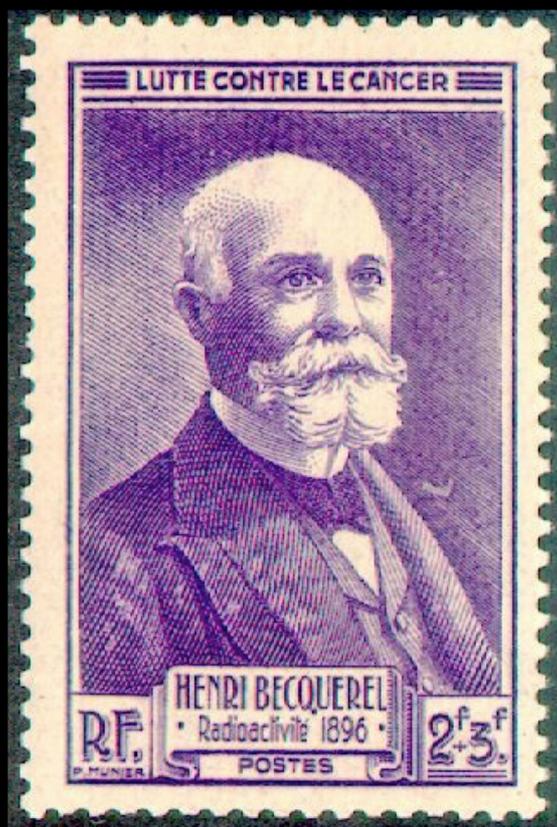


# Fisica in Medicina

*Periodico trimestrale di formazione,  
informazione e aggiornamento  
dell' Associazione Italiana  
di Fisica Medica*



*Numero 4 - 2016*



Associazione Italiana  
di Fisica Medica

Presidente  
Michele Stasi

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 (Sondrio)

Tesoriere

B. Augelli

## Sommario:

RICORDO DI UMBERTO VERONESI MAESTRO DI SCIENZA, DI CULTURA, DI UMANITÀ <i>G. Tosi</i>	1
RICORDO DI ADELE RINALDI <i>L. Begnozzi.</i>	5
ATTIVAZIONE DI UN DISPOSITIVO PER I CONTROLLI DI QUALITÀ GIORNALIERI PER FASCI ESTERNI: COMMISSIONING DEL SISTEMA PTW QUICKCHECK WEBLINE <i>C. Iervolino, R. di Benedetto, A. Daniele, C. Guida.</i>	9
NOVITÀ ICRP <i>N. Canevarollo</i>	25
POINT/COUNTERPOINT: RUBRICA DI MEDICAL PHYSICS <i>F. Levrero</i>	27

*Periodico*  
*Fisica in Medicina*

*Direttore Onorario*  
*P. Tosi (Milano)*

*Direttore Responsabile*  
*F. Levrero (Genova)*

*Segretario di Redazione*  
*L. Moro (Pavia)*

*Componenti del Comitato di*  
*Redazione*

*G. Borasi (Reggio Emilia )*

*N. Canevarollo (Genova)*

*G. Capelli (Cremona)*

*N. Caretto (Roma)*

*C. De Ambrosi (Genova)*

*A. del Vecchio (Milano)*

*F. Di Martino (Pisa)*

*P. Mancosu (Milano)*

*C. Peroni (Torino)*

*L. Raffaele (Catania)*

*M. Reggio (Verona)*

*F. Turrini (Varese)*

*In copertina: Le tre aree radiologiche nei francobolli.*  
*Medicina Nucleare: Henri Becquerel – Francia 1946*

*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*

**EXAMi<sup>®</sup> Rad<sup>™</sup>**  
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

 **iRadProMaP**  
by SAGO MEDICA srl

[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)

  
**SAGO  
MEDICA**  
MEDICAL EQUIPMENT

*Massima precisione  
al primo colpo.*

# NOMEX<sup>®</sup>

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<sup>®</sup>



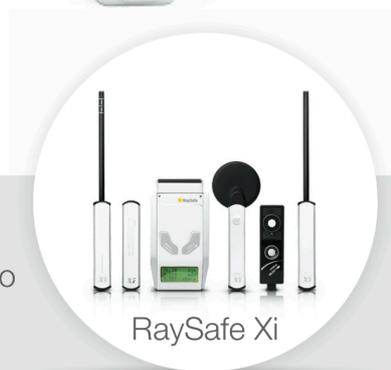
Maggiori informazioni su NOMEX?  
Visitate il nostro sito Internet o scrivete  
all'indirizzo [nomex@ptw.de](mailto:nomex@ptw.de).

**PTW**

Knowing what  
responsibility means

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

# 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

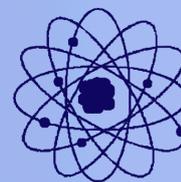
- Migliore accuratezza e sensibilità
- Estrema semplicità e velocità d'uso, nessun settaggio manuale necessario
- Sensori indipendenti dall'angolo di inclinazione rispetto all'asse del tubo
- Ampio display a colori touch screen con memorizzazione delle misure e delle forme d'onda
- Ampia gamma di calibrazioni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



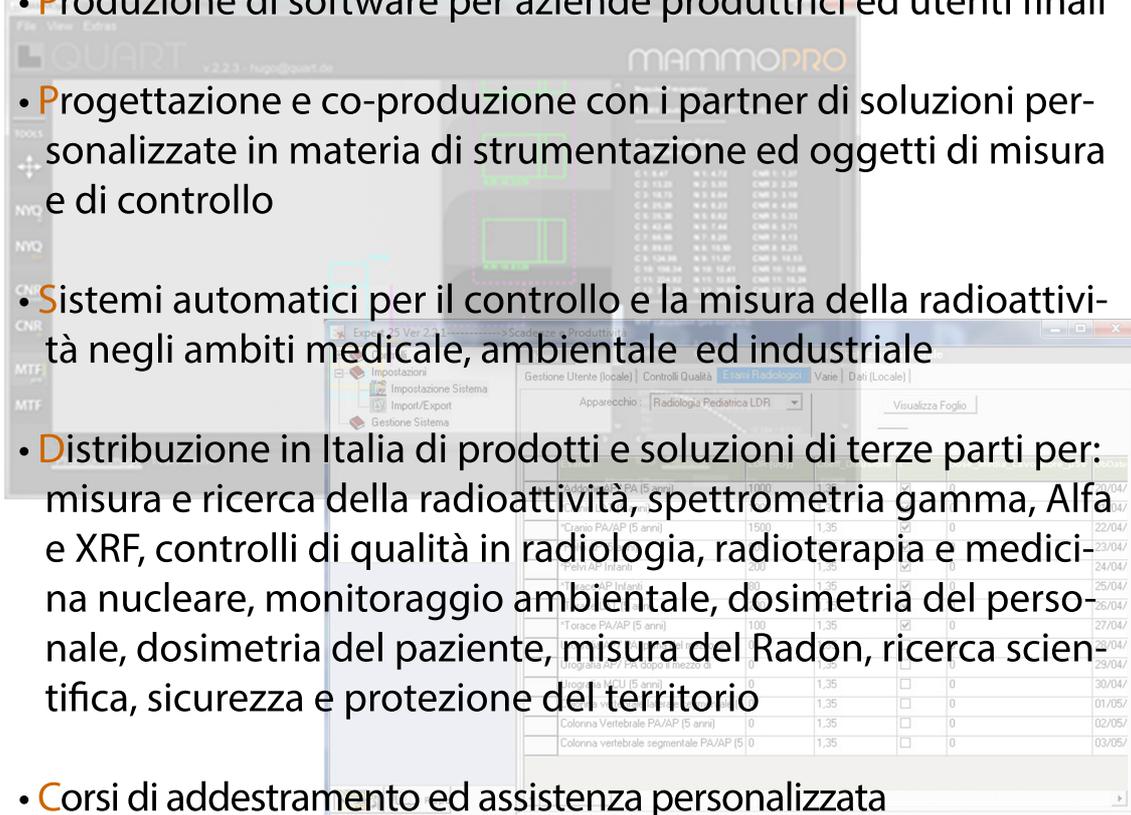
Servizi Nucleari s.n.c.  
Strada Pranova 6  
15030 Conzano (AL)  
tel 0142 925630  
347 8497358  
fax 0142 925933  
<http://www.servizinucleari.it>  
e-mail: [info@servizinucleari.it](mailto:info@servizinucleari.it)



# 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

# RICORDO DI UMBERTO VERONESI

## MAESTRO DI SCIENZA, DI CULTURA, DI UMANITÀ

a cura di Giampiero Tosi

Cominciai a sentir parlare di Umberto Veronesi nel 1976, quando divenne Direttore Scientifico dell'Istituto Nazionale per lo Studio e la Cura dei Tumori di Milano e iniziò la sua battaglia per far riconoscere dalla comunità scientifica la sua idea rivoluzionaria, per l'epoca, sul trattamento del tumore della mammella: la quadrantectomia associata alla radioterapia in luogo della mastectomia. Ebbi l'opportunità di conoscerlo personalmente l'anno successivo, quando Veronesi fu invitato dal Direttore, il professor Piero Caldirola, a tenere la prolusione in occasione dell'inaugurazione della "Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria e Ospedaliera" (così si chiamava allora l'attuale Scuola di Specializzazione in Fisica Medica) dell'Università di Milano. L'argomento della lezione era la situazione del cancro in Italia e nel mondo occidentale, in termini di incidenza, possibilità di cura, prospettive di sopravvivenza e previsioni relative all'incidenza e all'aumento delle "guarigioni" e della sopravvivenza per gli anni e i decenni successivi. Rimasi affascinato dalla chiarezza e dal rigore scientifico dell'esposizione, e presi coscienza dell'importanza degli stili di vita ai fini della prevenzione primaria.

Questo breve incontro con il prof. Veronesi si ripeté negli anni successivi, sempre in occasione dell'inizio dei corsi della Scuola di Specializzazione: anche il professor Ettore Fiorini, subentrato a Caldirola nella direzione della Scuola, aveva infatti mantenuto la consuetudine di coinvolgere Veronesi. Iniziava così un lungo sodalizio fra l'oncologo, ormai famoso in tutto il mondo, e la Fisica, della quale apprezzava il rigore, il metodo galileiano, il contributo essenziale che attraverso la radioterapia e le nuove tecniche di *imaging* la fisica dava alla medicina in generale e all'oncologia in particolare.

Nel 1991, insieme con Ugo Amaldi con il quale, quando ci davamo il cambio alle lezioni della Scuola di Specializzazione, discutevamo le possibili innovazioni tecnologiche nella radioterapia, lanciammo il progetto di un Centro di Radioterapia con protoni e ioni carbonio, e costituimmo a tale scopo la Fondazione TERA (nome coniato da Amaldi per distinguere la radioterapia tradizionale dalla nuova radioterapia, che avrebbe utilizzato particelle adroniche, costituite da quark, come il protone, gli ioni carbonio e qualsiasi altro tipo di ioni). Ci rendemmo

ben presto conto che il nostro progetto, osteggiato inizialmente dalla gran parte della comunità dei radioterapisti, avrebbe avuto ben poche possibilità di giungere a buon fine se non fosse stato supportato da un personaggio del mondo medico di grande peso scientifico e anche politico. Pensammo subito, ovviamente, a Umberto Veronesi, e Amaldi, che lavorava al CERN di Ginevra, mi chiese di mettermi in contatto con lui e di illustrargli il progetto. Ebbi molte difficoltà a ottenere un appuntamento: ogni volta che telefonavo per chiederlo, infatti, la segretaria mi rispondeva che il professore era impegnato in sala operatoria. Dopo quasi un mese di tentativi, finalmente, la segretaria mi disse che il professore era in quel momento nel suo studio, e me lo passò. Veronesi fu estremamente gentile e, sentito a grandi linee l'argomento del quale volevo parlargli, mi fissò un appuntamento, addirittura per il giorno dopo. L'incontro fu non solo molto cordiale, tanto che Veronesi mi propose che ci dessimo del tu (con grande imbarazzo, accettai), ma soprattutto molto proficuo. Veronesi aveva infatti ben compreso l'impatto che la sola discussione pubblica del progetto avrebbe avuto sulla radioterapia oncologica, e ne divenne subito un grandissimo sostenitore. Ricordo ancora con grandissimo piacere alcune conferenze pubbliche, in Lombardia e in Piemonte, nel corso delle quali lo stesso Veronesi, Amaldi ed io, portavamo il progetto alla conoscenza non solo degli ascoltatori, ma anche dei giornalisti che, avendo partecipato alle conferenze e al relativo dibattito, ne riferivano poi su quotidiani del calibro del Corriere della Sera e della Stampa. Dieci anni dopo quel primo incontro, nel 2001, quando ricopriva la carica di Ministro della Sanità, Veronesi concesse il primo finanziamento governativo per la realizzazione del progetto TERA, che si sarebbe concretizzata con la costruzione a Pavia e l'apertura, all'inizio del 2010, del CNAO (Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica).

Lasciata per limiti di età la Direzione Scientifica dell'Istituto Tumori, Veronesi si dedicò "anima e corpo" alla realizzazione di una nuova struttura d'avanguardia in campo oncologico, l'IEO (Istituto Europeo di Oncologia) del quale mi chiamò, all'inizio del 1994, a dirigere il Servizio di Fisica Sanitaria. Ebbi così modo di collaborare direttamente con lo stesso Veronesi con il quale, soprattutto nei primi mesi di attività dell'Istituto, avevo incontri quasi giornalieri. Argomenti di questi incontri erano il completamento delle procedure autorizzative e l'avvio delle attività radiologiche dell'Istituto, con particolare riguardo a quelle di radioterapia, nonché la messa a punto di protocolli di radioprotezione che evitassero non solo qualsiasi rischio da radiazioni, ma anche possibili ritardi nell'inizio dell'attività cliniche.

La gestione clinica e operativa della radioterapia era ovviamente lasciata ai due primari che si succedettero in tale ruolo: Luc Vanuytsel prima, Roberto Orecchia poi. Veronesi invece, che aveva intuito che il ruolo della radioterapia sarebbe diventato sempre più importante, sia come sostitutivo, dove possibile, della chirurgia, sia come complemento imprescindibile delle nuove tecniche chirurgiche mini-invasive, premeva sia sui radioterapisti sia sui fisici medici, e su di me in

particolare, perché ci documentassimo sulle nuove tecnologie e ne promuovessimo l'implementazione in Istituto. In particolare, Veronesi fu uno strenuo sostenitore della radioterapia intraoperatoria (IORT) con acceleratori lineari mobili dedicati, da eseguire direttamente in sala operatoria, al termine dell'intervento di quadrantectomia, su pazienti portatrici di carcinomi mammari in fase iniziale. L'avvio della IORT costituiva il compimento di un altro "sogno" di Veronesi, quello di poter considerare chiusa, per molte pazienti, la partita con il tumore già all'uscita della sala operatoria. Inizialmente, questo approccio terapeutico innovativo fu accolto con grande perplessità dai senologi esterni all'Istituto. Oggi, dopo quasi quindici anni, la gran parte dei Centri di Senologia e di Radioterapia del Paese dispone di un acceleratore mobile per IORT e lo utilizza sulla base dei protocolli clinici predisposti da Veronesi e dai suoi collaboratori. A supporto di questo "trattamento integrato", Veronesi aveva anche promosso, con la collaborazione mia per la parte tecnica e dell'ASL per la parte organizzativa, un programma di screening mammografico di tutte le donne della città di età superiore a 45 anni. Lo stesso Veronesi diede il suo beneplacito per la sperimentazione di un'altra iniziativa di radioterapia intraoperatoria nelle pazienti affette da carcinoma mammario, la cosiddetta IART (*Intraoperative Avidinated Radiotherapy*), che non ebbe però il successo della IORT, e sostenne l'avvio di altre tecniche radioterapiche da utilizzare per il trattamento di tumori non mammari, in particolare l'esecuzione di impianti permanenti di "semi" di I-125 in pazienti portatori di carcinoma prostatico.

Veronesi, Direttore Scientifico dell'Istituto, aveva una straordinaria competenza in tutti i campi dell'oncologia, e la stessa competenza auspicava che fosse acquisita da tutto il personale medico o anche laureato in altre discipline (come i fisici medici) che collaborava a vario titolo all'attuazione delle procedure mediche. Per questo scopo, una volta alla settimana (il mercoledì mattina, alle 7) si tenevano i cosiddetti *Grand Round*, incontri nel corso dei quali venivano illustrati i risultati clinici e le novità nel campo della ricerca e della tecnologia. Gli oratori che si alternavano nelle varie presentazioni erano tenuti a parlare in inglese!

Fra gli innumerevoli riconoscimenti per la sua attività di ricerca clinica e innovazione, uno stava particolarmente a cuore a Veronesi: la laurea honoris causa in Fisica, conferitagli dall'Università di Milano Bicocca il 15 marzo 2005. In quella circostanza, io ebbi l'onore di collaborare con lui nella preparazione della *Lectio Doctoralis*, dal titolo "Fisica e Medicina: due vite parallele". Questa lezione Veronesi la ripropose, debitamente aggiornata, il 23 maggio 2007, in occasione della celebrazione, cui non volle mancare, del trentesimo anniversario della fondazione della Scuola di Specializzazione in Fisica Sanitaria dell'Università Statale di Milano.



23 maggio 2007. Ugo Amaldi, Umberto Veronesi e Giampiero Tosi

Umberto Veronesi è stato, lo si può dire senza retorica, un autentico benefattore dell'umanità: la quadrantectomia associata a radioterapia, non solo ha salvato la vita a centinaia di migliaia di donne in tutto il mondo, ma ha garantito loro una qualità di vita e una serenità esistenziale che la mastectomia non era certamente in grado di offrire. L'Istituto Europeo di Oncologia, realizzato per la sua iniziativa e la sua volontà, ha rappresentato e rappresenta un modello di Ospedale Oncologico, dove la coesistenza di assistenza, ricerca clinica e ricerca fondamentale offre ai pazienti la possibilità di ricevere le cure più avanzate e ai giovani medici che lo frequentano una formazione aggiornata e completa nei vari settori dell'oncologia.

Veronesi, uomo gentile, affabile, dotato di grande carisma e di una straordinaria empatia, grazie alla quale riusciva a mettere immediatamente a proprio agio chiunque interagisse con lui, è stato anche un convinto promotore dell'importanza della ricerca scientifica e della libertà, per ogni paziente, in ogni fase della malattia o della stessa vita, di decidere consapevolmente il proprio destino. Per la sua grandissima cultura, anche al di fuori del suo campo specifico di ricerca e di attività, va considerato come un rinnovatore dell'umanesimo nel XX secolo. Per le sue qualità e per i suoi meriti riposa oggi, idealmente, nel Pantheon dei grandi italiani.

# **IN RICORDO DI ADELE RINALDI**

a cura di Luisa Begnozzi

Adele Rinaldi nata a Catanzaro il 24 maggio del 1971. Dopo essersi laureata in Fisica all'Università di Roma la Sapienza nel 1999, ha acquisito la Qualifica di Ispettore Interno per i Sistemi di Gestione della Qualità Aziendale ISO 9000, seguendo un corso professionale della Regione Lazio nel 2000. Ha ulteriormente arricchito la sua formazione con il Dottorato in Fisica presso l'Università degli Studi di Roma Tor Vergata, dove ha svolto attività di assistente di ricerca contrattista presso il Dipartimento di Fisica negli anni dal 2002 al 2004 e poi con un assegno di ricerca dello stesso Dipartimento dal 2004 al 2010.



La sua attività di ricerca si è sviluppata nel quadro del progetto ALTEA (Anomalous Long Term Effects on Astronauts), con obiettivi strategici per la biomedicina spaziale. Lo strumento ALTEA è nato per determinare lo spettro di radiazioni nella Stazione Spaziale Internazionale (SSI), utilizzato per lo studio dell'interazione tra radiazione cosmica e sistema nervoso centrale è stato installato a bordo della (SSI) dal luglio 2006, con lo scopo di determinare il tipo di radiazione ambientale presente al suo interno e conoscere gli effetti ed i rischi che essa può indurre e le contromisure per rendere minimi questi rischi proprio in previsione di lunghi viaggi nello spazio. Adele riferiva con grande entusiasmo di questa sua attività, in particolare impegnata nell'ambito del progetto ALTEA-MICE si era occupata della realizzazione del set-up sperimentale per la stimolazione e la irradiazione di roditori in situazione controllata e della registrazione di dati di risposta della retina e corticali durante l'irradiazione con ioni pesanti. ALTEA-MICE a completamento del progetto ALTEA sugli astronauti voleva fornire informazioni sulla probabilità di danno visivo funzionale indotto da ioni pesanti durante le operazioni prolungate in microgravità. Obiettivi di Altea-MICE erano: studiare gli effetti di ioni pesanti sul sistema visivo di topi normali e mutanti con difetti della retina; definire le condizioni sperimentali affidabili per la ricerca nello spazio e sviluppare modelli animali per studiare le conseguenze fisiologiche di viaggi spaziali sugli esseri umani. A tal fine gli esperimenti si sono realizzati presso il National Laboratory di Brookhaven [BNL] (Upton, NY, USA) e la Gesellschaft für Schwerionenforschung mbH [GSI] / Biophysik (Darmstadt, FRG) per identificare possibili cambiamenti elettrofisiologici e/o l'attivazione di meccanismi di protezione in risposta ad impulsi radiazione.

Esaurito l'assegno di ricerca, Adele Rinaldi si è iscritta alla Scuola di specializzazione in Fisica Medica dell'Università degli Studi di Roma Tor Vergata che ha frequentato dal 2010 al 2015. E' così entrata in Ospedale al S. Giovanni Calibita Fatebenefratelli dell'Isola Tiberina a Roma, come tirocinante contrattista della struttura di Fisica Sanitaria allora da me diretta, nella quale con il tutoraggio delle colleghe si è formata per svolgere l'attività di fisica medica nei vari campi: dalla ottimizzazione dei piani di trattamento e la dosimetria clinica all'approccio prospettico alla valutazione del rischio con metodi FMEA, dal controllo di qualità in radiodiagnostica alla sicurezza e qualità in Risonanza Magnetica, dalla radioprotezione alla certificazione di qualità di particolari procedure.



*Adele Rinaldi al centro in basso tra i fisici dell'Isola Tiberina durante una pizza di Natale*

Ottimista, solare, proiettata al futuro ha affrontato sempre con spiccato entusiasmo ogni nuova attività e con grande desiderio di continuare a studiare e approfondire, un esempio è quando, da poco tirocinante, ha manifestato un'immediata necessità di frequentare l'ESTRO Teaching Course "Physics for Clinical Radiotherapy" nell'ottobre 2011.

Dal 2012 al 2015 ha avuto l'incarico di Responsabile del Sistema di gestione della Qualità Aziendale ISO 9000 della nostra Associazione AIFM, certificata per l'attività di Provider per la formazione ECM. Ha svolto l'incarico con competenza e professionalità contribuendo al miglioramento di tale aspetto e in un periodo importante per l'attività del Provider AIFM che ha visto l'Associazione soggetta ad accurate e puntuali verifiche per la conferma a Provider standard e il tutto con la sua solita disponibilità e generosità anche durante il periodo della gravidanza in attesa del suo terzo figlio.

Nel 2015 dopo aver conseguito il diploma di specializzazione ha trovato impiego come fisico medico presso il centro di radioterapia avanzata University of Pittsburgh Medical Center, formandosi per lo specifico incarico presso la stessa università negli USA nel mese di maggio, dove ha ottenuto soddisfazione ed apprezzamento per la sua formazione e competenza in precedenza acquisita.

Adele Rinaldi, minuta ed esile quanto forte e generosa, positiva e solare, una collega che ha curato con particolare attenzione la sua formazione, appassionata alla fisica e alla fisica medica, una breve ma intensa vita professionale, un esempio per tutti nell'affrontare la malattia, chi l'ha conosciuta

la ricorderà sempre con grande affetto e ammirazione anche per la sua dolcezza e semplicità, come si addice alle persone davvero speciali.

# **Attivazione di un dispositivo per i Controlli di Qualità giornalieri per fasci esterni: Commissioning del sistema PTW QuickCheck Webline**

C. Iervolino, R. di Benedetto, A. Daniele, C. Guida  
S.C. Di Radioterapia Oncologica- A-O."S. G. MOSCATI" Avellino

## **Introduzione**

Nell'ambito della Garanzia della Qualità nei trattamenti con fasci esterni (ISS 96/39, 99/06, 02/20, D.L.vo 187/2000, AAPM TG142), si inseriscono i controlli giornalieri dosimetrici di costanza dei parametri quali la simmetria, l'omogeneità, la dose sull'asse e la qualità(energia) del fascio erogati dall'acceleratore lineare.

In Commercio sono disponibili diverse apparecchiature che permettono tali controlli in tempi rapidi e in sicurezza. Si differenziano sostanzialmente per numero e tipologia di rivelatori impiegati. Si passa da apparecchiature dotate di una più semplice configurazione geometrica di rivelatori (per es. PTW QuickCheck Webline, Sun Nuclear DailyQA, Scanditronix-WellHofer StarTrack, etc.), dove l'analisi dei parametri del fascio si basa su campionamento dosimetrico in pochi e definiti punti, ad apparecchiature più complesse (es. Sun Nuclear Profiler, PTWStarcheck) dotate di array di rivelatori di maggiore risoluzione spaziale. Inoltre tra sistemi della stessa "classe" la differenza esistente è basata principalmente sulla diversa tipologia di rivelatori appartenenti al sistema (camere ventilate, diodi, etc.). In linea di principio, tutte le apparecchiature utilizzano un simile disposizione geometrica dei rivelatori. In generale alcuni rivelatori, utilizzati tipicamente per le verifiche di simmetria ed omogeneità, sono posti su un piano allineati nelle direzioni principali dei campi e posizionati simmetricamente rispetto al centro del fascio . Gli altri rivelatori sono posti a diverse profondità e sono utilizzate per la verifica della qualità (energia) del fascio. Tali sistemi eseguono tutti un campionamento del profilo del fascio basato su punti di misura discreti da cui sono calcolate le caratteristiche dosimetriche del fascio

Le misure giornaliere sono di volta in volta confrontate con quella di riferimento iniziale. Dal risultato di questa comparazione si ottengono le informazioni sull'attuale stato dosimetrico dell'acceleratore che permettono di valutare se iniziare i trattamenti o se procedere con controlli di qualità più approfonditi per verificare le cause delle eventuali anomalie riscontrate.

Nei controlli dosimetrici mensili (Rapporto ISTISAN 99/6, AAPM TG 40, TG142), la simmetria e la flatness sono calcolati a partire dai profili dosimetrici sugli assi principali dei campi misurati in fantocci a scansione ad acqua o con sistemi costituiti da array di rivelatori (camere o diodi), a determinate profondità e nelle geometrie di riferimento indicate da protocolli internazionali

(AAPM, IEC60976 etc.) o da protocolli suggeriti delle case costruttrici dei linac. Ciascun protocollo raccomanda la misura di tali parametri nella regione del campo indicata come flattened region.

Protocollo	Definizione di Omogeneità	Definizione di Simmetria
IEC60976	$H(\%) = \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \times 100$ Toll.: $\pm 3\%$	$S(\%) = \left[ \frac{D(x)}{D(-x)} \right]_{\max}$ D(x) is the dose at point x; x and -x are points within the flattened region, symmetrical to the central axis. Toll.: $\pm 3\%$
Elekta	$H(\%) = \frac{D_{\max}}{D_{\min}} \times 100$ Toll.: $100 \pm 3\%$	$S(\%) = \left[ \frac{D(x)}{D(-x)} \right]_{\max}$ Toll.: $\pm 3\%$
Siemens	$H(\%) = \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{(D_{\max} + D_{\min})} \times 100$ Toll.: $\pm 3\%$	$S(\%) = \left  \frac{(a - b)}{(a + b)} \right  \times 200$ a = area to the left of the central axis b = area to the right of the central axis The areas are delimited by the central axis and the 50% field limit. Toll.: $\pm 3\%$
Varian	$H(\%) = \frac{(D_{\max} - D_{\min})}{2}$ Toll.: $\pm 3\%$	$S = \left[ (D(x) - D(-x)) \right]_{\max}$ Toll.: $\pm 3\%$

Tabella 1. Definizione dei parametri di omogeneità (flateness) e simmetria previste dai vari protocolli e le relative tolleranze

Presso la U.O.C. di radioterapia Oncologica dell'A.O. "S.G. MOSCATI" di Avellino è attivo da breve tempo (luglio 2016) il sistema PTW QuickCheck Webline. Lo strumento è dotato di 13 camere a ionizzazione ventilatedi cui 9 poste su uno stesso piano e le restanti 4 a profondità differenti per la misura della costanza dell'energia del fascio. Delle 9 camere posizionate alla stessa profondità una di queste è sull'asse del fascio mentre le altre 8 sono poste simmetricamente nelle due direzioni principali del campo rispetto alla camera centrale.

Rispetto alle misure eseguite con fantoccio ad acqua o con array di rivelatori, quelle effettuate con questo sistema effettua un campionamento del profilo di dose basato su pochi punti di misura, in corrispondenza a posizioni fisse non modificabili delle camere a ionizzazione. L'obiettivo di tale lavoro è, verificata la affidabilità dello strumento, quello di studiare con quale livello di confidenza, la misura eseguita in pochi punti della flatned region mediante un sistema dosimetrico sia effettivamente indicatore della simmetria ed omogeneità del fascio erogato dall'acceleratore. In altre parole si vuol verificare la sensibilità del sistema nel rilevare la presenza di eventuali anomalie nel fascio che conducono a valori della simmetria ed omogeneità difformi alle tolleranze previste dai protocolli.

Per assicurare l'affidabilità nelle misure si verificano innanzitutto le prestazioni del sistema: la Precisione, in questo caso a breve termine, l'Indipendenza dal dose rate, la Linearità della risposta;

mentre per verificare la sua accuratezza, si analizza l'allineamento della distribuzione delle dosi misurate ( profili) dalle camere del sistema dosimetrico con i profili dell'acceleratore. Infine si misura la capacità del sistema nel rilevare le eventuali variazioni nei profili mediante perturbazioni indotte nella fluenza del fascio incidente.

## **Materiali e Metodi**

### **1. Dotazione di apparecchiature**

Presso la UOC di radioterapia Oncologica del A.O. "S.G. MOSCATI" di Avellino sono installati un acceleratore lineare SIEMENS Oncor Impression Plus, attivo dal Febbraio 2008 con energie di fotoni 6MV e 18MV e 5 energie di elettroni da 6 a 21 MeV e un acceleratore Elekta "Versa HD", con energie di fotoni 6MV, 6MV FFF 10MV, 10MV FFF e 15MV..

La strumentazione dosimetrica disponibile è un fantoccio a scansione ad acqua modello PTW MP3dotato di elettrometro Tandem e software di acquisizione Mephysto mc<sup>2</sup>, matrice di camere a ionizzazione PTW 2DArray729 e il sistema per controlli di qualità giornalieri PTW QuickCheck Webline con relativo software di acquisizione. Sono inoltre disponibili una camera a ionizzazione tipo Farmer modello PTW 30013, due camere a ditale Semiflex da 0.125 cc modello PTW 31010 di 0.125cc e l'elettrometro PTW UNIDOS E.

### **2. Il sistema Quick Check**

- Il sistema PTW QuickCheck Webline è un dispositivo che consente di valutare la costanza dei parametri caratterizzanti i fasci erogati dal linac mediante la valutazione della simmetria, della omogeneità, della dose sull'asse centrale e della energia (qualità) del fascio a partire dalla lettura della dose misurata dalle singole camere a ionizzazione poste in posizioni fissate nel sistema.
- Il sistema PTW QuickCheck Webline è dotato di 13 camere a ionizzazione ventilate di cui 9, di volume 0.1 cc, sono dedicate alla misura della simmetria ed omogeneità del fascio. Le restanti 4 camere, di volume 0.2cc, misurano l'energia (qualità) del fascio. Sulla superficie esterna del QuickCheck Webline sono riportati i riferimenti da utilizzare per il suo allineamento al reticolo del campo ottico e l'orientamento del sistema di misura rispetto alle direzioni principali del campo GT e LR.

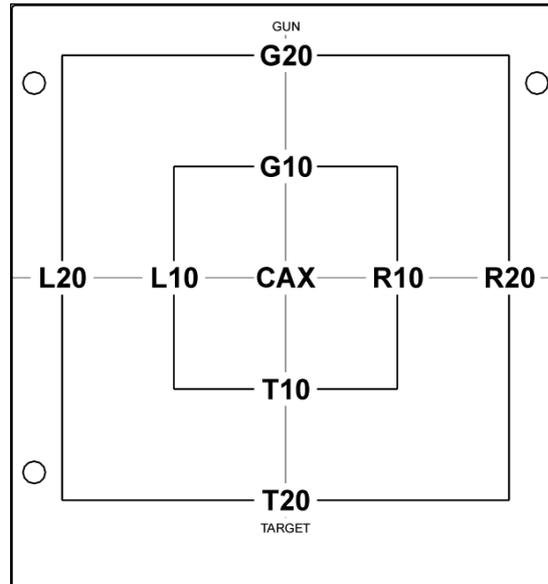


Figura 1. Indicizzazione alfanumerica delle camere per la misura della simmetria e omogeneità del fascio

- Sulle superfici laterali di sinistra e destra sono riportati i riferimenti a croce per consentire di posizionare i rivelatori del sistema alla distanza di riferimento dalla sorgente(SDD) a 100cm mediante i laser della sala di trattamento.



Figura 2. Riferimento per l'allineamento del QuickCheck

- Le camere sono immerse in una matrice solida di materiale acqua equivalente. Le 9 camere utilizzate per la misura della simmetria ed omogeneità dei profili sono poste alla profondità di 0.57 cm acqua equivalente dalla superficie della matrice, e posizionate nelle direzioni principali degli assi del campo; una camera è posta al centro del sistema in modo da cadere nell'asse centrale del fascio, e le altre 8 sono distribuite lungo le direzioni GT e LR del campo. Nelle direzioni GT e LR, le distanze tra le camere consecutive è di 4 cm in modo che l'intero gruppo di 9 camere sono contenute nella flattened region del campo quadrato 20x20cm<sup>2</sup> alla SDD 100cm. Le altre 4 camere sono utilizzate per la verifica della costanza della energia (qualità) del fascio per fotoni dalla Co60 a 25MV ed elettroni nel range di energie da 4 e 25MV; esse sono poste a diverse profondità di 1.5 cm, 2.8 cm, 3.7 cm, 5.3 cm di acqua equivalente.

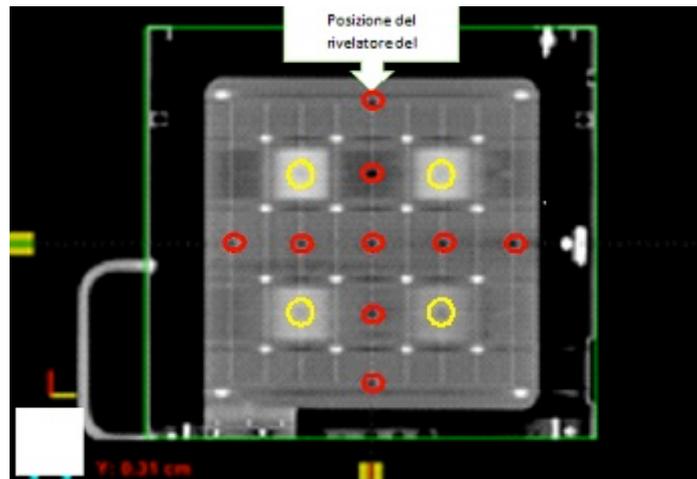


Figura 3. Distribuzione dei rivelatori del QuickCheck in un immagine TC del sistema. In rosso sono indicate le camere per la misure dei profili, in giallo le camere per la misura dell'energia del fascio

In relazione alla posizione rispetto all'asse centrale e alla direzione lungo gli assi principali del campo, le 13 camere sul piano sono indicizzate alfanumericamente come in figura:

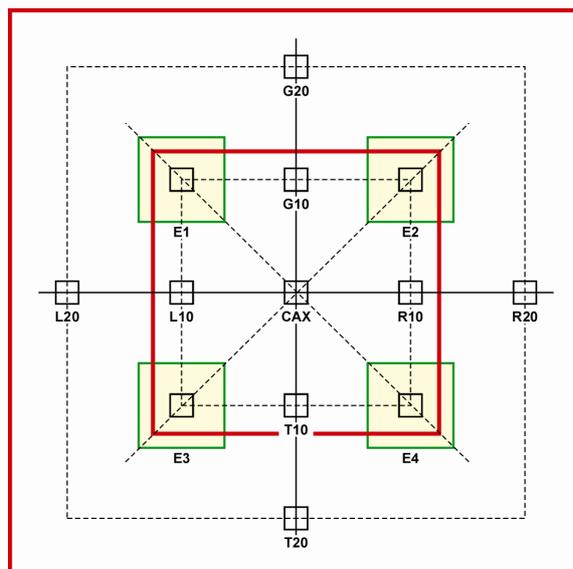


Figura 4. Indicizzazione delle 13 camere del QuicCheck

- 1 Field size; 2 80 % of the field size; 3 Energy chamber with absorber (E1, E2, E3, E4) ;
- 4 Measuring chamber (CAX, L10, R10, G10, T10; L20, R20; G20, T20);
- 5 Diagonal of the measuring field

Tra la matrice solida e la superficie esterna del QuickCheck vi è uno spazio vuoto di 3 cm come si vede in Figura 5:

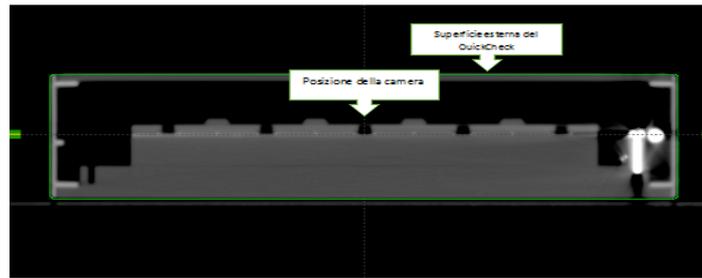


Figura 5. Sezione assiale in cui è visibile la struttura interna del QuickCheck

Dalla lettura delle singole camere sono calcolati i valori dei parametri del fascio quali la simmetria in direzione GT e LR, l'omogeneità e la qualità del fascio (quest'ultima mediante algoritmo proprietario).

Connesso all'apparecchiatura vi è un display di 7x 5.3 cm<sup>2</sup> dove sono riportati i risultati delle misure appena acquisite.

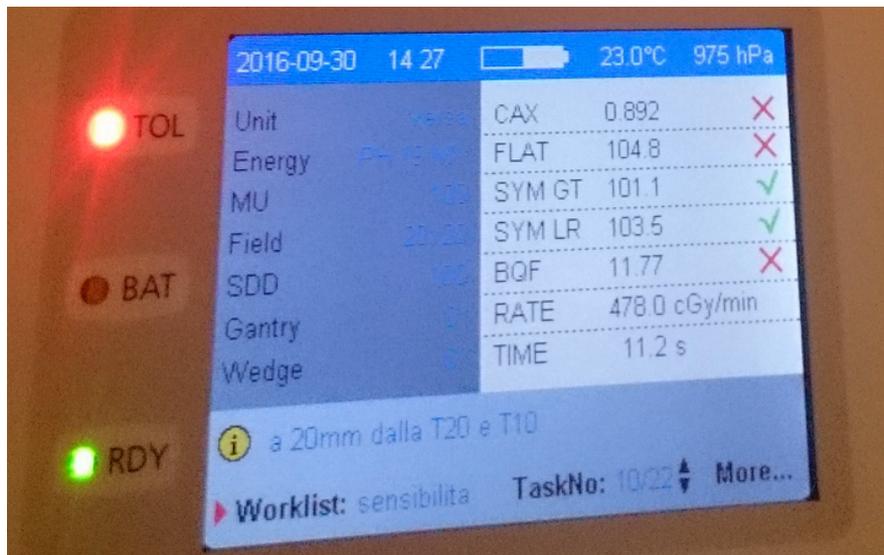


Figura 6. Display del QuickCheck

A lato del display vi sono tre indicatori LED che rilevano lo stato di “pronto per la misura” (RDY), lo stato di carica della batteria (BAT) e l'esito delle misure (TOL) che diventa verde o rosso a seconda che i parametri misurati ricadano o meno all'interno delle tolleranze.

Le risposte delle camere sono espresse in Gy, e sono normalizzate alla risposta della camera centrale calibrata con Co60.

Il sistema include di 2 software per la gestione e l'utilizzo. Il QuickCheck software per la lettura dei risultati delle misure dei vari parametri, ed il WorkList Generator utilizzato per definire, per ciascuna macchina, e per ciascun fascio ed energia, i valori di riferimento dei parametri di misura e le loro tolleranze.

### **3 Verifica delle performance del sistema: riproducibilità, linearità e indipendenza dal Dose Rate**

L'affidabilità del PTW QuickCheck Webline per i controlli di costanza è garantita se la risposta delle singole camere del sistema presentano caratteristiche di riproducibilità, linearità e indipendenza dal dose rate (AAPM REPORT No. 13). Il set-up di misura per la valutazione dei parametri indicati consiste nel posizionare il sistema dosimetrico PTW QuickCheck Webline allineato al reticolo di campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  alla SDD 100cm secondo le indicazioni del costruttore. Per eliminare le fluttuazioni della erogazione del fascio, sotto il sistema PTW QuickCheck Webline, in corrispondenza dell'asse centrale del fascio, è stata posta la camera Semiflex da 0.125cc modello PTW 30010 inserita tra le lastre di fantoccio RW3, alla profondità di 5cm dalla base del sistema QuickCheck. Per ciascuna erogazione sono calcolati i rapporti  $R_{i,j} = C_{i,j}/F_j$ , dove  $C_{i,j}$  è la lettura della i-esima delle 13 camere del sistema alla j-esima erogazione e  $F_j$  è la lettura del rivelatore di riferimento, la camera PTW Semiflex alla j-esima erogazione.

**Verifica della Riproducibilità.** Per le due energie di 6 e 15MV sono state eseguite 5 erogazioni da 200UM ciascuna e per ciascuna erogazione sono state acquisite le letture della camera Semiflex e di ciascun rivelatore del sistema PTW QuickCheck Webline. Per ogni erogazione sono stati calcolati i rapporti  $R_{i,j} = C_{i,j}/F_j$  relativi a ciascun rivelatore del sistema da cui si calcola il relativo coefficiente di variazione verificando che sia inferiore a 1%.

**Verifica della Linearità.** Sono state erogate 100UM, 300UM, 600UM e 1000UM per le due energie flattened di 6 e 15MV, e 300UM, 600UM e 1000UM per le due energie unflattened di 6MVFFF e 10MV FFFF. I punti di misura sono riportati sul grafico dove sono tracciate per ciascuna camera la retta di regressione lineare. E' calcolato il coefficiente di regressione lineare.

**Verifica della Indipendenza dal Dose Rate.** Sono stati misurati i rapporti  $R_{i,j}$  per ciascun rivelatore del sistema per il j-esimo dose rate nel range nominale dei fasci flattened da 200UM/min a 600UM/min, e da con 500UM/min a 1500UM/min dei fasci unflattened. Si calcola il coefficiente di variazione di ogni rivelatore del sistema e per ciascun fascio e verificare che sia inferiore a 1%.

#### **4. Verifica della accuratezza delle distribuzioni delle dosi relative**

Il sistema PTW QuickCheck Webline comprende camere a ionizzazione di forma cubica di 0.1cc di volume poste alla profondità di 5.7 mm di acqua equivalente dalla superficie della matrice solida posta all'interno del contenitore esterno. Dalla risposta di tali camere alla radiazione incidente, il sistema valuta i parametri simmetria in direzione LR e GT e l'omogeneità del fascio in analisi. Dai protocolli dosimetrici (AAPM TG40), tali parametri sono valutati dalla misura dei profili dosimetrici alle profondità maggiori del BuildUp tipico per l'energia del fascio. Pertanto, in assenza di spessori di materiale che garantiscono il build-up, si verifica se le distribuzioni delle dosi relative

misurate dalle camere del PTW QuickCheck Webline, sono coincidenti, , entro le tolleranze (2%), con i profili dosimetrici misurati nella stessa condizione con strumenti di misura già accreditati come pellicole gafcromiche (C. Fiandra et al., A. Sankar et al.) o PTW 2DARRAY 729(E. Spezi et al.; B. Poppe et al)

Si esegue la comparazione tra la distribuzione delle risposte delle camere del Quick Check e distribuzione delle risposte delle camere del 2D Array 729. La differenza di risposta delle camere tra i due sistemi viene superata normalizzando le distribuzioni di ciascun sistema rispetto alla dose letta alla camera centrale. I due sistemi sono posti alla distanza di 100cm tra la sorgente e la camera centrale. La verifica è eseguita per i fasci di fotoni da 6 e 15MV erogati dall'acceleratore lineare Elekta "Versa HD".

## **5. Sensibilità del sistema**

I parametri di simmetria ed omogeneità del fascio valutati dal sistema PTW QuickCheck Webline, sono calcolati utilizzando i valori dosimetrici misurati dalle camere poste in posizione fissa all'interno di esso e utilizzando le espressioni dei protocolli riportati nella Tabella 1, a differenza dei sistemi dosimetrici tradizionali (rivelatore nel fantoccio ad acqua, array di rivelatori, pellicole etc.) con i quali le misure di simmetria ed omogeneità del fascio sono determinati a partire dall'acquisizione di profili con maggiore risoluzione spaziale.

La disposizione discreta delle camere del PTW Quickcheck Webline (o di qualunque strumento dosimetrico simile) non permetterebbe per costruzione di rilevare eventuali cali o picchi di dose presenti negli spazi tra esse che condurrebbero a valori della simmetria ed omogeneità fuori le tolleranze previste dei vari protocolli. Si vuol così verificare la sensibilità spaziale del sistema, nel caso in cui nello spazio tra le camere avvenga una variazione puntuale di dose tale da violare le tolleranze previste per i parametri caratterizzanti il fascio aperto.

Per generare un'alterazione della fluensa incidente tale da violare le tolleranze previste per la simmetria ed omogeneità, è stato posizionato sulla superficie del PTW QuickCheck Webline un piccolo cilindro in materiale plastico con diametro 3mm e lunghezza 4cm riempito con pallini di piombo, in modo tale da attenuare il fascio per almeno circa 4,5 % per i fotoni da 6MV e 4% per i fotoni da 15MV. Tale oggetto costituisce così un elemento perturbatore della fluensa incidente.

La verifica viene eseguita per le camere T20 e T10 poste nella direzione GT del campo e distanti rispettivamente 8cm e 4 cm dalla camera centrale e per la camera L10 distante 4cm dalla camera centrale in direzione LR. Nota la posizione della camera T20, la prima misura si esegue ponendo il perturbatore sulla camera per verificare l'effetto sulla simmetria e sulla omogeneità misurate dal

sistema PTW QuickCheck Webline rispetto alle condizioni normali; la successiva ponendo l'oggetto a 5 mm e poi ad 1 cm di distanza dalla camera nella direzione tra T20 e T10; si continua ponendo l'oggetto giusto a metà tra le posizione di due rivelatori contigui T20 e T10. Successivamente si sposta l'oggetto portandolo a distanza di 1cm dalla camera T10, nello spazio compreso tra T20 e T10; si continua ad eseguire l'acquisizione per posizioni dell'oggetto a distanza di 10mm, 5mm e sopra la camera T10. Si ripetono le acquisizioni ponendo l'oggetto a 5mm dalla camera L10 e a metà della distanza tra la L10 e la camera centrale del sistema.

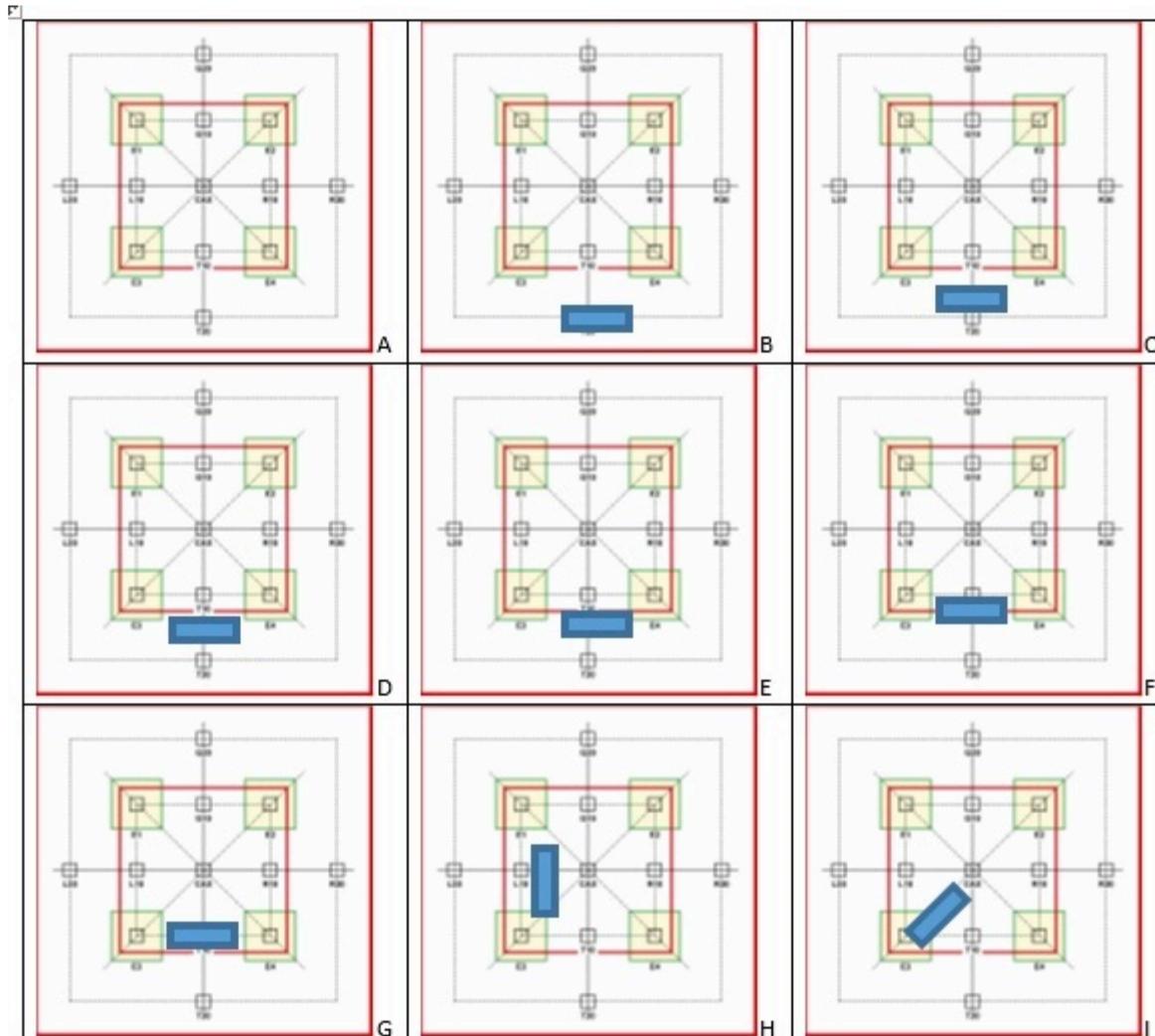


Figura 7. Alcune posizioni dell'elemento perturbatore (non in scala) sul piano del QuicCheck- A) Piano libero; B) Sulla camera T20; C) A 5mm dalla T20; D) A 10mm dalla camera T20; E) A metà tra la camera T20 e T10; F) A 5 mm dalla T10; H) A 5 mm dalla L10; I) In direzione diagonale nel quadrante piccolo.

Per ciascuna acquisizione sono riportate le misure di simmetria, nelle due direzioni GT e LR, e di omogeneità del sistema PTW QuickCheck Webline.

La verifica è eseguita per i fasci di fotoni da 6 e 15 MV erogati dall'acceleratore lineare Elekta "Versa HD" (Elekta, Crawley, UK), di dimensione  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , dove i valori di riferimento per la simmetria ed omogeneità, stimati secondo il protocollo della Elekta sono:

Energy [MV]	Fieldsize [cm]	Flatness			SymmetryGT			SymmetryLR		
		Min	Max	Riferimento	Min	Max	Riferimento	Min	Max	Riferimento
6	20x20	102	106	104	99	103	101	101	105	103
15	20x20	103	107	105	100	104	102	101	105	103

**Tabella 2. Valori di riferimento per la simmetria, in direzione GT ed LR, e omogeneità dei fasci da 6 e 15MV dell'acceleratore Elekta "Versa HD"**

Tali valori di riferimento sono le medie di elaborazioni statistiche di misure ripetute per 5 volte al giorno e su cinque giorni alla settimana.

## Risultati

### 1. Riproducibilità

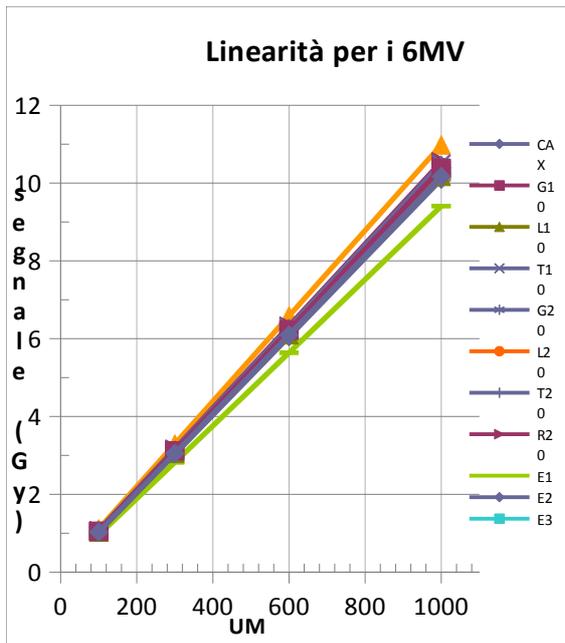
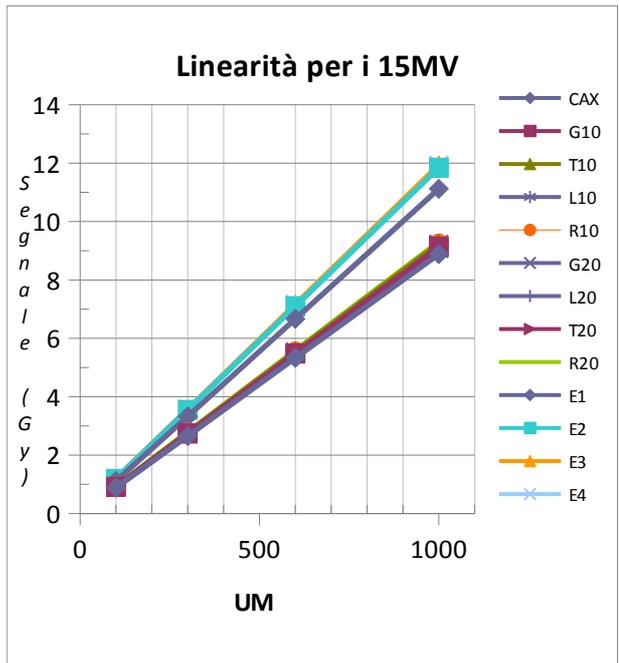
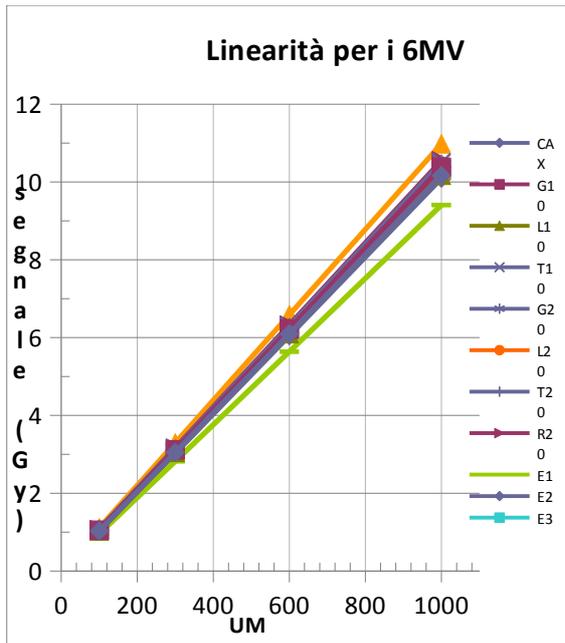
Il coefficiente di variazione delle risposte di ciascuna camera calcolati nel periodo agosto-settembre 2016 per i fasci di 6MV e 15MV sono riportati nelle due tabelle seguenti

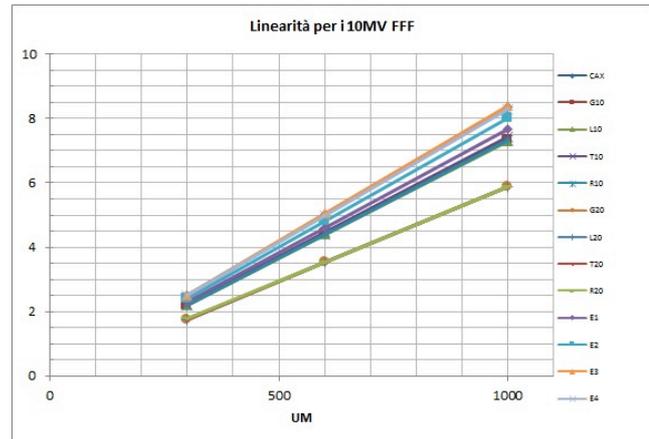
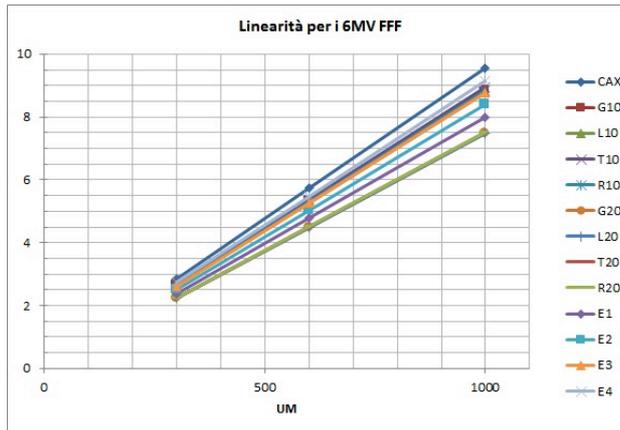
Energia(MV)	CAX	G10	L10	T10	R10	G20	L20	T20	R20	E1	E2	E3	E4
6	0.38%	0.40%	0.40%	0.43%	0.42%	0.51%	0.44%	0.48%	0.54%	0.38%	0.41%	0.38%	0.42%
15	0.67%	0.81%	0.76%	0.70%	0.74%	0.94%	0.80%	0.77%	0.91%	0.67%	0.70%	0.60%	0.67%

**Tabella 3. Riproducibilità della risposta delle camere per i 6MV e 15MV**

I coefficienti di variazione delle risposte delle camere sia per la alta che per la bassa energia sono inferiori all' 1% da cui si rileva la loro stabilità a breve e medio termine.

## 2. Linearità





I grafici attestano l'andamento lineare delle risposte delle camere

Quantitativamente, la linearità delle risposte delle camere in funzione delle UM erogate, per ciascuna energia, sono descritte dall'indice di correlazione lineare di Pearson riportate in Tabella:

Energy[MV]	CAX	G10	L10	T10	R10	G20	L20	T20	R20	E1	E2	E3	E4
6	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
15	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
6MV FFF	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
10MV FFF	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

Pertanto è confermata la linearità del sistema di camere del PTW QuickCheck Webline.

### 3. Dipendenza dal Dose Rate

Nell'intervallo dei dose rate permessi dall'acceleratore lineare Elekta "Versa HD", per ciascuna energia presa in esame, 6MV, 15MV, 6MV FFF, si è calcolato il coefficiente di variazione della risposta di ciascuna camera del sistema PTW QuickCheck Webline riportato in tabella seguente:

Energy[MV/MeV]	Dose rate nominale (UM/min)	CAX	G10	L10	T10	R10	G20	L20	T20	R20	E1	E2	E3	E4
6	140, 280, 570	0.109	0.086	0.346	0.081	0.063	0.093	0.322	0.163	0.124	0.178	0.054	0.199	0.073
15	170, 320, 660	0.314	0.231	0.534	0.275	0.172	0.263	0.466	0.397	0.111	0.257	0.106	0.313	0.143
6FFF	380, 750, 1490	0.262	0.240	0.354	0.180	0.179	0.271	0.329	0.275	0.170	0.280	0.229	0.241	0.148

I valori riportati in tabella del coefficiente di variazione, tutti inferiori a 1%, confermano che il sistema di camera del PTW QuickCheck Webline risulta indipendente dal dose rate.

#### 4. Accuratezza della Distribuzioni delle dosi

Sono riportati nelle figure seguenti i confronti tra le distribuzioni di dose acquisite dalle camere del PTW QuickCheck Webline e del PTW 2DARRAY 729. Entrambe le distribuzioni sono state normalizzate rispetto alla lettura della camera centrale di ciascun apparecchiatura. Alle letture delle camere del PTW QuickCheck Webline sono associate le barre di errore del 2% rispetto la lettura di ciascuna camera del sistema.

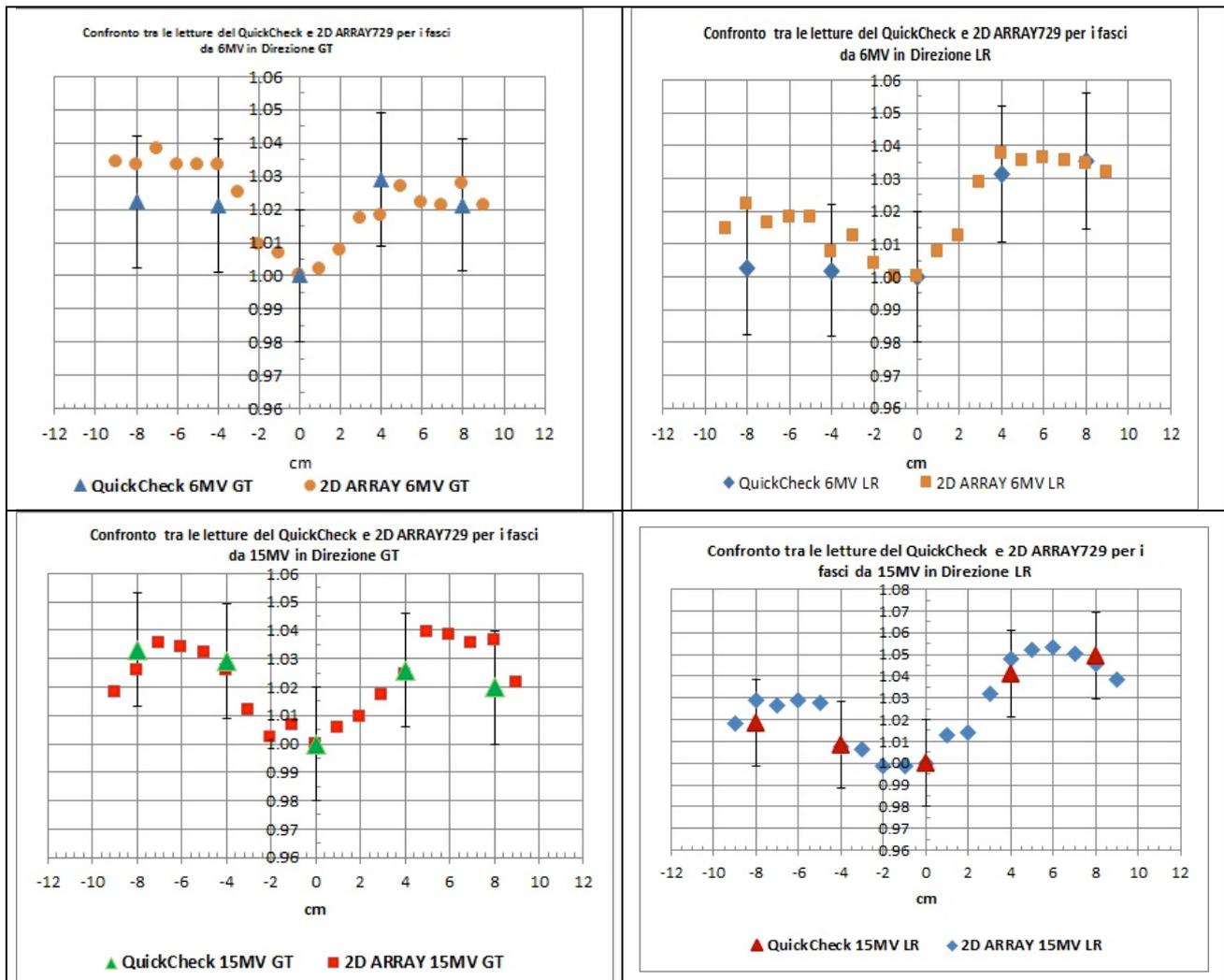


Figura 8. Confronto tra i profili normalizzati acquisiti dal sistema PTW QuickCheck Webline e dal PTW 2DARRAY 729

Dal confronto si rileva che le letture delle camere di entrambi i sistemi differiscono meno del 2%; in particolare la differenza tra le letture è inferiore a 1% per le camere del PTW QuickCheck Webline più vicine all'asse centrale. Pertanto i profili acquisiti dal PTW QuickCheck Webline sono equivalenti ai profili di dose misurati con i metodi già standardizzati.

#### 4. Sensibilità del sistema

Sono riportati nella seguente tabella i risultati delle misure eseguite dal sistema QuickCheck quando è introdotto nel fascio incidente una perturbazione rappresentata da un oggetto attenuatore della radiazione. Il risultato delle elaborazioni eseguite dal software del sistema QuickCheck è espresso con il valore 1 se i risultati dei parametri simmetria ed omogeneità rientrano nelle tolleranze, e con 0 se tali parametri sono fuori le tolleranze

**Tabella 4= Risultati delle misure del QuickCheck in presenza della perturbazione**

posizione della perturbazione	Energy	Fieldsize	Flatness			SymmetryGT			SymmetryLR		
			riferimento	Value	Valid	riferimento	Value	Valid	riferimento	Value	Valid
sulla T20	6	20x20	104,00	104,63	1	101,00	104,30	0	103,00	103,38	1
sulla T20	15	20x20	105,00	104,91	1	102,00	104,20	0	103,00	103,15	1
a 5mm dalla T20	6	20x20	104,00	104,72	1	101,00	103,35	0	103,00	103,41	1
a 5mm dalla T20	15	20x20	105,00	104,95	1	102,00	103,00	1	103,00	103,22	1
a 10mm dalla T20	6	20x20	104,00	103,49	1	101,00	100,77	1	103,00	103,40	1
a 10mm dalla T20	15	20x20	105,00	104,89	1	102,00	100,50	1	103,00	103,16	1
a metà tra la T20 e la T10	6	20x20	104,00	103,49	1	101,00	100,91	1	103,00	103,36	1
a metà tra la T20 e la T10	15	20x20	105,00	104,87	1	102,00	100,51	1	103,00	103,15	1
a 10mm dalla T10	6	20x20	104,00	103,49	1	101,00	101,25	1	103,00	103,39	1
a 10mm dalla T10	15	20x20	105,00	104,81	1	102,00	101,44	1	103,00	103,19	1
a 5mm dalla T10	6	20x20	104,00	103,48	1	101,00	101,14	1	103,00	103,41	1
a 5mm dalla T10	15	20x20	105,00	104,72	1	102,00	101,20	1	103,00	103,14	1
sulla T10	6	20x20	104,00	103,76	1	101,00	103,80	0	103,00	103,41	1
sulla T10	15	20x20	105,00	104,62	1	102,00	101	1	103,00	103,19	1
a 5mm dalla L10	6	20x20	104,00	103,49	1	101,00	100,80	1	103,00	103,30	1
a 5mm dalla L10	15	20x20	105,00	104,71	1	102,00	101,49	1	103,00	102,71	1
a metà tra la L10 e la Cax	6	20x20	104,00	103,40	1	101,00	100,81	1	103,00	103,40	1
a metà tra la L10 e la Cax	15	20x20	105,00	103,77	1	102,00	101,43	1	103,00	103,15	1
in diagonale sul primo quadrante	6	20x20	104,00	103,43	1	101,00	100,91	1	103,00	103,43	1
in diagonale sul primo quadrante	15	20x20	105,00	104,38	1	102,00	101,49	1	103,00	103,11	1

Dai dati riportati in tabella si evince che la perturbazione risulta visibile, nella valutazione della simmetria, se essa causa una variazione della fluensa del fascio in corrispondenza della posizione della camera o se tale variazione avviene in punti distanti non più di 5mm dalla posizione della camera; tale effetto è più evidente per i fasci di energia più bassa(6MV).

## Conclusioni

Dalle analisi eseguita risulta che le risposte delle camere del sistema QuickCheck della PTW presentano caratteristiche di riproducibilità a breve e medio termine; le risposte delle camere sono lineari con le UM, e sono indipendenti dal Dose Rate condizione quest'ultima particolarmente importante per le verifiche dei fasci FFF dove sono utilizzati alti ratei di dose. Questi risultati testimoniano la sua affidabilità.

Tale strumento è accurato poiché le distribuzioni di dose relativa rilevate sono del tutto confrontabili con quelle misurate con altri metodi più accreditati ( 2D ARRAY 729 della PTW). Per quanto concerne la sensibilità spaziale del sistema, le prove eseguite con l'oggetto perturbatore hanno consentito di verificare che l'efficienza geometrica del sistema è più ampia della dimensione delle camere; infatti per fasci di più bassa energia è possibile rilevare la presenza di eventuali cali di dose anche a distanza dell'ordine di 5mm dalle camere. Da queste prove risulta che il sistema PTW QuickCheck costituisce un valido ed affidabile strumento per le verifiche giornaliere di costanza dei principali parametri del fascio, garantendo così di poter procedere in sicurezza nella esecuzione dei trattamenti previsti.

## Bibliografia

1. DECRETO LEGISLATIVO 26 maggio 2000, n. 187 “Attuazione della direttiva 43/97/EURATOM riguardante la protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse a esposizioni mediche. “
2. AAPM TG106 “Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM” – 2008.
3. AAPM TG 142: Quality assurance of medical accelerators-2009.
4. AAPM TG 40 “Comprehensive QA For Radiation Oncology” Report N. 46 -1994.
5. AAPM TG 24 “Physical Aspects Of Quality Assurance In Radiation Therapy” Report N. 13 – 1994.
6. Bjoern Poppe et al. “Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification” Med. Phys. 33 (4), April 2006.
7. C. Fiandra, et al. “Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy” Med. Phys. 33(11) November 2006.
8. E Spezi, A L Angelini, F Romani and A Ferri “Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments” Phys. Med. Biol. 50 (2005) 3361–3373.
9. FAIIZ M. KHAN “THE PHYSICS OF Radlatlon THERAPY” - 3rd ed. – 2003.

10. IEC 60976. Medical electrical equipment – “medical electron accelerators -functional performance characteristics”- Edition 2.0. 2007.
11. Sankar, P. G. et al. “Evaluation of gafchromic EBT film for intensity modulated radiation therapy dose distribution Verification” *Journal of Medical Physics*, Vol. 31, No. 2, 2006.
12. Rapporti ISTISAN 99/6 -Istituto Superiore di Sanità “Controlli di qualità essenziali in radioterapia con fasci esterni” 1999, 28 p.
13. Rapporti ISTISAN 96/39 “Assicurazione di qualità in radioterapia” Assicurazione di qualità in radioterapia. Proposta di linee guida in relazione agli aspetti clinici e tecnologici. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 1996.
14. Rapporti ISTISAN 02/20 “Garanzia di qualità in radioterapia. Linee guida in relazione agli aspetti clinici e tecnologici.” 2002.

# Novità ICRP

Nuccia Canevarollo



ICRP Pubblicazione 133 – *The ICRP Computational Framework for Internal Dose Assessment for Reference Adults: Specific Absorbed Fractions*

I coefficienti di dose per valutare l'esposizione interna da radionuclidi sono quantità di radioprotezione che permettono di valutare sia la dose equivalente agli organi che la dose efficace per introduzione di radionuclidi in seguito ad inalazione o ingestione. Nella serie di Pubblicazioni ICRP *Occupational Intakes of Radionuclides* (OIR), vengono proposti nuovi modelli biocinetici per la distribuzione di radionuclidi introdotti nel corpo umano come richiesto per determinare la curva integrata *time-activity* entro gli organi di deposizione (organi sorgente). Questa serie di pubblicazioni sostituisce le Pubblicazioni 30 e 68 (ICRP, 1979,1980,1981,1988,1994b). Inoltre, altri dati fondamentali per il calcolo dei coefficienti di dose sono quelli sul decadimento del radionuclide (energie e probabilità di decadimento delle radiazioni emesse), che sono riportate nella Pubblicazione 107 (ICRP,2008), e i valori delle frazioni specifiche assorbite (SAF), definite come la frazione dell'energia della particella emessa in una regione di tessuto sorgente che è rilasciata in una regione di tessuto bersaglio per unità di massa del tessuto bersaglio.

L'ultima pubblicazione presenta le basi tecniche per l'uso delle SAF di maggiore interesse per le quantità di attività di radionuclidi introdotte negli organi dell'Uomo Adulto di Riferimento, come definito nelle Pubblicazioni 89 e 110 (ICRP, 2002, 2009). Si riportano le SAF per distribuzioni uniformi di fotoni monoenergetici, elettroni, particelle alfa, neutroni con spettro di fissione in un *range* di energie rilevanti. Le SAF per elettroni includono sia le componenti dell'energia depositata da collisione che da irradiazione.

I dati delle SAF vengono valutati rispetto agli organi sorgente e bersaglio dei modelli biocinetici della serie di pubblicazioni OIR, così come la Pubblicazione 100 (ICRP, 2006) del modello del tratto alimentare umano e la Pubblicazione 66 (ICRP, 1994a) del modello del tratto respiratorio, quest'ultimo come rivisto nella Pubblicazione 130 (ICRP, 2015). L'ultima pubblicazione sottolinea ulteriormente la metodologia di calcolo e la nomenclatura per valutare la dose interna in

maniera consistente con quella usata nelle applicazioni di medicina nucleare. Vengono riportati i dati numerici delle SAF per specifiche particelle o dipendenti dall'energia, in formato elettronico e in accoppiamento numerico con i modelli biocinetici del tratto respiratorio , del tratto alimentare e di quello sistemico della serie di pubblicazioni OIR..

# POINT/COUNTERPOINT: RUBRICA DI *MEDICAL PHYSICS*

Rassegna a cura di Fabrizio Levrero

## **L'impiego di Fisici Medici Assistenti è una cattiva idea**

**Med. Phys. 43 (1), Gennaio 2016**

L'Associazione nord-americana di Fisica Medica (AAPM) in un suo documento afferma che alcune istituzioni possono avvalersi di personale non in possesso del titolo di Fisico Medico Qualificato (QMP) per alcune attività cliniche. Tale personale viene definito Assistente Fisico Medico (MPA) e i suoi compiti sono sovrapponibili a quelli di uno specializzando o di un Fisico Medico appena specializzato. Naturalmente qualcuno sospetta che dietro a questa scelta ci sia l'intenzione di reclutare dipendenti a costi minori, attribuendogli compiti che un Fisico Medico Qualificato, per quanto all'inizio della carriera potrebbe svolgere meglio. Questo comporterebbe svantaggi per i pazienti e l'indebolimento della nostra professione.

Di questa idea è DP Fontenla, *Associate Attending Physicist* e Direttore della Formazione al Memorial Sloan-Kettering Cancer Center di New York. L'autrice dell'intervento mette subito in evidenza il fatto che, mentre i requisiti formativi di un MPA (laurea breve) differiscono fortemente da quelli di un QMP, i compiti risultano praticamente sovrapponibili! La letteratura è piena di esempi di esiti negativi correlabili all'inesperienza dei professionisti coinvolti: istituzionalizzare l'impiego di Fisici in una fase precoce di formazione significa aumentare questo rischio e trascinare la professione in un gioco al ribasso sul mercato del lavoro.

Per il parere contrario interviene GA Ezzell, *Chief Physicist* al Dipartimento di Radioterapia alla Mayo Clinic di Phoenix in Arizona. Egli premette che il mondo è in continua evoluzione e non possiamo pretendere di restare ancorati a schemi ormai superati. La tecnologia diventa sempre più complessa e malauguratamente la pressione dei problemi economici maggiore. Siamo tenuti a giustificare il reale valore delle nostre scelte in modo da allocare nel modo più efficace le poche risorse disponibili. Bisogna distinguere tra lavoro orientato alla tecnologia e lavoro orientato al paziente: il primo prevede l'esecuzione di controlli di qualità con procedure definite e ripetibili, livelli di tolleranza certi e può essere svolto da personale con una formazione limitata cioè gli MPA. Al contrario qualunque attività rivolta direttamente al paziente, che comporti una scelta sulla base di

considerazioni più complesse, resta di pertinenza del FMQ, con conseguente rafforzamento del valore della nostra professione.

### **L'utilizzo dei cunei in Radioterapia non è più appropriato e dovrebbe essere interrotto**

**Med. Phys. 43 (3), Marzo 2016**

A causa dell'impiego sempre più diffuso di cunei dinamici o virtuali nelle moderne macchine per radioterapia e il conseguente scarso utilizzo di cunei fisici, alcuni sostengono che questi ultimi andrebbero completamente abbandonati.

Per l'opinione del titolo si schiera CF Njeh Chief Medical Physicist e Radiation Safety Officer al Franciscan Health di Indianapolis in Texas. Egli ammette che i cunei fisici siano una metodica estremamente collaudata, tuttavia presentano una serie di inconvenienti. Innanzitutto hanno inclinazioni fisse (tipicamente 15°, 30°, 45° e 60°); poi il fattore di cuneo dipende da molte variabili tra cui rientrano l'energia del fascio, la dimensione del campo, la profondità della dose e il tipo di acceleratore; non ultimo i cunei fisici sono pesanti, devono essere collocati in alto nel porta-accessori della testata dell'acceleratore con conseguente fatica del terapeuta e rischio per il paziente. Una tecnica più moderna consiste nella combinazione di collimatori il cui movimento è controllato da un sistema elettronico uniti alla variazione del rateo di dose in uscita. I vantaggi sono numerosi: riduzione dei tempi di trattamento, minore dose diffusa al di fuori dell'area di trattamento, possibilità di realizzare cunei virtuali a qualunque angolo di inclinazione.

Di avviso opposto è invece TS Suh, Professore e Capo del Dipartimento di Ingegneria Biomedica del Catholic University Medical College di Seoul in Corea. Egli incentra il suo intervento sul fatto che, pur riconoscendo l'utilità dei cunei virtuali in molti trattamenti, esistono delle situazioni che richiedono l'utilizzo di cunei fisici o perlomeno in cui i cunei fisici non risultano meno efficaci di quelli virtuali. Inoltre, sempre secondo l'autore, i controlli di qualità da mettere in atto nel caso di utilizzo di questi ultimi risultano più complessi e di maggior durata.

