ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

Verifica sperimentale delle procedure dei sistemi di piani di trattamento per il calcolo delle unità monitor per fasci di fotoni di alta energia

A cura di
Luciano Andreucci (a), Marta Bucciolini (b),
Antonella Rosi (c) e Vincenza Viti (c)

(a) Servizio di Fisica Sanitaria, Ospedale IRCCS San Matteo, Pavia
(b) Dipartimento di Fisiopatologia Clinica, Università degli Studi e Ospedale Careggi, Firenze
(c) Dipartimento di Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma

ISSN 1123-3117
Rapporti ISTISAN
05/6

Istituto Superiore di Sanità
Verifica sperimentale delle procedure dei sistemi di piani di trattamento per il calcolo delle unità monitor per fasci di fotoni di alta energia.
A cura di Luciano Andreucci, Marta Bucciolini, Antonella Rosi e Vincenza Viti
2005, iii, 23 p. Rapporti ISTISAN 05/6

Uno degli obiettivi del Progetto finalizzato 1% del Ministero della Salute "Miglioramento continuo di qualità in radioterapia: Sviluppo di metodologie e loro applicazione sul territorio nazionale" riguarda la verifica sperimentale delle procedure dei sistemi di piani di trattamento per il calcolo delle Unità Monitor (UM) per fasci di fotoni di alta energia. La possibilità di ottenere, attraverso l'uso del sistema computerizzato dei piani di trattamento, un elevato livello di accuratezza relativamente al calcolo delle UM, è di fondamentale importanza per somministrare al paziente la dose prescritta. Il calcolo delle UM relative ad ogni campo previsto dalla geometria del trattamento – campi rettangolari e/o sagomati con blocchi o *MultiLeaf Collimator* (MLC), cunei statici o dinamici, collimatori asimmetrici, ecc. – dipende dalla dose prescritta, dall'isodose di riferimento e dal metodo e/o dalla procedura di normalizzazione utilizzata. Si è voluto verificare se il test potesse essere facilmente effettuato. Pertanto i risultati del test che qui presentiamo, provenienti da 10 Centri partecipanti al Progetto, sono stati raccolti solo a questo scopo ovvero esclusivamente a titolo di esempio e non sono senz'altro rappresentativi di nessuna realtà nazionale né vogliono costituire nessun tipo di riferimento.
Parole chiave: Assicurazione di Qualità in Radioterapia, Sistemi di piani di trattamento, Unità Monitor

Istituto Superiore di Sanità
Experimental verification of the Treatment Planning Systems procedures for monitor unit calculation in high energy photon beams.
Edited by Luciano Andreucci, Marta Bucciolini, Antonella Rosi and Vincenza Viti
2005, iii, 23 p. Rapporti ISTISAN 05/6 (in Italian)

In the framework of the Project of the Italian Health Ministry "Continuous improvement of quality in radiotherapy: methodologies development and relative applications in the Italian Radiotherapy Centres", the Istituto Superiore di Sanità (the Italian National Institute of Health) has performed an experimental evaluation of Treatment Planning Systems (TPS) procedures to calculate Monitor Units (MU) for photon beams of high energy. The opportunity to obtain, by means of computerized treatment planning, a high level of accuracy in determining the MU is essential in delivering the right prescribed dose to the patient. The Monitor Unit calculation for different irradiation geometries – such as rectangular fields and/or block shaped or MultiLeaf Collimator (MLC), static or dynamic blocks, asymmetric collimator – depends on prescribed dose, on reference isodose and on methods or procedures utilized for normalization. Aim of this work was to verify the easily compliance of these test. For this reason we performed an audit involving 10 Italian Centres of radiotherapy. The results are only a possible example and represent neither the national situation nor any possible reference.
Key words: Quality assurance in radiotherapy, Treatment planning system, Monitor Units

Si ringrazia Tiziana Talucci per aver curato la veste editoriale del presente documento e per la preziosa collaborazione prestata per tutta la durata del Progetto.

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

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

Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità e Direttore responsabile: *Enrico Garaci*
Registro della Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Redazione*: Paola De Castro, Sara Modigliani* e *Sandra Salinetti*
La responsabilità dei dati scientifici e tecnici è dei singoli autori.

© Istituto Superiore di Sanità 2005

Comitato per la definizione del test per il calcolo delle unità monitor

Luciano Andreucci	*Servizio di Fisica Sanitaria Ospedale, IRCCS San Matteo, Pavia*
Marta Bucciolini	*Dipartimento di Fisiopatologia Clinica, Università degli Studi e Ospedale Careggi, Firenze*
Enrico Cellai	*Dipartimento di Fisiopatologia Clinica, Università degli Studi e Ospedale Careggi, Firenze*
Claudio Fiorino	*Servizio di Fisica Sanitaria, Ospedale San Raffaele, Milano*
Angelo Filippo Monti	*Servizio di Fisica Sanitaria, Azienda Ospedaliera Sant'Anna, Como*
Antonella Rosi	*Dipartimento di Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma*
VincenzaViti	*Dipartimento di Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma*

Elenco dei Centri partecipanti alla raccolta dati per il test sulle unità monitor

Azienda Istituti Ospitalieri, Cremona
Azienda Ospedaliera Sant'Anna, Como
Istituto per la Ricerca sul Cancro, Genova
Ospedale Careggi, Firenze
Ospedale San Gerardo, Monza
Ospedale San Raffaele, Milano
Ospedale Santa Maria delle Croci, Ravenna
Ospedale Umberto I, Roma
Spedali Civili, Brescia
USSL 18, Rovigo

INDICE

Introduzione 1

1. Struttura dei test 3
1.1. Elenco dei test 3
1.2. Valutazione di F_s 4
1.3. Valutazione di F_c 4
1.4. Valutazione di Δ 5
1.5. Convenzioni utilizzate 5

2. Descrizione dei campi sottoposti al test 6
2.1. Test 1: campi rettangolari 6
2.2. Test 2: campi schermati 6
2.3. Test 3: campi con filtri a cuneo statico o universale 7
2.4. Test 4: campi asimmetrici ed emicampi (*offset*) 7
2.5. Test 5: campi sagomati con MLC 7
2.6. Test 6: campi asimmetrici con cuneo universale 8
2.7. Test 7: campi sagomati con blocchi e filtrati 8

3. Risultati e discussione 9
3.1. Condizioni sperimentali 9
3.2. Risultati dei test 9
3.2.1. Test 1: campi rettangolari 9
3.2.2. Test 2: campi schermati 10
3.2.3. Test 3: campi con filtri a cuneo statico o universale 11
3.2.4. Test 4: campi asimmetrici ed emicampi (*offset*) 12
3.2.5. Test 5: campi sagomati con MLC 14
3.2.6. Test 6: campi asimmetrici con cuneo universale 14
3.2.7. Test 7: campi sagomati con blocchi e filtrati 15

4. Commenti e conclusioni 16

Appendice A
Valutazione dell'accuratezza delle procedure dei TPS
per il calcolo delle UM per fasci di fotoni di alta energia 17

Appendice B
Schede per l'inserimento dei dati relativi ai diversi test
per il calcolo delle UM per due diverse profondità d_0 e d_1 21

INTRODUZIONE

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

Proprio per fornire un aiuto concreto all'attuazione di tali programmi è stato proposto e approvato nell'aprile 1999 (divenuto operativo nel dicembre dello stesso anno) il Progetto di Ricerca dell'Istituto Superiore di Sanità (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". 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 radioterapisti, esperti in fisica medica e tecnici sanitari di radiologia medica.

Uno degli obiettivi del progetto, esattamente l'obiettivo 4, riguarda un interconfronto per la valutazione dei piani di trattamento e consiste di due parti:

1. Questionario per la verifica della conoscenza e dell'impiego dei sistemi di piani di trattamento (*Treatment Planning Systems*, TPS);
2. Verifica sperimentale delle procedure dei sistemi TP per il calcolo delle UM (Unità Monitor) per fasci di fotoni di alta energia.

Questo documento è relativo a questo secondo aspetto.

La possibilità di ottenere, attraverso l'uso del sistema computerizzato di TP (commerciale e non), un elevato livello di accuratezza relativamente al calcolo delle UM, è di fondamentale importanza per somministrare al paziente la dose prescritta. Il calcolo delle UM relative ad ogni campo previsto dalla tecnica di irradiazione scelta (campi rettangolari e/o sagomati con blocchi o MLC, cunei statici o dinamici, collimatori asimmetrici, ecc.) dipende dalla dose prescritta, dall'isodose di riferimento e dal metodo e/o dalla procedura di normalizzazione utilizzata.

È ovvio che un calcolo delle UM non sufficientemente accurato può vanificare l'intero piano di trattamento, indipendentemente dal livello di accuratezza raggiungibile nella valutazione della distribuzione di dose. La procedura che permette di calcolare le UM deve essere quindi verificata per potere validare i risultati ottenibili per un ampio range di tecniche di irradiazione possibili, in particolare per tecniche di irradiazione che fanno uso di collimatori asimmetrici e di MLC (*MultiLeaf Collimator*).

L'utilizzazione ormai comune di vari sistemi computerizzati per lo studio e l'ottimizzazione dei trattamenti radioterapici e le differenze tra gli stessi sistemi rendono necessaria una verifica della correttezza del calcolo delle UM da erogare al fine di arrivare anche ad una standardizzazione della procedura di calcolo qualsiasi sia il sistema computerizzato in uso nel Centro di radioterapia. La verifica va effettuata tenendo conto delle condizioni di irradiazione che usualmente vengono utilizzate e, dove disponibili, dei molteplici accessori. In questa ottica si inseriscono i test che questo documento propone.

Abbiamo voluto verificare se il test poteva essere facilmente effettuato. Pertanto i risultati del test che qui presentiamo, provenienti da 10 Centri partecipanti al progetto, sono stati raccolti solo a questo scopo. Essi pertanto sono riportati esclusivamente a titolo di esempio e non sono senz'altro rappresentativi di nessuna realtà nazionale né vogliono costituire nessun tipo di

riferimento. Inoltre si riferiscono ad una realtà tecnologica per molti versi ormai superata. Essi, infatti, sono stati raccolti nel 2001 e molti dei TPS allora utilizzati sono superati a causa della loro rapida evoluzione. Nonostante ciò, la metodologia resta valida e può essere proposta a tutti i Centri interessati a sperimentare questo test per il calcolo delle UM.

1. STRUTTURA DEI TEST

In Appendice A riportiamo i principi per la verifica sperimentale delle procedure dei TPS per il calcolo delle UM per fasci di fotoni di alta energia.

I test prevedono una prima parte sperimentale e una seconda parte di simulazione al TPS. La struttura dei test segue lo schema seguente:

– Misura di dose a seguito di una irradiazione di 100 UM
  - per il campo di riferimento (**D_0**)
  - per il campo da testare (**D_x**)

F_s rapporto tra le misure sperimentali
$$F_s = | (D_x - D_0) |/ D_0$$

– Calcolo delle UM richieste per erogare una dose di 100 cGy nel punto di riferimento
  - per il campo di riferimento (**UM_0**)
  - per il campo da testare (**UM_x**)

F_c rapporto tra le misure sperimentali
$$F_c = | (UM_0 – UM_x) | UM_x$$

Differenza percentuale tra le misure sperimentali e il calcolo dei TPS:
$$\Delta (\%)= 100 \times | F_c - F_s |$$

1.1. Elenco dei test

I test di seguito proposti dovrebbero permettere di verificare il calcolo delle UM per le tecniche di irradiazione, dalle più semplici a quelle più avanzate, che possono venire realizzate nei Centri di radioterapia:

1. Campi rettangolari aperti
2. Campi schermati
3. Campi con cuneo statico o universale
4. Campi asimmetrici ed emicampi (*offset*)
5. Campi sagomati da MLC
6. Campi asimmetrici e con cuneo universale
7. Campi sagomati (blocchi) e con cuneo statico

La geometria di misura dei test è quella descritta nella Figura 1.

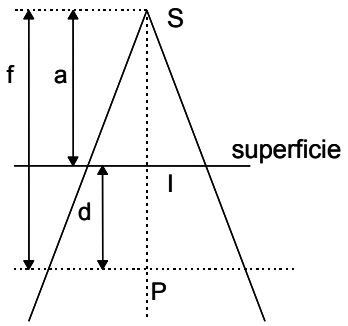


Figura 1. Geometria di misura con cui sono stati effettuati i test

Nella Figura 1:

a) l'isocentro è posizionato sulla superficie del fantoccio;

b) la posizione dei collimatori e le dimensioni dei campi sono definite alla superficie.

Questa stessa geometria deve essere poi approntata al TPS per la parte di simulazione. Il campo di riferimento per tutti i test risulta essere sempre il campo quadrato di lato 10 cm senza alcun accessorio.

I test vanno eseguiti a due profondità di cui la prima (d_0 = 10 cm) indipendente dall'energia del fascio utilizzato e la seconda (d_1) pari a 2,5 cm per fasci con energia minore o uguale a 10 MV e pari a 5 cm per fasci con energia superiore a 10 MV. La scelta di due profondità di riferimento è giustificata dalla necessità di valutare l'affidabilità del calcolo dei diversi contributi dovuti agli accessori (contributi dovuti a componenti di bassa energia e quindi rilevabili a piccole profondità) e la contemporanea necessità di valutare l'affidabilità a profondità alle quali la componente elettronica sia trascurabile (profondità indicata anche in letteratura in 10 cm).

Per i Centri che hanno a disposizione fasci di diversa energia si consiglia l'esecuzione dei test per almeno due energie (un fascio di bassa energia e uno di alta energia, non necessariamente prodotti dallo stesso acceleratore) e, qualora sia presente, dovrebbe essere imperativa la scelta del fascio da 6 MV.

Per la parte sperimentale dei test il rivelatore raccomandato è una camera a ionizzazione di tipo Farmer con volume sensibile inferiore ai 0,6 cc. Il fantoccio dovrebbe essere ad acqua e delle dimensioni che più si avvicinano al $40\times40\times40$ cm^3. Si raccomanda di convertire i valori misurati in valori di dose.

1.2. Valutazione di F_s

Nella geometria di riferimento (vedi Figura 1) e alle profondità descritte precedentemente (d_0 e d_1) si procede alla misura della dose erogata per 100 UM per il campo di riferimento e per gli n campi sottoposti al test.

D_n = Dose rilevata dalla camera a ionizzazione al seguito di una irradiazione di 100 UM con il campo n.

D_0 = Dose rilevata dalla camera a ionizzazione al seguito di una irradiazione di 100 UM con il campo di riferimento.

Il fattore di variazione relativa F_s viene valutato con la seguente formula:

$$F_s = | (D_n - D_0)|/D_0$$

1.3. Valutazione di F_c

Viene simulato al TPS il fantoccio utilizzato, gli n campi di irradiazione e il campo di riferimento nelle stesse condizioni sperimentali. I punti di prescrizione sono alle profondità di misura (d_0 e d_1).

UM_n = Calcolo delle unità monitor per somministrare nel punto di riferimento una dose di 100 cGy con il campo n di irradiazione.

UM_0 = Calcolo delle unità monitor per somministrare nel punto di riferimento una dose di 100 cGy con il campo di riferimento.

Il fattore di variazione relativa F_c viene valutato con la seguente formula:

$$F_c = | (UM_0 - UM_n)| / M_n$$

Nota: Per i TPS che non forniscono il calcolo delle UM con cifre decimali si consiglia di ovviare al problema prescrivendo una dose di 1000 cGy.

1.4. Valutazione di Δ

Lo scarto tra il fattore moltiplicativo calcolato dal TPS e quello sperimentale viene valutato nel seguente modo:

$$\Delta\ (\%) = 100 \times | F_c - F_s |$$

I valori degli scarti dovrebbero risultare prossimi a zero; lo scostamento da tale valore è indice della bontà dell'algoritmo di calcolo del TPS.

1.5. Convenzioni utilizzate

Per comodità e onde evitare confusioni, di seguito riportiamo alcune convenzioni che si è deciso di utilizzare per rendere indipendente la terminologia utilizzata dalle convenzioni del TPS e degli acceleratori utilizzati.

I collimatori che si muovono lungo l'asse AB vengono denominati X, mentre quelli lungo l'asse GT Y; in caso di collimatori asimmetrici il collimatore verso A viene denominato X1, quello verso B X2, quello verso T Y1 e quello verso G Y2.

Il cuneo viene inteso con il gradiente parallelo al movimento dei collimatori X.

Le sagome dei campi di seguito riportate vanno intese come BEV di campi a *gantry* e collimatori non ruotati (cioè G verso l'alto, T verso il basso, A verso sinistra e B verso destra).

I campi sagomati con MLC devono essere eseguiti con l'opzione detta *touch center*, se possibile.

2. DESCRIZIONE DEI CAMPI SOTTOPOSTI AL TEST

2.1. Test 1: campi rettangolari

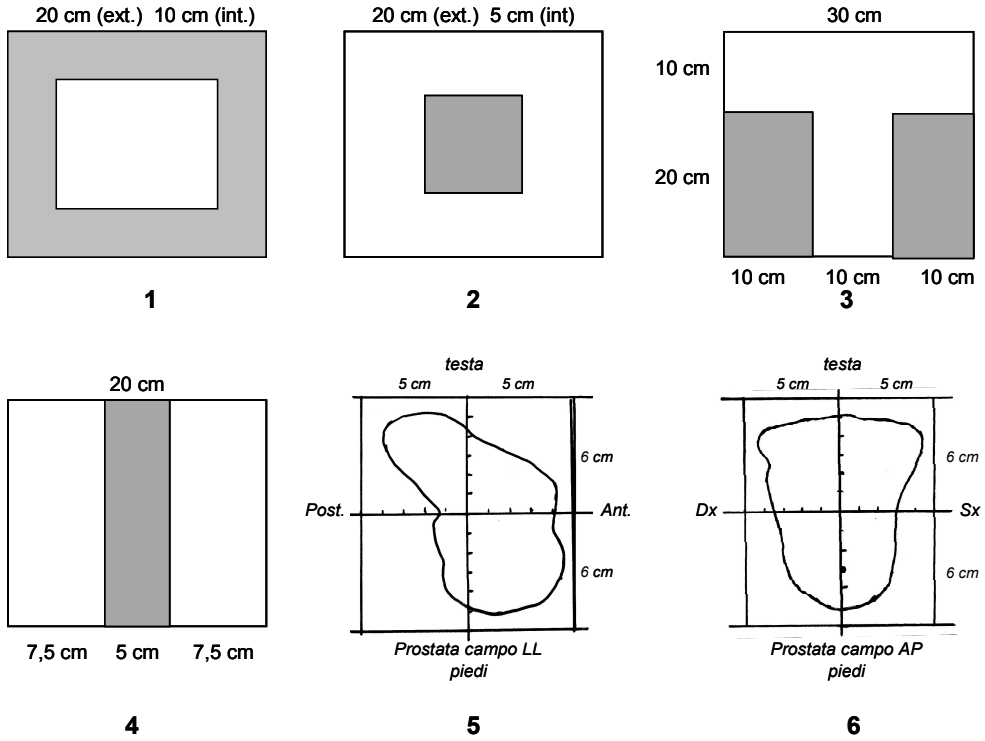
I campi rettangolari sotto posti al test sono i seguenti:

1. X = 5 cm Y = 30 cm
2. X = 30 cm Y = 5 cm
3. X = 5 cm Y = 15 cm
4. X = 15 cm Y = 5 cm

I risultati di questo test vanno riportati nei fogli di lavoro "d_0" e "d_1" della cartella riportata in Appendice B.

2.2. Test 2: campi schermati

I campi schermati sottoposti al test sono quelli descritti secondo gli schemi seguenti:



Per i campi 2 e 3 la geometria di misura e simulazione viene modificata; il punto di misura e di prescrizione deve essere posto in luce in modo equidistante dall'area schermata e dai collimatori.

I risultati di questo test vanno riportati nei fogli di lavoro "D_0" e "D_1" della cartella riportata in Appendice B.

2.3. Test 3: campi con filtri a cuneo statico o universale

I campi filtrati sottoposti al test sono i seguenti:

1. X = 10 cm Y = 10 cm
2. X = 5 cm Y = 15 cm
3. X = 15 cm Y = 5 cm

Per la valutazione del fattore moltiplicativo sperimentale le misure devono essere effettuate con il filtro da 30° e da 60° ruotato sia destra che a sinistra e la camera posizionata con l'asse perpendicolare alla direzione del gradiente del cuneo.

I risultati di questo test vanno riportati nei fogli di lavoro "d_0" e "d_1" della cartella riportata in Appendice B.

2.4. Test 4: campi asimmetrici ed emicampi (offset)

I campi sottoposti al test sono campi quadrati in varie configurazioni asimmetriche e ad emicampi. I campi dall'1 al 5 sono campi quadrati di lato 10 cm; i campi dal 6 al 10 sono campi quadrati di lato 5 cm; infine i campi 11 e 12 sono emicampi del campo quadrato massimo fornito dagli acceleratori.

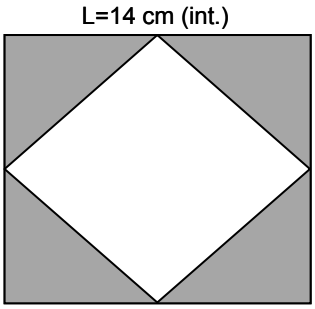
1.	X1 = 5	X2 = 5	Y1 = 7	Y2 = 3
2.	X1 = 7	X2 = 3	Y1 = 5	Y2 = 5
3.	X1 = 5	X2 = 5	Y1 = 0	Y2 = 10
4.	X1 = 0	X2 = 10	Y1 = 5	Y2 = 5
5.	X1 = 0	X2 = 10	Y1 = 0	Y2 = 10
6.	X1 = 2,5	X2 = 2,5	Y1 = 4,5	Y2 = 0,5
7.	X1 = 0,5	X2 = 4,5	Y1 = 2,5	Y2 = 2,5
8.	X1 = 2,5	X2 = 2,5	Y1 = 7,5	Y2 = -2,5
9.	X1 = 7,5	X2 = -2,5	Y1 = 2,5	Y2 = 2,5
10.	X1 = 0	X2 = 5	Y1 = 0	Y2 = 5
11.	X1 = 0	X2 = 20	Y1 = 20	Y2 = 20
12.	X1 = 20	X2 = 20	Y1 = 0	Y2 = 20

La geometria di misura e simulazione viene modificata; il punto di misura e di prescrizione deve essere posto al centro del campo definito dai collimatori.

I risultati di questo test vanno riportati nei fogli di lavoro "d_0" e "d_1" della cartella riportata in Appendice B.

2.5. Test 5: campi sagomati con MLC

I campi sottoposti al test sono gli stessi del test 2 (campi schermati con blocchi), ad eccezione del campo 2, cui si aggiunge la configurazione di seguito riprodotta. I collimatori tradizionali vanno posti nella posizione clinica suggerita dall'MLC *controller*, posizione che va riprodotta in fase di simulazione.



campo 7

I risultati di questo test vanno riportati nei fogli di lavoro "d_0" e "d_1" della cartella riportata in Appendice B.

2.6. Test 6: campi asimmetrici con cuneo universale

I campi sottoposti al test sono i seguenti:

1. X1 = 0	X2 = 20	Y1 = 20	Y2 = 20
2. X1 = 20	X2 = 0	Y1 = 20	Y2 = 20

La geometria di misura e simulazione viene modificata; il punto di misura e di prescrizione deve essere posto al centro del campo definito dai collimatori.

I risultati di questo test vanno riportati nei fogli di lavoro "d_0" e "d_1" della cartella riportata in Appendice B.

2.7. Test 7: campi sagomati con blocchi e filtrati

Il campo sottoposto al test è il campo 5 del test 2. I filtri considerati sono quello da 30° e da 60°.

I risultati di questo test vanno riportati nei fogli di lavoro "d_0" e "d_1" della cartella riportata in Appendice B.

3. RISULTATI E DISCUSSIONE

3.1. Condizioni sperimentali

Riportiamo di seguito le condizioni di lavoro impiegati dai Centri che hanno partecipato all'interconfronto:

– *Sistemi di piani di trattamento utilizzati*
  I piani di trattamento utilizzati dai vari Centri per l'effettuazione dei test sono:
  1. Cadplan
  2. Renderplan
  3. Plato
  4. ISIS III
  5. Target I
  6. Target II.

– *Energie utilizzate*
  I test sono stati effettuati per diversi valori di energia:
  1. 6 MV
  2. 15 MV
  3. 25 MV.

– *Profondità*
  Le profondità di campo suggerite per i test sono:
  1. d_0 10 cm
  2. d_1 2,5 o 5 cm.

3.2. Risultati dei test

Presentiamo di seguito i risultati dei test effettuati e raccolti con le schede riportate in Appendice B.

3.2.1. Test 1: campi rettangolari

In Figura 2 è riportata la distribuzione di frequenza dei piani di trattamenti per i quattro scarti medi Δ (Delta) alle due profondità d_0 e d_1.

Non si evidenziano differenze significative tra diversi TPS utilizzati indipendentemente dal fatto che il modello di calcolo consideri o meno la differenza fra xy e yx per diverse elongazioni. Sempre per quanto riguarda le diverse elongazioni, lo scarto è maggiore per elongazioni maggiori.

Non si supera mai uno scarto del 2% ad eccezione di due valori che superano di poco il 2%.

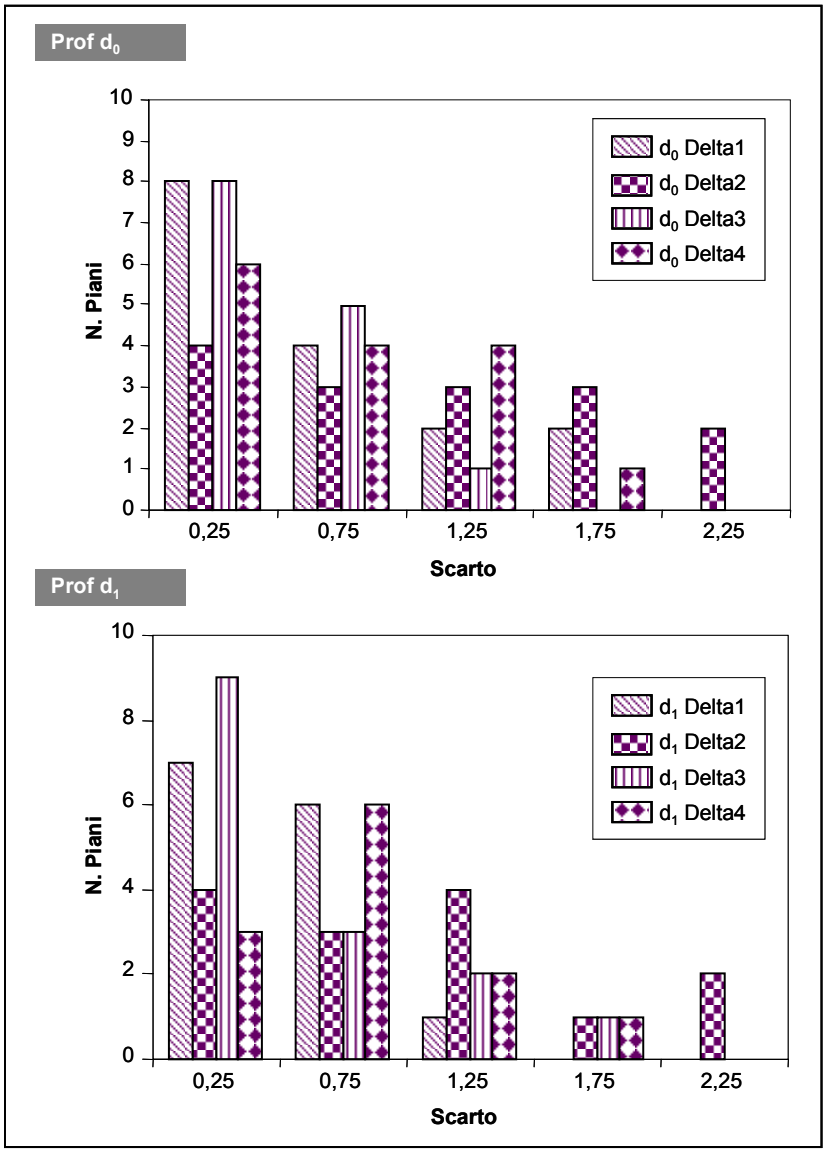


Figura 2. Test 1: distribuzione di frequenza dei TPS per i 4 scarti percentuale medi Delta alle due profondità d_0 e d_1

3.2.2. Test 2: campi schermati

In Figura 3 è riportata distribuzione di frequenza dei TPS per i sei scarti medi Delta alle due profondità d_0 e d_1.

La presenza di blocchi centrali – condizioni sperimentali relative al test 2 (2 e 4) e al test 4 – determina generalmente uno scarto maggiore. Possibili interpretazioni degli scarti più elevati ottenuti in queste due condizioni sperimentali sono legate alla valutazione della radiazione diffusa sotto il blocco o al vincolo del punto di normalizzazione sull'asse del fascio. A parità di sistemi le differenze riscontrate potrebbero essere legate all'implementazione di dati dosimetrici e geometrici nel sistema TPS.

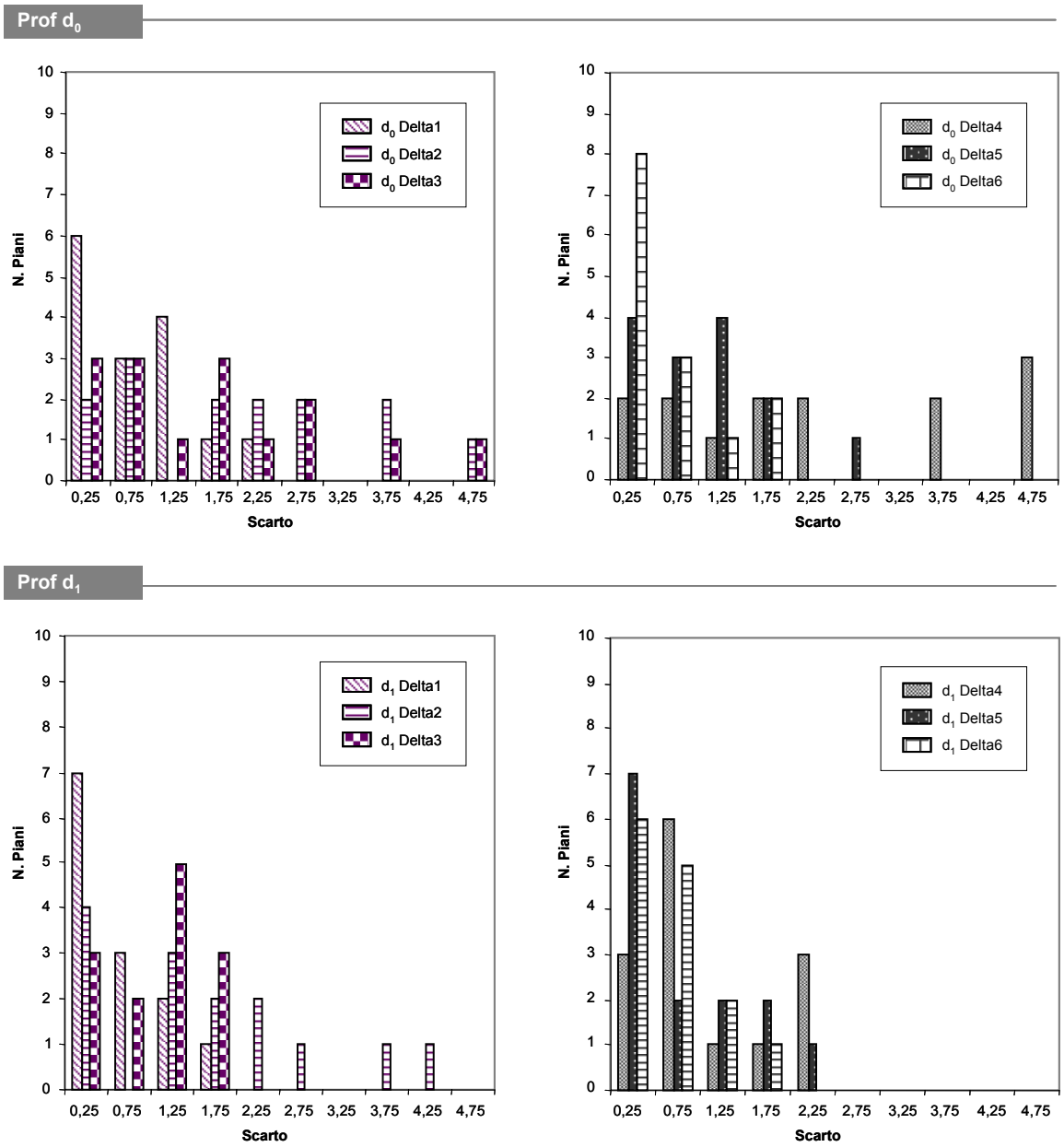


Figura 3. Test 2: distribuzione di frequenza dei TPS per i 6 scarti percentuali medi Delta alle due profondità d_0 e d_1

I due campi schermati relativi ai test 5 e 6 non superano il 2% tranne che per il TPS Target II.

3.2.3. Test 3: campi con filtri a cuneo statico o universale

La Figura 4 è riportata la distribuzione di frequenza dei piani di trattamenti per i tre scarti medi Delta alle due profondità d_0 e d_1 con cunei a 30º e a 60º.

L'introduzione di cunei comporta scarti di poco superiori all'1%.

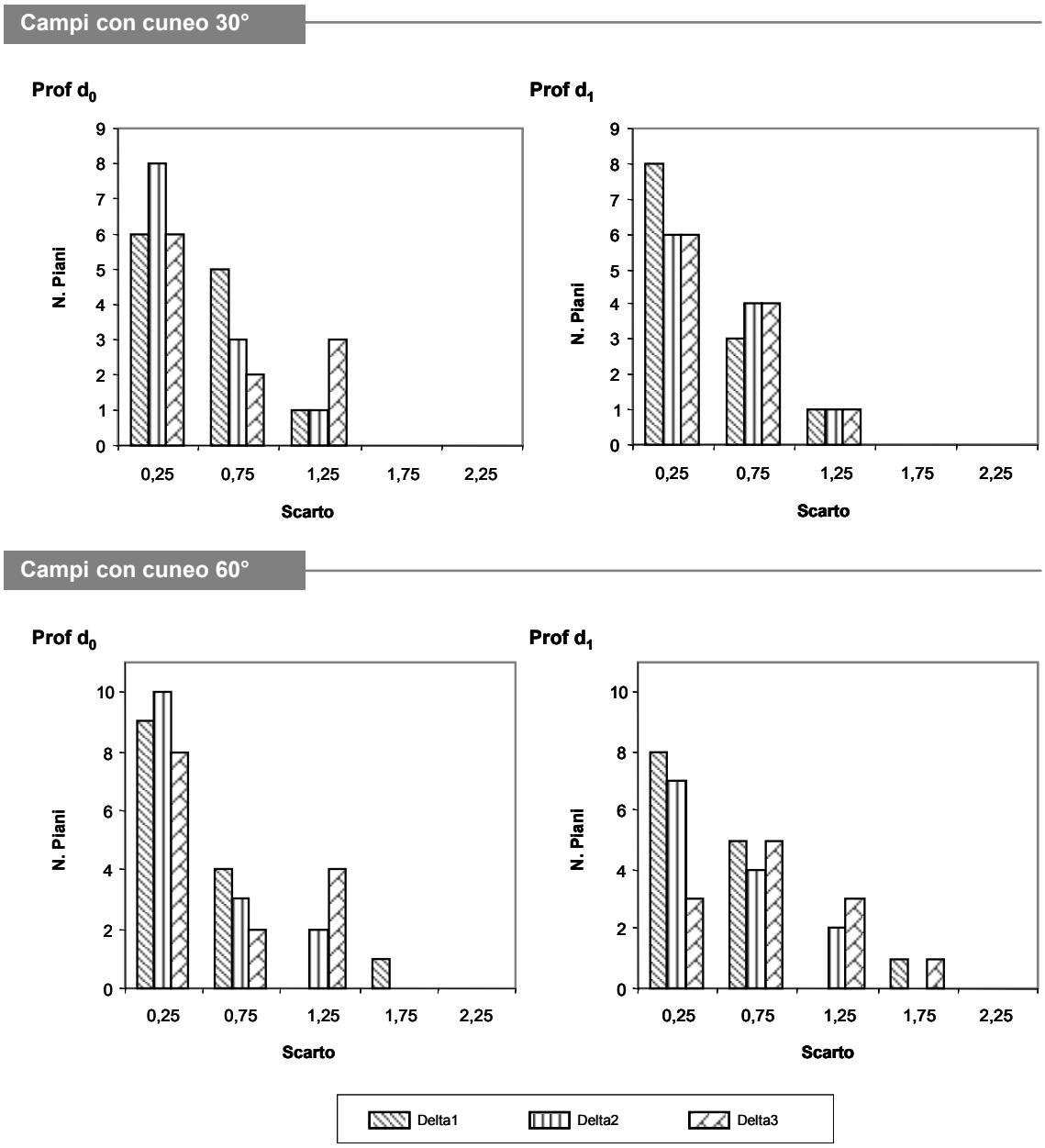


Figura 4. Test 3: distribuzione di frequenza dei TPS per i 3 scarti percentuali medi Delta alle due profondità d_0 e d_1 con cunei a 30º e a 60º

3.2.4. Test 4: campi asimmetrici ed emicampi (offset)

In Figura 5 è riportata la distribuzione di frequenza dei TPS per i dodici scarti medi Delta alle due profondità d_0 e d_1.

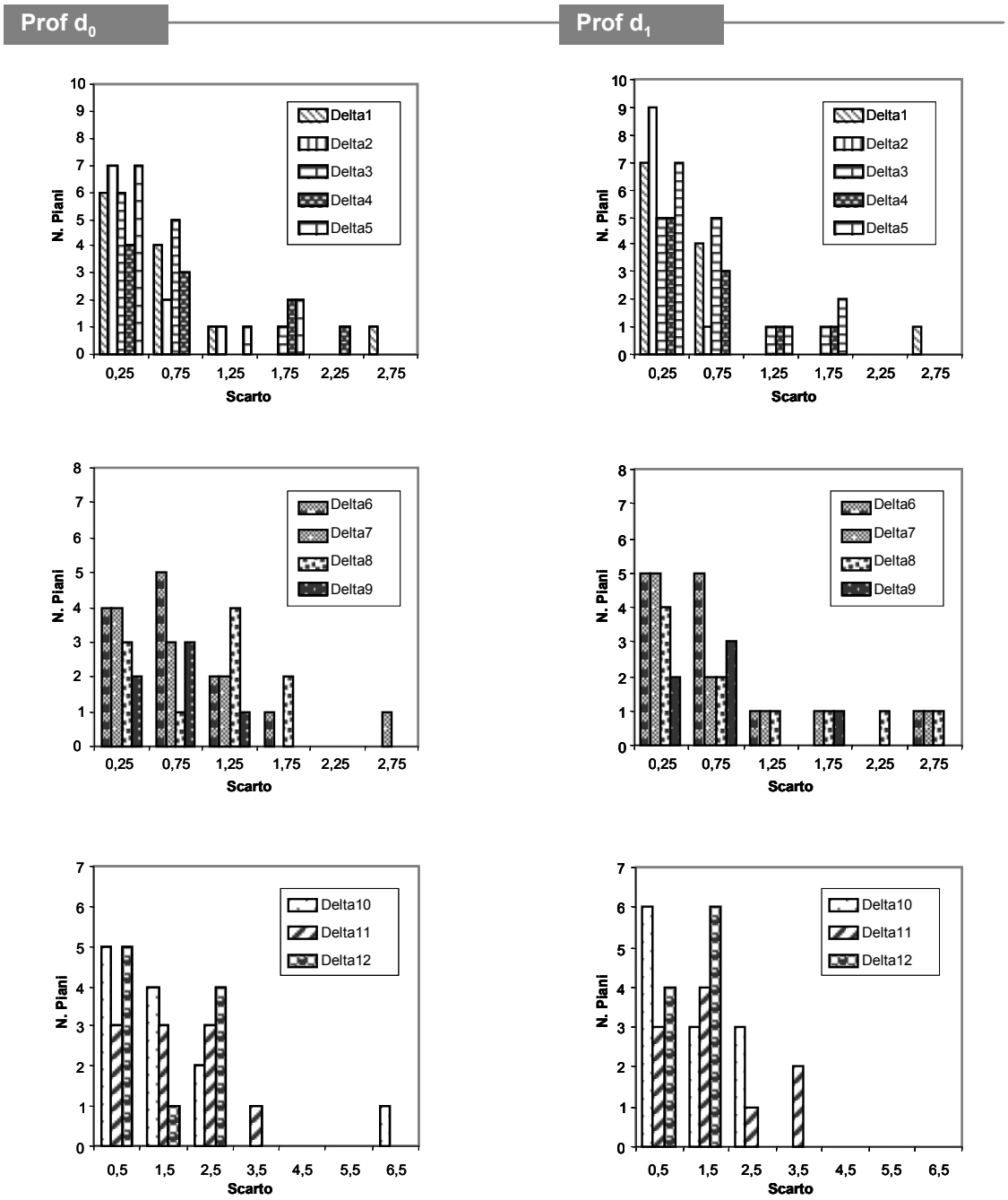


Figura 5. Test 4: distribuzione di frequenza dei TPS per i dodici scarti percentuali medi Delta alle due profondità d_0 e d_1

Si osserva uno scarto maggiore in corrispondenza dei campi piccoli. In questo caso si rivela una differenza dovuta al TPS utilizzato.

3.2.5. Test 5: campi sagomati con MLC

In Figura 6 è riportata la distribuzione di frequenza dei piani di trattamento per i sette scarti medi Delta alle due profondità d_0 e d_1.

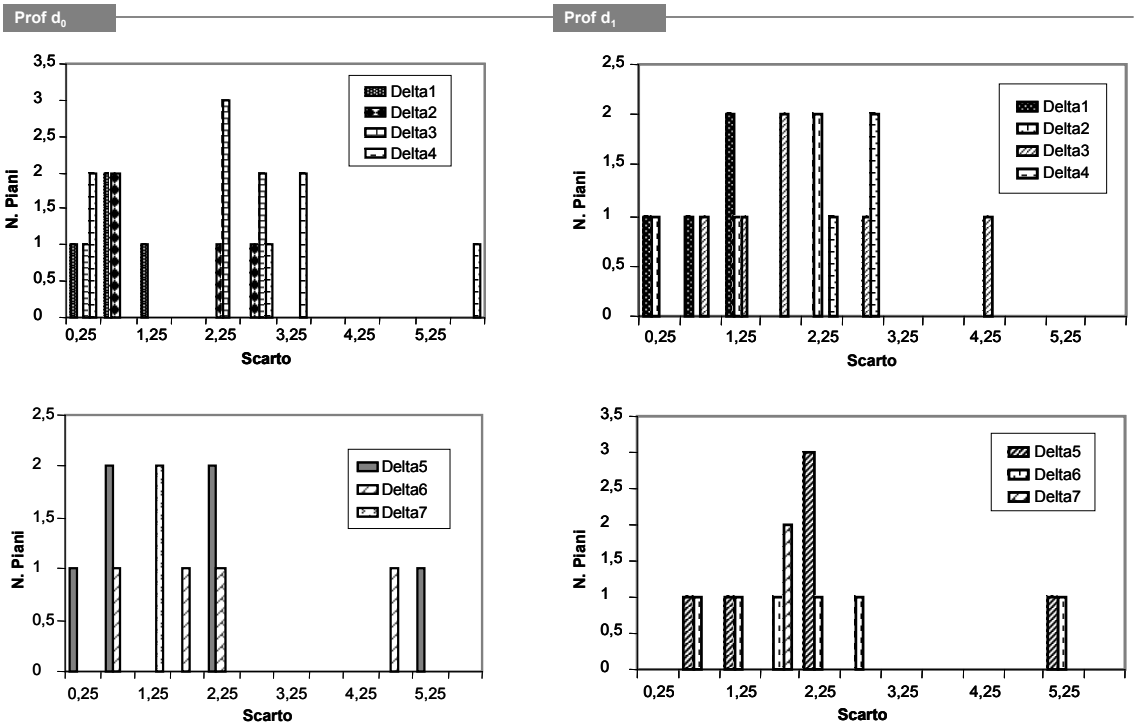


Figura 6. Test 5: distribuzione di frequenza dei TPS per i sette scarti medi Delta alle due profondità d_0 e d_1

La presenza di blocchi centrali determina generalmente uno scarto maggiore. Possibili interpretazioni degli scarti più elevati ottenuti in queste condizioni sperimentali sono legate alla valutazione della radiazione diffusa sotto il blocco o al vincolo del punto di normalizzazione sull'asse del fascio.

Questo test dà risultati peggiori rispetto a quelli ottenuti con i blocchi (vedi test 2) perché i TPS analizzati non avevano implementato modelli per considerare correttamente la presenza del MLC.

In alcuni casi il TPS non supportava la presenza dell'MLC.

3.2.6. Test 6: campi asimmetrici con cuneo universale

In Figura 7 è riportata la distribuzione di frequenza dei piani di trattamento per i due scarti medi Delta alle profondità d_0 e d_1.

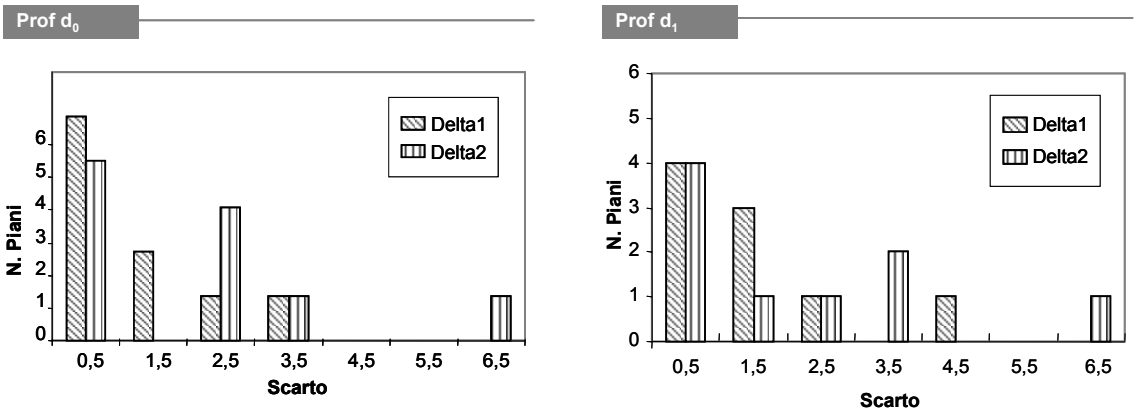


Figura 7. Test 6: distribuzione di frequenza dei TPS per i 2 scarti percentuali medi Delta alle profondità d_0 e d_1

Lo scarto superiore al 3% rilevato in alcuni casi è da attribuire al TPS che non permette di normalizzare in un punto diverso dall'asse centrale del fascio (vedi test 2)

3.2.7. Test 7: campi sagomati con blocchi e filtrati

In Figura 8 è riportata la distribuzione di frequenza dei TPS per i 2 scarti medi Delta alle due profondità d_0 e d_1.

In un solo caso si osservano scarti superiori all'1,5%.

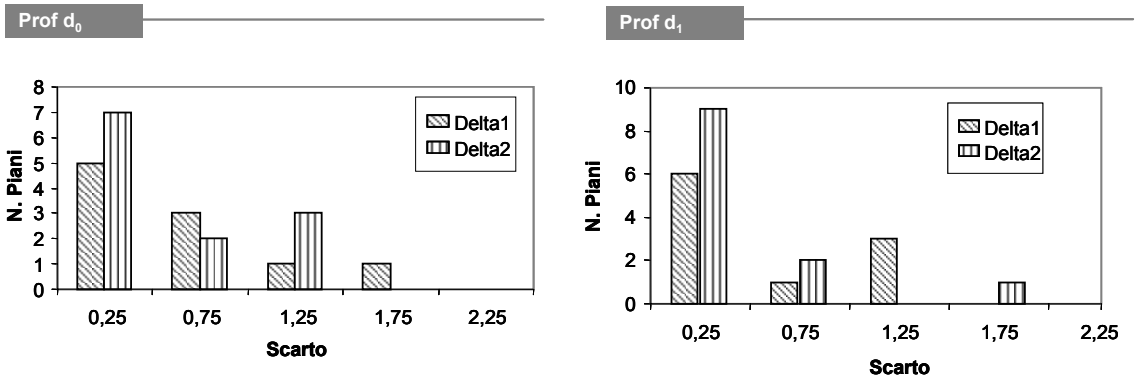


Figura 8. Test 7: distribuzione di frequenza deiTPS per i due scarti percentuali medi Delta alle due profondità d_0 e d_1

4. COMMENTI E CONCLUSIONI

Nei test effettuati lo scarto prescinde dall'incertezza nella calibrazione dei fasci. Nonostante siano state testate situazioni estreme gli scarti non sono particolarmente elevati, ma accettabili.

Ovviamente nei casi più complessi la percentuale di scarto è più elevata

In pochi casi si rivela che la debolezza del sistema predomina sul modello e sull'attenzione con cui i dati sono stati acquisiti e inseriti. È molto importante l'accoppiata acceleratore e il tipo di TPS. Questo può giustificare il fatto che in alcuni casi lo stesso tipo di TPS, con la stessa versione di software, può dar luogo a valori significativamente diversi.

Lo stesso dicasi per le differenze riscontrate con TPS diversi ma con lo stesso tipo di acceleratore e con gli stessi accessori e/o *facility*.

I risultati ottenuti confermano la necessità di implementare programmi di controlli di qualità per la verifica del calcolo delle UM effettuato con il TPS in uso clinico. In particolare per le tecniche avanzate di irradiazione come la 3DCRT (*Three Dimensional Conformal RadioTherapy*) e l'IMRT (*Intensity Modulated RadioTherapy*), per le quali occorre effettuare test più appropriati e sicuramente più complessi.

Solo in tal modo sarà possibile minimizzare tutte le sorgenti di errore che possono influenzare l'accuratezza del calcolo delle UM. In particolare per quanto riguarda:

- Errori relativi ai dati dosimetrici di base acquisiti e inseriti nel TPS (vedi le differenze ottenute con i test 4, 5, 6, 7);
- Errori sistematici relativi all'algoritmo di calcolo 3D della dose. In particolare per quanto riguarda la valutazione 3D dello *scattering* per quei trattamenti ove la presenza di strutture disomogenee deve essere considerata con molta attenzione, specialmente quando si usano modificatori di fascio come blocchi,cunei e compensatori o si utilizzano tecniche avanzate di irradiazione come la 3DCRT e l'IMRT.
- Errori "umani" quali una lettura errata di un valore da un grafico o da una tabella,errori di calcolo ed infine errori di trascrizione. Questi ultimi sono forse i tipi più importanti e solo un adeguato protocollo di controllo di qualità che consenta un controllo accurato per ogni paziente e per ogni trattamento del calcolo delle UM potrà minimizzare quest'ultima classe di errori.

Sarà di particolare interesse confrontare i risultati ottenuti nelle seguenti condizioni:

- in Centri diversi ove è installato lo stesso tipo di TPS con la stessa versione del software, per acceleratori diversi con gli stessi accessori e/o *facility*;
- in Centri diversi ove è installato lo stesso tipo di TPS con la stessa versione del software, per lo stesso tipo di acceleratore con gli stessi accessori e/o *facility*;
- con TPS diversi (in Centri diversi ma anche nello stesso Centro se dotato di più TPS) con lo stesso tipo di acceleratore e con gli stessi accessori e/o *facility*.

APPENDICE A

Valutazione dell’accuratezza delle procedure dei TPS per il calcolo delle UM per fasci di fotoni di alta energia

L'accuratezza globale dell'intero processo clinico della radioterapia, che rappresenta lo scarto percentuale tra dose effettivamente somministrata e dose che il radioterapista riterrebbe adeguato somministrare, dovrebbe risultare inferiore al 5%.

Il rispetto del suddetto valore di accuratezza totale comporta minimizzare tutti i possibili errori relativi a ciascuno dei tre principali e abbastanza separati *step* (fasi) in cui l'intero processo radioterapico può essere suddiviso:

– *Fase 1: Calibrazione dei fasci*
  Accuratezza: ± 2,5%
  - Laboratorio di standardizzazione
  - Standardizzazione di un fascio di radiazione di riferimento
  - Calibrazione della strumentazione
  - Calibrazione di un *user field instrument*
  - Calibrazione di un fascio per trattamenti nell'Istituto dell'utilizzatore
  - Erogazione della dose pianificata ad un fantoccio tessuto-equivalente

– *Fase 2: Calcolo della distribuzione di dose in paziente*
  Accuratezza: ± 3÷4%
  - Acquisizione dei "dati paziente"
  - Definizione dei volumi di interesse
  - Scelta dei fasci e della tecnica di irradiazione
  - Calcolo della distribuzione 3D di dose
  - Ottimizzazione e valutazione del piano
  - Scelta del piano ottimale di trattamento
  - Normalizzazione del piano e calcolo delle UM

– *Fase 3: Esecuzione del trattamento*
  Accuratezza: ± 3÷4%
  - Posizionamento del paziente e set-up della tecnica di irradiazione
  - Riproducibilità della posizione del paziente
  - Modifiche delle dimensioni del paziente durante il corso del trattamento
  - Modifiche della posizione relativa del volume del target durante il corso del trattamento
  - Movimenti degli organi interni rispetto ai reperi cutanei
  - Movimenti o errori di posizionamento del paziente sul lettino durante il corso del trattamento
  - Errori nel tipo di sistemazione del bolus o dei cunei.

La combinazione quadratica delle tre componenti porta ad una accuratezza globale ± 4,9÷6,2 %.

Il livello di accuratezza del valore di UM calcolato dipende dall'accuratezza di tutte le operazioni effettuate precedentemente (fase 1 e 2).

Come osservato all'inizio, qualunque sia il sistema RT e l'algoritmo per la valutazione 3D della distribuzione di dose, il calcolo delle UM si basa sull'espressione:

$$UM = \frac{D_t \times f_{cal}}{TPR \times \prod_i \left(f_c\right)_i}$$

Dt = dose prescritta al tumore alla profondità di calcolo sull'asse;

f_{cal} [UM/Dose] $= \dfrac{1}{f'_{cal}}$ fattore di calibrazione misurato per il campo di riferimento, nelle due geometrie di irradiazione di riferimento e alle profondità di riferimento;

TPR(d,A) *Tissue-Phantom Ratio* valutato alla profondità di riferimento per tutti i test e tenendo conto dell'area del campo quadrato equivalente;

$\prod_i (f_c)_i$ fattori correttivi che permettono di tenere conto di tutte le cause, siano esse dovute al paziente o alla tecnica di irradiazione, che alterano il valore di dose erogata al punto di riferimento nelle condizioni di riferimento.

L'accuratezza con cui si somministra la dose corrispondente al valore di UM calcolato dipende dalla minimizzazione di tutti i possibili errori che si possono commettere con l'effettiva irradiazione del paziente (fase 3).

Per ogni test viene calcolata la differenza percentuale tra i valori misurati e quelli calcolati dal TPS, differenza che dipende da diversi fattori, quali:

- Accuratezza dei dati dosimetrici di base;
- Algoritmo di calcolo delle UM del TPS utilizzato (sia esso commerciale o non);
- Procedura di immissione dei dati dosimetrici e non e dei parametri richiesti dall'algoritmo di calcolo della distribuzione di dose;
- Errori di misura e di immissione dei suddetti dati e parametri.

APPENDICE B

Schede per l'inserimento dei dati relativi ai diversi test per il calcolo delle UM per due diverse profondità d_0 e d_1

Centro _____ **LINAC** _____

TPS _____ **Energia** _____

d_0

Test 1 Campi rettangolari	2 Campi schermati	3 Campi con cuneo	4 Campi asimmetrici	5 Campi MLC	6 Campi asimmetrici con cuneo universale	7 Campi schermati con cuneo statico

Centro _____ **LINAC** _____

TPS _____ **Energia** _____

d_1

Test 1 Campi rettangolari	2 Campi schermati	3 Campi con cuneo	4 Campi asimmetrici	5 Campi MLC	6 Campi asimmetrici con cuneo universale	7 Campi schermati con cuneo statico

La riproduzione parziale o totale dei Rapporti *e* Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.
Le richieste possono essere inviate a: pubblicazioni@iss.it.

Stampato da Tipografia Facciotti srl
Vicolo Pian Due Torri 74, 00146 Roma

Roma, giugno 2005 (n. 2) 5° Suppl.