'ambito di una singola giornata di acquisizione, ma variazioni non trascurabili in giornate diverse, che si ripercuotono inevitabilmente sulle valutazioni dosimetriche. Tali variazioni sono assolutamente casuali e mascherano in modo totale il lento, ma graduale aumento della DO nel tempo dopo l'irraggiamento, non consentendo di tenerne conto semplicemente introducendo un fattore correttivo. Si è quindi stabilito di rileggere quotidianamente il set di calibrazione, così facendo l'incertezza dosimetrica legata alla instabilità del microdensitometro nel tempo viene contenuta entro l'1%. Sommando in quadratura anche le incertezze legate alla diversa risposta fra pellicole di uno stesso lotto (1%), all'aumento della DO nel tempo del set di calibrazione (1%) e alla variazione dell'output dell'acceleratore fra calibrazione e misure (2%), l'incertezza dosimetrica totale legata all'uso delle pellicole radiocromiche è risultata circa del 3% ed è stato ritenuta accettabile.

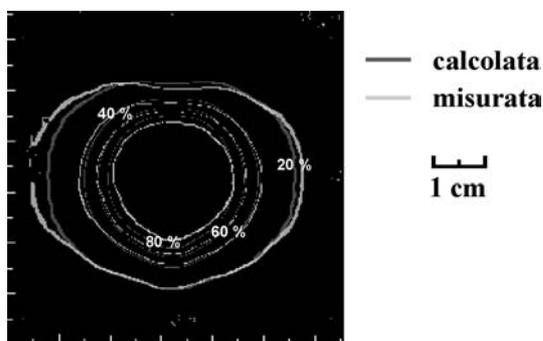
I risultati della misura della dose con i TLD nel fantoccio di plexiglas in prossimità dell'isocentro sono mostrati in Tabella I.

# TLD	distanza dall'isocentro (mm)	dose misurata (Gy)	dose calcolata (Gy)	scarto %
1	2.5	5.00 ± 0.07	4.97	0.55
2	2.5	4.92 ± 0.12	4.98	1.22
3	2.5	4.95 ± 0.13	4.99	0.85
4	2.5	4.94 ± 0.06	4.95	0.26
5	5	4.87 ± 0.09	4.90	0.70
6	5	4.79 ± 0.07	4.99	3.93
7	5	4.97 ± 0.06	4.98	0.29
8	5	4.98 ± 0.12	4.92	1.18

**Tabella I.** Valori di dose misurati con i TLD nel fantoccio di plexiglas in prossimità dell'isocentro

L'accordo fra dose calcolata e dose misurata è soddisfacente (scarti percentuali inferiori al 1.5%, ad eccezione del valore misurato con il TLD # 6).

Le distribuzioni di dose calcolata e misurata nel fantoccio di plexiglas sul piano assiale passante per l'isocentro sono mostrate in Figura 2. L'incertezza nel posizionamento delle distribuzioni di dose è dell'ordine delle dimensioni del pixel, cioè di circa 0.25 mm.



**Figura 2.** Distribuzioni di dose calcolata e misurata nel fantoccio di plexiglas sul piano assiale passante per l'isocentro

Le distanze minime e massime fra le isodosi dell'80% calcolate e misurate sono risultate pari a 0 e 1.5 mm, rispettivamente. I risultati del confronto sui piani assiali posti più cranialmente e più caudalmente sono analoghi a quelli sul piano assiale.

I risultati della verifica geometrica in fantoccio antropomorfo sono mostrati in Tabella II. I valori riportati vanno intesi con un'incertezza pari a 0.25 mm

# paziente	distanza massima (mm)	
	direzione AP	direzione LL
1	2.2	1.1
2	0.5	0.5
3	3.0	2.2
4	2.2	0.5
5	1.1	0.5
6	0.5	0.5
7	0.8	0.5
8	1.9	0.5

**Tabella II.** Verifica geometrica in fantoccio antropomorfo: distanza massima fra le curve di isodose dell'80% nelle direzioni AP e LL

Per 4 pazienti la massima distanza misurata è inferiore o confrontabile all'accuratezza (1 mm) con la quale può essere effettuato il posizionamento stesso; in 3 casi questa distanza è risultata di circa 2 mm; solo in un caso è stata di 3 mm.

Nelle Tabelle III e IV sono mostrati i risultati della verifica dosimetrica in fantoccio antropomorfo. Per entrambe le verifiche effettuate sono riportate le distanze minime e massime fra le curve di isodose dell'80% (Tabella III) e 60% (Tabella IV) fra le distribuzioni di dose calcolata e misurata nelle due direzioni AP e LL. Tutti i valori riportati vanno intesi con un'incertezza pari a 0.25 mm.

I numerosi dati riportati mostrano che le distanze minime e massime fra le curve di isodose dell'80% sono pari a 0 e 2.2 mm, rispettivamente. Lo stesso risultato è stato ottenuto per le distanze minime e massime fra le curve di isodose del 60%.

I risultati ottenuti sono confrontabili con quelli reperibili in letteratura<sup>4-8</sup>. A questo proposito occorre sottolineare che la maschera di immobilizzazione è di tipo riposizionabile e, come dichiarato dalla stessa ditta costruttrice, l'incertezza nel riposizionamento è dell'ordine di 2-3 mm. Considerata la tipologia dei pazienti (trattamento di metastasi, assenza di organi a rischio in prossimità della lesione) il vantaggio clinico derivante dalla possibilità di poter frazionare il trattamento compensa ampiamente l'incertezza dovuta al sistema di immobilizzazione. Chiaramente, per garantire la completa copertura della regione da irraggiare è necessario scegliere l'ampiezza dell'espansione e dei margini

paziente	direzione AP				direzione LL			
	distanza min (mm)		distanza max (mm)		distanza min (mm)		distanza max (mm)	
	#1	#2	#1	#2	#1	#2	#1	#2
1	0	0	2.2	2.2	0.3	1.9	0.5	1.9
2	0.5	0.5	0.5	0.5	0.3	0.3	0.5	0.5
3	0.8	0	2.2	2.2	1.1	0.3	1.1	1.4
4	0.5	0	1.6	2.2	0.5	0.5	0.5	0.5
5	1.4	1.4	1.9	1.9	0.8	1.1	0.8	1.1
6	0.5	0.5	1.1	1.1	0	0	0.3	0.3
7	0.3	0.3	0.5	0.5	0.3	0.3	0.5	0.5
8	0.5	0.5	0.5	0.5	0.8	0.5	1.6	1.9

**Tabella III.** Verifica dosimetrica in fantoccio antropomorfo: distanza minima e massima fra le curve di isodose dell'80% nelle direzioni AP e LL, verifiche #1 e #2

paziente	direzione AP				direzione LL			
	distanza min (mm)		distanza max (mm)		distanza min (mm)		distanza max (mm)	
	#1	#2	#1	#2	#1	#2	#1	#2
1	1.6	0.5	1.9	1.9	0.3	0.3	1.4	1.1
2	1.1	1.1	0.5	0.5	0	0	0.3	0.3
3	0.5	0.5	1.4	1.4	1.1	0.5	2.2	1.9
4	0.8	0.5	1.4	1.6	0	0	0.3	0.3
5	1.1	1.1	1.6	1.6	0.5	0.8	0.8	1.1
6	0.3	0.3	0.5	0.5	0.3	0.3	0.5	0.5
7	0	0	0.3	0.3	0.5	0.5	0.8	1.8
8	0.3	0.3	0.5	0.5	0.3	0.5	2.2	1.6

**Tabella IV.** Verifica dosimetrica in fantoccio antropomorfo: distanza minima e massima fra le curve di isodose del 60% nelle direzioni AP e LL, verifiche #1 e #2

della lesione in modo adeguato. Anche supponendo che il posizionamento del fantoccio antropomorfo sia più semplice del posizionamento di un paziente reale, tale scelta è sempre stata operata in modo adeguato per tutti i casi considerati.

### Conclusioni

L'incertezza dosimetrica associata alle pellicole radiocromiche si è rivelata accettabile. In particolare, in fase pre-trattamento, le pellicole si sono dimostrate adeguate per le verifiche geometriche e dosimetriche dei piani di trattamento consentendo di valutare la massima incertezza nel riposizionamento del paziente di cui tenere conto per la scelta dell'ampiezza dell'espansione e dei margini della regione da trattare.

### Bibliografia

- Schell M C, Bova F J, Larson D A, Leavitt D D, Lutz W R, Podgorsak E B, Wu A: Stereotactic radiosurgery. AAPM Report No 54 - TG 42, American Institute of Physics, New York, 1995.
- Cheung T, Butson M J, Yu P K: Post-irradiation colouration of GafChromic EBT radiochromic film. Phys Med Biol 50: N281-N285 (2005).
- Niroomand-Rad A, Blackwell C R, Coursey B M, Gall K P, Galvin J M, McLaughlin W L, Meigooni A S, Nath R, Rodgers J E, Soares C G: Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med Phys 25 (11): 2093-2115 (1998).
- Cosgrove V P, Jahn U, Pfaender M, Bauer S, Budach V, Wurm R E: Commissioning of a micro multi-leaf collimator and planning system for stereotactic radiosurgery. Radiother Oncol 50: 325-336 (1999).

5. Ee K Y, Fung K K L, Kwok C S: Application of high-resolution radiochromic film dosimetry in verifying a small-field stereotactic radiosurgery plan. *Appl Radiat Isot* 64: 934-939 (2006).
6. Ramani R, Lightstone A W, Mason D L D, O'Brien P F: The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic stereotactic radiosurgery. *Med Phys* 21 (3): 389-392 (1994).
7. Ravindran B P, Fairclough L, Jaywant S M: Phantom dosimetry for conformal stereotactic radiotherapy with a Head and Neck Localizer frame. *Phys Med Biol* 46: 1975-1984 (2001).
8. Ramaseshan R, Heydarian M: Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments. *Phys Med Biol* 48: N199-N205 (2003).

### VALUTAZIONI DELLA DOSE DOSIMETRICA NEI TRATTAMENTI DI RADIOTERAPIA STEREOTASSICA E RADIOCHIRURGICA

ERIKA DI BETTA

**Relatore:** Prof. Marie Clair CANTONE

**Correlatore:** Dott. Maria Luisa FUMAGALLI

La radioterapia stereotassica (SRT) e la radiochirurgia (SRS) sono tecniche di radioterapia impiegate nel trattamento di lesioni di piccole dimensioni, che permettono di concentrare con un'accuratezza molto elevata la dose all'interno del volume bersaglio, risparmiando i tessuti sani circostanti. In radiochirurgia la dose prescritta (in genere compresa tra 15 e 25 Gy) è rilasciata in un'unica frazione e la localizzazione accurata del bersaglio (<1 mm) è ottenuta grazie all'utilizzo di sistemi rigidi di immobilizzazione, solitamente invasivi. La radioterapia stereotassica ha modalità di esecuzione analoghe a quelle della radiochirurgia, ma ha richieste di accuratezza in genere meno stringenti (<2 mm), che permettono di fare affidamento su sistemi di immobilizzazione e localizzazione meno invasivi e facilmente riposizionabili, i quali rendono possibile un trattamento in regime frazionato (2-3 frazioni da 5-8 Gy).

Lo scopo principale di questo lavoro di tesi è misurare le dosi rilasciate a organi radiosensibili, posti al di fuori dei confini geometrici del fascio, nel trattamento di una lesione intracranica.

Sebbene la dose sia concentrata sul target, è inevitabile che parte di essa venga rilasciata anche a tessuti posti al di fuori dei confini geometrici del fascio, a causa della radiazione di fuga (*leakage radiation*) dalla testata dell'acceleratore e dei vari *scattering* che la radiazione subisce investendo la strumentazione e il corpo del paziente; nel caso in cui i fasci provengano da più direzioni, oblique e sagittali, la radiazione in entrata o in uscita

può andare a colpire organi a rischio (OAR) anche lontani dal target tumorale, contribuendo anch'essa al rilascio di dose a distanza dal campo di radiazione primario.

Inoltre, si deve tenere presente che la radioterapia stereotassica e la radiochirurgia richiedono un numero di unità monitor (U.M.), per erogare al target la dose prescritta, superiore a quella che richiederebbe un trattamento di radioterapia convenzionale, in quanto i collimatori, utilizzati per conformare il fascio, schermano una parte importante dei fotoni primari in uscita dalla macchina. Questo fatto comporta un aumento della radiazione di fuga dalla testata dell'acceleratore e un conseguente aumento della dose periferica sul corpo del paziente.

Il trattamento per la stessa lesione, posizionata a livello del seno cavernoso, è stato realizzato con un LINAC equipaggiato con collimatore *micro-multileaf* (mMLC) (Philips SL 75/5-3Dline, Fondazione I.R.C.C.S. "Carlo Besta", Milano), con lo stesso LINAC equipaggiato con collimatori conici *Radionics*, con un acceleratore dedicato alla radiochirurgia CyberKnife (Centro Diagnostico Italiano, Milano), con un apparecchio di Tomoterapia (Fondazione I.R.C.C.S. "S. Raffaele", Milano) e con una testata Gamma Knife (Fondazione I.R.C.C.S. "S. Raffaele", Milano).

I piani di trattamento sono stati elaborati, alcuni con modalità diretta, altri con modalità inversa, per un fantoccio antropomorfo Alderson Rando. La dose di prescrizione è pari a 5 Gy; si è cercato, ove possibile, di impostare la medesima isodose di prescrizione e di usare la stessa geometria di irraggiamento. In tutti i casi sono stati eliminati i fasci che avrebbero potuto intercettare alla tiroide.

Tutte le misure sono state effettuate posizionando due dosimetri a termoluminescenza (TLD) a livello del target e di alcuni organi, quali nervi ottici, tiroide, sterno, polmoni e

gonadi. Nel nostro lavoro abbiamo utilizzato TLD (*LiF-100*), che possono essere inseriti facilmente all'interno del fantoccio e presentano le caratteristiche migliori per le nostre misure di dose, in quanto danno una risposta lineare nell'intervallo di misura di nostro interesse e hanno una risposta indipendente dall'angolo di incidenza della radiazione.

I dati da noi ottenuti sulla dose periferica con CyberKnife sono risultati molto significativi e analoghi a quelli dei fisici del dipartimento di Radioterapia Oncologica dell'Università di Rotterdam, che hanno portato alla scoperta di un anello ad alto *leakage* appena oltre il collimatore secondario. Tali studi hanno indotto la ditta costruttrice a mettere in commercio una schermatura supplementare costituita da un anello di tungsteno, da applicare attorno al collimatore secondario del CyberKnife.

Il trattamento con CyberKnife è stato pertanto pianificato di nuovo, con la stessa dose di prescrizione e lo stesso collimatore, dopo l'applicazione dell'anello, per valutare la riduzione della radiazione di fuga.

Per quanto riguarda il rilascio di dose in prossimità del target, esso dipende principalmente dalla radiazione diffusa all'interno del target stesso e dalla direzione dei fasci impostati. I trattamenti con LINAC, che utilizzano fasci ad arco, rilasciano una dose di circa 500 mGy al nervo ottico destro e una dose tra i 900 e i 1100 mGy al nervo ottico sinistro. I trattamenti con CyberKnife rilasciano una dose di circa 350 mGy al nervo ottico sinistro e una dose prossima ai 900 mGy al nervo ottico destro. Da questi valori si dedu-

ce che la direzione dei fasci ha un peso preponderante nel rilascio di dose agli organi in prossimità del target. I valori registrati sono riportati in figura 1.

La dose media alla tiroide varia da un minimo di 4.1 mGy nel trattamento con Gamma Knife un massimo di 62.8 mGy nel trattamento con LINAC equipaggiato con collimatori conici.

La dose media rilasciata a livello dello sterno varia da un minimo di 2.3 mGy nel trattamento con Tomoterapia a un massimo di 30 mGy nel trattamento con CyberKnife privo di anello schermante.

La dose media nella parte superiore del parenchima polmonare varia da un minimo di 1.7 mGy nel trattamento con Tomoterapia a un massimo di 20 mGy nel trattamento con CyberKnife privo di anello. Nella parte inferiore i valori variano da 0,98 mGy a 15 mGy. Il valore di dose più basso si ottiene con Gamma Knife e quello più alto nel trattamento con CyberKnife privo di anello.

A livello delle gonadi, sia maschili, che femminili, i valori vanno da circa 0,3 mGy nel trattamento effettuato con Gamma Knife a un massimo di 10 mGy nel trattamento con CyberKnife privo di anello schermante.

I dati ottenuti indicano che i trattamenti con Tomoterapia e con Gamma Knife rilasciano le dosi più basse lontano dal target, mentre nel trattamento con CyberKnife privo di schermatura supplementare si trovano le dosi più alte (9 volte superiori a quelle rilasciate con LINAC equipaggiato con mMLC e circa 25 volte quelle rilasciate con Gamma

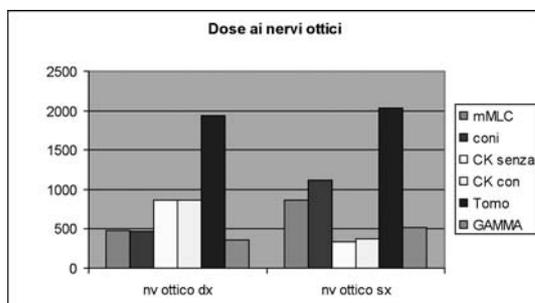


Figura 1. Dose registrata a livello dei nervi ottici nei trattamenti eseguiti con LINAC equipaggiato con DMLC e con collimatori conici, con CyberKnife prima e dopo l'applicazione della schermatura supplementare, con Tomoterapia e con Gamma Knife

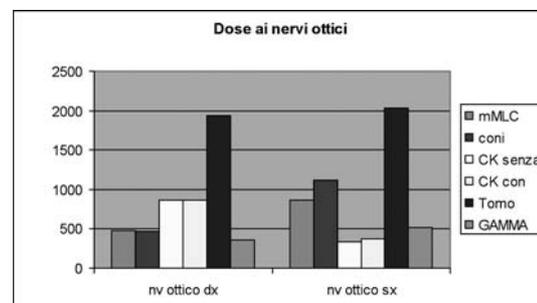


Figura 2. Valori di dose periferica misurati nei trattamenti eseguiti con LINAC equipaggiato con mMLC e con collimatori conici, con CyberKnife prima e dopo l'applicazione della schermatura supplementare, con Tomoterapia e con Gamma Knife

Knife e Tomoterapia, a livello delle gonadi). I valori registrati in tutti i trattamenti sono riportati in figura 2.

In questo lavoro si è dedicata particolare attenzione alla dose periferica rilasciata nei trattamenti con CyberKnife. Misure eseguite con tale acceleratore hanno evidenziato che il contributo del *leakage* alla dose periferica è importante già a livello della tiroide (una volta eliminati i fasci obliqui che, in uscita, potrebbero intercettarla) e che, a distanze superiori i 40 cm, esso è il contributo dominante.

I valori di dose trovati nell'irraggiamento eseguito dopo l'applicazione dell'anello schermante hanno evidenziato una riduzione della dose periferica che va dal 40 % a livello delle gonadi al 70 % a livello dello sterno. I valori registrati dai TLD sono riportati in tabella I.

Abbiamo infine utilizzato i valori di dose misurati a livello della tiroide, dei polmoni e

delle gonadi per stimare il rischio di induzione di tumore e di effetti ereditari, secondo il modello proposto dall'ICRP 103.

I valori presentati dall'ICRP, basati sul modello lineare senza soglia, sono stati calcolati per avere un riferimento concreto nella valutazione dei rischi e dei benefici legati ad una situazione di esposizione e presentano un'incertezza elevata; la stessa Commissione sconsiglia di usarli per deduzioni a priori del manifestarsi di un danno stocastico. Ciò nonostante, i risultati ottenuti dall'applicazione di modelli di questo tipo rimangono l'unico parametro per stimare il rischio di induzione di tumore e di danno genetico causati da basse dosi da radiazione e per questo motivo sono stati utilizzati in questo lavoro per una valutazione di questi effetti negli organi a rischio presi in esame. Il calcolo è stato eseguito per un trattamento stereotassico di 5 GY per 4 frazioni. I risultati sono raccolti in tabella II.

Tabella I. Confronto tra i valori di dose periferica misurata durante i trattamenti CyberKnife effettuati prima e dopo l'applicazione della schermatura supplementare

Distanza dal target	Dosi CK pre anello (cm)	Dosi CK post anello (mGy)	Riduzione della dose con anello (mGy)
30.5	27.5	9.1	66.9 %
43	17.5	7.7	56.0 %
53	15	8.3	44.7 %
75.5	10	5.8	42.0 %
80	10	5.8	42.0 %

Dai dati raccolti, è evidente che il rischio legato alla dose periferica di contrarre secondi tumori è molto basso per tutti gli organi presi in esame. Risulta trascurabile anche il rischio di induzione di effetti ereditari per irraggiamento delle gonadi. Anche la dose periferica rilasciata nei trattamenti con CyberKnife, nonostante sia più alta di quella rilasciata negli altri trattamenti, comporta un rischio trascurabile di manifestazione di rischi stocastici sia somatici che ereditari, in quanto si tratta sempre di valori di dose assoluta molto bassi.

Gli scopi principali di questo lavoro erano la misura e il confronto dei valori di dose periferica rilasciati in trattamenti di radioterapia stereotassica eseguiti con tecniche diverse.

Nell'ottica dell'ottimizzazione della radioprotezione del paziente, sarebbe interessante proseguire lo studio indirizzandolo all'individuazione del peso di ogni contributo alla dose periferica, in modo da raccogliere dati utilizzabili per la realizzazione di modelli predittivi, in grado di stimare a priori la dose rilasciata agli organi sani, in funzione della distanza dal target, del tipo di modificatori di fascio utilizzati e della direzione dei fasci stessi.

Un primo passo in questa direzione è stato fatto con l'analisi dei contributi alla dose periferica nei trattamenti CyberKnife. Le misure condotte hanno messo in evidenza il peso della radiazione di fuga dalla testata dell'acceleratore, una volta eliminati i fasci nella direzione degli organi di interesse.

Tabella II. Stima del rischio di induzione di effetti stocastici (induzione di tumore e di effetti ereditari) per un trattamento di radioterapia stereotassica su una lesione del seno cavernoso con dose di prescrizione di 20 Gy in 4 frazioni eseguito con LINAC equipaggiato con mMLC, con LINAC equipaggiato con collimatori conici, con CyberKnife prima e dopo l'applicazione della schermatura supplementare (anello), con Tomoterapia e con Gamma Knife.

Rischio nominale (casi per 10000 persone trattate)									
Tessuto	LINAC con mMLC			LINAC con coni			CK senza anello		
	totali	fatali	non fatali	totali	fatali	non fatali	totali	fatali	non fatali
Tiroide	5.9	0,4	5.5	8.3	0.6	7.7	7.3	0.5	6.8
Polmone	1.7	1.5	0.2	3.3	3.0	0.3	7.5	6.7	0.8
Ovaio	0.06	0.032	0.028	0.11	0.06	0.05	0.44	0.25	0.19
Gonadi (eff. ereditari)	0.1	0.08	0.02	0.2	0.16	0.04	0.8	0.64	0.16
Tessuto	CK con anello			Tomoterapia			Gamma Knife		
	totali	fatali	non fatali	totali	fatali	non fatali	totali	fatali	non fatali
Tiroide	2.9	0,2	2.6	0.9	0.06	0.84	1.7	0.12	1.58
Polmone	3.6	3.2	0.4	0.7	0.6	0.1	0.7	0.6	0.1
Ovaio	0.25	0.14	0.19	0.07	0.04	0.03	0.04	0.024	0.016
Gonadi (eff. ereditari)	0.5	0.4	0.1	0.1	0.08	0.02	0.03	0.024	0.006

In modo particolare, si è potuto determinare che la dose a distanze superiori a 40 cm dal target è dovuta quasi esclusivamente alla radiazione di fuga.

## ACQUISIZIONE 4DTC CON SIMULTANEA INIEZIONE DI MEZZO DI CONTRASTO PER LA DEFINIZIONE DELL'ITV NEL TUMORE DEL PANCREAS

PIETRO MANCOSU

**Relatore:** Prof. Marie Clair CANTONE

**Correlatori:** Dr. Valentino BETTINARDI  
Prof. Maria Carla GILARDI

### 1. Introduzione

L'adenocarcinoma duttale pancreatico rappresenta la quarta causa di mortalità al mondo nel campo oncologico. All'atto della diagnosi, il 40% dei pazienti presenta malattia localmente avanzata e non è pertanto operabile a causa dell'interessamento dei vasi regionali. In questi casi il trattamento combinato radio-chemioterapico costituisce l'opzione terapeutica comunemente praticata. A questo proposito, l'IMRT e le altre nuove tecniche di radioterapia (RT) a fasci esterni hanno migliorato la conformazione locale della distribuzione di dose e quindi l'irradiazione selettiva del tumore, risparmiando gli

organi sani circostanti. La RT potrebbe quindi svolgere il ruolo guida nel controllo locale del tumore del pancreas, anche se questo tipo di tumore è relativamente radio-resistente e gli organi vicini sono estremamente sensibili alle radiazioni. Chiaramente, per raggiungere il miglior risultato, è necessaria un'accurata definizione del *planning target volume* (PTV). In particolare, nella regione del pancreas la definizione del PTV è complessa, in primo luogo a causa del movimento dell'organo indotto dalla respirazione del paziente (la RT viene eseguita in questa condizione) e in secondo luogo a causa del ridotto contrasto sulle immagini TC tra il tumore e il parenchima sano, se acquisite senza iniezione di mezzo di contrasto. La recente introduzione delle acquisizioni di *gating* respiratorio 4DTC ha mostrato il possibile miglioramento della definizione del target attraverso l'inclusione del movimento dell'organo a seguito della respirazione. Scopo di questo lavoro di tesi è stato lo studio di un innovativo protocollo per la definizione dell'*internal target volume* (ITV) nel tumore del pancreas

attraverso un'acquisizione 4DTC con simultanea iniezione di mezzo di contrasto (*contrast enhanced CE-4DTC*).

## 2. Materiali e metodi

### 2.1. Protocollo di acquisizione

Nel presente lavoro sono stati arruolati 46 pazienti affetti da tumore del pancreas non operabile e indirizzati a trattamento di chemio-radioterapia concomitante.

Il protocollo prevedeva una scansione *whole body* PET/TC per la stadiazione della malattia, seguita da una scansione CE-4DTC a respiro libero per la definizione dell'ITV. Sono stati utilizzati i seguenti parametri di acquisizione: 140kVp, 160 mA, 0.5 secondi per rotazione, spessore della fetta = 2.5 mm, FOV assiale = 20 mm. L'acquisizione CE 4DTC è stata effettuata in modalità *cine* con tecnica "step and shoot". In dettaglio, nella TC in modalità *cine*, il tubo radiogeno ruota attorno al paziente nella stessa posizione assiale per il tempo necessario a coprire almeno un intero ciclo respiratorio, dopo di che il fascio di raggi X è automaticamente disattivato e il lettino è spostato nella posizione di acquisizione adiacente. Questo processo è ripetuto fino a completare l'intera regione anatomica in esame.

Il mezzo di contrasto (Visipaque 320 mg I/ml, GE Medical System, Milwaukee - USA) è stato infuso per 48 s con un *rate* di 2.9 ml/s. I parametri per l'iniezione del mezzo di contrasto sono stati stabiliti sulla base delle seguenti considerazioni: a) l'estensione assiale del pancreas può arrivare fino a 100 mm (considerando la sua effettiva dimensione e il movimento indotto dal respiro) b) il tempo necessario per eseguire una scansione CE-4DTC è necessariamente più lungo rispetto ad una TC elicoidale, che può essere eseguita in circa 3-4 sec (utilizzando un tomografo TC moderno con velocità del lettino di 30 mm/s). Di conseguenza, visto che il FOV assiale dello scanner TC utilizzato in questo lavoro è di 20 mm, sono necessarie almeno 5 posizioni assiali per coprire l'intero pancreas. Un'analisi sulle curve di respirazione durante un'acquisizione 4DTC (109 pazienti) ha evidenziato una media del ciclo respiratorio del paziente di 4.0 s  $\pm$  1.0 s (range: 2.0 s - 8.0 s). Quindi un tempo di scansione di 6.0 s/posizione dovrebbe garantire che la maggior parte dei pazienti abbiano un ciclo completo di respirazione entro il

tempo di acquisizione. Inoltre, ipotizzando un ritardo di 1 s per spostare il lettino da una posizione alla successiva, il tempo necessario per una scansione CE-4DTC del pancreas risulta di circa 34.0 s [(6.0x5 + 1.0 x 4) = 34.0 s]. In questo studio è stato utilizzato il protocollo di iniezione proposto da Lu et al. (1996). In base a tale protocollo, specificamente ideato per una TC a singolo strato con velocità di scansione di 3.75 mm/s (ovvero con una velocità molto minore rispetto a quella ottenibile con le moderne TC), la fase pancreaticca è raggiunta dopo 35 s dall'iniezione ed è mantenuta per circa 37 s. Quindi tale protocollo di iniezione potrebbe essere adatto ad una acquisizione CE-4DTC del pancreas.

### 2.2. Analisi dati

La qualità delle immagini della scansione CE-4DTC è stata valutata da due radiologi. L'analisi ha riguardato la valutazione qualitativa delle immagini dello studio rispetto ai seguenti parametri: 1) qualità generale delle immagini, in termini di dettagli anatomici, artefatti da movimento, e indurimento del fascio; 2) *enhancement* del tumore pancreatico, rispetto alla capacità di discriminare il tessuto patologico da quello sano; 3) definizione dei vasi regionali, in termini del loro *enhancement* ottenuto rispetto al tessuto circostante. I giudizi sono stati assegnati usando una scala da 1 a 5. I giudizi sono stati attribuiti sulla base dell'esperienza personale dei radiologi. I casi di dissenso sono stati discussi dai due radiologi in una sessione congiunta, attribuendo un unico valore.

È stata inoltre effettuata un'analisi quantitativa delle immagini dello studio CE-4DTC, disegnando delle regioni di interesse (ROI) sul pancreas (tumore e il tessuto sano) e sull'aorta. L'*enhancement* del pancreas è stato calcolato come la differenza tra la medie delle ROIs sul tumore e sul tessuto sano.

In una seconda analisi, il radioterapista esperto della malattia del pancreas ha contornato il *gross tumor volume* (GTV) su ogni fase della scansione CE-4DTC. I GTVs così ottenuti sono stati convoluti, generando un unico "GTV<sub>4D</sub>" che rappresenta, per definizione, il volume entro il quale si sposta il target a seguito della respirazione del paziente. L'ITV<sub>4D</sub> è stato pertanto posto uguale al GTV<sub>4D</sub>. Inoltre, si è definito un GTV standard

(GTV<sub>STD</sub>) come il contorno della lesione su una fase intermedia dello studio CE-4DTC. L'ITV<sub>STD</sub> è stato generato aggiungendo margini di 3/3/8 mm al GTV<sub>STD</sub>, così come suggerito da molti autori. I volumi ITV<sub>4D</sub> e ITV<sub>STD</sub> sono stati calcolati e confrontati con la formula:

$$diff\% = \left( \frac{ITV_{STD} - ITV_{4D}}{ITV_{STD}} \right) \cdot 100$$

I due GTVs sono stati contornati dallo stesso radioterapista così da eliminare la variabilità inter-osservatore.

### 3. Risultati

La scansione CE-4DTC ha prodotto immagini di buona qualità: qualità generale dell'immagine =  $4.0 \pm 0.7$ , *enhancement* pancreatico =  $4.4 \pm 0.5$ , definizione dei vasi regionali =  $4.0 \pm 1.3$ . I risultati quantitativi hanno confermato la valutazione qualitativa. In particolare, l'*enhancement* medio è stato di  $60 \pm 14$  HU, quindi superiore al valore di 50 HU comunemente trovato in letteratura. Il valore medio dell'aorta è stato  $245 \pm 52$  HU. L'ITV<sub>4D</sub> è stato trovato essere il  $36 \pm 7\%$  inferiore rispetto all'ITV<sub>STD</sub>.

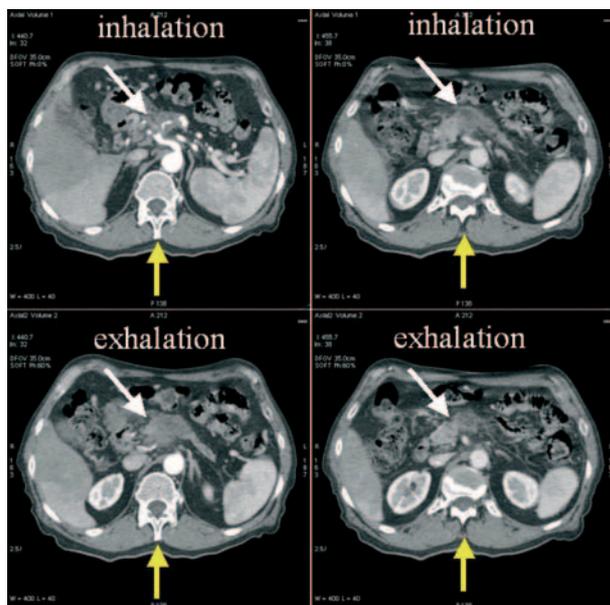
In figura 1 sono riportate alcune immagini rappresentative di uno studio CE-4DTC (fase di massima inspirazione e di massima espirazione). In entrambe le fasi, l'anatomia del paziente, i vasi e l'*enhancement* del pancreas sono ben definiti. Da notare come la posizione degli organi nelle due serie sia molto

diversa, dato che le due fasi corrispondono ai momenti "estremi" del ciclo di respirazione del paziente; contemporaneamente, l'anatomia ossea è la medesima.

### 4. Discussione e conclusione

Questo lavoro è stato focalizzato sul tumore del pancreas non operabile, con lo scopo di migliorare la definizione dell'ITV includendo il movimento associato alla respirazione del paziente. Scopo del lavoro è stato l'ideazione di un inedito protocollo di acquisizione CE-4DTC, per ottenere, in un'unica sessione, immagini TC con buon contrasto associate ad informazioni di movimento, così da potere permettere un'accurata e precisa definizione del target radioterapico.

Il primo punto affrontato è stato la messa a punto di un protocollo di iniezione di mezzo di contrasto con una finestra temporale sufficientemente ampia da coprire l'intero organo in fase pancreatica. La rapida evoluzione della strumentazione TC ha portato all'aumento della velocità di scansione, con la conseguenza che i protocolli diagnostici di iniezione di mezzo di contrasto sono stati ottimizzati in modo da raggiungere il massimo *enhancement* possibile, all'interno di una ristretta finestra temporale. Purtroppo nel caso delle scansioni CE-4DTC questa strategia non può essere adottata, a causa del maggiore tempo necessario ad acquisire immagini per la durata di un ciclo respiratorio intero per ogni posizione assiale.



**Figura 1:** Immagini rappresentative di uno studio CE-4DTC (paziente I).

Le fasi di inspirazione e di espirazione sono mostrate nelle stesse posizioni cranio-caudali (vedi le frecce gialle indicanti le ossa). Le frecce bianche puntano la regione pancreatica. Il movimento indotto dalla respirazione è ben marcato.

In questo lavoro si è scelto di riconsiderare vecchi protocolli ottimizzati per scanner TC di quel tempo, con velocità di scansione inferiore rispetto alle moderne TC. In particolare, il protocollo di Lu et al. è stato riesaminato, in quanto questo protocollo è stato specificamente concepito per una TC a singolo strato del 1996 con una velocità del lettino di 3.75 mm/s. Sulla base di tale protocollo, la fase pancreaticca è mantenuta per 37 s. Questo lasso di tempo è quindi ideale per un'acquisizione CE-4DTC nel distretto pancreatico (stimata in 34 s).

Attualmente con questo protocollo sono stati trattati quarantasei pazienti affetti da adenocarcinoma pancreatico e indirizzati a RT. La qualità delle immagini ottenute è stata valutata da due radiologi. Gli osservatori, abituati alla refertazione di immagini TC diagnostiche, hanno assegnato ai tre indici di qualità delle valutazioni medie pari o superiori a 4 ("buono"). Inoltre, l'analisi quantitativa basata su ROI ha confermato l'analisi qualitativa. Infatti la media dell'*enhancement* pancreatico è stato di  $60 \pm 14$  HU, quindi superiore al valore di 50 HU trovato in molti studi clinici, a conferma della fattibilità del protocollo qui adottato basato su un'acquisizione CE-4DTC.

Le immagini CE-4DTC sono state successivamente mostrate al radioterapista responsabile della malattia del pancreas per la definizione del volume bersaglio. Tutti i GTVs sono stati contornati dallo stesso radioterapista, così da eliminare l'inter-variabilità. I GTVs sono stati disegnati su ogni fase dello studio CE-4DTC e sono stati definiti due ITV (ITV<sub>4D</sub> e ITV<sub>STD</sub>). L'ITV<sub>4D</sub> è stato generato combinando i sei GTVs, disegnati sulle sei fasi dello studio CE-4DTC. L'ITV<sub>STD</sub> è stato ottenuto utilizzando espansioni standard di 3/3/8 mm applicate al GTV definito sulla serie corrispondente ad una fase intermedia. L'ITV<sub>4D</sub> è stato trovato essere circa il 35% inferiore rispetto all'ITV<sub>STD</sub>.

L'autore sottolinea che per semplicità sono state utilizzate le stesse espansioni per ogni paziente, senza tenere in considerazione

la porzione specifica di pancreas coinvolta dal tumore (testa, corpo o di coda del pancreas). Inoltre, la procedura CE-4DTC qui descritta valuta solo la variazione intra-frazione del tumore provocata dalla respirazione. Le incertezze inter-frazioni e gli altri contributi alla definizione del PTV non sono stati considerati nel presente lavoro e devono essere valutati separatamente.

In conclusione, è stato studiato un protocollo di acquisizione basato su una scansione CE-4DTC ed è stato applicato con successo per l'*imaging* del adenocarcinoma pancreatico per la definizione del target radioterapico. Il protocollo ha evidenziato una buona differenziazione tra tessuto neoplastico e parenchima sano, rivelandosi utile per la precisa e personalizzata definizione dell'ITV basata sull'inclusione del movimento indotto dalla respirazione del paziente. In particolare, il confronto tra l'ITV<sub>STD</sub> e l'ITV<sub>4D</sub> ha mostrato che considerare informazioni personalizzate sul movimento della lesione consente una riduzione dell'ITV. Di conseguenza, il PTV generato dall'ITV<sub>4D</sub> potrebbe avere una riduzione del volume di trattamento, con conseguente risparmio dei tessuti sani attorno al bersaglio. Questo metodo potrebbe quindi aumentare il controllo locale del tumore e ridurre la probabilità di tossicità correlata RT.

#### Referenze

- [1] Alasti H et al. *Phys Med Biol* 2006;51:3251-3267.
- [2] Beddar AS et al. *Radiother Oncol* 2008; 87:445-448.
- [3] Dickler A et Abrams RA. *Semin Radiat Oncol* 2005;15:235-244.
- [4] Endo M et al. *Radiat Med* 2003;21:17-22.
- [5] Gierga DP et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;58:1584-1595.
- [6] Lu DS et al. *Radiology* 1996;199:697-701.
- [7] Mancosu P et al. *Radiother Oncol* 2008;87:339-342.
- [8] Milano MT et al. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;59:445-453.
- [9] Nehmeh SA et al. *Med Phys* 2004; 31(12):3179-3186.
- [10] Vedam SS et al. *Med Phys* 2003a;30:505-513.

Tema

David

**CARATTERIZZAZIONE DEI TUMORI  
CEREBRALI ATTRAVERSO  
LA CREAZIONE DI MAPPE  
MULTIPARAMETRICHE**

*ROBERTO SGHEDONI*

**Relatore:** Prof. Marie Clair CANTONE

**Correlatore:** Dott. Giovanni BORASI

**Introduzione:** in anni recenti è cresciuto notevolmente il numero di metodiche di imaging attraverso cui studiare i tumori, sia da un punto di vista strettamente diagnostico, sia nell'ambito della pianificazione di un trattamento chirurgico o radioterapico. In quest'ultimo campo ad esempio il progresso tecnologico ha permesso di pianificare una distribuzione di dose altamente conformata, con la possibilità di erogare dosi diverse a sottovolumi del tessuto tumorale. Ciò ha fatto nascere l'interesse per una caratterizzazione più precisa dei tessuti neoplastici, in particolare evidenziando sottovolumi del tumore con particolari metabolismi sui quali erogare dosi più elevate. E' nato così il concetto di biological target volume (BTV), ovvero un volume oggetto del trattamento che sia definito sulla base di un imaging biologico [1]. In quest'ottica è aumentato negli anni l'utilizzo della tomografia a emissione di positroni (PET) per determinare le regioni metabolicamente attive del tumore. A fianco di questa metodica anche l'imaging di Risonanza Magnetica (MRI) è di interesse, in particolare per quanto riguarda il distretto cerebrale. A fianco delle sequenze che danno informazioni anatomiche, in Risonanza Magnetica esiste un certo numero di metodiche che possono fornire informazioni biologiche sul metabolismo e la funzionalità dei tessuti [2]. Si tratta ad esempio dell'imaging di diffusione (DWI), che permette di quantificare la diffusione delle molecole d'acqua nei tessuti attraverso il parametro ADC (coefficiente di diffusione apparente). L'imaging di perfusione che consente di stimare il volume di sangue locale o il flusso sanguigno, dando dunque informazioni sulla vascolarizzazione dei tessuti. La spettroscopia in vivo, che in modalità multivoxel (o CSI, chemical shift imaging) consente di ottenere la distribuzione nei tessuti di specifici metaboliti, la cui abbondanza può essere correlata alla presenza o meno di neoplasia o di particolari condizioni metaboliche (ipossia, necrosi,...). Il medico può avvalersi

in un'unica seduta di esame di più acquisizioni che forniscono molteplici informazioni anatomiche e metaboliche: questa grande quantità di informazioni deve però essere gestita in modo adeguato per sfruttarne appieno le potenzialità. In letteratura sono presenti numerosi studi che analizzano la correlazione tra i valori dei parametri osservati in diverse metodiche in presenza di tumori cerebrali, con lo scopo principale di consentire una diagnosi del grado della patologia riscontrata (si veda ad es. [3]). In McMillan et al. [4] invece si propone un metodo per organizzare l'informazione ottenuta dalle diverse metodiche di imaging per evidenziare i tessuti in cui le diverse modalità concordano nell'indicare una situazione patologica. Tale metodo prevede la realizzazione di un'immagine, indicata con il nome di mappa di concordanza o multiparametrica, che sintetizzi il contenuto delle diverse metodiche utilizzate, caratterizzando le sottoregioni del tumore a seconda delle loro proprietà. In questo lavoro di tesi si è applicato questo metodo, con alcune varianti, a due pazienti affette da tumori cerebrali, sottoposte a esami di Risonanza Magnetica presso l'Ospedale di Guastalla (RE).

**Materiali e Metodi:** il lavoro si compone di una parte di elaborazione delle immagini acquisite durante esami su 2 pazienti e misure di spettroscopia effettuate su fantoccio.

Per le due pazienti sono state considerate le immagini ottenute durante una seduta di controllo effettuate presso l'Ospedale di Guastalla con tomografo RM da 1.5 T. Durante questa sessione di esami il medico ha scelto le sequenze secondo il protocollo standard e sono stati impostati di conseguenza i parametri. Sono state considerate le immagini ottenute dalla sequenza pesata in T1 con somministrazione del mezzo di contrasto (T1+C), la sequenza FLAIR (fluid attenuated inversion recovery), l'imaging di diffusione con calcolo della mappa ADC, la sequenza dinamica di perfusione con calcolo della mappa rBV (volume sanguigno regionale). Sono state inoltre considerate le mappe dei metaboliti N-acetil-aspartato (NAA), creatina e colina, acquisite con spettroscopia in modalità multivoxel.

Il procedimento di realizzazione delle mappe si compone dei seguenti passaggi: scelta delle metodiche da utilizzare, omoge-

neizzazione delle proprietà geometriche delle immagini, segmentazione delle immagini con realizzazione di immagini binarie, combinazione delle immagini binarie nella mappa multiparametrica.

Le immagini sono state elaborate e rese omogenee dal punto di vista della dimensione della matrice e dell'orientazione di acquisizione con i software Nordiclce (Nordic Imaging Lab, Bergen, Norvegia) e Analyze (Mayo Clinic, Rochester, MN, USA).

La segmentazione consiste nell'identificare su ciascuna metodica il tessuto patologico distinguendolo da quello sano: il metodo scelto è stato quello della segmentazione a soglia. Si è disegnata una ROI sul tessuto sano individuato dal medico e dall'istogramma dei livelli di grigio si è fissata la soglia come 95° percentile della distribuzione. Sono stati pertanto segmentati i pixel nell'immagine che assumevano un valore superiore alla soglia. La posizione della ROI di controllo è stata modificata per verificare la stabilità dei risultati ottenuti con la segmentazione.

Dopo la segmentazione per ciascuna è stata realizzata un'immagine binaria, ponendo i pixel sui tessuti sani uguali a 0 e quelli sul tessuto segmentato pari a un valore costante che identifichi la metodica (es. T1+C=1400, FLAIR=800, ADC=400, rBV=100). I valori scelti non hanno alcun significato metabolico o clinico: semplicemente godono della proprietà tale per cui la somma di 2 o più di loro è univoca e identifica quali valori sono stati sommati.

Ciò è fondamentale perchè la mappa è ottenuta sommando algebricamente pixel per pixel le immagini binarie prodotte al passaggio precedente: in sostanza si ottiene un'unica mappa in cui il valore del pixel identifica quali modalità concordano nell'identificare una situazione di patologia (o di anomalia rispetto al tessuto sano di confronto) in quel pixel.

Per quanto riguarda le distribuzioni dei metaboliti ottenute con la spettroscopia in vivo, esse non sono state utilizzate nella realizzazione della mappa per le loro diverse caratteristiche geometriche: il campo di acquisizione è ridotto (un rettangolo di 7-10 cm di lato) e centrato sulla zona tumorale, impedendo di fatto un confronto con un tessuto di riferimento sano. I pixel hanno dimensioni molto superiori a quelli tipici di altre

modalità (7-8 mm). Per meglio comprendere le proprietà fisiche delle acquisizioni CSI sono state effettuate misure su un fantoccio cubico in plexiglass di 10 cm di lato, riempito di una soluzione acquosa con NAA e colina a concentrazioni variabili (per NAA 5, 10, 15, 30, 75 mM/l, per colina 1, 2, 5, 10, 50 mM/l, valori scelti per simulare un ampio range di concentrazioni riscontrabile in ambito clinico in situazioni normali e patologiche). Si è impostata una griglia di acquisizione di 9x9 voxel di lato 0.75 cm e altezza 2 cm. Su questo fantoccio sono stati valutati i seguenti parametri: uniformità spaziale, linearità al variare della concentrazione, ripetibilità a breve termine delle misure.

**Risultati e discussione:** per le due pazienti considerate sono state costruite le mappe multiparametriche indicate nelle figure sottostanti. Le mappe consentono di distinguere il tumore dall'edema peritumorale e all'interno del tumore consentono di distinguere sottoree con caratteristiche metaboliche diverse (ad es. una elevata vascolarizzazione segnalata da valori anomali di rBV). La regione in bianco è quella più patologica, in particolare con elevata vascolarizzazione, in cui tutte le metodiche concordano nell'identificare la neoplasia. L'edema circostante il tumore, indicato in verde nelle figure 1 e 2, è individuato dalla concordanza della mappa ADC con la sequenza FLAIR. Per comprendere meglio le potenzialità di un metodo di questo tipo è necessario analizzare con attenzione quali metodiche possano dare un beneficio nella delineazione di sottoregioni del tumore con metabolismi specifici.

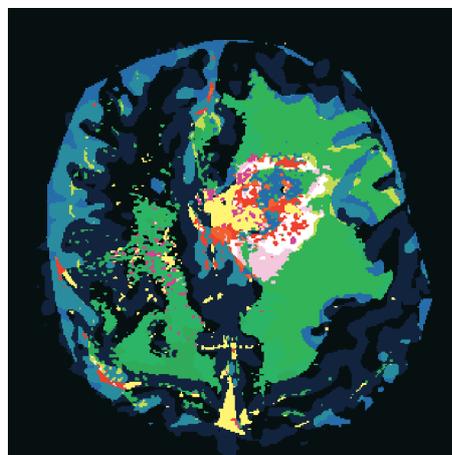


Figura 1: Mappa multiparametrica per la paziente 1

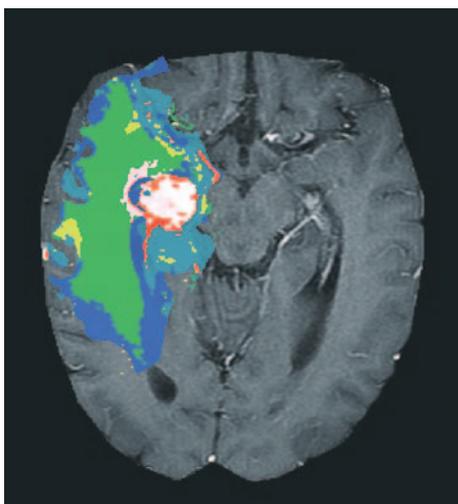


Figura 2: Mappa multiparametrica per la paziente 2

La CSI sembra promettente da questo punto di vista, ma la limitata risoluzione spaziale (con conseguenti rilevanti effetti di volume parziale) e il ristretto campo di acquisizione costituiscono limitazioni importanti che non hanno consentito una piena integrazione nella costruzione della mappa multiparametrica. Le distribuzioni dei metaboliti sono state comunque confrontate con la mappa multiparametrica, ottenendo una sostanziale coincidenza tra le informazioni ottenute dalle due immagini (si veda la figura sottostante): l'impressione che se ne trae è che la spettroscopia dei metaboliti principali (NAA, colina, creatina) confermi, sebbene con una inferiore risoluzione spaziale, le conclusioni ottenute dalle altre modalità, ma non fornisca informazioni aggiuntive.

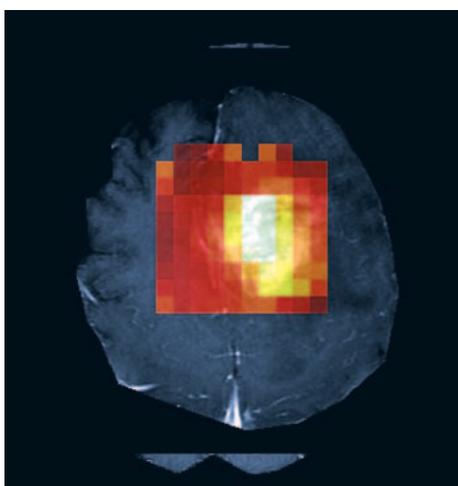


Figura 4: Distribuzione del rapporto colina su creatina nell'acquisizione CSI per la paziente 1

Legenda	Modalità concordanti
	tutte
	FLAIR, ADC
	T1+C, rBV, ADC
	FLAIR, ADC, rBV
	T1+C, FLAIR, ADC
	ADC, rBV
	ADC
	T1+C

Figura 3: Codifica dei colori nelle mappe multiparametriche in figura 1 e 2

Le informazioni ottenute da altri metaboliti (es. lattati, la cui presenza è ritenuta indice di ipossia) potrebbero dare informazioni aggiuntive rilevanti nel comprendere il metabolismo del tumore.

Vale la pena di sottolineare che il metodo non è specifico per la RM, ma possono essere integrate immagini provenienti da qualsiasi metodica di imaging: negli ultimi anni si stanno sviluppando radiofarmaci per acquisizioni PET più specifici del 18F-FDG per quanto riguarda il distretto cerebrale [5]: questi radiofarmaci potrebbero fornire informazioni aggiuntive sulle regioni proliferative e ipossiche del tumore, per esempio, da integrare con quanto ottenuto con la RM. Le misure su fantoccio hanno permesso di comprendere meglio i limiti delle acquisizioni CSI.

Il valore di uniformità, calcolata come rapporto tra la deviazione standard e il valor medio dell'area sottesa dal picco nello spettro calcolati su tutti i voxel, è dell'ordine del 30% se si considera una ROI di 7x7 voxel centrata nel campo di acquisizione (da osservare che i voxel più periferici della matrice 9x9 hanno un segnale talmente basso da essere inutilizzabile). Ciò è dovuto al fatto che il segnale ha un valore massimo nel centro del campo di acquisizione e decresce sensibilmente verso la periferia. Questo effetto è di tipo strumentale e si può correggere considerando, anziché il valore di concentrazione di un solo metabolita, il rapporto tra due metaboliti come spesso viene fatto in ambito clinico (dove la creatina è assunta come riferimento).

In questo caso l'uniformità migliora fino a valori dell'ordine del 10% e il valore del rapporto risulta indipendente dalla posizione del voxel nella ROI di acquisizione.

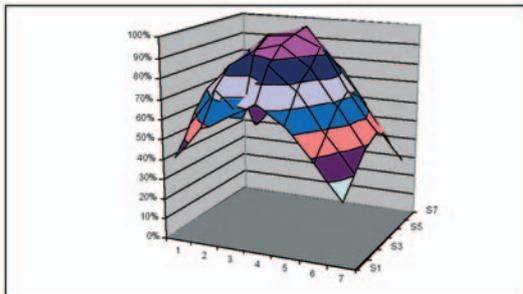


Figura 5: Uniformità della colina normalizzata al valore massimo: si osserva una marcata diminuzione del valore misurato in dipendenza dalla posizione nel campo di acquisizione

La linearità della relazione tra area sottesa dal picco nello spettro rispetto alla concentrazione del metabolita è elevata ( $R^2 > 0.99$ ) per tutte le concentrazioni utilizzate e per entrambi i metaboliti. Ciò lascerebbe intendere una buona affidabilità per la quantificazione assoluta dei metaboliti sulla base di una taratura su fantoccio: sfortunatamente però il coefficiente di linearità dipende dalla posizione della ROI considerata nel campo di acquisizione, a causa di quanto descritto sopra. Per comprendere quale sia l'accuratezza di una taratura di questo tipo dunque, è necessario comprendere meglio come dipende il segnale dalle dimensioni del campo di acquisizione, dalla posizione in esso della ROI di interesse e dal carico della bobina.

Sono state infine ripetute 5 misure a

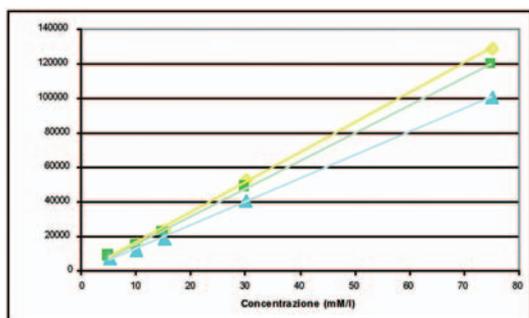


Figura 6: Relazione tra valore misurato di colina e concentrazione nel fantoccio. Le tre rette si riferiscono a diverse ROI, le rette gialla, verde e azzurra si riferiscono rispettivamente a ROI centrate nel campo di acquisizione di dimensioni 3x3, 5x5, 7x7 voxel

distanza di pochi minuti di uno stesso fantoccio in condizioni identiche ottenendo una precisione dell'ordine del 5%.

**Conclusioni e prospettive:** la realizzazione della mappa multiparametrica costituisce un metodo per integrare le informazioni ottenute da diverse modalità di imaging (e indipendentemente dal fenomeno fisico su cui sono basate). Oggi il medico può avvalersi della fusione di immagini, implementata su molti software, ma essa funziona solo per coppie di immagini. La mappa multiparametrica riesce a evidenziare le proprietà di interesse dei tessuti ottenute da un numero maggiore di modalità (anche se probabilmente un numero eccessivo di modalità, superiore a 4-6 darebbe informazioni inutilmente ridondanti). Sarà interessante in futuro integrare questo metodo con immagini PET ottenute con nuovi radiofarmaci, specifici di determinati metabolismi (ipossia, proliferazione cellulare, ecc...) o utilizzando altre tecniche RM (DTI, spettroscopia di metaboliti diversi da quelli usualmente rivelati in questo lavoro). In particolare sarà necessario determinare quali metodiche si rivelano più efficaci per evidenziare la struttura interna dei tumori cerebrali.

Per valutare le potenzialità in ambito clinico sarà importante realizzare un software specifico che permetta di gestire i vari passaggi in modo semplice.

La validazione di questo metodo, così come dei risultati ottenuti dalle singole modalità e in particolar modo per la spettroscopia, dovrà essere effettuata per confronto con indagini di anatomia patologica, che permetteranno di correlare quanto dedotto sulla base dell'imaging con quanto osservato realmente nei tessuti.

Di particolare interesse nell'ambito dell'imaging biologico è la spettroscopia multi-voxel; la tecnica ha ancora limiti fisici e clinici che devono essere approfonditi per poterne sfruttare appieno le potenzialità: la corrispondenza tra la concentrazione dei metaboliti e l'indagine istopatologica, l'accuratezza della metodica nel quantificare correttamente i metaboliti, la valutazione della miglior tecnica di quantificazione, se relativa rispetto ad un metabolita interno (es. la creatina) o sulla base di una taratura su fantoccio.

Questi sono i principali filoni di indagine

e sviluppo che nascono dal lavoro effettuato.

In conclusione il metodo applicato sembra promettente nel contesto dell'imaging biologico e può condurre a una più approfondita caratterizzazione dei tessuti tumorali nel distretto cerebrale, ma occorrono ulteriori analisi, in particolare su pazienti con integrazione eventuale di altre modalità, per valutare l'effettiva utilità clinica.

#### Bibliografia.

- [1]. Ling C., Humm J., Larson S. et al., Towards multidimensional radiotherapy (MDCRT): biological imaging and biological conformality, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 47 (3), pp.551-560, 2000
- [2]. Tofts P. (editor), *Quantitative MRI of the brain: measuring changes caused by disease*, Wiley & Sons Ed., Chichester (England), 2003
- [3]. Zonari P., Baraldi P., Crisi G., Multimodal MRI in the characterization of glial neoplasms: the combined role of single-voxel MR spectroscopy, diffusion imaging and echo-planar perfusion imaging, *Neuroradiol.* 49, pp.795-803, 2007
- [4]. McMillan K., Rogers B., Koay C., An objective method for combining multiparametric MRI datasets to characterize malignant tumors, *Med. Phys.* 34 (3), pp. 1053-1061, 2007
- [5]. Vallabhajosula S., (18)F-labeled positron emission tomographic radiopharmaceuticals in oncology: an overview of radiochemistry and mechanisms of tumor localization, *Semin Nucl Med.* 37(6), pp.400-419, 2007

## TESI SPECIALIZZANDI SCUOLA DI SPECIALIZZAZIONE IN FISICA SANITARIA UNIVERSITÀ CATTOLICA DEL S. CUORE - NOVEMBRE 2008

**NADA CAROTA** *nada\_carota@hotmail.com*

“Caratterizzazione dei sistemi mammografici digitali mediante analisi in frequenza”

**Relatore:** Dr. Lidio VENGA

**Correlatore:** Dr. Fabrizio CICHOCKI

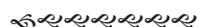


**DANIELA D'ALESSIO** *dani.dalessio@libero.it*

“Valutazioni dosimetriche di radiologia interventistica in ambito ginecologico”

**Relatore:** Dr. Fabrizio CICHOCKI

**Correlatore:** Dr. Carmine DI STASI



**LAURA GARGIULO** *gargiulolaura@tiscali.it*

“Dosimetria nel trattamento radio metabolico dell'ipertiroidismo”

**Relatore:** Dr. Fabrizio CICHOCKI

**Correlatore:** Dr. Massimo SALVATORI

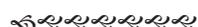


**ALFREDO SANTAGATA** *xdino.sei@tiscali.it*

“Implementazione di un metodo Monte-Carlo per l'elaborazione di piani di trattamento con fasci di elettroni”

**Relatore:** Dr. Luigi AZARIO

**Correlatore:** Prof. Angelo PIERMATTEI



**GERARDINA STIMATO** *gerardina.stimato@virgilio.it*

“Ricostruzione di dose per trattamenti radioterapici tangenziali della mammella mediante segnale di transito”

**Relatore:** Prof. Angelo PIERMATTEI

**Correlatore:** Dr. Andrea FIDANZIO



## Edoardo Amaldi

Giovanni Battimelli e Luciano Maiani

*Dipartimento di Fisica  
 Università La Sapienza - Roma*

Amaldi è stato una delle figure di punta della scienza italiana del ventesimo secolo nel campo della fisica sperimentale fondamentale; egli ha portato contributi di grande rilevanza nel campo della fisica nucleare negli anni fra il 1930 e il 1940, nel campo della fisica dei raggi cosmici e delle particelle negli anni successivi alla guerra e ed è stato, sin dall'inizio degli anni '70, uno dei pionieri nella ricerca sperimentale delle onde gravitazionali. Ancora più importante dei suoi contributi diretti alla conoscenza, tuttavia, è stato il suo ruolo di vero promotore della scienza. È soprattutto grazie alla sua guida e alla sua iniziativa che la fisica italiana è potuta riemergere dal collasso successivo alla seconda guerra mondiale, quando riuscì a trovare adeguati finanziamenti e a costruire solide istituzioni; egli è stato uno degli attori principali del processo che ha trasformato in realtà i sogni di grandi progetti scientifici transnazionali fra i paesi europei, primo e più importante tra tutti il CERN.

### A Roma con Fermi

Da ragazzo Edoardo Amaldi crebbe in un ambiente scientifico ed accademico. Suo padre, Ugo, era professore universitario e matematico di grande valore; la sua carriera accademica lo portò da Modena a Padova, dove il giovane Amaldi frequentò le scuole

*Edoardo Amaldi, del quale ricorre quest'anno il centenario della nascita, è stato uno dei Padri della fisica nucleare e una figura di straordinario rilievo per la rinascita e lo sviluppo della fisica italiana dopo la guerra.*

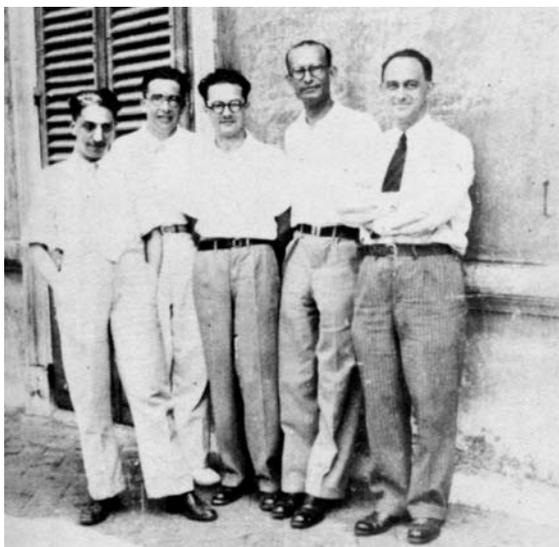
*Affinché anche le generazioni più giovani ne conoscano le straordinarie doti scientifiche e umane, abbiamo chiesto a due personaggi eminenti, i professori Giovanni Battimelli e Luciano Maiani, di scrivere un articolo per la nostra Rivista; siamo loro grati per averci concesso di affidare a Giampiero Tosi la traduzione in italiano della loro commemorazione di Amaldi, pubblicata in inglese sulla Rivista del CERN*

secondarie, e finalmente, nel 1924, all'Università di Roma, in stretto contatto con alcuni dei matematici italiani più importanti dell'epoca, quali Vito Volterra, Tullio Levi-Civita, Guido Castelnuovo e Federico Enriques. Nel 1925 Amaldi si iscrisse alla facoltà di ingegneria dell'Università di Roma; dopo due anni, tuttavia, passò a fisica, attratto, al pari di altri brillanti studenti quali Emilio Segrè ed Ettore Majorana, dalla presenza di Enrico Fermi, che era stato appena chiamato dal direttore dell'Istituto di Fisica, Orso Mario Corbino, alla prima cattedra di fisica teorica mai esistita in Italia. Egli si laureò in fisica nel luglio del 1929, con una tesi sullo spettro Raman della molecola del benzene; relatore della sua tesi fu Franco Rasetti, che si era unito al gruppo di Fermi muovendosi da Firenze a Roma, prima come assistente di Corbino e, a partire dal 1930, come professore di spettroscopia.

Alla fine degli anni '20 un validissimo gruppo di giovani fisici fu costituito così nell'istituto di via Panisperna, e gli sforzi della ricerca furono deliberatamente spostati dalla spettroscopia alle nuove frontiere della fisica nucleare. Sotto la guida di Fermi, l'invio per lunghi periodi di giovani fisici per migliorarne la preparazione presso accreditati centri di ricerca all'estero divenne una consuetudine consolidata. Nel 1931 Amaldi trascorse dieci mesi a Lipsia, presso il laboratorio di Peter Debye, per apprendere le tecniche di diffrazione dei raggi X nei liquidi; successivamente, egli passò periodi simili, dapprima, nell'estate del 1934, presso il Laboratorio Caven-

dish di Cambridge e successivamente, nell'estate del 1936, presso la Columbia University e il Dipartimento di Magnetismo Terrestre della Carnegie Institution.

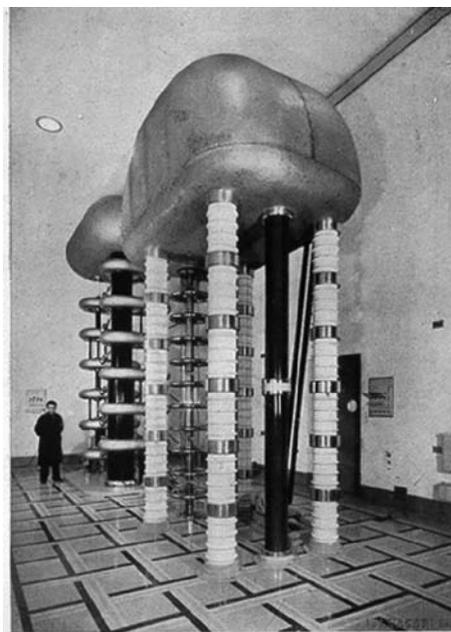
Subito dopo la scoperta della radioattività artificiale, nel marzo del 1934 Fermi, al quale si associò subito l'intero gruppo, avviò una ricerca metodica, bombardando campioni di tutti gli elementi conosciuti con i neutroni emessi da una sorgente di radio-berillio invece che con particelle alfa, come era avvenuto nei primi esperimenti compiuti da Frédéric Joliot e Irène Curie. I risultati della lunga serie di esperimenti furono di importanza fondamentale per la comprensione delle proprietà nucleari, e culminarono nell'ottobre del 1934 con la scoperta dell'efficienza dei neutroni rallentati nell'attivare trasformazioni nucleari. Si trattava di un modo veramente nuovo di fare un lavoro di gruppo nella fisica sperimentale; i lavori pubblicati portavano la firma di tutti i componenti del gruppo (Fermi, Rasetti, Amaldi, Segrè e il chimico Oscar D'Agostino e successivamente il più giovane, Bruno Pontecorvo). Chiaramente, Fermi era il leader intellettuale e la forza motrice; per i risultati ottenuti, gli sarebbe stato assegnato nel 1938 il Premio Nobel per la fisica.



*I ragazzi di Via Panisperna: al centro Edoardo Amaldi, a destra Enrico Fermi*

Nei successivi due anni, la maggior parte del lavoro fu compiuto da Fermi e Amaldi (Rasetti e Pontecorvo si trovavano quasi sempre fuori Roma e Segrè aveva vinto una cattedra a Palermo). In questi anni, Amaldi acquistò nell'ambito della fisica nucleare,

soprattutto per quanto riguarda le proprietà dei neutroni una grande competenza, che lo portò ad essere uno dei massimi esperti nel campo. Nel 1937 egli vinse una cattedra presso l'università di Cagliari, ma fu immediatamente chiamato alla cattedra di fisica sperimentale a Roma, resa vacante dall'improvvisa morte di Corbino; egli mantenne questa posizione sino al suo ritiro. Amaldi, con Fermi e Rasetti, continuò a lavorare alla fisica dei neutroni; insieme essi progettaronο e iniziarono a costruire un acceleratore di Cockroft-Walton, che fu completato nel 1939 e installato nel palazzo dell'Istituto di Sanità Pubblica.



Verso la fine degli anni '30, tuttavia, la situazione in Italia andava rapidamente deteriorandosi; la mancanza di fondi e di sostegno per mantenere la ricerca competitiva, l'allineamento definitivo del fascismo con la Germania di Hitler e le leggi razziali promulgate nel 1938, portarono all'emigrazione forzata o volontaria di un gran numero di fisici italiani. Quando iniziò la guerra, Amaldi era l'unico componente del gruppo originale di Via Panisperna rimasto nel Paese.

#### **Gli anni della guerra**

Lasciato solo a Roma con un piccolo gruppo di ricercatori più giovani, Amaldi concentrò per un breve periodo i suoi sforzi di ricerca sulla fissione nucleare, lavorando con un gruppo misto di fisici provenienti dall'istituto di fisica e dall'Istituto di Sanità, mentre il

lavoro teorico veniva portato avanti in collaborazione con Gian Carlo Wick, che aveva sostituito Fermi. Questa attività fu interrotta nel 1940, quando Amaldi fu inviato per alcuni mesi sul fronte africano. Tornato a Roma, le ricerche sulla fissione continuarono ancora per un certo periodo, ma nel 1941 si fece strada il dubbio che le ricerche sulla fissione potessero esporre il gruppo al pericolo di essere reclutato per compiere ricerche con fini bellici. Fu quindi deciso di abbandonare le ricerche sulla fissione, e il lavoro sperimentale venne indirizzato sui problemi dello scattering protone-neutrone, mentre alcuni dei laureati più giovani avviarono una promettente attività di ricerca sui raggi cosmici. Sebbene durante la guerra le condizioni della ricerca fossero difficili, la situazione a Roma era migliore che in altri centri del nord, specialmente dopo la liberazione, nel giugno del 1944. La maggior parte di ciò che era rimasto della attività in Italia, sia in termini di esperienze consolidate che di uomini, fu, dopo la fine della guerra, concentrata a Roma. In collaborazione con Wick e con Gilberto Bernardini, che veniva dalla scuola di fisica di Firenze, Amaldi si caricò consapevolmente del compito della ricostruzione della fisica nel paese, partendo dalla posizione di vantaggio offerta dalla sua presenza nella capitale. Il primo atto, completato con successo nell'ottobre del 1945, fu quello di ottenere dal ricostituito Consiglio Nazionale delle Ricerche la collocazione nell'Istituto di fisica di Roma di un centro di ricerca per la fisica nucleare e delle particelle elementari.

### Gli anni della ricostruzione

Durante un viaggio negli Stati Uniti nel 1946, ad Amaldi fu offerta da Fermi una cattedra presso l'università di Chicago. Egli declinò tale offerta, avendo ormai deciso che il suo dovere era quello di prendersi cura dello sviluppo scientifico nel proprio paese. In tale occasione Amaldi si trovò a confrontarsi con un carattere acquisito dalla "sua" fisica durante la guerra, e cioè con le restrizioni imposte, per ragioni di sicurezza, su alcuni risultati e su alcune tematiche, di interesse militare reale o anche solo ipotizzato; dovette quindi accorgersi che, oltre certi limiti, era impossibile per lui di parlare liberamente di problemi nucleari persino con Fermi. Egli giudicò questa situazione inaccettabile per motivi etici e pericolosa per il progresso

scientifico. Tale esperienza rafforzò in lui la convinzione che qualsiasi collaborazione scientifica genuina dovrebbe essere pianificata in totale libertà dal controllo militare, secondo una visione della scienza alla quale rimase fedele per tutta la vita.

Il contatto diretto con la nuova dimensione acquisita dalla fisica nucleare e dalla fisica delle particelle negli Stati Uniti dopo la guerra convinse Amaldi che la scelta migliore per la fisica italiana fosse quella di abbandonare programmi ambiziosi in campi che richiedono una strumentazione costosa e di concentrarsi su quei settori di ricerca dove sarebbe stato ragionevolmente possibile ottenere buoni risultati con i modesti mezzi a disposizione. Di conseguenza, l'attenzione fu focalizzata sulla ricerca relativa ai raggi cosmici, un campo poco costoso nel quale i fisici italiani potevano contare su una solida tradizione. Un primo passo significativo fu la costruzione nel 1947 di un laboratorio ad alta quota sulle Alpi, mentre nuovi centri di ricerca venivano creati sulle orme del centro di Roma: Padova nel 1948, poi Torino nel 1951 e Milano nel 1952. Nel frattempo Amaldi sosteneva le prime iniziative finalizzate allo sviluppo della ricerca nucleare applicata, addestrando giovani ingegneri e fisici e trovando sostegno fra i politici interessati allo sfruttamento dell'energia nucleare per scopi civili, un programma che portò pochi anni più tardi alla costruzione dei primi reattori di potenza in Italia.

Basandosi sulla forza di questa rete assai attiva e sul sostegno del presidente del CNR, Gustavo Colonnetti, Amaldi e Gilberto Bernardini riuscirono ad ottenere un risultato significativo nella ristrutturazione del panorama istituzionale della fisica italiana; nel 1951 fu fondato l'Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, finanziato dal CNR attraverso il canale del CNRN (Comitato Nazionale per le Ricerche Nucleari), un organismo ancora più grande istituito per occuparsi sia della ricerca nucleare fondamentale, sia di quella applicata. Bernardini fu il primo presidente del nuovo Istituto: Amaldi gli succedette nel periodo dal marzo 1960 al gennaio 1966. La prima attività importante dei fisici dell'INFN fu la partecipazione a tre differenti collaborazioni internazionali, che fra il 1952 e il 1954 lanciarono ad alta quota palloni che trasportavano emulsioni fotografiche per lo studio dei raggi cosmici; il gruppo di Roma, guidato

da Amaldi, fu attivamente presente nella prima e nella seconda collaborazione.

Subito dopo, fu lanciato un programma più ambizioso, per la creazione di un laboratorio nazionale per la fisica delle alte energie, dotato di un acceleratore competitivo. Nato nel 1954, in meno di cinque anni il progetto divenne realtà: l'elettrosincrotrone dei Laboratori Nazionali di Frascati, vicino a Roma, cominciò a funzionare nel febbraio 1959. Il ruolo estremamente attivo di Amaldi, sia nell'ambito della comunità dei fisici che nei confronti di politici e amministratori a Roma risultò alla fine decisivo nel far realizzare il laboratorio in una località vicina a Roma, in accordo con un disegno di carattere generale che assegnava alle aree del nord del paese lo sviluppo di impianti nucleari per scopi civili e concentrava invece la ricerca fondamentale in prossimità della capitale.

#### La costruzione della scienza europea

Subito dopo la fine della guerra, i fisici di tutta l'Europa si convinsero che soltanto attraverso uno sforzo di collaborazione fra diversi paesi sarebbe stato possibile garantire all'Europa un ruolo competitivo nelle nuove condizioni degli anni post-bellici. Piani per un grande laboratorio europeo per la fisica fondamentale furono avanzati per la prima volta, in diverse occasioni, nel 1950. Amaldi fu sin dall'inizio uno strenuo sostenitore dell'idea, favorito anche dal suo ruolo di Vice-Presidente dell'IUPAP (*International Union of Pure and Applied Physics*). Questo piano ambizioso prese rapidamente forma, utilizzando il supporto istituzionale offerto dall'UNESCO. Insieme con il fisico francese Pierre Auger, direttore della sezione scientifica dell'UNESCO, Amaldi fu la vera forza motrice di un progetto che aveva un grande potere di attrazione nei confronti delle generazioni più giovani di fisici europei, ma dovette anche far fronte a difficoltà e opposizioni, a livello sia scientifico che governativo. Già nel maggio 1951 un piano dettagliato venne approvato da un team selezionato di esperti di otto paesi, e all'inizio del 1952 una conferenza intergovernativa costituì un'organizzazione provvisoria, che prese il nome di *Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*. Amaldi fu eletto Segretario Generale del CERN provvisorio; come tale, egli supervisionò tutte le fasi cruciali dell'infanzia della nuova istituzione, compreso lo stadio iniziale

del lavoro sulla scelta del sito del laboratorio, che venne infine costruito su terreni messi a disposizione dalla città di Ginevra, in Svizzera. Egli lasciò la posizione quando il CERN, nel settembre del 1954, entrò nella sua esistenza ufficiale, rifiutando l'offerta di diventare il primo Direttore Generale, motivando la sua decisione anche con il desiderio di ritornare a un lavoro più attivo di ricerca nella fisica.

Di pari passo con lo sviluppo del laboratorio di Frascati, il grande protosincrotrone del CERN fu completato con successo nel 1959, raggiungendo l'energia record di 28 GeV. Amaldi mantenne sempre stretti legami con il CERN, conservando sempre un posto negli organismi scientifici che ne decidevano la politica. Nel 1963 egli creò, e ne fu Presidente sino al 1969, lo *European Committee for Future Accelerators* (ECFA), una struttura indipendente preposta a definire i progetti delle nuove macchine da costruire in Europa al CERN, e altrove. Alla fine degli anni '60 egli fu nominato Presidente del gruppo che progettò per il CERN il nuovo protosincrotrone da 300 GeV, progetto che fu finalmente approvato dagli Stati membri nel 1971, quando Amaldi ricopriva la carica di Presidente del Consiglio.

Il fatto di occupare contemporaneamente posizioni importanti sia nell'INFN che nel CERN pose spesso Amaldi nelle condizioni di operare scelte delicate di bilanciamento delle risorse fra gli sviluppi domestici e la cooperazione internazionale, come quando si trattò di decidere se dare il supporto dell'Italia al progetto della macchina da 300 GeV di Ginevra, oppure di concentrare gli sforzi sulla realizzazione di un nuovo protosincrotrone in Italia; in tale occasione egli si espresse vigorosamente in favore del progetto del CERN, anche se ciò comportava l'abbandono di un programma interessante in Italia, essendo sempre convinto che la priorità doveva essere data all'Europa.

Una rete di politici e di scienziati simile a quella che aveva contribuito al successo del CERN si formò e crebbe all'inizio degli anni '60, quando venne discusso il progetto di uno sforzo comune europeo nell'ambito della ricerca spaziale. Anche questa volta, Amaldi ebbe un ruolo di primo piano nel lanciare l'idea e di introdurla nei circoli scientifici e politici. Il risultato fu, nel 1964, la creazione della *European Space Research Organisation*

(ESRO), che successivamente promosse la nascita dell'ESA (*European Space Agency*). Un carattere distintivo della nuova istituzione, sul qual Amaldi insisté ripetutamente, fu l'assenza di qualsiasi connessione con interessi militari; nella sua visione, tali progetti dovevano coniugare un genuino carattere internazionale con un'indipendenza totale da scopi di carattere militare, che avrebbero compromesso la libertà della ricerca, imponendo la segretezza, a scapito di una genuina collaborazione transnazionale.

### **Ricerca nella fisica dei raggi cosmici e delle particelle**

Nel tempo lasciato libero dai compiti accademici e amministrativi e dalla sua frenetica attività di organizzatore e pianificatore della scienza, Amaldi continuò ad occuparsi attivamente di ricerca e a guidare gruppi di collaboratori più giovani, spostando i propri interessi nel campo della fisica dei raggi cosmici. Un punto elevato di questo lavoro si ebbe alla metà degli anni '50, quando in una delle emulsioni esposte alla radiazione cosmica durante la collocazione nel 1953 di palloni ad alta quota, venne trovata una traccia che poteva essere interpretata come l'evidenza del processo di annichilazione di un antiprotone, una particella la cui esistenza veniva data per certa su basi teoriche, ma che non era mai stata osservata. Al fine di dare miglior supporto alla scarsa evidenza offerta da tale singola traccia, Amaldi si rivolse al suo vecchio amico Emilio Segrè, che lavorava a Berkeley, proponendogli un programma comune di ricerca, finalizzato alla rivelazione di eventi analoghi in emulsioni esposte al fascio di protoni prodotti dal Bevatron, a quell'epoca l'acceleratore più potente del mondo, l'unico in grado di raggiungere una prima conferma di tale processo, in quanto l'energia era superiore alla soglia per la produzione di una coppia protone-antiprotone. La collaborazione Roma-Berkely durò per un paio d'anni, fornendo un certo numero di risultati importanti sugli antiprotoni e sulle loro proprietà di annichilazione; tuttavia, la prima conferma dell'esistenza di un tale processo, chiaramente visibile nelle tracce delle emulsioni, avvenne soltanto poche settimane dopo che Segrè e il suo gruppo avevano rivelato indipendentemente l'antiprotone mediante un esperimento differente, basato sull'uso di contatori anziché di emul-

sioni. Per questa scoperta, Segrè e Chamberlain furono insigniti nel 1959 del premio Nobel per la fisica. Il gruppo di Roma aveva mancato di poco questo riconoscimento. Fu questa per Amaldi un'ulteriore conferma dell'assoluta necessità per i fisici europei di concentrarsi sui programmi del CERN e di investire su larga scala per realizzare impianti sperimentali competitivi.

### **Onde gravitazionali e storia della fisica**

Un campo completamente nuovo di ricerca fu aperto da Amaldi negli anni '70. Il suo interesse per il problema della rivelazione sperimentale delle onde gravitazionali risaliva a un corso tenuto nel 1962 alla scuola estiva di Varenna da Joe Weber, un pioniere nel campo di tale tipo di strumentazione. Nel 1970, a Roma venne costituito con Guido Pizzella un gruppo guidato da Amaldi, con il fine di costruire rivelatori criogenici per le onde gravitazionali. All'inizio, vennero realizzate e rese operative alcune piccole antenne. Nel corso degli anni, vennero affrontati e risolti numerosi problemi costruttivi, legati al disegno e al corretto funzionamento di questi strumenti, arrivando a una miglior comprensione della fisica che sta alla loro base. Rivelatori di dimensioni maggiori furono costruiti, in successione, a Roma e a Frascati, e poi al CERN: qui, l'antenna criogenica "Explorer" fu installata negli anni '80 e raggiunse nel 1989 la sensibilità più elevata mai uguagliata per lungo tempo. Durante questo periodo Amaldi, pur lasciando ad altri la responsabilità diretta della direzione, svolse un ruolo attivo, non solo nella progettazione e nell'esecuzione degli esperimenti, ma anche nel reclutamento di giovani studenti da avviare a questo tipo di ricerca. La rivelazione delle onde gravitazionali, a vent'anni dalla scomparsa di Amaldi, è ancora un problema aperto; grandi impianti sono stati realizzati per questo scopo sulla base di grandi cooperazioni internazionali, con un'importante presenza di fisici italiani, che hanno raccolto l'eredità di una tradizione che risale all'intuizione iniziale di Amaldi.

Negli anni della maturità Amaldi, pur proseguendo un'intensa attività di ricerca, ha dedicato una parte sempre più importante del suo tempo a raccogliere le sue memorie e a scrivere quei momenti della storia della fisica nei quali aveva avuto un ruolo di primo piano. Partendo dalla commemorazione di

amici e di colleghi e dalla rielaborazione di eventi importanti, questa ricostruzione di una memoria personale e collettiva è lentamente evoluta nella produzione di scritti più dettagliati, con un'analisi sempre più approfondita dei contesti storici più generali e una cura per la ricerca di fonti e di documentazione non usuale in lavori simili compiuti da altri scienziati. Nel compiere questo lavoro, egli è stato molto aiutato dalla sua abitudine, sviluppata sin dagli inizi del suo ruolo di leader della comunità dei fisici italiani, di conservare qualsiasi documentazione importante correlata con il suo lavoro e con le istituzioni nelle quali operava. Il suo archivio personale, che lo ha aiutato a produrre lavori che si collocano a metà strada fra la ricostruzione tradizionale degli scienziati e la ricerca accademica degli storici indipendenti, costituirà per l'avvenire una fonte incalcolabile per ulteriori studi sulla storia della scienza del ventesimo secolo.

### **Il lavoro per la pace e il controllo degli armamenti**

L'attenzione per la pace e la forte consapevolezza del ruolo di grande responsabilità che la comunità scientifica dovrebbe svolgere al riguardo hanno sempre rappresentato per Amaldi un complemento naturale del suo pieno convincimento del carattere aperto della scienza e della necessità di una cooperazione internazionale. Al pari di suoi colleghi, che rimasero in Italia durante la guerra, egli si trovò spesso a prendere la difficile decisione se aderire a progetti correlati con il possibile uso della scienza per scopi militari, sebbene più tardi egli ammise onestamente che, se questo fosse stato il caso, egli avrebbe alla fine accettato di porre la propria competenza al servizio di quella che, al di là di ogni ragionevole dubbio, gli apparisse la parte giusta a fianco della quale combattere.

Dopo la guerra, egli seguì con grande interesse i tentativi dei fisici americani di costituire una qualche sorta di organizzazione finalizzata al controllo della corsa agli

armamenti. Quando nel 1957, a seguito dell'appello di Einstein-Russel del 1955, venne creato il movimento Pugwash, egli fu coinvolto sin dall'inizio. In occasione del secondo meeting Pugwash egli accettò di diventare un membro del Comitato Direttivo, e mantenne questa posizione sino al 1973. Insieme con il collega fisico Carlo Schaerf egli fu il fondatore dell'ISODARCO (*International School on Disarmament And Research on Conflicts*) e ne fu anche il Presidente, dalla fondazione nel 1966 sino alla sua morte. Nel 1982 egli guidò una delegazione di fisici italiani che presentò al Presidente della Repubblica una risoluzione relativa alla corsa agli armamenti e al pericolo creato in Europa dall'installazione dei missili cruise. A seguito di questo documento, fu fondata l'USPID (Unione Scienziati Per Il Disarmo), un gruppo assai attivo che mantenne viva in Italia la discussione sui problemi del disarmo, organizzando incontri di carattere internazionale e diffondendo documentazione informata. Amaldi tenne uno dei suoi ultimi discorsi ufficiali nel 1987, quando guidò una delegazione di scienziati italiani al Forum Internazionale organizzato a Mosca dal Segretario Generale del PCUS, Michail Gorbatchev, nel clima della nuova distensione che si stava aprendo in quel periodo.

Amaldi era sposato con Ginestra Giovane, una delle poche donne fra gli studenti di fisica a Roma negli anni '30. Essi ebbero tre figli, Ugo, Francesco e Daniela; fra di essi, Ugo ha seguito le orme del padre come fisico delle alte energie, che ha svolto la propria carriera al CERN.

Amaldi fu membro di numerose accademie e società scientifiche. Dal 1988 al 1989 fu Presidente dell'Accademia dei Lincei e fu sempre membro molto attivo dell'Accademia Nazionale delle Scienze detta dei Quaranta. Fu alla fine di una giornata di lavoro, nel suo ufficio ai Lincei che all'età di 81 anni, ancora nel pieno delle sue capacità, un ictus pose repentinamente termine alla sua vita.

Prof. Dott. Ignazio Schincaglia  
**Radiografia e radioscopia**  
**Storia dei raggi Röntgen**  
**e loro applicazioni più importanti**

Biblioteca popolare di coltura - Antonio Vallardi Editore - Milano - 1918

a cura di Luca Moro

Servizio di Fisica Sanitaria, Fondazione Salvatore Maugeri - Pavia

*Il prof. Schincaglia, nel descrivere gli impianti che costituiscono il gabinetto del radiologo (Fisica in Medicina n. 3-2007, pag. 211), descrive due particolari dispositivi, il tubo focus e lo spinterometro a punta e disco. Il primo è una versione notevolmente migliorata del tubo di Crookes ed è interessante conoscere, seppur brevemente, l'evoluzione delle soluzioni tecniche escogitate per ottenere tubi RX utilizzabili in Röntgenologia. Il secondo è un semplice, sebbene poco accurato, strumento per determinare la qualità e il potere penetrante dei raggi X.*

**I tubi focus**

Le prime esperienze radiografiche, ai tempi della scoperta, venivano fatte usando tubi Crookes, a forma di pera (...). Ma ben presto si manifestarono degli inconvenienti gravissimi: le ombre che si ottenevano sulla lastra avevano i contorni assai sfumati, in modo da alterare talvolta sensibilmente la forma dell'oggetto; inoltre erano necessarie delle pose lunghissime per giungere tutt'al più a delineare le ossa di un braccio o di una gamba.

Il primo difetto aveva la sua causa nel luogo d'origine, troppo esteso, dei raggi Röntgen, i quali emanavano da tutta la parete di vetro opposta al catodo; l'altro dipendeva dall'intensità troppo debole della corrente secondaria, che dal rocchetto di Ruhmkorff era inviata al tubo. (...)

Gli è così che si cercò di rendere assai piccola la superficie di emissione dei raggi X: a

rigor di termini si potrebbe raggiungere lo scopo ponendo vicino alla parete del tubo una lamina di piombo munita di un piccolo forellino; ma così facendo si approfitta di una quantità irrisoria di radiazione, insufficiente a produrre le necessarie proiezioni. Ma poiché i raggi catodici si possono con facilità far passare per un punto costruendo il catodo di forma conveniente, si pensò senz'altro a convergere detti raggi sopra una superficie di tal natura da resistere alla fusione. I primi tentativi di concentrare i raggi catodici sulla parete stessa di vetro non ebbero successo perché, dopo brevissimo tempo, quella si rammolliva per l'enorme sviluppo di calore; quando invece si adottò per superficie intercettante il cono dei raggi catodici il platino, che per fondere richiede una temperatura vicino a 2000 gradi, si fece un passo lodevole, degno di ulteriori studi e di universale applicazione. Tale metallo, a forma di piccolo disco, venne situato nel centro del tubo a cui, dopo infinite prove, si diede la forma della figura 22. Essa è prevalentemente sferica con tre colli, di cui il più grosso e più lungo contiene il catodo C di alluminio, concavo, un altro l'anodo A e un terzo porta l'anticatodo collo specchietto P di platino. (...)

I tubi, di forma sferica in prevalenza, nel cui centro esiste il fuoco, ovvero il punto di intersezione dei raggi catodici col platino, si chiamano *tubi focus*.

**Come si riconosce lo stadio di un tubo focus**

È di capitale importanza, per chi fa uso dei raggi X, conoscere il loro potere penetrante, ovvero lo stadio in cui si trova il tubo focus che li genera. Basterebbe sapere il valore esatto della pressione del gas contenuto; ma ciò non è possibile perché il tubo Röntgen è perfettamente chiuso e non può farsi comunicare tanto agevolmente con apparecchi misuratori esterni. Un indizio sicuro dello stato di rarefazione, e quindi della qualità dei raggi prodotti, si ottiene osservando la lunghezza di una scintilla in derivazione, che scocca tra i poli dello spinterometro.

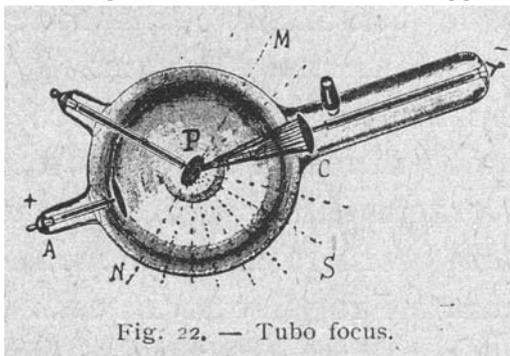


Fig. 22. — Tubo focus.

Con questo nome s'intende un apparecchio semplicissimo, costituito da due colonnette di ebanite che portano alle estremità superiori pezzi metallici di varia forma, mentre le basi possono scorrere parallelamente ad una graduazione (fig. 28). Se nello spinterometro si pone una punta metallica al polo positivo e un disco al negativo, si realizza la condizione più opportuna per ottenere la massima lunghezza di scintilla con un dato potenziale.

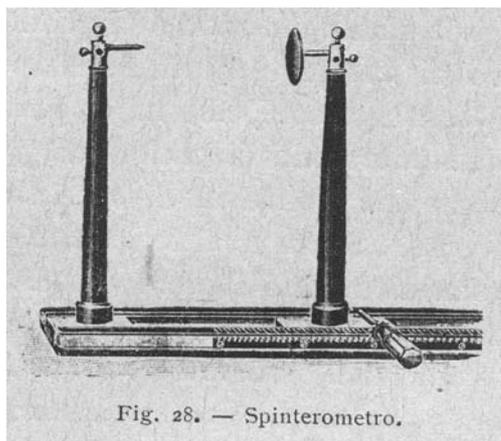


Fig. 28. — Spinterometro.

Ciò posto, si dispone il circuito secondario in modo che la corrente possa trasmettersi tanto nel tubo focus quanto tra la punta e il disco dello spinterometro nell'aria. Una simile distribuzione degli apparecchi si immagina facilmente guardando la figura 27 supponendo che N, M siano i poli di uno spinterometro applicato senz'altro al rocchetto come nella figura 1.

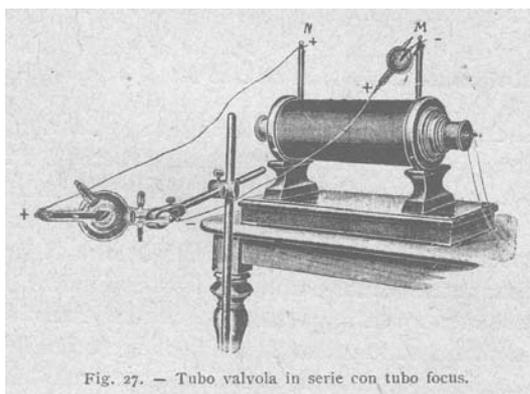


Fig. 27. — Tubo valvola in serie con tubo focus.

Moderando la distanza tra punta e disco, si raggiunge una posizione limite per cui le scintille scoccano indifferentemente nell'aria o entro il tubo. Se in questo la rarefazione cresce, i raggi X acquistano maggior potere penetrante, aumenta di pari passo la tensione necessaria per alimentare il focus, ed in conseguenza la scariche si producono quasi tutte nell'aria tra i poli dello spinterometro, che vorranno essere allontanati per ottenere la posizione limite precedente. Si ha così l'effetto rimarchevole che

per ogni stadio di rarefazione del tubo Röntgen, a cui sono legate le proprietà più o meno penetranti dei raggi X, si ottiene come equivalente allo spinterometro una lunghezza maggiore o minore della scintilla. Scegliendo tubi delle dimensioni più usate, per es., quelli che hanno il diametro della sfera di 17 o 20 centimetri, potremo ritenerli *molto molli* se allo spinterometro si ha una scintilla equivalente di otto o dieci centimetri, *molli* per una scintilla di dodici a quindici, *semi-molli*, per circa venti centimetri, *semi-duri* se lo spinterometro segna venticinque o trenta centimetri.

Oltre al metodo della scintilla in derivazione, esistono i radiometri, coi quali si può con maggiore precisione valutare lo stadio del tubo e la qualità dei raggi. Il radiometro di Walter è costituito da un disco di piombo di grosso spessore, che ha otto fori, ciascuno ricoperto da lamine sottili di platino di grossezza crescente in modo che l'una sia di spessore doppio di quella che precede. Sopra quei fori viene steso un piccolo diaframma al platino-cianuro di bario, e il tutto è al fondo di un tubo alla cui estremità opposta viene applicato l'occhio dell'osservatore.

Si comprende che se con tale apparato si guarda un tubo Röntgen eccitato dalle scariche, potranno illuminarsi uno, due, tre, ... o anche tutti i fori che sono nel piombo, chiusi colle lastre di platino: se si vedranno otto dischetti luminosi, ed evidentemente con intensità decrescente, il tubo sarà duro al massimo, per gli scopi pratici; se poi se ne vede uno o due, il primo ed il secondo, il tubo sarà molto molle.

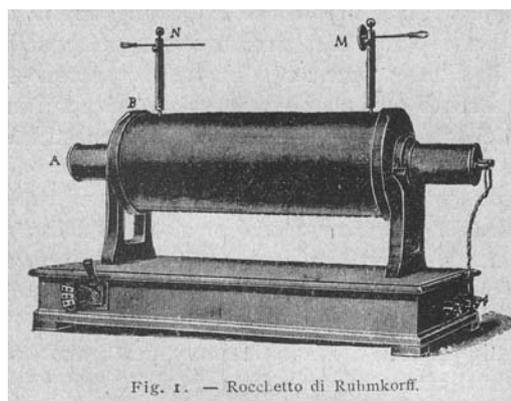


Fig. 1. — Rocchetto di Ruhmkorff.

Un altro radiometro è quello di Benoist; ma conviene notare che quando lo sperimentatore ha acquistato una certa pratica, conosce a prima vista la qualità del tubo dalla semplice osservazione della sua fluorescenza, o dalla intensità della corrente necessaria al circuito primario, dal milliamperometro inserito nel secondario; solamente in casi particolari adopera il radiometro.

# L'APPARECCHIO RADIOLOGICO MOBILE TIPO FERRERO DI CAVALLERLEONE ESPOSTO AL MUSEO STORICO ITALIANO DELLA GUERRA DI ROVERETO.

*Versione riveduta ed adattata di un articolo pubblicato sugli Annali del Museo Storico Italiano della Guerra (n.12/13 – 2004/2005, pp.177,196)*

A cura di M. Reggio

## PREMESSA

Sebbene non sia consueto in un articolo di carattere tecnico-scientifico, ritengo utile iniziare questo lavoro con una premessa di carattere personale. Molti anni fa, quando ero ancora studente di liceo, avevo ammirato questo apparecchio radiologico in una vetrina allestita appositamente presso il Museo Storico Italiano della Guerra di Rovereto, ed ero rimasto colpito dalla sua rara integrità e dalla completezza dei suoi accessori. Sull'onda di quel ricordo, molto più recentemente, forte della mia qualifica di Fisico Sanitario, ho chiesto al curatore del Museo di poterlo esaminare da vicino, con l'intenzione di studiarne e descriverne il funzionamento. Con grande piacere ho avuto la piena disponibilità ad accedere all'apparecchio in un giorno di chiusura del Museo, per poterlo fotografare da vicino, avendo persino la collaborazione di un tecnico del Museo stesso, e l'autorizzazione a smontarne alcune componenti per poterlo meglio analizzare in tutti i dettagli. Con altrettanto grande sorpresa ed interesse mi sono reso conto che in quel momento le mie nozioni in materia di apparecchi radiologici non erano in grado di chiarirmi numerosi aspetti del suo funzionamento. Di qui la necessità di uno studio approfondito sulle apparecchiature radiologiche di quell'epoca, e il desiderio di documentare i risultati delle mie ricerche; le immagini ed alcune note storiche, raccolte in una presentazione su CD, fungeranno poi da spunto per la realizzazione del Museo virtuale dell'AIFM su internet.

## INTRODUZIONE

Questo impianto radiologico può ben definirsi raro, se non unico, sia per la particolarità del progetto, studiato per consentirne il trasporto a dorso di mulo, sia per la quasi

totale integrità dei numerosi elementi che lo compongono e dei relativi accessori a corredo. Tutti gli elementi, compresa la camera oscura, costituita da una tenda militare internamente rivestita da un telo nero a tenuta di luce, sono riponibili in bell'ordine in sei casse di legno appositamente costruite, ciascuna dotata di un corrispondente elenco di inventario incollato sul coperchio. Su ciascuna etichetta la scritta: "Emilio Balzarini, Milano ... Fabbrica di Apparecchi Elettro - Medico - Chirurgici ... APPARECCHIO RADIOGRAFICO PORTATILE tipo FERRERO DI CAVALLERLEONE ADOTTATO DAL REGIO ESERCITO ITALIANO".

Una caratteristica particolare di questo impianto è che tutti i componenti di cui sia nota l'origine (e non c'è motivo di credere che ciò non valga per ogni altro singolo elemento), compresi i prodotti di consumo, lastre radiografiche e sostanze chimiche, sono di produzione italiana. In particolare, sia la ditta Balzarini che la Cappelli, produttrice delle lastre radiografiche, erano di Milano. Oggi questi marchi sono scomparsi e praticamente sconosciuti, ma in quell'epoca erano noti anche a livello europeo per la qualità dei loro prodotti. Il tubo radiologico è privo di qualsiasi contrassegno o numero identificativo, ma supponendo che sia anch'esso di produzione italiana, potrebbe essere stato fabbricato o dalle Officine Galileo o forse anche da una ditta minore, la Cavallo di Torino, che risulta presente al primo congresso della Società Italiana di Radiologia Medica (SIRM), tenutosi a Milano nel 1913<sup>(1)</sup>, in qualità di fabbricante di tubi radiologici.

Probabilmente proprio grazie al suo meticoloso progetto costruttivo, questo apparecchio radiologico è giunto fino ai giorni nostri

praticamente completo dei suoi accessori e in ottimo stato di conservazione, magari pronto ad essere rimesso in funzione.

#### ALLE ORIGINI DELLA RADIOLOGIA MILITARE

Per ricordare l'evolversi tumultuoso dei fatti che seguirono la scoperta dei raggi X, vale la pena di ricostruire una cronologia minima degli eventi che si succedettero in quel tempo.

Il giorno 8 di novembre del 1895, Wilhelm Conrad Röntgen, mentre sta conducendo ricerche sulla fisica delle scariche elettriche nei gas, utilizzando un tubo a gas residuo di Crookes, scopre gli effetti sorprendenti e misteriosi di un nuovo tipo di raggi, che egli chiamerà "X" dal tipico nome dell'incognita in matematica. Dopo una serie di prove e di indagini, Röntgen si renderà conto non solo di aver effettuato una scoperta affascinante, ma intuirà subito la sua enorme potenzialità in ambito medico. Farà infatti la prima presentazione ufficiale della sua scoperta il 28 dicembre 1895 con un rapporto preliminare al presidente della Società di Fisica Medica di Wurzburg (presso la cui Università aveva una cattedra per l'insegnamento della Fisica) allegando alla relazione la ormai storica radiografia della mano di sua moglie Bertha. Il giorno di capodanno 1896 invierà una relazione scritta anche all'estero, a numerosi colleghi. Il 5 gennaio la notizia della scoperta, oltrepassati i confini della Germania e dell'ambito accademico, esce su un giornale di Vienna, il "*Neue Freie Presse*". Di qui, tramite il telegrafo, la notizia rimbalza in tutto il mondo creando enorme scalpore ed entusiasmo anche tra la stampa più popolare, pur con qualche segno di diffidenza e scetticismo. Quando uscirà la prima pubblicazione ufficiale di Röntgen sul nuovo tipo di raggi, il 28 gennaio 1896, il mondo intero è già pervaso da una febbre frenetica sui possibili impieghi di questo nuovo tipo di raggi, in grado di rendere "trasparenti" le strutture interne del corpo umano intatto, e di rivelare oggetti nascosti alla vista, situati all'interno di corpi opachi. Alcune radiografie conservate presso il Museo della Storia della Fisica dell'Università di Padova portano la data "16-18 gennaio 1896" e sono addirittura firmate col nome dell'autore, Giuseppe Vicentini, a testimonianza della meraviglia suscitata dalla nuova scoperta e della consapevolezza che si stava aprendo una nuova era scientifica. La

velocità con cui in tutto il mondo si sperimentano e si applicano i nuovi raggi testimonia che la tecnologia per produrli era ampiamente disponibile nei laboratori di Fisica di tutto il mondo di allora.

Come è noto, per la sua scoperta Röntgen riceverà nel 1901 il primo premio Nobel per la Fisica, ma forse non si sottolinea mai abbastanza che egli non sfrutterà mai la sua invenzione sul piano economico, né la proteggerà con alcuna forma di brevetto, con la convinzione che essa fosse patrimonio della intera umanità.

Naturalmente le potenzialità dei raggi X non sfuggirono all'ambiente militare Prussiano, che cominciò subito a studiarne le possibili applicazioni. Tuttavia è formalmente riconosciuto che noi italiani fummo i primi ad utilizzare esami radiologici in ambito militare<sup>(2)(3)</sup>. Il 1 marzo 1896, durante la guerra in Abissinia, le truppe italiane subirono ad Adua una disastrosa sconfitta, ed i feriti che potevano essere trasportati furono inviati per mare all'Ospedale Militare di Napoli. Nel mese di maggio, a soli sei mesi dalla scoperta dei raggi X, il tenente colonnello medico Giuseppe Alvaro, dell'Ospedale Militare, coadiuvato dal chirurgo De Gaetano, eseguì alcune radiografie su due militari feriti nel corso della battaglia di Adua, riuscendo a localizzare ed a rimuovere con successo alcuni proiettili che non era stato possibile individuare in alcun altro modo. Alvaro non si limitò ad effettuare le radiografie: ne fece oggetto di un resoconto che pubblicò su una rivista medica militare<sup>(4)</sup> fornendo una prospettiva profetica sulle possibilità della radiologia nell'individuare la posizione di corpi estranei nei tessuti del corpo umano e nell'esame di fratture o di altre malattie delle ossa.

Nella primavera del 1897 nei Balcani scoppiò una guerra che vide i Turchi contrapporsi ai Greci. Le grandi potenze europee si schierarono: la Germania a favore della Turchia, l'Inghilterra, la Russia e la Francia a favore della Grecia. Tutti gli alleati si premurarono di fornire ai belligeranti, oltre ad altri tipi di supporto, anche i più moderni mezzi sanitari. La Croce Rossa Germanica fornì un apparecchio radiologico all'Ospedale militare di Costantinopoli, mentre tra i mezzi forniti dalla Croce Rossa Inglese vi fu anche un apparecchio radiologico appositamente concepito per uso campale.

Per la prima volta un apparecchio radiologico poteva essere utilizzato lontano dalle strutture fisse ospedaliere in prossimità delle prime linee, pronto ad intervenire su feriti che non potevano essere trasportati o non era opportuno allontanare<sup>(3)(5)</sup>. Il problema della alimentazione elettrica, a quel tempo non ancora facilmente disponibile, fu superato mediante l'impiego di due batterie di accumulatori: mentre una era in uso al fronte, l'altra veniva ricaricata a bordo della nave HMS Rodney, alla fonda in un porto vicino.

La necessità di disporre di alimentazione elettrica costituiva una pesante limitazione alla mobilità degli apparecchi sul campo di battaglia, e i generatori elettrostatici, come i generatori di Wimshurst, che sarebbero stati autosufficienti e che in effetti furono utilizzati per produrre raggi X anche presso ambulatori medici in strutture pubbliche e private<sup>(9)</sup>, erano troppo ingombranti e delicati per essere trasportati, o anche semplicemente utilizzati in situazioni critiche.

Una particolare soluzione fu escogitata dal Chirurgo-Maggiore John C. Battersby durante la cosiddetta "Guerra del Fiume"<sup>(3)</sup>. Nel 1898 una armata composta essenzialmente da soldati egiziani, ma al seguito di ufficiali inglesi ed equipaggiati con armi moderne, fu inviata dal Cairo per liberare il Sudan dall'aggressione di un gruppo fondamentalista islamico, i Mahdisti, che per dieci anni avevano imperversato in quel territorio. Tra gli equipaggiamenti inviati da Londra al seguito di quella spedizione, vi fu anche un apparecchio a raggi X. Questo fu anche il primo esempio di apparecchio radiologico militare mobile ufficialmente pagato ed adottato dall'Esercito inglese<sup>(3)</sup>. Con quell'apparecchio, collocato ad Abadieh, in una capanna di fango essiccato posta sulle rive del Nilo, Battersby esaminò una sessantina di feriti<sup>(6)</sup>. Forte di una precedente esperienza negativa, a causa dei problemi incontrati dalle truppe inglesi in una campagna ai confini dell'Afghanistan (messe in grosse difficoltà dalla necessità di mantenere in funzione i pesanti accumulatori in dotazione) Battersby utilizzò una bicicletta collegata ad una dinamo per ricaricare le batterie del suo apparecchio. All'azionamento della dinamo provvedevano due militari pedalando sulla bicicletta per parecchie ore, alternandosi continuamente tra loro; non potevano infatti resistere a pedalare per più di mezz'ora a causa del

clima torrido, con temperature che oscillavano tra 40 e 50 °C all'ombra.

Sempre nel 1898, l'Esercito degli Stati Uniti d'America utilizzerà per la prima volta gli apparecchi radiologici durante la guerra Ispano-Americana, attrezzando almeno tre navi con apparecchi radiologici. Questi in realtà non troveranno grande impiego, poiché la causa principale di inabilità tra i soldati fu la febbre tifoide, più che le ferite in battaglia. Nonostante ciò, a causa di esposizioni prolungate e ripetute ai raggi X, due soldati subirono pesanti ustioni da raggi. Probabilmente questo è il primo caso di incidente radiologico riferito e documentato iconograficamente in ambito militare<sup>(2)</sup>. Nel 1896, per ottenere una radiografia della mano con il tubo radiologico a 20cm di distanza, occorrevano fino a quaranta minuti di esposizione<sup>(7)</sup>; le cose in seguito miglioreranno rapidamente, ma la durata della esposizione per una radiografia del tronco resterà sempre nell'ambito di numerosi minuti. Se poi si considera che lo spettro di emissione, sia per la tensione operativa, certamente non molto elevata, sia per le modalità di generazione dei raggi X nei tubi radiologici dell'epoca, sia per la totale assenza di filtrazioni aggiuntive, era sicuramente ricco dei dannosissimi "raggi molli", non ci si deve meravigliare che le ustioni da raggi fossero alquanto frequenti.

L'utilità militare degli apparecchi radiologici era comunque ormai indiscussa, e sin dagli inizi della prima guerra mondiale tutti gli eserciti in campo erano già dotati di numerosi impianti radiologici, sia fissi, presso gli ospedali militari, sia mobili, da dislocare accanto alle linee di combattimento.

Una particolare menzione va riservata a Maria Sklodowska Curie, premio Nobel per la Fisica nel 1903 e per la chimica nel 1911: ufficialmente nominata "direttore del Servizio Radiologico della Croce Rossa Francese", agli inizi della prima guerra mondiale creò un servizio radiologico militare innovativo. Realizzò numerose unità radiologiche autotrasportate, note come "petites Curie", che trovarono un primo impiego nel corso della battaglia della Marna. La produzione dell'alimentazione elettrica necessaria veniva assicurata mediante gruppi elettrogeni installati sulle vetture o per mezzo di dinamo appoggiate a terra e tenute in movimento dal motore stesso della macchina. Consapevole dei

pericoli legati all'uso di raggi X da parte di persone non preparate, Maria Curie, oltre a studiare particolari dispositivi di protezione in piombo, nel 1914 istituì presso il suo Istituto del Radium delle scuole specifiche per il personale di assistenza ai medici radiologi, rivolgendo appelli anche alle giovani appartenenti alla migliore società francese. Coraggiosamente coadiuvata dalla figlia Irene, allora appena diciottenne (futuro premio Nobel per la chimica, che riceverà nel 1935), Maria Curie non disdegnò di recarsi tra i feriti in prima linea, prendendo la patente di guida e ponendosi personalmente al volante delle sue "petites Curie". Solo nel corso degli ultimi due anni di guerra furono eseguite più di un milione di radiografie<sup>(8)</sup>, senza contare le numerose riduzioni di fratture eseguite in scopia<sup>(9)</sup> ed altri esami radioscopici non documentati.

#### L'APPARECCHIO RADIOLOGICO MOBILE TIPO FERRERO DI CAVALLERLEONE

In analogia con le esperienze francesi, americane, e di altre nazioni, nel 1915, all'inizio della Grande Guerra, entrano in servizio anche le prime automobili radiologiche militari italiane, ideate da Felice Perussia: una per la Croce Rossa Italiana, ed una per il Regio Esercito. Entrambi questi veicoli furono costruiti dalla Balzarini. Ambulanze di questo tipo operarono nelle zone di guerra del Trentino e sull'Isonzo, guidate direttamente dai medici radiologi. Uno di questi, il capitano medico Lorenzo Coleschi, uno dei fondatori della SIRM, aveva messo a punto nel 1912 un sistema di ricerca dei proiettili ritenuti<sup>(1)</sup>.

L'apparecchio radiologico mobile della Balzarini tipo Ferrero di Cavallerleone (fig. 1), specificatamente destinato al trasporto a dorso di mulo (forse in dotazione dell'esercito italia-



fig. 1: **Vista d'insieme**

Da destra a sinistra sono visibili i seguenti elementi principali: a) Cassa con dinamo a manovella; b) rocchetto di Ruhmkorff (sopra la cassa su cavalletto); c) tubo radiologico (montato su un'asta fissata su treppiede); d) limitatore di Frisoni (su cavalletto in legno); e) criptoscopio a soffietto (ai piedi della barella in primo piano).

no fin dal 1904) fu largamente impegnato sul fronte libico nel 1911 e nella guerra balcanica del 1912. In particolare in quest'ultima vicenda questo apparecchio suscitò vasta eco ed ammirazione: con esso infatti furono eseguite centinaia di radiografie non solo su soldati italiani, ma anche su militari inviati dagli ospedali della Croce Rossa austriaca, francese, russa e montenegrina<sup>(1)</sup>.

Allo scoppio della Grande Guerra sorse un acceso dibattito sulla preferenza da accordare o agli impianti radiologici mobili autotrasportati, del tipo "petites Curie", o a quelli tipo "Ferrero di Cavallerleone", trasportabili anche a dorso di mulo. Tuttavia l'eccellente esperienza maturata con l'uso di quest'ultimo tipo di apparecchi durante la guerra dei balcani del 1912, unita ad altre considerazioni, come le possibili difficoltà che avrebbero potuto crearsi in caso di intasamento o danneggiamento delle vie di comunicazione, la difficoltà di reperire con prontezza pezzi di ricambio in caso di avaria delle autovetture, la necessità di raggiungere luoghi non accessibili ai mezzi rotabili, avevano sconsigliato di abbandonarne l'impiego. In conclusione, fu deciso di costruire alcune unità di ambulanze radiologiche ma fu anche mantenuto l'uso di questa apparecchiatura trasportabile su animali da soma<sup>(1)</sup>.

In maniera succinta, ma abbastanza efficace, la locandina del Museo di Rovereto la presenta così ai visitatori:

*“L’attrezzatura qui esposta trovò impiego nelle immediate retrovie delle linee di combattimento italiane durante la guerra 1915-1918.*

*Essa fu costruita in più esemplari dalla ditta Balzarini di Milano e si articola, secondo i suggerimenti dell’epoca, in 6 casse da Soma previste per essere trasportate con due muli.*

*Una dinamo azionata a braccia ed un rotore a mercurio alimentano un rocchetto di trasformazione che a sua volta eroga la tensione necessaria per l’alimentazione di un tubo per raggi X a gas residuo privo di protezione anti-raggi X.*

*Il tubo radiogeno può essere fissato col suo braccio di supporto su uno stativo a tre piedi o direttamente posizionato da milite che lo regge su apposita asta.*

*Un crioscopio a soffietto consente l’esame radioscopico del ferito in piena luce.*

*Il sistema prevede una cassa protetta da piombo per la conservazione delle lastre radiografiche e delle carte sensibili in dotazione.*

*In un’altra apposita cassa troviamo il necessario per lo sviluppo e l’illuminazione (a candela) della camera oscura, costituita da una tenda oscurata.*

Come si è detto, la ditta Balzarini (Amministrazione: piazza S. Nazaro n.15; Stabilimento: via Carità n.18, C° Lodi, Milano) realizzò questo impianto appositamente per impiego militare. A quell’epoca la ditta Balzarini era alquanto rinomata non solo nell’ambito delle apparecchiature elettromedicali, ma anche nel campo più vasto degli strumenti per ricerca scientifica, come testimoniano varie apparecchiature conservate in diversi musei universitari. Per esempio il rocchetto di Ruhmkorff conservato nel Museo del Dipartimento di Fisica dell’Università “La Sapienza di Roma”, fu utilizzato per le sue ricerche da Orso Mario Corbino, l’ispiratore della Scuola di via Panisperna, fucina delle più grandi menti della Fisica Italiana e mondiale del secolo appena scorso, come Enrico Fermi ed Ettore Majorana. Proprio sullo studio delle proprietà e delle applicazioni del rocchetto, o bobina d’induzione di Ruhmkorff, Corbino pubblicherà numerosi lavori scientifici. Un altro esemplare di rocchetto della ditta Balzarini si trova presso il “Laboratorio di Fisica e Museo degli strumenti scientifici” dell’Università di Urbino. La stes-

sa ditta fu anche fornitrice delle bobine di Ruhmkorff impiegate in impianti per telegrafia senza fili adottati dalla R. Marina Militare Italiana. Un esemplare di questi rocchetti si trova presso il Museo Tecnico Navale della Marina Militare di La Spezia.

#### IL SISTEMA DI ALIMENTAZIONE ELETTRICA

Nel delineare gli albori degli impieghi militari della radiologia da campo sono chiaramente emersi i limiti imposti alla mobilità di queste apparecchiature, limiti legati soprattutto alla difficoltà di reperire l’energia elettrica necessaria al loro funzionamento. La totale dipendenza dalle batterie di alimentazione e la necessità di una loro continua ricarica creava spesso grossi problemi, e non di rado si doveva far ricorso ad una buona dose di ingegno per superare le difficoltà. Nel corso della guerra contro i Boeri (1899-1902), il luogotenente F. Bruce, che si era trovato accanto a Battersby durante la “guerra del fiume”, aveva in dotazione un apparecchio come quello che Battersby aveva utilizzato ad Abadieh, completo di dinamo ma senza bicicletta. Durante l’assedio della città di Ladysmith da parte delle truppe Boere, le batterie di alimentazione dell’apparecchio radiologico di Bruce si erano scaricate e l’impianto radiologico era inutilizzabile. Il luogotenente si rivolse allora ad un mugnaio che gestiva un mulino per il grano, situato accanto alla sala raggi improvvisata all’interno del municipio della città: collegando una grossa dinamo al mulino, che era in funzione 24 ore su 24, ottenne non solo l’energia per ricaricare le batterie di accumulatori, ma anche l’illuminazione elettrica notturna per la sala operatoria<sup>(2)</sup>.

Naturalmente non sempre si può disporre di un mulino nelle vicinanze, e così si cercarono altre soluzioni. Pur restando in uso per qualche tempo, l’idea di Battersby, con la dinamo azionata da una bicicletta non ebbe molto seguito, e già nel corso della guerra Anglo-Boera gli impianti radiologici saranno alla fine dotati di dinamo azionate da piccoli motori da motocicletta, mentre durante la guerra Russo-Giapponese in Manciuria, nel 1905, faranno la comparsa apparecchi radiologici alimentati per mezzo di dinamo azionate a mano<sup>(10)</sup>.

Quest’ultima sarà anche la soluzione adottata dalla ditta Balzarini per il suo appa-

recchio portatile (fig.2), che utilizzava in questo modo una fonte di energia sempre “a portata di mano”, “autotrasportabile”, che raramente dava problemi, e che in ogni caso era facilmente sostituibile: la forza delle braccia di un soldato. Tutte proprietà che mancavano al più sofisticato dei motori a scoppio.



fig. n.2: Il gruppo generatore dell'alta tensione

A destra la componente a bassa tensione, costituita dalla dinamo a manovella e dal ruttore; a sinistra il rocchetto di Ruhmkorff (il trasformatore per l'alta tensione).

L'idea della dinamo azionata a braccia può forse sembrare ingenua, ma in realtà abbiamo visto come abbia impiegato un certo tempo a farsi strada. Anche la realizzazione potrebbe sembrare semplice, ma tuttavia fu attuata ottimizzando tutte le risorse tecniche, dalle più semplici alle più complesse a quel tempo disponibili: a partire dalle grandi manovelle, adatte ad essere azionate con due mani, e con un braccio di leva abbastanza lungo da fornire il massimo di coppia di forze senza intralciare i movimenti. La rotazione veniva trasmessa alla dinamo con un doppio sistema di ingranaggi e di catene che ne moltiplicava la velocità di rotazione per aumentarne la tensione prodotta; quest'ultima veniva stabilizzata con un pesante volano che aveva una funzione analoga a quella oggi svolta dagli attuali stabilizzatori di corrente. La stabilizzazione della rotazione era resa necessaria anche dal fatto che in questo impianto non erano utilizzate le pesanti ed ingombranti batterie di accumulatori, che forniscono una tensione costante (almeno finché gli accumulatori sono carichi...): la fonte primaria di energia elettrica era costituita unicamente dalla dinamo, il cui rendimento dipendeva appunto dalla velocità di rotazione. È possibile poi che questa dinamo fosse stata appositamente progettata per questo impianto: la disposizione delle spazzole (o carboni) a “V” è infatti inconsueta, e richiede un rotore specificatamente congegnato: non è da escludere che con questa particolare soluzione si voles-

se facilitare la sostituzione delle spazzole, accessibili dal lato ribaltabile della cassa che contiene la dinamo. Altrettanto inconsueta è la modalità di fissaggio dei carboni, che sono assicurati mediante viti in posizione decentrata rispetto ad un asse attorno al quale ruotavano, spinti da una leva tesa da una molla, man mano che si consumavano; vagamente, per dare un'idea, come il braccio di un giradischi.

Direttamente collegata a questa dinamo era disponibile una lampada elettrica con impugnatura in legno, sicuramente destinata ad illuminare il campo operatorio, nel caso in cui si dovessero eseguire esami radiologici su feriti in scarse condizioni di illuminazione naturale, ma forse anche in caso di una eventuale urgenza chirurgica notturna.

Alla dinamo, a sottolinearne l'importanza e il ruolo primario, era stata riservata la cassa n.1, al cui interno trovano alloggio, oltre alla lampada di cui sopra, anche altri due componenti: un interruttore a mercurio, o ruttore, e un piccolo serbatoio metallico con petrolio. Il ruttore, si presenta come un piccolo cilindro metallico con un albero azionato da pulegge collegate mediante cinghie all'asse della dinamo.

Il ruttore era un componente fondamentale di questi impianti di alimentazione: la tensione fornita sia dalle batterie di accumulatori sia dalla dinamo era di tipo continuo, e non superava l'ordine di circa un centinaio di Volt, ovviamente insufficienti per la produzione di raggi

X. Per ottenere le indispensabili tensioni elevate, a partire da sorgenti elettriche a bassa tensione, era in uso già da tempo un dispositivo diffusissimo presso i laboratori di Fisica: il rocchetto o bobina di Ruhmkorff, (fig.3) dal nome del suo inventore che lo aveva brevettato a Parigi nel 1851.



fig. n.3: **Il rocchetto (o bobina) di Ruhmkorff**  
 Nel basamento è racchiuso il condensatore di Fizeau; il rocchetto vero e proprio il cilindro soprastante. Sopra il rocchetto è collocato lo spinterometro a punta e piatto, con la funzione di controllare il funzionamento del rocchetto e di fornire una indicazione sull'alta tensione prodotta.

Il rocchetto di Ruhmkorff, come i suoi diretti discendenti, i trasformatori elettrici, non può funzionare con tensioni continue e richiede tensioni variabili, di tipo pulsante o alternato: ai nostri giorni la corrente alternata è disponibile dovunque, ma a quel tempo le fonti di energia elettrica maggiormente disponibili erano di tipo continuo. Furono pertanto escogitati vari dispositivi, per trasformare ad andamento pulsante o alternato la tensione continua disponibile.

La struttura di un rocchetto di Ruhmkorff si può distinguere in tre componenti principali:

- a) Il nucleo, costituito da un fascio cilindrico di fili di ferro dolce verniciati singolarmente con vernici isolanti per impedire le note dispersioni di energia dovute alle "correnti parassite".
- n) L'avvolgimento primario, avvolto attorno al nucleo.

c) L'avvolgimento secondario, costituito da un numero molto elevato di spire di filo di rame sottilissimo ed isolato, lungo anche diverse decine di chilometri, avvolte attorno all'avvolgimento primario.

Il rapporto tra il numero di spire dell'avvolgimento secondario e quello dell'avvolgimento primario è ovviamente una costante fissata al momento della costruzione del rocchetto, le cui dimensioni naturalmente saranno tanto maggiori quanto maggiore sarà il rapporto di trasformazione, ma la velocità della variazione del campo magnetico nel rocchetto, da cui dipende la f.e.m. indotta nel secondario, dipende dalle caratteristiche del ruttore.

Molti sforzi furono pertanto concentrati sulla realizzazione di ruttori in grado di produrre correnti pulsanti con frequenza sempre maggiore e con velocità di interruzione sempre più rapida. Le soluzioni proposte in quel tempo furono numerosissime e più o meno complicate.

Il ruttore adottato nel nostro caso era di tipo "Campostano"<sup>(11)</sup>. La G. Campostano era una fabbrica di apparati elettrici con sede a Milano (via Cesare Cantù n.2), che produceva anche piccoli rocchetti di Ruhmkorff, uno dei quali, risalente al 1915, si trova al Museo del Dipartimento di Fisica - CNR - dell'Università di Catania.

Questo ruttore tipo "Campostano" (fig.4) è composto essenzialmente da due elettrodi posti in un contenitore cilindrico, in fondo al quale viene deposto un certo volume di mercurio: il primo di questi elettrodi è una semplice asta metallica lunga abbastanza da avere un'estremità immersa nel mercurio, il secondo è costituito da una specie di elica a due pale in rotazione su un piano verticale, posta ad una altezza tale che solo in alcune posizioni le pale si immergono nel mercurio depositato sul fondo. L'insieme assume una forma molto simile a quella di un piccolo motore fuoribordo, il cui movimento è assicurato da una serie di cinghie e pulegge collegate all'albero del rotore della dinamo. Il dispositivo, interposto tra la dinamo e il rocchetto di Ruhmkorff, è quindi un interruttore, che con il movimento delle palette rotanti apre e chiude il circuito attraverso il mercurio in cui è immerso l'elettrodo fisso, fornendo al rocchetto la necessaria alimentazione pulsante.

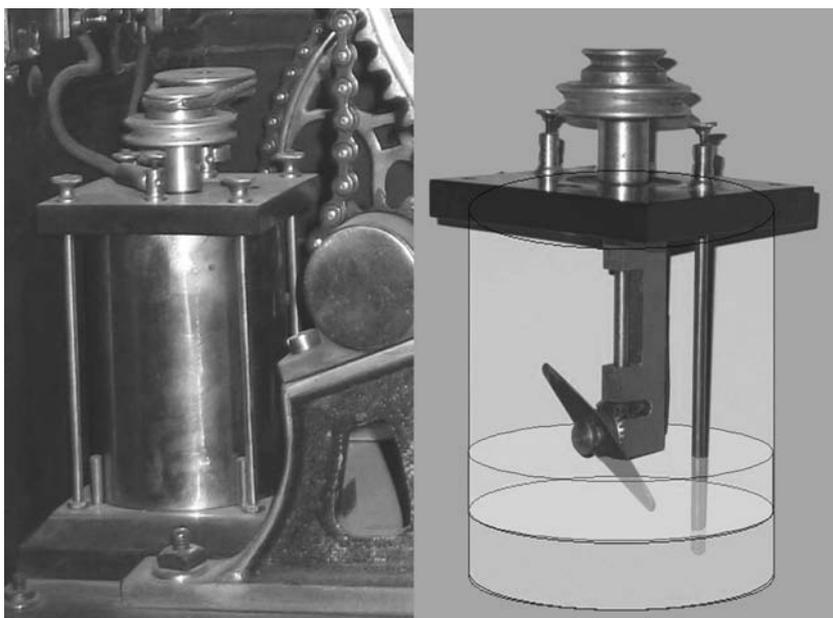


fig. n.4: Il ruttore  
 tipo Campostano

A destra una vista dell'interno, con il contatto a lama rotante; in alto le due pulegge per il collegamento alla dinamo, subito sotto si trovano i due contatti esterni. Nel disegno, in basso, è raffigurato il mercurio (nello strato inferiore), con sopra lo strato di petrolio (V. spiegazioni nel testo).

La rapida e frequente interruzione di corrente origina però effetti secondari indesiderati: a causa di fenomeni elettromagnetici di auto-induzione si generano forti scariche elettriche tra le estremità delle palette rotanti e la superficie del mercurio. Queste scariche diminuiscono l'efficienza del rocchetto, sia diminuendo la velocità di interruzione della corrente, sia causando una rapida ossidazione della superficie del mercurio stesso, riducendo così la qualità del contatto tra le palette e il mercurio.

Un rimedio a questo inconveniente fu l'aggiunta di uno spesso strato isolante di alcool o di petrolio sopra la superficie del mercurio: in questo modo si assicurava ad un tempo la pulizia degli elettrodi e del mercurio, e si smorzava altresì rapidamente l'insorgere di scariche dovute alle extra-correnti. Questo spiega la presenza di un piccolo serbatoio di petrolio posto accanto al ruttore all'interno della cassa n.1

Sempre con lo scopo di ridurre al minimo la durata delle extra-correnti di apertura e chiusura, nel 1853 Hippolyte Fizeau aveva introdotto l'impiego di un condensatore elettrico da collegare ai capi del ruttore. Quasi subito il condensatore assunse la forma di una serie di rettangoli di stagnola, separati da un materiale isolante, costituito da seta o carta impregnate di cera o da sottili cristalli di mica. I fogli metallici di ordine pari sono collegati tra loro e così pure i fogli di ordine dispari: i fogli metallici costituiscono in que-

sto modo le armature di un condensatore a superfici piane e parallele, la cui efficacia nella riduzione delle scariche elettriche ai contatti del ruttore è tanto maggiore quanto maggiore è la sua capacità. Siccome quest'ultima è direttamente proporzionale alla superficie complessiva delle armature (e inversamente proporzionale allo spessore del materiale isolante, oltre a dipendere dalla natura di quest'ultimo), il condensatore venne ad assumere dimensioni tali da trovare naturale, e pratica, collocazione nel basamento del rocchetto di Ruhmkorff. Qui si trova effettivamente anche nel nostro caso: dopo aver aperto il basamento, si è potuto constatare che il condensatore è stato abbastanza recentemente restaurato; una etichetta al suo interno porta la scritta "revisionato da Osvaldo Pezzi nel 1982".

All'uscita dell'alta tensione, quindi ai capi del secondario, fissato sulla sommità del rocchetto e diretto lungo il suo asse, si trova un altro particolare componente, necessario a completare il sistema di alimentazione elettrica: lo spinterometro. Esso è costituito da due aste cilindriche coassiali fissate su supporti scorrevoli che consentono di variare la distanza tra le estremità affacciate; un'asta ha l'estremità appuntita e l'altra dotata di un piattello circolare posto ortogonalmente ad una certa distanza di fronte alla punta dell'altro elettrodo. Questo dispositivo realizza sostanzialmente il duplice scopo di verificare il funzionamento del rocchetto e di misurare

l'alta tensione prodotta. Quando infatti si alimenta il rocchetto attivando il processo di produzione dell'alta tensione, se la distanza tra gli elettrodi dello spinterometro lo consente, tra la punta e il piattello si produce una vistosa scarica elettrica. In base alla distanza massima alla quale si innesca la scarica elettrica si può valutare (sia pure grossolanamente) il valore dell'alta tensione generata dal rocchetto. Non essendo allora disponibili altri dispositivi che unissero uguali caratteristiche di semplicità e robustezza, era consuetudine esprimere la "potenza" di un rocchetto di Ruhmkorff in funzione della lunghezza delle scariche elettriche che esso poteva produrre tra le estremità di uno spinterometro. Come è riportato nell'etichetta all'interno della cassa n.2, che lo conteneva, questo rocchetto era in grado di produrre scariche lunghe 35cm. Una prestazione, per l'epoca, di tutto rispetto: il rocchetto di Ruhmkorff utilizzato nella guerra greco-turca del 1897 produceva scariche lunghe "solo" circa 25cm, e tuttavia già per l'avvolgimento del secondario di quel rocchetto furono richiesti ben oltre 20km di filo di rame<sup>(3)</sup>. Quella che allora veniva spesso, ma impropriamente, chiamata misura della "potenza" era quindi in realtà una misura indiretta dell'alta tensione: indicativamente si può supporre che la tensione massima prodotta nel nostro caso fosse di circa 40.000 Volt<sup>(12)</sup>.

#### IL TUBO DI CROOKES

Negli impianti radiologici attuali, la produzione dei raggi X avviene impiegando esclusivamente tubi radiologici di tipo Coolidge, ad effetto termoionico: pur inventati già nel 1913, tardarono alcuni anni ad affermarsi.

All'epoca in cui Röntgen fece la sua scoperta, erano invece molto diffusi nei laboratori di Fisica i tubi di Crookes (inventati dal fisico inglese sir William Crookes nel 1870) che venivano utilizzati in numerose ricerche riguardanti le scariche elettriche nei gas rarefatti (fig.5). Molte attuali conoscenze fisiche sono fortemente debitorie nei confronti di quelle ricerche: oltre a portare alla scoperta dei raggi X, molte cose che oggi conosciamo sulle proprietà degli atomi e della materia le dobbiamo ai numerosi esperimenti compiuti con i tubi di Crookes, o con dispositivi molto simili.

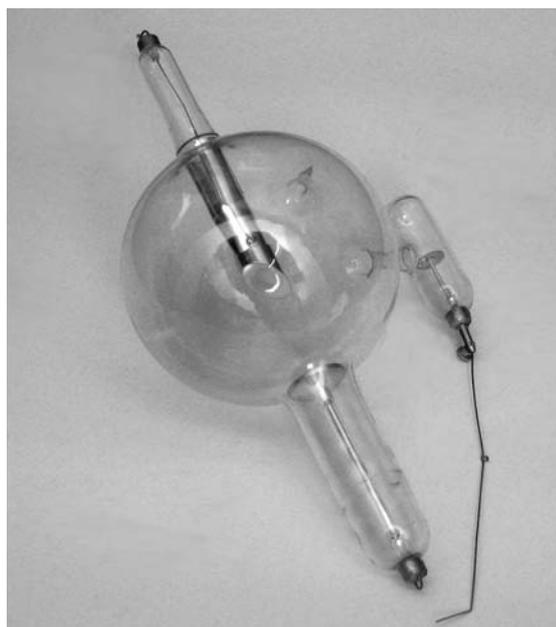


fig. n.5: Il tubo radiogeno a gas residuo tipo Crookes

In basso il catodo a coppa focalizzatrice, tipo focus, in alto l'anodo in rame con inserita la placchetta bersaglio ad alto numero atomico (platino o tungsteno). Sulla destra è visibile l'ampolla accessoria per la regolazione della pressione del gas residuo, con la relativa caratteristica astina "a baffo" per l'innesco della scarica esterna al tubo.

Nella prima forma, quella che Röntgen utilizzò in quel famoso mese di novembre 1895, il tubo di Crookes era costituito da una ampolla di vetro con la forma di una grossa pera. La pressione del gas residuo al suo interno era dell'ordine del millesimo di torr (quindi, per quanto bassa, mille volte superiore a quella presente negli attuali tubi di Coolidge); sul lato più stretto, quello del "picciolo" per intendersi, si trovava il catodo, mentre sul lato opposto, su un fianco, a 90 gradi, era collocato l'anodo). Sottoponendo gli elettrodi a differenze di potenziale di qualche decina di migliaia di Volt, all'interno del tubo si generavano vari fenomeni luminosi, che variavano al mutare della pressione residua e della tensione applicata. Questi fenomeni erano alquanto appariscenti e affascinarono i Fisici di quell'epoca, che, ben inteso, non si limitavano però alla loro semplice osservazione, ma se ne servivano per compiere numerosi studi ed esperimenti.

In questo primissimo tipo di tubo, l'elevata differenza di potenziale applicata tra anodo e catodo, sfruttando iniziali ionizzazioni prodotte dalla radiazione cosmica (allora non conosciuta), accelerava gli elettroni così liberati, provocando la ionizzazione a cascata del gas residuo, con i conseguenti fenomeni di fluorescenza, generando all'interno del tubo una tipica scarica elettrica che rendeva il gas conduttore di elettricità. Nell'urto degli elettroni accelerati contro le pareti del tubo, dal lato dell'anodo, si producevano i raggi X di frenamento.

I tubi di Crookes impiegati per produrre raggi X subirono nel tempo molteplici evoluzioni, tra queste possiamo citare quelle più importanti, che troviamo anche nel tubo di Crookes utilizzato nell'impianto radiologico militare di Rovereto:

- a) Ampolla di forma sferica (adottata ben presto, fin dai primi tempi della storia dei raggi X).
- b) Catodo in alluminio a coppa concava, tipo "focus" per focalizzare gli elettroni sull'anodo migliorando le condizioni geometriche di emissione dei raggi X. Proposto dal Fisico Herbert Jackson nel 1986 per i tubi a raggi X, era già stato adottato dal 1879 (quindi ancora prima della scoperta dei raggi X) dallo stesso Crookes che lo aveva realizzato con questa stessa forma, ma per altri tipi di ricerche.
- c) Anodo ad alto numero atomico, sotto forma di una placchetta di platino o di tungsteno inserita su un supporto cilindrico in rame per disperdere meglio il calore sviluppato in conseguenza degli urti degli elettroni e per aumentare l'efficienza di produzione dei raggi X. In un primo tempo fu adottato il platino, successivamente sostituito dal meno costoso tungsteno.

Merita un discorso a parte un particolare accessorio presente su questo tubo e costituito da una ampollina cilindrica in vetro ricavata su un lato del tubo stesso (fig.5) e in comunicazione con esso. In questa ampollina è ben visibile un elettrodo cilindrico, con asse parallelo all'asse del tubo, che sorregge su un piano ortogonale due piccoli dischi di mica, il cristallo naturale sfaldabile in fogli e dotato di grandi proprietà di isolamento elettrico e di resistenza termica. All'altra estremità di questo elettrodo, all'esterno dell'ampolla, è collegata una caratteristica astina

metallica con una punta all'estremo libero posta ad una distanza regolabile dal contatto esterno del catodo. Questo dispositivo costituisce uno dei tanti artifici escogitati a quel tempo per regolare automaticamente la pressione del gas all'interno del tubo.

Con l'uso, infatti, la pressione del gas all'interno del tubo di Crookes può diminuire in maniera sensibile. In conseguenza di ciò, essendo più rari gli atomi di gas disponibili, gli elettroni accelerati dal campo elettrico producono meno ionizzazioni secondarie e raggiungono velocità più elevate al momento dell'impatto con l'anodo. Il risultato finale è che si producono fotoni X ad energia più elevata, ma in quantità molto minore: per produrre immagini radiografiche leggibili si deve aumentare eccessivamente il tempo di esposizione, ma, in ogni caso, nell'immagine finale le strutture anatomiche diverse presentano tra loro un minore contrasto, rendendo più difficile distinguerle. Alla fine il tubo diviene inutilizzabile.

Per ovviare a questo inconveniente furono escogitati numerosi sistemi: in alcuni casi, come nel nostro, l'intervento era automatico, in altri occorreva l'intervento dell'operatore. Il momento di intervenire era dedotto dalle condizioni di fluorescenza del gas all'interno del tubo, e questo probabilmente è il motivo principale che impediva di racchiudere il tubo stesso in un involucro schermato, pur essendo già noti i pericolosissimi effetti delle radiazioni X sugli organismi viventi.

Il ruolo delle diverse componenti del regolatore automatico della pressione nel nostro caso può essere sintetizzato nelle seguenti fasi:

- a) Il gas all'interno del tubo diventa sempre più rarefatto, l'efficienza di produzione dei raggi X diminuisce e la resistenza al passaggio della corrente elettrica aumenta.
- b) Tra il catodo e l'asta mobile del regolatore si innesca una scarica elettrica: la corrente passa attraverso l'elettrodo dell'ampolla esterna, provocando il surriscaldamento dei dischi di mica.
- c) I dischi di mica sono impregnati di sostanze chimiche (p. es. carbonato di potassio), che, per effetto del calore, liberano gas all'interno dell'ampolla ripristinando la pressione all'interno del tubo.
- d) La corrente elettrica riprende il suo corso, riattivando la scarica nel gas tra catodo ed

anodo e ricreando le condizioni richieste per il corretto funzionamento del tubo.

Il momento dell'innesco del fenomeno dipende dalla distanza tra la punta mobile del regolatore e il punto di collegamento dell'alta tensione al catodo: in questo modo l'operatore può variare a sua discrezione la pressione interna al tubo registrando l'efficienza di produzione dei raggi X, ma anche e soprattutto la loro energia e capacità di penetrazione.

L'osservazione dei fenomeni di fluorescenza che si manifestavano all'interno del tubo rappresentava pertanto una preziosa ed insostituibile fonte di informazioni per l'operatore<sup>(10)(11)(13)</sup>. Se infatti il tubo non emetteva nessuna fluorescenza, ma al suo esterno si manifestavano numerose scariche elettriche, ciò significava che il vuoto nel tubo era troppo spinto perché potesse emettere raggi. Viceversa se all'interno del tubo si osservava una debole fluorescenza luminosa estesa a tutta l'ampolla ciò significava che la pressione era salita troppo, probabilmente a causa di qualche fessurazione sulle pareti di vetro: anche in questo caso non si producevano raggi e probabilmente il tubo era inutilizzabile. Il tubo stava invece funzionando correttamente quando la fluorescenza interessava la metà dell'ampolla da cui usciva il fascio di raggi X. Dalla intensità della fluorescenza si poteva individuare la condizione di pressione maggiore o minore, per cui, intervenendo sulla posizione dell'asta del regolatore automatico di pressione, si potevano ottenere raggi più o meno penetranti, a seconda delle necessità. Qualsiasi tipo di involucro che avesse occultato la vista del tubo avrebbe quindi ostacolato la possibilità di controllare le sue condizioni di funzionamento.

Nonostante la comparsa dei tubi di Coolidge, dotati di superiori caratteristiche di stabilità ed efficienza, i tubi di Crookes continueranno a rimanere in uso per qualche decennio ancora, e le due modalità di produzione dei raggi X si troveranno a convivere per qualche tempo nella pratica radiologica<sup>(14)</sup>.

#### I PRINCIPALI ACCESSORI

Röntgen scoprì i raggi X solo grazie alla loro capacità di eccitare la fluorescenza su uno schermo di platinocianuro di bario. Un altro modo per visualizzare l'effetto dei raggi X, sempre scoperto da Röntgen, consisteva nell'impiego di emulsioni fotografiche, sotto

forma di carte o di lastre in vetro ricoperte di sostanze fotosensibili, sulle quali era già noto l'effetto della luce visibile e che erano già largamente impiegate in fotografia.

Il grande problema della radioscopia diretta, in uso fino a pochi anni fa, era la sua scarsa efficienza luminosa: in fluoroscopia, come era chiamata, era necessario operare in stanze buie ed occorreva adattare la vista a condizioni di illuminazione scarsissima se non nulla, prima di poter condurre l'esame radiologico.

Una soluzione per consentire la visione delle immagini fluoroscopiche in piena luce fu proposta, già nelle prime settimane dalla scoperta dei raggi X, da un Fisico, il prof. Enrico Salvioni di Perugia<sup>(15)</sup>. L'invenzione di Salvioni consisteva in un tronco di cono a tenuta di luce; la base maggiore del cono era costituita da cartone opaco con uno strato fluorescente di platinocianuro di bario rivolto verso l'interno. Avvicinando gli occhi alla base minore, aperta, era possibile visualizzare le immagini prodotte dai raggi X sullo schermo fluorescente. Con questo dispositivo, chiamato da Salvioni "Crioscopio", si potevano visualizzare le immagini radiologiche in tempo reale, indipendentemente dalle condizioni di illuminazione ambientale.

Si impadronirà rapidamente dell'invenzione, chiamandola skiascopio e attribuendosene il merito, Thomas Alva Edison, che la perfezionerà, sostituendo il tronco di cono con il tronco di piramide e sostituendo il platinocianuro di bario con il Calciotungstato, migliorandone l'efficienza luminosa. Con il nome di fluoroscopio e con forme solo leggermente diverse, per esempio impiegando un soffietto sul tipo di quelli allora in uso per le normali macchine fotografiche, verrà utilizzato in fluoroscopia diretta fino alla seconda metà del 1900.

Da alcuni decenni questa tecnica è stata proibita a causa dei gravi rischi a cui esponeva l'operatore, nonostante che negli ultimi tempi dietro lo schermo fluorescente venissero posti pesanti vetri al piombo, dotati di una buona efficacia schermante.

Il fluoroscopio a soffietto in dotazione all'apparecchio radiologico del Museo di Rovereto (fig. 6) è privo di protezioni, ma questo non vuol dire che non ci fosse una sia pur primitiva conoscenza dei pericoli per l'osservatore.

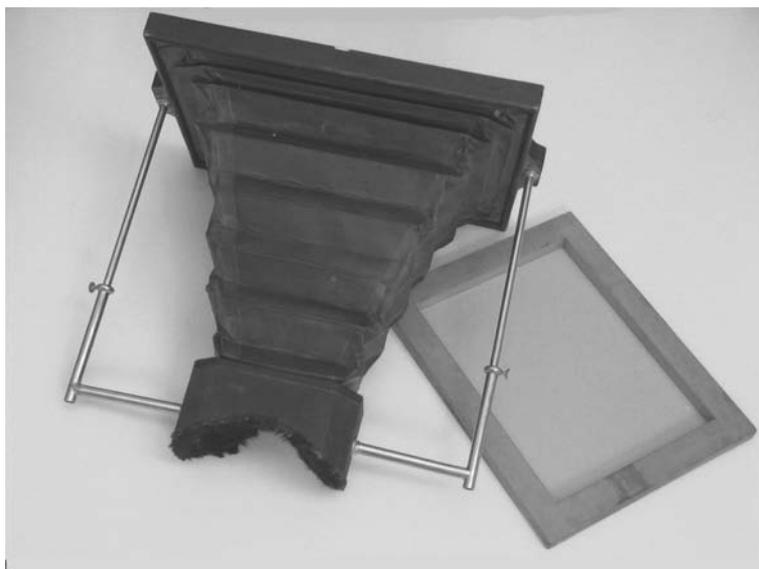


fig. n.6: Il criptoscopio di Salvioni

La cornice rettangolare, a destra, fa da supporto ad uno schermo in cartone ricoperto di materiale fluorescente. Lo schermo, che viene collocato sul fondo della struttura a soffiato a sinistra della figura, consentiva di osservare la debole luminosità di fluorescenza prodotta dai raggi X anche in condizioni di forte luce ambientale.

In effetti tra il materiale inserito nell'elenco della cassa n.3 sono indicati "1 paia di occhiali anti X" e "1 grembiante anti X". Poiché questi occhiali non risultano più tra gli oggetti in dotazione, possiamo solo supporre, come risulta da altre immagini di occhiali anti-X di questo periodo, che avessero l'aspetto dei vecchi occhiali da motociclista, con le protezioni opache laterali in funzione di paraluce; le lenti erano probabilmente spesse e pesanti, a causa dell'alto contenuto in piombo del vetro; alcuni esemplari, sempre di quest'epoca, erano dotati di lenti color verde scuro, in altri le lenti erano di color ambra; probabilmente si tentava in questo modo di aumentare il contrasto delle immagini di colore verde prodotte sullo schermo fluorescente. Il piccolo grembiule anti-X invece c'è ancora, anche se le lamine di piombo inserite in quattro tasche cucite nella tela grezza sono state recentemente sostituite da assicelle di balsa, per puro scopo espositivo, poiché le lamine originali si sono totalmente ossidate e corrose. Queste erano quindi le uniche protezioni a disposizione degli operatori, che utilizzavano spesso l'esame radioscopico non solo per la visione diretta di organi e corpi estranei da estrarre chirurgicamente, ma anche per individuare il posizionamento migliore della lastra prima dell'esecuzione di una radiografia.

A proposito di corpi estranei, tra gli oggetti riportati nell'elenco della cassa n.3 compare anche una elettrocalamita, la cui funzione era probabilmente quella di facilitare l'estrazione di schegge e frammenti di ferro dai corpi dei feriti sfruttando l'energia elettrica resa disponibile dalla dinamo.

Si è poi avuta una conferma indiretta di questa ipotesi, poiché presso il Museo Belga della Radiologia ([www.radiolo-](http://www.radiolo-)

[gy-museum.be](http://www.museum.be)) si trova un esemplare di elettromagnete, datato 1920 appositamente costruito per la rimozione di schegge e proiettili ferromagnetici dopo l'osservazione e l'individuazione fluoroscopica. Questo esemplare è piuttosto grosso ed ingombrante, più adatto all'uso in sala operatoria che sul campo di battaglia; resta comunque chiarito che il procedimento era in uso in quel tempo ed era abbinato alla fluoroscopia.

Nell'inventario della cassa n. 4 è elencato "1 limitatore di Frisoni munito di anelli di gomma per fissare il tubo Röntgen" (fig. 7).

Questo oggetto è costituito da una scatola cubica in legno aperta sul retro, abbastanza grande da contenere il bulbo del tubo radiogeno, con due aperture sui lati per consentire il passaggio dei colli del tubo; internamente la scatola è rivestita da una lamina di piombo e sul lato anteriore presenta un collimatore a incastri telescopici, così strutturato per consentire di ridurre lo spazio occupato nella cassa durante il trasporto; per lo stesso motivo le pareti della scatola sono incernierate e ripiegabili. Alcuni dettagli si riveleranno utili per comprendere la funzione di questo "limitatore", che oggi chiameremmo "collimatore". Due pomelli laterali avevano evidentemente la funzione di fissare il tubo al collimatore mediante gli anelli in gomma citati nell'elenco incollato sul coperchio della cassa n.4; il collimatore telescopico è mantenuto aperto da quattro aste rigide ad incastro, come se dovesse essere sottopo-

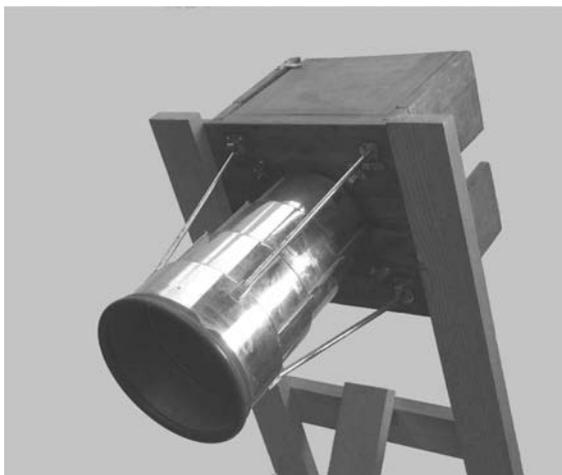


fig. n.7: Il limitatore di Frisoni

Al suo interno poteva essere fissato il tubo radiogeno mediante anelli in gomma. Questo dispositivo, parzialmente schermato con lamine di piombo, aveva il duplice scopo di limitare il campo di radiazioni dirette e diffuse, e di venire usato come compressore per immobilizzare le parti molli del corpo (addome) riducendone contemporaneamente lo spessore.

sto ad una pressione, e la sua estremità è rivestita da un materiale isolante e arrotondato come se dovesse arrivare a contatto del paziente e proteggerlo anche da eventuali correnti elettriche disperse. Non si è trovata in letteratura alcuna traccia del “limitatore di Frisoni”, ma leggendo un trattato di diagnostica radiologica di quell’epoca<sup>(16)</sup> è stato possibile individuarne la funzione. Scrive infatti M. Ponzio: “Il cilindro compressore limitatore di Albers Schönberg risponde molto bene ai suoi diversi scopi di immobilizzare la parte da radiografare, di comprimere i tessuti irradiati e di diminuire il loro spessore” ... “In genere i cilindri compressorini hanno il loro bordo inferiore rivestito di un cerchio di sostanza isolante ...” L’impiego di questo compressore limitatore di Heinrich Ernst Albers-Schönberg, che lo aveva proposto nel 1904, e che possiamo senz’altro identificare con il nostro limitatore di Frisoni, aveva quindi molteplici scopi, soprattutto (ma non solo) nell’ambito della radiologia dell’addome:

- a) Limita la presenza di radiazione diffusa, sia racchiudendo il tubo radiogeno in un involucro schermato (almeno su cinque lati, lasciando sempre una parte del tubo visibile), sia limitando le dimensioni del

fascio di raggi X mediante il cono telescopico.

- b) Tramite la compressione riduce la mobilità di organi interni. La applicazione tipica è quella dell’addome, dove la mobilità interna dei visceri può rendere difficile ottenere una buona immagine radiografica, soprattutto quando sono richiesti tempi lunghi di esposizione.
- c) Riduce lo spessore del materiale attraversato per migliorare la trasmissione dei raggi X sul dispositivo di visualizzazione, consentendo anche di ridurre la dose di radiazioni al paziente.

La tecnica della compressione è in uso ancora oggi, particolarmente in mammografia, dove è obbligatoria.

Nella cassa n.3, collocate in un apposito alloggiamento realizzato nel coperchio, si trovano anche le cassette porta-lastre. Le lastre radiografiche in vetro sono ovviamente molto fragili, e, per posizionarle in relativa sicurezza, magari sotto il corpo di un ferito, era necessario inserirle in strutture più rigide e più robuste. Questo scopo era (ed è) svolto dalle cassette porta-lastre: quelle in dotazione di questo apparecchio sono costituite da una custodia di cartone nero rigido, probabilmente rinforzata sul retro da una base di legno, dotata quasi sicuramente (l’ipotesi è stata fatta valutando il peso delle cassette) di una schermatura di piombo, con lo scopo di ridurre fenomeni di retrodiffusione. In questa custodia si inserisce una busta di cartone nero a tenuta di luce in cui si è precedentemente inserita la lastra sensibile, probabilmente ancora avvolta nel suo involucro di carta nera opaca in cui è confezionata; con un ultimo tappo di cartone, ovviamente nero, si chiude il lato e la fessura in cui si è inserita la lastra.

#### LA CAMERA OSCURA E I MATERIALI DI CONSUMO

La camera oscura si compone di una piccola tenda di tela grezza che si sovrappone ad una tenda di panno nero, a tenuta di luce. Il tutto è sorretto da una intelaiatura di tubi di acciaio, come è descritto nell’elenco degli oggetti contenuti nella cassa n.4. La attenzione prestata dal progettista di questo impianto anche ai minimi dettagli è testimoniata dalla presenza di una bandierina rossa, rigorosamente elencata, sicuramente destinata ad

essere issata sulla tenda durante le operazioni di sviluppo delle lastre per impedire che inavvertitamente qualcuno accedesse alla camera oscura facendo filtrare la luce e rovinando così le preziose lastre radiografiche non ancora completamente trattate. In una cassa a parte, la n.6, si trova tutto il necessario per la lavorazione delle lastre:

- a) Tubetti e compresse di “Chinol” per lo sviluppo.
- b) Un grande flacone in vetro contenente iposolfito per il fissaggio.
- c) Due grandi flaconi in vetro con incise a smeriglio le scritte “SVILUPPO” e “FIS-SAGGIO” in cui preparare e conservare per il tempo necessario le rispettive soluzioni. Semplici etichette, al posto delle scritte incise, avrebbero potuto cancellarsi o scollarsi, creando possibili pericolose confusioni tra i liquidi, con il rischio di danneggiare irreparabilmente le radiografie.
- d) Due bacinelle in cartone impermeabilizzato (infrangibili, leggere, ... non dimentichiamo che la plastica non esisteva ancora) in cui versare i liquidi e immergere le lastre per il trattamento.

Tra gli altri accessori in elenco si notano:

- 1) 4 candele steariche, 2) una lanterna con vetro rosso e due piccoli vetri rossi di ricambio.

Era noto anche allora che certe lunghezze d’onda, nella gamma del colore rosso, impressionavano poco o nulla le emulsioni delle lastre: ed ecco spiegato il ruolo della lanterna col vetro rosso e le candele steariche. Su un lato del vetro rosso, che si inserisce in un incastro a slitta ricavato in una delle quattro pareti della lanterna, è incollata una specie di garza, che aveva probabilmente un duplice scopo: quello di diffondere la luce della candela (“ammorbidendo” le ombre prodotte dalla sua fiamma) e quello di irrobustire la struttura del vetro, proteggendolo e rendendolo meno sensibile ad eventuali urti accidentali. La candela però ha bisogno di ossigeno e di circolazione d’aria, e le normali fessure avrebbero lasciato filtrare la luce; ecco quindi la soluzione: un piccolo comignolo da cui esce l’aria calda passando attraverso una specie di labirinto, a tenuta di luce, con le pareti annerite col nerofumo. Un artificio simile lascia entrare l’aria dal fondo e quattro minuscoli piedini tengono sollevata la

lanterna dal piano di appoggio per consentire la circolazione dell’aria esterna verso l’interno.

Uno spazio a parte è riservato per il materiale radiografico: numerose lastre in vetro e carte fotografiche di varie dimensioni sono conservate nella cassa n.5, una cassa speciale, internamente rivestita di piombo per proteggere il materiale in deposito dall’influenza dell’uso dell’apparecchio radiologico, che non poteva essere collocato ed impiegato troppo lontano da tutto l’insieme.

Le lastre, di produzione italiana, della ditta M. Cappelli di Milano (via Friuli n.31, “Grand Prix – Internazionale, Milano 1906, Dresden 1909, Torino 1911”), sono molto ben confezionate in robuste scatole di cartone. Ogni lastra, protetta dalla luce da un involucro in carta nera, è accompagnata da una busta arancione “robustissima” per la conservazione dopo lo sviluppo. Sulla busta sono stampati degli spazi per la registrazione delle informazioni e per l’archiviazione. Sulla scatola sono indicate le informazioni essenziali per la conservazione e il trattamento delle lastre, di cui si sconsigliava l’uso “... oltre i tre mesi dalla data di spedizione”. Ulteriori etichette applicate in un secondo tempo avvertono di non esporre a luce troppo intensa le lastre anche se avvolte nella loro carta nera, in quanto “... data l’impossibilità di avere la carta nera priva di piccoli fori ...” “... potrebbe accadere talvolta di riscontrare sul negativo dei punti neri in corrispondenza dei fori sulla carta”. In realtà un inconveniente simile si presenta anche con le pellicole odierne, anche se è tenuto più sotto controllo: non è da escludere che i piccoli punti neri osservati non fossero dovuti a fori sulla carta, bensì a piccole scariche elettrostatiche generate al momento di aprire l’involucro in condizioni atmosferiche di umidità relativa particolarmente bassa.

Nel 1930 la ditta Cappelli si unirà alla Ferrania, dando origine al marchio “Fabbriche riunite Cappelli e Ferrania”, ma già nel 1923 la pubblicità della Ferrania invitava i medici radiologi ad adoperare le lastre “X” della casa M. Cappelli, in grado di garantire “massima profondità nei dettagli”(1).

Un particolare, ricordato nel volume di Eisemberg(2), ma non spiegato, riguarda una curiosa conseguenza dell’invasione del Belgio da parte della Germania agli inizi della

Grande Guerra. Prima di allora, le lastre in vetro che fungevano da supporto per le gelatine fotosensibili, provenivano nella quasi totalità dal Belgio, che le esportava in tutto il mondo. L'invasione di questo paese rese impossibile l'approvvigionamento di lastre in vetro di qualità, mettendo in crisi la produzione radiografica. Dopo alcune ricerche, su un sito dedicato alla storia del vetro, ho trovato la spiegazione: il motivo di questa esclusività risiedeva in un brevetto realizzato nel 1905 da un belga di nome Fourcault, che aveva escogitato una procedura innovativa ed economicamente vantaggiosa per la produzione di lastre di vetro a superfici piane e parallele particolarmente precise ed uniformi, universalmente apprezzate ed esportate. Con l'invasione del Belgio la produzione cessò, e le industrie del settore orientarono le loro ricerche su supporti più accessibili e meno fragili, con l'accentuazione dell'impiego di carte sensibili o di supporti su film; tuttavia, prima che si avvii il tramonto delle lastre in vetro nell'impiego radiografico, si dovrà attendere il 1918, quando la Kodak immetterà sul mercato il proprio film a doppia emulsione, destinato ad imporsi universalmente.

#### CONSIDERAZIONI FINALI

L'analisi della struttura di questo esemplare di apparecchio radiologico mobile militare della prima guerra mondiale ci consente non solo di percorrere a ritroso nel tempo alcune tappe fondamentali della storia della fisica e della radiologia medica, ma anche di ritrovare una testimonianza della capacità dell'uomo di mettere ingegnosamente a frutto le conoscenze tecnologiche del momento. Per quanto alcune soluzioni adottate possano forse oggi sembrare ingenue, non va dimenticato che esse furono il frutto di un utilizzo ottimale delle risorse allora disponibili, considerando tra l'altro la particolare condizione di guerra in cui furono adottate.

Per quanto oggi la tecnologia radiologica sia estremamente evoluta e sofisticata, con l'impiego sempre più diffuso di sensori digitali, con sempre più complesse elaborazioni computerizzate delle immagini, questo apparecchio radiologico, ormai antico, può ancora insegnarci qualcosa; se non altro ad apprezzare quanto studio e quanto lavoro di ingegno si sono succeduti in questi 110 anni trascorsi dalla scoperta di Röntgen ai giorni

nostri.

Nel 1896 il tenente colonnello Giuseppe Alvaro annunciava al mondo di essere riuscito, utilizzando i nuovi raggi dalle proprietà misteriose, a rintracciare dei proiettili nel corpo di due militari, feriti in Abissinia tre mesi prima e successivamente trasportati all'Ospedale Militare di Napoli. Nel 1991, in occasione della guerra del Golfo, per i feriti al fronte erano disponibili alcuni TAC, installati a bordo di camion e situati presso ospedali da campo allestiti in Arabia Saudita; altri due erano a bordo di navi ospedale. Il radiologo che osservava le immagini radiologiche nel momento stesso in cui venivano prodotte, in alcuni casi si trovava altrove: riceveva le immagini via satellite, e via satellite trasmetteva la diagnosi.

Anche se oggi tutto questo è normale routine e queste notizie non fanno più molto scalpore, può valere la pena di soffermarci ad osservare il nostro passato, magari per sorprenderci ancora del cammino percorso e per rivolgere un pensiero di ammirazione e di gratitudine per quanti hanno costruito la strada del nostro attuale livello di sviluppo scientifico e tecnologico.

NOTA: Una descrizione completa e dettagliata di questo apparecchio radiologico si trova sul sito del Museo virtuale dell'AIFM: <http://museo.fisicamedica.org>

#### BIBLIOGRAFIA

- (1) Cardinale A. E., "Immagini e segni dell'uomo. Storia della Radiologia Italiana", Idelson - Gnocchi; 1995
- (2) Eisemberg R. L., "Radiology. An Illustrated History", Mosby-Year Book; 1992
- (3) Burrows E.H., "Pioneers and early years, a History of British Radiology", Colophon Limited; 1986
- (4) Alvaro G., "I vantaggi pratici della scoperta di Röntgen in chirurgia", *Giornale medico del regio esercito*, 44, 385-394; 1896
- (5) Ramoutsaki Ioanna A. et al., "Birth of Battlefield Radiology: Greco Turkish War of 1897", *Radiographics*, 21, 263-266; 2001
- (6) Battersby J. C., "The Roentgen rays in military surgery", *British Medical Journal*, 1, 112-114; 1899
- (7) Van Tiggelen R., "The beginning of Radiology in Belgium", *JBR-BTR*, 78:280-302; 1995
- (8) Bordry M. et al., "Les rayons X sortent de l'anonymat", *Comprendre & Agir, Journal de l'Istitut Curie*, n.21; 1992

- (9) Curie M., "La Radiologie et la Guerre", Éditions Félix Lacan; 1921
- (10) Mould R.F., "A Century of X-rays and Radioactivity in Medicine", Institute of Physics Publishing, London; 1993
- (11) Murani O., "Fisica", Milano; 1927
- (12) U. Forti, "Fisica per i Licei Scientifici", vol. III, Firenze; 1957
- (13) Mould R.F., "The early history of x-ray diagnosis with emphasis on the contribution of physics 1895-1915", *Phys. Med. Biol.*, 40, 1741-1787; 1995
- (14) Busi A., "Tecnica e Diagnostica Radiologica nelle Malattie Chirurgiche", Unione Tipografico-Editrice Torinese, Torino; 1933
- (15) Salvioni E., *Investigations on Röntgen Rays. Nature*, 53, 424-425; 1896.
- (16) M. Ponzio, "Trattato di Diagnostica Radiologica", S.I.R.M., Ferrara; 1924

## Esperienze degli ospedali lombardi a confronto nella radioterapia del distretto toracico

Milano – IRCCS San Raffaele, 10 dicembre 2008

**RECENSIONE (a cura di Raffaella Cambria - Istituto Europeo di Oncologia)**

Questo corso, organizzato dal GRUPPO REGIONALE LOMBARDO nell'ambito della nostra associazione, AIFM, fa parte di una serie di incontri monotematici riguardanti i trattamenti radioterapici, la diagnostica e le radiazioni non ionizzanti. Altri incontri verranno organizzati il prossimo anno e riguarderanno la medicina nucleare. Un pomeriggio molto intenso di aggiornamento ha permesso di sviscerare lo stato dell'arte dei trattamenti relativi ai tumori del distretto toracico e la parte prettamente tecnica è stata affiancata da quella clinica e radiobiologica.

Nella parte clinica la dott.ssa Di Muzio, ha fatto un'ampia panoramica delle neoplasie del distretto toracico. Ha illustrato il ruolo della diagnostica con TC-PET (con il marcatore  $^{18}\text{F}$ -FDG) nella stadiazione e nel disegno del volume bersaglio per la radioterapia, nonché nella valutazione dell'efficacia del trattamento. Ha descritto le proprietà radiobiologiche del NSCLC commentando i frazionamenti utilizzati e quelli suggeriti dalla radiobiologia di questi tumori.

La dott.ssa Mangili ha introdotto estensivamente le capacità specifiche dell'apparecchiatura per tomoterapia. Ha poi parlato delle tecniche utilizzate per i trattamenti del distretto toracico con la tomoterapia elicoidale.

Il dott. Iori ha fatto un excursus sulle apparecchiature per la radioterapia con intensità modulata ad arco (IMAT): funzionamento, pianificazione (inversa e diretta) e verifica dosimetrica della pianificazione. In particolare ha illustrato le modalità di utilizzo e di implementazio-

ne dei sistemi portali per la verifica della dosimetria pianificata per ogni singolo paziente.

Le tecniche e lo stato dell'arte dei trattamenti con Cyberknife sono stati illustrati dal dott. Cavedon.

Un'approfondita spiegazione ci è servita per apprendere le capacità di *tracking* del sistema Cyberknife e la possibilità di impiegare serie temporali di immagini CT nella fase di pianificazione.

La radioterapia stereotassica extracranica con acceleratore lineare è stata illustrata dalla dott.ssa Garibaldi. In particolare ci sono state spiegate le tecniche di irradiazione *deep inspiration breath hold* mediante l'utilizzo di un sistema optoelettronico e la preparazione del piano di cura per l'applicazione di questa tecnica.

Infine, il dott. Calandrino ha trattato un tema di grande attualità nella radioterapia: il rischio di induzione di secondi tumori. L'introduzione di nuove tecniche di radioterapia, infatti, permette di conformare meglio la dose al bersaglio e consente l'ipofrazionamento, tuttavia tali vantaggi hanno come rovescio della medaglia, quello di un incremento del volume di tessuto sano irradiato alle dosi basse. Ciò ha imposto il dover affrontare la problematica degli effetti radiobiologici indotti dalle basse dosi sui tessuti sani.

Dulcis in fundo, mi sento di ringraziare gli organizzatori, principalmente per il livello culturale del corso ma anche che per il conforto del tè e caffè caldi a supporto di questa gelida giornata di pioggia e neve!

Temall

Giorgio Cosmacini

## La medicina non è una scienza Breve storia delle sue scienze di base

Raffaello Cortina Editore – Milano, 2008

121 pagine – 14 €

Recensione di Giampiero Tosi

Nella collana “scienze e idee” diretta da Giulio Giorello e pubblicata da Raffaello Cortina, è stato da poco pubblicato un saggio di Giorgio Cosmacini, dal titolo in un certo senso *provocatorio* “La medicina non è una scienza” e dal sottotitolo “Breve storia delle sue scienze di base”.

Cosmacini, medico radiologo, per lunghi anni primario presso l’Ospedale Maggiore di Milano, laureato anche in filosofia e autore di pregevolissime opere sulla storia della Medicina e della Sanità, non può essere certo accusato, come il titolo del suo saggio potrebbe a prima vista far pensare, di una sorta di ostilità preconcetta nei confronti della Medicina, tanto da non ritenerla una scienza. La classifica invece come “un’arte o, se si preferisce, una pratica basata sull’apporto delle più diverse discipline scientifiche”.

Il volume si articola in cinque capitoli, “Fisica e Medicina” “Chimica e Medicina”, “Biologia e Medicina”, “Ecologia e Medicina”, “Economia e Medicina”, in ciascuno dei quali l’autore accompagna il lettore in una magistrale “rivisitazione” degli apporti fondamentali che, nel corso dei secoli, tali scienze hanno dato allo sviluppo della medicina. Non stupisce il fatto che fisica, chimica e biologia vengano indicate come le scienze delle cui scoperte, delle cui conoscenze e del cui metodo si è maggiormente avvalso il sapere medico; rientra invece in una visione estremamente moderna e attuale della medicina, l’aver inserito fra le sue “scienze di base” anche l’ecologia e l’economia, la prima vista come “l’insieme dei fattori chimico-fisici (clima, tipo del suolo, luce, nutrimento, ecc.)

e di fattori biologici (parassitismo, competizione, simbiosi) che possono influire sulla vita degli organismi, la seconda per gli enormi costi che la medicina tecnologica impone alle economie nazionali; costi cui non sempre corrispondono prestazioni sanitarie adeguate, in termini non solo di efficienza e di efficacia, ma spesso anche di “equità”.

Lo scopo della scienza e della tecnica in medicina è comunque sempre la persona umana, come già prescriveva la regola benedettina: *infirmis ante omnia et super omnia, omnis cura adhibenda est*; “prima di tutto e soprattutto bisogna prendersi cura dei malati”. E Cosmacini, ribaltando quella che poteva sembrare una visione riduzionista della medicina, conclude così: “Per questo, la medicina non è una scienza. Essa è di più”.

La lettura di questo saggio, ricchissimo di citazioni biografiche e bibliografiche, che copre in pochi brevi capitoli l’intero percorso del trasferimento delle conoscenze dalle scienze di base alla medicina, da Ippocrate e Galeno ai giorni nostri, fornisce al lettore non solo un panorama culturale di grandissimo interesse, ma soprattutto lo spunto per una seria riflessione sul significato stesso dell’esistenza biologica e dei limiti dell’intervento umano su di essa.

Ai fisici medici si deve augurare che, all’interno delle strutture sanitarie dove lavorano, non si ritengano soltanto dei tecnologi di alto livello, ma sappiano svolgere il loro ruolo in modo che, parafrasando Cosmacini, della disciplina di cui sono interpreti si possa dire: la fisica medica non è solo una scienza. Essa è di più.



## Point/Counterpoint: rubrica di Medical Physics

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

*Servizio di Fisica Sanitaria*

*Azienda Ospedaliera Universitaria S. Martino - Genova*

**Un dottorato professionale che non preveda la discussione di una tesi di ricerca costituisce un'alternativa appropriata al Ph.D. quale preparazione a una carriera in fisica medica**

*Med. Phys. 35 (6), Giugno 2008*

Nel sistema universitario statunitense è stata recentemente proposta l'introduzione di un Dottorato in Fisica Medica (DMP, una sorta di Scuola di Specializzazione) che si differenzia dal tradizionale Ph.D. per il fatto di sostituire la considerevole componente di ricerca del vecchio corso di studi con un biennio di tirocinio clinico. Su questo argomento sta lavorando anche il Gruppo di Lavoro sulla didattica dell'AAPM. La domanda posta nel dibattito di questo numero è se questo nuovo percorso formativo costituisca una valida alternativa a quello più tradizionale.

A favore del nuovo corso di studio si pronuncia JD Hazle, Professore e fondatore del Dipartimento di *Imaging Physics* all'Università del Texas (*M.D. Anderson Cancer Center*). Egli puntualizza che secondo una ricerca condotta dall'AAPM nel 2006 l'88% dei fisici medici che possiedono il titolo di *Master* (M.S.) e il 66% di quelli che possiedono il Ph.D. sono essenzialmente coinvolti nell'attività clinica. Attualmente il minimo richiesto per ottenere la certificazione dall'*American Board of Radiology* (ABR) in *Radiological Physics* è di aver conseguito il *Master* e avere svolto un tirocinio di tre anni presso una struttura accreditata dalla *Commission on Accreditation of Medical Physics Educational Program* (CAMPEP): la nuova proposta di fatto accorcia il percorso formativo e rende disponibili un maggior numero di specialisti che possono far fronte a una domanda sempre crescente, specie in radioterapia. Occorre tuttavia superare il fatto che chi ha conseguito il Ph.D. viene generalmente retribuito meglio di chi possiede un altro titolo: secondo l'opinione dell'autore chi opera in un contesto clinico merita la stessa remunerazione di chi fa ricerca.

Di parere opposto è invece D Mah, Professore Associato e Direttore del Servizio di Fisica Clinica presso il *Montefiore Medical Center & Albert Einstein College of Medicine* (Bronx, NY). Egli considera inutile questo nuovo percorso formativo, soprattutto perché comporterebbe un costo più elevato per il discente. Inoltre questa sorta di via di mezzo tra *M.S.* e *Ph.D.* creerebbe una forte concorrenza a quest'ultimo, depauperando il numero di persone che possiedono i titoli accademici per fare ricerca e sviluppo nella disciplina.

**Nonostante la loro diffusione, non c'è evidenza convincente del fatto che i magneti statici possano avere effetto antidolorifico**

*Med. Phys. 35 (7), Luglio 2008*

L'uso di calamite per alleviare il dolore risale a 4000 anni or sono: ne hanno parlato Aristotele e Platone, e in tempi più recenti Faraday ha pubblicato molti lavori sul potere curativo dei campi magnetici. Attualmente milioni di persone nel mondo (tra cui probabilmente centinaia di fisici medici) impiegano braccialetti magnetici come terapia antidolorifica, tuttavia molti esperti sostengono che non ci sia nessun meccanismo fisico o biologico a sostegno di questo effetto, né alcuna evidenza clinica.

MH Pittler, Direttore e Ricercatore Senior della *Complementary Medicine alla Peninsular Medical School* dell'Università di Exeter e Plymouth in Gran Bretagna, cita un suo lavoro di rassegna in cui egli conclude quanto affermato dal titolo. Sono state prese in considerazione 39 sperimentazioni cliniche, tutte effettuate con l'uso di un placebo o un debole campo magnetico come controllo e con una valutazione quantitativa del dolore. L'unica patologia che non permette una drastica conclusione negativa e lascia quindi spazio a ulteriori indagini è l'osteoartrite delle giunture periferiche.

Contro l'affermazione del titolo scrive invece T Harlow, che ha praticato come

medico generico prima di interessarsi di terapie alternative e pubblicare diverse ricerche su questo argomento. Nel suo intervento separa la necessità di comprendere i fenomeni fisiologici sottesi all'impiego dei magneti antalgici dalla verifica della loro efficacia. Per quanto riguarda il primo punto egli suggerisce che il sangue, soluzione elettricamente conduttrice, subisca un effetto sulla sua componente ionica. Sul secondo punto egli cita un lavoro in cui si dimostra che i pazienti che usano magneti antidolorifici hanno un sollievo maggiore rispetto a quelli che usano dei falsi magneti; l'autore non nega che questo possa essere comunque ascrivito a una sorta di effetto placebo, ma lo considera una valida alternativa all'assunzione di farmaci.

**La parte fisica del Programma di Accredimento ACR per i tomografi RM è oltremodo noiosa e travalica quanto è necessario a garantire la buona cura del paziente**

*Med. Phys. 35 (8), Agosto 2008*

I sistemi di immagine RM, se non vengono sottoposti a un'appropriate valutazione e manutenzione, possono incorrere in un decadimento della qualità che può sfuggire all'osservazione dell'operatore ma che è sufficiente a compromettere il risultato diagnostico dell'esame. L'assicurazione della qualità di immagine è lo scopo delle prove del Programma di Accredimento dell'*American College of Radiology (ACR)*, che, da semplici raccomandazioni, sono in pratica diventate delle condizioni di accettazione. La discussione di questo numero è con chi pensa che queste prove superino decisamente quanto è realmente necessario controllare per garantire un buon livello diagnostico.

Proprio di questa idea è WT Sobol, Profes-

sore al Dipartimento di Radiologia dell'Università dell'Alabama a Birmingham, che si dichiara spaventato della rigidità che la parte fisica delle prove ha raggiunto negli ultimi anni. Egli rammenta che le prove prescritte sono state pensate circa vent'anni or sono e che nel frattempo la tecnologia in RM ha visto un'evoluzione spettacolare: non di rado succede che una prova effettuata con metodi fisici (fantoccio test e valutazione sull'immagine ottenuta) sia in conflitto con quanto verificato usando il programma di controlli di qualità interno al tomografo, che valuta parametri non misurabili in modalità utente.

Per l'opinione contraria si pronuncia invece MS NessAiver, precedentemente affiliato alla *School of Medicine* dell'Università del Maryland, autore del libro "*All you really need to know about MRI physics*" e attualmente titolare della società *Simply Physics* che negli ultimi sette anni ha fornito servizi di controlli di qualità per la RM. Egli rilancia affermando che le prove prescritte dall'ultima revisione (2004) del manuale ACR non solo sono indispensabili, ma che addirittura non si spingono abbastanza in profondità: per garantire una buona prestazione per il paziente e la cura di un'apparecchiatura che costituisce un investimento economico rilevante, occorre incrementare i controlli. Una bobina phased array a 64 canali costa circa 100'000 dollari e ciascun canale dovrebbe essere provato separatamente per garantire che non ci sia una regione a basso rapporto segnale-rumore in un volume scansionato caratterizzato complessivamente da buona qualità! L'autore continua elencando altri esempi che suffragano la conclusione che una prova annuale di 8-14 ore sia indispensabile a garantire la massima qualità diagnostica.

Agfa

## GE HEALTHCARE COMPLETA L'ACQUISIZIONE DI VERSAMED CORPORATION

*L'acquisizione amplia l'offerta GE Healthcare nel settore "Respiratory Care".  
Una gamma di prodotti innovativi, ideale per soddisfare svariate esigenze terapeutiche,  
includendo le terapie domiciliari, i piani di prevenzione per pandemie e i mercati emergenti.*

GE Healthcare, azienda della General Electric Company (NYSE:GE), ha recentemente annunciato di aver portato a termine l'acquisizione di VersaMed Corporation, azienda produttrice di ventilatori portatili per la terapia intensiva respiratoria. **La gamma innovativa dei prodotti VersaMed ampliarà le risorse di GE nel settore "Respiratory Care"**, offrendo ai clinici un'ampia scelta di ventilatori per la terapia intensiva, tecnologicamente avanzati e unici nel proprio genere, in grado di soddisfare le esigenze di diverse categorie di pazienti e diversi contesti terapeutici. I dati finanziari non sono stati resi noti.

VersaMed sviluppa ventilatori portatili ad alte prestazioni e semplici da utilizzare, che si prestano per applicazioni in una vasta gamma di contesti terapeutici. Il prodotto di punta VersaMed, l'**iVent201™**, è un ventilatore per la terapia intensiva progettato per essere compatto e portatile, risultando ideale sia per l'assistenza a pazienti in fase acuta e subacuta in ospedale, che durante il trasporto d'urgenza e a domicilio. **L'iVent201 è già stato selezionato da numerose organizzazioni statali e sanitarie come componente fondamentale dei propri piani di preparazione alle pandemie e per altre emergenze.** La business unit Clinical Systems di GE Healthcare fornisce a livello mondiale tecnologie avanzate per l'assistenza respiratoria in fase acuta. **La grande sinergia strategica tra le due aziende offrirà considerevoli vantaggi ai clienti, attraverso la proposta di offerte complementari di prodotti e servizi.**

Omar Ishrak, Presidente e Chief Executive Officer della business unit Clinical Systems di GE Healthcare, ha affermato: "VersaMed vanta una lunga serie di innovazioni orientate al cliente e un portafoglio di prodotti con un'elevata complementarietà rispetto alla nostra gamma attuale di prodotti per 'Respiratory Care'. Riteniamo che l'unione del know-how e delle conoscenze delle due aziende genererà un notevole valore aggiunto per i nostri clienti, offrendo nuove tecnologie ai clinici di tutto il mondo. 'Respiratory Care' è un'area fondamentale di crescita per GE Healthcare, l'ampliamento della nostra base di competenze e della nostra gamma di prodotti è in linea con la nostra visione fondata sull'impegno ad aiutare i clienti a soddisfare un'ampia sfera di esigenze, indipendentemente dal contesto terapeutico."

Commentando l'acquisizione, Jerry Korten, Chief Executive Officer di VersaMed ha dichiarato: "Il team VersaMed è molto lieto di far parte di GE Healthcare. L'apporto delle risorse e della dimensione globale di GE Healthcare alla nostra azienda ci consentirà di accelerare i nostri programmi di sviluppo e di offrire i nostri prodotti innovativi a un numero di clienti molto più ampio."

Eyal Dior, Presidente di VersaMed, ha aggiunto: "Vorrei ringraziare i dipendenti VersaMed, che insieme hanno contribuito con successo alla crescita dell'azienda, trasformandola da una mera idea alla solida realtà che è diventata oggi. L'integrazione delle due aziende apporterà vantaggi concreti ai clinici che operano nel settore 'Respiratory Care'".

*Nota: negli USA, l'iVent 201 è stato approvato dall'FDA per applicazioni in ospedale, a domicilio, sui mezzi di trasporto pazienti e nei centri temporanei di assistenza sanitaria/primo soccorso.*



## **GE Healthcare**

*GE Healthcare fornisce tecnologie e servizi medicali innovativi, che contribuiscono a creare una nuova era della medicina. L'esperienza e la competenza di GE Healthcare nell'imaging medicale, nelle tecnologie informatiche, nei prodotti per diagnostica medica, nei sistemi di monitoraggio paziente, nel miglioramento delle prestazioni sanitarie e gestionali, nello sviluppo di nuovi farmaci e nelle tecnologie di produzione biofarmaceutica, sono un supporto determinante per gli specialisti clinici di ogni parte del mondo, per re-immaginare nuovi modi di prevedere, diagnosticare, informare, trattare e monitorare le malattie, in modo che i pazienti possano vivere pienamente la vita. La vasta gamma di prodotti e servizi offerti da GE Healthcare permette agli operatori sanitari di diagnosticare meglio e trattare sempre più tempestivamente patologie oncologiche, cardiologiche, neurologiche e altre malattie. La visione di GE Healthcare per il futuro è di arrivare a "Early Health", modello di previsione e cura preventiva della salute basato su diagnosi precoce, rilevamento delle patologie in fase presintomatica e prevenzione. GE Healthcare, business da 17 miliardi di dollari con sede nel Regno Unito, fa parte di General Electric Company. GEHC occupa nel mondo più di 46.000 persone, impegnate a servire i professionisti del settore sanitario e i loro pazienti in più di cento paesi. Per ulteriori informazioni, visitare il sito [www.gehealthcare.com](http://www.gehealthcare.com)*

## **VersaMed Corporation**

*VersaMed, fondata nel 1999 e con sede a Pearl River, New York, conta circa 100 dipendenti nel mondo. È un'azienda leader per la fornitura di ventilatori computerizzati intelligenti.*

*Progetta e produce la linea di ventilatori tecnologicamente avanzati "iVent" per la terapia intensiva, compatti e sufficientemente leggeri da poter essere trasportati ovunque e venduti in tutto il mondo nel settore ospedaliero, per l'assistenza di pazienti in fase sub-acuta, per il trasporto di emergenza e per le terapie domiciliari. E' un'azienda privata guidata da un team di notevole esperienza composto da manager, tecnici, sviluppatori software e professionisti "Respiratory Care". Il fatturato annuo di VersaMed supererà i 30 milioni di dollari e vanta un tasso di crescita superiore al 30% all'anno.*

Milano, 8 aprile 2008

COMUNICA S.r.l. - Tel. 02.7531047 – [ufficiostampa@comunicaccm.it](mailto:ufficiostampa@comunicaccm.it)