

La Radiologia Medica - Radiol Med 108: 549-559, 2004
Edizioni Minerva Medica - Torino

Dosimetria di fasci di elettroni per la Total Skin Electron Therapy (TSET)

Angelo PIERMATTEI - Giacinto ROSSI - Luigi AZARIO
Andrea FIDANZIO - Mauro BALDUCCI*
Vincenzo VALENTINI

La tecnica di irradiazione cutanea totale, TSET, è stata implementata con un fascio di elettroni da 6 MeV di energia nominale, opportunamente filtrato ed angolato in modo da produrre campi duali. L'uniformità della distribuzione di dose del fascio duale in ingresso al paziente è risultata del 10 %.

La dosimetria relativa del fascio duale è stata eseguita utilizzando un diodo al silicio e una camera a ionizzazione in fantoccio standard d'acqua. Film X-Omat V sono stati irraggiati in un fantoccio cilindrico di PMMA per ottenere la distribuzione di dose per i 6 campi duali utilizzati per la tecnica TSET.

La dosimetria assoluta è stata realizzata con una camera a ionizzazione tarata, posta in un fantoccio d'acqua cilindrico. In tal modo è stato determinato il contributo di dose per unità monitor, dovuto ai singoli campi duali.

PAROLE CHIAVE: Irradiazione cutanea totale con elettroni - Dosimetria.

Electron beam dosimetry of Total Skin Electron Therapy (TSET)

Total Skin Electron Therapy (TSET) was carried out using an electron beam with a nominal energy of 6 MeV. The beam was adequately filtered and angled in order to create dual fields. The uniformity of the dose distribution to the patient was 10%.

The relative dosimetry of the dual beam was performed using a silicon diode and an ionization chamber in a standard water phantom. X-Omat V films were irradiated in a cylindrical PMMA phantom in order to obtain the dose distribution for the six TSET dual fields used in the treatment.

Absolute dosimetry was carried out with a calibrated ionization chamber placed in a cylindrical water phantom. The dose contribution per monitor unit of the single dual beams was determined with this method.

KEY WORDS: Total skin electron irradiation - Dosimetry.

Introduzione

L'irradiazione cutanea totale con elettroni (TSET dall'inglese Total Skin Electron Therapy) rappresenta il trattamento di elezione per gli stadi iniziali del linfoma cutaneo [1, 2], essendo in grado di conseguire il successo clinico in circa il 40% dei pazienti con patologia allo stato iniziale, e trovando indicazioni a titolo palliativo anche negli stadi più avanzati.

Il trattamento dei linfomi cutanei si ottiene con l'irradiazione dell'intera superficie corporea, di per se irregolare, con una distribuzione di dose di elettroni il più uniforme possibile, cercando di ridurre il contributo di raggi x ad un valore clinicamente accettabile, e non trascurando, inoltre, le necessità di ridurre al minimo il grado di complessità della tecnica e di eseguire il trattamento in tempi contenuti.

La profondità del volume bersaglio, interessata dalla infiltrazione cellulare linfomatosa, è di solito compresa tra 0,5 mm e 5 mm fino ad arrivare a circa 15 mm quando l'infiltrazione si estende al tessuto sottocutaneo. Ciò comporta che il trattamento venga eseguito con fasci di elettroni di energie medie variabili tra 3 e 5 MeV rendendo necessario, data la rara disponibilità di tali fasci negli acceleratori lineari, l'uso di filtri degradatori.

Varie tecniche statiche e cinetiche sono state riportate in letteratura, come, ad esempio, le tecniche a fascio diffuso singolo [1], a coppie di fasci paralleli, ad arco pendolare [3], a rotazione del paziente [4], a coppie di fasci angolati e rotazione del paziente [5-7]. Quest'ultima tecnica, che fa uso di fasci duali, è quella maggiormente utilizzata per diverse

Introduction

Total Skin Electron Therapy (TSET) is the treatment of choice for early-stage cutaneous lymphoma [1, 2], as it achieves clinical success in about 40% of patients with early-stage disease, and has palliative indications even at more advanced stages.

Cutaneous lymphomas are treated by irradiating the whole body surface, irregular in itself, with an electron dose distribution as uniform as possible, trying to reduce the X-ray dose to a clinically acceptable value, and not neglecting the need to minimise the complexity of the technique and the time needed to perform it.

The depth of the target volume affected by lymphomatous cell infiltration is usually between 0.5 mm and 5 mm, but may reach some 15 mm when the infiltration extends to the subcutaneous tissue. This means that the treatment has to be carried out with electron beams of an average energy of 3-5 MeV, which requires the use of degraders, since these beams are rarely available in linear accelerators.

A variety of static and kinetic techniques have been reported in the literature, such as the scattered single beam [1], parallel paired beam, pendulum-arc [3], patient rotation [4], angled paired beams and patient rotation [5-7] techniques. The last technique, which makes use of dual beams, is the most widely used for a number of reasons including the important issue of dose uniformity.

This paper describes a dosimetric procedure used to deter-

Istituto di Fisica e UO di Fisica Sanitaria - *Divisione di Radioterapia UCSC - Università Cattolica del S. Cuore - Roma.

Pervenuto alla Redazione il 16.10.2003; revisionato l'1.12.2003; restituito corretto il 22.12.2003; accettato per la pubblicazione il 31.3.2004.

Indirizzo per la richiesta di estratti: Prof. A. Piermattei - Istituto di Fisica - Università Cattolica del S. Cuore - Largo F. Vito, 1 - 00168 Roma RM - Tel. 06/30154997 - Fax 06/3058852. E-mail: a.piermattei@rm.unicatt.it

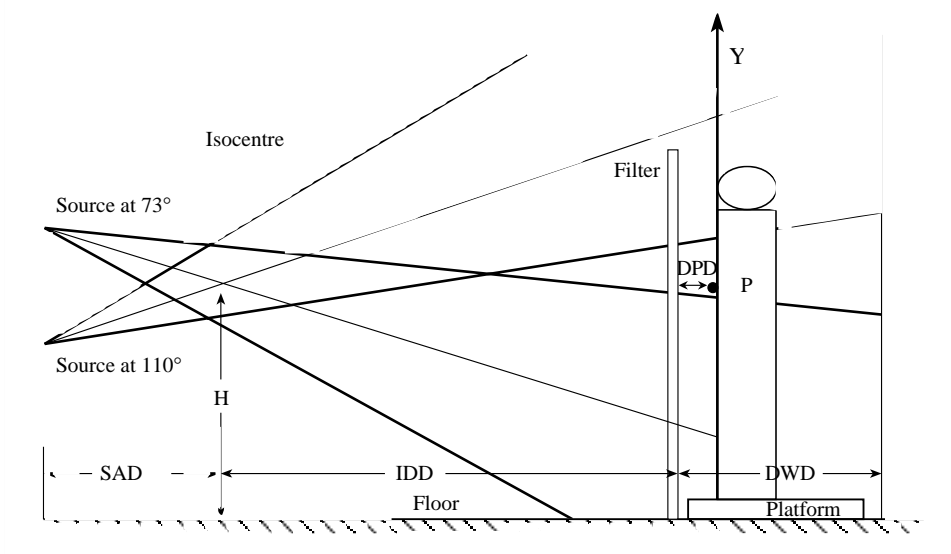


Fig. 1. — Configurazione del sistema di irraggiamento del paziente con la superficie allineata nella direzione dell'asse Y. SAD=100 cm, H=132 cm, DIF=249 cm, DFP=20 cm, DFW=110 cm.
Set-up of the patient irradiation system with the surface in line with the Y-axis direction. SAD=100 cm, H=132 cm, IDD=249 cm, DPD=20 cm, DWD=110 cm.

motivazioni tra cui, di primaria importanza, l'omogeneità di dose ottenibile.

Nel presente lavoro viene riportata una procedura dosimetrica per la determinazione della distribuzione di dose in un fantoccio omogeneo ottenuta in tecnica statica con sei coppie di fasci angolati (sei campi duali). Per i fasci TSET non esistono protocolli dosimetrici di base e quindi solo l'uso di più sistemi dosimetrici ed il confronto dei risultati dosimetrici ottenuti garantisce una migliore accuratezza dosimetrica [8, 9]. In questo lavoro sono state comunque seguite le raccomandazioni riportate nel report AAPM n. 23 [10].

Materiali e metodi

Definizione delle condizioni di irraggiamento e caratterizzazione del fascio duale

La tecnica TSET adottata utilizza 6 coppie di fasci angolati, sopra e sotto l'asse orizzontale (fascio ruotato a 90°), prodotti da un acceleratore lineare SATURNE 43 (General Electric) con distanza sorgente - asse di rotazione (SAD) di 100 cm.

Un fascio di elettroni di energia nominale di 6 MeV e rateo delle unità monitor (UM) di 400 UM/min, è stato degradato in energia con un filtro in PMMA. Tale filtro, di altezza 204 cm, larghezza di 125 cm e spessore 1 cm, è stato progettato per ottenere la migliore omogeneità della distribuzione di dose lungo l'asse longitudinale del paziente. Tra le due possibilità di collocazione del filtro in prossimità dei collimatori del Linac o in prossimità del paziente è stata individuata come ottimale la seconda disposizione. In questa configurazione la maggiore diffusione angolare degli elettroni, e quindi una loro riduzione del range pratico causata dall'aumento dell'angolo medio di incidenza, determina un aumento della dose in superficie e quindi una superficializzazione della distribuzione di dose in profondità [10].

Le condizioni di irraggiamento selezionate, schematicamente riportate in figura 1, sono le seguenti:

mine the dose distribution in a homogeneous phantom obtained with a static technique and six angled paired beams (six dual fields).

Because there are no basic dosimetric protocols for TSET beams, only the use of several dosimetry systems and the comparison of their results can enable dosimetry [8, 9]. At any rate, this study has adopted the recommendations contained in the AAPM report no. 23 [10].

Materials and methods

Definition of the irradiation conditions and characterization of the dual beam

The chosen TSET technique uses 6 pairs of angled beams, above and below the horizontal axis (beam rotated 90°), which are produced by a Saturne 43 linear accelerator (General Electric) with a source-rotation axis distance (SAD) of 100 cm.

An electron beam with a nominal energy of 6 MeV and a monitor unit (MU) rate of 400 MU/min, was degraded by a PMMA filter. This filter—204 cm high, 125 cm wide, and 1 cm thick—was designed to obtain the greatest dose uniformity along the patient's longitudinal axis. Of the two possible filter positions—near the Linac collimators or near the patient—the latter was identified as the ideal position. With this set-up, the greater angular diffusion of the electrons, and consequently their shorter practical range caused by the increased average incidence angle, produces an increase of surface dose and therefore a surfacing of dose distribution in depth [10].

The selected irradiation conditions, summarised in Fig. 1, are the following:

— The distance between the isocentre and the inner surface of the degrader (IDD) is 249 cm.

— The distance between the inner surface of the degrader and the patient's surface (DPD) is 20 cm.

— la distanza tra l'isocentro e la superficie interna del filtro degradatore (DIF), uguale a 249 cm;

— la distanza tra la superficie interna del filtro degradatore e la superficie paziente (DFP), uguale a 20 cm;

— la distanza tra la sorgente (con angolo 90°) e la superficie del paziente (DSP), uguale a 369 cm;

— la distanza tra la superficie interna del filtro degradatore e la parete della sala di trattamento (DFW), uguale a 110 cm;

— la dimensione del campo, privato dei convenzionali collimatori aggiuntivi per elettroni, misura 40×40 cm² alla SAD;

— la rotazione del paziente sul proprio asse longitudinale è eseguita in 6 posizioni ruotate di 60°.

Misure di ionizzazione eseguite nelle condizioni geometriche descritte, lungo l'asse verticale Y corrispondente alla superficie del paziente hanno permesso di stabilire l'angolo della coppia dei fasci (fascio duale) che determina la distribuzione più omogenea della fluenza degli elettroni.

Le misure sono state effettuate con una camera a ionizzazione (c.i.) Capintec modello PR06C (volume sensibile 0.65 cm³) con cappuccio di equilibrio elettronico in lucite di spessore 4 mm.

L'anodo della camera è stato posto inizialmente nel punto P (fig. 1), sull'asse del fascio a 90° alla DFP uguale a 20 cm, e successivamente fatto scorrere lungo l'asse Y. Dalla combinazione dei fasci con angolo del gantry di 73° e 110° è stata ottenuta la ottimale distribuzione relativa dei segnali di ionizzazione.

Generalmente la dose di trattamento è prescritta, per l'intera superficie della pelle, con una omogeneità di circa il ±10% [10, 11], ma in realtà tale obiettivo è difficilmente raggiungibile. Studi eseguiti con dosimetri a termoluminescenza, posizionati sul paziente durante il trattamento [11, 12], hanno evidenziato che tale omogeneità si può realizzare solo sulle superfici piane del corpo come, ad esempio, il torace medio, anteriore e posteriore, la fronte, e sulle superfici tangenziali (come il fianco, la coscia e l'anca esterna).

Secondo i dati riportati in letteratura [11], nelle piccole aree, definite come «aree speciali», la dose somministrata può variare in maniera considerevole per motivi anatomici e di posizionamento. La riduzione di dose può variare dal 22% al 134% della dose prescritta nel caso dell'ascella [11]. Nel caso della palpebra, sotto la quale viene inserito un filtro di protezione oculare in materiale piombifero, si può avere un sovradosaggio anche del 50%, a causa degli elettroni retrodiffusi dal filtro stesso [10]. La caratterizzazione dosimetrica del singolo fascio che compone il fascio duale è stata effettuata misurando la distribuzione di dose percentuale in profondità (DPP), ottenuta con un diodo al silicio per elettroni, tipo p, modello DEB 0002239 della Scanditronix. Una superficie laterale del fantoccio d'acqua Nucletron (dimensioni 45×45×45 cm³), che presenta una finestra di mylar di spessore 0,3 mm, è stata collocata oltre il filtro degradatore, ortogonalmente all'asse del fascio, alla DSP di 369 cm. Il diodo è stato posto a contatto con la superficie interna di mylar e la minima profondità di misura in acqua è risultata essere di 0,8 mm, tenendo conto del punto effettivo di misura del diodo.

La DPP è stata ottenuta direttamente dal segnale del diodo in quanto, per tali valori di energia, il rapporto tra i pote-

— The distance between the source – with a 90° angle – and the patient's surface (SPD) is 369 cm.

— The distance between the inner surface of the degrader and the treatment room wall (DWD) is 110 cm.

— The field size, without the additional conventional electron collimators, measures 40×40 cm² at the SAD.

— Patient rotation in the longitudinal axis is performed in 6 positions distributed at 60° intervals.

Ionization measurements performed in the geometric conditions described, along the vertical Y-axis corresponding to the patient's surface allowed calculation of the angle of the paired beam (dual beam) which determines the most uniform distribution of the electron fluence.

The measurements were performed with a Capintec, model PR06C, ionization chamber (sensitive volume: 0.65 cm³) with a 4 mm-thick lucite build up cap. The chamber's anode was initially positioned at point P (Fig. 1), in the axis positioned at 90°, at the 20 cm DPD, later it was slid along the Y-axis. By combining the beams with gantry angles of 73° and 110°, the relative optimal distribution of ionisation signals was obtained.

Usually, the treatment dose is prescribed, for the whole skin surface, with a homogeneity around ±10% [10, 11], but this is difficult to achieve in reality. Studies carried out with thermoluminescent dosimeters placed on the patient during treatment [11, 12] have shown that this homogeneity can only be obtained on the flat surfaces of the body, such as the middle, anterior and posterior chest, the forehead, and the tangential surfaces (such as the flank, the external thigh and hip).

According to the literature data [11], the dose administered in the small areas, defined "special areas", may vary significantly depending on anatomy and positioning. The dose reduction may range from 22% to 134% of the prescribed dose for the axilla [11]. At the eyelid, under which a lead eye-protection filter is inserted, even a 50% overdosage may occur, caused by the back scattering of electrons from the filter itself [10]. The dosimetric characterisation of the single beam composing the dual beam was performed by measuring the percentage depth dose distribution (PDD) obtained with a silicon diode for electrons, type p, model DEB 0002239, manufactured by Scanditronix. A lateral surface of the Nucletron water phantom (size: 45×45×45 cm³), with a 0.3 mm thick mylar window, was placed beyond the degrader, perpendicular to the beam axis, at an SPD of 369 cm. The diode was brought into contact with the mylar inner surface and the minimal measurement depth in water was found to be 0.8 mm, considering the effective measurement point of the diode.

The DPD was derived directly from the diode signal since, for such energy values, the mass collision stopping power water-silicon ratio is unrelated to energy [8].

After measuring the practical range R_p the AAPM 23 Task Group [10] recommends using the $E_{p,0}$ parameter, i.e. the most energy on the surface (modal energy), as the probable energy value characterising the TSET electron beam. This value is calculated using the Markus expression [13]:

$$E_{p,0} = 1.95 R_p + 0.48 \quad [1]$$

where $E_{p,0}$ is to be determined under the irradiation conditions with a single field, perpendicular to the entrance sur-

ri frenanti massici per collisione acqua-silicio è indipendente dall'energia [8].

Una volta misurato il range pratico R_p , il Task Group AAPM 23 [10] raccomanda, come valore di energia caratterizzante il fascio di elettroni TSET, il parametro $E_{p,0}$, cioè l'energia di massima probabilità in superficie (energia modale). Tale valore è determinato dall'espressione di Markus [13]:

$$E_{p,0} = 1,95 R_p + 0,48 \quad [1]$$

dove $E_{p,0}$ va determinato in condizioni di irraggiamento con campo singolo, ortogonale alla superficie di ingresso del fantoccio, per il quale è determinato il range pratico R_p . La relazione [1] è valida per energie comprese tra 3 e 15 MeV e presenta un accordo con i dati sperimentali entro lo 0,43% [13].

L'energia media del suddetto campo singolo alla profondità z è stata determinata tramite la relazione di Harder [13, 14] in cui è sostituita la $E_{p,0}$ con l'energia media superficiale E_0 (approssimazione possibile alle basse energie di interesse):

$$E_z = E_0 (1-z/R_p) \quad [2]$$

dove E_0 è ottenuta dalla relazione di Berger e Seltzer [14]:

$$E_0 = k R_{50} \quad [3]$$

dove R_{50} è la profondità in cui la dose in acqua raggiunge il 50% del valore massimo.

È necessario sottolineare che nello studio dosimetrico di fasci di elettroni di dimensioni grandi si presentano caratteristiche di penetrazione degli elettroni diverse da quelle dei fasci convenzionali, quest'ultimi studiati mediante metodi Monte Carlo utilizzando fasci sottili, e considerando l'approssimazione del rallentamento continuo (CSDA) [15-17].

Seltzer e Hubbel hanno introdotto nello studio della caratterizzazione dei fasci i contributi dovuti a fluttuazioni di perdite di energia lungo il percorso dell'elettrone (range-straggling), produzione e trasporto di fotoni di frenamento, deflessione angolare da scattering multiplo, produzione e trasporto di elettroni risultanti da collisioni con elettroni liberi (elettroni di knock-on) [10, 15]. Quindi, per quanto riguarda il valore della costante k della relazione [3], si è tenuto conto dei risultati riportati in questi ultimi lavori ed il valore di k selezionato, per il fascio TSET considerato in questo lavoro, è stato di 2,42.

Il diodo al silicio è stato impiegato, nelle stesse condizioni utilizzate per il singolo campo, anche per misurare la DPP per il fascio duale. La misura è stata eseguita registrando i segnali del rivelatore acquisiti a varie profondità con i due fasci separatamente, ed una volta sommati sono stati normalizzati al valore massimo ottenuto.

A conferma dell'accuratezza della misura con il diodo, con la stessa modalità, la DPP per il campo duale è stata ottenuta anche con una camera a ionizzazione cilindrica (c.i.) Scanditronix RK 83-05, di volume sensibile pari a 0,12 cm³ e diametro interno 4 mm, posta nello stesso fantoccio d'acqua Nucletron e nella stessa configurazione utilizzata per il diodo al silicio. La c.i. RK 83-05 è stata tarata con la c.i.

face of the phantom, for which the practical range R_p was determined. The expression [1] applies to energies between 3 and 15 MeV and is consistent within 0.43% with the experimental data [13].

The mean energy of the above single field at depth z was determined using Harder's ratio [13, 14] where $E_{p,0}$ is replaced with the mean energy on the surface E_0 (this approximation is possible, given the low energies used here):

$$E_z = E_0 (1-z/R_p) \quad [2]$$

where E_0 is calculated through Berger and Seltzer's ratio [14]:

$$E_0 = k R_{50} \quad [3]$$

where R_{50} is the depth at which the dose in water reaches 50% of the maximum value.

It must be emphasised that the dosimetric study of large electron beams shows different penetration features from conventional electron beams. The latter are studied with Monte Carlo methods using thin beams, and considering the continuous slow-down approximation (CSDA) [15-17].

Seltzer and Hubbel introduced in the study of the beam characterisation the contributions due to energy loss variations along the electron path (range-straggling), the production and transport of bremsstrahlung photons, the multiple scattering angular deflection, the production and transport of electrons resulting from collisions with free electrons (knock-on electrons) [10, 15]. So, with reference to the value of the k constant of the ratio [3], we took into account the results reported in these papers and the selected k value, for the TSET beam studied in this paper, was 2.42.

The silicon diode was also used, under the same modality used for the single field, to measure the DPD for the dual beam. The measurement was carried out by recording the detector's signals acquired separately at different depths with the two beams: they were normalized at the maximum value obtained after being added together.

The accuracy of the diode measurement was confirmed, with the same method, by also obtaining the DPD for the dual field with a Scanditronix RK 83-05 cylindrical ionization chamber, with a sensitive volume of 0.12 cm³ and an inner diameter of 4 mm, placed in the same Nucletron water phantom and with the same set-up used for the silicon diode. The RK 83-05 ionization chamber was calibrated with the ESC/87 ionization chamber described below. The RK 83-05 ionization chamber was positioned with its longitudinal axis along the mylar window of the phantom, while the minimal measurement depth measured was 3 mm.

Gamma ray KODAK X-Omat V films were inserted between the plates of a PMMA cylindrical phantom, 30 cm high and 30 cm across (Fig. 2), and irradiated with a dual field and with 6 dual fields. The optical density distributions along the radiuses drawn in Fig. 2 were read using the Therados system densitometer, model RFA-3-50, with a reading window measuring 1 mm across. The optical density values read at specific depths z_{PMMA} in a PMMA phantom were related to the z_w

ESC/87 descritta nel paragrafo successivo. La c.i. RK 83-05 è stata posta con il suo asse longitudinale lungo la finestra di mylar del fantoccio e la profondità minima di misura è risultata essere di 3 mm.

Film gammagrafici KODAK X-Omat V sono stati inseriti tra le lastre di un fantoccio cilindrico di PMMA di 30 cm di altezza e 30 cm di diametro (fig. 2) e irraggiati con un campo duale e con 6 campi duali. Per la lettura delle distribuzioni di densità ottica lungo i raggi tracciati in figura 2 è stato utilizzato il densitometro del sistema Therados mod. RFA-3-50, avente diametro della finestra di lettura pari a 1 mm. I valori di densità ottica letti a determinate profondità Z_{PMMA} in fantoccio di PMMA sono stati riferiti alle profondità Z_W di acqua mediante l'espressione:

$$Z_W = Z_{PMMA} \left(\frac{r_0}{\rho} \right)_{PMMA}^W \quad [4]$$

essendo $(r_0/\rho)_{PMMA}^W$ i rapporti dei percorsi degli elettroni di energia E_0 per l'acqua W e per il materiale plastico PMMA nell'approssimazione di rallentamento continuo [14].

I valori di densità ottica in profondità in acqua (OD), ottenuti con un fascio duale sono risultati correlati linearmente con i valori di dose in acqua (determinati con la c.i. RK 83-05 in fantoccio standard) nell'intervallo dei valori di dose, fino a 0,4 Gy, utilizzati per la taratura dei film. Inoltre in base a quanto riportato in letteratura [18] i rapporti dei poteri frenanti massici acqua-emulsione radiografica X-Omat presentano una dipendenza dall'energia contenuta nel 2% e quindi la suddetta curva di taratura si è assunta valida anche per i film irraggiati con i 6 campi duttali.

Taratura dosimetrica del fascio duale

La determinazione del valore assoluto di dose D_w in un punto di riferimento Prif scelto alla profondità di massima dose, d_{max} , è stata eseguita, in condizione di irraggiamento con 6 campi duali, in un fantoccio cilindrico di acqua di altezza pari a 40 cm e diametro pari a 30 cm. Il fantoccio presenta una parete di PMMA di 0,46 cm di spessore ed è stato posto alla DSP eguale a 369 cm dietro al filtro degradatore.

Al fine di ottenere valori di dose più vicini alla superficie del fantoccio cilindrico ed inoltre determinare la dose dovuta a tutti gli irraggiamenti con i fasci duali, ottenuti ruotando il fantoccio intorno al suo asse, si è deciso di avvalersi dell'isotropismo della risposta delle camere a ionizzazione cilindriche rispetto alla direzione d'incidenza del fascio. È stata, quindi, impiegata una camera cilindrica ENEA-ESC/87, avente volume sensibile pari a 0,24 cm³ (diametro interno pari a 4 mm ed esterno 6 mm), collegata all'elettrometro Capintec mod. 192. È noto comunque che, al diminuire della energia dei fasci di elettroni, le camere cilindriche presentano una riduzione dell'accuratezza dosimetrica dovuta alla incertezza associata al fattore correttivo per la perturbazione della fluensa di elettroni, P_E . Pertanto, per la determinazione della dose per fasci di elettroni di energia media superficiale $E_0 \leq 5$ MeV viene raccomandato l'uso di camere a ionizzazione ad elettrodi piani e paralleli [14, 19-21]. Quindi si è proceduto al confronto tra le dosi ottenute con la

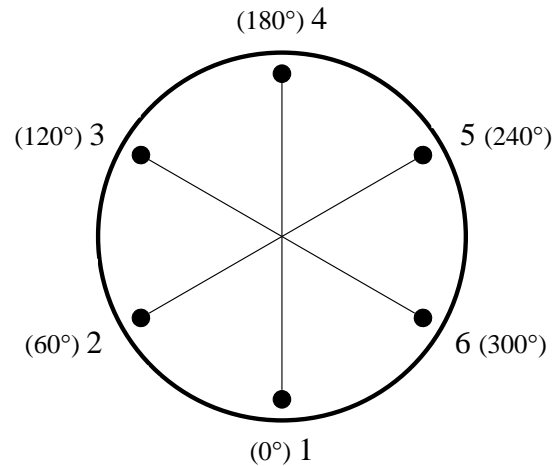


Fig. 2. — Sezione dei due fantocchi cilindrici in PMMA e di acqua. I raggi riportati indicano le direzioni di lettura della OD in fantoccio di PMMA. Il simbolo ● indica la posizione del punto effettivo della camera a ionizzazione ESC-87 utilizzata per la misura assoluta di dose. Da 1 a 6 sono indicati i sei punti di ingresso dei fasci duali.

Section of the two cylindrical phantoms in PMMA and water. The radiuses shown in the figure indicate the OD reading directions in a phantom in PMMA. The symbol ● indicates the position of the effective measurement point of the ESC-87 ion chamber used for the absolute dose measurement. The six dual beam incidence points are points 1 to 6.

water depths through the expression:

$$Z_W = Z_{PMMA} \left(\frac{r_0}{\rho} \right)_{PMMA}^W \quad [4]$$

where $(r_0/\rho)_{PMMA}^W$ are the ratios of the electron paths of E_0 energy for the water W and for the PMMA plastic material in the continuous slow-down approximation [14].

The depth optical density values (OD) in water obtained with a dual beam were found to be linearly related to the dose values in water (measured with the RK 83-05 ionization chamber and a standard phantom) in the dose value interval up to 0.4 Gy, used to calibrate the films. Furthermore, based the literature reports [18], mass collision stopping power water-X-Omat emulsion ratio have a 2% dependence on the energy so the calibration curve was also assumed to apply to the films irradiated with 6 dual fields.

Dose calibration of the dual beam

The D_w absolute dose value at a Prif reference point chosen at the maximum depth dose, d_{max} , was determined with the irradiation with 6 dual fields, in a cylindrical water phantom 40 cm high and 30 cm across. The phantom has a 0.46 cm thick PMMA wall and was placed at an SPD of 369 cm behind the degrader.

In order to obtain dose values closer to the surface of the cylindrical phantom and to determine the dose delivered by all dual beam irradiations obtained by rotating the phantom around its axis, we decided to make use of the response

camera a ionizzazione cilindrica ESC/87 e con la camera a ionizzazione ad elettrodi paralleli NACP-02, avente volume sensibile di 0,16 cm³, spessore della cavità di 2 mm, e spessore della finestra di ingresso, in grafite, uguale a 0,5 mm. Le misure di dose con la camera ad elettrodi paralleli sono state effettuate in condizioni di riferimento seguendo le indicazioni del Protocollo Nazionale di Dosimetria [14] per fasci radioterapici di fotoni ed elettroni da 1 a 40 MeV. Le misure sono state realizzate in fantoccio d'acqua Nucletron adottando una DSS di 100 cm, un campo alla DSS di 20×20 cm² ed un rateo di unità monitor di 400UM/min. Per il confronto sono stati utilizzati fasci di elettroni con energia media superficiale E₀ di fasci convenzionali da: 14,8 MeV, 11,8 MeV, 8,5 MeV, 5,6 MeV, 3,2 MeV e di 2,4 MeV; quest'ultima energia (che coincide con l'energia media superficiale E₀ del campo singolo TSET) è stata ottenuta filtrando un fascio di energia nominale di 6 MeV con un filtro di 17 mm di PMMA.

Il confronto tra i valori di dose ha evidenziato, per l'energia E₀=2,4 MeV, una sovrastima della dose del 3,5% da parte della camera cilindrica ESC/87. Di tale quantità si è tenuto conto nella misura dosimetrica effettuata con la c.i. ESC/87, in fantoccio cilindrico, associandola al fattore correttivo per la perturbazione della fluena di elettroni.

La determinazione della dose, in fantoccio d'acqua cilindrico per la determinazione della dose in condizioni TSET, è stata eseguita quindi con la camera cilindrica ESC/87 utilizzando le indicazioni del Protocollo Nazionale di Dosimetria [14]. La dose D_w è stata calcolata nel punto di riferimento Prif tramite l'espressione:

$$D_w (P_{rif}) = M' \cdot k_{sat} \cdot k_{T,P} \cdot N_D \cdot (L/\rho)_a^w \cdot P_E \quad [5]$$

dove: M' è il valore di carica letta dalla camera ESC/87 alla profondità del punto effettivo di misura; k_{sat} è il fattore che tiene conto della ricombinazione ionica; k_{T,P} è il fattore di correzione della lettura per le condizioni ambientali diverse da quelle di taratura; N_D è il fattore di taratura della camera per la dose in aria fornito dall'INMRI-ENEA; (L/ρ)_a^w è il rapporto dei poteri frenanti massici acqua-aria; P_E è il fattore di correzione per la perturbazione della fluena degli elettroni.

In particolare la camera a ionizzazione ESC/87 è stata collocata con il suo cappuccio di protezione acqua-equivalente a contatto della superficie interna del fantoccio cilindrico, per cui la minima profondità utile per la misura, nel punto effettivo della camera a ionizzazione, è risultata di 6,7 mm (fig. 2).

Mantenendo la c.i. fissa, ad esempio nel punto 1 di figura 2, e ruotando il fantoccio ogni volta di 60° sul suo asse di simmetria, sono stati determinati i contributi di dose dovuti ad ogni campo duale.

Risultati

In tabella I sono riportati i parametri fisici e dosimetrici che caratterizzano il fascio selezionato di elettroni TSET [10]. Il valore di E_{p,0} del campo singolo per la TSET è risultato di 3,6 MeV, mentre l'energia media superficiale, E₀, è risultata pari a 2,4 MeV; la differenza tra i due valori indica che lo spettro energetico ha una forte componente di elettroni di bassa

isotropism of the cylindrical ionization chambers relative to the beam incidence direction. An ENEA-ESC/87 cylindrical chamber was consequently used, with a sensitive volume of 0.24 cm³ (inner and outer diameters: 4 mm and 6 mm respectively), connected to the Capintec electrometer, model 192. However, it is widely known that as the electron beam energy decreases, the dosimetric accuracy of the cylindrical chambers is reduced, owing to the uncertainty associated with the correction factor for the perturbation of the electron fluence, P_E. So, in order to determine the dose for electron beams with a mean surface energy of E₀ ≤ 5 MeV, the use of ionization chambers with flat and parallel electrodes is recommended [14, 19-21]. Then we compared the doses obtained with the ESC/87 cylindrical ionization chamber and with the NACP-02 ionization chamber with parallel electrodes, having a 0.16 cm³ sensitive volume, a 2 mm thick cavity, and a 0.5 mm thick entrance window made of graphite. The dose measurements with the parallel electrode chamber were carried out in reference conditions following the indications of the Italian National Dosimetry Protocol [14] for photon and electron radiotherapy beams ranging from 1 to 40 MeV. The measurements were taken with a Nucletron water phantom and a 100 cm DSS, a field at DSS of 20×20 cm² and a monitor unit rate of 400 UM/min. The comparison was made using electron beams with a mean energy on the surface E₀ of conventional beams measuring: 14.8 MeV, 11.8 MeV, 8.5 MeV, 5.6 MeV, 3.2 MeV and 2.4 MeV. The latter energy (matching the mean surface energy on the E₀ of the TSET single field) was obtained by filtering a beam with a nominal energy of 6 MeV through a 17 mm PMMA filter.

The comparison of the dose values has identified, for the energy E₀ = 2.4 MeV, a dose overestimated by 3.5% by the ESC/87 cylindrical chamber. We considered this amount in the dose measurement taken with the ESC/87 ionization chamber, with a cylindrical phantom, associating it with the correction factor for the perturbation of the electron fluence.

The dose determination under TSET conditions, in a cylindrical water phantom, was carried out with the ESC/87 cylindrical chamber by using the indications of the National Dosimetry Protocol [14]. The D_w dose was calculated at the reference point Prif through the expression:

$$D_w (P_{rif}) = M' \cdot k_{sat} \cdot k_{T,P} \cdot N_D \cdot (L/\rho)_a^w \cdot P_E \quad [5]$$

where: M' is the charge value read by the ESC/87 chamber at the same depth of the effective measurement point; k_{sat} is the factor taking into account ion recombination; k_{T,P} is the correction factor of the reading for any environment conditions different from those of calibration;

N_D is the calibration factor of the chamber for the air dose delivered by INMRI-ENEA; (L/ρ)_a^w is the ratio between the massive stopping powers water-air; P_E is the correction factor for the perturbation of the electron fluence.

In particular, the ESC/87 ionization chamber was placed with its protection cap water-equivalent into contact with the inner surface of the cylindrical phantom: in this case the minimal working depth for the measurement, at the effective measurement point of the ionization chamber, was 6.7 mm (Fig. 2).

Keeping the ionization chamber fixed, e.g. at 1 in Fig. 2,

TABELLA I. — Parametri fisici e dosimetrici del campo singolo per la TSET.

| Dimensione del campo alla SAD | 40×40 cm ² |
|--|-----------------------|
| Energia di massima probabilità | $E_{p,0} = 3,6$ MeV |
| Energia media superficiale | $E_0 = 2,4$ MeV |
| Energia media alla profondità R_{50} | $E_z = 0,9$ MeV |
| Range pratico | $R_p = 16,0$ mm |
| Profondità di massima dose | $d_{max} = 2,0$ mm |
| Profondità dell'80% di dose | $R_{80} = 7,0$ mm |
| Profondità del 50% di dose | $R_{50} = 10,0$ mm |

TABLE I.—Physical and dose parameters of the single field for TSET.

| Field size at the SAD | 40×40 cm ² |
|-----------------------------------|-----------------------|
| Most probably energy | $E_{p,0} = 3.6$ MeV |
| Mean energy on the surface | $E_0 = 2.4$ MeV |
| Mean energy at the R_{50} depth | $E_z = 0.9$ MeV |
| Practical range | $R_p = 16.0$ mm |
| Maximum dose depth | $d_{max} = 2.0$ mm |
| Depth of 80% of the dose | $R_{80} = 7.0$ mm |
| Depth of 50% of the dose | $R_{50} = 10.0$ mm |

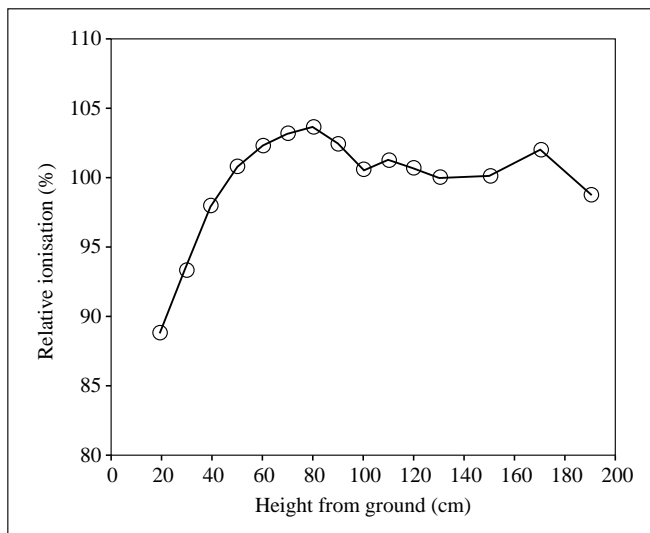


Fig. 3. — Distribuzione relativa di misure di ionizzazione (O) ottenute con un fascio duale. La distribuzione è stata ottenuta a una distanza DSP = 369 cm, lungo l'asse Y riportato in figura 1.
Relative distribution of the ionization measurements (O) obtained with a dual beam. The distribution was obtained at an SPD = 369 cm, along the Y-axis shown in Figure 1.

energia a causa della presenza del filtro degradatore e del volume d'aria interposto tra la sorgente ed il paziente.

Mediante la camera a ionizzazione PR06C è stata determinata la distribuzione relativa di ionizzazione ottenuta dalla combinazione dei due fasci con angolazione di 73° e 110°, che compongono il fascio duale. L'omogeneità di dose, lungo l'asse verticale, è risultata entro il $\pm 10\%$ su una regione estesa da 20 cm a 190 cm dal pavimento (fig. 3), intervallo utile dove posizionare il paziente.

Nelle condizioni di impiego della tecnica TSET la DPP, rilevata con diodo al silicio in fantoccio ad acqua per il campo singolo ortogonale alla superficie del fantoccio stesso, è risultata sovrapponibile, entro gli errori sperimentali, alla DPP determinata con campo duale (fig. 4). Ciò ha permesso di confermare che la caratterizzazione dosimetrica del campo singolo è significativa anche per il fascio duale. Dalla

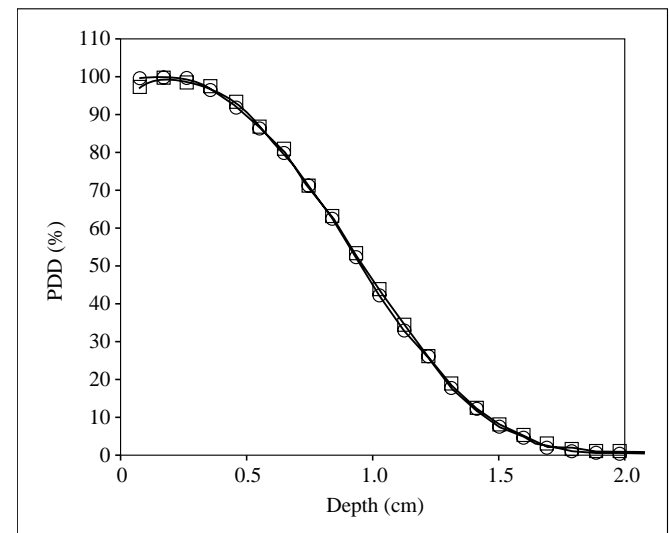


Fig. 4. — DPP in acqua per un campo singolo (□) (sorgente a 90°) e per un fascio duale (O), ottenute con un rivelatore a diodo.
PDD in water for a single field (□) (source at 90°) and for a dual beam (O), obtained with a diode detector.

and rotating the phantom 60° around its symmetry axis, the dose contribution from every dual field were determined.

Results

Table I shows the physical and dose parameters of the selected TSET electron beam [10]. The $E_{p,0}$ value of the single field for TSET was 3.6 MeV, while the mean surface energy, E_0 , was 2.4 MeV. The difference between the two values indicates that the energy spectrum includes a strong component of low-energy electrons caused by the degrader and by the air volume between source and patient.

The PR06C ionization chamber was used to determine the relative ion distribution obtained by the combination of the two beams angled at 73° and 110° which make up the dual beam. The dose uniformity, along the vertical axis, was within $\pm 10\%$ over a region located 20 cm - 190 cm from the floor

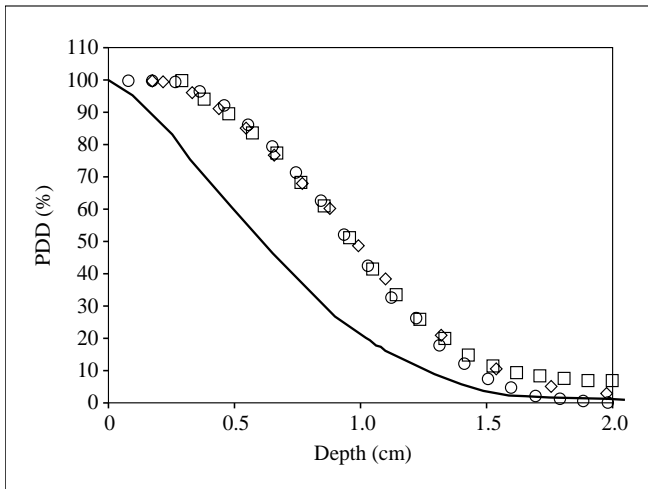


Fig. 5. — DPP per un fascio duale, ottenuta con un diodo al silicio (○) e con la camera a ionizzazione RK 83-05 (□) in fantoccio d'acqua standard. Le DPP ottenute con film X-Omat V (◇) in fantoccio cilindrico di PMMA sono riportate per il confronto. Con la linea continua è riportata la DPP ottenuta con il film lungo gli assi 2-6 indicati in figura 2, quando viene utilizzato il fascio duale lungo la direzione 1.
DPD obtained for a dual beam with a silicon diode (○) and a RK 83-05 ion-chamber (□) in a standard water phantom. The DPDs obtained with an X-Omat V film (◇) in a PMMA cylindrical phantom are reported for their comparison. The continuous line marks the DPD obtained with the film along the axes 2 and 6, as showed in figure 2, with the dual beam used along direction 1.

figura 4 è possibile osservare che la profondità del punto di massima dose risulta pari a $d_{max} = 2$ mm. Inoltre misure di profili di dose in acqua, lungo l'asse orizzontale, ottenuti con lo stesso diodo al silicio, alla profondità di d_{max} , hanno permesso di determinare un valore di omogeneità di dose entro il $\pm 3\%$ per un tratto di 30 cm.

La DPP ottenuta con il diodo al silicio per il fascio duale è stata confermata con misure eseguite nello stesso fantoccio d'acqua, con la c.i. RK 83-05 (fig. 5). Le due DPP sono risultate in buon accordo fino al 10% di dose.

Inoltre in figura 5 sono riportati anche le DPP ottenute con i film X-Omat V, per un fascio duale. Nella stessa figura 5 è riportata la distribuzione percentualizzata delle dosi ottenute con film X-Omat V letti lungo gli assi del fantoccio cilindrico in PMMA nelle direzioni 2 e 6 di figura 2, quando il fascio duale incide nella direzione 1 della stessa figura 2.

In figura 6 è riportata la distribuzione relativa di dose per i 6 fasci duali ottenuta lungo le direzioni da 1 a 6 di figura 2. Questi risultati sono stati ottenuti dalle letture di un film posto in fantoccio cilindrico in PMMA e irraggiato con 6 campi duali. Dalla figura 6 si osserva che, rispetto ad un singolo campo duale (fig. 5), c'è uno spostamento della distribuzione di dose verso la superficie, e comunque d_{max} risulta ancora prossimo a 2 mm. Tale risultato è dovuto probabilmente alla degradazione di energia del fascio come risultato della sovrapposizione dei contributi dosimetrici forniti dall'irraggiamento con il campo duale centrale e quelli adiacenti. Dalla figura 6 si è potuto quindi stimare che la dose da raggi X è comunque inferiore al 10% della dose massima già alla profondità di 1,5 cm. Ciò è conferma da quanto riportato in letteratura, per cui la dose da raggi x di bremsstrahlung

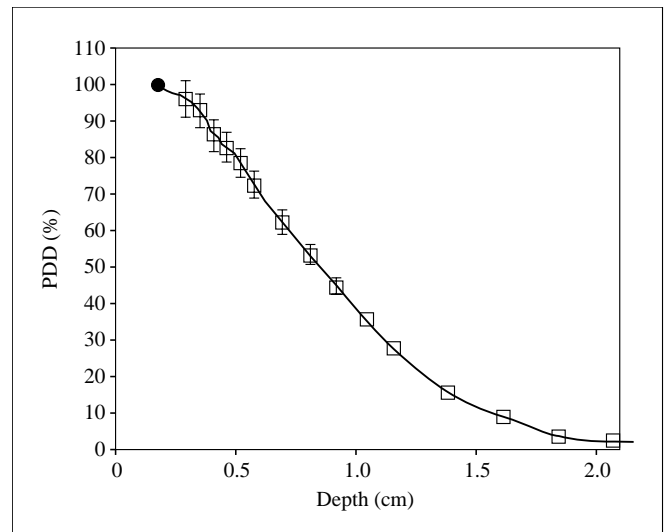


Fig. 6. — DPP ottenuta con un film gammagrafico X-Omat V, posto in fantoccio cilindrico di PMMA ed irraggiato con sei campi duali. I valori riportati (□) sono la media dei sei valori ottenuti nelle direzioni di irraggiamento. Le barre indicano le variazioni osservate intorno al valor medio.
PDD obtained with an X-Omat V film in a PMMA cylindrical phantom irradiated with 6 dual fields. The reported values (□) are the average of the six values obtained in the directions of irradiation. The bars indicate the variations observed around the average value.

(Fig. 3), a useful interval where the patient can be positioned.

Under the conditions of use of the TSET technique, the PDD, as measured with a silicon diode in a water phantom for the single field perpendicular to the surface of the phantom itself, was superposable, bar any experimental errors, to the PDD measured with the dual field (Fig. 4). This confirmed that the dosimetric characterisation of the single field is also significant for the dual beam. Figure 4 shows that the depth receiving the maximum dose is $d_{max} = 2$ mm. Furthermore, the measurements of water dose profiles, along the horizontal axis, obtained with the same silicon diode, at a d_{max} depth, allowed a dose uniformity value within $\pm 3\%$ to be determined for a 30 cm length.

The PDD obtained with the silicon diode for the dual beam was confirmed with measurements taken in the same water phantom, with the RK 83-05 ionization chamber (Fig. 5). The two PDDs were matching up to 10% of the dose.

Figure 5 also includes the PDDs obtained with the X-Omat V films, for a dual beam. The same Figure 5 also shows the percentage distribution of the doses obtained with X-Omat V films along the axes of the cylindrical PMMA phantom along the directions 2 and 6 in Figure 2, when the dual beam affects the direction 1 of the same Figure 2.

Figure 6 shows the relative dose distribution for the 6 dual fields obtained along the 1-6 directions of Figure 2. These results derived from the readings of a film inserted in a PMMA cylindrical phantom and irradiated with 6 dual fields. Figure 6 indicates that, compared with a single dual field (Fig. 5), there is a shift of the dose distribution towards the surface, and d_{max} is still close to 2 mm. This result is likely due

nell'intero trattamento può raggiungere, nella tecnica a sei campi duali, un valore di dose compreso tra il 2% e il 10% della dose dell'intero trattamento [10, 22-24]. Essa dovrebbe essere mantenuta il più bassa possibile dato che valori prossimi ad 1 Gy sono sufficienti a produrre tossicità nel midollo osseo [23].

I valori assoluti di dose alle sei profondità $d_{max}=2\text{mm}$ sono stati ottenuti con la camera a ionizzazione ESC/87 posta con il punto effettivo alla profondità di 6,7 mm in fantoccio cilindrico d'acqua nelle 6 posizioni riportate in figura 2. Per il punto 1 il segnale della camera è stato riportato alla profondità d_{max} utilizzando la DPP ($d=6,7\text{ mm}$)=80% di figura 5. Per i due punti adiacenti 2 e 6 il segnale della camera è stato riportato alla profondità d_{max} utilizzando la DPP ($d=6,7\text{ mm}$)=50%, ottenuta dalla linea continua in figura 5. Per gli altri 3 punti (3, 4, 5 di figura 2) il segnale della camera ESC/87 non è stato diverso dal fondo strumentale. Dalla espressione (5) i valori di dose per unità monitor (UM) nei tre punti sono risultati di 0,077 cGy/UM nel punto 1 e 0,05 cGy/UM per ognuno dei due punti adiacenti ($\pm 60^\circ$). Quindi alla profondità d_{max} di ognuna delle 6 direzioni di irraggiamento TSET si ha una dose totale $D_T = 0,177\text{ cGy/UM}$. Si può osservare che la dose in d_{max} per singolo fascio duale incidente, D_w ($d_{max}=2\text{ mm}$) è in relazione con la dose totale D_T (cGy/UM) (dovuta all'irraggiamento completo) tramite l'espressione:

$$D_T = D_w(d_{max}) \cdot B \quad [6]$$

dove B è un opportuno fattore moltiplicativo che tiene conto dei contributi di dose dei due campi duali adiacenti. In base ai risultati ottenuti il fattore è risultato pari a 2,3. Tale fattore è coerente con i valori riportati in letteratura [10]. Il rateo di dose nel punto in d_{max} è risultato essere di circa 30,8 cGy/min, in accordo con il rateo minimo di 25 cGy/min suggerito dalla letteratura [4, 10].

Per quanto riguarda le misure effettuate con le camere a ionizzazione e con il diodo al silicio il Report AAPM 23 [10] raccomanda l'uso di schermature, dagli elettroni primari, per i cavi e i connettori della camera a ionizzazione, ed inoltre ogni valore di dose dovrebbe essere corretto mediando le misure acquisite in opposta polarità. Tuttavia, nelle misure dosimetriche TSET, l'uso di schermature non è realizzabile. Chen *et al.* [25] hanno analizzato le caratteristiche dei segnali indotti nei cavi e gli effetti associati all'uso di cavi non schermati per i fasci TSET. I risultati ottenuti hanno permesso di affermare che un cavo non schermato può essere usato nella dosimetria TSET a condizione che il punto dosimetrico di riferimento sia prossimo alla profondità di massima dose, d_{max} . In questa configurazione, applicando la correzione di polarità, il contributo al segnale è stato stimato variare dallo 0,1% allo 0,6%. Nel presente lavoro, nel quale non sono state adottate correzioni per l'irraggiamento dei cavi, il punto effettivo di misura è risultato prossimo alla profondità d_{max} e quindi il massimo errore dosimetrico, associato alle perturbazioni generate dal cavo, è stato stimato essere dello 0,6%.

Nell'irraggiamento cutaneo totale del paziente va previsto un trattamento specifico per la calotta cranica e la pianta dei piedi. Si è osservato che la DPP ottenuta irraggiando il fantoccio d'acqua cilindrico con i sei fasci duali è in buon accordo con la DPP di un campo di $20 \times 20\text{ cm}^2$, definito alla DSS di 100 cm, di un fascio di elettroni di energia nominale di 4,5

to the degradation of the beam energy after superposing the dose contribution resulting from the irradiation with the central and with the adjacent dual fields. Figure 6 helped estimate that the x-ray dose is however lower than 10% of the maximum dose, already at a depth of 1.5 cm. This confirms by what reported in the literature, so the x-ray bremsstrahlung dose during the entire treatment may reach, in the six dual fields technique, a dose value between 2% and 10% of the dose delivered during the entire treatment [10, 22-24]. This should be as minimised as possible since values close to 1Gy are sufficient to be toxic in the bone marrow [23].

The absolute dose values at the six $d_{max} = 2\text{ mm}$ depths were obtained with the ESC/87 ionization chamber placed with its effective measurement point at a depth of 6.7 mm in a water cylindrical phantom in the 6 positions shown in Figure 2. For point 1, the chamber signal was reported at the d_{max} depth using the PDD ($d=6.7\text{ mm}$)=80% of Figure 5. For the two adjacent points 2 and 6, the chamber signal was reported at the d_{max} depth using the PDD ($d=6.7\text{ mm}$)=50%, obtained by the continuous line shown in figure 5. For the remaining 3 points (3, 4, 5 in Figure 2) the ESC/87 chamber signal was not different from the ground scale. The dose values per monitor unit (MU) in the three points resulting from the expression (5) were 0.077cGy/MU at point 1 and 0.05 cGy/MU at each of the two adjacent points ($\pm 60^\circ$). Then, at the d_{max} depth of each of the 6 TSET irradiation directions, the total dose is $D_T=0.177\text{ cGy/MU}$. Note that the dose in d_{max} for each incident single dual beam, D_w ($d_{max}=2\text{ mm}$), is related to the total dose D_T (cGy/MU) (due to the total irradiation), by the expression:

$$D_T = D_w(d_{max}) \cdot B \quad [6]$$

where B is an appropriate multiplication factor which takes into account the dose contribution of the two adjacent dual fields. Given the results obtained, the factor was 2.3. This factor is consistent with the values reported in the literature [10]. The dose rate in the point in d_{max} was found to be around 30.8 cGy/min, in agreement with the minimum rate of 25 cGy/min suggested by the literature [4,10].

As for the measurements taken with the ionization chambers and the silicon diode, the AAPM 23 Report [10] recommends using shields—against primary electrons—for the cables and the connectors of the ionization chamber; every dose value should also be corrected by averaging the readings taken with antipolarity. However, in the TSET dosimetric measurements, shields cannot be used. Chen *et al.* [25] analysed the characteristics of the induced signals in the cables and the effects linked to the use of unshielded cables for TSET beams. Their results allow to state that a unshielded cable can be used in TSET dosimetry, on condition that the dosimetric reference point is close to the maximum dose depth, d_{max} . In this set-up, by applying the polarity correction, the signal contribution was estimated as ranging from 0.1% to 0.6%. In this study, which adopted no corrections for the cable irradiation, the actual measurement point was close to the d_{max} depth, i.e. the maximum dosimetric error associated with the perturbations generated by the cable was estimated at 0.6%.

The patient's total skin irradiation has to include a specific treatment for the skullcap and for the soles of the feet. We

MeV filtrato con un «bolus» di materiale acqua equivalente di 0,7 cm. Per il calcolo delle UM si è proceduto secondo i criteri adottati per un ordinario trattamento di terapia con fasci di elettroni considerando la superficie del «bolus» come superficie pelle del paziente.

Discussione e conclusioni

Come riportato nell'introduzione del presente lavoro, non esistendo un protocollo dosimetrico di base per la TSET, è stato necessario utilizzare diversi dosimetri al fine di assicurare una buona accuratezza dosimetrica. Utilizzando le linee guida riportate nel documento AAPM 23 [10] è stato inoltre possibile sviluppare un programma di misure dosimetriche che permettessero la caratterizzazione dei fasci TSET.

Tramite misure di ionizzazione in aria è stato determinato il livello di omogeneità dosimetrica del fascio duale lungo la direzione verticale (fig. 3). Valutando le DPP ottenute con un diodo al silicio in fantoccio d'acqua, è stato evidenziato che, entro gli errori sperimentali, non c'è distinzione tra campo singolo ortogonale alla superficie del fantoccio e campo duale (fig. 4). Inoltre la DPP ottenuta per un campo duale è stata confermata da misure effettuate con una camera a ionizzazione RK 83-05 (fig. 5).

Un film X-Omat V è stato irraggiato con un campo duale in un fantoccio cilindrico di PMMA e la distribuzione dei valori di densità ottica alle diverse profondità, in un mezzo acqua equivalente, è risultata, per l'intervallo delle dosi utilizzate, correlata linearmente con i valori di dose ottenuti in acqua con la camera a ionizzazione RK 83-05. Utilizzando i film X-Omat V in fantoccio cilindrico di PMMA, irraggiato con i 6 campi duali, sono state determinate le DPP del trattamento TSET (fig. 6).

Inoltre, eseguendo misure assolute di dose in un fantoccio cilindrico d'acqua irraggiato con i 6 fasci duali, è stato possibile mettere in relazione la dose alla profondità d_{max} , per un solo fascio duale, con la dose D_T totale. Il valore del fattore $B = 2,3$ è in accordo con quanto riportato in letteratura.

La stima della dose assorbita dovuta alla componente fotonica è risultata inferiore al 10% del massimo di dose da elettroni (fig. 5, 6) e comunque in accordo con i dati riportati in letteratura [23, 24].

Le modalità di trattamento seguite da altri Centri utilizzano dosi totali, nei punti di riferimento coincidenti con le profondità d_{max} , comprese tra 30 e 40 Gy, assegnate nell'arco di 8-10 settimane [5, 10]. Presso la U.O. di Radioterapia dell'UCSC il paziente viene trattato con 36 Gy. Il frazionamento prevede che la dose venga somministrata in 9 settimane, con 4 irraggiamenti per settimana, per una dose totale settimanale di 4 Gy. Il trattamento del paziente nelle sei direzioni, viene eseguito irraggiando il paziente un primo giorno con tre fasci duali, angoli 0°, 120° e 240°, un secondo giorno con i restanti tre fasci duali, angoli 60°, 180° e 300°. In tal modo al termine di due giorni la dose nel punto di riferimento è di 2 Gy. Per un trattamento giornaliero con tre fasci duali, erogati con rateo di 400 U.M./min, il tempo totale di irraggiamento risulta di circa 16 min.

observed that the PDD obtained by irradiating the cylindrical water phantom with six dual beams is concordant with the PDD of a 20×20 cm² field, defined at an SSD of 100 cm, of an electron beam with a nominal energy of 4.5 MeV filtered by a water-equivalent bolus of 0.7 cm. The MU was calculated according to the criteria adopted for a standard therapy treatment with electron beams taking the bolus surface as the patient skin surface.

Discussion and conclusions

As mentioned in the Introduction, since there is no basic dosimetric protocol for TSET, various dosimeters have to be used in order to ensure good dosimetric accuracy. Following the guidelines included in the AAPM 23 document [10], a schedule of dose measurements could also be developed in order to characterise the TSET beams.

Ionization measurements in air determined the level of dose uniformity of the dual beam along the vertical direction (Fig. 3). By evaluating the PDD obtained with a silicon diode in a water phantom, it was found that, within the experimental errors, there is no distinction between a single field perpendicular to the surface of the phantom and the dual field (Fig. 4). The PDD obtained for a dual field was also confirmed by measurements taken with a RK 83-05 ionization chamber (Fig. 5).

A X-Omat V film was irradiated with a dual field in a PMMA cylindrical phantom and the distribution of the optical density values at the different depths, in an equivalent water medium, was, for the dose interval used, linearly related with the dose values obtained in water with the RK 83-05 ionization chamber. The PDDs of the TSET treatment were determined using the X-Omat V films in a PMMA cylindrical phantom, which was irradiated with 6 dual fields, (Fig. 6).

Also, by taking absolute dose measurements in a water cylindrical phantom irradiated with 6 dual beams, the dose at the d_{max} depth could be related to the total D_T dose for a single dual beam. The value of factor $B=2.3$ is consistent with what is reported in the literature.

The estimate of the absorbed dose due to the photon component was lower than 10% of the maximum electron dose (Fig. 5, 6) and is however consistent with the data reported in the literature [23, 24].

The treatment methods applied by other Centres use total doses, in the d_{max} depth reference points, ranging from 30 to 40 Gy, delivered over 8-10 weeks [5, 10]. At the Radiotherapy Unit of the UCSC, the patients are treated with 36 Gy. According to the fractionation, the dose is administered over 9 weeks, with 4 irradiations per week, for a total weekly dose of 4 Gy. The patient's treatment in the six directions is carried out by irradiating the patient with three dual beams on the first day - at 0°, 120° and 240° angles - and with the remaining three dual beams on the second day - at 60°, 180° and 300° angles. Thereby, after the two days, the dose at the reference point is 2 Gy. For a daily treatment with three dual beams, delivered at a 400 MU/min rate, total irradiation time is about 16 min.

Ringraziamenti. — Si ringraziano i Tecnici di Fisica Sanitaria Sigg. D. Di Nucci, P. Di Nicola, A. Porcelli per il loro contributo offerto nella realizzazione delle misure dosimetriche riportate in questo lavoro.

Acknowledgements. — We thank the Health Physics Technicians, D. Di Nucci, P. Di Nicola, A. Porcelli for their contribution in performing the dose measurements reported in this paper.

Bibliografia/References

- 1) Tetenes PJ, Goodwin PN: Comparative study of superficial whole-body radiotherapeutic techniques using a 4MeV non angled electron beam. *Radiology* 122: 219-226, 1977.
- 2) Micaily B, Vonderheid EC, Brady LW: Total skin electron beam and total nodal irradiation for treatment of patients with cutaneous T-cell lymphoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 11: 1111-1115, 1985.
- 3) Sewchand W, Khan FM, Williamson J: Total body superficial electron-beam therapy using a multiple-field pendulum-arc technique. *Radiology* 130: 493-498, 1979.
- 4) Podgorsak EB, Pal C, Pla M *et al*: Physical aspects of a rotational total skin electron irradiation. *Med Phys* 10: 159-168, 1983.
- 5) Mordacchini C, Antognoni P, Conte L *et al*: Irradiazione cutanea totale con elettroni nella micosi fungoide: criteri per la scelta della tecnica e dosimetria sperimentale. *Radiol Med* 80: 143-146, 1990.
- 6) Monetti U, Ragona R, Anglesio S *et al*: Irradiazione cutanea totale con elettroni di bassa energia e micosi fungoide. Tecnica e dosimetria. *Radiol Med* 74: 328-333, 1987.
- 7) Page V, Gardener A, Karzmark CJ: Patient dosimetry in the treatment of large superficial lesions. *Radiology* 94: 635-641, 1970.
- 8) Rikner G, Grusell E: General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry. *Phys Med Biol* 32: 1109-1117, 1985.
- 9) Weaver R, Gerbi BJ, Dusenbery KE: Evaluation of dose variation during total skin electron irradiation using thermoluminescent dosimeters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 33: 475-478, 1995.
- 10) AAPM Task Group, Report 23: Total skin electron therapy: technique and dosimetry. Am Inst of Phys, New York, 1988.
- 11) Weaver RD, Gerbi BJ, Dusenbery KE: Evaluation of dose variation during total skin electron irradiation using thermoluminescent dosimeters. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 33: 475-478, 1995.
- 12) Antolak JA, Cundiff JH, Chul SH: Utilization of thermoluminescent dosimetry in total skin electron beam radiotherapy of mycosis fungoides. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 40: 101-108, 1998.
- 13) Klevenhagen SC: Physics and dosimetry of Therapy Electron Beams. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin.
- 14) Associazione italiana di Fisica Biomedica: Protocollo per la dosimetria di base nella radioterapia con fasci di fotoni ed elettroni con Emax tra 1 e 40 MeV. Notiziario dell'AIFB - vol. VI - n. 2 - 1988.
- 15) The computation of dose distributions in electron beam radiotherapy. Edited by Alan E. Nahum UMEA University 1985.
- 16) Lillicrap SC, Wilson P, Boag JW: Dose distributions in high energy electron beams: production of broad beam distributions from narrow beam data. *Phys Med Biol* 20: 30-38, 1975.
- 17) Berger MJ, Seltzer SM: Tables energy deposition distributions in water phantom irradiated by point-monodirectional electron beams with energies from 1 to 60 MeV, and applications to broad beams. NBS report, NBSIR 82-2451, 1982.
- 18) Niroomand-Rad A, Gillin MT, Kline RW *et al*: Film dosimetry of small electron beams for routine radiotherapy planning. *Med Phys* 13: 416-421, 1986.
- 19) ICRU Report 35: Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV, Maryland: ICRU Publications 1984.
- 20) IAEA: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy IAEA, Vienna, ISSN 1011-4289, 2000.
- 21) Almond PR, Biggs PJ, Hanson WF *et al*: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams. *Med Phys* 26: 1847-1870, 1999.
- 22) Das IJ, Copeland JF, Bushe HS: Spatial distribution of bremsstrahlung in a dual electron beam used in total skin electron beam used in total skin electron treatments: errors due to ionization chamber cable irradiation. *Med Phys* 21: 1733-1738, 1994.
- 23) Das IJ, Copeland JF, Kase KR *et al*: Spatial distribution of bremsstrahlung in total skin electron irradiation. *Med Phys* 19: 810-819, 1992.
- 24) Ragona R, Anglesio S, Madon E *et al*: Terapia cutanea totale con fasci di elettroni. Parte I. Fattori fisici e geometrici. *Radiol Med* 80: 151-154, 1990.
- 25) Chen Z, Agostinelli A, Nath R: On the use of unshielded cables in ionisation chamber dosimetry for total-skin electron therapy. *Phys Med Biol* 43: 539-546, 1998.

Prof. A. Piermattei
 Istituto di Fisica
 Università Cattolica S. Cuore
 Largo F. Vito, 1
 00168 Roma RM
 Tel. 06/30154997
 Fax 06/3058852
 E-mail: a.piermattei@rm.unicatt.it