

# Fisica in Medicina

Periodico trimestrale di formazione  
informazione e aggiornamenti  
dell' Associazione Italiana  
di Fisica Medica





## Associazione Italiana di Fisica Medica

**Presidente**  
Michele Stasi

## Membri del Consiglio

**Direttivo:**  
A. del Vecchio

F. Fusi  
R. Matheoud  
L. Menegotti

N. Romeo

S. Russo  
L. Strigari  
A. Trianni

**Segretario**  
A. Panese

**Tesoriere**  
B. Augelli

## Sommario:

|                                                                                                                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| IN RICORDO DI CLAUDIO BIRATTARI<br>AUTORI VARI                                                                                                                                                                 | 1  |
| IN RICORDO DI PETER MANSFIELD<br>G. BORASI                                                                                                                                                                     | 5  |
| APPLICAZIONE DEL DECRET LEGISLATIVO<br>159/2016: VALUTAZIONE DEL RISCHIO DA<br>MOVIMENTO NELLA PRATICA DI RISONANZA<br>MAGNETICA<br>R. MILANI, S. CODA, G. BACCANI, F. CAMPANELLA, M. MATTOZZI E<br>P. FERRARI | 7  |
| THE DOSIMETRY CHECK™ SOFTWARE<br>A. COLOMA E L. TANA                                                                                                                                                           | 43 |

**Periodico**  
**Fisica in Medicina**

|                                                             |                                                                                                          |           |
|-------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Direttore Onorario</b><br><i>P. Tosi (Milano)</i>        | <b>AIFM REVIEW</b><br><i>L. RAFFAELE</i>                                                                 | <b>53</b> |
| <b>Direttore Responsabile</b><br><i>F. Levrero (Genova)</i> | <b>PET AMILOIDE : COSA BOLLE IN PENTOLA?</b><br><i>BUSCHIAZZO, A. CHINCARINI, F. NOBILI, S. MORBELLI</i> | <b>58</b> |
| <b>Segretario di Redazione</b><br><i>L. Moro (Pavia)</i>    | <b>NOVITÀ ICRP NCRP</b><br><i>N. CANEVAROLLO</i>                                                         | <b>67</b> |

**Componenti del Comitato  
di Redazione**

*M.C. Bagnara (Genova)*  
*G. Borasi (Reggio Emilia)*  
*N. Canevarollo (Genova)*  
*N. Caretto (Roma)*  
*C. De Ambrosi (Genova)*  
*A. del Vecchio (Milano)*  
*F. Di Martino (Pisa)*  
*P. Mancosu (Milano)*  
*A. Peroni (Torino)*  
*L. Raffaele (Catania)*  
*M. Reggio (Verona)*

*In copertina: la Fisica nei fumetti - nella seconda metà degli anni 50 la DC Comics pubblica un fumetto chiamato showcase in cui inserire i "numeri zero" di varie idee editoriali allo scopo di verificare il gradimento del pubblico. In uno di questi è presente una pagina dedicata alla Fisica.*

*Realizzazione digitale e grafica  
interni.*

*Trimestrale dell'Associazione  
Italiana di Fisica Medica, Piazza  
della Repubblica 32, 20124  
Milano – Autorizzazione n. 403  
del 20/12/2013 Tribunale di  
Milano*

*Pubblicato nel mese di Gennaio  
2018*

**EXAMi» Rad™**  
TESTER PORTATILE PER DPI RADIOLOGICI



# Verifica la protezione e la **sicurezza** dei DPI anti raggi x



Controllo  
d'integrità  
e livello di  
protezione dei  
DPI anti RX

Gestione  
informatizzata  
dei controlli



[www.iradpromap.it](http://www.iradpromap.it)

Ci contatti per maggiori informazioni

Tel. 051 686 08 11  
[info@sagomedica.it](mailto:info@sagomedica.it)

[www.sagomedica.it](http://www.sagomedica.it)



*Massima precisione  
al primo colpo.*



# NOMEX®

**Soluzione chiavi in mano per la dosimetria assoluta  
e il controllo qualità nella radiologia diagnostica**

- ▶ Due potenti sistemi per uso indipendente o combinato
- ▶ RAD/FLU/DENT, DENT-PAN, MAM, CT, CBCT
- ▶ Acquisizione di tutti i parametri in un unico passaggio
- ▶ Cambio scala automatico per dose, kV e filtrazione totale
- ▶ Valutazione della qualità dell'immagine e determinazione CTDI opzionali
- ▶ Collegamento esterno di camere di ionizzazione o detectori a semiconduttore PTW tramite dosimetro NOMEX®



**Maggiori informazioni su NOMEX®?**  
Visitate il nostro sito Internet o scrivete  
all'indirizzo [nomex@ptw.de](mailto:nomex@ptw.de).

[WWW.PTWNOMEX.COM](http://WWW.PTWNOMEX.COM) USA | LATIN AMERICA | CHINA | ASIA PACIFIC | INDIA | UK | FRANCE | IBERIA | GERMANY

**PTW**

*Knowing what  
responsibility means*

# NEW RaySafe X2



La linea dei multimetri Unfors/RaySafe evolve dalla piattaforma Xi, tutt'ora elevato standard di mercato per i controlli di qualità in radiodiagnostica, alla nuova X2.



## Principali vantaggi del nuovo sistema X2

- Migliore accuratezza e sensibilità
- Estrema semplicità e velocità d'uso, nessun settaggio manuale necessario
- Sensori indipendenti dall'angolo di inclinazione rispetto all'asse del tubo
- Ampio display a colori touch screen con memorizzazione delle misure e delle forme d'onda
- Ampia gamma di calibrazioni per tutti i mammografi presenti sul mercato

Dopo l'acquisizione di RaySafe da parte di Fluke Biomedical, SLT è diventato il **distributore unico** per tutti i prodotti Unfors/RaySafe AB. L'aggiunta dei prodotti Unfors/RaySafe alla linea dei prodotti Fluke Biomedical attraverso SLT permette ai clienti di avere un **unico punto di riferimento per vendita, supporto, gestione degli ordini ed assistenza tecnica**.



S.L.T. s.r.l. - Via Torino 30, 20063 Cernusco sul Naviglio (MI)  
Tel. (+39) 02.48464064 | [unfors-raysafe@slt.eu.com](mailto:unfors-raysafe@slt.eu.com) | [www.slt.eu.com](http://www.slt.eu.com)

# Servizi Nucleari s.n.c.



**Sorgenti alfa, beta e gamma,  
puntiformi ed estese, soluzioni,  
gas, prodotti per *spettrometria*,  
*medicina nucleare*, sorgenti per  
*calibrazione PET*, sorgenti speciali.**



**Sorgenti di  
taratura per  
la medicina,  
l'industria,  
l'ambiente  
prodotti da  
*CERCA LEA*.**

**Sistemi per irradiazione *emoderivati*.**



Servizi Nucleari s.n.c.  
Strada Pranova 6  
15030 Conzano (AL)  
tel 0142 925630  
347 8497358  
fax 0142 925933  
<http://www.servizinucleari.it>  
e-mail: [info@servizinucleari.it](mailto:info@servizinucleari.it)



# Active Radsys

Soluzioni attive per la radioprotezione e la fisica medica

- **P**roduzione di software per aziende produttrici ed utenti finali
- **P**rogettazione e co-produzione con i partner di soluzioni personalizzate in materia di strumentazione ed oggetti di misura e di controllo
- **S**istemi automatici per il controllo e la misura della radioattività negli ambiti medicale, ambientale ed industriale
- **D**istribuzione in Italia di prodotti e soluzioni di terze parti per: misura e ricerca della radioattività, spettrometria gamma, Alfa e XRF, controlli di qualità in radiologia, radioterapia e medicina nucleare, monitoraggio ambientale, dosimetria del personale, dosimetria del paziente, misura del Radon, ricerca scientifica, sicurezza e protezione del territorio
- **C**orsi di addestramento ed assistenza personalizzata



Il fantoccio Quart Cbct\_ap e il Software Dvt-Tec : l'unico sistema conforme alla norma europea E DIN 6868-161



Greatz Nal 2002: la prima innovativa sonda al Nal concepita per i controlli non distruttivi sui rottami metallici, minerali, rifiuti...etc.

[www.activeradsys.it](http://www.activeradsys.it) [info@activeradsys.it](mailto:info@activeradsys.it) Tel: 0544 408071 Fax: 0544 276014



## Il primo camice chirurgico sterile con protezione RX

Il primo capo per la protezione dalle radiazioni ionizzanti presente sul mercato che può essere fornito allo stato sterile e certificato come dispositivo medico. Il tessuto SO.X-Versus® è coperto da brevetto industriale.

L'originalità del tessuto SO.X-Versus® sta, in primo luogo, nella sua struttura: è il risultato dell'accoppiamento di tessuti conformi alla norma UNI EN 13795 e di una speciale lamina radiopaca, da cui risulta un tessuto multistrato estremamente malleabile, sanificabile con processi di lavaggio industriale, sterilizzabile in autoclave a vapore ed impermeabile ai liquidi ed ai microrganismi.



CORPETTO



GREMBIULE  
CHIUSO



GREMBIULE  
APERTO



[www.sox-versus.it](http://www.sox-versus.it)

## **In ricordo di Claudio Birattari**

È con immenso dolore che ho appreso la tristissima notizia che è deceduto il 5 novembre 2017 Claudio Birattari, inestimabile mentore, prezioso collega, caro amico. Anche se erano ormai 13 anni che viveva nella malattia, per me era comunque sempre lì, sempre presente come guida e maestro a cui mi sono costantemente ispirata.

Il suo prezioso contributo formativo e culturale non potrà mai essere dimenticato. Grazie ai suoi insegnamenti e alla sua guida costante ha apportato un prezioso contributo alla Disciplina della Fisica Sanitaria e all'ambito della Radioprotezione che lui stesso aveva istituito presso il Dipartimento di Fisica di Milano con ineguagliabile competenza e dedizione.

Ha guidato e formato con attenzione, pazienza e saggezza diverse generazioni di studenti - oggi professionisti, colleghi e amici distribuiti in tutto il mondo, sia nell'ambito della ricerca che in quello più operativo all'interno delle strutture ospedaliere - innanzitutto come professore del corso di Fisica Sanitaria e poi ancora di più, nella veste di



Direttore della Scuola di Specializzazione in Fisica Medica, contribuendo al suo sviluppo e arricchendola grazie alla sua passione e alla sua devozione.

Claudio, sempre pronto a trasmettere conoscenza e umanità intorno a sé, è sempre stato prodigo di consigli: chiunque cercasse uno spunto, un aiuto o una guida - dai colleghi fisici a ogni altra persona - trovava in lui una guida pronta ad ascoltare e usciva dall'incontro impreziosito culturalmente, tecnicamente e umanamente.

Proprio in onore del maestro che è stato e di tutto ciò che ha rappresentato, ho negli anni cercato di seguirne le orme, raccogliendo la sua eredità e portando avanti al mio meglio i dettami dei suoi

insegnamenti in ogni ambito della professione e disciplina, con l'obbiettivo e la speranza di riuscire a trasmettere a mia volta alle nuove generazioni quella stessa passione che lui aveva originariamente trasmesso a me.

Anche se oggi se ne è andato, rimarrà sempre vivo in noi il suo ricordo e la sua immensa eredità culturale.

Noi, suoi studenti, siamo il suo lascito.

La sua guida, la sua amicizia e i suoi consigli rimarranno per me per sempre insostituibili.

*Flavia Groppi, Laboratorio LASA, Dipartimento di Fisica, Università degli Studi di Milano*



Ricordare il prof. Birattari mi provoca sempre molta emozione e una certa stretta al cuore.

Per me, come per molti fisici medici della mia generazione, il prof è stato anzitutto maestro. Di quei maestri che ci augureremmo di trovare in abbondanza sulla nostra via, ma che sono invece figure rare. Ha accompagnato da vicinissimo dieci anni decisivi della mia storia, proprio come un papà, dalla fine dell'università, alla specializzazione, ai primi anni di lavoro "vero" ... che poi furono pure gli anni del matrimonio e di tre figli in sequenza ... Ho molti ricordi lavorativi e molti ricordi di vita: l'entusiasmo palpabile con cui affrontava le misure sulle linee di fascio, mai stanco e mai sazio, la passione con cui realizzava i suoi rivelatori, la sigaretta, il caffè rigorosamente senza zucchero e con un po' di latte freddo, gli appunti sempre scritti a matita con scrittura di altri tempi, l'orgoglio con cui parlava della moglie e dei figli.

Persona cristallina, il prof. Birattari era non solo grande esperto della fisica sperimentale, ma anche eccezionale comunicatore della passione che aveva. Chiaro e coinvolgente nella didattica, esigente verso sé stesso e gli altri, e allo stesso tempo sempre accogliente, incoraggiante e pronto a far emergere il buono e il bello di ogni idea, insieme agli aspetti su cui ancora lavorare e da approfondire.

È stato uomo di grandi visioni, impegnato nella costruzione di dialogo e collaborazione tra università e ospedali, attivo nel proporre idee e nel difendere il ruolo scientifico dei fisici medici nei centri ospedalieri. Ha sicuramente indicato con fermezza una strada che ancora stiamo cercando di percorrere.

Credo che uno dei modi migliori per ricordarlo sia tenere viva l'eredità che ha lasciato, che vive certamente nel nostro bagaglio culturale e professionale e che può dare impronta al nostro modo di vivere la trasmissione della professione ai giovani che si affacciano al mondo della fisica medica e al nostro modo di concretizzare il ruolo scientifico di fisici negli ospedali.

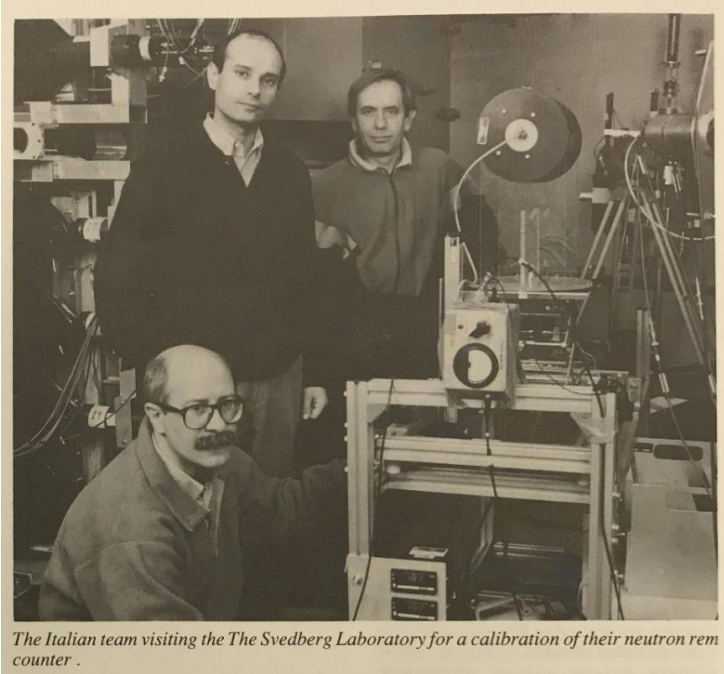
Ciao, prof!

*Tiziana Rancati, Prostate Cancer Program, Fondazione IRCCS Istituto Nazionale dei Tumori, Milano*



Le nostre rispettive carriere sono iniziate con Claudio all'inizio del 1984, quando, freschi di laurea, abbiamo cominciato a lavorare sotto la sua guida dividendo una scrivania in una baracca nel cortile del dipartimento di fisica, di fianco all'edificio che all'epoca ospitava il ciclotrone. Per tantissimi anni Claudio è stato prima un maestro, poi un collega di inestimabile esperienza e infine un amico, tanto è vero che entrambi lo avevamo invitato ai nostri rispettivi matrimoni. Le nostre rispettive carriere si sono incrociate, allontanate e di nuovo riunite molte volte nel corso degli anni, ci hanno allontanato da Milano, ma siamo sempre rimasti legatissimi al nostro primo maestro e abbiamo sempre continuato a collaborare su svariati argomenti di fisica applicata. Con lui abbiamo condiviso turni di misura in Italia e all'estero, pubblicazioni scientifiche, partecipazione a congressi. Claudio ci ha pure riportato a Milano per insegnare alla Scuola di Fisica Sanitaria. Quello che gli è capitato a inizio estate 2004 ha cambiato le prospettive, ma non il nostro rapporto con lui. Senza di lui non

saremmo mai arrivati dove siamo ora. Ci piace ricordarlo come appare in quella foto scattata a Uppsala nell'inverno del 1993 durante un turno di misure al ciclotrone.

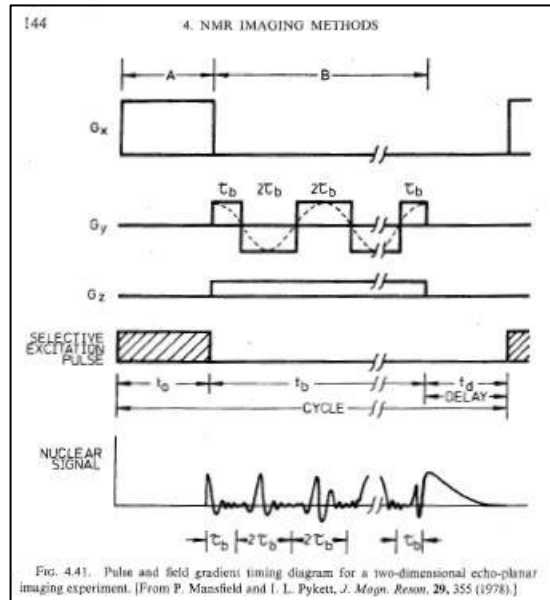


*Alfredo Ferrari e Marco Silari, CERN,  
Ginevra*

*The Italian team visiting the The Svedberg Laboratory for a calibration of their neutron rem counter .*

# In ricordo di Peter Mansfield

A cura di Gianni Borasi



Sir Peter Mansfield, che ha condiviso con Paul Lauterbur il premio Nobel in Fisiologia o Medicina nel 2003 per l'invenzione dell'Imaging di Risonanza Magnetica (MRI), si è spento l'8 Febbraio 2017 a Nottingham, UK.

Di umili origini (suo padre era un montatore di apparecchiature a gas), aveva mostrato un precoce interesse per la scienza ma il suo interesse e i suoi studi si erano bruscamente interrotti a 15 anni, a causa della guerra. Grazie alle scuole serali aveva raggiunto la laurea e poi il PhD. Nel 1964 era stato chiamato presso l'Università di Nottingham, dove rimase poi tutta la vita. Nei primi tempi, si interessò, in particolare, di Risonanza Magnetica Nucleare (NMR) dello stato solido e di diffrazione dei raggi X, approfondendo le possibilità di codificare informazioni dello spazio reale nello spazio della trasformata di Fourier. Negli stessi anni, Paul Lauterbur professore alla "State University" di New York, concepì la possibilità di un imaging NMR, impiegando gradienti di campo magnetico che ruotano attorno allo strato da analizzare. La successiva "ricostruzione" dell'immagine era basata sul metodo delle "proiezioni", simile a quella impiegato nella

Tomografia Computerizzata. Ma le immagini, da subito stupefacenti, richiedevano però tempi lunghi ed erano perciò di tipo sostanzialmente statico. Grazie al suo background, Mansfield realizzò immediatamente la possibilità di ottenere immagini in un tempo brevissimo, simili ad “istantanee” (Echo Planar Imaging – EPI). Si apriva così nella RMI la strada della rappresentazione dei fenomeni in movimento. Nella figura accanto alla sua foto, tratta dal suo libro, con P.G. Morris “NMR Imaging in Biomedicine” (Academic Press, 1982) è rappresentato lo schema della EPI: dopo l’impulso per la selezione dello strato da analizzare (z), agli spin del piano xy, prima eccitati da un gradiente statico nella direzione x, viene poi applicato un gradiente alternato, rapidamente variabile nella direzione y. Tutta l’informazione spaziale (bidimensionale) veniva racchiusa nella forma del segnale di eco (monodimensionale) così ottenuto. Ridurre a metà il numero delle dimensioni del piano consentiva, evidentemente, un risparmio di tempo fondamentale! Ricordo, con una certa emozione, una sua lezione in Italia, all’inizio degli anni ’80, in cui, dopo aver riempito una lavagna di formule, ci proiettò uno spezzone di un film in cui si vedeva un cuore che batteva in tempo reale! Da allora i progressi della RMI non smettono, anno dopo anno, di stupirci ed aprire nuove possibilità di indagine biomedica. Ma un punto va sottolineato, senza l’EPI, mai si sarebbero potute ottenere le immagini di “Risonanza Magnetica Funzionale”, che tanta importanza hanno nello studio della fisiologia del cervello.

# **Applicazione del Decreto Legislativo 159/2016: valutazione del rischio da movimento nella pratica di risonanza magnetica**

*R. Milani<sup>1</sup>, S. Coda<sup>1</sup>, G. Baccani<sup>1</sup>, F. Campanella<sup>2</sup>, M. Mattozzi<sup>2</sup> e P. Ferrari<sup>3</sup>*

<sup>1</sup> *Liberi professionisti - Fisici medici ed Esperti responsabili in RM*

<sup>2</sup> *Inail - Dipartimento di medicina epidemiologia, igiene del lavoro e ambientale*

<sup>3</sup> *Azienda sanitaria dell'Alto Adige – Servizio di Fisica sanitaria*

**Revisione del mese di ottobre 2017 che sostituisce ed annulla la precedente pubblicata nell'agosto 2017**

## **1. INTRODUZIONE**

Il 1° agosto 2016 con l'emanazione da parte del Presidente della Repubblica Italiana del Decreto Legislativo (d.lgs.) 159<sup>1</sup>, viene attuata in Italia la direttiva 2013/35/UE<sup>2</sup> sulle disposizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (campi elettromagnetici) e che abroga la direttiva 2004/40/CE<sup>3</sup>.

Il d.lgs. 159/2016 si inserisce nel contesto del decreto sulla sicurezza nei luoghi di lavoro d.lgs. 9 aprile 2008 n°81<sup>4</sup> indicando nel primo dei suoi due articoli, le modifiche introdotte al d.lgs. 81/2008, in particolare agli art. 206, 207, 208, 209, 210, 210-bis, 211 e 212. In modo specifico è citato il rischio di quei lavoratori che operano con macchine per risonanza magnetica, sottolineando che il datore di lavoro (DL) deve dimostrare (art. 212 comma 2 lettera f) '*... che i lavoratori sono sempre protetti dagli effetti nocivi per la salute e dai rischi per la sicurezza...*'. Il d.lgs. 159/2016 riporta in Allegato 1 la descrizione delle grandezze fisiche concernenti l'esposizione ai campi elettromagnetici, la definizione dei valori limite di esposizione (VLE) per gli effetti sensoriali e sanitari relativi ai campi elettrici interni, dei valori di azione (VA) espressi nelle grandezze

misurabili per consentire la conformità ai pertinenti VLE. Sia per i VLE che per i VA sono riportate le relative Tabelle con i limiti da rispettare per la valutazione del rischio. In particolare il legislatore sottolinea espressamente il fatto che nel corpo umano è presente un campo elettrico 'in situ' a seguito di un campo elettrico ambientale.

L'introduzione della nuova norma ha comportato quindi il superamento di quelli che erano i limiti di esposizione professionale per gli operatori in risonanza magnetica stabiliti dalla normativa precedente, sia per quanto attiene il campo magnetico statico e sia per quanto attiene i campi elettromagnetici variabili, e la conseguente necessità di revisione dei criteri valutativi del rischio.

In particolare rispetto agli standard di sicurezza fino ad oggi vigenti, risultano immediatamente non più alcune misure operative di sicurezza tradizionalmente consolidate nel tempo, come per esempio Come conseguenza la segnalazione a terra in sala magnete della linea dei 200 mT.

Il nuovo decreto definisce VLE concernenti gli effetti sensoriali e sanitari classificando la casistica protezionistica in 3 casi distinti sulla base della frequenza di interesse delle grandezze, con relative Tabelle che di seguito si elencano in base alla nomenclatura utilizzata dal decreto legislativo sopra citato:

- A1, VLE per induzione magnetica esterna (B0) per frequenze comprese tra 0 e 1 Hz
- A2, VLE relativi agli affetti sanitari per intensità di campo elettrico interno a frequenze comprese tra 1 Hz e 10 Mhz
- A3, VLE relativi agli effetti sensoriali per il campo elettrico interno a frequenze comprese tra 1 Hz e 400 Hz

In modo analogo ma con i relativi VA sono introdotte le Tabelle B1, B2 e B3 secondo:

- B1, VA per i campi elettrici ambientali a frequenza compresa tra 1 Hz e 10 MHz
- B2, VA per i campi magnetici ambientali a frequenza compresa tra 1 Hz e 10 MHz
- B3, VA per la corrente di contatto

La presente revisione del lavoro originariamente pubblicato dagli autori trae spunto anche dalla riflessione condivisa in modo diretto od indiretto con colleghi esperti istituzionali del settore, i quali hanno inteso rendersi disponibili ad un confronto che si è evidentemente dimostrato utile e proficuo.

## **2. SCOPO**

A fronte di questo cambiamento nell'approccio valutativo del rischio per i lavoratori in ambito RM introdotto dal d.lgs. 159/2016, il presente lavoro vuole ipotizzare in modo non univoco un metodo di analisi del rischio, che costituisca un punto di partenza sul quale approfondire metodologie e procedure alternative di valutazioni validate, al fine di convergere a risultati comparabili. In particolare, in questo lavoro, appronteremo un metodo di calcolo basato sull'analisi dei VLE e alcune misure sperimentali per la valutazioni dei VA mediante l'utilizzo delle Tabelle B1 e B2 del d.lgs. 159/2016, prediligendo un approccio che contempli gli elementi minimali che è obbligatorio introdurre per rispondere ai nuovi dettami normativi, integrati però anche da approfondimenti non necessari per rispondere a quanto disposto dal decreto, ma che è interessante introdurre al fine di una utile riflessione metodologica, e che potranno essere presi in considerazione dal datore di lavoro “virtuoso” che intenda promuovere una strategia prevenzionistica che vada oltre l'assolvimento degli obblighi di legge.

## **3. METODI**

Il nuovo decreto non prende più in considerazione – per il campo magnetico statico – l'esposizione nel tempo per determinati valori di campo [mT / minuti], ma piuttosto i valori di picco spaziale di induzione magnetica (Allegato1, Parte II, Tabella A1) (Tabella 2): tale misura è conseguente al fatto che la Tabella contenente i limiti di esposizione per gli operatori di cui al d.m. 02/08/1991<sup>5</sup> non è più valida (Tabella 1), secondo uno schema che si può sintetizzare dall'osservazione delle Tabelle che seguono.

| Tabella 1<br>02/08/1991 |                    | Allegato 1 del d.m.           |
|-------------------------|--------------------|-------------------------------|
| Parte esposta           | Intensità di campo | Durata massima di esposizione |
| Corpo                   | 200 mT             | 1 ora / giorno                |
| Corpo                   | 2 T                | 15 minuti / giorno            |
| Arti                    | 2 T                | 1 ora / giorno                |

**D.lgs. 159/2016**

| Tabella 2      Tabella A1 del d.lgs. 159/2016 - VLE per introduzione esterna ( $B_0$ ) per frequenze comprese tra 0 e 1 Hz |                                          |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------|
|                                                                                                                            | VLE relativi agli effetti sensoriali [T] |
| Condizioni di lavoro normali                                                                                               | 2                                        |
| Esposizione localizzata degli arti                                                                                         | 8                                        |
|                                                                                                                            | VLE relativi agli effetti sanitari [T]   |
| Condizione di lavoro controllate                                                                                           | 8                                        |

Il nuovo decreto definisce, per l'induzione magnetica esterna per frequenze comprese tra 0 e 1 Hz, dei VLE sensoriali e dei VLE sanitari. Il limite inferiore per gli effetti sensoriali è pari a 2 tesla, mentre il limite inferiore degli effetti sanitari è stato fissato a 8 tesla. Ne consegue che il campo magnetico statico (frequenza  $<1$  Hz) non rappresenta più formalmente un problema protezionistico, almeno per tutte le apparecchiature fino ad un campo magnetico statico di 1,5 tesla (nella sostanza più dei 2/3 del parco tecnologico nazionale), ma anche per le apparecchiature da 3 tesla, almeno nel momento in cui si dimostri che, durante l'espletamento dei compiti di gestione delle stesse, l'operatore non si trovi mai ad operare in zone dove il valore del campo magnetico statico superi i 2 tesla. Tale possibilità è di fatto garantita per alcune tipologie di tomografo da 3 tesla, ma non per tutte le apparecchiature di questo tipo, poiché alcune, per l'impostazione dell'esame clinico, necessitano che l'operatore si sporga con la testa o con le braccia verso l'interno del 'gantry', facendolo così esporre a valori di campo magnetico statico di certo almeno superiori ai 2 tesla.

Fermo restando quanto sopra, è ovvio che le indicazioni di cautela al personale dovranno comunque essere quelle di trattenersi in sala magnete il minor tempo possibile, in particolare per ciò che attiene le aree immediatamente limitrofe al magnete, limitando al massimo il tempo di permanenza in vicinanza al 'gantry', ed adottando le regole comportamentali appropriate tradizionalmente

consolidate nell'ambito della risonanza magnetica, e riportate all'interno del regolamento di sicurezza elaborato e sottoscritto ed assunzione di responsabilità sia dal medico responsabile dell'attività dell'impianto e sia dall'esperto responsabile della sicurezza.

Nulla cambia in riferimento ai limiti di prevenzione dell'effetto proiettile, per il quale continua a valere il riferimento rappresentato dalla linea isomagnetica da 0,5 mT : filtrare l'accesso alla zona interessata da un siffatto valore di campo magnetico statico, cosa che avviene per definizione essendo la medesima oggi normalmente del tutto ricompresa all'interno della sala magnetica, permette in automatico l'esistenza di un filtro anche rispetto alla possibilità di accesso alle zone interessate dalla linea isomagnetica 3 mT introdotta quale valore limite di esposizione dal d.lgs. 159/2016. La prevenzione, del rischio connesso all'esposizione professionale al campo magnetico statico in risonanza magnetica, almeno nella routine clinica, avverrà di fatto sulla base di elementi che appaiono sempre più qualitativi e sempre meno quantitativi, promuovendo di fatto l'adozione di semplici regole comportamentali di cautela in sostituzione di quello che appariva come un approccio “simil-dosimetrico”, in ciò attuando – come si è sottolineato in precedenza - una svolta sostanziale rispetto a quanto acquisito dal quadro normativo precedente.

### **3.1 Tabella A1 del d.lgs. 159/2016**

I VLE della nuova Tabella A1 (frequenza inferiore a 1 Hz) sono limiti la cui misurazione non è influenzata dal soggetto esposto: consentono di concludere che, nella routine diagnostica, i VLE per effetti sia sensoriali e sia settoriali risultano sempre rispettati, unica eccezione essendo relativa ai magneti da 7 tesla, oggi utilizzabili solo per scopi di ricerca clinica, in riferimento al rispetto della soglia degli effetti sensoriali sugli arti, e solo nel caso in cui la gestione delle loro operatività costringa il personale sanitario ad inserire un braccio all'interno del gantry. E' evidente che, tenendo conto delle caratteristiche tecnologiche dei tomografi utilizzati in routine clinica, è da escludersi la possibilità di sfiorare i VLE per gli effetti sensoriali su corpo intero, fermo restando

l'applicazione del principio di cautela che porta comunque a prediligere comportamenti da parte degli operatori tali da consentire di sostare in sala magnetica il minor tempo possibile ed evitare – all'interno della medesima, e compatibilmente con le mansioni da svolgere nel corso dell'attività diagnostica – azioni e comportamenti non codificati nel regolamento di sicurezza

Se ci si riferisce invece alla soglia minima degli effetti sanitari della medesima Tabella, è evidente che non si avrà possibilità di ipotizzare sforamenti fino a quando non si affacceranno sul mercato i primi magneti a 9 tesla (o più...) marcati CE, e quindi - in quanto dispositivi medici - soggetti ai disposti di cui al d.lgs. 159/2016.

Di fronte ad uno sfioramento dei VLE per effetti sensoriali, la norma impone che il datore di lavoro faccia comunicazione alla Asl, per il tramite dell'esperto responsabile della sicurezza, mentre in caso di sfioramento dei VLE per effetti sanitari dovrà essere richiesta una deroga secondo lo schema di un decreto attuativo che Ministero del lavoro e Ministero della salute stanno di concerto scrivendo al momento della scrittura del presente contributo. La deroga sarà, tuttavia, per un uso temporaneo e a condizione che sussistano *'specifiche circostanze documentate, e soltanto per il periodo in cui rimangono tali...'*, garantendo sempre e comunque l'adozione di misure di cautela e regole per la minimizzazione dell'esposizione professionale. Una volta ottenuta tale deroga, il datore di lavoro stesso, per il tramite dell'esperto responsabile nominato formalmente per quel tomografo RM, dovrà codificare e mettere in atto, norme comportamentali onde perseguire comunque la minimizzazione delle esposizioni fino al rientro delle cause di superamento.

### **3.2 Tabella A2 del d.lgs. 159/2016**

Il d.lgs. 159/2016, introduce anche le Tabelle A2 e A3 (vedi Tabelle 3 e 4 sottostanti) relative ai limiti per i campi elettrici indotti all'interno del corpo (in situ) a seguito dell'esposizione a campi elettrici e magnetici variabili nel tempo, e sono applicabili su base temporanea durante il turno di lavoro, ove giustificato dalla pratica o dal processo produttivo, purché siano state adottate le misure di prevenzione di cui all'articolo 208, comma 4.

Tali limiti permettono, nel merito della valutazione del rischio, di quantificare le esposizioni dovute a campi elettrici (interni) con frequenze superiori/eguali ad 1 Hz, che, generalmente sono quelli indotti:

- a causa di un movimento dell'operatore in sala RM (a causa della distribuzione non uniforme del campo magnetico statico), comunque elemento di valutazione non obbligatorio ai sensi della direttiva sopra introdotta, e quindi del d.Lgs. 159/16;

-per l'accensione dei gradienti alla presenza dell'operatore in sala RM, come ad esempio pratiche di RM interventistica, RM pediatrica ed RM di urgenza su pazienti critici, in questo caso rispondendo ad una esigenza introdotta dalla norma.

Nel primo caso la valutazione sarà condotta analiticamente sulla base delle Tabelle A2 e A3 già citate.

Nel secondo caso la valutazione sarà effettuata sperimentalmente mediante strumentazione dedicata sulla base dei valori di azione (VA) espressi nelle Tabelle B1 e B2 (vedi Tabelle 5 e 6 sottostanti), riferendosi rispettivamente ai campi elettrici ed ai campi magnetici ambientali: i valori di azione sono grandezze misurabili il cui rispetto consente di acquisire certezza del rispetto di corrispondenti VLE “in situ” che risultano evidentemente non fisicamente misurabili.

| Tabella 3      Tabella A2 del d.lgs. 159/2016 - VLE relativi agli effetti sanitari per l'intensità di campo elettrico interno a frequenze comprese tra 1 Hz e 10 MHz |                                                                    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|
| Intervallo di frequenza                                                                                                                                              | VLE relativi agli effetti sanitari [ $Vm^{-1}$ ] (valore di picco) |
| $1 \text{ Hz} \leq f < 3 \text{ kHz}$                                                                                                                                | 1,1                                                                |
| $3 \text{ kHz} \leq f \leq 10 \text{ MHz}$                                                                                                                           | $3,8 \times 10^{-4} f$                                             |

| Tabella 4      Tabella A3 del d.lgs. 159/2016 - VLE relativi agli effetti sensoriali per il campo elettrico interno a frequenze comprese tra 1 e 400 Hz |                                                                      |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|
| Intervallo di frequenza                                                                                                                                 | VLE relativi agli effetti sensoriali [ $Vm^{-1}$ ] (valore di picco) |
| $1 \text{ Hz} \leq f < 10 \text{ Hz}$                                                                                                                   | $0,7 / f$                                                            |
| $10 \text{ Hz} \leq f < 25 \text{ Hz}$                                                                                                                  | 0,07                                                                 |
| $25 \text{ Hz} \leq f \leq 400 \text{ Hz}$                                                                                                              | $0,0028 f$                                                           |

| Tabella 5 Tabella B1 del d.lgs. 159/2016 - VA per i campi elettrici ambientali a frequenze comprese tra 1Hz e 10 MHz |                                                                                 |                                                                                 |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|
| Intervallo di frequenza                                                                                              | VA (B) inferiori per l'intensità del campo elettrico [ $Vm^{-1}$ ] (valori RMS) | VA (E) superiori per l'intensità del campo elettrico [ $Vm^{-1}$ ] (valori RMS) |
| $1\text{ Hz} \leq f < 25\text{ Hz}$                                                                                  | $2,0 \times 10^4$                                                               | $2,0 \times 10^4$                                                               |
| $25\text{ Hz} \leq f < 50\text{ Hz}$                                                                                 | $5,0 \times 10^5 / f$                                                           | $2,0 \times 10^4$                                                               |
| $50\text{ Hz} \leq f < 1,64\text{ kHz}$                                                                              | $5,0 \times 10^5 / f$                                                           | $1,0 \times 10^6 / f$                                                           |
| $1,64\text{ kHz} \leq f < 3\text{ kHz}$                                                                              | $5,0 \times 10^5 / f$                                                           | $6,1 \times 10^2$                                                               |
| $3\text{ kHz} \leq f \leq 10\text{ MHz}$                                                                             | $1,7 \times 10^2$                                                               | $6,1 \times 10^2$                                                               |

| Tabella 6 Tabella B2 del d.lgs. 159/2016 - VA per i campi magnetici ambientali a frequenze comprese tra 1 Hz e 10 MHz |                                                                     |                                                                     |                                                                                                  |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Intervallo di frequenza                                                                                               | VA (B) inferiori per l'induzione magnetica [ $\mu T$ ] (valori RMS) | VA (B) superiori per l'induzione magnetica [ $\mu T$ ] (valori RMS) | VA (E) per l'induzione magnetica per esposizione localizzata degli arti [ $\mu T$ ] (valori RMS) |
| $1\text{ Hz} \leq f < 8\text{ Hz}$                                                                                    | $2,0 \times 10^5 / f$                                               | $3,0 \times 10^5 / f$                                               | $9,0 \times 10^5 / f$                                                                            |
| $8\text{ Hz} \leq f < 25\text{ Hz}$                                                                                   | $2,5 \times 10^4 / f$                                               | $3,0 \times 10^5 / f$                                               | $9,0 \times 10^5 / f$                                                                            |
| $25\text{ Hz} \leq f < 300\text{ Hz}$                                                                                 | $1,0 \times 10^3$                                                   | $3,0 \times 10^5 / f$                                               | $9,0 \times 10^5 / f$                                                                            |
| $300\text{ Hz} \leq f < 3\text{ kHz}$                                                                                 | $3,0 \times 10^5 / f$                                               | $3,0 \times 10^5 / f$                                               | $9,0 \times 10^5 / f$                                                                            |
| $3\text{ kHz} \leq f \leq 10\text{ MHz}$                                                                              | $1,0 \times 10^2$                                                   | $1,0 \times 10^2$                                                   | $3,0 \times 10^2$                                                                                |

Nel caso in cui si voglia all'interno delle strutture sanitarie, affrontare su base volontaria la valutazione del rischio connesso al movimento dell'operatore in sala magnete, è necessario – soprattutto nei casi in cui l'operatore abbia necessità di muoversi più velocemente di quanto tipicamente avvenga nell'attività clinica routinaria - effettuare misure che possano consentire al datore di lavoro, per il tramite dell'esperto responsabile, di connotare la distribuzione spaziale dei gradienti al fine di individuare valori di esposizione da confrontare con i VA. Al momento il know how su questo tipo di misura è però poco sviluppato, a meno di non ottenere – al riguardo - informazioni dal fabbricante, che d'altronde è vincolato a farlo nel rispetto di quanto sancito sia dall'art.209 del decreto legislativo, sia dalla norma di buona tecnica relative alla risonanza magnetica - Norma CEI EN 60601-2-33<sup>9</sup> -e sia dalle direttive di europee di riferimento ancora in vigore sui dispositivi medici.

Secondo il consueto principio di cautela, dovrà comunque essere sempre spiegato agli operatori che nel corso di un esame diagnostico vige, in linea di principio, il divieto assoluto di sostare in sala

magnete, o comunque di permanerci il meno possibile. Eventuali eccezioni dovranno essere preventivamente codificate, quindi tracciate anche al fine di comunicazioni a posteriori verso il medico competente, e fatte oggetto di regole protezionistiche in base alle quali sarà obbligatorio fermarsi all'interno della sala magnete il minor tempo possibile, rimanendo il più possibile lontani dal 'gantry' compatibilmente con la salvaguardia dell'efficacia delle operazioni da compiere, muovendosi ove possibile in modo conforme a quanto già rappresentato in tema di minimizzazione dell'esposizione al campo magnetico statico.

#### **4. Valutazione del campo elettrico indotto in un operatore che si muove in sala RM**

Al fine di compiere gli approfondimenti tecnici non richiesti strettamente dal d.lgs. 159/2016, ma comunque interessanti da un punto di vista prevenzionistico, ai quali sopra si è fatta menzione, è utile valutare il campo elettrico indotto all'interno del corpo del lavoratore (<sup>nota 1</sup>) che si muove in un gradiente di campo magnetico, è stata utilizzata la procedura indicata nella precedente pubblicazione Inail in materia di prevenzione e sicurezza<sup>6</sup>. In essa l'analisi del problema era basata sulla terza equazione di Maxwell:

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

B = induzione magnetica [T]

T = tempo [s] (1)

E = campo elettrico [V / m]

Nella precedente pubblicazione, al fine di essere molto cautelativi, trattandosi di considerazioni a carattere sanitario, avevamo considerato nel campo E indotto generato da B(t) che il raggio della spira generata dalle cariche in movimento, fosse  $r = 2$ . Questa considerazione portava ad una forte

---

<sup>1</sup> Si precisa che il Calcolo E, di seguito esposto, non coincide in termini rigorosi con il campo elettrico interno al corpo dell'operatore (in situ) che si muove in un gradiente di campo magnetico, ma il campo elettrico nella geometria definita che si muove nel gradiente. Nelle formule non compaiono coefficienti dielettrici. Il corpo umano, infatti, è un complesso sistema di RLC collegati in serie e parallelo di cui in maniera rigorosa si dovrebbe tenere conto, tuttavia il calcolo di E, così come esposto, fornisce comunque risultati utili per una corretta e doverosa valutazione del rischio.

sovrastima dei valori della corrente indotta. Seguendo le indicazioni fornite da Riches et al<sup>7</sup>, si è anche qui cautelativamente ritenuto opportuno considerare per il corpo e per il capo rispettivamente  $r = 0,64 \text{ m}$  e  $r = 0,1$ , i quali, applicati alla nota legge di Ampere, forniscono la relazione operativa seguente:

$$\oint E dl = -\frac{d\phi}{dt} \Rightarrow \oint E dl = E \oint dl = E 2\pi r \Rightarrow E = -\frac{r}{2} \frac{dB}{dt} \quad (2)$$

Nella quale, in seguito, indicheremo  $r / 2 = k_r$

La (1) fornisce E come variazione di B nel tempo, è stato rielaborato in:

$$E = \frac{\partial B}{\partial x} * v_x + \frac{\partial B}{\partial y} * v_y + \frac{\partial B}{\partial z} * v_z \quad (2)$$

Dove:  $v_x = \frac{dx}{dt}$  ;  $v_y = \frac{dy}{dt}$  ;  $v_z = \frac{dz}{dt}$  sono le componenti della velocità sui tre assi

Nell'equazione (1) il campo elettrico E è conseguenza di una variazione B nel tempo, mentre nell'equazione (2) il campo elettrico E è dato dal prodotto del gradiente di B nel punto in esame per la velocità dell'operatore nel medesimo punto ( $\mathbf{dB} / \mathbf{dt} = \mathbf{dB} / \mathbf{dx} * \mathbf{dx} / \mathbf{dt}$ ).

In un sistema di campo statico, B non varia, ma è presente nello spazio circostante sotto forma di gradiente quando è presente una differenza di B tra due punti contigui. L'operatore che si muove in questo spazio di B è attraversato da una variazione del campo magnetico all'interno del proprio corpo tanto maggiore quanto maggiore è la sua velocità determinando, al limite, il noto  $\mathbf{E} = |\mathbf{dB} / \mathbf{dt}|$ . Da notare che questo campo elettrico non esiste esternamente, ma è “in situ” poiché è confinato solo all'interno del corpo che si muove.  $\mathbf{Ei} = \mathbf{J} / \sigma$  significa che il campo elettrico interno al corpo che si viene a creare mette in moto/crea una corrente  $\mathbf{J}$  tanto più intensa quanto maggiore è la conduttanza  $\sigma$ .

#### 4.1 Analisi del movimento

Il moto di una persona nello spazio può assumere, in linea generale, due forme: rettilineo o circolare. Certamente esistono tutta una serie di combinazioni dei due, ma generalmente si è

osservato che un soggetto che ruota e si sposta compie prima una rotazione e dopo uno spostamento. In ogni caso potranno essere fatte ulteriori considerazioni.

In una sala magnete, per descrivere l'andamento del gradiente B lungo una direzione, qualunque essa sia, è opportuno costruire preventivamente una mappa dei valori B in un piano parallelo al pavimento, quindi, trovare una funzione semplice e, allo stesso tempo, facilmente derivabile che lo descriva.

Nel nostro caso la scelta migliore ci è parsa quella di una funzione di tipo esponenziale, poiché facilmente derivabile e adatta ad interpolare bene i punti del campo magnetico attorno alla RM.

Se prendiamo, a titolo di esempio, la componente lungo la direzione **Z** la derivata della generica

$$B_z = B_m e^{f(z)} \text{ da noi scelta, sarà:}$$

$$\frac{dB_z}{dz} = B_m e^{f(z)} f'(z) \text{ e di conseguenza, per il moto rettilineo (lungo Z) avremo:}$$

$$E_z = k_r \frac{dB}{dz} * \frac{dz}{dt} = k_r B_m e^{f(z)} * f'(z) * v_z$$

Per il moto rotatorio abbiamo considerato il piano di tessuto che ruota lungo un asse localizzato in un punto il cui valore di induzione magnetica è **B0**.

La relazione classica  $E = k_r \frac{dB}{dt}$ , facendo intervenire l'angolo di rotazione, si trasforma in:

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

dove:  $d\theta / dt$  è la velocità angolare  $\omega$  [rad / s], mentre  $dB / d\theta$  è la variazione di intensità di campo magnetico **B** prodotta nella spira in funzione dell'angolo di rotazione. La velocità angolare, per rimanere in una situazione vicina alla realtà, non dovrebbe essere considerata costante, ma corredata di una fase di accelerazione iniziale e di una fase di decelerazione finale dove  $\omega$  varia in funzione dell'angolo ( $\omega = f(\theta)$ ); quindi:

$$|E| = k_r \frac{dB}{d\theta} * \frac{d\theta}{dt} = k_r B * \sin \theta * \omega \quad (3)$$

Il fatto di considerare una accelerazione iniziale ed una finale, ai fini della determinazione del massimo valore di E è inessenziale, infatti, la legge chiede unicamente il non superamento del VLE, quindi è corretto considerare la massima velocità angolare durante un arco di rotazione quindi si assume  $\sin \theta = 1$  riducendo la (3) a:

$$|E| = k_r \frac{dB}{d\theta} * \frac{d\theta}{dt} = k_r B_p * \omega_{\max}$$

In definitiva le tre equazioni fondamentali che individuano il campo elettrico E, nelle varie situazioni di moto, in un piano ad altezza costante dal pavimento sono:

$$\begin{aligned} E_z &= B_m * k_r * e^{f(Z)} * f'(Z) * V_z & (4) \\ E_x &= B_m * k_r * e^{f(X)} * f'(x) * V_x & (5) \\ E_\theta &= B * K_r * \omega & (6) \end{aligned}$$

Dove:

$V_{x,z}$  = velocità del moto nel punto considerato

$\omega$  = velocità angolare massima

B = intensità del campo nel punto considerato

$K_r = r / 2$

Le funzioni  $f(z)$  e  $f(x)$  sono delle funzioni polinomiali del tipo:

$$f(z) = a_6 z^6 + a_5 z^5 + a_4 z^4 + a_3 z^3 + a_2 z^2 + a_1 z + a_0 \quad (7)$$

Dove:  $a_6; a_5; a_4; a_3; a_2; a_1; a_0$  sono delle costanti di fitting

## 4.2 Acquisizione dei valori di B nella sala RM

A titolo di esempio per l'applicazione del metodo di calcolo sopra proposto, si va a considerare un caso pratico di risonanza magnetica da 1,5 tesla. Per determinare le equazioni 4, 5, 6 è necessario creare, una griglia dei valori di B nella metà anteriore al magnete considerando che i magneti con criogeni hanno perlopiù una simmetria cilindrica orizzontale. Per ottenere la precisione e l'accuratezza necessarie è necessario che il passo dei valori di B, misurati con il gaussmetro, sia dell'ordine di 0,1 m e che questi siano presi con molta cura e in modo randomizzato, evitando derive strumentali o errori di posizionamento. È noto infatti che il gaussmetro, muovendosi

frequentemente all'interno del campo, è soggetto ad una piccola ma significativa deriva termica per cui è necessario un frequente offset.

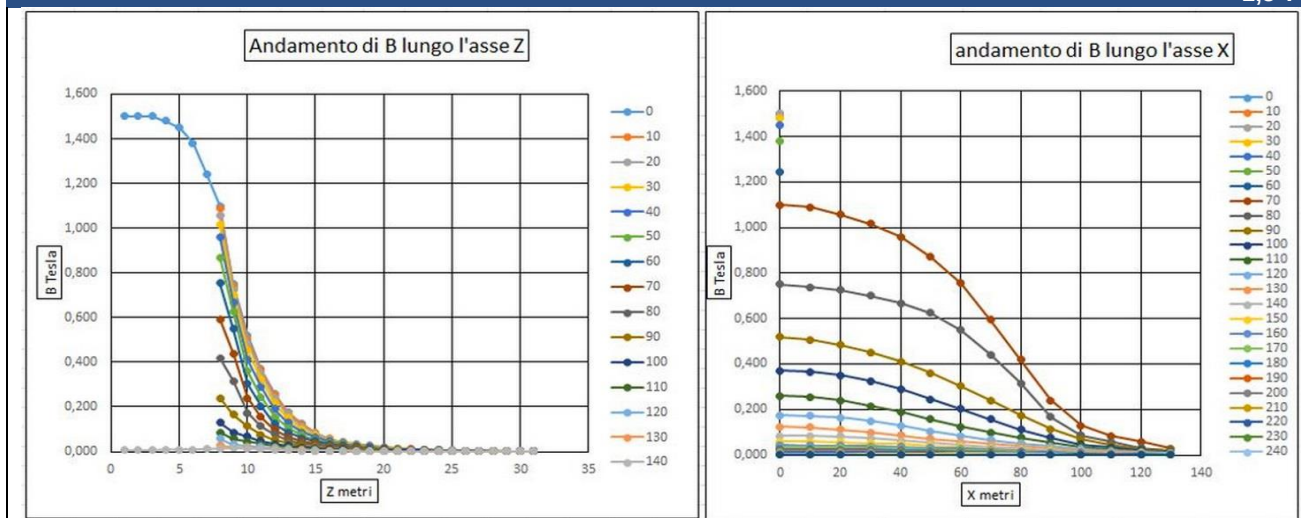
**Figura 1** Griglia dei valori di B per una macchina da 1,5 T gantry 140 cm passo di campionamento 10 cm. Z = 0 alla superficie del gantry. X = 0 asse del campo

|     |     | B Tesla |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|-----|-----|---------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Z   | X=  | 0       | 10    | 20    | 30    | 40    | 50    | 60    | 70    | 80    | 90    | 100   | 110   | 120   | 130   | 140   |
| -70 | 0   | 1,500   |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       | 0,007 |
| -60 | 10  | 1,500   |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       | 0,007 |
| -50 | 20  | 1,500   |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       | 0,008 |
| -40 | 30  | 1,480   |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       | 0,008 |
| -30 | 40  | 1,450   |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       | 0,009 |
| -20 | 50  | 1,380   |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       | 0,010 |
| -10 | 60  | 1,244   |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       | 0,011 |
| 0   | 70  | 1,100   | 1,090 | 1,056 | 1,016 | 0,960 | 0,870 | 0,755 | 0,594 | 0,418 | 0,240 | 0,130 | 0,085 | 0,058 | 0,028 | 0,015 |
| 10  | 80  | 0,750   | 0,739 | 0,725 | 0,700 | 0,668 | 0,625 | 0,550 | 0,440 | 0,316 | 0,166 | 0,086 | 0,058 | 0,032 | 0,020 | 0,016 |
| 20  | 90  | 0,520   | 0,506 | 0,484 | 0,451 | 0,411 | 0,361 | 0,304 | 0,239 | 0,174 | 0,115 | 0,068 | 0,045 | 0,025 | 0,018 | 0,015 |
| 30  | 100 | 0,370   | 0,365 | 0,352 | 0,327 | 0,291 | 0,244 | 0,203 | 0,156 | 0,113 | 0,076 | 0,046 | 0,034 | 0,021 | 0,014 | 0,011 |
| 40  | 110 | 0,260   | 0,256 | 0,240 | 0,216 | 0,191 | 0,158 | 0,125 | 0,100 | 0,078 | 0,054 | 0,036 | 0,025 | 0,016 | 0,012 | 0,008 |
| 50  | 120 | 0,176   | 0,173 | 0,166 | 0,150 | 0,130 | 0,106 | 0,085 | 0,066 | 0,052 | 0,039 | 0,027 | 0,019 | 0,013 | 0,010 | 0,006 |
| 60  | 130 | 0,124   | 0,121 | 0,112 | 0,100 | 0,086 | 0,072 | 0,060 | 0,048 | 0,038 | 0,028 | 0,019 | 0,014 | 0,009 | 0,006 | 0,005 |
| 70  | 140 | 0,084   | 0,083 | 0,081 | 0,074 | 0,065 | 0,054 | 0,046 | 0,037 | 0,030 | 0,021 | 0,015 | 0,009 | 0,007 | 0,005 | 0,004 |
| 80  | 150 | 0,059   | 0,058 | 0,056 | 0,053 | 0,048 | 0,041 | 0,036 | 0,028 | 0,023 | 0,017 | 0,013 | 0,007 | 0,005 | 0,004 | 0,004 |
| 90  | 160 | 0,043   | 0,043 | 0,042 | 0,040 | 0,036 | 0,032 | 0,029 | 0,023 | 0,019 | 0,015 | 0,011 | 0,007 | 0,005 | 0,003 | 0,003 |
| 100 | 170 | 0,035   | 0,034 | 0,033 | 0,031 | 0,028 | 0,025 | 0,021 | 0,018 | 0,014 | 0,011 | 0,008 | 0,005 | 0,004 | 0,003 | 0,003 |
| 110 | 180 | 0,026   | 0,026 | 0,025 | 0,023 | 0,021 | 0,018 | 0,016 | 0,013 | 0,011 | 0,009 | 0,006 | 0,004 | 0,003 | 0,002 | 0,002 |
| 120 | 190 | 0,020   | 0,020 | 0,019 | 0,018 | 0,016 | 0,014 | 0,012 | 0,011 | 0,009 | 0,007 | 0,005 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,002 |
| 130 | 200 | 0,015   | 0,014 | 0,014 | 0,014 | 0,013 | 0,012 | 0,010 | 0,009 | 0,008 | 0,006 | 0,005 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,002 |
| 140 | 210 | 0,011   | 0,011 | 0,010 | 0,010 | 0,010 | 0,009 | 0,009 | 0,008 | 0,007 | 0,005 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,002 |
| 150 | 220 | 0,009   | 0,009 | 0,009 | 0,008 | 0,008 | 0,008 | 0,007 | 0,006 | 0,006 | 0,004 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,002 |
| 160 | 230 | 0,007   | 0,007 | 0,007 | 0,006 | 0,006 | 0,006 | 0,005 | 0,005 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |
| 170 | 240 | 0,006   | 0,005 | 0,005 | 0,005 | 0,005 | 0,005 | 0,005 | 0,004 | 0,004 | 0,003 | 0,002 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |
| 180 | 250 | 0,004   | 0,004 | 0,004 | 0,004 | 0,004 | 0,004 | 0,004 | 0,004 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |
| 190 | 260 | 0,004   | 0,004 | 0,004 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |
| 200 | 270 | 0,003   | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |
| 210 | 280 | 0,003   | 0,003 | 0,003 | 0,003 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |
| 220 | 290 | 0,002   | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |
| 230 | 300 | 0,002   | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,002 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 | 0,001 |

Rolando Milani et al.

Inizialmente abbiamo misurato l'andamento di B lungo l'asse centrale del magnete a partire dal centro all'interno del bore ( $z = -70$  cm), venendo all'esterno per una lunghezza di oltre 2 m dalla superficie. Terminata questa operazione, tenendo come coordinata  $Z = 0$  la superficie del magnete, abbiamo misurato B su tutto il piano passante per l'asse del magnete fino a coprire un'area di  $2 \times 1,5$  m circa. Nella Figura 1 è riportata la griglia dei valori B acquisiti per una macchina da 1,5 tesla con gantry lungo 140 cm e nella Figura 2 sono riportati in grafico gli stessi valori lungo le direzioni Z e X con passo 10 cm.

**Figura 2** Grafici dell'andamento di B rispettivamente lungo l'asse Z e lungo l'asse X per una macchina da 1,5 T



Rolando Milani et al.

### 4.3 Calcolo delle funzioni di fitting sui due assi

Dopo avere ottenuto la griglia dei valori B, abbiamo ricavato, per ogni asse, l'equazione che descrive l'andamento del campo magnetico B effettuando il processo di fitting per ogni colonna dell'asse Z e per ogni riga dell'asse X<sup>(2)</sup>.

È consigliabile che il processo di fitting avvenga su almeno 20 punti per ottenere delle equazioni che minimizzino la fluttuazione dei dati sperimentali con un  $R^2 > 0,99$ .

Nella Tabella 7 sono riportati a titolo di esempio i dati sperimentali (sper) lungo l'asse centrale Z, a partire da 40 cm dall'isocentro del magnete, per una lunghezza di 300 cm.

Nella colonna (calc) sono riportati i dati del campo magnetico calcolati con l'equazione di fitting:

$$B_z = 1.5 * \exp(a_6 * Z^6 + a_5 * Z^5 + a_4 * Z^4 + a_3 * Z^3 + a_2 * Z^2 + a_1 * Z + a_0) \quad (7a)$$

Nella colonna (diff) è riportata la differenza tra i dati calcolati e quelli sperimentali da cui si può vedere che l'equazione interpola molto bene l'andamento dei dati sperimentali in tutto l'intervallo di interesse.

<sup>2</sup> Noi abbiamo utilizzato le equazioni  $B_z = B_m * e^{f(z)}$  per i dati lungo l'asse Z e  $B_x = B_m * e^{f(x)}$  per i dati lungo l'asse X, tuttavia, come già detto, qualsiasi altro tipo di equazione è valido purché sia facilmente derivabile nell'intervallo entro cui avviene il movimento.

Per un corretta valutazione del rischio da campi elettrici indotti è importante che vi sia una buona approssimazione tra dati sperimentali e dati calcolati specialmente in prossimità del magnete, poiché il massimo valore del gradiente si ha nella zona del flesso che è collocata a circa 30 - 40 cm dalla superficie.

| Tabella 7                      Dati sperimentali, calcolati e loro differenza lungo l'asse Z centrale |       |       |        |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|-------|--------|
| Z cm                                                                                                  | sper  | calc  | diff   |
| 40                                                                                                    | 1,450 | 1,548 | 0,098  |
| 50                                                                                                    | 1,380 | 1,412 | 0,032  |
| 60                                                                                                    | 1,244 | 1,213 | -0,031 |
| 70                                                                                                    | 1,100 | 0,983 | -0,117 |
| 80                                                                                                    | 0,750 | 0,755 | 0,005  |
| 90                                                                                                    | 0,520 | 0,556 | 0,036  |
| 100                                                                                                   | 0,370 | 0,395 | 0,025  |
| 110                                                                                                   | 0,260 | 0,275 | 0,015  |
| 120                                                                                                   | 0,176 | 0,189 | 0,013  |
| 130                                                                                                   | 0,124 | 0,130 | 0,006  |
| 140                                                                                                   | 0,084 | 0,090 | 0,006  |
| 150                                                                                                   | 0,059 | 0,063 | 0,004  |
| 160                                                                                                   | 0,043 | 0,045 | 0,002  |
| 170                                                                                                   | 0,035 | 0,033 | -0,002 |
| 180                                                                                                   | 0,026 | 0,025 | -0,002 |
| 190                                                                                                   | 0,020 | 0,019 | -0,001 |
| 200                                                                                                   | 0,015 | 0,015 | 0,000  |
| 210                                                                                                   | 0,011 | 0,012 | 0,001  |
| 220                                                                                                   | 0,009 | 0,009 | 0,000  |
| 230                                                                                                   | 0,007 | 0,007 | 0,000  |
| 240                                                                                                   | 0,006 | 0,006 | 0,000  |
| 250                                                                                                   | 0,004 | 0,005 | 0,001  |
| 260                                                                                                   | 0,004 | 0,004 | 0,000  |
| 270                                                                                                   | 0,003 | 0,003 | 0,000  |
| 280                                                                                                   | 0,003 | 0,002 | 0,000  |
| 290                                                                                                   | 0,002 | 0,002 | 0,000  |
| 300                                                                                                   | 0,002 | 0,002 | 0,000  |

| Tabella 8                      Coefficienti della polinomiale    f (x) Z = 0 |            |
|------------------------------------------------------------------------------|------------|
| Bm                                                                           | 1,5        |
| a6                                                                           | 2,091E-13  |
| a5                                                                           | -1,915E-10 |
| a4                                                                           | 6,367E-08  |
| a3                                                                           | 8,612E-06  |
| a2                                                                           | 2,536E-04  |
| a1                                                                           | 8,150E-04  |
| a0                                                                           | -2,791E-02 |

Nella Tabella 8 sono riportati i coefficienti  $a_0 \dots a_6$  delle equazioni (7 e 7a) lungo l'asse **Z**. Lo stesso processo è stato applicato lungo la direzione **X** per tutte le parallele alla superficie del magnete. Dopo aver calcolato tutti i coefficienti  $a_0 \dots a_6$  per tutte le **Z** e per tutte le **X** abbiamo ricostruito le 38 equazioni che descrivono **B** nella sala magnete per quella macchina, e le rispettive derivate ottenendo le equazioni (4) e (5) che permettono di calcolare il campo elettrico in funzione del vettore velocità in un determinato punto.

#### **4.4 Analisi dei VLE del d.lgs. 159/2016**

Come detto nella parte introduttiva, il d.lgs. 159/2016, Parte II - Effetti non termici, definisce i valori della Tabella A1 come quei valori limite che si correlano alla prevenzione di nausea e vertigine a condizione che il movimento del soggetto mantenga la condizione imposta dai limiti di frequenza, cioè che la frequenza dell'impulso sia compresa tra 0 e 1 Hz.

Nel caso in cui il movimento del soggetto all'interno del campo magnetico statico determini un impulso di frequenza maggiore o uguale a 1Hz ci si trova di fronte ad un campo elettrico indotto (**E**) che non deve superare i valori indicati dal decreto nelle Tabella A2 e Tabella A3 (tabelle 3 e 4 del presente lavoro) cioè, 1,1 [V / m] per gli effetti sanitari e  $0,7 / f$  [V / m] per gli effetti sensoriali. È evidente che, per una corretta valutazione del rischio la prima cosa da verificare sarà la frequenza dell'impulso indotto nel soggetto, sia perché una frequenza inferiore a 1 Hz escluderebbe l'applicabilità delle Tabelle A2 e A3, sia perché, in caso contrario, il VLE sarà correlato alla frequenza dalla relazione  $0,7 / f$ , che può variare da 700 a 70 mV / m.

#### 4.5 Calcolo della frequenza dell'impulso

Nel caso del moto rettilineo, per il calcolo della frequenza dell'impulso, abbiamo considerato che la sua ampiezza era ben rappresentata dalla FWHM cioè dalla larghezza a metà altezza. La frequenza media dell'impulso poteva quindi essere espressa dalla relazione:

$$f = \frac{v_p}{\Delta x} \text{ [s}^{-1}\text{]} \quad \text{dove: } v_p = \text{velocità del soggetto al massimo del campo elettrico indotto}$$

$\Delta x$  = ampiezza dello spazio FWHM

Nell'esempio considerato in precedenza, sintetizzati a livello di calcolo nell sottostante Figura 3, si vede che l'impulso ha Nel caso del moto rotatorio abbiamo considerato la velocità angolare  $\omega$  e l'angolo di rotazione  $\Delta\theta$  così che la frequenza dell'impulso è data da:

$$f = \frac{\omega_p}{\Delta\theta} \text{ [s}^{-1}\text{]}^{[3]} \quad \text{dove: } \omega_p = \text{velocità angolare del moto}$$

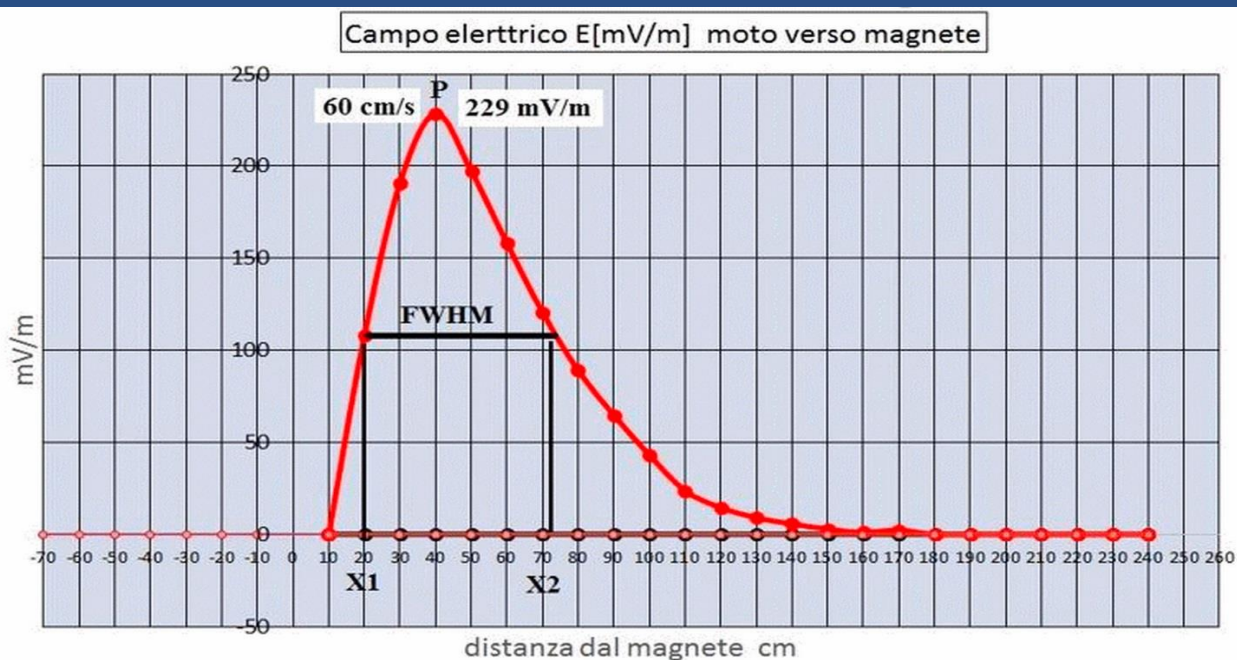
$\Delta\theta$  = arco di rotazione

una frequenza di 1,2 Hz e il VLE si abbassa da 700 mV / m a 583 mV / m.

Nella Tabella 9 viene altresì rappresenta la frequenza in funzione della velocità angolare e dell'angolo di rotazione. I valori in rosso sono frequenze impossibili generate da rapporti fisiologicamente non realizzabili.

<sup>3</sup> La relazione deve essere vista dal punto di vista sperimentale e non strettamente matematico, infatti: per angoli stretti si preferisce ruotare gli occhi anziché il capo, inoltre, la rotazione presenta sempre una fase di accelerazione, quindi per angoli stretti la velocità angolare è bassa quindi la  $f \rightarrow 1$ , per angoli maggiori di 30° la rotazione del capo è accompagnata dalla torsione del busto, quindi la velocità angolare varia. Per questi ed altri motivi abbiamo inserito una tabella che fornisce  $f(\omega\theta)$  per vari angoli e varie velocità.

Figura 3

Esempio di calcolo della frequenza  $f$  per cui il VLE passa da 700 mV / m a 583

$E_p$  229 mV / m       $X2 - X1 = 50$  cm       $f = V_p / (X2 - X1) = 60 / 50 = 1,2$  Hz  
 $V_p$  60 cm / s       $f$  1.2 Hz       $VLE = 700 / 1,2 = 583$   
 FWHM 114,5 V / m       $VLE$  583 mV / m       $E_{max} / VLE = 39,3$  %  
 $X1 = 20$  cm      %  $VLE$  0,393  
 $X2 = 70$  cm

Rolando Milani et al.

| Tabella 9      Rapporto ( $\omega / \Delta\theta$ ) - valori frequenza in funzione della velocità angolare e dell'angolo di rotazione |      |       |      |      |      |      |      |      |      |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|-------|------|------|------|------|------|------|------|
| $\omega / \theta$                                                                                                                     | 4    | 8     | 15   | 30   | 60   | 90   | 180  | 270  | 360  |
| 4                                                                                                                                     | 1    | 0,5   | 0,27 | 0,13 | 0,07 | 0,04 | 0,02 | 0,01 | 0,01 |
| 8                                                                                                                                     | 2    | 1     | 0,53 | 0,27 | 0,13 | 0,09 | 0,04 | 0,03 | 0,02 |
| 15                                                                                                                                    | 3,75 | 1,875 | 1    | 0,5  | 0,25 | 0,17 | 0,08 | 0,06 | 0,04 |
| 30                                                                                                                                    | 7,5  | 3,75  | 2    | 1    | 0,5  | 0,33 | 0,17 | 0,11 | 0,08 |
| 60                                                                                                                                    | 15   | 7,5   | 4    | 2    | 1    | 0,67 | 0,33 | 0,22 | 0,17 |
| 90                                                                                                                                    | 22,5 | 11,25 | 6    | 3    | 1,5  | 1    | 0,5  | 0,33 | 0,25 |
| 180                                                                                                                                   | 45   | 22,5  | 12   | 6    | 3    | 2    | 1    | 0,67 | 0,5  |
| 270                                                                                                                                   | 67,5 | 33,75 | 18   | 9    | 4,5  | 3    | 1,5  | 1    | 0,75 |
| 370                                                                                                                                   | 90   | 45    | 24   | 12   | 6    | 4    | 2    | 1,33 | 1    |

#### 4.6 Analisi del movimento

La valutazione del movimento è un'operazione che implica un'attenta analisi degli aspetti comportamentali del personale che opera con una risonanza magnetica, specialmente quando si muove in prossimità del 'bore' per il posizionamento del paziente o delle bobine.

Per prima cosa abbiamo osservato il comportamento di ogni lavoratore annotando le situazioni di criticità. In secondo luogo abbiamo filmato i movimenti dell'operatore con una videocamera a 24 f/s e calcolare la velocità  $V_z$ ;  $V_x$ ;  $\omega$  nelle fasi più critiche.

È molto importante distinguere le varie tipologie di lavoratori poiché queste espletano mansioni molto differenti. Medici, tecnici, personale di pulizia, ecc., hanno situazioni di rischio e comportamenti molto differenti.

Si è potuto notare che il comportamento dell'operatore che espleta una procedura è costituito da una serie di movimenti ripetitivi e comuni a tutti a parità di operazione.

Per il personale tecnico, ad esempio, le manovre usuali sono: ingresso in sala magnete, avvicinamento alla macchina, azionamento dei comandi del lettino (ad una distanza sovente inferiore a 30 cm), aggancio e sgancio del connettore della bobina, (azione che spesso determina lo 'scavallamento' del lettino lungo la direzione X con un rapido movimento a scatto), ripetute rotazioni del capo, traslazione orizzontale a 30 - 40 cm dalla superficie della macchina, e altri movimenti caratteristici della tipologia di esame e/o bobina da posizionare.

Alcune volte il lavoratore introduce il capo nel 'gantry' e si è anche notato che, dopo una rotazione, il moto di ritorno del capo alla posizione normale è caratterizzato da una velocità di picco quasi sempre oltre i  $180^\circ / s$ , che qualche volta può arrivare a  $270^\circ / s$ .

Una volta calcolate le velocità delle varie fasi queste vengono introdotte negli algoritmi di calcolo ottenendo il campo elettrico indotto e nel caso di un superamento dei VLE è necessario ricalcolare (E) con una nuova velocità che porti al non superamento dei VLE.

Al termine dell'analisi è doveroso produrre un documento in cui sono analizzati tutti i comportamenti critici con il quale il datore di lavoro può procedere ad un momento di formazione di tutte le categorie di lavoratori.

Con questa procedura il datore di lavoro risponde in modo oggettivo ai disposti dell'art. 209 punto 1, del d.lgs. 159/2016

- *‘... misura o calcola i livelli dei campi elettromagnetici ai quali sono esposti i lavoratori...’ e dopo avere analizzato le fasi di superamento dei VLE ed effettuato una accurata opera di formazione può dimostrare di avere ottemperato all'art. 2010-bis del d.lgs. 159/2016.*
- *‘il datore di lavoro garantisce, inoltre, che i lavoratori che potrebbero essere esposti ai rischi derivanti dai campi elettromagnetici sul luogo di lavoro e i loro rappresentanti ricevano le informazioni e la formazione necessarie in relazione al risultato della valutazione dei rischi’.*

## 5. CASI ESEMPLIFICATIVI

A titolo di esempio riportiamo di seguito alcuni esempi di calcolo in situazioni standard di lavoro e per una macchina RM da 1,5 tesla.

### 5.1 Primo caso

Avvicinamento parallelo al lettino a velocità variabile fino alla superficie della macchina. In questo caso si ha solo la componente  $E_z$  Per prima cosa si calcola  $E$  nel tratto significativo utilizzando l'equazione (4), quindi si procede al calcolo della frequenza e si ottengono i risultati sotto riportati in tabella 10 e Figura 4, successivamente ricalcolati sulla base della riduzione della velocità come da tabella 11 e Figura 5:

#### Calcolo della frequenza:

$$E_{\text{picco}} = 381 \text{ mV / m}; \quad \text{FWHM} = 190 \text{ mV / m}; \quad X1 = 25 \text{ cm}; \quad X2 = 70 \text{ cm};$$

$$X2 - X1 = 45 \text{ cm}; \quad f = 2,2 \text{ Hz}; \quad \text{VLE} = 700 / 2,2 = 315 \text{ mV / m}$$

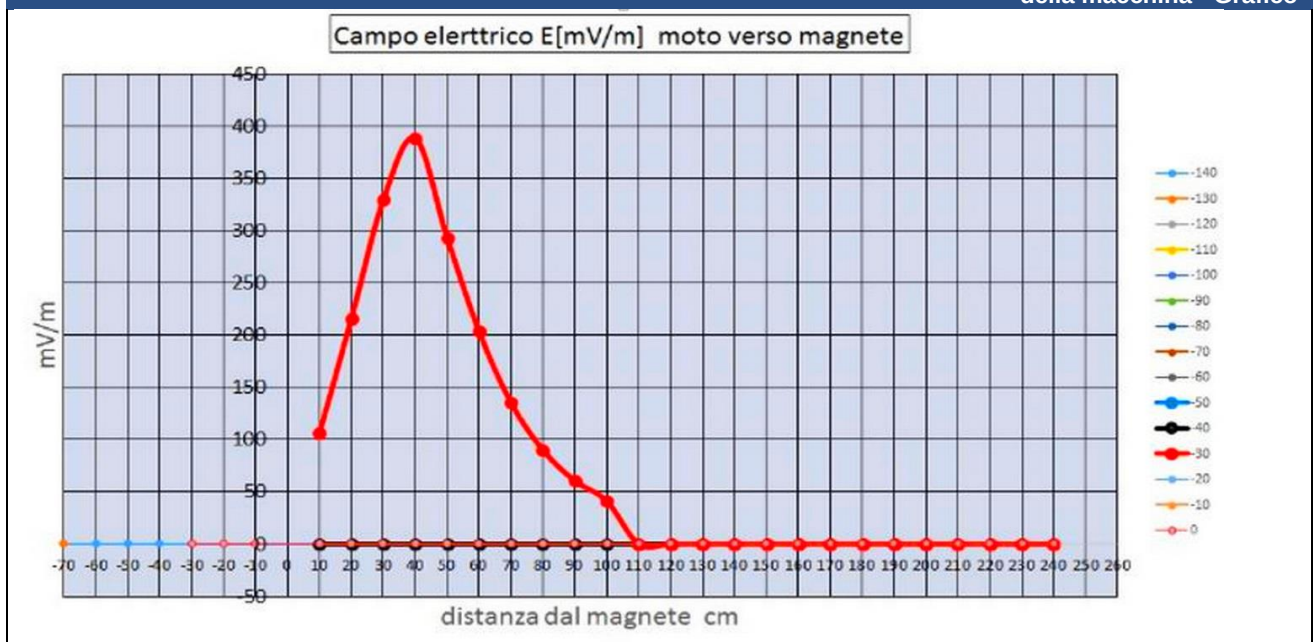
$$\text{Rapporto tra campo elettrico indotto e VLE} = 381 / 315 = \mathbf{1,21 \text{ (superamento del VLE)}}$$

Essendosi superato il VLE del 20% bisogna procedere ad una variazione comportamentale del soggetto che generi una del campo elettrico come ad esempio diminuzione della velocità in prossimità del 'gantry'.

| Tabella 10 Esempio 1 - Avvicinamento parallelo al lettino a velocità variabile fino alla superficie della macchina |    |     |     |     |     |     |     |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| X =                                                                                                                | 30 | 30  | 30  | 30  | 30  | 30  | 30  | 30  |
| Z =                                                                                                                | 10 | 20  | 30  | 40  | 50  | 60  | 70  | 80  |
| V =                                                                                                                | 0  | 20  | 70  | 100 | 120 | 140 | 140 | 140 |
| E <sub>Bod</sub>                                                                                                   | 0  | 108 | 334 | 381 | 338 | 277 | 187 | 125 |
| E <sub>Head</sub>                                                                                                  |    |     |     |     |     |     |     |     |

Figura 4

Esempio 1 - Avvicinamento parallelo al lettino a velocità variabile fino alla superficie della macchina - Grafico

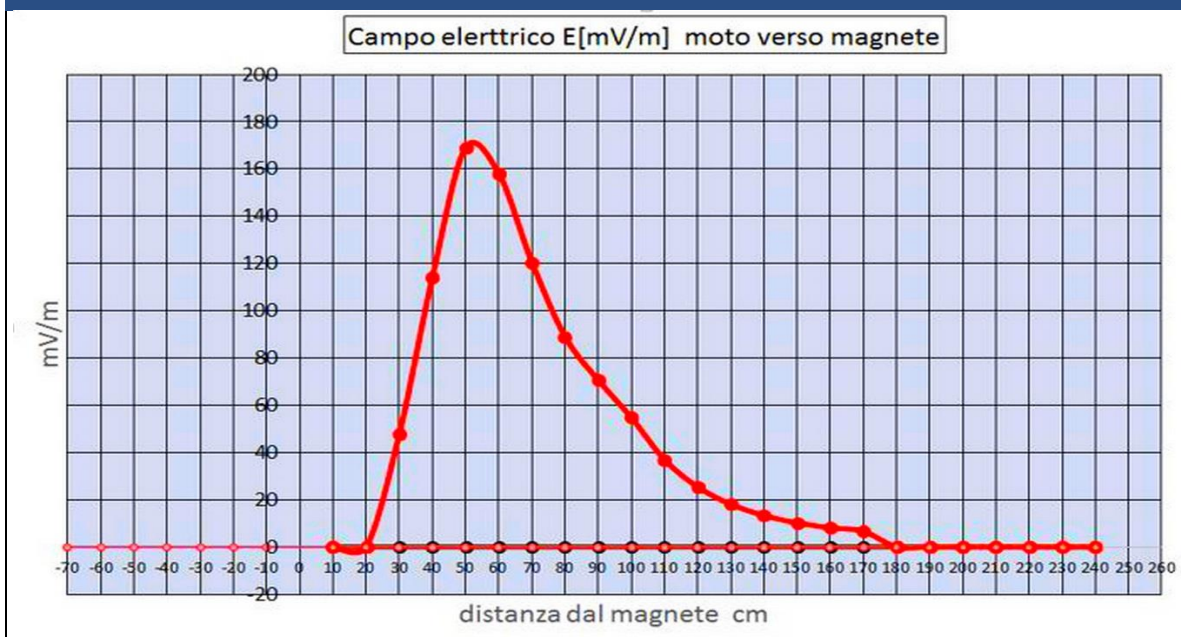


Rolando Milani et al.

### Ricalcolo con riduzione della velocità:

| Tabella 11 Esempio 1 bis - Ricalcolo del primo esempio con riduzione della velocità |    |    |    |     |     |     |     |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------|----|----|----|-----|-----|-----|-----|-----|
| Z =                                                                                 | 10 | 20 | 30 | 40  | 50  | 60  | 70  | 80  |
| V =                                                                                 | 0  | 0  | 10 | 30  | 60  | 80  | 90  | 100 |
| E <sub>Bod</sub>                                                                    | 0  | 0  | 48 | 114 | 169 | 158 | 121 | 89  |
| E <sub>Head</sub>                                                                   |    |    |    |     |     |     |     |     |

Figura 5 Esempio 1 bis - Ricalcolo del primo esempio con riduzione della velocità – Grafico



Rolando Milani et al.

### Calcolo della frequenza:

$E_{\text{picco}} = 169 \text{ mV/m}$ ;  $\text{FWHM} = 84.5 \text{ mV/m}$ ;  $X_1 = 35 \text{ cm}$ ;  $X_2 = 85 \text{ cm}$ ;

$X_2 - X_1 = 50 \text{ cm}$ ;  $f = 1,2 \text{ Hz}$ ;

$\text{VLE} = 700 / 1,2 = 583 \text{ mV/m}$  Rapporto tra campo elettrico indotto e VLE =  $169 / 583 = 0,29$   
**(minore del VLE)**

### Commento al risultato:

Come si può vedere, con una piccola correzione comportamentale si riesce a rientrare ampiamente nei limiti. È stato sufficiente iniziare a far decrescere la velocità di avvicinamento di alcune decine di centimetri.

## 5.2 Secondo caso

Il moto rotatorio del capo da parte dell'operatore che, quando si trova in prossimità della consolle del magnete, sposta la sua attenzione frequentemente dal lettino alla consolle sulla macchina e viceversa, è quello che viene preso in considerazione nella sottostante Tabella 12.

Questa operazione viene effettuata diverse volte in un tempo molto breve. In questo esempio si è calcolato il campo  $E$  in diverse posizioni rispetto all'asse del magnete  $X = -30, -40, -50 \text{ cm}$  a sinistra del magnete con una  $\omega = 180^\circ / \text{s}$  e un angolo di rotazione di  $90^\circ$  per verificare se vi siano

situazioni più critiche di altre. Come si può vedere, anche se la frequenza è uguale a 2 cioè  $VLE = 350 \text{ Mv / m}$ , il campo elettrico indotto raggiunge al massimo il 30% del VLE. Quindi la situazione con questi parametri operativi è accettabile.

| Tabella 12 Esemplio 2 - Moto rotatorio del capo da parte dell'operatore, che quando si trova in prossimità della consolle del magnete, sposta la sua attenzione dal lettino alla consolle sulla macchina e viceversa |      |     |     |     |     |     |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| X =                                                                                                                                                                                                                  | -100 | -80 | -70 | -60 | -50 | -40 | 30  |
| Z =                                                                                                                                                                                                                  | 20   | 20  | 20  | 20  | 20  | 20  | 20  |
| $\omega =$                                                                                                                                                                                                           | 180  | 180 | 180 | 180 | 180 | 180 | 180 |
| $\Delta\theta =$                                                                                                                                                                                                     | 90   | 90  | 90  | 90  | 90  | 90  | 90  |
| freq                                                                                                                                                                                                                 | 2    | 2   | 2   | 2   | 2   | 2   | 2   |
| VLE (mV / m)                                                                                                                                                                                                         | 350  | 350 | 350 | 350 | 350 | 350 | 350 |
| $E_{\text{Head}}$                                                                                                                                                                                                    | 26   | 50  | 69  | 86  | 98  | 105 | 110 |
| Percentuale di riduzione                                                                                                                                                                                             | 8%   | 14% | 20% | 25% | 28% | 30% | 32% |

### 5.3 Terzo caso

Lo scenario rappresentato dai valori riportati nella sottostante Tabella 13 è emblematico per il personale di pulizia, figura sanitaria che spesso viene trascurata, ma che si pone in situazioni di alto rischio espletando mansioni di pulizia anche all'interno del 'gantry' e che, se interrogata, accusa quasi sempre l'insorgenza di fenomeni di nausea e di fosfeni. Il personale spesso si introduce all'interno del 'gantry' per pulire le superfici ruotando il capo frequentemente a destra e sinistra. Data la scomodità della posizione, gli addetti cercano di impiegare il minor tempo possibile agendo con movimenti veloci. Per l'analisi abbiamo calcolato il campo elettrico in vari punti all'interno del 'gantry'.

| Tabella 13 Esemplio 3 - Scenario riguardante l'operatività che tipicamente coinvolge il personale delle pulizie |        |        |        |        |        |        |        |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| X =                                                                                                             | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      | 0      |
| Z =                                                                                                             | 0      | -10    | -20    | -30    | -40    | -50    | -60    |
| $\omega =$                                                                                                      | 180    | 180    | 180    | 250    | 250    | 250    | 250    |
| $\Delta\theta =$                                                                                                | 90     | 90     | 90     | 90     | 90     | 90     | 90     |
| freq                                                                                                            | 2      | 2      | 2      | 2,78   | 2,78   | 2,78   | 2,78   |
| VLE (mV / m)                                                                                                    | 350    | 350    | 350    | 252    | 252    | 252    | 252    |
| $E_{\text{Head}}$ (mV / m)                                                                                      | 195,00 | 216,00 | 227,00 | 322,00 | 327,00 | 327,00 | 327,00 |
| E / VLE                                                                                                         | 55,7%  | 61,7%  | 64,9%  | 127,8% | 129,8% | 129,8% | 129,8% |

**Commento al risultato:**

Come si può chiaramente vedere i VLE sono superati di circa il 30%. Si tenga presente che abbiamo valutato una situazione media poiché ogni impresa agisce in maniera molto differente. È stato interessante constatare come tutto il personale affermasse l'insorgenza di fenomeni sensoriali a fronte di un grande riscontro tra quanto da noi calcolato e quanto indicato dalla normativa.

La soluzione del problema è stata ottenuta cambiando radicalmente la strumentazione operativa e indicando al datore di lavoro la costruzione di attrezzi adatti allo scopo che permettessero di pulire il 'gantry' da una posizione esterna.

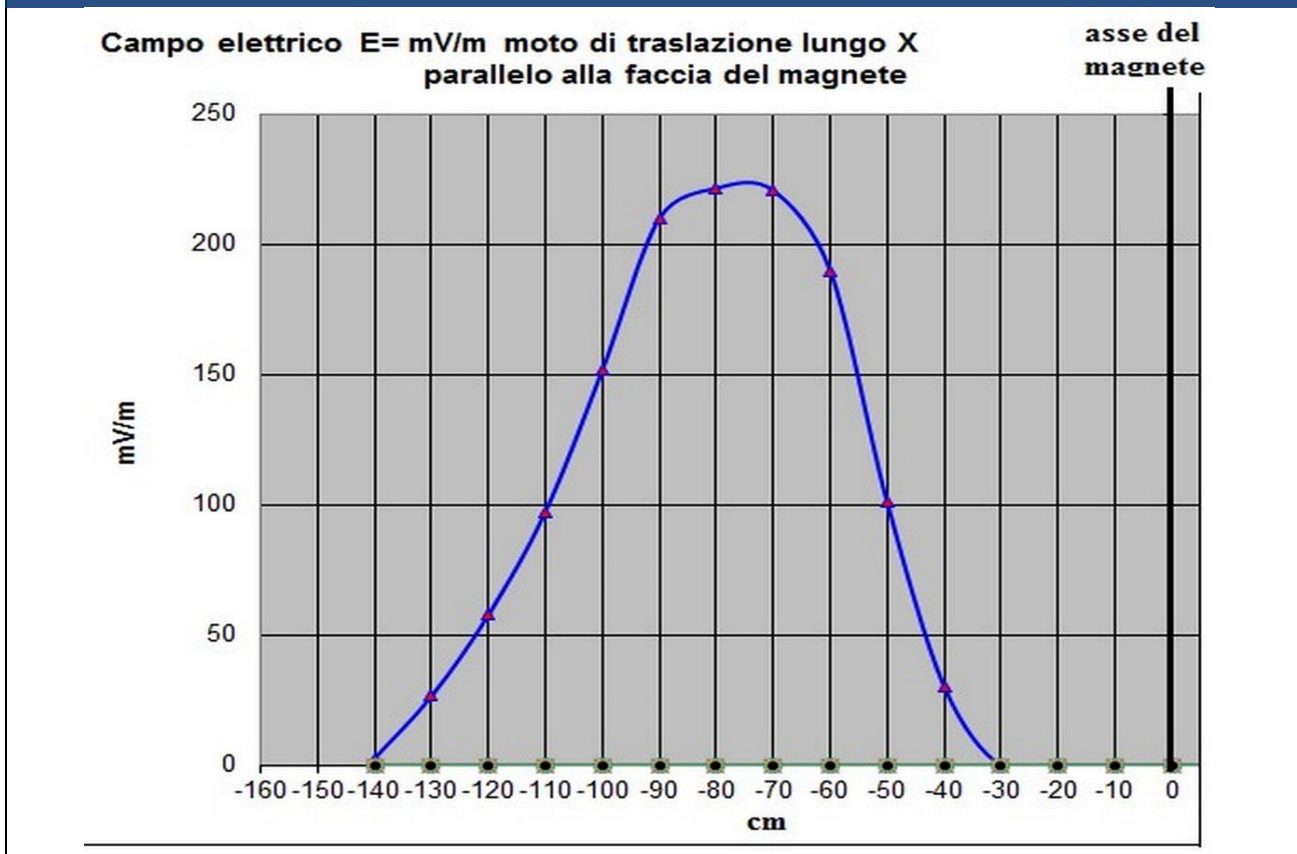
**5.4 Quarto caso**

La traslazione lungo la superficie del gantry è analizzata nella successiva Tabella 14 e in Figura 6. Una delle consuete operazioni compiute dal personale tecnico è quella di spostarsi parallelamente alla superficie del magnete per andare a prendere o riporre le bobine. Durante questa manovra in realtà si ha la somma di diverse componenti, come precedentemente accennato. Il moto roto traslatorio è il più frequente, tuttavia si è notato che intervengono piccoli angoli di rotazione.

| Tabella 14              |     | Traslazione lungo la superficie del 'gantry' |     |     |     |     |     |      |
|-------------------------|-----|----------------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|------|
| <b>X =</b>              | -30 | -40                                          | -50 | -60 | -70 | -80 | -90 | -100 |
| <b>Z =</b>              | 30  | 30                                           | 30  | 30  | 30  | 30  | 30  | 30   |
| <b>V =</b>              | 0   | 20                                           | 50  | 80  | 90  | 100 | 120 | 125  |
| <b>E<sub>Bod</sub></b>  | 0   | 30                                           | 101 | 190 | 221 | 222 | 210 | 152  |
| <b>E<sub>Head</sub></b> |     |                                              |     |     |     |     |     |      |

Figura 6

Traslazione lungo la superficie del 'gantry' - grafico



Rolando Milani et al.

**Calcolo della frequenza:**

$E_{\text{picco}} = 222 \text{ mV/m}$ ;  $\text{FWHM} = 111 \text{ mV/m}$ ;  $X_1 = 50 \text{ cm}$ ;  $X_2 = 110 \text{ cm}$ ;  $X_2 - X_1 = 60 \text{ cm}$ ;  $f = 1.7 \text{ Hz}$ ;

$\text{VLE} = 700 / 1.7 = 420 \text{ mV/m}$

Rapporto tra campo elettrico indotto e VLE:  $E / \text{VLE} = 420 / 220 = \mathbf{0,53 \text{ (minore del VLE)}}$

**Commento al risultato:**

Il campo elettrico risulta ampiamente entro i limiti anche se il caso considerato non tiene conto degli aspetti rotazionali che si vanno a sommare alla fase rettilinea. Questo, tuttavia, vuole essere solo un esempio su come affrontare l'analisi del problema.

## **6. VALUTAZIONE DEL RISCHIO PER ESPOSIZIONE AI GRADIENTI**

Alcune figure professionali come anestesisti e cardiologi sono spesso costretti a rimanere in sala magnete per vigilare sul paziente in gravi condizioni. In tali situazioni essi sono soggetti a forti campi elettromagnetici generati dalla macchina stessa specialmente durante sequenze particolari.

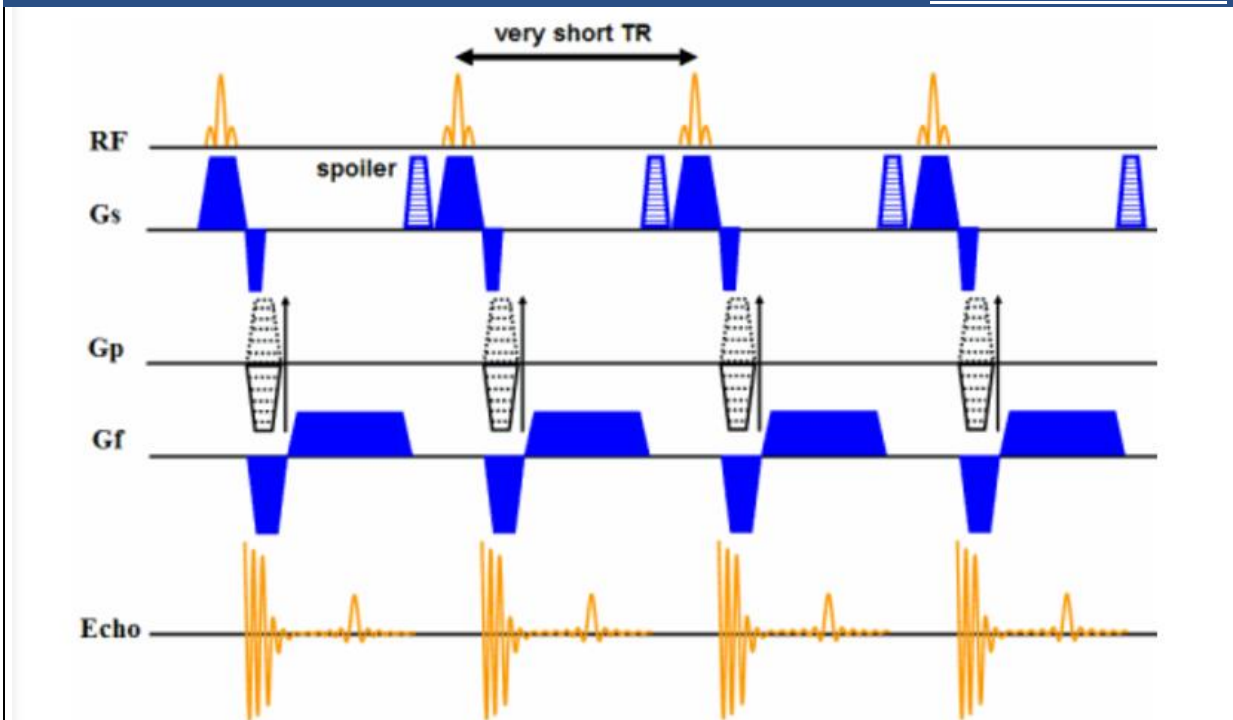
Per questo motivo è importante valutare la loro esposizione ai campi elettromagnetici al fine di adempiere ai disposti del d.lgs. 159/2016.

Scopo della presente sezione, poiché tale entità del rischio non può essere calcolata, è quello di fornire una metodica di misura che permetta all'Esperto Responsabile di rendersi conto delle esposizioni alle radiofrequenze tenendo presente la complessità tutte le problematiche inerenti le esposizioni.

### **6.1 Procedure operative**

Al fine di valutare correttamente l'esposizione ai gradienti è opportuno impostata una sequenza tale da fornire il valore più elevato di radiofrequenza. Nella Figura 7 è indicata la sequenza utilizzata per le sequenze associate ad alte emissioni nel range di radiofrequenza (RF).

**Figura 7** Sequenza utilizzata per le misure, (sequenza Turbo Gradient Echo) in grado di fornire valori alti di emissione RF



Gianfranco Baccani et al.

Sequenza Turbo Gradient ECO

$$G = k * BW / FOV \text{ (mT / m)}$$

BW = Bandwidth (Hz)

FOV = Field Of View (m)

Esempio

BW = 256 KHz; FOV = 20 cm

G = 28,2 mT / m

E' chiaro che a seconda del tipo di macchina la sequenze più significative saranno diverse e ciascuno nella valutazione è libero di scegliere quelle che ritiene opportune (non sempre quelle massime). Ad es. le misure potrebbero essere anche personalizzate per tipologia di esame: al cuore, neuro, torace, addome, ecc.

Considerando che i tempi di salita sono dell'ordine di frazioni di ms (tipicamente 0,2 - 0,3 ms) lo spettro delle frequenze in gioco parte da alcuni KHz fino a decine o centinaia di KHz.

## **6.2 Strumentazione utilizzata**

In Figura 8 viene riportato il set up sperimentale utilizzato per gli scopi di cui al presente lavoro, e che consta dei seguenti elementi.

1. Unità base: (analizzatore per segnali complessi E.M.F.).
2. Probe 01E (sonda per misure su campi elettrici nel range di frequenza 100 KHz÷6,5 GHz).
3. Probe 33P (sonda per misure su campi elettrici e magnetici nel range di frequenza 5 Hz÷400 KHz).
4. Software Waves.
5. Il NHT 3D è un analizzatore palmare ad alte prestazioni, progettato per effettuare misure di campo elettrico e magnetico caratterizzato da fattori di forma complessi o impulsivi. Grazie alla intercambiabilità delle sonde, è possibile configurare lo strumento per misure in diversi ambiti e secondo le principali normative di riferimento. Sviluppato principalmente per la misura dei campi elettromagnetici negli ambienti di lavoro, il sistema NHT 3D opera in totale conformità alla Direttiva europea 2013/35/UE<sup>2</sup> e relativo d.lgs. 159 del 1° agosto 2016 che, in recepimento della stessa, aggiorna il Capo IV del d.lgs. 81<sup>4</sup>/2008 per la sicurezza sul lavoro. La modalità di funzionamento Real Time consente una rapida visualizzazione dei principali indici e dell'andamento del campo nel dominio del tempo e della frequenza, tramite acquisizioni ripetute di finestre da 65536 campioni, con possibilità di configurare un trigger di acquisizione manuale o automatico. La modalità operativa 'monitoring' consente la completa registrazione di tutti i segnali provenienti dalla sonda nella memoria non volatile interna allo strumento; grazie a questa caratteristica è possibile, dopo aver effettuato il download dei dati, l'estrazione di tutte le informazioni ampiezza/frequenza e degli indici relativi al periodo di monitoraggio.

**Figura 8** Esemplio di setup sperimentale da utilizzare per le misure di cui al presente lavoro



1. Unità base (analizzatore per segnali complessi E.M.F.).
2. Probe 33P (sonda per misure su campi elettrici e magnetici nel range di frequenza 5Hz÷400KHZ).
3. Probe 01E (sonda per misure su campi elettrici nel range di frequenza 100KHz÷6,5GHZ).

### 6.3 Procedure di misura utilizzate

Le procedure utilizzate per le valutazioni sono quelle del metodo del picco ponderato (WP) così come definito nell'Icnirp 2014<sup>8</sup>. Tale metodo fornisce un indice WP che deve essere  $<1$  per essere conforme al d.lgs. 159/2016. Per quanto scritto nel d.lgs. 159/2016 (art.1.3) il rispetto dei VA coincide col rispetto dei VLE.

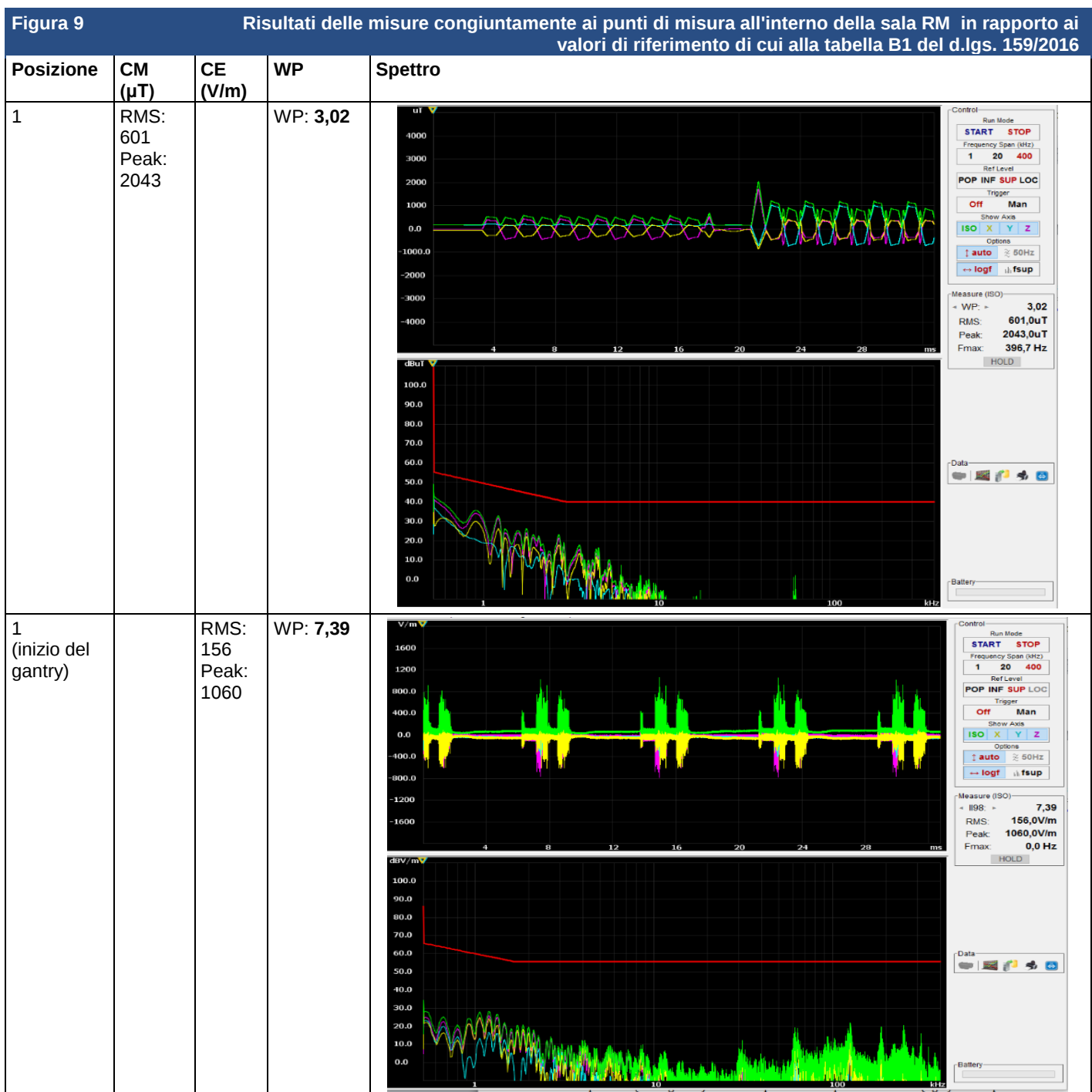
### 6.4 Risultati

Di seguito, nelle Figure 9 e 10, sono riportati i risultati delle misure congiuntamente ai punti di misura all'interno della sala RM, visualizzabili in figura 11. Le valutazioni sono state effettuate sia per il campo elettrico che per il campo magnetico in rapporto rispettivamente ai valori di riferimento di cui alle Tabelle B1 e B2 del d.lgs 159/2016 (Tabelle 5 e 6 del presente lavoro). I limiti impostati erano quelli per gli effetti sanitari. I valori RMS su tutto il periodo della acquisizione.

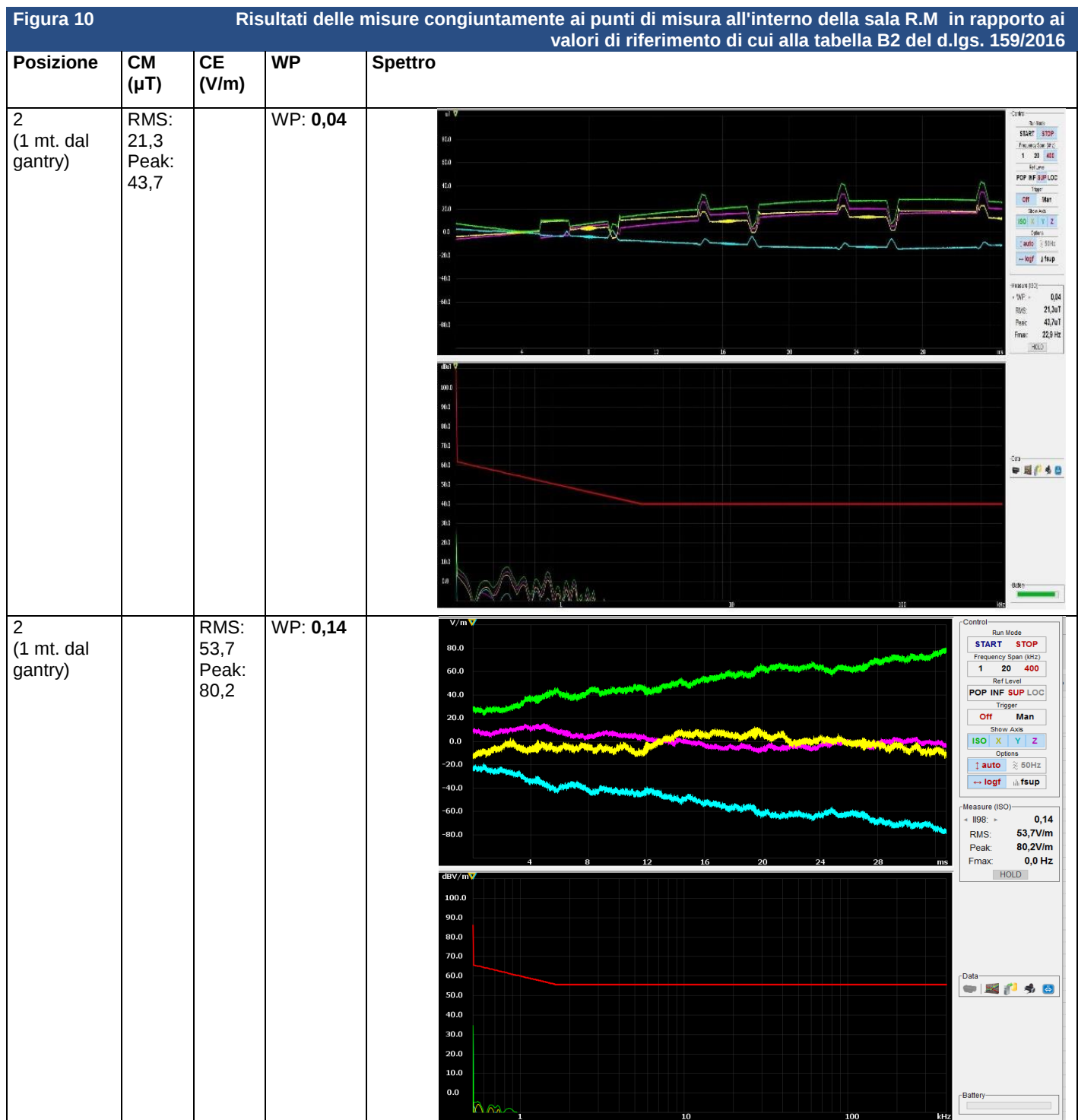
Nella Tabella sottostante vengono riportati rispettivamente:

1. Posizione: la posizione della misura

2. CM: Campo Magnetico (da intendersi come componente magnetica del campo elettromagnetico)
3. CE: Campo Elettrico
4. WP: Indice di Picco Ponderato
5. Spettro: campo nel dominio del tempo (sopra) e della frequenza (sotto)



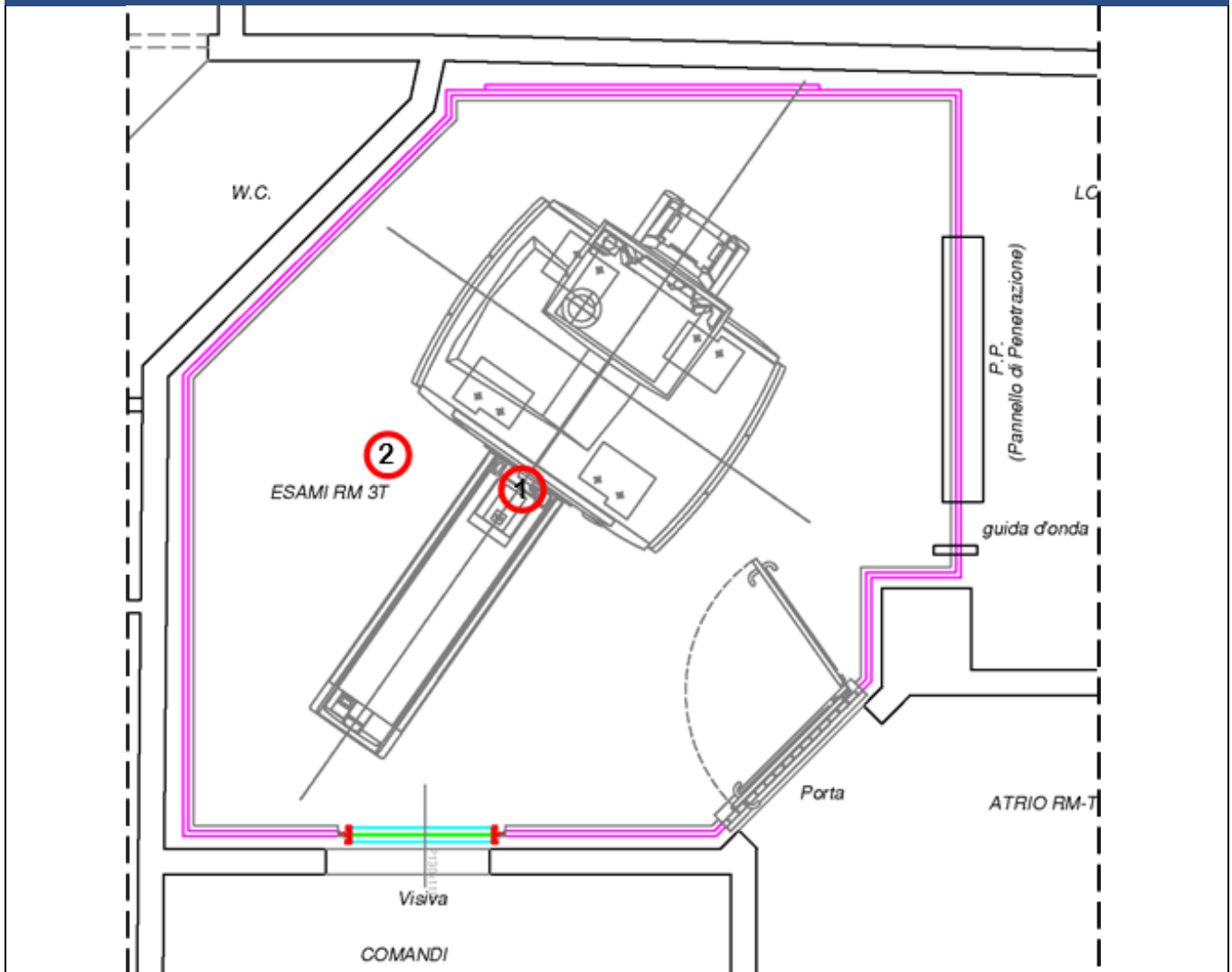
Gianfranco Baccani et al.



Gianfranco Baccani et al.

Figura 11

Sala magnete con l'indicazione dei punti di misura utilizzati per i risultati mostrati nelle precedenti Figure 9 e 10



Gianfranco Baccani et al.

## 6.5 Considerazioni sulle misure

Le misurazioni effettuate ci hanno permesso di verificare che nel punto 1 vengono superati i VA sanitari sia per il campo elettrico che quello magnetico, avendo riscontrato un indice  $W = 7,39$  e  $3,02$  rispettivamente. Risulta quindi evidente che tale posizione operativa non è ammissibile e, qualora circostanze contingenti la prevedano dovrà essere studiato un metodo alternativo.

Nel punto 2 invece i valori dell'indice sono abbondantemente  $< 1$ .

Quanto sopra mette in evidenza in maniera chiara che la metodologia utilizzata è in grado di fornire una adeguata risposta alle valutazioni delle esposizioni per operatori all'interno di una sala magnete

in circostanze di criticità che possono certamente verificarsi e che per tale motivo devo essere pianificate.

Sarà, quindi, compito dell'Esperto Responsabile effettuare una mappatura più precisa ed accurata secondo le proprie esigenze, delineando quella che è possibile definire quale distanza nominale di rischio elettromagnetico (DNRE).

## **7. CONCLUSIONI E DEROGHE**

Il lavoro elaborato proposto rappresenta – nella sua prima parte - un primo tentativo di dare informazioni preliminari utili da un punto di vista procedurale per consentire nei siti di risonanza magnetica una ragionevole ed esaustiva applicazione dei principi contenuti nel d.lgs. 159/16, definendo un approccio finalizzato alla minimizzazione dei rischi, e che potrà essere auspicabilmente di ausilio per l'elaborazione del regolamento di sicurezza che, nei vari siti, verrà predisposto dal medico responsabile dell'attività dell'impianto e dall'esperto responsabile della sicurezza.

Per quanto riguarda il suo sviluppo più propriamente sperimentale, il lavoro introduce poi un possibile metodo applicativo nel processo di valutazione dell'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (campi elettromagnetici), in ciò ponendosi però l'obiettivo di andare oltre il dettame normativo, e consentire un approfondimento tecnico scientifico di confronto per gli esperti del settore e che va considerato su base squisitamente volontaria e a fini di implementazione delle proprie conoscenze..

Le basi razionali della nuova normativa introducono comunque – rispetto al quadro di riferimento precedente – una sostanziale deregolamentazione per l'approccio alla gestione del rischio nell'attività clinica, ma al contrario la necessità di codificare molto bene gli scenari di rischio ‘straordinari’ (operatori costretti a sostare in sala magnetite nel corso dell'esame diagnostico) al fine di valutazioni che devono risultare puntuali e sistematiche: tale impostazione può in realtà risentire di considerazioni a modifica ed integrazione nel momento in cui si volesse andare al di là del disposto normativo prendendo per esempio in considerazione il parametro rappresentato dal movimento dell'operatore in sala magnetite.

Fermo restando che i VLE sensoriali, se superati e non normalizzabili, determineranno l'obbligo della comunicazione alla Asl, i VLE per gli effetti sanitari, non dovrebbero essere mai superati. In caso di superamento, le cui cause non siano facilmente superabili, ci si può rifare all'art. 212, e richiedere al Ministero del Lavoro la deroga per un uso temporaneo e a condizione che sussistano

*'specifiche circostanze documentate, e soltanto per il periodo in cui rimangono tali...'*, (ovvero finché il problema non sia risolto) garantendo sempre e comunque l'adozione di misure di cautela e regole per la minimizzazione dell'esposizione professionale. Una volta ottenuta tale deroga, il datore di lavoro stesso, per il tramite dell'Esperto Responsabile nominato formalmente per quel tomografo RM, dovrà infatti codificare e mettere in atto, norme comportamentali onde comunque perseguire la minimizzazione delle esposizioni.

E' giusto rappresentare che, almeno in linea di principio, l'istanza di deroga di fatto non presupporrà – a meno di risposte che si potranno ritenere come 'eccezionali' - riscontri negativi da parte delle Autorità Competenti, e quindi l'impossibilità di utilizzare la diagnostica RM, ma andrà piuttosto intesa come una sorta di notifica che quella determinata struttura farà alle medesime sul fatto che potrà infrangere temporaneamente i limiti di esposizione occupazionali fissati per legge, e che quindi adotterà tutte le misure di cautela necessarie a salvaguardare comunque nel modo ottimale la protezione dei lavoratori. È probabile, in sintesi, che l'emanando decreto, potrà dirimere gli eventuali dubbi residui sull'applicazione della nuova norma e ribadire la centralità della figura dell'Esperto Responsabile per la sicurezza, oggi ancor più elemento professionale irrinunciabile di garanzia per gli aspetti connessi alla sicurezza dei lavoratori operanti in risonanza magnetica.

Ciò premesso, le misure e valutazioni che le figure deputate alla stima e minimizzazione del rischio dovranno fare anche al fine di intraprendere le necessarie azioni di rimedio, e di attivare le eventuali procedure tecnico amministrative previste ai sensi di legge verso le competenti autorità locali o centrali, potranno ricomprendere anche tutti quei dati di caratterizzazione delle apparecchiature che i fornitori dei tomografi dovranno obbligatoriamente fornire. Tale obbligo a carico del fabbricante risulta infatti ineludibile, dovendo il medesimo garantire sia gli adempimenti di cui alla direttiva europea sui dispositivi medici, come rivista nelle sue varie modifiche succedutesi sin dal 1992 e fino al 2007, e sia a quelli correlati all'attuazione di quanto contenuto nelle norme internazionali di buona tecnica relative alla risonanza magnetica (ad esempio, la Norma CEI EN 60601-2-33<sup>9</sup>).

## **8. BIBLIOGRAFIA**

1. Decreto Legislativo 1° agosto 2016, n. 159. Gazzetta Ufficiale n°192 del 18/08/2016.
2. Direttiva 2013/35/UE del Parlamento Europeo e del Consiglio del 26 giugno 2013 su “Disposizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (campi elettromagnetici) (ventesima direttiva particolare ai sensi dell'articolo 16, paragrafo 1, della direttiva 89/391/CEE) e che abroga la direttiva 2004/40/CE”.
3. Direttiva 2004/04/CE. Gazzetta ufficiale dell'Unione Europea L 159, 30 aprile 2004 ed errata corrige L 184 del 24 maggio 2004.
4. Decreto legislativo 9 aprile 2008, n. 81, Gazzetta ufficiale n° 101 del 20 aprile 2008.
5. Decreto ministeriale 02-08-1991. Gazzetta Ufficiale n°194 del 20 agosto 1991.
6. R. Milani, S. Coda, G. Baccani, F. Campanella, M. Mattozzi, P. Ferrari. Indicazioni operative per la valutazione del rischio all'esposizione professionale ai campi magnetici statici nella risonanza magnetica ad alto campo. *Fisica in Medicina*. 2009;188-200.
7. Measurements of Occupational Exposure to Switched Gradient and Spatially-Varying Magnetic Fields in Areas Adjacent to 1,5 T Clinical MRI Systems. *JMRI*. 2007;26:1346-1352.
8. ICNIRP guidelines for limiting exposure to electric fields induced by movement of the human body in a static magnetic field and by time varying magnetic fields below 1 Hz. *ICNIRP 2014 HEALTH PHYSICS*. 2014;106(3):418-425.
9. IEC EN 60601-2-33 Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis.

# **The dosimetry check™ software**

*Alejandro Coloma, International Center for Theoretical Physics Università degli studi di Trieste  
Luigi Tana, UO Fisica sanitaria, Azienda Ospedaliera Pisana*

La dosimetria in vivo (DIV) mediante sistemi EPID è sempre più argomento di interesse per la radioterapia, dato il recente sviluppo commerciale di software in grado di valutare la dose tridimensionale impartita al paziente da immagini EPID acquisite durante il trattamento radioterapico, e di confrontare tali distribuzioni di dose “realmente” assorbite dal paziente (DIV) con quelle pianificate dal TPS.

A conferma del crescente interesse dei radioterapisti e dei fisici medici sull'argomento è stato attivato un gruppo di lavoro della nostra associazione (AIFM) sull'argomento.

La U.O. Fisica Sanitaria dell'Azienda Ospedaliero-Universitaria Pisana (AOUP) si è dotata del sistema di dosimetria in vivo Dosimetry Check™ e, dopo il suo commissioning, ha avviato una serie di verifiche e confronti dosimetrici allo scopo di valutarne sia l'affidabilità che i suoi utilizzi nella pratica clinica.

In questo contributo si riporta una descrizione del funzionamento del software del DC da noi acquistato e gli step più importanti necessari al suo commissioning.

Ci riserviamo di scrivere eventuali altri contributi sui risultati delle nostre analisi e confronti, in particolare con il sistema di dosimetria con EPID EpiDose™ (Sun Nuclear), sistema comunemente utilizzato come quality assurance dei TPS eseguiti con tecniche IMRT e/o VMAT.

Dosimetry Check (DC) was developed as a commercial software for 3D portal dosimetry [1, 2, 3]. It can be used for independent verification of a patient's plan, both for pre-treatment quality assurance [4, 5, 6, 7] and for in vivo dosimetry [8, 9].

DC converts EPID acquisitions (or acquisitions with other 2D detector arrays) of the intensity delivered from a radiation beam to a map of **in-air fluences**, from which the 3D dose distribution is calculated on the patient CT. This reconstructed dose is then compared to the intended dose from the TPS in order to ensure the quality of the delivery of the treatment.

## How it works

### relative monitor units

The first step to convert a raw EPID images to in-air fluence involves the conversion of the gray level image to what is called a Relative Monitor Units (RMU) map. Each element of the RMU map contains the number of monitor units that would produce its corresponding gray level at the center of a 10 X 10 cm<sup>2</sup> field. In a raw EPID image the gray level increases linearly with the number of MU delivered.

A 10 X 10 cm<sup>2</sup> open field with a know number of MU characterizes this relation giving the so called calibration curve. With this calibration field the gray levels can be transformed into RMU values [2, 8].

However, EPID images contain internal scatter and dose deposition in the scintillator screen as well as optical photon spreading from the scintillator to the photodiodes [10]. This effect can be represented by the point spread function of the EPID:  $k(r)$ , and the raw EPID image (IEPID) can be represented by the convolution [2]:

$$IEPID = I_{inc} \otimes k(r) \quad (1)$$

where  $I_{inc}$  is the incident EPID fluence image without the scatter effects above mentioned and  $k(r)$  can be written as the sum of five exponentials [2, 11].

The incident EPID fluence is obtained using a deconvolution process. It is straightforward from equation 1 that:

$$I_{inc} = F^{-1}(F(IEPID)/F(k(r))) \quad (2)$$

where  $F$  is the 2D Fast Fourier transform.

Finally, each deconvolved RMU value is then multiplied by its in air offaxis ratio to restore the flatness and symmetry of the beam, since the EPID flood field image calibration removes the horn effect that is supposed to be present [2].

In the case of images acquired in vivo, a further correction must be made due to the spectrum change and the scattered radiation of the patient. This correction is taken into account by using a kernel that is a function of both radius and water equivalent thickness of what is in the beam [12, 11].

### calculation algorithm

Each of the pixels of the RMU map represents a specific weight of the in-air fluence map, i.e. the input for the dose calculation algorithm. DC employs a Pencil Beam (PB) algorithm for dose calculation in the CT images of the patient. Contrary to source model algorithms employed by most of modern commercial TPSs, DC calculates the intensity distribution of the pencils from a **measured source model** through the RMU map calculation [3].

The PB algorithm relies on a poly-energetic dose kernel calculated with Monte Carlo, using the beam data such as the central axis percent depth dose data. Along with this, off-axis correction factors are generated which accounts for the changes in beam penetration due to the change in beam energy by using a diagonal profiles measured in water [10]. It can be assumed

that some dose differences will arise from the PB algorithm used in DC and the more sophisticated algorithms used in TPS.

**commissioning data**

The commissioning of DC was performed in the Pisa Santa Chiara Hospital in a previous thesis work [8]. This section just mentions briefly the data required:

**Machine Geometry file:** contains information about the linac SAD, largest field size, gantry and collimator rotation directions, couch rotations and motion directions, and jaws motion direction.

**Central axis beam data:** contains PDDs (field size and SSD must be defined for each file).

**Field Size Output file:** contains a table with the cGy/MU at certain depth for different field sizes.

**Calibration file:** contains the calibration details; SDD, field size, depth and dose rate.

**Diagonal fan line file:** off-axis values measured in water for different depths with fixed SDD.

In-transit mode it is also necessary to acquire a series of EPID images using various water thickness and field sizes, ranging from 5 to 40 cm and 1X1 cm<sup>2</sup> to 20X20 cm<sup>2</sup>, respectively.

The center of the water volume must be always at the isocenter of the linac [10, 11].

The workflow of DC for pre-treatment and in-transit modes in the SCH is well described in a previous thesis work [13], here we will just give a brief explanation.

**Pre-treatment mode (*in-air*)**

The first step to perform DC calculations in pre-treatment mode is to export the DICOM files of the approved plan from the TPS: the beam geometry (RP), the three dimensional dose grid (RD), the

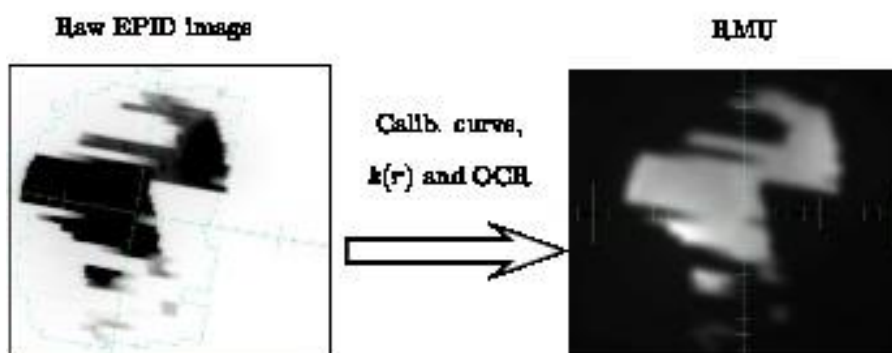
volume structures (RS) and the CT images. Then, a cine acquisition in air with the EPID of the beams of this plan is performed. At the SCH these acquisitions are scheduled in the RT Chart platform (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA), usually in the same session of the acquisition of the integrated images to be used for ED. The images are acquired with the EPID at SDD = 150 cm, as shown in Figure 1a. Then, those images are transferred as RI DICOM files using the DICOM export wizard tool in RT Chart. These files are saved in the department network inside a specific folder of the patient.

These images are then transformed into RMU maps using the DC task IMAT (ConvertIMATImages), from the main window. The plan, the beam, the deconvolution kernel and the reference 10X10 cm<sup>2</sup> field have to be selected accordingly. The reference field is obtained with 200 MU, which needs to be stated in the toolbar. DC performs the procedure described previously to obtain the RMU map, as shown in Figure 1b.

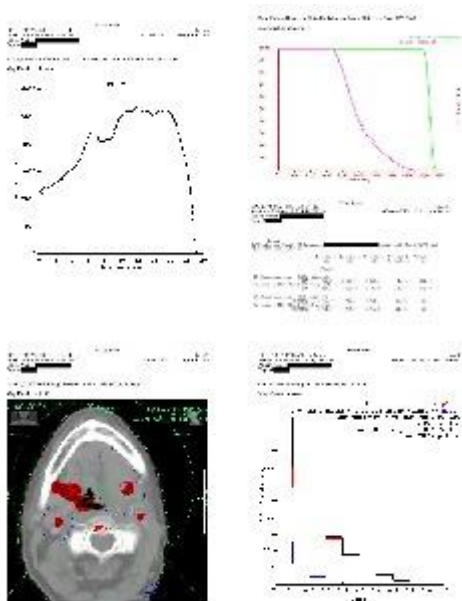
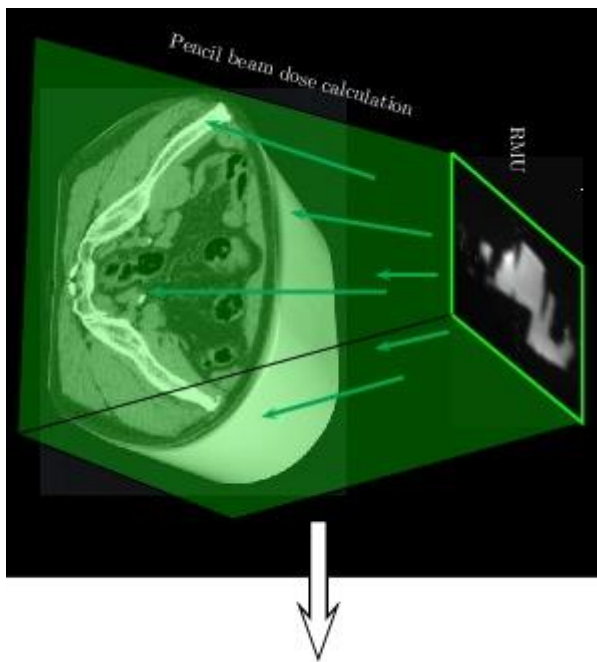
Finally, the dose is calculated in the patient's CT as explained previously and shown in Figure 1c, from which three dimensional dose information can be compared to the TPS calculations.



**(a)** Acquisition of raw EPID images in cine mode with the EPID at 150 cm.

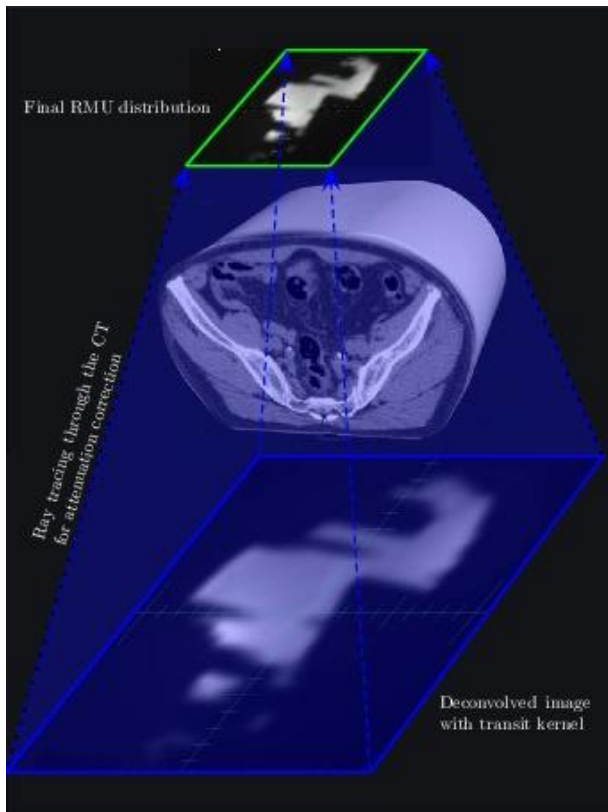


**(b)** Transformation of raw EPID images into RMU maps.



(c) Dose calculation and report (profiles, DVHs, dose statistics, 2D and 3D distributions).

**Figure 1:** Workflow using DC in pre-treatment mode at the SCH.



**Figure 2:** The in-transit mode is similar to that described in Figure 1. This figure describes the extra step required in the process of DC in transit mode, which occurs between the steps described Figure 1b and Figure 1c.

### ***In vivo mode (in-transit)***

The workflow to perform in-transit dosimetry with DC is very similar to a pre-treatment case. The difference is that the images obtained with the patient (or with the phantom) have to be transformed selecting the Exit Port Images button in the step shown in Figure 1b. As explained above, the deconvolution kernel in-transit mode is a different one because the deconvolution process is different from that used in pre-treatment mode. Moreover, this image has to be corrected for beam attenuation with a back-projection ray tracing, as shown in Figure 2. From this point, the dose calculation is the same as the pre-treatment case shown in Figure 1c.

## REFERENCES

- [1] W. D. Renner, M. Sarfaraz, M. A. Earl, and C. X. Yu. A dose delivery verification method for conventional and intensity-modulated radiation therapy using measured field fluence distributions. *Medical Physics*, 30(11):2996–3005, November 2003.
- [2] W. D. Renner, K. Norton, and T. Holmes. A method for deconvolution of integrated electronic portal images to obtain incident fluence for dose reconstruction. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 6(4):22–39, Fall 2005.
- [3] W. D. Renner. 3D dose reconstruction to insure correct external beam treatment of patients. *Medical Dosimetry*, 32(3):157–165, 2007.
- [4] A. Pinkerton, M. Hannon, J. Kwag, and Renner W. D. Experience using Dosimetry Check software for IMRT and RapidArc patient pretreatment QA and a new feature for QA during treatment. In *IC3DDose: The 6th International Conference on 3D Radiation Dosimetry*, pages 1–5. IOP Publishing, 2010.
- [5] C. Wu, K. E. Hoiser, K. E. Becj, M. B. Radevic, and J. Lehmann. On using 3D -analysis for IMRT and VMAT pretreatment plan QA. *Medical Physics*, 39(6):3051–3060, 2012.
- [6] G. Narayanasamy, T. Zalman, C. S. Ha, N. Papanikolaou, and S. Stathakis. Evaluation of Dosimetry Check software for IMRT patientspecific quality assurance. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16(3):329–338, 2015.

- [7] J. A. Patel. Commissioning and Implementation of an EPID based IMRT QA system Dosimetry Check for 3D absolute dose measurements and quantitative comparisons to MapCheck. Master's thesis, The University of Toledo, 2010.
- [8] L. E. A. Nichol. In vivo dosimetry using Dosimetry Check. Master's thesis, Royal Surrey County Hospital, 2010.
- [9] J. Gimeno, M. C. Pujades, T. García, V. Carmona, F. Lliso, R. Palomo, C. Candela-Juan, J. Richart, and J. Perez-Calatayud. Commissioning and initial experience with a commercial software for in vivo volumetric dosimetry. *Physica Medica*, 30:954–959, 2014.
- [10] B. J. Bismack. Implementation of the Dosimetry Check software package in computing 3D patient exit dose through generation of a deconvolution kernel to be used for patients' IMRT treatment plan QA. Master's thesis, The University of Toledo, 2010.
- [11] MathResolutions. White Paper: Exit-Transit Dose Reconstruction Option in Dosimetry Check, 2010.
- [12] Dosimetry Check™. <http://www.mathresolutions.com>.
- [13] A. Sulaj. Analisi dosimetriche con Dosimetry Check, in aria e in transit, per la valutazione dei limiti di accettabilità della dosimetria in vivo nella pratica clinica. Master's thesis, Università di Pisa, 2015.

# AIFM Review

*A cura di Luigi Raffaele  
raffaele@lns.infn.it*

This section would like to be a link to the scientific associations and organizations operating in the field of medical physics, with the aim of continuous scientific updating.

This section provides also links to very recent publications on quality control in radiology and radiotherapy (protocols, guidelines, papers), which can be of great use in the daily work of the medical physicist; many of the reports can be downloaded freely from the Web. Also mentioned are important monographs and books of recent publication, which can be of great use in daily practice of medical physics. Links to educational slides are also provided for a continuous upgrade.

## **A) REPORTS AND PAPERS ON QA AND DOSIMETRY IN RADIOTHERAPY**

### **1) AAPM REPORTS & DOCUMENTS**

*AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT (June 2017)*  
[www.aapm.org/pubs/MPPG](http://www.aapm.org/pubs/MPPG)

### **2) COMP REPORTS AND DOCUMENTS**

*COMP REPORT: CPQR TECHNICAL QUALITY CONTROL GUIDELINE FOR MEDICAL LINEAR ACCELERATORS AND MULTILEAF COLLIMATORS*  
DECEMBER 2017  
[HTTP://ONLINELIBRARY.WILEY.COM/DOI/10.1002/ACM2.12236/FULL](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/acm2.12236/FULL)

*COMP REPORT: CPQR TECHNICAL QUALITY CONTROL GUIDELINES FOR CT SIMULATORS (OCTOBER 2017)*  
<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/acm2.12213/full>

### **3) PAPERS FROM INTERNATIONAL JOURNALS**

*The physics of small megavoltage photon beam dosimetry - Pedro Andreo, Radiotherapy and Oncology (in press)*  
[http://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140\(17\)32693-2/pdf](http://www.thegreenjournal.com/article/S0167-8140(17)32693-2/pdf)

*Tolerance levels of CT number to electron density table for photon beam in radiotherapy treatment planning system* - Minoru Nakao et al, Journal of Applied Clinical Medical Physics (November 2017)

<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/acm2.12226/full>

*Pre-treatment 3D dose verification for intensity modulated radiotherapy (IMRT)* (Ruurd Visser, PhD dissertation, University of Groningen, The Netherlands ISBN: 978-94-6332-179-2 © Copyright 2017 Ruurd Visser, Groningen, The Netherlands)

<https://www.hanze.nl/assets/kc->

[cares/transparantezorgverlening/Documents/Public/Thesis%20Ruurd\\_Visser-v2-PDF%20interactive.pdf](https://www.hanze.nl/assets/kc-cares/transparantezorgverlening/Documents/Public/Thesis%20Ruurd_Visser-v2-PDF%20interactive.pdf)

## **B) REPORTS FOR QA IN RADIOLOGY AND NUCLEAR MEDICINE**

*Quality Control of Gamma Camera with SPECT Systems*

International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 2017

[http://file.scirp.org/pdf/IJMPCERO\\_2017062114290744.pdf](http://file.scirp.org/pdf/IJMPCERO_2017062114290744.pdf)

*2017 ACR Computed Tomography Quality Control Manual FAQs*

<http://www.acraccreditation.org/~media/ACRAccreditation/Documents/CT/CT-QC-Manual-FAQ.pdf?la=en>

*Standards of Practice for Diagnostic and Interventional Radiology Version 10.2*

The Royal Australian and New Zealand College of Radiologists 20 March 2017

<https://www.ranzcr.com/documents/510-ranzcr-standards-of-practice-for-diagnostic-and-interventional-radiology/file>

*Computed Tomography QUALITY CONTROL MANUAL 2017*

<https://www.acr.org/~media/ACR%20No%20Index/Documents/QC%20Manual/2012CTQCManual1a>

*Daily, Weekly, & Monthly QA Testing on CT Scanners Scanning & Analysis of Scans*

[https://www.radiology.wisc.edu/fileShelf/protocols/CT/CT\\_Daily-Weekly-CT-QA-Testing\\_Scanning-And-Analysis.pdf?buster=1491465808](https://www.radiology.wisc.edu/fileShelf/protocols/CT/CT_Daily-Weekly-CT-QA-Testing_Scanning-And-Analysis.pdf?buster=1491465808)

*Survey of Modern Fluoroscopy Imaging: Flat-Panel Detectors vs Image Intensifiers*

AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Physics of Flat- Panel Fluoroscopy Systems

<http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.312105185>

## **C) RECOMMENDED DOCUMENTS FOR EYE LENS RADIOPROTECTION**

*Radiation Doses in Patient Eye Lenses during Interventional Neuroradiology Procedures*

AJNR Am J Neuroradiol 37:402– 07 Mar 2016

<http://www.ajnr.org/content/ajnr/37/3/402.full.pdf>

*Occupational eye dose in interventional cardiology procedures*

<http://www.nature.com/articles/s41598-017-00556-3.epdf>

*Guidance on eye protection in interventional procedures*

European Society of Radiology

*Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of H<sub>p</sub> (3) monitoring. A 2015 review*

J. Radiol. Prot. **35** (2015) R17–R34

<https://pdfs.semanticscholar.org/2b80/faae8f1ce39a9c7f3399c3c41ddbb4bf4d0e.pdf>

*Report of IRPA task group on the impact of the eye lens dose limits*

J. Radiol. Prot. **37** (2017) 527–550 (24pp)

<http://eprints.gla.ac.uk/146216/1/146216.pdf>

## **D) EDUCATION SLIDES**

*The Current State of EPID-Based Linear Accelerator Quality Assurance*

AAPM 2017 Annual Meeting

<http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/127-35514-418554-126869.pdf>

*Quality Assurance in Radiation Therapy: Simulators & Ancillary Equipment*

ICPT School on Medical Physics for Radiation Therapy

<http://indico.ictp.it/event/a14234/session/4/contribution/28/material/slides/0.pdf>

*QA in Radiotherapy: Simulators, Cone Beam CT, EPID and Immobilization Devices*

<http://indico.ictp.it/event/7955/session/4/contribution/31/material/slides/0.pdf>

*Physics of small megavoltage photon beam dosimetry*

Karolinska University Hospital, Stockholm, Sweden

[https://humanhealth.iaea.org/HHW/RadiationOncology/ICARO2/Presentations/Session09\\_B\\_01\\_Andreo.pdf](https://humanhealth.iaea.org/HHW/RadiationOncology/ICARO2/Presentations/Session09_B_01_Andreo.pdf)

*CT Physics Lectures ➤ Radiation Dose in CT - Part 1*

<http://www.ctisus.com/responsive/physics/2017/01/02/radiation-dose-in-ct>

## **E) RECOMMENDED BOOKS (2017)**



Design and Shielding of Radiotherapy Treatment Facilities provides readers with a single point of reference for protection advice to the construction and modification of radiotherapy facilities. The book assembles a faculty of national and international experts on all modalities including megavoltage and kilovoltage photons, brachytherapy and high-energy particles, and on conventional and Monte Carlo shielding calculations. This book is a comprehensive reference for qualified experts and radiation-shielding designers in radiation physics and also useful to anyone involved in the design of radiotherapy facilities.

Copyright © Institute of Physics and Engineering in Medicine 2017  
Online ISBN: 978-0-7503-1440-4 • Print ISBN: 978-0-7503-1441-1

# PET Amiloide : cosa bolle in pentola?

Ambra Buschiazzi<sup>1</sup>, Andrea Chincarini<sup>2</sup>, Flavio Nobili<sup>3</sup>, Silvia Morbelli<sup>1-4</sup>.

<sup>1</sup>Dipartimento di Scienze della Salute (DISSAL), Università di Genova, Genova

<sup>2</sup> Istituto Nazionale di Fisica Nucleare (INFN), Sezione di Genova

<sup>3</sup>Dipartimento di Neuroscienze (DINOEMI), Università di Genova e Clinica Neurologica, Policlinico Ospedale San Martino, Genova.

<sup>4</sup> Unità di Medicina Nucleare, Ospedale Policlinico San Martino, Genova

## Introduzione

Dal 2015, anno in cui sono disponibili in commercio traccianti amiloide fluorinati per effettuare l'imaging PET, la comunità clinico-scientifica italiana si è chiesta come applicare questo strumento nella pratica clinica. La conoscenza scientifica a quel tempo, così come in generale l'esperienza clinica, era limitata soltanto ai centri nei quali la PET amiloide (amy-PET) era stata applicata nel contesto di trial clinici. Le questioni aperte sui traccianti per amiloide sono a tutt'oggi molte: 1. posizione di questo biomarcatore nell'ambito delle flow chart diagnostiche (in particolare la PET con FDG -FDG-PET- e il dosaggio della A $\beta$ 42 nel liquido cefalorachidiano); 2. rapporto costo-beneficio (nel contesto attuale, cioè in assenza di farmaci capaci di modificare il decorso della malattia), 3. Accuratezza dell'analisi visiva da parte dei medici nucleari 3. Efficacia di strumenti di semi-quantificazione. Queste ragioni hanno quindi spinto nel 2015 le tre principali società scientifiche competenti (AIMN, SINDEM, AIP) a fornire raccomandazioni cliniche pratiche.

Queste raccomandazioni hanno ulteriormente elaborato i criteri di utilizzo appropriato pubblicati negli Stati Uniti, hanno introdotto alcune novità, adattate alla realtà italiana, e hanno aperto la strada ad una scheda informativa che deve essere compilata dallo specialista neurologo inviante anche per consentire la verifica dell'indicazione in rapporto al quesito clinico. E' stata prevista anche una scheda da compilare da parte del medico nucleare. La scheda riporta i principali dati tecnici dell'esame e l'interpretazione, nonché una valutazione semi-quantitativa, se disponibile. Gli obiettivi principali di tali raccomandazioni erano il miglioramento dell'accuratezza della prescrizione di amy-PET (e quindi l'ottimizzazione del rapporto costo/beneficio, evitando esami

superflui) e la costituzione di un registro nazionale per future analisi epidemiologiche. Parallelamente alle raccomandazioni del 2015, i medici italiani hanno iniziato a utilizzare l'amy-PET nella pratica clinica, affrontando così una serie di problemi e generando nuove idee potenzialmente utili per migliorare l'utilizzo clinico e aumentare la comprensione e la collaborazione scientifica e clinica. In questa breve revisione vengono enunciati alcuni dei problemi urgenti da affrontare e prendere in considerazione quando si utilizza amy-PET nella pratica clinica, nonché un suggerimento di progetti di ricerca che meriterebbero di essere finanziati da aziende pubbliche e private.

### **Leggere le immagini amy-PET: è possibile un approccio indipendente dal radiotracciante?**

$^{18}\text{F}$ -Florbetapir,  $^{18}\text{F}$ -Florbetaben e  $^{18}\text{F}$ -Flutemetamol sono i traccianti amy-PET approvati dalle autorità regolatorie per rilevare le placche di  $\beta$ -amiloide nel cervello di pazienti con disturbo cognitivo persistente non spiegato (specie in paziente di età inferiore a 65 anni ed in caso di presentazioni atipiche). In base alle regole di registrazione del radiofarmaco, la lettura delle immagini si basa solo sull'interpretazione visiva di lettori che abbiano superato corsi di formazione specifici per tracciante. La valutazione visiva si basa su una classificazione binaria (esame positivo/negativo) secondo i criteri di interpretazione specifici per tracciante. I criteri per l'interpretazione visiva delle immagini di amy-PET acquisite coi diversi traccianti sono in parte diversi. Tuttavia in generale la caratteristica principale per distinguere il positivo amy-PET dalle immagini negative è la perdita del contrasto tra la materia grigia e la bianca. Sfortunatamente, la valutazione visiva a volte è difficoltosa a causa di fattori tecnici e biologici che determinano immagini equivocate (rumore dell'immagine, movimento durante l'acquisizione, grave atrofia corticale, lieve captazione dovuta alla accumuli "borderline" di placche neuritiche, concomitanti lesioni cerebrali focali). Di particolare rilevanza è la presenza di atrofia diffusa o focale che può portare a scansioni falsamente positive dovute a spillover corticale in relazione all'uptake della sostanza bianca con conseguente sovrastima della concentrazione di radiotracciante in

corrispondenza della sostanza grigia. D'altra parte, una grave atrofia corticale può portare ad un risultato falso negativo a causa dell'impossibilità di differenziare un sottile strato di corteccia amiloide-positivo dalla sostanza bianca adiacente. Che fare per cercare di ovviare questi limiti? Innanzitutto, l'imaging PET dovrebbe essere ottimizzato riducendo al minimo gli artefatti tecnici (standardizzando il protocollo di scansione, riducendo il movimento dei soggetti mediante l'uso di adeguati supporti per la testa, combinando l'interpretazione visiva con le immagini strutturali, ovvero la tomografia computerizzata-TC o la risonanza magnetica-RM). Inoltre, le scansioni coregistrate amy-PET/TC o RM possono essere utili per guidare la localizzazione anatomica e per interpretare i casi caratterizzati da atrofia diffusa o focale e altre anomalie strutturali del cervello. La valutazione visiva è abbastanza solida e "indipendente dal metodo di lettura utilizzato", ma un uso combinato dei criteri visivi consigliati potrebbe probabilmente migliorare la sicurezza diagnostica nelle scansioni complesse. Ad esempio, le difficoltà correlate all'atrofia corticale nel localizzare la materia grigia potrebbero essere ridotte esaminando lo striato che è meno influenzato dall'atrofia (peraltro la valutazione dello striato è inclusa incluso solo nei criteri di lettura del  $^{18}\text{F}$ -Flutemetamolo). L'uso di una scala di colori invece di una in bianco/nero potrebbe migliorare la valutazione del cingolato posteriore/precuneo nella sezione sagittale, in particolare nei casi con basso contrasto della materia grigia/bianca, anche se due produttori su tre raccomandano solo una scala in bianco/nero. L'accesso alle informazioni semi-quantitative potrebbe, inoltre, migliorare la confidenza diagnostica dei lettori inesperti e diminuire la variabilità tra i lettori nell'interpretazione visiva. In effetti, il processo di semi-quantificazione non è banale, in quanto la presenza di atrofia o gli artefatti tecnici, spesso presenti in scansioni complesse, possono influenzare la semi-quantificazione ancor più della valutazione visiva. Inoltre, l'applicazione automatica di regioni di riferimento preselezionate può non essere adeguata rispetto alla grande variabilità anatomica inter-individuale, determinando una quantificazione inaccettabile che potrebbe comportare risultati addirittura peggiori rispetto all'occhio umano. I criteri di valutazione visiva e i rispettivi corsi di formazione specifici del tracciante sono efficaci nell'insegnare ai medici come analizzare le

immagini di amy-PET, tuttavia è ancora necessario molto lavoro per aumentare le prestazioni diagnostiche in scansioni difficili da interpretare. Sicuramente in futuro sarà necessario uno sforzo particolare per la standardizzazione dei metodi sia visivi che semi-quantitativi indipendentemente dal singolo tracciante  $\beta$ -amiloide utilizzato.

### **Acquisizione precoce per ottenere immagini di "perfusione"**

Come per tutti i radiofarmaci lipofili, i fluorurati utilizzati per l'amy-PET attraversano la barriera emato-encefalica e si distribuiscono nel cervello in funzione del flusso ematico cerebrale regionale (rCBF), con un rapporto che è stato stabilito in circa 0,8 utilizzando il tracciante PiB. Pertanto, la fase precoce dell'amy-PET può fornire un marcatore surrogato di rCBF e ulteriori informazioni sulla disfunzione sinaptica, un parametro che riflette la gravità e la progressione della malattia, più del carico di amiloide cerebrale. Inoltre, le informazioni sulle modificazioni del rCBF possono aiutare a distinguere le diverse condizioni che partecipano alla positività dell'amy-PET cerebrale (come l'angiopatia amiloide cerebrale (CAA)), la demenza con corpi di Lewy e la malattia di Parkinson con demenza. Per questi motivi alcuni studi hanno suggerito di utilizzare anche l'acquisizione precoce dell'amy-PET come marker surrogato di neurodegenerazione, in analogia all'FDG-PET. Questo suggerimento si basa sul presupposto che in condizioni di riposo vi sia un accoppiamento tra rCBF e metabolismo cerebrale regionale in pazienti con malattie neurodegenerative croniche e che rCBF e l'acquisizione precoce di amy-PET siano altamente correlati. Gli studi attuali stanno testando questa ipotesi nei controlli e nei pazienti con decadimento cognitivo lieve dovuto a malattia di Alzheimer (MCI/AD). I risultati hanno dimostrato una buona correlazione tra rCBF (misurata attraverso la PET con  $\text{H}_2^{15}\text{O}$ , che è un tracciante di flusso) e la distribuzione di  $^{11}\text{C}$ -PiB nonché tra le fasi precoci di  $^{18}\text{F}$ -Florbetabir e le scansioni di FDG-PET nelle regioni neocorticali. Diversi gruppi hanno inoltre suggerito la fattibilità e l'utilità di questo approccio di doppia acquisizione, anche se è ancora necessaria la sua piena validazione.

Questo approccio potrebbe essere particolarmente importante quando altre metodiche, tra cui l'FDG-PET e la SPECT di perfusione, non sono disponibili e le informazioni sulla topografia della neurodegenerazione sono ritenute rilevanti per la diagnosi. Infine, sia i costi che l'esposizione alle radiazioni sono circa dimezzati rispetto all'esecuzione di amy-PET e di FDG-PET (o SPECT di perfusione). Detto questo, altri vantaggi meno intuitivi potrebbero derivare da un'acquisizione doppia (cioè precoce e tardiva). Ad esempio, la scansione precoce può essere utilizzata per superare il problema rilevante dell'atrofia che ostacola la lettura visiva delle scansioni dell'amiloide e influisce sugli approcci di semi-quantificazione del rapporto del valore di uptake standardizzato (SUVr) basati sulle regioni di interesse (ROI), richiedendo quindi un'attenta co-registrazione RM-PET. Tuttavia, va evidenziato che il protocollo di acquisizione deve essere personalizzato in base alle procedure SPECT/PET di perfusione o FDG-PET (cioè la deprivazione sensoriale durante l'acquisizione della fase precoce, l'interruzione del farmaco vasoattivo e neuropsicoattivo, ecc.). In conclusione, l'inclusione dell'acquisizione precoce nella procedura di scansione amy-PET può fornire informazioni supplementari e di costo/beneficio relative alla perfusione cerebrale, facilitare la lettura della scansione amiloide soprattutto nei pazienti con atrofia grave e potrebbe essere utilizzato per generare nuovi e accurati strumenti di semi-quantificazione.

### **Semi-quantificazione di scansioni di amy-PET: strumenti e problemi**

L'obiettivo delle misure semi-quantitative nell'amy-PET non è limitato a valutare se il carico di amiloide del cervello sia entro i valori normali, ma dovrebbe anche fornire strumenti per la valutazione longitudinale, la progressione della malattia o gli effetti terapeutici. L'attuale valutazione qualitativa binaria non è in grado di fornire queste informazioni e presenta altre carenze, che vanno dalla concordanza tra i lettori, alle regole di lettura dipendenti dal tracciante. Mentre la massima accuratezza e precisione possono essere ottenute con tecniche di quantificazione assoluta, i tempi di acquisizione e il campionamento arterioso diminuiscono notevolmente la loro applicabilità nella pratica clinica. La semi-quantificazione è la migliore alternativa ed è applicata a

scansioni cliniche standard (~ 20 min di acquisizione di dati statici). Esistono diversi approcci di semi-quantificazione. La tecnica più diffusa è l'utilizzo del SUVr, che è il rapporto tra i conteggi in una (o più) uptake-ROI (la regione che ci interessa valutare) e una regione di riferimento. Questa tecnica è stata validata sia verso la lettura visiva che verso studi autoptici ed è stata implementata in diversi modi: con o senza l'utilizzo di RM o TC, con diverse ROI, incluse diverse ROI di riferimento, e con diversi traccianti. Poiché le diverse implementazioni dell'approccio semiquantitativo hanno generato diversi possibili cut-off, è stato intrapreso uno sforzo importante noto come il "Progetto Centiloide" per armonizzare i valori SUVr su una scala comune. Tuttavia, tutte le tecniche SUVr condividono difetti dovuti a diversi fattori: alcuni intrinseci (il carico di amiloide individuale non si traduce direttamente nell'intensità di captazione del tracciante, il legame alla sostanza bianca non specifico, le differenze relative al flusso cerebrale) e altri aspetti estrinseci o dipendenti dalla tecnica (la scelta delle ROI corticali e di riferimento, i metodi di pre-elaborazione, l'uso della RM complementare). Queste carenze hanno spinto i ricercatori a intraprendere la ricerca di nuovi metodi di semi-quantificazione non basati sulle premesse del SUVr. L'approccio ELBA (EvaLuation of Brain Amyloidosis) non si basa su alcuna ROI predefinita, tantomeno su alcuna ROI di riferimento, e non richiede una RM del soggetto. ELBA misura le proprietà geometriche dei piani di iso-intensità, le cui variazioni sono significativamente correlate al carico di amiloide. ELBA è stato ampiamente validato in un ampio studio multicentrico confrontandolo con la valutazione visiva, il SUVr e la valutazione clinica. Sebbene molto promettente e altamente performante, ELBA è più sensibile del SUVr rispetto alla qualità dell'immagine (cioè i parametri di acquisizione e l'algoritmo di ricostruzione dell'immagine) ed è stato validato con un solo tracciante. SUVr e ELBA sono misure che rappresentano la stessa variabile (il carico di amiloide) ma adottano approcci radicalmente diversi. Pertanto, in quanto misure indipendenti, possono fornire un indice più robusto se combinati. Ciò suggerisce che diversi approcci indipendenti possono mitigare eventuali difetti di una singola tecnica. Su questa base è stato sviluppato un altro metodo, chiamato TDr ('Time-Delayed ratio'). Questo metodo si basa su

due scansioni statiche per soggetto: una effettuata subito dopo l'iniezione del tracciante (0-5 min, scansione precoce) e un'altra acquisita in un secondo momento, seguendo l'indicazione specifica del tracciante (scansione tardiva, ad esempio ~ 50-70 min). Le due scansioni vengono analizzate con un approccio simile al SUVr, in cui l'identificazione delle ROI, compresa quella di riferimento, è generato dalla scansione precoce. Queste ROI sono specifiche e peculiari per ogni soggetto e rappresentano le regioni cerebrali a più elevato rCBF. Anche il TDr è stato validato in un piccolo studio pilota multicentrico, insieme al SUVr, ELBA e alla valutazione visiva (anche se su un solo tracciante). Combinando tutte e tre le tecniche e confrontandole con la valutazione visiva, è possibile generare un singolo indice (ranking del livello di amiloide) con eccellenti performance e stabilità. Il messaggio generale è che si dovrebbero usare tutte le informazioni disponibili. Facendo leva sull'intensità (SUVr), sulla distribuzione e sulla geometria (ELBA) e sull'informazione semi-dinamica (TDr) si può generare una misura robusta, il cui errore e l'influenza di bias esterni sono minori se confrontati alla diffusione del carico amiloide e alla variabilità fisiologica.

### **Possibile significato di scansioni borderline nella pratica clinica**

Come riportato sopra, l'analisi visiva binaria delle immagini amy-PET può indicare la deposizione cerebrale dell'amiloide con una buona affidabilità anche negli studi multicentrici. Tuttavia, nella pratica clinica, potrebbero presentarsi risultati equivoci più frequentemente del previsto. Infatti, manca una definizione unica di immagine amy-PET ambigua/borderline e possono avere un ruolo almeno due fonti diverse, vale a dire ragioni tecniche e biologiche. Tra i motivi tecnici già discussi in precedenza (ad esempio, marcata atrofia corticale, scansioni di scarsa qualità dovute a artefatti di movimento e/o immagini rumorose o eccessivamente smoothate) dovrebbe essere considerata anche la mancanza di valori limite convalidati e approcci semi-quantitativi consolidati (cioè, la semi-quantificazione può introdurre risultati equivoci o tendenziosi, specialmente nel caso di scansioni di scarsa qualità). Dall'altro canto, la potenziale esistenza di scansioni "biologicamente" borderline potrebbe aiutare la comprensione della fisiopatologia e dell'eterogeneità dell'AD. Un numero molto

limitato di studi ha specificamente affrontato questo argomento. Uno studio ha confrontato direttamente la PET con  $^{11}\text{C}$ -PiB in un piccolo gruppo di soggetti normali con valori di captazione leggermente elevati con il loro punteggio CERAD estrapolato post-mortem, mostrando un tasso moderato di amiloidosi in almeno 1 delle 3 regioni durante l'autopsia. Sebbene limitati dalla dimensione del campione, questi dati suggeriscono che bassi livelli di captazione del PiB possono riflettere la presenza di basse quantità di deposizione di A $\beta$ . Mormino et al. nel 2012 hanno ulteriormente affrontato questo problema definendo due diversi cut-off per la positività della scansione ottenuti confrontando la captazione di PiB dei controlli anziani, dei controlli giovani e dei pazienti con AD. Quindi hanno analizzato un gruppo di soggetti anziani normali e hanno considerato come "ambigue" tutte le scansioni con valori di uptake compresi tra i 2 valori limite (circa il 20% dell'intero gruppo). Hanno anche dimostrato una specificità regionale e che il numero di regioni con valori leggermente positivi aumentava progressivamente dai giovani controlli ai pazienti con AD, rendendo così difficile spiegare questo risultato come soltanto rumore dovuto all'interferenza dall'elevato legame da parte della sostanza bianca. Tutti questi dati sostengono la necessità di ulteriori studi per caratterizzare questi pazienti dal punto di vista clinico e biologico, per valutare la loro progressione, e per svelare se riflettono amiloidosi incidentale (cioè legata all'età) o piuttosto rappresentare le eterogenee traiettorie e caratteristiche dell'AD.

## **Conclusioni**

L'amy-PET è stata registrata per escludere l'amiloidosi cerebrale - e quindi l'AD - e non per diagnosticare l'AD. Un numero di domande scientifiche e cliniche sono sorte in seguito all'applicazione pratica di questo strumento nella vita reale. Il problema della semi-quantificazione e della classificazione della positività dell'amiloidosi, dell'amiloidosi incidentale, della relazione tra la positività dell'amy-PET e il livello di A $\beta$  nel liquido cefalorachidiano sono solo alcune di queste domande. È quindi importante che tutta la comunità di specialisti coinvolti nella gestione delle demenze e la comunità di responsabili (medici e fisici) dell'esecuzione e della refertazione

dell'amy-PET siano consapevoli di questi problemi e siano coinvolti in una continua discussione aperta alla ricerca di nuove soluzioni pratiche e allo stimolo di domande scientifiche. Rispondere a questi problemi potrebbe anche aiutare nel prossimo futuro a selezionare il paziente giusto per i farmaci giusti, limitando la somministrazione di farmaci anti-amiloide solo a quei soggetti che sono effettivamente affetti da amiloidosi cerebrale.

#### Lettere consigliate

- Guerra UP, Nobili FM, Padovani A, Perani D, Pupi A, Sorbi S, Trabucchi M (2015) Recommendations from the Italian Interdisciplinary Working Group (AIMN, AIP, SINDEM) for the utilization of amyloid imaging in clinical practice. *Neurol Sci.* 36:1075-1081.
- Johnson KA, Minoshima S, Bohnen NI, Donohoe KJ, Foster NL, Herscovitch P, Karlawish JH, Rowe CC, Hedrick S, Pappas V, Carrillo MC, Hartley DM (2013) Update on appropriate use criteria for amyloid PET imaging: dementia experts, mild cognitive impairment, and education. *J Nucl Med.* 54:1011–1013.
- Minoshima S, Drzezga AE, Barthel H, Bohnen N, Djekidel M, Lewis DH, Mathis CA, McConathy J, Nordberg A, Sabri O, Seibyl JP, Stokes MK, Van Laere K (2016) SNMMI Procedure Standard/EANM Practice Guideline for Amyloid PET Imaging of the Brain 1.0. *J Nucl Med.* 57:1316-1322.
- Lopresti BJ, Klunk WE, Mathis CA, Hoge JA, Ziolkowski SK, Lu X, Meltzer CC, Schimmel K, Tsopelas ND, DeKosky ST, Price JC (2005) Simplified quantification of Pittsburgh Compound B amyloid imaging PET studies: a comparative analysis. *J Nucl Med.* 46:1959-1972.
- Tolboom N, Yaquib M, Boellaard R, Luurtsema G, Windhorst AD, Scheltens P, Lammertsma AA, van Berckel BN (2009) Test-retest variability of quantitative [11C]PIB studies in Alzheimer's disease. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 36:1629-1638.
- Chincarini A, Sensi F, Rei L, Bossert I, Morbelli S, Guerra UP, Frisoni G, Padovani A, Nobili F (2016) Standardized Uptake Value Ratio-Independent Evaluation of Brain Amyloidosis. *J Alzheimers Dis.* 54:1437-1457.
- Chincarini A, Nobili F, Morbelli S, Paghera B, Guerra UP (2017) Early scans in amyloid-PET: just pretty images? *Clin Transl Imaging* 5(Suppl 1):S21.
- Associazione Italiana di Medicina Nucleare (AIMN) website. <https://www.aimn.it/site/page/gds/gds-5>

# Novità ICRP e NCRP

*a cura di Nuccia Canevarollo*



## ICRP Pubblicazione 135 – Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging

La International Commission on Radiological Protection (ICRP) introdusse per prima il termine ‘livello diagnostico di riferimento’ (LDR) nel 1996 nella Pubblicazione 73. Il concetto fu sviluppato in seguito, e ne fu fornita una guida pratica nel 2001. Gli LDR si sono mostrati strumento efficace che contribuisce all’ottimizzazione della protezione nelle esposizioni mediche dei pazienti nelle procedure diagnostiche ed interventistiche. Comunque, con il tempo, è risultato evidente che è necessario incrementare le raccomandazioni in proposito. Ci sono temi legati alla definizione di termini usati in precedenti guide, o alla determinazione dei valori stessi degli LDR, agli intervalli di tempo appropriati per rivalutare e aggiornare i valori, all’uso appropriato nella pratica clinica, ai metodi per l’applicazione pratica e l’applicazione del concetto di LDR alle più nuove tecnologie di imaging. Questa pubblicazione vuole essere una ulteriore fonte di informazione e guida su tali temi. E’ stata chiarita una parte della terminologia. Inoltre, questa pubblicazione raccomanda le quantità da usare come LDR per le varie modalità di imaging e fornisce informazioni sull’uso degli LDR in radiologia interventistica e nelle pratiche pediatriche. Suggerisce modifiche sulle condotte da seguire nel monitoraggio degli LDR, monitoraggio che trae beneficio dall’applicazione di report automatici di quantità legate alla dose paziente e sottolinea l’importanza di includere informazioni sugli LDR nei programmi di didattica per i lavoratori della sanità. L’uditorio cui è rivolta questa pubblicazione sono le autorità nazionali, regionali e locali, le associazioni professionali, le strutture che usano radiazioni ionizzanti a scopo medico, e i dirigenti di queste strutture. Viene pubblicato un set completo di raccomandazioni.

## ICRP Pubblicazione 136 - Dose Coefficients for Non-human Biota Environmentally Exposed to Radiation

Nello sviluppo ed applicazione di modelli dosimetrici per valutare le esposizioni di flora e fauna da sorgenti radioattive nell'ambiente, la diversità del biota non umano è una sfida specifica. I modelli dosimetrici, adattati nella Pubblicazione 108, ci danno coefficienti di dose (DCs) per un gruppo di entità di riferimento (piante e animali di riferimento RAP). I DC possono essere usati per valutare le dosi ed i ratei di dose e confrontare questi ultimi con livelli di riferimento di considerazione derivata (DRCLs), che sono bande di ratei di dose dove ci si può attendere qualche tipo di effetto dannoso in un particolare RAP a seguito di esposizione cronica, a lungo termine, come sottolineato nella Pubblicazione 124. Questa pubblicazione è affiancata da un nuovo software, chiamato "BiotaDC" di organismi con masse, forme e allocazioni in ambiente "user-defined", che permette il calcolo di tutti i coefficienti di dose per esposizione esterna ed interna e per i radionuclidi della Pubblicazione 107.



In attesa della Pubblicazione No 177 "Radiation Protection in Dentistry Supplement: Cone Beam Computed Tomography, Digital Imaging, and Handheld Dental Imaging", ancora in versione draft, che avrebbe dovuto essere pubblicata nel 2017, è stato però pubblicato il Report No. 179, "Guidance for Emergency Response Dosimetry".

Il report fa da complemento a tre precedenti pubblicazioni che davano consigli sulla pianificazione di risposte ad incidenti radiologici o di terrorismo nucleare. Il report guida nella progressione e nel controllo della dose da radiazioni durante la fase di emergenza, e risponde alle seguenti tre domande:

- con dosimetria minimale, come gli addetti prendono decisioni per controllare la dose totale e il rischio associato?
- come vengono associate le dosi agli interessati, quando essi non sono tutti dotati di dosimetro da prima dell'accadimento dell'incidente?
- qual è il quadro normativo per gli interessati che non sono formati come lavoratori esposti?

Il report colma il gap tra lavoratori formati e attrezzati e il resto della comunità che può essere colpita. I lavoratori dell'emergenza sono definiti come quei lavoratori che sarebbero chiamati per assistere nel dare risposta ad un incidente nucleare o radiologico, con la consapevolezza che la maggior parte dei lavoratori che intervengono in emergenza di solito fa lavori che non li espongono a livelli di radiazione significativamente superiori ai livelli del fondo naturale. I lavoratori dell'emergenza non sono lavoratori tradizionalmente esposti (come per esempio, quelli le cui occupazioni coinvolgono esposizioni e che sono parte di un programma di monitoraggio dosimetrico e di radioprotezione). Benchè l'Amministrazione sugli Standard di Sicurezza Occupazionale e di Salute richieda il monitoraggio degli operatori dell'emergenza, non c'è nessun'altra norma che richieda che essi siano sottoposti a monitoraggio dosimetrico

