

# IMPIEGO DI UN SISTEMA DI RADIOGRAFIA COMPUTERIZZATA (CR) PER CONTROLLI DI QUALITÀ IN RADIOTERAPIA

Bassetti Chiara, Mapelli Marco

Dipartimento di Radioterapia, Fisica Sanitaria e Ipertermia - Policlinico di Monza

## Introduzione e scopo

Da alcuni anni, nei reparti di diagnostica per immagini di un numero sempre crescente di ospedali, si assiste alla progressiva sostituzione dei tradizionali sistemi radiologici schermo-pellicola, con i più innovativi sistemi “*computed radiography*” (CR) e “*digital radiography*” (DR); il passaggio al digitale comporta l’abbandono e una graduale dismissione di camere oscure e sviluppatrici, ritenute obsolete. Come conseguenza, anche nelle attività di radioterapia basate sull’utilizzo di pellicole tradizionali (controlli di qualità, film-dosimetria) si rende necessario individuare metodi e strumenti alternativi.

In questo articolo l’attenzione è rivolta, in particolare, al problema dell’esecuzione dei controlli di qualità su acceleratori lineari, che richiedano un rivelatore planare bidimensionale.

Le principali soluzioni commerciali in questo ambito consistono in due tipologie di strumenti: pellicole radiocromiche (che non richiedono il processo di sviluppo chimico) e rivelatori costituiti da una matrice discreta di camere a ionizzazione o diodi. Una descrizione delle caratteristiche di questi sistemi esula dagli scopi del presente lavoro e può essere reperita nella pertinente letteratura. Alternativamente, presso alcuni Centri è stata studiata la possibilità di adottare, per alcuni controlli di qualità in radioterapia, i dispositivi elettronici portali (EPID) montati sugli acceleratori lineari; oppure, le stesse piastre ai fosfori fotostimolabili (“*imaging plate*”, IP) utilizzate nella CR <sup>[1,2,4,5]</sup>.

Alcuni autori <sup>[1,5]</sup> hanno descritto un possibile utilizzo di IP radiologici per le verifiche di costanza sulle caratteristiche geometrico-meccaniche delle unità radianti: corrispondenza tra campo luminoso e campo radiante, dimensioni e centratura del campo, corrispondenza tra isocentro meccanico e isocentro radiante, accuratezza di posizionamento

delle lamelle di un collimatore multilamellare (MLC).

Altri studi <sup>[2,4]</sup> presentano una caratterizzazione completa di sistemi CR per applicazioni in radioterapia (verifiche portali su pazienti, controlli di qualità sulle unità radianti).

Rispetto alle pellicole tradizionali, il cui impiego in radioterapia è consolidato (si pensi ai modelli Kodak X Omat V e EDR2), gli IP, sviluppati per applicazioni diagnostiche, presentano una maggiore sensibilità alla radiazione diffusa di bassa energia (dell’ordine dei keV) e alle basse dosi (nell’intervallo compreso tra  $\mu\text{Gy}$  e mGy).

L’impiego in radioterapia richiede, pertanto, una valutazione preliminare della risposta di tale rivelatore, quando esposto a fasci di fotoni di alta energia (dell’ordine dei MeV) e ad un livello di dose di circa tre ordini di grandezza superiore (tipicamente, da 10 mGy a 1 Gy). In particolare, per ogni energia di interesse clinico, è necessario valutare l’andamento della curva di risposta caratteristica dell’IP (variazione del segnale digitale in funzione della dose assorbita, eventuale livello di saturazione), la riproducibilità nel tempo (in funzione della dose accumulata) e l’omogeneità della risposta spaziale dell’IP.

Un aspetto da non trascurare è l’assicurazione di qualità del dispositivo laser di scansione e del sistema di elaborazione delle immagini <sup>[6]</sup>; per la lettura del segnale immagazzinato nell’IP è necessario adottare un protocollo di conversione lineare, tale da mantenere la proporzionalità tra la dose assorbita dall’IP esposto e il valore del segnale digitale sull’immagine prodotta.

Il lavoro qui presentato si è proposto i seguenti obiettivi:

- 1) Studiare le variazioni nella risposta dell’IP irradiato in diverse condizioni ed ottimizzare la modalità di irraggiamento
- 2) Valutare la possibilità di utilizzare il siste-

ma CR per l'esecuzione dei seguenti controlli di qualità:

- A) Analisi delle caratteristiche geometriche e dosimetriche del fascio radiante: corrispondenza tra campo luminoso e campo radiante, penombra, omogeneità, simmetria del fascio;
- B) Determinazione della radiazione di fuga (*leakage*) per collimatori multilamellari.

### Materiali e metodi

L'IP utilizzato è un Fuji ST-VI Type C (*general purpose*), abbinato ad un dispositivo CR Fuji FCR5000MA.

L'IP è stato irradiato con i fasci di fotoni da 6 MV e 15 MV prodotti da un acceleratore lineare Varian Clinac 2100C/D, equipaggiato con collimatore micromultilamellare 3DLine-Elekta (DMLC) e da un acceleratore lineare Varian Clinac 600C/D dotato di collimatore multilamellare Varian Millennium da 80 lamelle (MLC80).

Il segnale immagazzinato nell'IP è stato estratto mediante un protocollo di scansione lineare ("QC Tests-Linearità" con parametri: GA=1.0; GS=0; S=200; L=3).

Le immagini in formato DICOM ottenute sono state analizzate con il *software* a licenza libera ImageJ (<http://rsb.info.nih.gov/ij/>).

I profili di dose lungo gli assi (OAR) ricavati con il sistema CR sono stati confrontati con analoghi profili di dose, misurati con camera a ionizzazione in fantoccio ad acqua (Blue Phantom e camere cilindriche CC13, Scanditronix-Wellhöfer) oppure acquisiti da pellicole Kodak X Omat V digitalizzate con uno scanner Vidar VXR-16 DosimetryPro. Il *software* utilizzato per il calcolo dei parametri del fascio e per il confronto tra i profili è OmniPro Accept versione 6.0A (Scanditronix-Wellhöfer).

- 1) Caratterizzazione dell'IP e ottimizzazione dell'esposizione

Preliminarmente è stata verificata l'uniformità spaziale della risposta dell'IP: per tale scopo, esso è stato collocato sul pavimento, ad una distanza fuoco-superficie (DFS) di 230 cm ed è stato irradiato con un campo di fotoni da 6 MV aventi dimensioni 40 cm x 40 cm. Sull'immagine ottenuta (Figura 1) sono state sovrapposte 12 regioni di interesse (ROI) disgiunte e i valori medi del segnale

entro ciascuna ROI sono stati calcolati con ImageJ. L'uniformità dell'immagine è stata quindi valutata calcolando il rapporto tra la differenza tra il massimo e il minimo dei valori medi del segnale nelle 12 ROI e il valore medio del segnale in una ROI che ricopre l'intera superficie dell'IP.

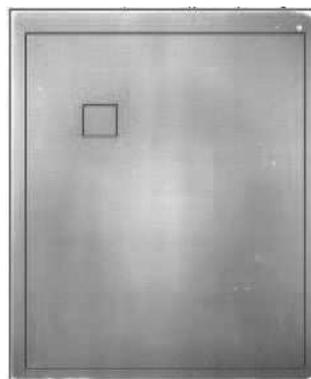


Figura 1: immagine prodotta per valutare l'uniformità spaziale della risposta dell'IP. In rosso un esempio delle ROI utilizzate.

Successivamente, per entrambe le energie disponibili, l'IP è stato irraggiato perpendicolarmente con un campo quadrato di 10 cm x 10 cm alla DFS di 100 cm (campo di riferimento) con 1 unità monitor (MU) oppure 2 MU; sono state sperimentate le seguenti condizioni di esposizione dell'IP:

- IP collocato sulla superficie in fibra di carbonio del lettino di trattamento, senza alcun materiale o spessore di *build up* aggiuntivo;
- IP collocato in cassetta standard per radiodiagnostica (Fuji IP Cassette Type 3A) posta sul lettino di trattamento con e senza l'aggiunta di spessori di fantoccio solido (lastre di RW3) sopra e sotto la cassetta;
- IP collocato sul lettino di trattamento in cassetta per applicazioni radioterapiche (Fuji IP Cassette Type PC, contenente uno schermo in piombo dello spessore di 0.13 mm<sup>[3]</sup>);
- IP collocato sul lettino di trattamento con l'aggiunta di spessori differenti di piombo, realizzati mediante la stratificazione di due coppie di lastre artigianali aventi spessore di 1 mm e 1.5 mm; sono state condotte diverse prove, con spessori variabili tra 1 mm e 5 mm, sistemati solo sopra all'IP, solo sotto all'IP, sopra e sotto all'IP.

Gli OAR ricavati dalle immagini sono stati confrontati con i corrispondenti profili di un campo di riferimento misurati in fantoccio d'acqua e con pellicole tradizionali ed è stata individuata una modalità di irraggiamento "ottimizzata", tale da massimizzare la concordanza tra l'OAR misurato con l'IP e con i due sistemi di verifica tradizionali. Tale modalità è stata assunta come riferimento per l'esposizione dell'IP ed è stata pertanto adottata nelle prove successive.

## 2) Controlli di qualità

### A) Caratteristiche geometriche e dosimetriche del fascio radiante

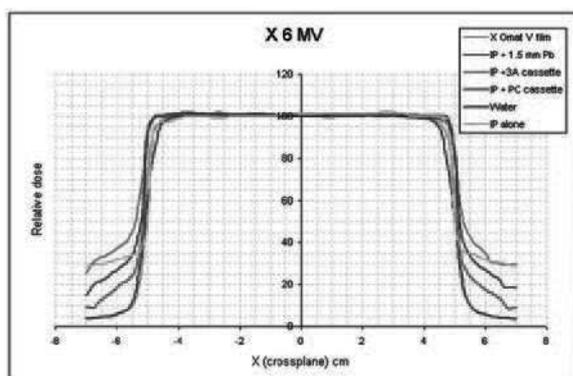
L'IP è stato irradiato nella modalità assunta come riferimento ad 1 MU per entrambe le energie disponibili e gli OAR ottenuti sono stati confrontati con i corrispondenti profili misurati in fantoccio d'acqua o con pellicole tradizionali.

### B) Determinazione della radiazione di fuga (*leakage*) per collimatori multilamellari (MLC)

Sono stati messi a punto e valutati due metodi per la determinazione della *leakage* (Metodo 1 per MLC80 e Metodo 2 per DMLC).

Preliminarmente è stata misurata la *leakage* dei MLC mediante metodo tradizionale utilizzando pellicole X Omat V collocate in RW3 (2 cm di profondità, DFS = 100 cm); una pellicola è stata irradiata con un fascio di fotoni da 6 MV rispettivamente con campo di riferimento per 40 MU e con campo completamente schermato dalle lamelle per 400 MU.

La pellicola sviluppata è stata digitalizzata mediante lo scanner Vidar VXR-16 utilizzando per l'acquisizione il *software* PhotoShop, impostando la scala di conversione lineare ("linOD"), una risoluzione spaziale di 71 dpi e salvando l'immagine ottenuta in formato



TIFF (16 bit). Utilizzando il *software* ImageJ sono stati rilevati i valori digitali di ROI posizionate sulla pellicola per ottenere i valori di fondo (valore medio della ROI,  $S_{bkg}$ ), del campo di riferimento (valore medio della ROI,  $S_{ref}$ ) e in corrispondenza delle zone di giunzione tra lamelle (valore massimo della ROI,  $S_{leak}$ ). La *leakage* ( $L_{film}$ ) viene determinata attraverso la formula:

$$L_{film} = ((S_{leak} - S_{bkg}) / 400) / ((S_{ref} - S_{bkg}) / 40) \quad (1)$$

Successivamente sono state costruite le curve di calibrazione dalle quali ricavare i valori di *leakage*. Adottando la modalità ottimizzata di esposizione dell'IP, sono stati effettuati irraggiamenti con un fascio di fotoni da 6 MV (campo quadrato di riferimento: 1 MU; campo completamente schermato dalle lamelle: 2, 5, 7, 10, 12, 15, 20, 25, 30 MU); tra un irraggiamento e quello successivo l'IP è stato letto ed azzerato. Mediante il *software* ImageJ sono stati rilevati i valori digitali di ROI posizionate rispettivamente nel campo di riferimento (valore medio della ROI,  $SU_{ref}$ ) e in corrispondenza delle zone di giunzione tra lamelle (valore massimo della ROI,  $SU_{leak}$ ). Per ottenere valori di segnale svincolati dalle variazioni nel rendimento dell'acceleratore lineare, i valori di  $SU_{leak}$  sono stati divisi per il valore di  $SU_{ref}$  ottenendo il segnale digitale normalizzato ( $SU_{norm}$ ).

## Risultati

### 1) Caratterizzazione dell'IP e ottimizzazione dell'esposizione

L'uniformità spaziale dell'IP è risultata pari a 1.9%.

Nelle Figure 2 e 3 è mostrato un confronto tra gli OAR ottenuti nelle diverse modalità di irraggiamento esaminate.

Per entrambe le energie e più marcatamente per i fotoni da 15 MV rispetto ai 6 MV, nelle code dei profili si evidenziano gli effetti della maggior sensibilità dell'IP alla radiazione diffusa di bassa energia, rispetto alle pellicole tradizionali. Tale effetto è apprezzabile anche in termini qualitativi sulle immagini originarie (v. Figura 4). Come si può osservare, l'impatto della radiazione diffusa appare ridotto introducendo la cassetta Type PC.

Figura 2: Confronto OAR per fotoni da 6 MV

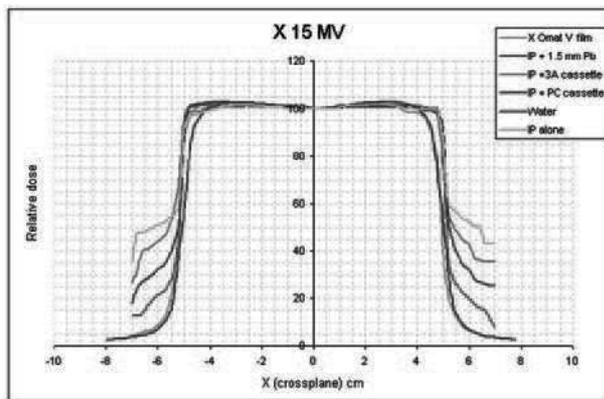


Figura 3: Confronto OAR per fotoni da 15 MV

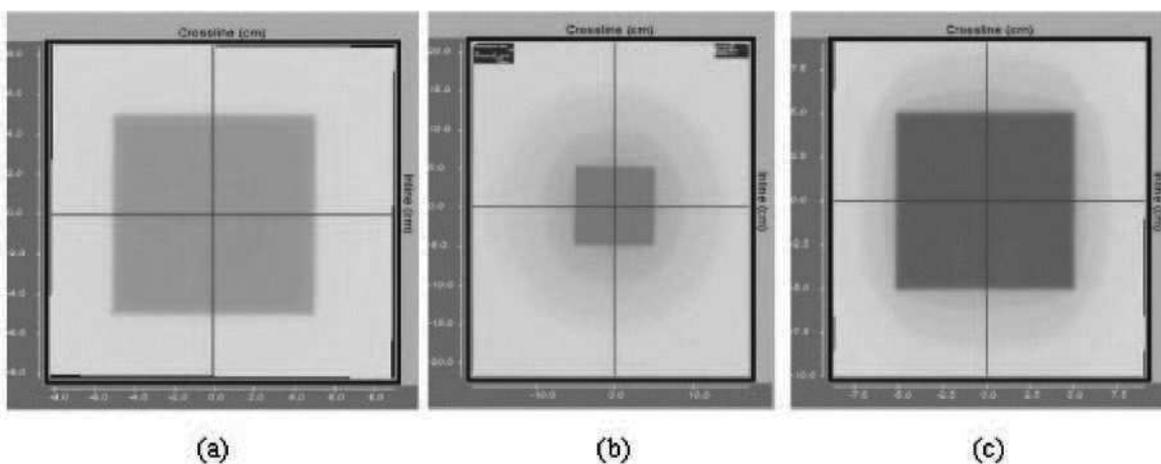


Figura 4: Immagini ottenute con fotoni da 6 MV, rispettivamente su pellicola X Omat V (a), da IP senza cassetta e senza materiali di buildup (b), da IP con sovrapposizione di 1.5 mm di piombo (c)

Tuttavia, per la presenza di questa componente non è possibile utilizzare gli OAR per valutare in modo accurato alcuni parametri dei fasci, quali la penombra e la dimensione del campo radiante che risultano sovrastimati in tutte le condizioni, rispetto allo standard rappresentato dagli OAR misurati in acqua e su pellicola tradizionale. Rispetto alle condizioni sperimentate, il miglior compromesso è stato ottenuto utilizzando le lastre in piombo artigianali. Come è mostrato nella Figura 5, non si riscontra una significativa dipendenza della forma e dei parametri degli OAR dalla combinazione di spessori e dalla collocazione degli schermi; tale considerazione è valida sia per i fotoni da 6 MV che per i fotoni di energia superiore (15 MV, non rappresentati in figura).

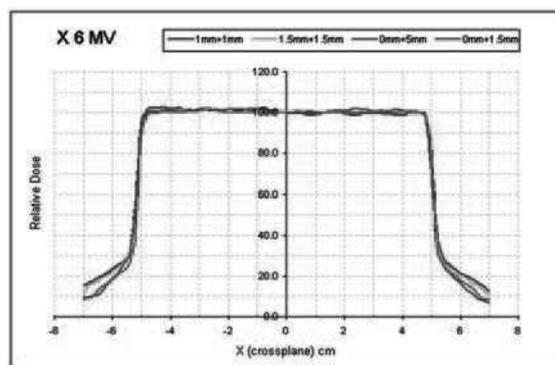


Figura 5: Confronto OAR per fotoni da 6 MV, IP esposto con diverse combinazioni di spessori in piombo, sopra e sotto (1 mm+ 1 mm, 1.5 mm+ 1.5 mm) oppure solo sopra all'IP (5 mm, 1.5 mm)

In base all'analisi condotta, si è concluso di assumere, come modalità di irraggiamento ottimizzata, la seguente: IP esposto senza cassetta, con la sovrapposizione di un singolo strato aggiuntivo di piombo dello spessore di 1.5 mm. In questo modo, infatti, viene

minimizzata la componente di radiazione diffusa di bassa energia e la differenza nelle "code" dei profili, rispetto allo standard, si riduce dal 27% al 12% per i fotoni da 6 MV e dal 45% al 13% per i 15 MV (si veda la Tabella I).

	IP alone	IP + 3A cassette	IP + PC cassette	IP + 1.5 mm Pb
X 6 MV	+ 26.7%	+ 29.6%	+ 21.4%	+ 12.1%
X 15 MV	+ 45.5%	+ 35.7%	+ 25.2%	+ 12.9%

Tabella I: differenze percentuali (a 6 cm dall'asse del fascio) nelle code degli OAR per IP esposto in diverse condizioni, rispetto alla pellicola tradizionale

## 2) Controlli di qualità

### A) Caratteristiche geometriche e dosimetriche del fascio radiante

Nella Tabella II sono confrontati i parametri geometrici e dosimetrici dei fasci, rispettivamente ottenuti da OAR in acqua, mediante pellicola tradizionale e mediante IP. I valo-

ri di simmetria e omogeneità appaiono confrontabili, con differenze entro 0.5%, nel caso dei fotoni da 6 MV, mentre l'accordo è meno soddisfacente per i fotoni da 15 MV. Per entrambe le energie, la dimensione del campo radiante e la penombra risultano sovrastimate di circa 3 mm.

X 6 MV	Water	X Omat V film	IP + 1.5 mm Pb
Simmetry (%)	0.30	0.30	0.30
Flatness (%)	0.90	1.00	1.30
Penumbra (cm)	0.53	0.32	0.82
Field Width (cm)	10.13	10.13	10.27

X 15 MV	Water	X Omat V film	IP + 1.5 mm Pb
Simmetry (%)	0.30	1.70	0.30
Flatness (%)	1.40	2.10	0.80
Penumbra (cm)	0.61	0.46	1.00
Field Width (cm)	10.09	10.16	10.31

Tabella II: confronto tra i parametri dei fasci radianti determinati in acqua, con pellicola tradizionale e con IP nella modalità di esposizione ottimizzata

B) Determinazione della radiazione di fuga (*leakage*) per collimatori multilamellari.

Nelle Figure 6 e 7 è riportato l'andamento di  $SU_{norm}$  in funzione delle MU erogate, rispettivamente per MLC80 e per DMLC; ciascuna curva è relativa ad una fissata coppia di lamelle e quindi ad un fissato valore di *leakage* misurato tramite metodo tradizionale ( $L_{film}$ ).

I metodi applicati nei due casi differiscono per il tipo di analisi matematica utilizzata.

Metodo 1.

Ciascuna curva di Figura 6 è interpolabile da una relazione lineare rispetto alla variabile  $\ln(MU)$  e parametrizzata al valore di *leakage*  $L_{film}$  misurata con metodo tradizionale:

$$SU_{norm}(MU, L_{film}) = a \ln(MU) + b \quad (2)$$

Assumendo che ci sia proporzionalità tra la dose impartita all'IP (D) e le MU erogate, la (2) è equivalente alla:

$$SU_{norm}(D, L_{film}) = a \ln(D) + c \quad (3)$$

È possibile utilizzare la relazione analitica ottenuta per determinare la *leakage* della medesima coppia di lamelle effettuando un nuovo irraggiamento con un campo di riferimento (1 MU) e con campo completamente schermato dalle lamelle (10 MU) da cui si ricava il valore  $SU_{norm}'$ . Dalla (2) si ricava:

$$MU' = \exp((SU_{norm}' - b) / a) \quad (4)$$

che è proporzionale alla dose assorbita dall'IP ( $D'$ ).

Il rapporto  $MU'/10$  è uguale al rapporto  $D'/D$  e poiché la quantità di dose all'IP del campo di riferimento è la medesima nei due irraggiamenti, tale rapporto è uguale al rapporto tra le *leakage*  $L'/L_{film}$  da cui è possibile determinare il valore attuale di *leakage* ( $L'$ ):

$$L' = L_{film} \cdot MU'/10 \quad (5)$$

Metodo 2.

Dalla Figura 7, considerando i valori di  $SU_{norm}$  in corrispondenza di 10 MU erogate, è possibile costruire un grafico in cui la *leakage* (L) è messa in relazione a  $SU_{norm}$  (Figura 8) attraverso una funzione esponenziale:

$$L(SU_{norm}) = 0.0007 \exp(4.3751 SU_{norm}) \quad (6)$$

$(R^2 = 0.9899)$

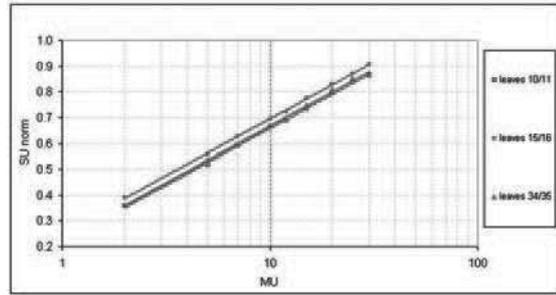


Figura 6: Curva di calibrazione segnale digitale normalizzato ( $SU_{norm}$ ) vs. MU erogate per la determinazione della *leakage* del MLC80

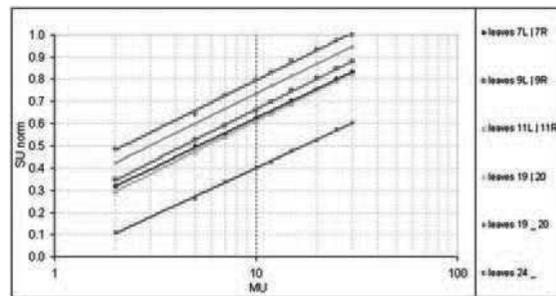


Figura 7: Curva di calibrazione segnale digitale normalizzato ( $SU_{norm}$ ) vs. MU erogate per la determinazione della *leakage* del DMLC

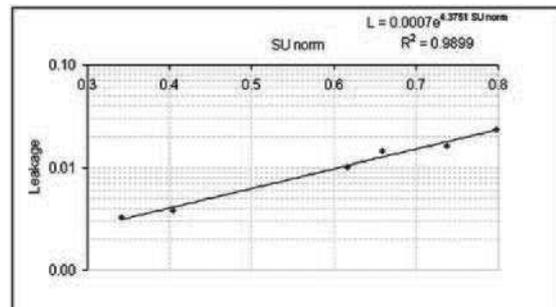


Figura 8: Curva di calibrazione *leakage* del DMLC vs. segnale digitale normalizzato ( $SU_{norm}$ )

In questo modo si ottiene una curva di calibrazione che permette di ricavare la *leakage* in funzione di  $SU_{norm}$  una volta che siano state fissate le MU da erogare (nel nostro caso, 10 MU).

Per convalidare il metodo, è stata determinata la *leakage* esistente tra alcune coppie di lamelle non considerate in fase di costruzione della curva di calibrazione utilizzando la relazione analitica trovata. In Figura 9 è

mostrato il grafico della differenza tra il valore di *leakage* calcolato mediante la relazione analitica e quello misurato mediante metodo tradizionale. La massima differenza rilevata tra i valori è 0.02.

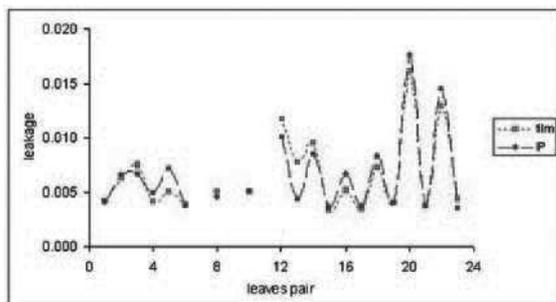


Figura 9: Valori di *leakage* tra le lamelle del DMLC misurati con pellicola tradizionale e con IP

### Conclusione

In questo lavoro è stata analizzata la possibilità di sostituire le pellicole tradizionali con un IP radiologico, per l'esecuzione di alcuni controlli di qualità in radioterapia.

La risposta dell'IP è stata caratterizzata per le energie dei fasci di fotoni di utilizzo clinico ed è stata individuata una modalità di esposizione ottimizzata, in modo tale da minimizzare l'impatto della radiazione diffusa di bassa energia sui risultati delle misure.

La riproducibilità e l'omogeneità della risposta dell'IP sono risultate accettabili (<2%).

L'impiego dell'IP per la valutazione delle caratteristiche geometriche e dosimetriche del fascio radiante (simmetria, omogeneità, penombra, corrispondenza campo luminoso-radiante) è semi quantitativo e appare appropriato solo nelle prove di costanza a patto che venga acquisita preliminarmente un'esposizione di riferimento abbinata ad una misura degli OAR con dosimetri idonei (camere a ionizzazione, diodi).

Le metodologie studiate per la valutazione della radiazione di fuga tra le lamelle di un MLC sono risultate robuste e permettono una valutazione quantitativa accurata della grandezza in questione. Esse appaiono particolarmente indicate anche in occasione di interventi manutentivi in cui sia necessaria una valutazione immediata della radiazione di fuga.

Rispetto ai sistemi commerciali dedicati (pellicole radiocromiche, rivelatori a matrice di camere a ionizzazione o a stato solido) l'impiego dell'IP non richiede risorse economiche aggiuntive in quanto già disponibili nei dipartimenti di diagnostica per immagini. Allo stato attuale rimane il problema della verifica della calibrazione rispetto ad un rivelatore di riferimento, una volta che non sia più possibile disporre delle pellicole radiografiche tradizionali, in caso di deterioramento dell'IP.

Disponendo di rivelatori CR sviluppati per applicazioni specifiche in fasci radioterapici, appare promettente una prospettiva di impiego più complessa come la misura di distribuzioni spaziali della dose in fantocci, come già discusso da altri autori [2] per sistemi diversi da quelli in oggetto nel presente lavoro.

### Bibliografia

- [1] L. Conte et al. : The use of photostimulable phosphor systems for periodic quality assurance in radiotherapy. *Phys Med* 24(1): 34-37 (2008)
- [2] A.J. Olch: Evaluation of a computed radiography system for megavoltage photon beam dosimetry. *Med Phys* 32(9): 2987-2999 (2005)
- [3] Fuji IP Cassette Type P C Product Specifications 010-142-00 10.2005
- [4] R. Vidimari et al.: Caratterizzazione di un sistema CR e confronto con le metodiche tradizionali per applicazioni in radioterapia. *Atti IV Congresso Nazionale AIFM*: 944-948 (2005)
- [5] T. Peace et al. : An experimental study on using diagnostic computed radiography system as a quality assurance tool in radiotherapy. *Australas Phys Eng Sci Med*. 31(3): 226-234 (2008)
- [6] Gruppo di lavoro per la valutazione e il controllo della Qualità delle apparecchiature di Computed Radiography. *Apparecchi di radiografia digitale con piastre ai fosfori fotostimolabili (Computed Radiography). Linee guida per i controlli di qualità. Versione 1.0, Novembre 1999* ([http://www.fisicamedica.org/aifm/ris/04\\_gdl\\_s/IMG/cqcr1.PDF](http://www.fisicamedica.org/aifm/ris/04_gdl_s/IMG/cqcr1.PDF)).