

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Interconfronti dosimetrici
per fasci esterni di fotoni di alta energia**

A cura di
Sandro Onori, Cinzia De Angelis e Paola Fattibene

Laboratorio di Fisica

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

02/15

Istituto Superiore di Sanità

Interconfronti dosimetrici per fasci esterni di fotoni di alta energia.

A cura di Sandro Onori, Cinzia De Angelis e Paola Fattibene

2002, iii, 39 p. Rapporti ISTISAN 02/15

Nell'ambito del progetto dell'Istituto Superiore di Sanità (ISS) "Miglioramento Continuo di Qualità in Radioterapia" è stato avviato un programma pilota di interconfronti dosimetrici fra 16 Centri di radioterapia operanti sul territorio nazionale. Lo scopo è di valutare la differenza fra la dose dichiarata da ciascun Centro e quella misurata con un opportuno sistema dosimetrico di trasferimento, sia in condizioni di riferimento in un fantoccio ad acqua (Interconfronto 1) che durante l'irraggiamento di un fantoccio antropomorfo in un trattamento simulato del tumore del retto (Interconfronto 2). Come dosimetri di trasferimento sono stati scelti i dosimetri ad alanina e a termoluminescenza. Il Laboratorio di Fisica dell'ISS ha il ruolo di coordinamento ed effettua la valutazione della dose con i sistemi dosimetrici prescelti. Nel presente rapporto sono descritti i due interconfronti e i sistemi dosimetrici utilizzati. Sono inoltre presentati i risultati di un interconfronto bilaterale dei valori di dose assorbita determinati con la dosimetria ad alanina dell'ISS e con la dosimetria a termoluminescenza utilizzata dall'Institut Gustave-Roussy (Francia) nell'ambito del progetto della European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) EQUAL (ESTRO QUALity assurance network for radiotherapy) per verifiche dosimetriche, sia in condizioni di riferimento che di non riferimento, nei Centri di radioterapia europei.

Parole chiave: Radioterapia, Dosimetria, Assicurazione di qualità in radioterapia, Interconfronti

Istituto Superiore di Sanità

Dosimetry intercomparisons for high energy photon beams.

Edited by Sandro Onori, Cinzia De Angelis and Paola Fattibene

2002, iii, 39 p. Rapporti ISTISAN 02/15 (in Italian)

In the framework of the Istituto Superiore di Sanità (ISS, Italian National Institute of Health) project "Continuous Quality Improvement in Radiotherapy" a pilot project of dosimetry intercomparison among 16 Italian Radiotherapy Centres has been promoted. The aim is to evaluate the difference between the stated and the measured dose. Dosimeters are irradiated both in reference conditions in a water phantom (Intercomparison 1) and in an anthropomorphic phantom during the simulated treatment of rectum cancer (Intercomparison 2). Alanine and TLD were selected as transfer dosimetry systems. The Physics Laboratory of ISS is the coordination Centre and evaluates the delivered dose. In this report the two intercomparisons, the selected dosimetry systems and the result of the comparison between the ISS alanine dosimetry and the TL dosimetry – operated by the Institut Gustave-Roussy (France) in the framework of the project of European Society for Therapeutic radiology and Oncology (ESTRO) EQUAL (ESTRO QUALity assurance network for radiotherapy) – are described.

Key words: Radiotherapy, Dosimetry, Quality assurance in radiotherapy, Intercomparison

Per informazioni su questo documento scrivere a: sandro.onori@iss.it.

Si ringraziano Alma Paoluzi e Tiziana Talucci per la preziosa opera a supporto delle attività degli interconfronti.

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: www.iss.it/pubblicazioni.

Hanno contribuito alla stesura del rapporto:

Luigi Azario

Istituto di Fisica, Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma

Luisa Begnozzi

Fisica Sanitaria c/o Radioterapia, Ospedale Fatebenefratelli, Roma

Antonio Bonini

Servizio di Radioterapia, Ospedale San Raffaele, Milano

Arcangelo Calicchia

Laboratorio di Fisica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

Numa Cellini

Divisione di Radioterapia, Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma

Vanessa De Coste

Laboratorio di Fisica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

Cinzia De Angelis

Laboratorio di Fisica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

Paola Fattibene

Laboratorio di Fisica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

Alfredo Fiume

Servizio di Fisica Sanitaria, A. O. Spedali Civili, Brescia

Sveva Grande

Laboratorio di Fisica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

Antonio Guerra

Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti, ENEA-Casaccia, Roma

Riccardo Maurizi Enrici

Istituto di Radiologia, Università "La Sapienza", Roma

Sandro Onori

Laboratorio di Fisica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

Erminio Petetti

Laboratorio di Fisica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

Angelo Piermattei

Istituto di Fisica, Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma

Vincenzo Valentini

Divisione di Radioterapia, Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma

Vincenza Viti

Laboratorio di Fisica, Istituto Superiore di Sanità, Roma

INDICE

Introduzione	1
Piano di lavoro degli interconfronti	3
Tipologia degli interconfronti	6
Primo interconfronto: condizioni di riferimento	6
Secondo interconfronto: condizioni di trattamento radioterapico	7
Dosimetri di trasferimento	13
Dosimetria alanina/EPR.....	13
Dosimetria a termoluminescenza	15
Valutazione delle incertezze	16
L'interconfronto con l'ESTRO	18
Sintesi delle fasi operative	21
Bibliografia	22
Appendice	
Materiale fornito ai Centri di radioterapia partecipanti allo studio pilota.....	25
Interconfronto dosimetrico per fasci terapeutici di fotoni di alta energia:	
Istruzioni.....	27
Questionario	34

INTRODUZIONE

Secondo l'attuale legislazione italiana (1), che recepisce la direttiva europea sulla radioprotezione del paziente (2), e sulla base delle indicazioni nazionali e internazionali (3, 4), devono esistere, per ogni Centro di radioterapia, programmi di Assicurazione di Qualità in Radioterapia (AQR), non limitati ai controlli di qualità per le strumentazioni, ma che comprendano anche le attività relative ai pazienti (diagnosi, indicazione e scelta del trattamento, esecuzione del trattamento, follow-up, ecc.).

La protezione del paziente in radioterapia, in accordo con quanto indicato dalle recenti direttive europee, così come dalle principali associazioni scientifiche nazionali e internazionali, si attua essenzialmente secondo i seguenti punti:

- Devono esistere, per ogni centro di radioterapia, programmi completi di AQR.
Ciò vuol dire che non ci si può limitare a stendere programmi di controllo di qualità per le strumentazioni ma, sia i parametri riguardanti il paziente (diagnosi, decisione, indicazione al trattamento, follow-up), sia le procedure inerenti agli aspetti tecnici della terapia, devono essere soggetti a garanzia di qualità.
- Ogni Centro dovrebbe partecipare regolarmente ad interconfronti dosimetrici con il Laboratorio di riferimento o con altri Centri.
È stato infatti dimostrato che gli interconfronti dosimetrici, insieme alle verifiche esterne della dosimetria e del funzionamento delle apparecchiature, sono molto efficaci nell'evidenziare dove possano potenzialmente insorgere problemi.

L'Istituto Superiore di Sanità (ISS) si occupa da molti anni delle problematiche relative alla radioprotezione del paziente e, in tempi più recenti, una grande attenzione è stata rivolta alla radioprotezione del paziente per ciò che concerne la radioterapia. Sia l'emanazione di nuove leggi e direttive in ambito nazionale ed europeo, che le esigenze derivanti dallo sviluppo della tecnologia hanno infatti imposto un'attenzione su questo tema.

L'attività dell'ISS in questo campo ha avuto inizio nel 1995, per far fronte al primo dei due punti indicati, con la costituzione di un Gruppo di studio sul tema dell'AQR, di cui facevano parte studiosi indicati dalle associazioni dei radioterapisti oncologi, dei fisici medici e dei tecnici di radioterapia, cioè proprio di quelle figure professionali principalmente coinvolte nel trattamento radioterapico. Il gruppo aveva lo scopo di elaborare linee guida che recepissero e completassero le indicazioni europee nell'ambito dell'AQR.

Nell'ottica di fornire un aiuto concreto all'attuazione di programmi AQR sul territorio, è stato proposto e approvato nell'aprile 1999 (divenuto operativo nel dicembre dello stesso anno) il Progetto di Ricerca dell'ISS relativo all'art. 12 del DL.vo 509/1992 modificato dall'art. 14 del DL.vo 517/1993 "Miglioramento continuo di qualità in radioterapia: sviluppo di metodologie e loro applicazione sul territorio nazionale" (nel seguito denominato progetto MCQR).¹

Tale progetto prevede il coinvolgimento di alcuni Centri italiani di radioterapia e corrispondenti Servizi di fisica sanitaria, nelle diverse figure professionali principalmente coinvolte nel processo radioterapico e precisamente medici oncologi e radioterapisti, esperti in fisica medica e tecnici sanitari di radiologia medica.

Il progetto è suddiviso in quattro obiettivi:

¹ Responsabile del progetto: Vincenza Viti (Laboratorio di Fisica, ISS).

- Obiettivo 1: Modelli di accreditamento professionale e loro aspetti innovativi;
- Obiettivo 2: Interconfronti dosimetrici;
- Obiettivo 3: Costituzione di una rete informatica per radioterapia;
- Obiettivo 4: Valutazione dei sistemi di piani di trattamento.

Nel primo obiettivo viene avviato un programma di accreditamento volontario, con lo scopo specifico di definire e verificare sul territorio appropriati indicatori di autovalutazione per i Centri di radioterapia. Il secondo obiettivo è relativo ad un programma di interconfronti dosimetrici, gestiti dall'ISS, sia in condizioni di riferimento con fantoccio ad acqua che in condizioni di trattamento con un fantoccio antropomorfo. Nell'ambito del terzo obiettivo si vuole sviluppare una rete informatica tra i Centri, non solo per procedere all'inventario delle loro attrezzature, ma anche per sviluppare programmi di *dummy run* e per avviare la costituzione di alcune banche di dati. Il quarto obiettivo è relativo alla verifica dei sistemi di piani di trattamento e al loro uso, anche in base ad un programma di standardizzazione del calcolo delle unità monitor.

Il presente rapporto è finalizzato ad una descrizione dell'attività svolta nell'ambito dell'obiettivo 2, relativo agli interconfronti dosimetrici. Verranno descritti i due interconfronti al momento in fase di svolgimento, le metodologie usate e i sistemi dosimetrici utilizzati per la misura della dose nei punti di riferimento selezionati.

Nell'ambito del gruppo di studio AQR dell'ISS è stata espressa la necessità di organizzare, a livello nazionale, interconfronti dosimetrici con il coordinamento e gestione dell'ISS, in considerazione del ruolo centrale di riferimento in ambito nazionale che l'Istituto svolge nei confronti dei Centri di radioterapia. Questo, oltre a fornire la necessaria autorevolezza e autonomia di programmazione e intervento, è stato giudicato come premessa indispensabile per garantire continuità all'attività degli interconfronti.

Il compito di elaborare una proposta di interconfronti è stato affidato ad un Comitato nel cui ambito confluissero le diverse competenze coinvolte nel processo radioterapico.²

² Il Comitato risulta così composto: Luisa Begnozzi (Ospedale Fatebenefratelli, Roma), Antonio Bonini (Ospedale San Raffaele, Milano), Numa Cellini (Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma), Antonio Guerra (Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti, ENEA, Roma), Riccardo Maurizi Enrici (Università La Sapienza, Roma), Sandro Onori (ISS, coordinatore), Angelo Piermattei (Università Cattolica del Sacro Cuore, Roma).

PIANO DI LAVORO DEGLI INTERCONFRONTI

In radioterapia, la necessità della riferibilità delle misure di dose assorbita in acqua ai campioni nazionali e internazionali di questa grandezza è stata ormai definitivamente stabilita, assieme al bisogno di una elevata accuratezza nella dosimetria delle radiazioni ionizzanti, dal momento che l'esito della terapia radiante dipende dalla dose effettivamente somministrata al paziente (5).

È stato dimostrato che la verifica, mediante interconfronti tra Centri di radioterapia, dell'erogazione in termini di dose assorbita in acqua delle apparecchiature per la terapia radiante, costituisce uno strumento adeguato per la valutazione dell'affidabilità e dell'uniformità della dose fornita dai Centri (3).

Negli interconfronti proposti dall'ISS, questa verifica è effettuata da un laboratorio di riferimento (ISS), utilizzando un sistema di misura, tarato rispetto al campione nazionale di dose assorbita in acqua e basato su dosimetri di trasferimento (alanina e termoluminescenza) che vengono inviati presso i vari Centri di radioterapia con la richiesta di somministrare ai dosimetri una dose assorbita nota in una geometria di irraggiamento ben specificata e riproducibile presso tutti i Centri. La geometria è quella delle condizioni di riferimento (irraggiamento dei dosimetri in un fantoccio ad acqua cubico di almeno 30 cm di lato, con distanza dalla sorgente e campi ben definiti), o quella delle condizioni di trattamento (irraggiamento, con distanza dalla sorgente e campi ben definiti, dei dosimetri alloggiati in un esemplare di fantoccio antropomorfo inviato presso tutti i Centri).

Gli interconfronti in dosimetria clinica e in condizioni di riferimento permettono la verifica della riferibilità ai campioni delle misure di dose assorbita e l'uniformità dei valori di dose somministrata nei diversi Centri di radioterapia, garantendo l'uniformità di trattamento ai pazienti trattati in differenti impianti. Inoltre la riferibilità ai campioni delle misure di dose assorbita, unita ad una chiara indicazione delle tecniche di trattamento, aiuta a diffondere più facilmente i diversi regimi di trattamento e le nuove tecniche presentate dalla letteratura scientifica.

Una prima indagine conoscitiva, condotta a livello nazionale dal Gruppo di studio ISS, ha messo in luce l'interesse dei Centri italiani di radioterapia a partecipare a interconfronti, gestiti dall'ISS, oltre che di dosimetria in condizioni di riferimento, anche di dosimetria clinica. Questa parte del programma costituisce un punto qualificante del progetto, dal momento che campagne nel settore della dosimetria in condizioni di riferimento sono state avviate negli anni passati sia in Italia (6), sia in ambito mondiale da organismi internazionali quali l'European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) e la International Atomic Energy Agency (IAEA). Per la prima volta in Italia viene effettuata una campagna rivolta agli interconfronti nel campo della dosimetria clinica. Ciò costituisce una iniziativa interessante anche dal punto di vista internazionale, poiché anche altri Paesi stanno avviando programmi simili e vi è attesa per il confronto delle procedure adottate nei diversi Paesi e per i risultati che ne possono conseguire. Inoltre, questo tipo di attività richiede, a differenza degli interconfronti di sola dosimetria in condizioni di riferimento, lo sforzo coordinato di tutte le componenti professionali dei Centri di radioterapia, medici, fisici e tecnici, costituendo quindi un momento di aggregazione per il personale del Centro.

In linea generale, l'effettuazione di un interconfronto richiede l'utilizzo di un dosimetro di riferimento che sia di volta in volta trasportato presso il Centro che sta effettuando il test. Per evitare laboriose e costose trasferte di personale dal Centro di riferimento al Centro partecipante, gli interconfronti possono anche essere effettuati utilizzando come dosimetro di

trasferimento un sistema sufficientemente robusto e stabile da poter essere inviato per posta a ciascun Centro partecipante e, dopo l'effettuazione degli irraggiamenti previsti nel piano di lavoro, da questo al Centro di riferimento che effettuerà la lettura dei dosimetri. Il presente interconfronto avverrà per via postale, ed è per questa ragione che come dosimetri di trasferimento verranno utilizzati sia dosimetri ad alanina che dosimetri a termoluminescenza (Thermoluminescent Detector, TLD). L'uso in radioterapia della dosimetria ad alanina come dosimetro di trasferimento costituisce un'importante novità che caratterizza il presente interconfronto rispetto agli altri che si sono svolti, o che sono attualmente operativi a livello internazionale, in cui come dosimetro di trasferimento viene usata la dosimetria a termoluminescenza.

Gli interconfronti proposti sono effettuati utilizzando unicamente fasci di fotoni di alta energia prodotti da acceleratori clinici (radiazione X di *bremstrahlung*) utilizzati in tecniche radioterapiche convenzionali con fasci esterni.

All'interconfronto partecipano 16 Centri di radioterapia che collaborano al progetto nazionale MCQR dell'ISS. La Figura 1 elenca i Centri partecipanti e la loro distribuzione geografica.

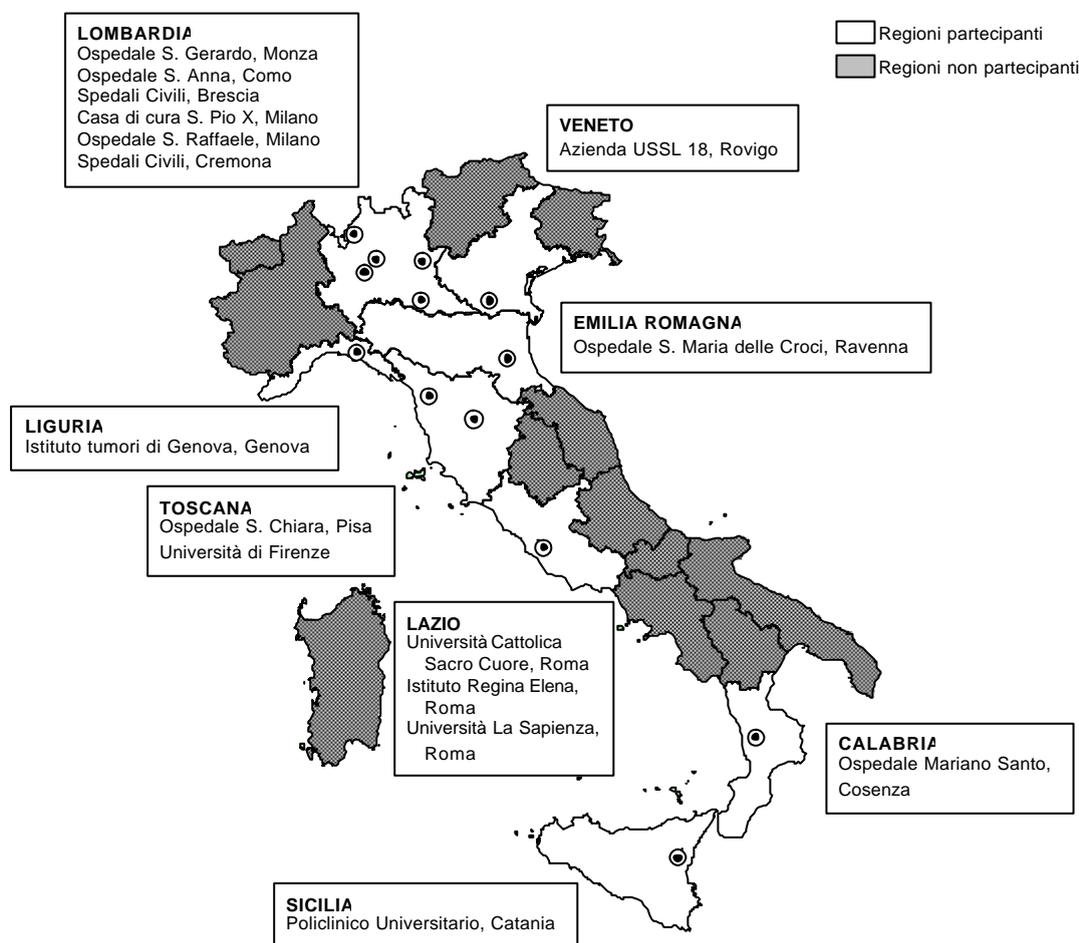


Figura 1. Centri partecipanti all'interconfronto dosimetrico e loro distribuzione geografica

Il numero ridotto di Centri che partecipano all'interconfronto rispetto al totale dei Centri di radioterapia operanti sul territorio nazionale (circa 120), oltre che a motivazioni di carattere organizzativo e finanziario, è dettato dalla necessità di effettuare un esperimento pilota per verificare la fattibilità scientifica dell'interconfronto. La reale estensione sul territorio dipenderà in seguito dal reperimento di adeguati finanziamenti.

Il centro di coordinamento dell'interconfronto è il Laboratorio di Fisica dell'ISS tramite il Reparto di Fisica degli Stati Aggregati³ presso il quale saranno effettuate sia le letture dei dosimetri (alanina e TLD) che l'elaborazione dei dati.

Ciascun Centro di radioterapia partecipa ai due interconfronti proposti. Una volta effettuati gli irraggiamenti richiesti per entrambi gli interconfronti presso un Centro, tutto il materiale (fantocci e dosimetri) viene rispedito all'ISS che effettua le letture dei dosimetri. L'interconfronto è iniziato nel giugno del 2001 e terminerà entro il 2002.

Infine, va sottolineato che il trattamento dei dati dell'interconfronto avviene garantendo l'anonimato ai Centri partecipanti. Ciascun Centro è in grado di identificarsi e di confrontarsi con gli altri, ma conosce solo il proprio codice.

³ Angelo Calicchia, Cinzia De Angelis, Vanessa De Coste, Paola Fattibene, Sveva Grande, Erminio Petetti con il coordinamento di Sandro Onori.

TIPOLOGIA DEGLI INTERCONFRONTI

Primo interconfronto: condizioni di riferimento

L'irraggiamento di un paziente è un processo molto complesso a causa delle molteplici strutture anatomiche coinvolte, che interagiscono in modo diverso con la radiazione. La capacità di somministrare la dose richiesta in condizioni geometriche semplici è una premessa fondamentale per l'effettuazione degli irraggiamenti complessi che si incontrano nella realtà clinica.

Lo scopo di questo primo interconfronto è appunto quello di verificare la capacità di somministrare la dose richiesta in un determinato punto di un fantoccio ad acqua omogeneo. La verifica verrà effettuata attraverso l'analisi della differenza fra la dose dichiarata dal Centro e quella misurata, irraggiando dosimetri ad alanina in condizioni di riferimento, vale a dire in fantoccio ad acqua, ad una profondità e con dimensione del fascio stabilite. La differenza tra i valori di dose, calcolati e misurati, dipenderà dal corretto utilizzo del sistema dosimetrico di riferimento locale, dal protocollo di dosimetria utilizzato, dalla riproducibilità del sistema dosimetrico di trasferimento e, in minor misura, dalle caratteristiche di stabilità dell'acceleratore clinico o dell'unità di trattamento utilizzato.

Per questo primo interconfronto sono stati utilizzati dosimetri ad alanina forniti ai Centri in un contenitore di PMMA (polimetimetacrilato) a tenuta d'acqua. Ogni contenitore, durante l'irraggiamento, viene inserito in un supporto di PMMA che assicura il corretto posizionamento dei dosimetri nel fantoccio ad acqua in uso presso il Centro. Il supporto, completo di contenitore, è mostrato in Figura 2. Supporto e contenitore sono stati progettati e realizzati presso il Laboratorio di Fisica dell'ISS.



**Figura 2. Supporto in PMMA utilizzato per l'irraggiamento
dei dosimetri ad alanina in condizioni di riferimento
(i dosimetri ad alanina sono alloggiati nella parte centrale del contenitore a tenuta d'acqua)**

Ad ogni Centro si richiede di irraggiare i dosimetri ad alanina con una dose di 10 Gy in un fantoccio ad acqua, ad una profondità di 10 cm, secondo una delle due possibili disposizioni schematizzate in Figura 3.

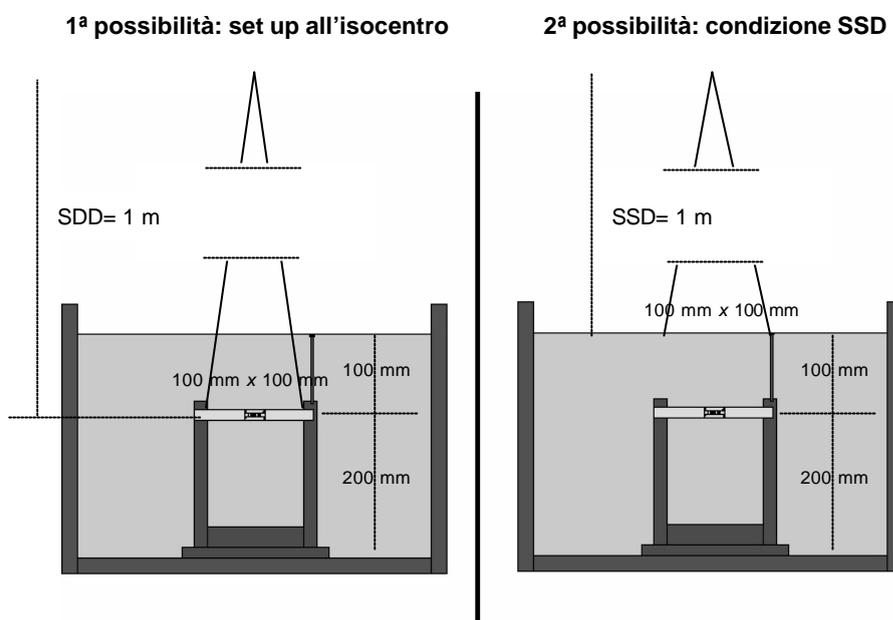


Figura 3. Schema delle due possibili disposizioni sperimentali per l'irraggiamento in condizioni di riferimento

Nella prima disposizione sperimentale si utilizza una distanza sorgente dosimetro (Source Detector Distance, SDD) di 1 metro, nella seconda una distanza sorgente superficie dell'acqua (Source Surface Distance, SSD) di 1 metro. La scelta della qualità del fascio di fotoni da utilizzare per l'irraggiamento è a discrezione del Centro. Il fascio deve però essere generato con potenziale nominale di accelerazione compreso fra 6 MV e 18 MV e avere dimensioni 10 cm x 10 cm.

Ad ogni Centro si richiede di ripetere l'irraggiamento tre volte. Per ogni irraggiamento viene utilizzato un nuovo contenitore a tenuta. Il valore di dose finale viene ottenuto come media dei tre valori determinati nei tre irraggiamenti consecutivi.

Nell'Allegato 1 dell'Appendice vengono riportate le modalità da seguire per una corretta esecuzione degli irraggiamenti, che vengono fornite ad ogni Centro partecipante. Nell'Allegato 2 viene riportato un Questionario contenente alcune informazioni necessarie per la valutazione e analisi dei risultati che ogni Centro deve compilare e restituire all'ISS.

Secondo confronto: condizioni di trattamento radioterapico

L'irraggiamento di un fantoccio antropomorfo, in sostituzione di un paziente, non realizza una completa simulazione delle fasi di trattamento del paziente, in quanto non simula fedelmente tutte le problematiche di irraggiamento, come ad esempio i movimenti del paziente

durante il trattamento o le relative modifiche anatomiche del paziente che intervengono durante il trattamento frazionato. Tuttavia come riportato in letteratura (7-10) il confronto tra valori di dose misurati in fantoccio antropomorfo e quelli stabiliti, cioè adeguati, per il trattamento possono offrire utili informazioni in relazione alle fonti di errore insite nelle fasi di:

- acquisizione delle immagini tomografiche, corretto trasferimento delle immagini TC (Tomografia Computerizzata) alla consolle per piani di trattamento, adeguatezza della taratura dei numeri TC;
- calcolo computerizzato mediante Treatment Planning System (TPS), adeguatezza dell’algoritmo di calcolo, adeguatezza della griglia di calcolo, adeguatezza delle correzioni per disomogeneità tissutali, adeguatezza delle correzioni per l’incidenza dei fasci su superfici oblique;
- stabilità della funzionalità e della erogazione dell’acceleratore clinico, stabilità dell’isocentro e di tutte le componenti meccaniche, stabilità di erogazione con particolare riferimento alla omogeneità e simmetria dei fasci, stabilità di erogazione a vari angoli di incidenza dei fasci.

Quindi, anche per questo secondo interconfronto, l’obiettivo è quello di verificare le differenze osservate tra i valori di dose calcolati e misurati.

È stato scelto per l’interconfronto il trattamento di una neoplasia rettale per i seguenti motivi:

- è un trattamento frequente nella maggioranza dei Centri di radioterapia;
- sono state redatte delle linee guida per il trattamento di questa neoplasia a cura dell’AIRO (Associazione Italiana di Radioterapia Oncologica), che recepiscono le indicazioni di una consolidata e unanime letteratura internazionale (11);
- le dimensioni dei campi sono in genere ampie, e comprendono profili corporei e strutture anatomiche che determinano modeste disomogeneità, peraltro facilmente compensabili, nel volume di trattamento pianificato (Planning Target Volume, PTV).

Per l’irraggiamento è stata stabilita la tecnica statica isocentrica con quattro campi contrapposti seguendo l’impostazione suggerita dall’AIRO per questo tipo di patologia (11). Il volume bersaglio è stato quindi ragionevolmente compreso tra quattro campi ortogonali di dimensioni:

- 14 cm x 20 cm per l’incidenza del fascio a 0° e 180°;
- 12 cm x 20 cm per l’incidenza del fascio a 90° e 270°.

La dimensione di 20 cm dei campi rettangolari è quella lungo l’asse cranio-caudale del paziente.

Sono stati selezionati alcuni punti per la valutazione delle differenze nei valori di distribuzione di dose in base alla loro rilevanza clinica e/o dosimetrica, in particolare:

- il punto 3 rappresenta l’isocentro, ed è utilizzato come riferimento per la dose prescritta;
- il punto 1 è posto in corrispondenza di una via di drenaggio linfatico laterale che deve ricevere la dose prescritta entro il 5%;
- i punti 2, 4 e 5, sono posti in corrispondenza di sedi di frequente insuccesso del trattamento integrato radiochemiochirurgico e devono ricevere la dose prescritta entro il 5%;
- il punto 6 rappresenta la proiezione della sede anatomica della vescica, ed è stato indicato per avere una valutazione della dose esternamente al PTV, in una regione con debole gradiente di dose.

In Figura 4 sono mostrate tre sezioni (30, 32 e 33) del fantoccio antropomorfo contenenti i dosimetri di trasferimento, interessate dall'irraggiamento.

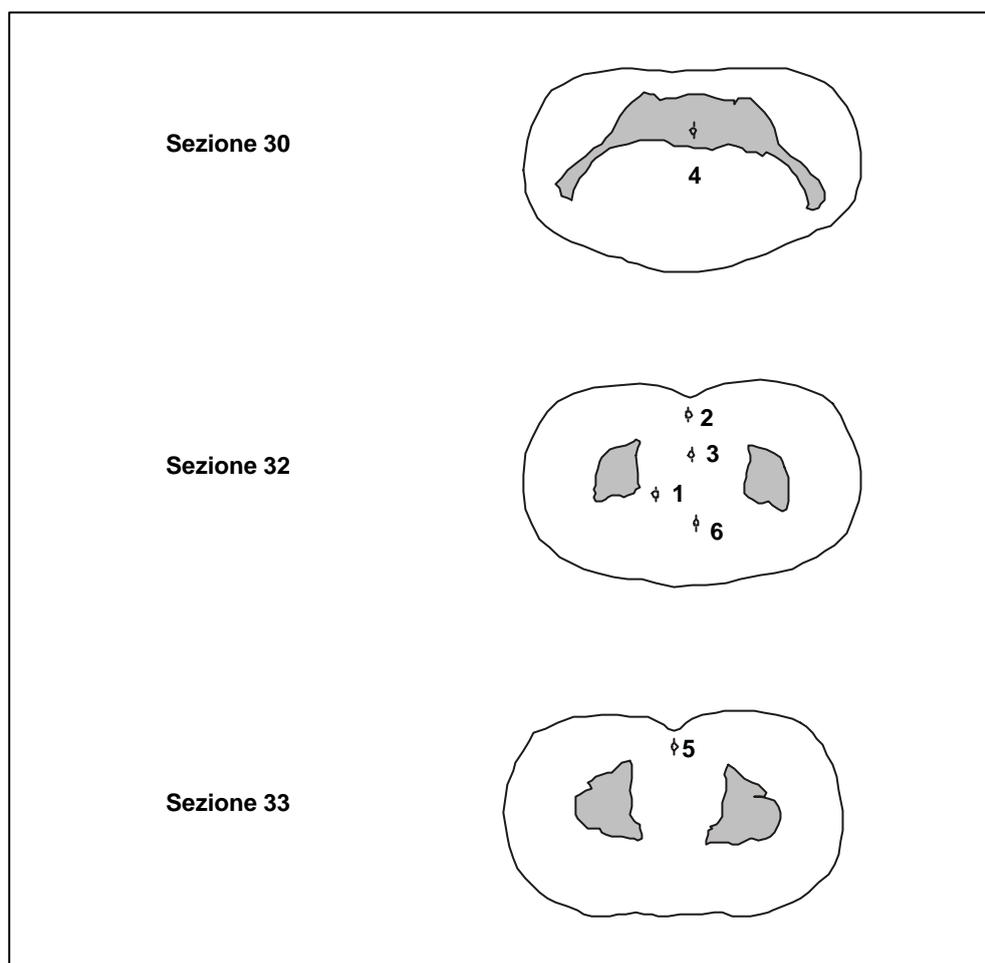


Figura 4. Le sezioni n. 30, 32 e 33 del fantoccio contenenti i dosimetri di trasferimento (i numeri da 1 a 6 indicano le posizioni dei dosimetri; i profili interni sono i contorni delle principali strutture ossee)

Le dimensioni dei campi risultano tali che, all'interno del volume sensibile di ogni dosimetro ad alanina e TLD-100, il gradiente di dose non risulta superiore allo 0,5%.

Inoltre la posizione di 5 (n. 1-5) rivelatori all'interno del volume bersaglio è definita in modo da ottenere variazioni di dose non superiori al 5%, mentre per il rivelatore posto a livello della vescica (n. 6) la dose attesa è circa il 40% inferiore a quella riscontrata nel punto di riferimento del trattamento.

La Figura 5 riporta una vista d'insieme del fantoccio antropomorfo Rando-Alderson (12) utilizzato nell'interconfronto per il trattamento del tumore del retto così come inviato ai Centri. Si riconosce uno dei quattro reperi esterni, a croce, per l'individuazione del punto di ingresso dell'asse centrale del fascio di trattamento.



Figura 5. Fantoccio antropomorfo Rando-Alderson

La Figura 6 riporta la sezione centrale 32 del fantoccio antropomorfo e le altre sezioni utilizzate in cui sono alloggiati i dosimetri, secondo lo schema riportato in Figura 4. Nella sezione 32 sono visibili, come pallini bianchi di dimensioni maggiori, i dosimetri-fantoccio nei punti 2, 3, 1, 6.

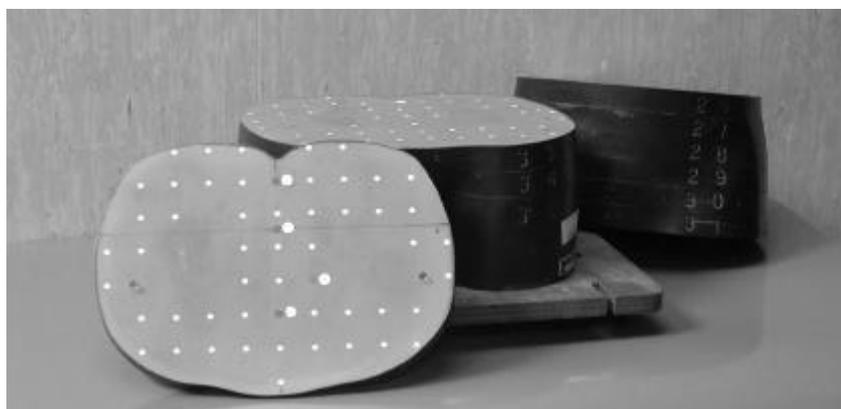


Figura 6. Sezione 32 del fantoccio antropomorfo

I dosimetri ad alanina e i TLD sono stati inseriti nelle posizioni prescelte tramite l'utilizzo di contenitori in PMMA, progettati e realizzati presso il Laboratorio di Fisica dell'ISS, e mostrati schematicamente in Figura 7.

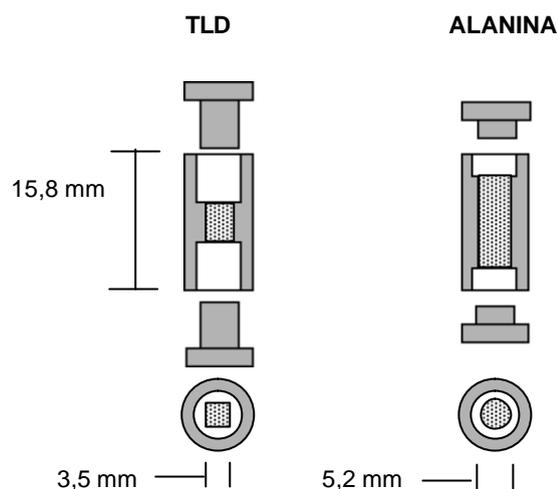


Figura 7. Contenitori in PMMA per l'alloggiamento dei dosimetri TL e ad alanina nel fantoccio antropomorfo (in grigio puntinato è indicato il volume occupato dai dosimetri)

Al fine di poter effettuare il calcolo dosimetrico mediante TPS, ad ogni Centro viene richiesta l'esecuzione di 11 scansioni TC, una comprendente la sezione n. 32, corrispondente al piano centrale passante per l'isocentro, cinque verso la direzione craniale e cinque verso la direzione caudale (Allegato 1 dell'Appendice).

Sulle sezioni tomografiche 30, 32 e 33 sono visibili (vedi Figura 6) i reperi in PMMA nelle posizioni che saranno poi occupate dai contenitori in PMMA dei rivelatori. I reperi hanno dimensioni esterne eguali a quelle dei contenitori dei rivelatori e sono indicati in seguito con il termine: dosimetri-fantoccio. I reperi sono collocati nei 6 punti, come è evidenziato nel protocollo d'uso (Allegato 1 dell'Appendice) distribuito ai Centri.

Il sistema di calcolo TPS del Centro sarà quindi in grado di determinare la dose nei 6 punti tenendo conto delle proprietà di assorbimento dei vari materiali tessuto-equivalente attraversati dai fasci di radiazione. Dette proprietà sono determinate direttamente dalla lettura automatica dei numeri TC contenuti nelle sezioni.

Le 3 fasi operative del secondo interconfronto, dettagliatamente riportate nell'Allegato 1 dell'Appendice, sono:

1. *Esecuzione delle sezioni tomografiche di simulazione*
Prevede il posizionamento prono del fantoccio con i dosimetri-fantoccio in PMMA, la definizione dei parametri geometrici dell'esame tomografico, l'acquisizione delle immagini e il loro relativo trasferimento alla consolle del TPS.
2. *Pianificazione del trattamento*
Prevede la contornazione dei volumi delle 11 sezioni tomografiche, l'individuazione del centro dei dosimetri-fantoccio (in PMMA) nelle tre sezioni 30, 32, 33 (vedi Figura 4) e l'esecuzione del piano di trattamento con i 4 campi del fascio di fotoni utilizzato nel primo interconfronto.

Su un apposito questionario (Allegato 2 dell'Appendice) devono essere riportate le Unità Monitor (UM) necessarie per somministrare al punto di isocentro n.3 (vedi Figura 4) una dose prossima a 10 Gy e 1 Gy per l'irraggiamento dei rivelatori alanina e TLD-100 rispettivamente.

Il calcolo è eseguito in assenza di filtri a cuneo con 4 campi equipesati e nella modalità (algoritmo e passo di griglia) normalmente impiegate dal Centro.

In tale fase sono calcolati i valori di dose assorbita nei 6 punti delle 3 sezioni, da confrontare con i valori sperimentali che sono ottenuti presso il Laboratorio di riferimento dell'ISS.

3. *Esecuzione del trattamento*

Una prima fase prevede l'irraggiamento a 10 Gy di 2 dosimetri ad alanina posti uno alla volta nel punto di isocentro n. 3 (vedi Figura 4), lasciando nei rimanenti alloggiamenti i dosimetri-fantoccio. Nella seconda fase, un terzo irraggiamento, alla dose di 1 Gy all'isocentro, è eseguito inserendo i TLD-100 nei 6 alloggiamenti.

In conclusione l'alanina fornisce il valore di dose somministrata al punto di isocentro n. 3 (vedi Figura 4), mentre i TLD-100, oltre al punto di isocentro n. 3 (vedi Figura 4), forniscono anche i valori relativi di dose nei rimanenti punti.

Al Centro è chiesto di somministrare la dose al punto di isocentro n. 3 (vedi Figura 4) con pesi uguali per ogni campo come è stato previsto nella fase 2 di simulazione del trattamento.

Gli irraggiamenti sono eseguiti curando l'allineamento del fantoccio nelle stesse condizioni di esecuzione delle scansioni tomografiche.

Sul questionario sono quindi riportati i risultati del calcolo delle dosi e le indicazioni del rateo medio di dose utilizzato.

Nell'Allegato 1 dell'Appendice vengono riportate le istruzioni da seguire per una corretta esecuzione degli irraggiamenti e che vengono fornite ad ogni Centro partecipante. Nell'Allegato 2 viene riportato un Questionario contenente alcune informazioni necessarie per la valutazione e analisi dei risultati, che ogni Centro deve compilare e restituire all'ISS.

DOSIMETRI DI TRASFERIMENTO

Gli interconfronti che avvengono per via postale richiedono l'utilizzo di dosimetri integratori con particolari caratteristiche (13) le più importanti delle quali sono una dipendenza non significativa dall'energia della radiazione, l'elevata riproducibilità, il basso *fading* e la robustezza. Tra i sistemi dosimetrici potenzialmente idonei, la termoluminescenza e la dosimetria ad alanina rappresentano una scelta ottimale.

La termoluminescenza è largamente utilizzata a questo scopo e altri programmi di interconfronto attualmente in corso a livello internazionale, quali quelli dell'ESTRO (14) e della IAEA (15) ne fanno uso.

La dosimetria ad alanina è internazionalmente riconosciuta come dosimetro di trasferimento per la misura delle alte dosi (applicazioni industriali delle radiazioni ionizzanti). Al momento è utilizzata come dosimetro di trasferimento nell'ambito dell'International Dose Assurance Service (IDAS) gestito dalla IAEA (16) e in molti altri istituti metrologici quali il National Institute for Standards and Technology (NIST) negli USA (17) e il National Physical Laboratory (NPL) in Inghilterra. Grazie ai progressi che si sono registrati nel settore negli ultimi anni, la dosimetria ad alanina è oggi oggetto di una norma ISO (18) e il NPL ha istituito un servizio di taratura anche per il livello di dose utilizzato nella radioterapia (18).

L'ISS è stata la seconda istituzione nel mondo a mettere a punto la dosimetria ad alanina presso il Laboratorio di Fisica (19), sviluppando il sistema in modo particolare per applicazioni in radioterapia (20-33).

Il livello di sviluppo della metodica presso l'ISS è tale da consentire una misura di dose a 10 Gy con un'incertezza complessiva dell'1% ad 1σ . Questo valore è sicuramente soddisfacente per applicazioni in radioterapia e pone la dosimetria ad alanina nella categoria dei dosimetri di trasferimento di cui è legittimo l'uso per interconfronti dosimetrici.

Il presente interconfronto costituisce il primo esempio di applicazione della dosimetria ad alanina come dosimetro di trasferimento in radioterapia.

Dosimetria alanina/EPR

Il sistema dosimetrico alanina/EPR (Electron Paramagnetic Resonance) si basa sulla rivelazione, con tecnica di risonanza paramagnetica elettronica, dei radicali liberi stabili prodotti dalla radiazione ionizzante nell'aminoacido alanina. Una descrizione dettagliata del metodo si può trovare nella norma ISO/ASTM 51607.

I dosimetri ad alanina utilizzati per l'interconfronto (Figura 8) sono stati realizzati presso l'ISS, seguendo una procedura originale messa a punto dall'ISS stesso (32), utilizzando una miscela costituita per il 95 % da alanina e per il 5% da polietilene, in pastiglie di forma cilindrica con raggio di 4,9 mm e altezza di 2 mm. In ogni irraggiamento verranno utilizzate 5 pastiglie che nel loro insieme costituiscono un dosimetro ad alanina con spessore complessivo di 10 mm.

I dosimetri utilizzati per l'interconfronto appartengono ad uno stesso lotto di produzione. Le caratteristiche principali del sistema dosimetrico alanina/EPR sviluppato presso il Laboratorio di Fisica dell'ISS sono riportate in Tabella 1.



Figura 8. Dosimetri ad alanina realizzati presso l'ISS

Tabella 1. Principali caratteristiche dei dosimetri ad alanina dell'ISS utilizzati negli interconfronti

Caratteristica	Valore
Composizione	95% alanina, 5% polietilene
Numero atomico efficace ai fini dell'equivalenza al tessuto	$Z_{eff}=7,2$
Dimensioni	lunghezza 10 mm, diametro 4,9 mm
Dipendenza energetica	non significativa per $E>100$ keV
Stabilità del segnale del dosimetro irraggiato	migliore dello 0,5% per anno
Precisione	migliore dell'1% per $D\geq 10$ Gy
Letture non distruttiva	

Per le misure EPR vengono utilizzati due spettrometri – EMS104 e ELEXSYS 500 entrambi prodotti dalla Bruker (Karlsruhe in Germania) – operanti in banda X (9,2 GHz). Allo scopo di ottimizzare la qualità delle misure EPR, sia in termini di riproducibilità che di sensibilità, particolare attenzione viene posta nella procedura di lettura dei dosimetri. Il dosimetro viene inserito in un tubo di quarzo iperpuro nella cavità risonante. La stabilità (a lungo termine) dello spettrometro viene verificata mediante un dosimetro di riferimento ad alanina irraggiato e conservato in condizioni controllate.

Per valutare l'omogeneità del lotto di produzione è stato irraggiato un insieme di 20 dosimetri presso l'Istituto Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti dell'Ente per le Nuove tecnologie, l'Energia e l'Ambiente (ENEA) (INMRI-ENEA) con una sorgente di ^{60}Co ad una dose di 10 Gy. Lo scarto tipo percentuale della distribuzione delle letture EPR dei 20 dosimetri è risultata dello 0,5%.

La conversione della misura EPR in dose in acqua viene effettuata attraverso una curva di taratura ottenuta irraggiando gruppi di 4 dosimetri a 5 valori di dose nell'intervallo (6÷14) Gy presso l'INMRI-ENEA con una sorgente di ^{60}Co . L'ampiezza del segnale EPR cresce linearmente con la dose nell'intervallo considerato. La retta di taratura è stata ricavata mediante il metodo dei minimi quadrati e costituisce la retta che meglio approssima i punti sperimentali (curva di *best fit*).

La dose assorbita dallo *i*-esimo dosimetro può essere espressa come:

$$D_i = Y_i \times N \times K_F \times K_T \quad [1]$$

dove:

Y_i rappresenta la lettura EPR (ampiezza del segnale EPR) espressa in unità arbitrarie (u.a.);

N è il fattore di taratura (espresso in Gy/u.a.) corrispondente all'inverso della pendenza della retta di taratura;

K_F rappresenta un fattore di correzione che tiene conto della variazione della risposta dei dosimetri ad alanina in funzione del tempo intercorso fra irraggiamento e lettura (*fading*); questo fattore è stato considerato unitario in quanto non è stata evidenziata alcuna perdita di segnale in dosimetri conservati in laboratorio per numerosi mesi (32) e comunque si è scelto di effettuare le letture di tutti i dosimetri circa 10 giorni dopo l'irraggiamento, sia in fase di taratura che di interconfronto;

K_T è il fattore che tiene conto della dipendenza della sensibilità dei dosimetri ad alanina dalla temperatura durante l'irraggiamento. Questa correzione è trascurabile per variazioni di temperatura inferiori a 15-20 °C (19).

Dosimetria a termoluminescenza

Il fenomeno della termoluminescenza (TL) consiste nell'emissione di luce in seguito a riscaldamento da parte di alcuni materiali isolanti, quali LiF, CaF, BeO, CaSO₄, precedentemente irraggiati. L'intensità della luce emessa cresce con la dose assorbita nel materiale.

Nell'ambito degli interconfronti dosimetrici si utilizzano dosimetri termoluminescenti (TLD) in forma di chip di dimensioni 3,1 mm x 3,1 mm x 0,89 mm del tipo TLD-100 (LiF) forniti dalla Harshaw. L'azzeramento dei TLD viene effettuato mediante un forno TLD-Oven (PTW, Friburgo, Germania) caratterizzato dalla possibilità di eseguire automaticamente i cicli termici desiderati. Prima dell'irraggiamento, i TLD vengono azzerati mantenendoli 1 ora a 400 °C e successivamente 2 ore a 100 °C. Prima della lettura, i TLD vengono sottoposti ad azzeramento per 10 min a 100 °C per eliminare i picchi a temperatura più bassa e conseguentemente ridurre il *fading* (34, 35).

La luce di termoluminescenza viene misurata mediante un lettore HARSHAW 4000, di tipo manuale. L'acquisizione viene effettuata nell'intervallo di temperatura (101-300) °C, con una velocità di riscaldamento pari a 10 °C/s in un tempo di 20 s. La grandezza misurata corrisponde all'integrale della *glow curve* nell'intervallo di temperatura suddetto. Prima di ogni sessione di misura, la stabilità (a lungo termine) del lettore TL viene verificata mediante 4 dosimetri irraggiati ad 1 Gy presso l'ISS.

Per l'interconfronto sono stati utilizzati 500 dosimetri appartenenti allo stesso lotto di produzione. Per determinare i fattori di sensibilità individuale i 500 dosimetri sono stati irraggiati presso l'INMRI-ENEA con una sorgente di ⁶⁰Co. I fattori di sensibilità individuale S_i dei dosimetri sono stati ottenuti dal rapporto tra la misura di ogni dosimetro T_i e la media delle letture di tutti i dosimetri del lotto di produzione irraggiati alla stessa dose, nelle stesse condizioni $\langle T \rangle$:

$$S_i = \frac{T_i}{\langle T \rangle}$$

La misura TL, corretta per la sensibilità individuale, viene convertita in dose in acqua, D (Gy), attraverso una curva di taratura ottenuta irraggiando 5 gruppi di 4 dosimetri a 5 valori di dose nell'intervallo 0,6-1,4 Gy presso l'INMRI-ENEA con una sorgente di ⁶⁰Co. L'ampiezza del segnale di termoluminescenza cresce linearmente con la dose fino a circa 1,1 Gy. In questo intervallo la retta di taratura è stata ricavata mediante il metodo dei minimi quadrati e costituisce la retta che meglio approssima i punti sperimentali (curva di *best fit*).

La dose assorbita dallo *i*-esimo dosimetro può essere espressa come:

$$D_i = Y_i \times N \times K_E \times K_F \times K_L \quad [2]$$

dove:

Y_i rappresenta la misura TL (espressa in nC), corretta per la sensibilità individuale, $Y_i = T_i \times 1/S_i$; N è il fattore di taratura (espresso in Gy/nC) corrispondente all'inverso della pendenza della retta di taratura;

K_E è un fattore di correzione che tiene conto della dipendenza della risposta del TLD dall'energia del fascio;

K_F è un fattore di correzione che tiene conto della variazione della risposta del TLD in funzione del tempo intercorso fra irraggiamento e lettura (*fading*) (questo fattore è stato considerato unitario in quanto si è scelto di mantenere costante tale intervallo di tempo, sia in fase di taratura che di interconfronto);

K_L è il fattore correttivo per la perdita di linearità ad alte dosi nella risposta in dose dei TLD.

Poiché nel nostro caso si ha perdita di linearità per dosi superiori ad 1,1 Gy, per ridurre l'incertezza nella misura di dose con TLD si è deciso di richiedere un valore di dose assorbita pari ad 1 Gy negli irraggiamenti con fantoccio antropomorfo.

La dose assorbita in acqua, misurata in un determinato punto con 4 TLD, è stata quindi determinata come media dei valori ottenuti dai quattro dosimetri.

Valutazione delle incertezze

L'incertezza sulla dose, determinata sia con alanina che con TLD, è stata calcolata come intervallo di previsione e poiché la curva di taratura è lineare si è utilizzata l'espressione (36-38):

$$\Delta D = \pm t_{n-2,P} \times N \times s_{\text{fit}} \times \sqrt{\frac{1}{m} + \frac{1}{n} + \frac{(D_0 - D_{\text{media}})^2}{\sum_{i=1}^n (D_i - D_{\text{media}})^2}} \quad [3]$$

dove:

$t_{n-2,P}$ è il parametro *t* di Student per la probabilità *P*;

s_{fit} è l'errore standard sul fit della retta di taratura ossia $s_{\text{fit}} = \sqrt{\frac{1}{n-2} \times \sum (Y_i - ND_i)^2}$ dove la sommatoria è su tutti i punti della taratura;

N è il fattore di taratura del sistema dosimetrico; m è il numero di dosimetri utilizzati per la stima di dose;

n è il numero di punti della taratura;

D_0 è il valore di dose determinato dalla retta di taratura;

D_{media} è il valore di dose medio dei punti di taratura.

L'incertezza nella misura di dose, sia con alanina che con TLD, è stata ottenuta dalla combinazione quadratica tra l'intervallo di previsione, le incertezze sui fattori correttivi, e l'incertezza sulla dose fornita dall'INMRI-ENEA per la taratura dei dosimetri. Queste incertezze, valutate ad 1 σ , sono riassunte nella Tabella 2 per la dosimetria ad alanina e in Tabella 3 per la dosimetria a termoluminescenza.

Tabella 2. Stima dell'incertezza sulla misura di dose con dosimetri ad alanina

Fonte	Tipo A (%)	Tipo B (%)
Dose di taratura	–	0,6
Intervallo di previsione	0,8	–
Totale	0,8	0,6
Incertezza composta (%)		1,0

Tabella 3. Contributi all'incertezza nella valutazione di dose con TLD

Fonte	Tipo A (%)	Tipo B (%)	
Dose di taratura	–	0,6	
Intervallo di previsione	1,4	–	
K _L	–	D>1,1Gy: 1,0	
K _E	–	1,4	
Totale	1,4	D<1,1 Gy: 0,6 (⁶⁰ Co)	1,5 (X)
		D>1,1 Gy: 1,2 (⁶⁰ Co)	1,8 (X)
Incertezza composta (%)		D<1,1 Gy: 1,5 (⁶⁰ Co)	2,1 (X)
		D>1,1 Gy: 1,8 (⁶⁰ Co)	2,3 (X)

L'INTERCONFRONTO CON L'ESTRO

Prima di iniziare gli interconfronti fra i Centri di radioterapia italiani, la dosimetria ad alanina dell'ISS è stata confrontata con la dosimetria TL utilizzata come dosimetria di trasferimento in ambito europeo dall'ESTRO.

L'ESTRO è attiva da lungo tempo nel campo dell'AQR e ha promosso numerose verifiche esterne di dosimetria fra i Centri di radioterapia in campo europeo (39) e, attualmente, sta coordinando e gestendo il programma EQUAL (ESTRO QUALity Assurance network for radiotherapy) finanziato dalla Comunità Europea (14).

Il programma EQUAL è basato su interconfronti postali con TLD per la verifica della dose assorbita in fantoccio ad acqua in condizioni sia di riferimento che non. Circa il 60% dei 900 Centri di radioterapia europei ha partecipato al programma EQUAL.

La presenza simultanea di programmi di verifiche esterne di dosimetria, a livello internazionale e nazionale, richiede una comune riferibilità ai campioni nazionali e internazionali della grandezza "dose assorbita in acqua" di tutte le misure di dose assorbita eseguite presso i Laboratori che hanno la funzione di Laboratori di riferimento per gli interconfronti. Di conseguenza, l'ESTRO e l'ISS hanno riconosciuto l'opportunità di confrontare il sistema dosimetrico a TL utilizzato nel programma EQUAL e gestito dall'Institut Gustave-Roussy (IGR), Francia con il sistema dosimetrico alanina/EPR utilizzato nell'ambito del presente interconfronto e gestito dall'ISS. Si è ritenuto utile questo confronto preliminare con l'ESTRO per avere un ulteriore elemento di analisi per la confrontabilità dei dati che emergeranno nel presente interconfronto con i dati prodotti in ambito europeo, soprattutto in considerazione del fatto che molti Centri di radioterapia italiani, che partecipano agli interconfronti nazionali, hanno già partecipato all'interconfronto europeo.

Scopo di questo interconfronto preliminare bilaterale è stato quello di confrontare le dosi misurate con il sistema dosimetrico a termoluminescenza messo a punto presso l'IGR nell'ambito del programma EQUAL con le dosi misurate dal sistema alanina/EPR messo a punto presso l'ISS e utilizzato nell'ambito del presente interconfronto. Entrambi i sistemi dosimetrici sono stati irraggiati a dosi note (10 Gy per l'alanina e 2 Gy per i TLD) da due differenti Laboratori utilizzando i fantocci e i contenitori normalmente utilizzati da IGR e dall'ISS. L'IGR e gli Spedali Civili (SC) di Brescia sono stati scelti per effettuare gli irraggiamenti. I dosimetri sono stati inviati dall'IGR e dall'ISS ai Laboratori per l'irraggiamento e da questi restituiti per la lettura utilizzando un corriere espresso. L'IGR ha irraggiato i dosimetri con una sorgente radioterapica di ^{60}Co Theratron 780 e con radiazione X di alta energia di 6 MV e 20 MV prodotta da un acceleratore lineare Varian 2300C/D. L'IGR ha misurato i valori di dose impartiti all'alanina e ai TLD con camere a ionizzazione (IC 70 Wellhöfer e NE 2571) tarate in termini di dose assorbita in acqua per ciascuna qualità dei fasci utilizzati. I fattori di taratura $N_{D,w}$ sono stati forniti dal Laboratorio Primario Francese (LNHB/CEA). I valori di dose assorbita in acqua sono stati determinati utilizzando il protocollo IAEA TRS-398 (5).

Agli SC di Brescia gli irraggiamenti con ^{60}Co sono stati effettuati con una unità di radioterapia Alcion II della General Electrics e con raggi X di alta energia di 6 MV and 18 MV prodotti da un acceleratore lineare Saturne della General Electrics. Le dosi sono state valutate seguendo il protocollo italiano dell'Associazione Italiana di Fisica Biomedica (AIFB) (40) che si basa sul protocollo IAEA TRS-277 (41) facendo uso di una camera a ionizzazione Comcer ESC/87 tarata dall'INMRI-ENEA in termini di kerma in aria, N_k .

I valori di dose misurati dall'ISS e dall'IGR sono mostrati in Tabella 4 e Tabella 5. La Tabella 4 riporta i dati relativi agli irraggiamenti effettuati dall'IGR e la Tabella 5 quelli effettuati dagli SC. Per entrambi i sistemi dosimetrici e per tutte le qualità dei fasci utilizzati vi è accordo fra le dosi misurate e le dosi nominali. I valori degli scarti tipo sono sempre inferiori all'1% e confermano l'elevata precisione di entrambi i sistemi dosimetrici.

Tabella 4. Interconfronto EQUAL-ISS: risultati delle misure effettuate con alanina (ISS) e TLD (IGR) per fotoni di alta energia. Gli irraggiamenti sono stati effettuati dall'IGR che ha anche stabilito i valori di dose nominali

Qualità della radiazione	Dose alanina/dose nominale	Dose TLD/dose nominale
Radiazione γ		
^{60}Co	0,997	1,000
^{60}Co	0,999	0,995
^{60}Co	0,998	0,990
media $\pm 1 \sigma$ (%)	0,998 $\pm 0,1$ %	0,995 $\pm 0,5$ %
Radiazione di bremsstrahlung		
6 MV	1,005	
6 MV	1,001	0,994
6 MV	1,003	1,003
media $\pm 1 \sigma$ (%)	1,003 $\pm 0,2$ %	0,999 $\pm 0,6$ %
20 MV	0,999	1,008
20 MV	0,995	1,000
20 MV	0,990	
media $\pm 1 \sigma$ (%)	0,995 $\pm 0,4$ %	1,004 $\pm 0,6$ %
media totale $\pm 1 \sigma$ (%)	0,999 $\pm 0,4$ %	0,999 $\pm 0,6$ %

Tabella 5. Interconfronto EQUAL-ISS: risultati delle misure effettuate con alanina (ISS) e TLD (IGR) per fotoni di alta energia. Gli irraggiamenti sono stati effettuati dagli SC che hanno anche stabilito i valori di dose nominali

Qualità della radiazione	Dose alanina/dose nominale	Dose TLD/dose nominale
Radiazione γ		
^{60}Co	1,000	0,989
^{60}Co	1,013	0,997
^{60}Co	1,008	0,989
media $\pm 1 \sigma$ (%)	1,007 $\pm 0,6$ %	0,992 $\pm 0,5$ %
Radiazione di bremsstrahlung		
6 MV	0,997	0,990
6 MV	0,996	0,987
6 MV	0,995	0,991
media $\pm 1 \sigma$ (%)	0,996 $\pm 0,1$ %	0,989 $\pm 0,2$ %
18 MV	0,985	0,987
18 MV	0,979	0,985
18 MV	0,990	0,993
media $\pm 1 \sigma$ (%)	0,985 $\pm 0,5$ %	0,988 $\pm 0,4$ %
media totale $\pm 1 \sigma$ (%)	0,996 ± 1 %	0,990 $\pm 0,2$ %

Il confronto diretto dei valori di dose misurati con i TLD e l'alanina è mostrato in Tabella 6, dove viene riportato il valore del rapporto (dose alanina/dose nominale)/(dose TLD/dose nominale) calcolato, per tutte le qualità dei fasci utilizzati, a partire dai valori riportati in Tabella 5 e Tabella 6. I valori dei rapporti con i due sistemi sono coincidenti entro l'incertezza composta (2 % per il ^{60}Co e 2,5 % per i fasci di fotoni di alta energia). Inoltre, il valore medio del rapporto è pari a 1,001 0,008, che evidenzia l'accordo fra i due sistemi dosimetrici.

Tabella 6. Interconfronto EQUAL-ISS: rapporto, R, fra (dose alanina/dose nominale) e (dose TLD/dose nominale) per i fasci di fotoni di alta energia utilizzati

	^{60}Co	6 MV	18 MV	20 MV	Media
R	1,009 ± 0,020	1,006 ± 0,025	0,997 ± 0,025	0,991 ± 0,025	1,001 ± 0,008

SINTESI DELLE FASI OPERATIVE

Riassumendo quanto precedentemente esposto, l'attività relativa agli interconfronti organizzati dall'ISS nell'ambito del progetto MCQR, può essere suddivisa in tre fasi principali, temporalmente sequenziali:

- *Prima fase*
Dopo aver definito gli interconfronti da effettuare e le metodiche da utilizzare, i sistemi dosimetrici prescelti, alanina e TLD, sono stati messi a punto in ISS e tarati presso l'INMRI-ENEA.
- *Seconda fase*
Si è proceduto ad un interconfronto bilaterale dei valori di dose assorbita determinati con i sistemi dosimetrici utilizzati presso l'ISS e l'IGR, costituenti rispettivamente i laboratori di riferimento per i presenti interconfronti nazionali e per l'interconfronto organizzato nell'ambito del progetto europeo EQUAL.
- *Terza fase*
Iniziata a giugno 2001, vengono effettuati gli interconfronti fra i Centri nazionali.

BIBLIOGRAFIA

1. Italia. Decreto Legislativo del 26 maggio 2000, n. 187. Suppl. Attuazione della direttiva 97/43/EURATOM in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse ad esposizioni mediche. *Gazzetta Ufficiale - Serie Generale* n. 157, 7 luglio 2000.
2. EURATOM. Council Directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997. On health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466 EURATOM.
3. Thwaites D, Scalliet P, Leer JW, Overgaard J. Quality assurance in radiotherapy. *Radiother Oncol* 1995;35:61-73.
4. IAEA (International Atomic Energy Agency). *Design and implementation of a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects*. Vienna: IAEA;1998. (TEC-DOC 1040).
5. IAEA (International Atomic Energy Agency). *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. Vienna: IAEA; 2000. (IAEA Technical Report Series n. 398).
6. Scarpa G, Milano F, Renzi R. Italian national program of dosimetry standardization in radiotherapy. *Radiother Oncol* 1985;4:309-12.
7. Horiot JC, Johansson KA, Gonzalez DG, van der Schueren E., van den Bogaert W, Notter G. Quality assurance control in the EORTC cooperative group of radiotherapy. 1. Assessment of radiotherapy staff and equipment. *Radiother Oncol* 1986;6:275-84.
8. Johansson KA, Horiot JC, Van Dam J, Lepinoy D, Sentenac I, Sernbo G. Quality assurance control in the EORTC cooperative group of radiotherapy. 2. Dosimetric intercomparison. *Radiother Oncol* 1986;7:269-79.
9. Johansson KA, Horiot JC, van der Schueren E. Quality assurance control in the EORTC cooperative group of radiotherapy. 3. Intercomparison in an anatomical phantom. *Radiother Oncol* 1987;9:289-98.
10. Wittkamper FW, Mijnheer BJ, Kleffens HJ. Dose intercomparison at the radiotherapy centres in The Netherlands. 1. Photon beams under reference conditions and for prostatic cancer treatment. *Radiother Oncol* 1987;9:33-44.
11. AIRO (Associazione Italiana di Radioterapia Oncologica). *Standard di riferimento nell'irradiazione del cancro del retto*. Rovigo: Regione Veneto, Azienda ULSS 18; 1998.
12. Kleck JH, Smathers JB, Holly FE, Myers LT. Anthropomorphic radiation therapy phantoms: a quantitative assessment of tissue substitutes. *Med Phys* 1992;17:800-6.
13. McLaughlin WL. Standardization of high-dose measurement of electron and gamma ray absorbed doses and dose rates. In: *High-dose dosimetry. Proceedings of a symposium*. Vienna, October 8-12, 1984. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1985. (IAEA Proceedings Series IAEA-SM-272/44). p. 357-71.
14. Ferreira IH, Dutreix A, Bridier A, Chavaudra J, Svensson H. The ESTRO-QUALity assurance network (EQUAL). *Radiother Oncol* 2000;55:273-84.
15. Izewska J, Meghzi A, Andreo P. IAEA activities in QA for radiotherapy dosimetry. *Radiother Oncol* 2000;56:S200.

16. Mehta K. High-dose dosimetry programme of the IAEA. In: *Techniques for high dose dosimetry in industry, agriculture and medicine. Proceedings of a symposium*. Vienna, November 2-5, 1998. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1999. (IAEA-TECDOC-1070). p.11-20.
17. Desrosiers M, Nagy V, Puhl J. e-Calibrations: using the internet to deliver calibration services in real time at lower cost. In: *Conference programme and abstracts of the 12th International Meeting on Radiation Processing*. Avignon (France), March 25-30, 2001. p. 237. (Per maggiori dettagli si consiglia di visitare il sito <http://ts.nist.gov/calibrations/ionizing-rad/dosimetry.htm>).
18. Sharpe PHG, Sephton JP. Alanine dosimetry at NPL. The development of a mailed reference dosimetry service at radiotherapy dose levels. In: *Techniques for high dose dosimetry in industry, agriculture and medicine. Proceedings of a symposium*. Vienna, November 2-5, 1998. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1999. (IAEA-TECDOC-1070). p. 183-9. (Per maggiori informazioni si consiglia di visitare il sito <http://www.npl.co.uk/npl/rad/services/alanine.html>).
19. Bartolotta A, Indovina PL, Onori S, Rosati A. Dosimetry for Cobalt-60 gamma rays with alanine. *Radiat Prot Dosim* 1984;9:277-81.
20. Onori S, Bartolotta A, Caccia B, Indovina PL, Milano F, Renzi R, Scarpa G, Caporali G, Moscati M. Dosimetric characteristics of alanine-based ESR detectors in electron beams used in radiotherapy. *Radiat Prot Dosim* 1990;34:287-9.
21. Milano F, Onori S. Example of clinical application of alanine dosimetry. *Phys Med* 1990;5:131-6.
22. Gobbi G, Beneventi S, Leogrande MP, Raymondi C, Ricci S, Salvadori P, Onori S, Bartolotta A. Alanine-based dosimetry in radiotherapy: comparison with TL dosimetry in TBI. *Phys Med* 1992;8(2):79-85.
23. Nette HP, Onori S, Fattibene P, Regulla D, Wieser A. Coordinated research effort for establishing an international radiotherapy dose intercomparison service based on the alanine/ESR system. *Appl Radiat Isotopes* 1993;44:7-11.
24. Bartolotta A, Fattibene P, Onori S, Pantaloni M, Petetti E. Sources of uncertainty in therapy level alanine dosimetry. *Appl Radiat Isotopes* 1993;44(1/2):13-8.
25. Bartolotta A, Gobbi G, Italiani M, Leogrande MP, Onori S, Petetti E, Raymondi C, Salvadori P. Alanine-based dosimetry of electron beams for radiotherapy: dose distribution in phantom and quality assurance of treatment planning system. *Phys Med* 1993;9(Suppl.1):189-91.
26. Fattibene P, Calicchia A, d'Errico F, Onori S. Preliminary assessment of LiF and alanine detectors for the dosimetry of proton therapy beams. *Radiat Prot Dosim* 1996;66(1-4):305-9.
27. Onori S, d'Errico F, De Angelis C, Egger E, Fattibene P, Janovsky I. Proton response of alanine based pellets and films. *Appl Radiat Isotopes* 1996;47:1201-4.
28. Onori S, d'Errico F, De Angelis C, Egger E, Fattibene P, Janovsky I. Alanine dosimetry of proton therapy beams. *Med Phys* 1997;24:447-53.
29. De Angelis C, Onori S, Petetti E, Piermattei A, Azario L. Alanine/EPR dosimetry in brachytherapy. *Phys Med Biol* 1999; 44:1181-91.
30. Bartolotta A, Barone Tonghi L, Cuttone G, Fattibene P, Onori S, Raffaele L, Rovelli A, Sabini MG, Teri G. Response characteristics of thermoluminescence and alanine-based dosimeters to 16 and 25 MeV proton beams. *Radiat Prot Dosim* 1999;85(1-4):354-6.
31. Cuttone G, Raffaele L, Barone Tonghi L, Rovelli A, Sabini MG, Egger E, Kacperek A, Brai M, Bartolotta A, Teri G, Onori S, Fattibene P. First dosimetry intercomparison results for the CATANA Project. *Phys Med* 1999;15(3):121-30.
32. De Angelis C, Fattibene P, Onori S, Petetti E, Bartolotta A, Sansone Santamaria A. Transferability of ASTM/NIST alanine-polyethylene recipe at ISS. *Appl Radiat Isotopes* 2000;52:1197-202.

33. De Angelis C, Mattacchioni A, Onori S, Aragno D, de Paula U, Panichelli V. Electron arc therapy treatment planning verification with alanine/EPR dosimetry. *Appl Radiat Isotopes* 2000;52:1203-7.
34. American Society for Testing and Materials (ASTM). *E668-00 Standard Practice for Application of Thermoluminescence-Dosimetry (TLD) Systems for Determining Absorbed Dose in Radiation-Hardness Testing of Electronic Devices*. West Conshohocken, PA: ASTM International; 2002. (Book of Standards Volume: 12.02).
35. ISO/ASTM. *51956-2002(E) Standard Practice for Use of Thermoluminescence-Dosimetry (TLD) Systems for Radiation Processing*. West Conshohocken, PA: ASTM International; 2002. (Book of Standards Volume: 12.02).
36. Montgomery DC, Peck EA. *Introduction to linear regression analysis*. New York: John Wiley & Sons; 1982.
37. Nagy V. Accuracy considerations in EPR dosimetry. *Appl Radiat Isotopes* 2000;52:1039-50.
38. Kirby TH, Hanson WF, Johnston DA. Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters. *Med Phys* 1992;19(6):1427-33.
39. Derreumaux S, Chavaudra J, Bridier A, Rossetti V, Dutreix A. A European quality assurance network for radiotherapy: dose measurement procedure. *Phys Med Biol* 1995;40:1191-209.
40. Associazione Italiana Fisica Biomedica, Comitato per la Standardizzazione della Dosimetria in Radioterapia. Protocollo per la dosimetria di base nella radioterapia con fasci di fotoni ed elettroni con Emax fra 1 MeV e 40 MeV. *Notiziario AIFB* 1988;6,2.
41. IAEA (International Atomic Energy Agency). *Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice*. Vienna: IAEA; 1987. (IAEA Technical Report Series n. 277).

APPENDICE
Materiale fornito ai Centri di radioterapia
partecipanti allo studio pilota



INTERCONFRONTO DOSIMETRICO PER FASCI TERAPEUTICI DI FOTONI DI ALTA ENERGIA

ISTRUZIONI

Primo interconfronto (condizioni di riferimento)

All'interno della valigetta con etichetta gialla recante la dicitura "1° interconfronto (condizioni di riferimento)" sono contenuti:

- un supporto in PMMA;
- un'asta in acciaio di riferimento per il livello dell'acqua;
- una barretta in PMMA per la centratura del supporto;
- n. 3 contenitori numerati in PMMA contenenti ciascuno un dosimetro ad alanina (con il termine dosimetro ad alanina si intende l'insieme di 5 dosimetri di spessore 2 mm e diametro 4,9 mm, per un totale di 10 mm di altezza);
- un contenitore con un dosimetro ad alanina di controllo, contrassegnato con la lettera C.

In attesa di effettuare gli irraggiamenti, conservare i dosimetri ad alanina nella valigetta metallica di trasporto, al buio, in un luogo, diverso dalla sala di trattamento, la cui temperatura sia compresa fra 15°C e 25°C e la cui umidità relativa sia compresa nell'intervallo 50-70 %. Poiché i dosimetri ad alanina vengono danneggiati irreversibilmente a contatto con l'acqua, è assolutamente necessario non aprire o forzare i contenitori dei dosimetri per tutta la permanenza degli stessi presso il Centro.

Inserire l'asta di riferimento nel braccio del supporto di PMMA. Inserire la barra di centratura nel fantoccio, seguendo lo schema di Figura 1.

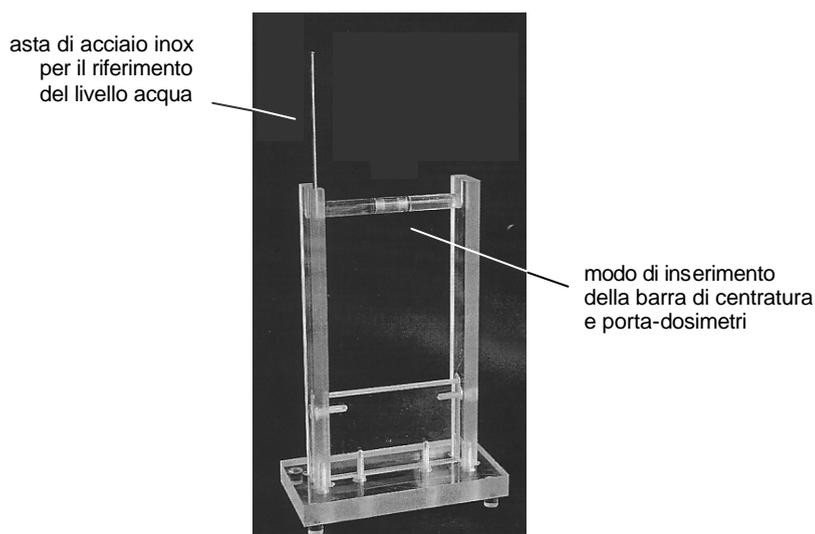


Figura 1. Supporto in PMMA

Porre il supporto al centro di una vasca di dimensioni minime: altezza 35 cm, larghezza 30 cm e spessore 30 cm.

Sistemare l'unità di radioterapia in condizioni di fascio verticale. Il potenziale nominale di accelerazione del fascio utilizzato deve essere compreso fra 6 e 18 MV e deve coincidere con quello utilizzato nel 2° interconfronto (si suggerisce 10 MV).

Porre la vasca sotto la testata dell'unità di terapia e allineare l'asse del fascio con l'asse centrale del supporto.

Si consiglia di assicurare il supporto al fondo della vasca, ad esempio con nastro adesivo. Togliere la barra di centratura. Inserire il contenitore n.1 nel supporto di PMMA. Uno scatto segnala il corretto posizionamento.

Riempire la vasca con acqua fino al bordo superiore dell'asta di riferimento. Togliere l'asta di riferimento. In queste condizioni, il centro dei dosimetri si troverà ad una distanza di 10 cm dalla superficie dell'acqua e di 20 cm dal fondo della vasca. La temperatura dell'acqua deve essere compresa fra 15 °C e 25 °C. È opportuno effettuare rapidamente le operazioni di seguito descritte, in modo da ridurre la permanenza dei dosimetri in acqua.

Impostare la distanza tra la testata dell'unità di terapia e il supporto, in modo da avere SSD=1 m (distanza sorgente-superficie) oppure SDD=1 m (distanza sorgente-dosimetro).

Impostare le dimensioni del campo a 10 cm x 10 cm alla superficie dell'acqua (nel caso SSD=1 m) o nel piano del centro del dosimetro (nel caso SDD=1 m).

Misurare la temperatura dell'acqua contenuta nella vasca.

Effettuare il primo irraggiamento con il numero di unità monitor che meglio approssima una dose assorbita di 10 Gy nel punto dove è posto il centro del dosimetro ad alanina, ovvero a 10 cm di profondità in acqua. La dose può essere frazionata.

Per evitare una permanenza prolungata dei dosimetri in acqua, immediatamente dopo l'irraggiamento togliere il contenitore n. 1 e riporlo, dopo averlo asciugato, nella valigetta metallica utilizzata per il trasporto. Dopo l'irraggiamento mantenere i dosimetri al buio, in un luogo, diverso dalla sala di trattamento, la cui temperatura sia compresa fra 15°C e 25°C e la cui umidità relativa sia compresa nell'intervallo 50-70 %.

Riportare nel Questionario allegato tutti i dati richiesti.

Inserire il contenitore n. 2 nel supporto di PMMA. Se si ritiene opportuno, controllare il livello dell'acqua, la centratura del fascio, la SSD o la SDD e le dimensioni del campo (gli irraggiamenti devono essere effettuati in condizioni identiche).

Misurare la temperatura dell'acqua che deve essere compresa fra 15 °C e 25 °C.

Effettuare un secondo irraggiamento con il numero di unità monitor che meglio approssima una dose assorbita di 10 Gy nel punto dove è posto il centro del dosimetro ad alanina. La dose può essere frazionata.

Per evitare una permanenza prolungata dei dosimetri in acqua, immediatamente dopo l'irraggiamento togliere il contenitore n.2 e riporlo, dopo averlo asciugato, nella valigetta metallica utilizzata per il trasporto. Dopo l'irraggiamento mantenere i dosimetri al buio, in un luogo, diverso dalla sala di trattamento, la cui temperatura sia compresa fra 15°C e 25°C e la cui umidità relativa sia compresa nell'intervallo 50-70 %.

Riportare nel Questionario allegato tutti i dati richiesti.

Inserire il contenitore n. 3 nel supporto di PMMA. Se si ritiene opportuno, controllare il livello dell'acqua, la centratura del fascio, la SSD o la SDD e le dimensioni del campo (gli irraggiamenti devono essere effettuati in condizioni identiche).

Misurare la temperatura dell'acqua che deve essere compresa fra 15 °C e 25 °C.

Effettuare un terzo irraggiamento con il numero di unità monitor che meglio approssima una dose assorbita di 10 Gy nel punto dove è posto il centro del dosimetro ad alanina. La dose può essere frazionata.

Per evitare una permanenza prolungata dei dosimetri in acqua, immediatamente dopo l'irraggiamento, togliere il contenitore n.3 e riporlo, dopo averlo asciugato, nella valigetta utilizzata per il trasporto. Riporre il supporto di PMMA nella valigetta. In attesa della spedizione all'ISS è necessario mantenere i dosimetri al buio, in un luogo, diverso dalla sala di trattamento, la cui temperatura sia compresa fra 15°C e 25°C e la cui umidità relativa sia compresa nell'intervallo 50-70 %.

Riportare nel Questionario allegato tutti i dati richiesti.

Secondo interconfronto (condizioni di trattamento)

Nella parte destra della cassa di trasporto contraddistinta dall' etichetta verde, recante la dicitura "2° interconfronto (condizioni di trattamento)" sono contenuti:

- un fantoccio antropomorfo Rando-Alderson costituito da n. 10 sezioni (dalla n. 26 alla n. 35) completo di due basi in legno per l'assemblaggio e con reperi esterni già predisposti per individuare il punto di riferimento del trattamento. Il fantoccio contiene nelle sezioni 30, 32 e 33, reperi in PMMA in corrispondenza della posizione dei dosimetri (dosimetri-fantoccio);
- una scatola con due contenitori in PMMA numerati, all'interno dei quali sono alloggiati i dosimetri ad alanina da irraggiare, e un contenitore in PMMA con un dosimetro ad alanina di controllo, contrassegnato con la lettera C;
- una scatola con n.6 contenitori in PMMA numerati, all'interno dei quali sono alloggiati i dosimetri TLD100 da irraggiare e un contenitore in PMMA con un dosimetro TLD di controllo, contrassegnato con la lettera C (ogni contenitore contiene 4 TLD100 delle dimensioni di 3,1 mm x 3,1 mm x 0,9 mm).

In attesa di effettuare gli irraggiamenti, conservare i dosimetri nelle loro scatole, al buio, in un luogo, diverso dalla sala di trattamento, la cui temperatura sia compresa fra 15 °C e 25 °C e con umidità relativa compresa nell'intervallo 50-70 %. È assolutamente necessario non forzare o tentare di svitare i tappi dei contenitori dei dosimetri per tutta la permanenza degli stessi presso il Centro.

1) TC di simulazione

Allineamento del fantoccio

Porre il fantoccio, completo del sistema di assemblaggio, sul lettino in posizione prona e curarne l'allineamento basandosi sui reperi visibili all'esterno.

Definizione dei parametri geometrici dell'esame TC

Impostare lo spessore della scansione TC a 5 mm e l'intervallo fra le scansioni uguale a 25 mm o a suoi sottomultipli (in modo tale che per ogni sezione del fantoccio antropomorfo la simulazione TC sia

eseguita in corrispondenza del piano passante per il centro della sezione stessa, ad eccezione della sezione n. 35). Con intervallo fra le scansioni di 25 mm, il numero minimo di sezioni TC da acquisire è di 11, compresa la sezione che contiene il punto di riferimento del trattamento (sezione 32), cinque nella direzione craniale e cinque nella direzione caudale.

Acquisizione delle immagini

Eeguire una prima scansione sul piano del punto di riferimento del trattamento avendo cura che su di essa siano identificabili i 4 reperi metallici. Confermato l'allineamento del fantoccio (visibili i 4 reperi), procedere all'acquisizione di tutte le immagini.

Trasferimento delle immagini alla consolle piani di trattamento

Trasferire le immagini alla consolle per i piani di trattamento secondo le modalità normalmente utilizzate dal Centro.

2) Simulazione piano di trattamento

Contornazione e identificazione dei punti di misura della dose

Contornare il perimetro esterno del fantoccio e le strutture ossee su tutte le sezioni acquisite. Segnare dei riferimenti in corrispondenza del centro degli alloggiamenti dei dosimetri (n. 6 posizioni di misura), come indicato nella Figura 2. Notare che il punto 3 identifica il punto di riferimento del trattamento radioterapico.

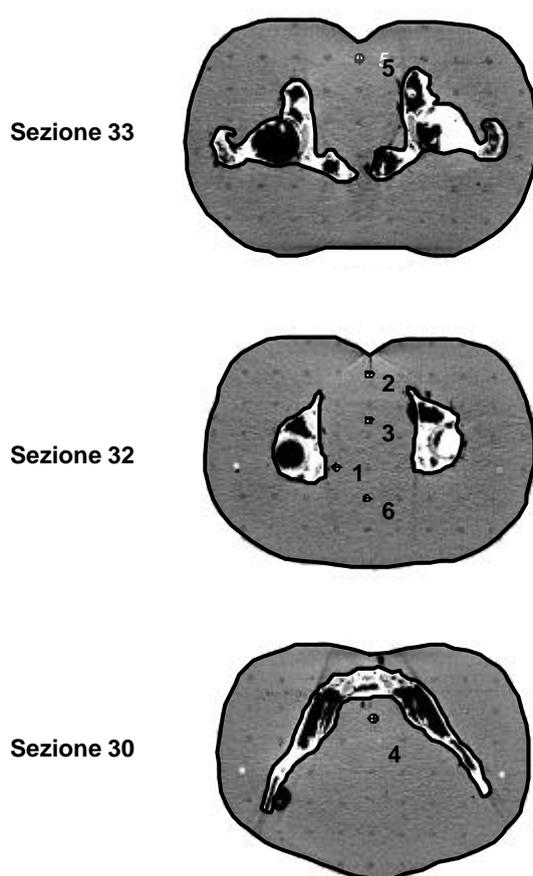


Figura 2. Contornazione delle sezioni TC ed identificazione dei punti di dose

Elaborazione piano di trattamento

Impostare un trattamento isocentrico con 4 fasci ortogonali (0° , 90° , 180° e 270°) equipesati nel punto 3, ove si consiglia di eseguire la normalizzazione, delle dimensioni di 12 cm (asse trasversale) \times 20 cm (asse longitudinale) per fasci di incidenza Latero-Laterale e di 14 cm (asse trasversale) \times 20 cm (asse longitudinale) per fasci di incidenza Antero-Posteriore e Postero-Anteriore senza schermature. L'energia del fascio da simulare per il piano di trattamento deve essere la stessa impiegata nel primo interconfronto e compresa fra 6 e 18 MV (si suggerisce 10 MV). Eseguire il calcolo delle distribuzioni di dose secondo le modalità (algoritmo, passo della griglia, etc.) normalmente impiegate nel Centro.

Prescrizione

Somministrare nel punto di riferimento del trattamento, posto all'isocentro (punto di riferimento n.3), 10 Gy per l'irraggiamento dell'alanina e 1 Gy per i TLD.

Identificazione dei valori di dose nei punti di misura

Per l'irraggiamento del fantoccio con il dosimetro ad alanina, si deve indicare nel Questionario allegato il valore di dose impartita al centro del dosimetro (punto di riferimento del trattamento).

Per l'irraggiamento del fantoccio con dosimetri TLD, si deve indicare nel Questionario allegato il valore di dose impartita al centro dei sei punti di misura precedentemente indicati.

Identificazione delle U.M. (Unità Monitor) per gli irraggiamenti relativi ai due sistemi di misura della dose

Per l'irraggiamento del fantoccio con entrambi i sistemi dosimetrici (alanina e TLD), si deve indicare nel Questionario allegato sia il valore delle UM calcolate dal TPS che il valore di quelle effettivamente erogate per ciascuno dei 4 campi.

Allegare al questionario i piani di trattamento e i fogli di calcolo relativi alle sezioni n.30, 32 e 33 contenenti i riferimenti in corrispondenza del centro degli alloggiamenti dei dosimetri.

3) Esecuzione del trattamento

Alloggiamento del 1° dosimetro ad alanina

Porre il fantoccio in posizione verticale e ruotare in senso antiorario la ghiera posta al centro del supporto superiore del fantoccio.

Liberare i tiranti dalle apposite sedi presenti nel supporto inferiore.

Togliere il supporto superiore dal fantoccio.

Sfilare le sezioni n. 26, 27, 28, 29, 30, 31, e 32.

Sostituire il dosimetro-fantoccio di PMMA, alloggiato nel foro contrassegnato con il n. 3 nella sezione 32, con quello contenente il dosimetro ad alanina e contrassegnato con il numero A1. Il contenitore va inserito in modo che la sua numerazione sia rivolta verso l'alto.

Riporre il dosimetro-fantoccio nella scatola contenente i dosimetri ad alanina.

Riposizionare le sezioni precedentemente rimosse.

Riposizionare il supporto superiore sul fantoccio avendo cura di inserire i perni-guida nelle apposite sedi.

Inserire le estremità dei tiranti nelle apposite sedi e ruotare in senso orario la ghiera in modo da mettere in tensione i tiranti.

Allineamento del fantoccio

Porre il fantoccio sul lettino dell'unità di trattamento in posizione prona e curarne l'allineamento, basandosi sui reperi visibili all'esterno. Impostare le geometrie di irraggiamento del piano di trattamento.

Irraggiamento del fantoccio

Irraggiare il fantoccio utilizzando i valori di UM che meglio approssimano quelli indicati nel piano di trattamento per somministrare 10 Gy nel punto di riferimento del trattamento. Riportare nel Questionario allegato tutti i dati richiesti.

Alloggiamento del 2° dosimetro ad alanina

Porre il fantoccio in posizione verticale e ruotare in senso antiorario la ghiera posta al centro del supporto superiore del fantoccio.

Liberare i tiranti dalle apposite sedi presenti nel supporto inferiore.

Togliere il supporto superiore dal fantoccio.

Sfilare le sezioni 26, 27, 28, 29, 30, 31, e 32.

Sostituire il contenitore A1, alloggiato nel foro contrassegnato con il n. 3 nella sezione 32, con il contenitore contrassegnato con il numero A2. Il contenitore va inserito in modo che la sua numerazione sia rivolta verso l'alto.

Riporre il dosimetro A1 nella scatola di trasporto.

Riposizionare le sezioni precedentemente rimosse.

Riposizionare il supporto superiore sul fantoccio avendo cura di inserire i perni-guida nelle apposite sedi.

Inserire le estremità dei tiranti nelle apposite sedi e ruotare in senso orario la ghiera in modo da mettere in tensione i tiranti.

Allineamento del fantoccio

Porre il fantoccio sul lettino dell'unità di trattamento in posizione prona e curarne l'allineamento, basandosi sui reperi visibili all'esterno. Impostare le geometrie di irraggiamento del piano di trattamento.

Irraggiamento del fantoccio

Irraggiare il fantoccio utilizzando i valori di UM che meglio approssimano quelli indicati nel piano di trattamento per somministrare 10 Gy nel punto di riferimento del trattamento. Riportare nel Questionario allegato tutti i dati richiesti.

Alloggiamento dei dosimetri TLD

Porre il fantoccio in posizione verticale e ruotare in senso antiorario la ghiera posta al centro del supporto superiore del fantoccio.

Liberare i tiranti dalle sedi poste sul supporto inferiore.

Togliere il supporto superiore dal fantoccio.

Sfilare le sezioni 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32 e 33

Togliere:

- nella sezione 30 il dosimetro-fantoccio di PMMA alloggiato nel foro contrassegnato con il n. 4 ;
- nella sezione 32 i dosimetro-fantoccio alloggiati nei fori contrassegnati con i n. 1, 2, e 6 e il contenitore di PMMA con il dosimetro ad alanina nel foro contrassegnato con il numero 3;
- nella sezione 33, il dosimetro-fantoccio alloggiato nel foro contrassegnato con il n. 5 .

Inserire i contenitori dei TLD nei fori lasciati liberi, avendo cura di mantenere la corrispondenza della numerazione. Inserire i contenitori in modo che la linea riportata su una delle basi del contenitore sia rivolta verso l'alto. Posizionare i contenitori allineando la linea con i segni riportati sul fantoccio (Figura 3).

Riporre il contenitore del dosimetro ad alanina nella scatola di trasporto e i dosimetri-fantoccio di PMMA nella scatola di trasporto dei TLD100.

Riposizionare le sezioni precedentemente rimosse.

Riposizionare il supporto superiore sul fantoccio avendo cura di inserire i perni-guida nelle apposite sedi.

Inserire le estremità dei tiranti nelle apposite sedi e ruotare in senso orario la ghiera in modo da mettere in tensione i tiranti.

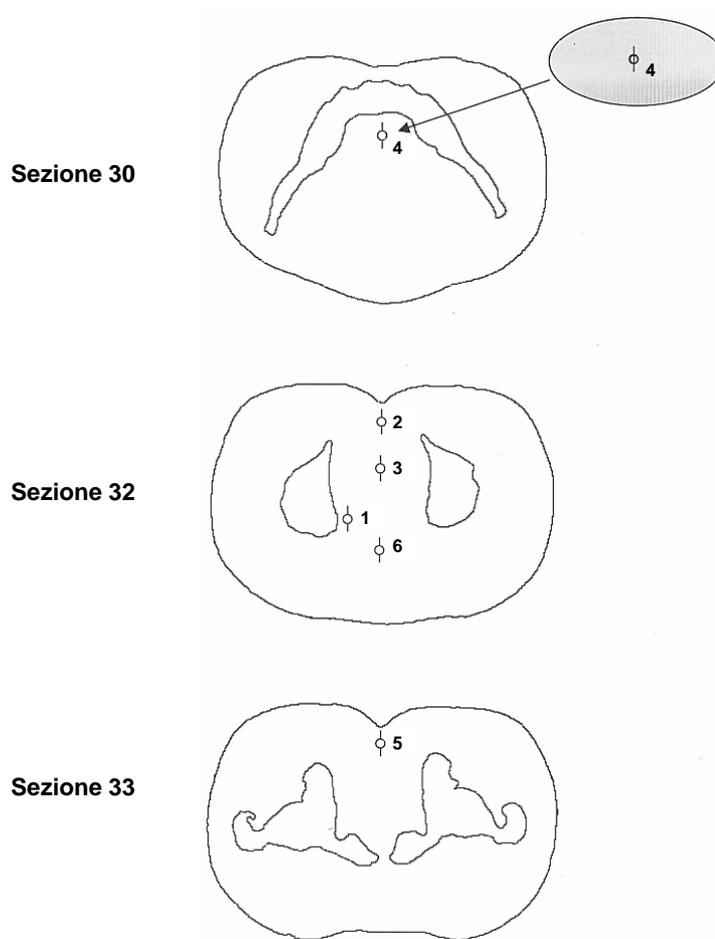


Figura 3. Modo di inserire i porta-LD seguendo le linee di riferimento

Allineamento del fantoccio

Porre il fantoccio sul lettino dell'unità di trattamento in posizione prona e curarne l'allineamento, basandosi sui reperi visibili all'esterno. Impostare le geometrie di irraggiamento scelte nel piano di trattamento.

Irraggiamento del fantoccio

Irraggiare il fantoccio utilizzando i valori di UM che meglio approssimano quelli indicati nel piano di trattamento per somministrare 1 Gy nel punto di riferimento del trattamento. Riportare nel Questionario allegato tutti i dati richiesti.

Una volta conclusi gli irraggiamenti, posizionare il fantoccio Rando-Alderson, senza rimuovere i dosimetri TLD dal suo interno, nel contenitore di trasporto. In attesa della spedizione all'ISS è necessario che i dosimetri rimangano al buio, in un luogo, diverso dalla sala di trattamento, la cui temperatura sia compresa fra 15°C e 25°C e la cui umidità relativa sia compresa nell'intervallo 50-70 %.

2° Irraggiamento

Eseguito da:.....
In data
Dimensione del campo utilizzato: SSD 100 cm SDD 100 cm
Unità monitor somministrate:.....
Frazionamento della dose: sì no
Modalità di frazionamento:.....
.....
Dose in acqua nel centro del dosimetro ad alanina: Gy
Rateo medio di dose nel centro del dosimetro ad alanina: Gy/min
Rateo delle Unità Monitor utilizzato: UM/min
Temperatura dell'acqua nella vasca: °C

3° Irraggiamento

Eseguito da:.....
In data
Dimensione del campo utilizzato: SSD 100 cm SDD 100 cm
Unità monitor somministrate:.....
Frazionamento della dose: sì no
Modalità di frazionamento:.....
.....
Dose in acqua nel centro del dosimetro ad alanina: Gy
Rateo medio di dose nel centro del dosimetro ad alanina: Gy/min
Rateo delle Unità Monitor utilizzato: UM/min
Temperatura dell'acqua nella vasca: °C

SECONDO INTERCONFRONTO (condizioni di trattamento)

Impianto utilizzato per la simulazione TC
Interfaccia con il treatment planning system (TPS) sì no
TPS utilizzato.....
Versione software utilizzata
La distribuzione di dose è calcolata utilizzando le densità elettroniche derivate dai numeri TC?
 sì no
Indicare il passo utilizzato per la griglia di calcolo

Allegare al presente questionario i piani di trattamento relativi alle sezioni 30, 32, 33 contenenti i riferimenti in corrispondenza del centro degli alloggiamenti dei dosimetri.

Irraggiamento con alanina

Dosimetro A1

Data

Dose totale impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Rateo medio di dose al centro del dosimetro (isocentro) Gy/min

Rateo delle Unità Monitor impartite UM/min

Fascio 0° (14 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS.....

Unità monitor somministrate

Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 90° (12 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS.....

Unità monitor somministrate

Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 180° (14 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS.....

Unità monitor somministrate

Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 270° (12 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS.....

Unità monitor somministrate

Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Annotazioni

.....

.....

.....

Dosimetro A2

Data

Dose totale impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Rateo medio di dose al centro del dosimetro (isocentro) Gy/min

Rateo delle Unità Monitor impartite UM/min

Fascio 0° (14 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS
Unità monitor somministrate
Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 90° (12 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS
Unità monitor somministrate
Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 180° (14 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS
Unità monitor somministrate
Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 270° (12 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS
Unità monitor somministrate
Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Annotazioni
.....
.....

Irraggiamento con TLD

Data

Dose totale impartita al centro del dosimetro:

Dosimetro #1 Gy
Dosimetro #2 Gy
Dosimetro #3 Gy
Dosimetro #4 Gy
Dosimetro #5 Gy
Dosimetro #6 Gy

Rateo medio di dose al centro di ogni dosimetro

Dosimetro #1 Gy/min
Dosimetro #2 Gy/min
Dosimetro #3 Gy/min
Dosimetro #4 Gy/min
Dosimetro #5 Gy/min
Dosimetro #6 Gy/min

Annotazioni
.....
.....

Fascio 0° (14 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS.....
Unità monitor somministrate
Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 90° (12 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS.....
Unità monitor somministrate
Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 180° (14 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS.....
Unità monitor somministrate
Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Fascio 270° (12 cm x 20 cm)

Unità monitor valutate dal TPS.....
Unità monitor somministrate
Dose impartita al centro del dosimetro (isocentro) Gy

Annotazioni
.....
.....

*Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità
e Direttore responsabile: Enrico Garaci*

*Coordinamento redazionale:
Paola De Castro e Sandra Salinetti*

*Stampato dal Servizio per le Attività Editoriali
dell'Istituto Superiore di Sanità, Viale Regina Elena, 299 - 00161 ROMA*

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

Reg. Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Roma, giugno 2002 (n. 2) 2° Suppl.

*La responsabilità dei dati scientifici e tecnici
pubblicati nei Rapporti e Congressi ISTISAN è dei singoli autori*