



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO di MEDICINA - DIMED

**CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN "TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA,
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA"**

Sede di Rovigo

Presidente: Prof. Roberto Stramare

Tesi di Laurea:

**CARATTERIZZAZIONE DELLA STRUMENTAZIONE DOSIMETRICA IMPIEGATA NEL
COMMISSIONING DI UN MODERNO LINAC PER RADIOTERAPIA**

Relatore: Dott. GAVA MARCELLO

Correlatore: Dott.ssa BELLAN ELENA

Laureando: AGUIARO ALBERTO

Anno Accademico 2020/21

INDICE

INTRODUZIONE	8
1 RADIOTERAPIA E DOSIMETRIA	10
1.1 LE RADIAZIONI IONIZZANTI.....	11
1.2 IL LINAC.....	12
1.3 LE TECNICHE RADIOTERAPICHE.....	16
1.3.1 LA RADIOTERAPIA CONFORMAZIONALE – 3DCRT	17
1.3.2 LA RADIOTERAPIA AD INTENSITA’ MODULATA – IMRT.....	17
1.3.3 LA TECNICA FLATTENING FILTER FREE FFF	19
1.3.3.1 IL FILTRO APPIATTITTORE	19
1.3.3.2 EFFETTI DEL FFF	20
1.3.3.3 APPLICAZIONI CLINICHE	21
1.4 LE GRANDEZZE DOSIMETRICHE	23
1.4.1 PERCENT OF DEPTH DOSE PDD.....	23
1.4.1.2 DIFFERENZE NELLA PDD DI UN CAMPO FF E FFF.....	25
1.4.2 PROFILI DI DOSE	26
1.4.3 DIFFERENZE DI DOSE IN SUPERFICIE TRA CAMPO FF E FFF	27
1.4.4 DIFFERENZE DI OUTPUT IN AIR E CONTAMINAZIONE DEL PAZIENTE TRA CAMPO FF E FFF.....	27
1.5 LA DOSIMETRIA DEI PICCOLI CAMPI	28
1.5.1 DEFINIZIONE DI CAMPO	28
1.5.2 I PICCOLI CAMPI.....	29
1.5.3 UN IDEALE SISTEMA PER LA DOSIMETRIA DEI CAMPI PICCOLI.....	34
1.5.4 ACQUISIZIONE DELLA PDD E DEL PROFILO DI DOSE IN UN CAMPO PICCOLO 36	36
2 MATERIALI E METODI	39
2.1 LINAC: ELEKTA VERSA HD	39
2.2 FANTOCCI AD ACQUA IMPIEGATI.....	44
2.2.1 STANDARD IMAGING DOSEVIEW 3D	44

2.2.2	PTW MP3-M	46
2.3	RIVELATORI UTILIZZATI	49
2.3.1	CAMERE A IONIZZAZIONE	49
2.3.1.1	PTW 0.125 cm ³ SEMIFLEX CHAMBER TYPE 31010	49
2.3.1.2	PTW PINPOINT CHAMBERS TYPE 31014, 31015	50
2.3.1.3	EXRADIN A28 ION CHAMBER	50
2.3.2	RIVELATORI BASATI SU DI UN SEMICONDUCTORE	51
2.3.2.1	PTW DOSIMETRY DIODE E TYPE 60017	51
2.3.3	RIVELATORI A BASE DI DIAMANTE	52
2.3.3.1	PTW DIAMOND DETECTOR TYPE 60019	52
3	MISURE E RACCOLTA DATI	54
3.1	CARATTERIZZAZIONE DEI FANTOCCI	55
3.1.1	TEST PER LA QUALITÀ DEL FASCIO X D ₁₀₀ DEL FASCIO X	55
3.1.1.1	TEST SU DOSEVIEW 3D	56
3.1.1.2	TEST SU MP3-M	56
3.1.2	TEST PER L'UNIFORMITÀ DEL CAMPO IRRADIATO IN MODALITÀ FF	57
3.1.2.1	TEST SU DOSEVIEW 3D	58
3.1.2.2	TEST SU MP3-M	58
3.1.3	TEST PER LA MISURA DI PUNTI NOTEVOLI SUI LATI OBLIQUI DEL PROFILO CAMPO IN MODALITÀ FFF	59
3.1.3.1	TEST SU DOSEVIEW 3D	61
3.1.3.2	TEST SU MP3-M	62
3.2	CARATTERIZZAZIONE DEI RILEVATORI	63
3.2.1	MISURE SU PTW DIAMOND DETECTOR TYPE 60019	64
3.2.1.1	CAMPO 2 cm x 2 cm	64
3.2.1.2	CAMPO 5 cm x 5 cm	66
3.2.1.3	CAMPO 10 cm x 10 cm	68
3.2.2	MISURE SU PTW PINPOINT CHAMBERS TYPE 31014,31015	70
3.2.2.1	CAMPO 2 cm x 2 cm	70
3.2.2.2	CAMPO 5 cm x 5 cm	71

3.2.3	MISURE SU PTW 0,125 cm ³ SEMIFLEX CHAMBER TYPE 31010	72
3.2.3.1	CAMPO 5 cm x 5 cm	72
3.2.3.2	CAMPO 10 cm x 10 cm	73
3.2.4	MISURE SU PTW DOSIMETRY DIODE E TYPE 60017	75
3.2.4.1	CAMPO 2 cm x 2 cm	75
3.2.4.2	CAMPO 5 cm x 5 cm	76
4	DISCUSSIONE DEI RISULTATI OTTENUTI.....	77
4.1	CONFRONTO TRA I DUE FANTOCCI	77
4.2	CONFRONTO TRA I RILEVATORI	80
	CONCLUSIONI	82
	BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA	84
	RINGRAZIAMENTI.....	85

INTRODUZIONE

A Marzo 2021 è stato installato presso l'UOC di Radioterapia Oncologica dell'Ospedale di Rovigo il nuovo acceleratore lineare Elekta Versa HD.

Il processo di commissioning consiste nella valutazione di numerosi parametri per stimare i criteri minimi di accettabilità della macchina per uso clinico e, successivamente, in una fase di caratterizzazione dell'erogazione dei fasci per l'impostazione personalizzata dei piani di cura su paziente (fase chiamata di "modellizzazione"). Per le moderne apparecchiature per radioterapia a fasci esterni si richiede in particolare la modellizzazione di due tipi di fasci, largamente impiegati nelle tecniche ad intensità modulata e nei trattamenti ipo-frazionati:

- I fasci Flattening Filter Free FFF, ovvero i fasci di fotoni X che non hanno subito l'azione del filtro appiattitore lungo il loro tragitto nella testata;
- I fasci X erogati con campi piccoli, ovvero campi di trattamento di dimensioni geometriche minori o uguali a 2 cm.

L'erogazione di fasci FFF permette di implementare trattamenti radioterapici ad elevato dose-rate rispetto ad un fascio standard, diminuendo così i tempi di trattamento, a parità di dose di prescrizione, per volumi bersaglio di malattia sufficientemente piccoli. Tali fasci, quindi, diventano particolarmente utili nel caso di trattamenti stereotassici.

I campi di piccola dimensione rappresentano un elemento fondamentale delle tecniche di erogazione ad intensità modulata, dove qualsiasi campo di trattamento viene suddiviso in numerosi "segmenti" ed ogni segmento non è altro che un piccolo campo. L'impiego di piani di cura ad intensità modulata è divenuto sempre più frequente nella pratica clinica grazie alle innovazioni apportate ai collimatori multi lamellari (MLC), che permettono di impostare fasci dinamici ad alta conformazione attorno al volume bersaglio, risparmiando dall'irradiazione, quanto più possibile, i tessuti sani circostanti.

I protocolli di dosimetria che indicano le modalità di misurazione per i campi piccoli e per i fasci FFF sono abbastanza recenti: in particolare nel 2017 l'IAEA (International

Atomic Energy Agency) ha rilasciato un codice di pratica di riferimento pubblicato nel report tecnico n. 483.

Con l'obiettivo di caratterizzare la strumentazione dosimetrica, attualmente presente presso l'Unità Operativa Semplice Dipartimentale di Fisica Sanitaria, in relazione all'appropriatezza nelle misure su campi piccoli e fasci FFF, sono stati effettuati diversi test su fantoccio ad acqua variando l'energia erogata, la presenza del filtro appiattitore e la dimensione del campo. Sono stati confrontati tra di loro due fantocci ad acqua dedicati alle misure di commissioning e sono state valutate le prestazioni di diversi rivelatori, in particolare nelle condizioni sperimentali di piccolo campo FFF.

La tesi è articolata in due capitoli introduttivi e in altri tre capitoli nei quali vengono descritti i test eseguiti, le misure raccolte e la discussione dei risultati ottenuti. Il primo capitolo tratta le basi della radioterapia introducendo le diverse tecniche di erogazione, le basi della dosimetria, con particolare attenzione alla descrizione delle problematiche dei piccoli campi. Il secondo capitolo è dedicato alla descrizione di tutto il materiale adoperato in questo studio come l'acceleratore lineare, i fantocci e i rivelatori. Il terzo capitolo riporta i test eseguiti sui fantocci e le misure ricavate dai diversi rivelatori. Nel quarto capitolo sono discusse le proprietà manifestate dai fantocci ad acqua e dai rivelatori, alla luce dei parametri acquisiti e valutati. Infine sono state riportate le conclusioni, cercando di definire quali debbano essere le caratteristiche minime e necessarie per la strumentazione dosimetrica impiegata nel commissioning di un moderno linac per radioterapia.

1 RADIOTERAPIA E DOSIMETRIA

La radioterapia è una disciplina clinica che utilizza le radiazioni ionizzanti a scopi terapeutici. I fenomeni prodotti da questo tipo di radiazione in tutte le sue varie metodiche e applicazioni consentono di debellare le formazioni tumorali arrecando danni letali al DNA delle cellule cancerogene: tali cellule smettono di riprodursi e vengono eliminate dai normali processi chimici e fisiologici dell'organismo. Anche le cellule sane dei tessuti contigui alla neoplasia possono subire un danno dalle radiazioni somministrate. Al fine di evitare effetti collaterali rilevanti vengono adottati vari sistemi di ottimizzazione che prevedono particolari modalità di somministrazione delle radiazioni, atte come già enunciato, a massimizzare la dose al tumore salvaguardando il più possibile le cellule sane, principio su cui si basa la moderna radioterapia.

Lo studio infatti degli effetti delle radiazioni sui tessuti sani e tumorali, ha permesso di determinare i frazionamenti delle dosi in grado di distruggere le cellule neoplastiche minimizzando i danni indotti alle cellule sane.

Il tipo di radioterapia prevista dipende da diversi fattori :

- Anamnesi e condizioni generali (età, patologie pregresse, patologie in atto, ecc);
- Tipologia della neoplasia;
- Dimensione;
- Posizione (vicinanza del carcinoma ad organi vitali o a tessuti sensibili alle radiazioni);
- Percorso che le radiazioni devono percorrere all'interno dell'organismo
- Necessità di sottoporsi ad altre terapie antitumorali.

Sarà compito del radioterapista oncologo, a seguito dei fattori sopra elencati, stabilire il percorso terapeutico più indicato per ciascun paziente e con l'ausilio dell'equipe di radioterapia garantire l'esecuzione corretta del trattamento. [1]

La modalità di applicazione delle radiazioni ad alta energia a scopo terapeutico implementata nell'Azienda ULSS 5 "Polesana" e che è stata oggetto di studio in questo lavoro è la radioterapia a fasci esterni. Essa consiste nell'irradiare il volume bersaglio

(target) dall'esterno, utilizzando nella maggior parte dei casi un'apparecchiatura chiamata "acceleratore lineare" (Linac) che produce fasci di elettroni o fotoni opportunamente collimati. L'apparecchiatura è situata all'interno di un bunker, nel quale sono presenti una serie di strumenti di supporto per l'espletamento della terapia.

1.1 LE RADIAZIONI IONIZZANTI

Le radiazioni ionizzanti sono, per definizione, radiazioni capaci di causare, direttamente o indirettamente, la ionizzazione degli atomi e delle molecole dei materiali attraversati. Nell'attraversare la materia, queste radiazioni riescono a strappare in virtù della loro energia, un elettrone dall'orbita esterna di un atomo creando così una coppia ione-elettrone. L'energia delle radiazioni si misura in elettronvolt (eV): $1\text{eV} = 1.6 \cdot 10^{-19}\text{ J}$.

Le radiazioni ionizzanti possono essere costituite da particelle sub-atomiche (radiazioni corpuscolari) o da radiazioni elettromagnetiche, costituite da fotoni che si propagano alla velocità della luce (raggi X e raggi gamma). A seconda che la ionizzazione del mezzo irradiato avvenga per via diretta o indiretta tali radiazioni vengono classificate come direttamente ionizzanti o indirettamente ionizzanti. Sono direttamente ionizzanti le particelle elettricamente cariche (elettroni o particelle beta, particelle alfa, ...); sono invece indirettamente ionizzanti i fotoni (raggi X e raggi gamma) e i neutroni, cioè particelle prive di carica elettrica.

La creazione di atomi ionizzati nella materia ha come effetto primario quello di rompere legami chimici esistenti e di renderne possibile la formazione di nuovi e diversi. Se la rottura di questi legami coinvolge una struttura fondamentale della cellula come il DNA si può ottenere l'inattivazione o la morte della cellula stessa; la formazione di diversi legami chimici d'altra parte può portare alla generazione di nuove molecole che, come nel caso dei radicali liberi, sono altamente tossiche per la cellula e possono anch'esse portare alla neutralizzazione della stessa.

Queste sono le dinamiche che stanno alla base del trattamento dei tumori con le radiazioni: irraggiando le cellule tumorali è possibile far regredire il tumore fino a debellarlo.

Chiaramente gli stessi effetti sono sentiti anche dalle cellule sane che subiscono lo stesso trattamento: se una porzione considerevole di un tessuto sano viene danneggiata dalle radiazioni si corre il rischio di compromettere la normale funzionalità dell'organo relativo causando anche gravi disfunzioni per l'intero organismo; inoltre come effetto tardivo e stocastico si può riscontrare un'alterazione del patrimonio genetico delle cellule, una mutazione che può condurre alla generazione di un nuovo tumore.

1.2 IL LINAC

Le moderne apparecchiature impiegate in radioterapia con fasci esterni sono chiamati Linac (LINear ACcelerator, acceleratore lineare) poiché sono atti ad accelerare particelle. In senso stretto il termine “acceleratore lineare” si applica solo alla parte del sistema dove vengono accelerati fasci di elettroni fino all'energia richiesta. In senso generale, questo termine è usato per descrivere tutto il sistema impiegato durante un trattamento radioterapico.

Nella maggior parte dei linac usati per scopi terapeutici sono accelerati gli elettroni. Questi elettroni sono prodotti per effetto termoionico dal cannone elettronico (gun) costituito da un filamento di tungsteno. La differenza di potenziale necessaria per la produzione di elettroni è fornita dal modulatore.

L'acceleratore di elettroni è una struttura a guida d'onda che è alimentata a frequenze corrispondenti alle microonde, di solito a 3000 MHz. La radiazione a microonde è erogata a piccoli impulsi, di pochi microsecondi, e questa viene generata fornendo impulsi ad alta tensione di circa 50 kV dal modulatore al generatore di microonde, che è più comunemente una valvola Magnetron. La valvola Magnetron è la scelta costruttiva adoperata dalla ditta Elekta nell'implementazione dei propri linac ed in particolare in quello utilizzato per questa tesi. Magnetron, a differenza delle altre valvole presenti in altri acceleratori, come Klystron per la ditta Varian, produce e amplifica le microonde. Magnetron è costituito da un insieme di cavità risonanti, in cui vi è fatto il vuoto, immerse in un campo magnetico, all'interno delle quali, gli elettroni emessi dal gun centrale oscillano in modo concentrico compiendo una traiettoria a spirale. Si genera così un'oscillazione risonante che produce un'accelerazione degli elettroni distribuiti a pacchetti all'ingresso di ogni cavità.

La produzione di elettroni, la produzione di microonde e la loro amplificazione sono processi sincronizzati che avvengono nello stesso momento e sono controllati dal dispositivo chiamato Thyatron.

Il gun e il sistema acceleratore a guida d'onda Magnetron devono essere spinti ad una pressione tale che il percorso libero medio degli elettroni tra le collisioni atomiche sia più lungo rispetto al percorso dell'elettrone attraverso il sistema. Gli elettroni accelerati tendono a divergere, parzialmente per mutua repulsione coulombiana ma per la maggior parte perché il campo elettrico nella struttura a guida d'onda ha una componente radiale. Tuttavia gli elettroni possono essere concentrati di nuovo sul loro giusto tragitto attraverso l'uso di un campo magnetico coassiale. Questo campo è alimentato da bobine coassiali con la sezione acceleratrice a guida d'onda. Sono presenti delle bobine aggiuntive che possono essere utilizzate per focalizzare il fascio elettronico in modo che fuoriesca dalla struttura acceleratrice alla posizione e nella direzione richieste.

L'idea di base è quella di creare in una guida un'onda elettromagnetica attraverso una sorgente a radiofrequenza e far viaggiare gli elettroni a "pacchetti" sulle "creste" dell'onda. Si ha quindi la produzione di un fascio elettronico a "pacchetti", ovvero pulsato. Maggiore sarà la frequenza dell'onda elettromagnetica su cui viaggiano, maggiore sarà l'energia degli elettroni e quindi il linac potrà avere un aspetto più compatto senza dover ricorrere a lunghe sezioni acceleratrici.

La sezione acceleratrice consiste in un tubo di rame divisa da opportuni dischi dello stesso materiale che creano delle sezioni con proprietà costruttive adeguate per permetterne l'isolamento elettrico, l'isolamento termico e la schermatura dalla radiazione di fuga. È costituita da una prima sezione, di dimensioni crescenti, dove i pacchetti di elettroni raggiungono l'energia di 2 MeV e da una seconda sezione di cavità risonanti per aumentare l'energia senza creare ingombro. Una tipica guida d'onda varia in lunghezza da circa 30 cm per i 4 MeV a 150 cm per i 25 MeV. [2]

Gli elettroni accelerati, in uscita dalla sezione acceleratrice, sono deflessi da un campo magnetico per raggiungere la testata di trattamento. Nella testata di trattamento il fascio verrà opportunamente modificato, filtrato e controllato a seconda della modalità d'erogazione stabilita.

Quando l'apparecchiatura è utilizzata per generare un fascio X, il fascio elettronico andrà ad urtare un target di materiale pesante (tipicamente tungsteno) per produrre con fenomeno di frenamento il fascio fotonico necessario alla terapia. Se l'apparecchiatura è utilizzata per fasci terapeutici ad elettroni, invece, il target sarà allontanato dal fascio entrante nella testata su di un opportuno carrello e il fascio elettronico viene fatto incidere su un gruppo di fogli diffusori costituiti da materiale metallico (alluminio, rame o più in generale leghe metalliche) per allargare la sezione del fascio collimato (diametro di circa 3 mm) uscente dalla guida d'onda a dimensioni utili per un campo clinico. Date le elevate energie con cui gli elettroni vanno ad incidere sul target, il fascio fotonico X risultante sarà fortemente piccato in avanti, ovvero avrà maggiore fluensa nella sua regione centrale. Le dimensioni del fascio, elettronico o fotonico, saranno definite da una serie di collimatori interposti sul suo percorso.

- Il collimatore primario, a forma di tronco di cono e di materiale in lega pesante (Piombo, Tungsteno, Rame), è situato dopo il carrello che inserisce o meno il target e definisce l'ampiezza massima del campo radiante.
- Il collimatore secondario è un dispositivo a geometria regolabile, costituito da due coppie di blocchi in Tungsteno (jaws) di apertura variabile, posizionati uno al di sopra dell'altro e a 90° l'uno dall'altro. I due jaws di ogni coppia si possono aprire in modo sincrono per definire campi rettangolari simmetrici centrati sull'asse, oppure in modo asincrono per definire campi rettangolari asimmetrici.
- Il collimatore terziario, chiamato anche MLC (Multi Leaf Collimators), è costituito da una serie di lamelle di Tungsteno a margine arrotondato, su due banchi contrapposti, per minimizzare l'effetto divergenza del fascio. Scopo di MLC è quello di conformare campi di trattamento di forma irregolare. In molti modelli di linac il collimatore MLC va a sostituire una coppia di jaws.

A seconda dell'utilizzo o meno di un fascio terapeutico elettronico o fotonico, un carosello posto tra collimatore primario e secondario ruoterà per opporre al fascio gli opportuni sistemi di filtraggio. In caso di fascio elettronico, sarà ruotato il foglio diffusore (scattering foil): una sottile lamina di metallo avente il compito di distribuire la fluensa del fascio di elettroni su tutto il campo di trattamento. Invece, se si tratta di un fascio fotonico, sarà ruotato il filtro omogeneizzatore: un dispositivo a forma di

cono di materiale metallico che assorbe in maniera differenziale la radiazione a seconda della distanza dal centro del fascio, generando così una distribuzione di dose uniforme su tutto il campo.

Il fascio, qualunque sia la sua natura, dopo aver attraversato il sistema di filtraggio, colpisce il sistema di monitoraggio. Si tratta di un insieme di camere a ionizzazione, dette “camere monitor”, per la verifica della dose e della simmetria di campo con la particolarità di: avere un’efficienza di raccolta stabile e costante per affrontare la natura ad alta intensità e pulsata del fascio incidente; non perturbare il fascio clinico; avere una risposta indipendente da variazioni di pressione e temperatura (le camere monitor vengono sigillate all’interno della testata al momento dell’installazione del gantry). Le camere monitor causano l’interruzione dell’erogazione del fascio se rilevano una qualche discrepanza dal punto di vista dosimetrico o geometrico. Le camere monitor vengono calibrate mediante opportuni coefficienti ottenuti da misure di dose in acqua su campi standard 10 cm x 10 cm per fare corrispondere 1cGy ad 1 UM (Unità Monitor) alla profondità di rilascio massimo di dose (zona di build-up). L’erogazione delle Unità Monitor verrà scandita da un numero digitale alla console dell’acceleratore lineare durante il trattamento.

I moderni acceleratori sono costruiti in modo che la sorgente della radiazione possa ruotare di 360° attorno ad un asse orizzontale, rendendo così possibile il trattamento da qualsiasi angolazione rispetto all’asse del paziente senza che lo stesso debba cambiare durante la seduta. La testata è così montata su un supporto rotante; questo sistema prende il nome di gantry. Ruotando il gantry l’asse del fascio ruota su un piano verticale, cioè su un piano trasversale del paziente; il punto di intersezione dell’asse di rotazione del gantry con l’asse del fascio è detto isocentro. Oltre al gantry, attorno all’isocentro ruotano il collimatore della testata e il lettino di trattamento.

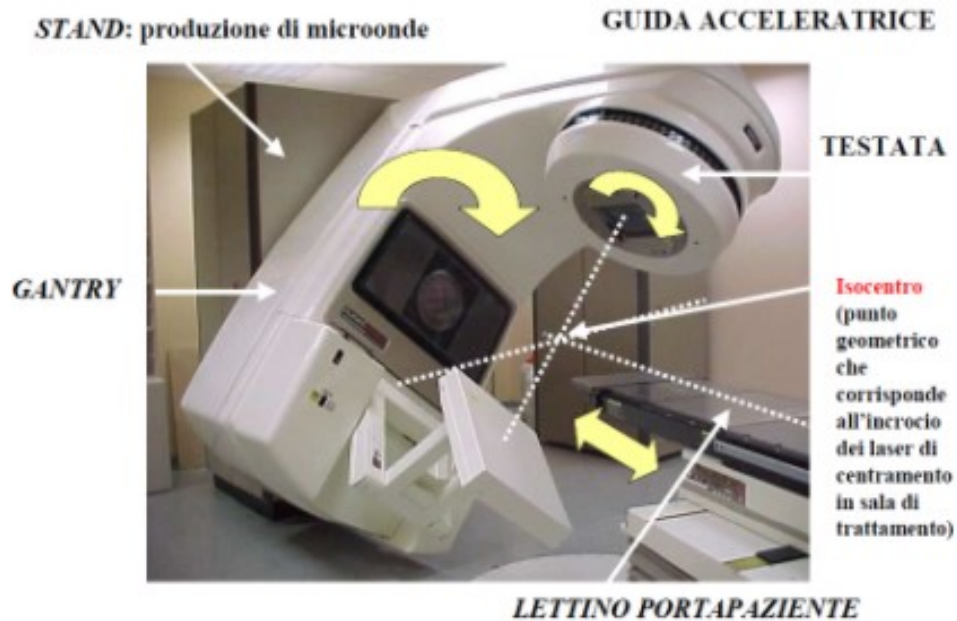


Figura.1.1 In questa immagine schematizzata si possono notare le principale componenti di un acceleratore lineare.

1.3 LE TECNICHE RADIOTERAPICHE

L'utilizzo dell'acceleratore in questa configurazione "base" costituisce quella che viene chiamata "radioterapia classica" e consiste nell'aggredire il tumore con un fascio di radiazioni uniforme e di sezione quadrata o rettangolare; è intuibile come una soluzione di questo genere non risponda propriamente al principio essenziale della radioterapia, di massimizzare la dose sulla patologia risparmiando il più possibile i tessuti sani. Proprio il discostarsi da questa situazione di imprecisione del trattamento per ricercare l'accuratezza nel somministrare la dose solo alla patologia caratterizza l'attuale radioterapia.

Di seguito vengono presentate le due tecniche attualmente più utilizzate (delle quali la seconda può essere considerata un'implementazione ed ampliamento della prima e che rappresenta una delle più avanzate e al contempo promettenti tecniche di radioterapia) che fondono la loro innovazione sulla ricerca della conformazione del fascio di radiazioni sul tumore. L'obiettivo desiderato è quello di modellare il campo di trattamento in modo che si adatti il più fedelmente possibile alla forma del tumore, facendo in modo che la radiazione depositi gran parte della sua energia proprio dove serve.

1.3.1 LA RADIOTERAPIA CONFORMAZIONALE – 3DCRT

La principale caratteristica che contraddistingue la radioterapia conformazionale risiede nel suo obiettivo principale che è quello di garantire un'irradiazione del distretto anatomico quanto più accurata possibile; la conformazione della zona da trattare può essere valutata e visualizzata nello spazio grazie ai potenti calcolatori messi a disposizione dei fisici medici, per l'elaborazione di piani di trattamento dall'accuratezza estrema, soprattutto per quanto riguarda la copertura di dose erogata apprezzabile attraverso le cosiddette “curve di isodose” e l'individuazione del bersaglio attraverso informazioni anatomiche tridimensionali derivanti dalla diagnostica per immagini (TC,PET,RM).

Questa pratica per l'effettuazione di radioterapia conformazionale ha assunto nel tempo specifiche qualitative sempre maggiori, dettate dalla necessità di garantire trattamenti radioterapici che siano altamente efficaci e nello stesso tempo correttamente efficienti. L'introduzione, a partire dagli anni '90, dei collimatori multi-lamellari ha reso possibile il perfezionamento della tecnica radioterapica conformazionale. Il collimatore multi-lamellare ha sostituito completamente l'utilizzo delle schermature personalizzate, in quanto capace di ricreare la conformazione del campo di trattamento attraverso il movimento di lamelle schermanti contenute all'interno di un collimatore principale e guidate da un software per il controllo delle stesse che assicura il massimo grado di precisione, personalizzazione e velocità di esecuzione. Il collimatore multi-lamellare è divenuto parte fondamentale di un moderno acceleratore lineare ed ha visto implementare migliorie dal punto di vista ingegneristico e costruttivo. Infatti, esistono oggi collimatori caratterizzati da un numero di lamelle elevatissimo (120-160 lamelle) disposte su due banchi opposti e dallo spessore di soli 5-3 mm per lamella; sono in questo modo garantiti molteplici applicazioni radioterapiche che spaziano dal “cuneo virtuale” alla “stereotassi”.

1.3.2 LA RADIOTERAPIA AD INTENSITÀ MODULATA – IMRT

Lo scopo della Radioterapia Oncologica è da sempre quello di concentrare e “conformare” nel modo più accurato possibile la radiazione nella zona della lesione, risparmiando nello stesso tempo i tessuti sani circostanti.

Negli ultimi decenni grazie allo sviluppo e alle innovazioni tecnologiche, le terapie conformazionali 3DCRT sono state affiancate e sostituite da tecniche più complesse come la Radioterapia ad Intensità Modulata IMRT. Queste nuove tecniche di trattamento oltre alla conformazione geometrica fatta sul target sono caratterizzate dall'impiego di fasci di radiazioni di intensità non uniforme.

Un fascio di radiazione di intensità non uniforme genera una distribuzione di dose molto conformata al volume bersaglio risparmiando contemporaneamente i tessuti sani circostanti.

Per ottenere l'intensità non uniforme, ciascun fascio di radiazione è suddiviso in tanti piccoli fascetti (segmenti) di intensità uniforme, conformati da MLC, la cui sovrapposizione e somma in intensità originano il fascio modulato.

In tale tecnica l'intensità modulata dei campi è determinata utilizzando software specifici di pianificazione detti "inverse planning".

L'elevato indice di conformazione delle alte dosi sul Planned Target Volume PTV, il maggior risparmio degli organi a rischio, insieme alla possibilità di fare una "escalation" di dose erogando dosi differenziate all'interno dello stesso volume bersaglio, permettono un maggior controllo locale della malattia. La IMRT rappresenta quindi la tecnica d'elezione per il trattamento di tumori di forma complessa ed irregolare che richiedono alte dosi e che sono posti a stretto contatto con organi sani critici, come i testa-collo e le prostate.

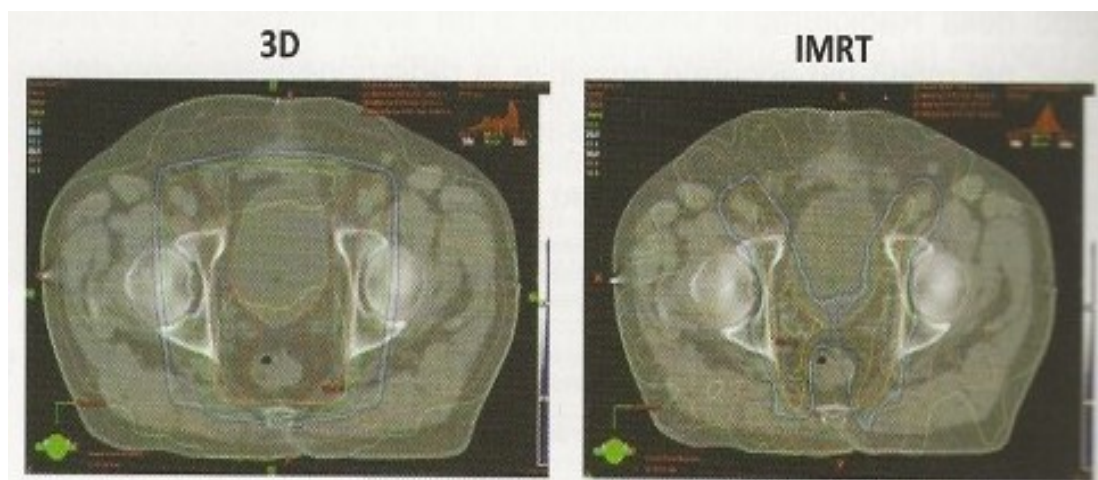


Figura 1.2 Confronto tra una distribuzione di dose 3D-CRT e IMRT su una prostata.

1.3.3 LA TECNICA FLATTENING FILTER FREE FFF

È stato fin qui descritto il funzionamento di un moderno acceleratore lineare per radioterapia e le tecniche più utilizzate ad oggi. In questi paragrafi si vuole dedicare un approfondimento ad una modalità di erogazione che negli ultimi anni sta venendo sempre di più presa in considerazione all'interno dell'ambiente radioterapico e che è stata oggetto di studio e di confronto in questo lavoro: la tecnica senza filtro appiattitore.

1.3.3.1 IL FILTRO APPIATTITTORE

I fotoni prodotti da un acceleratore lineare, attraversando la sua testata ed impattando con i suoi componenti, subiscono i fenomeni fisici di diffusione, diffrazione ed assorbimento che condizionano le caratteristiche del fascio in uscita e causano la contaminazione esterna al target dell'irradiazione.

Quando un fascio di fotoni impatta sulla materia (paziente), la distribuzione di dose spaziale in profondità è fortemente piccata in avanti, a causa della sua maggior fluensa nella sua zona centrale.

Per rendere l'intensità del fascio più uniforme lungo il campo di irradiazione nelle due coordinate x ed y nella testata degli acceleratori lineari, ed in particolare nel carosello, è inserito un filtro per l'appiattimento (FF: Flattening Filter), fatto solitamente di piombo, tungsteno, uranio, acciaio, alluminio o da leghe metalliche, a seconda del modello dei vari linac. Il flattening filter svolge la funzione di omogeneizzare il fascio di raggi X in termini di intensità spaziale. È caratterizzato da una forma conica, speculare al profilo di dose di un fascio non appiattito, e permette di rendere la distribuzione di un fascio piatta. Il tipo di fascio prodotto è, quindi, caratterizzato da una fluensa abbastanza uniforme attraverso un campo collimato.

L'utilizzo del filtro appiattitore comporta una modifica nello spettro del fascio, a causa dell'assorbimento da parte del filtro stesso delle sue componenti molli, con conseguente indurimento e riduzione della sua efficienza che si traduce nella riduzione del dose-rate, cioè della dose erogabile nell'unità di tempo espresso in MU/min (unità monitor al minuto). Il filtro, insieme alle altre componenti della testata, causa fenomeni di diffrazione dei fotoni, formazione di neutroni secondari e diffusione di fotoni attraverso la testata dell'acceleratore (scattering) e tra le lamelle del collimatore

(leakage), eventi che insieme sono responsabili dell'aumento della contaminazione nel paziente al di fuori del campo di trattamento. Se, quindi, l'introduzione del filtro appiattitore ha semplificato il calcolo dosimetrico e lo ha reso compatibile con la pratica clinica, la sua presenza comporta alcuni svantaggi.

Le moderne tecnologie informatiche consentono di ottenere in tempi accettabili anche il calcolo dosimetrico di fasci non appiattiti, per cui se ne stanno studiando gli ambiti di utilizzo clinico ed i vantaggi. Ad esempio, la radioterapia stereotassica prevede l'utilizzo di campi di trattamento estremamente piccoli il cui profilo di dose è poco influenzato dalla riduzione radiale della fluenza ed è quindi sufficientemente piatto indipendentemente dal filtro di attenuazione. Nella IMRT è intrinseco il concetto di modulazione del fascio che prevede mappe ottimali di fluenza di per sé non piatte. Gli hardware oggi a nostra disposizione garantiscono il calcolo della dose in tempi clinicamente accettabili anche con FFF (Flattening Filter Free).

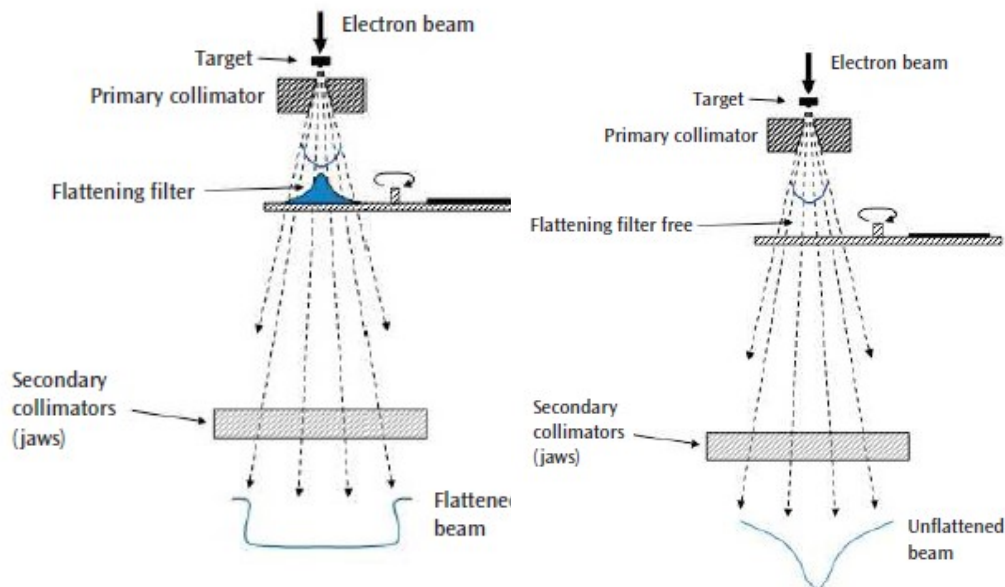


Figura 1.3 La differenza di configurazione all'interno della testata e il relativo fascio uscente nella modalità FF e in quella FFF.

1.3.3.2 EFFETTI DEL FFF

La rimozione del filtro appiattitore può aiutare a ridurre alcune fonti di incertezza dosimetrica e di conformazione del fascio e comporta delle variazioni nella

distribuzione della dose in profondità conseguenti alla modifica della qualità del fascio, della sua intensità e della sua fluenza.

La modalità di erogazione FFF comporta una maggiore accuratezza dosimetrica legata alla riduzione dello scattering della testata, della radiazione diffusa alle parti del corpo fuori dal bersaglio dell'irradiazione, della penombra del fascio di conseguenza, ed un aumento della dose erogabile nell'unità di tempo. Il risultato è un fascio con un profilo di dose a forma di cono con un dose-rate quadruplicato nella parte centrale sino a 1400 UM/min per i fotoni 6 MV e 2400 UM/min per i fotoni 10 MV.

Al ridotto “indurimento” del fascio nella sua parte centrale consegue una riduzione della dose media del fascio, una distribuzione della fluenza radialmente decrescente e distribuzioni di dose non omogenee lungo il fascio.

1.3.3.3 APPLICAZIONI CLINICHE

L'utilizzo del FFF è stato studiato sia per la 3DCRT sia per la IMRT, con l'utilizzo di sistemi di pianificazione che tengano conto del profilo di dose.

In letteratura sono presenti dei lavori che confrontano la qualità dei piani di trattamento ottenuti con e senza filtro appiattitore. Sia la IMRT che la Stereotassi conservano, con la rimozione del filtro, le medesime caratteristiche dosimetriche. La tecnica di irradiazione FFF non condiziona la qualità del piano di cura poiché la copertura dei volumi bersaglio ed il risparmio degli organi sani sono risultati sovrapponibili a quelli calcolati con il filtro di appiattimento.

Il vantaggio clinico più importante è rappresentato dall'aumento del dose-rate che si traduce in un abbattimento dei tempi dell'erogazione del fascio.

I limiti delle tecniche radioterapiche speciali sono legati all'alto numero di Unità Monitor che ogni seduta prevede e sono rappresentati dai lunghi tempi di delivery e dalla maggior contaminazione nel paziente, che è esposto a basse dosi di radiazioni in proporzioni maggiori (bagno di dose) anche in distretti corporei distanti dal volume di trattamento.

L'aumento del dose-rate è particolarmente utile nei trattamenti stereotassici, che sono caratterizzati da un numero di Unità Monitor per seduta molto alto a causa sia della tecnica di irradiazione generalmente a intensità modulata sia delle alte dosi per

frazione. L'utilizzo dei fasci FFF è, quindi, auspicabile perché la riduzione dei tempi di trattamento comporta notevoli vantaggi sia per il paziente, che è bloccato sul lettino da sistemi di immobilizzazione a volte scomodi, sia per l'organizzazione della Unità Operativa di Radioterapia.

L'aumento della velocità dell'erogazione costituisce un vantaggio importantissimo in quei trattamenti che risentono particolarmente dell'errore legato al movimento del paziente e degli organi durante la seduta radioterapica.

Un caso esplicativo è rappresentato dalle neoplasie prostatiche. La localizzazione della ghiandola prostatica risente enormemente dello stato di replezione della vescica e del retto che si trovano rispettivamente anteriormente e posteriormente alla prostata e sono ad essa strettamente contigui. Il volume della vescica e del retto è soggetto a continue modifiche fisiologiche legata alla produzione di urina ed al suo passaggio in vescica dove viene depositata e alla progressione dell'aria e delle feci all'interno del canale intestinale. Queste modifiche comportano uno spostamento della prostata dell'ordine di alcuni centimetri. Durante una seduta IMRT, quando l'erogazione può durare anche 7-12 minuti, queste modifiche volumetriche si possono verificare in maniera anche sensibile e possono tradursi in uno spostamento in senso antero-posteriore della ghiandola prostatica significativo al punto da causare un geographical missing, cioè di un errore di localizzazione della prostata che in parte non viene raggiunta dal fascio di radiazioni. La riduzione drastica dei tempi di erogazione ottenuta con la rimozione del filtro appiattitore comporta una significativa riduzione del rischio di errore.

L'aumento del dose-rate è particolarmente utile nella cura delle neoplasie polmonari quando si utilizzano tecniche di gating respiratorio. La localizzazione di una neoplasia polmonare è enormemente influenzata dai movimenti respiratori, per cui nei piani di cura convenzionali è necessario aggiungere al volume della neoplasia un margine di sicurezza che copra anche i suoi movimenti durante il ciclo respiratorio. Questo comporta però una notevole esposizione ad alte dosi di radiazioni di una importante quota di tessuto polmonare sano. Per tale motivo la tecnologia in ambito radioterapico ha introdotto dei sistemi di controllo del respiro che prevedono l'erogazione del fascio solo in una predefinita fase del ciclo respiratorio (beam on), mentre durante le altre fasi il fascio è interrotto (beam off). Tali metodiche comportano un allungamento della

durata della seduta radioterapica (che si può anche quintuplicare) che si traduce in problematiche cliniche legate al discomfort del paziente, con riduzione della compliance, ed organizzative per il reparto. L'aumento delle Unità Monitor erogabili nella fase di beam on può riportare la durata di una seduta radioterapica con metodiche di gating respiratorio all'interno delle tempistiche di una normale con tecnica ad intensità modulata.

La IMRT è una tecnica radioterapica che consente una elevata concentrazione della dose nel volume bersaglio con un notevole risparmio degli organi sani vicini. A causa del maggior numero di porte d'ingresso dei fasci rispetto alla 3DCRT, essa è caratterizzata da un maggior bagno di dose. A causa della maggior quantità di radiazione diffusa (direttamente proporzionale alle Unità Monitor), tutto il corpo del paziente è esposto a dosi di radiazioni, seppur piccole. La cancerogenesi radioindotta è l'unico esempio di danno stocastico, e quindi non dose-dipendente, che si verifica nel paziente radioesposto e non alla sua prole. Alcuni studi suggeriscono che tra i pazienti lungosopravvivenuti trattati con IMRT il rischio di tumori solidi radioindotti possa essere doppio. Teoricamente, la rimozione del filtro appiattitore, riducendo la contaminazione del paziente da parte delle basse dosi, potrebbe tradursi in una riduzione della cancerogenesi radioindotta, che allo stato dell'arte attuale limita fortemente l'utilizzo delle tecniche ad intensità modulata nei pazienti pediatrici e in adulti in fasce d'età più basse. [3]

1.4 LE GRANDEZZE DOSIMETRICHE

Si vuole ora porre l'attenzione sulle curve che sono state utili per caratterizzare e confrontare i fantocci e i detettori oggetto di questo studio.

1.4.1 PERCENT OF DEPTH DOSE PDD

La PDD è una curva di dose relativa che descrive la variazione della dose percentuale in acqua in funzione della profondità lungo l'asse del fascio. Permette di valutare la dose rilasciata dalla radiazione nei punti alle varie profondità dell'asse del fascio incidente sul fantoccio (o paziente). Tale grandezza è espressa come rapporto percentuale tra il valore della dose alla profondità scelta ed il valore di dose alla profondità di riferimento.

La PDD è misurata mediante un rivelatore di radiazioni (per esempio una camera a ionizzazione) che si muove in direzione verticale in un fantoccio ad acqua mentre è erogato il fascio di radiazione dal linac.

Le curve PDD sono caratterizzate da un punto dove la dose è massima, la profondità di tale punto è chiamata profondità di Build-Up.

La PDD dipende dall'energia del fascio, dalle dimensioni del campo, dalla distanza tra la sorgente e la superficie del paziente (SSD). Ad esempio all'aumentare dell'energia, la profondità di Build-Up aumenta. La profondità di Build-Up varia in funzione delle dimensioni del campo irradiato e della SSD.

Da una curva di PDD si possono ricavare due parametri atti a verificare la qualità di un fascio radiante, essi sono:

- D_{100} , il valore di dose percentuale alla profondità di 10 cm in acqua per un campo standard 10 cm x 10 cm;
- R_{100} o z_{max} , distanza a cui la curva raggiunge il 100% di dose percentuale, ovvero la distanza in cui la curva raggiunge il Build-Up, in acqua.

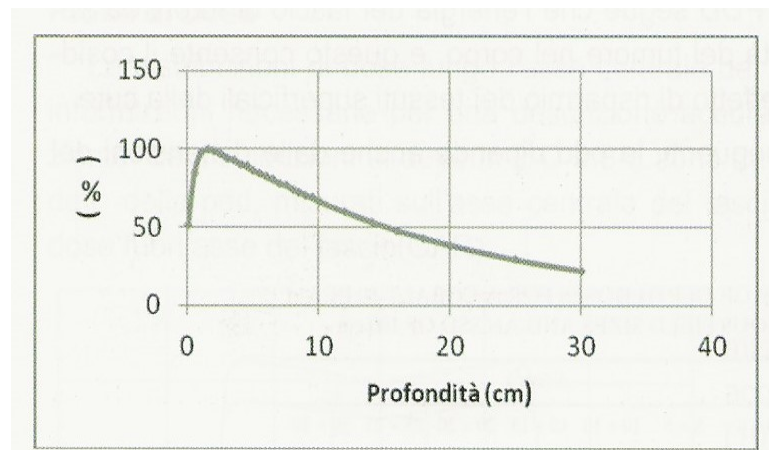


Figura 1.4 Una curva di PDD. Si può notare la regione di crescita iniziale della curva che culmina nel Build-Up (il punto che raggiunge il 100% di dose), da quel punto in poi la curva decadrà secondo un andamento di tipo esponenziale.

1.4.1.2 DIFFERENZE NELLA PDD DI UN CAMPO FF E FFF

La profondità di D_{max} di un fascio di radiazioni in presenza del filtro appiattitore è la risultante di due fenomeni competitivi: la componente “dura” del fascio che spinge in profondità la dose e lo scattering che produce radiazioni molli che tendono a superficializzare la dose. In pratica in presenza di filtro appiattitore, e quindi di un fascio più “duro”, la profondità della D_{max} è proporzionale all’energia del fascio; in caso di FFF, e quindi di un fascio più “molle”, meno contaminato, la profondità D_{max} è solitamente inferiore. Questo viene descritto con curve di PDD più ripide corrispondenti ad una D_{max} più superficiale, che comporta una più bassa qualità del fascio (5% per i fotoni a 6 MV FFF, 4% per i fotoni a 10 MV FFF). Questa differenza di profondità della D_{max} è meno evidente per campi di minori dimensioni, poiché nelle porzioni del fascio vicine al suo asse centrale il suo profilo di dose è spinto in profondità ed è pressoché piatto.

In termini di calibrazione del fascio, le varie ditte produttrici di linac decidono come impostare la qualità del fascio FFF rispetto al fascio FF. Elekta, nello specifico, ha deciso di calibrare il fascio in modo che il parametro D_{100} (dose percentuale in profondità in acqua a 10 cm per un campo 10x10 cm) sia lo stesso per i 6MV FF e i 6MV FFF, per i 10 MV FF e 10 MV FFF. Questo comporta quindi una profondità di build-up leggermente superiore per i fasci FFF rispetto agli analoghi FF (17 mm per i 6MV FFF rispetto ai 15 mm di 6MV FF, 24 mm per i 10 MV FFF rispetto ai 23 mm di 10 MV FF).

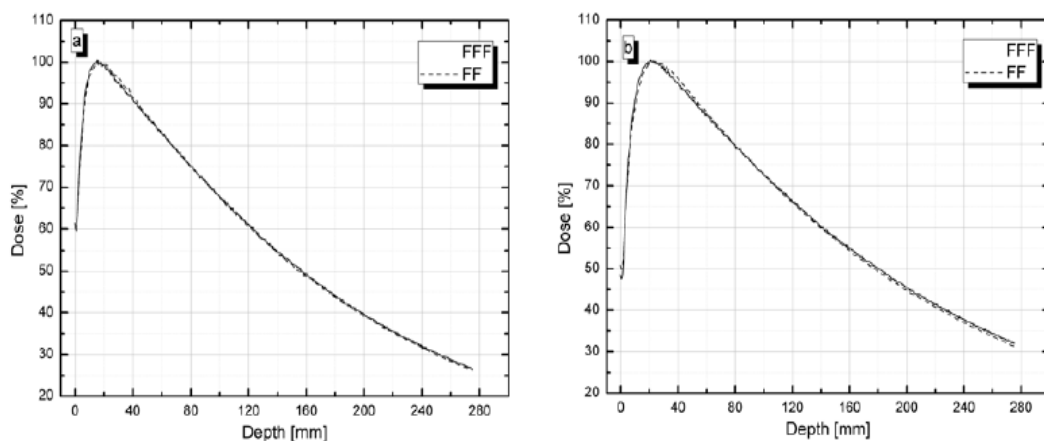


Figura 1.5 Confronto delle PDD in un campo 10 cm x 10 cm tra le energie 6 MV FFF e FF a sinistra, e 10 MV FFF e FF a destra.

1.4.2 PROFILI DI DOSE

I profili di dose sono costituiti da curve atte a rappresentare la distribuzione di dose percentuale nel piano X e Y, secondo le definizioni degli assi di Fig. 1.6. Le dimensioni geometriche e la forma del profilo in X e in Y sono definite dai collimatori secondari, dalla presenza o meno del cuneo motorizzato e dall'utilizzo o meno del filtro appiattitore.

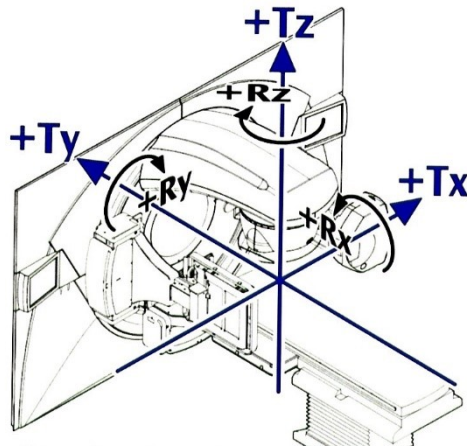


Figura 1.6 Sistema di coordinate in un linac secondo norma IEC61217

Un profilo di dose è misurato mediante un rivelatore di radiazioni (per esempio una camera a ionizzazione) che si muove in direzione orizzontale in un fantoccio ad acqua mentre è erogato il fascio di radiazione dal linac.

Nei profili di dose si distinguono le seguenti zone geometriche:

- L'asse centrale del fascio;
- Il campo geometrico: la larghezza del profilo corrispondente alla dose percentuale del 50%;
- La zona di penombra: zona del profilo che cambia rapidamente di pendenza definita come la distanza, lungo l'ascissa, tra i punti proiettati corrispondenti all'80% e al 20% della dose relativa;
- La zona d'ombra: zona al di fuori del campo, distante dai margini del campo nominale definito dai collimatori secondari e che dipende dal tipo e spessore di collimatore secondario.

I parametri caratteristici di un profilo di dose che permettono di verificare la qualità di un fascio radiante sono:

- Flatness: quanto un profilo è piatto nella sua zona centrale e più stabile;
- Symmetry: la simmetria del profilo rispetto all'asse centrale in acqua;
- CAX dev: la deviazione in mm dal centro del profilo rispetto al centro del campo reale.

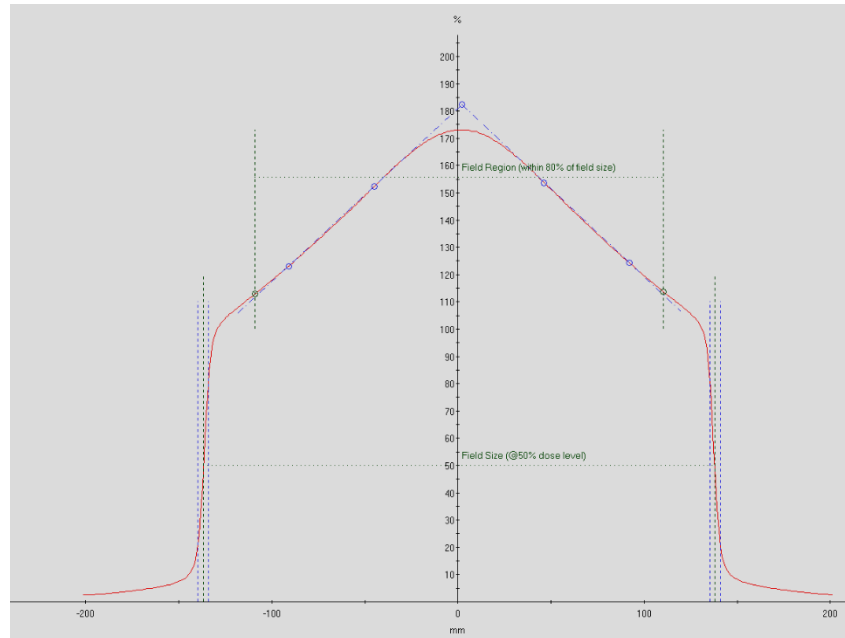


Figura 1.7 Esempio di un profilo di dose per fascio FFF.

1.4.3 DIFFERENZE DI DOSE IN SUPERFICIE TRA CAMPO FF E FFF

In presenza del filtro appiattitore la dose in superficie aumenta con le dimensioni dei campi di irradiazione conseguentemente all'aumento della produzione secondaria di radiazioni di energia inferiore all'energia media del fascio, quando esso impatta sulle componenti della testata dell'acceleratore. In caso di FFF, grazie alla minor contaminazione da basse energie dovuta all'Head Scatter, aumentando le dimensioni del fascio, la dose in superficie aumenta in misura minore.

1.4.4 DIFFERENZE DI OUTPUT IN AIR E CONTAMINAZIONE DEL PAZIENTE TRA CAMPO FF E FFF

La ridotta produzione di radiazione secondaria legata al minor head scattering si traduce in una riduzione della quantità di radiazioni fuori dal campo di trattamento e nell'aria, con conseguente riduzione della contaminazione del paziente. La quantità di radiazione diffusa è, inoltre, meno influenzata dalle dimensioni del fascio quando il filtro viene rimosso.

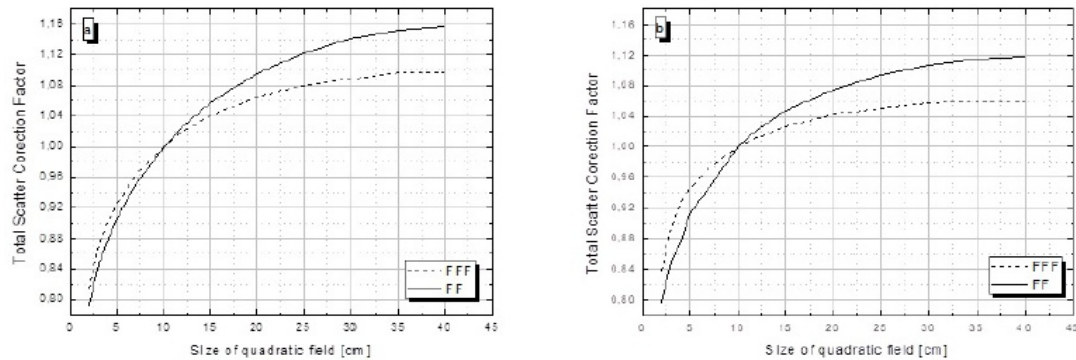


Figura 1.8 Confronto tra gli output factor, a sinistra, con l'energia 6 MV FFF e FF e, a destra, con l'energia 10 MV FFF e FF.

1.5 LA DOSIMETRIA DEI PICCOLI CAMPI

Si vogliono dedicare i prossimi paragrafi alla dosimetria dei piccoli campi dato che il loro studio e analisi è stato oggetto di lavoro in questa tesi. Lo sviluppo tecnologico dei moderni sistemi per la collimazione permette di creare campi sotto i 3 cm per erogare trattamenti ad intensità modulata di estrema precisione. Questo nuovo sviluppo in ambito clinico, però, incontra difficoltà in ambito dosimetrico, dove lo strumento di misura può avere caratteristiche tali da perturbare la misura stessa in corrispondenza di dimensioni geometriche così limitate.

1.5.1 DEFINIZIONE DI CAMPO

La dimensione geometrica del campo di radiazione è definita dalla coppia di collimatori che delimitano il campo e dalla distanza di misura. La dimensione del campo è individuata dalla “larghezza a metà altezza” (FWHM) del profilo laterale del fascio misurato ad una sufficiente profondità tale da eliminare l'effetto di contaminazione elettronica. È raccomandato che queste misurazioni siano effettuate con un detettore di adeguata risoluzione spaziale.

L'IEC (International Electrotechnical Commission) fornisce le definizioni per due diversi tipi di campi:

- Il campo geometrico è definito come la proiezione geometrica dell'apertura del collimatore che limita la sorgente di radiazione su un piano perpendicolare all'asse del fascio;
- Il campo di irradiazione è definito come l'area di un piano perpendicolare all'asse del fascio radiante individuato da specifiche linee di isodose.

Di solito il campo di riferimento in dosimetria ha dimensioni 10 cm x 10 cm.

1.5.2 I PICCOLI CAMPI

I piccoli campi nella radioterapia a fasci esterni, come i campi di dimensioni standard, sono creati dalla collimazione a valle di fasci fotonici appiattiti e non. Per raggiungere queste particolari conformazioni sono adoperati diversi sistemi di collimazione come i jaws, l'MLC, e, in alcuni casi, coni o collimatori terziari regolabili. Convenzionalmente si tende a considerare come piccolo campo, quel campo le cui dimensioni sono minori o uguali a 3 cm x 3 cm.

I piccoli campi si distinguono da quelli di riferimento nelle loro dimensioni laterali, che causano la sovrapposizione delle zone di penombra ad entrambi i lati del campo rendendo così la maggior parte dei detettori comunemente più usati relativamente grandi rispetto alla superficie del campo irradiato. Se in un campo di riferimento era possibile individuarne le dimensioni attraverso l'FWHM del profilo laterale del fascio, ciò non è possibile nei campi piccoli. Infatti, a causa di un'occlusione parziale della sorgente fotonica ed alla perdita di equilibrio laterale delle particelle cariche, risulta una drastica riduzione dell'emissione del fascio, come si può vedere nella Fig. 1.9.

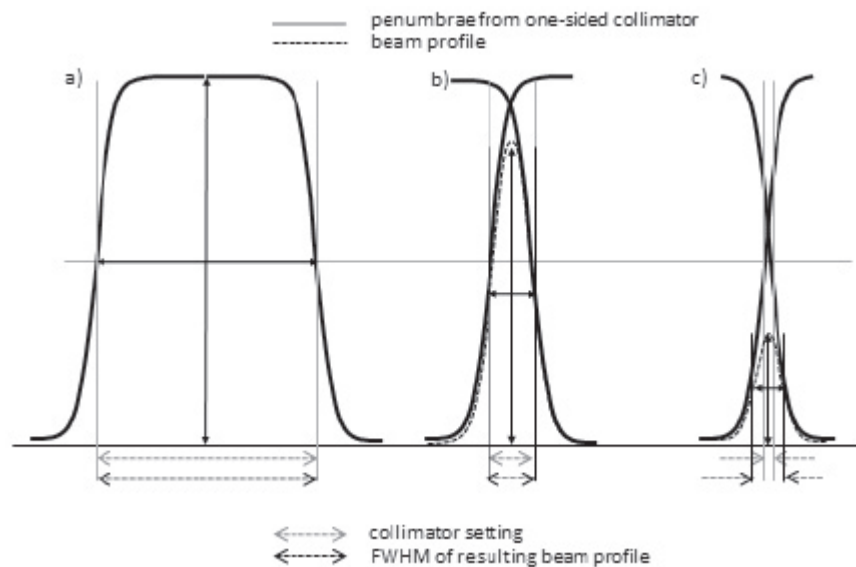


Figura 1.9 Effetto della sovrapposizione delle zone di penombra del profilo laterale di un piccolo campo che mostra l'apparente allargarsi del campo rispetto alle impostazioni dei collimatori.

Dato che il valore massimo di dose sull'asse centrale del fascio è ridotto, la FWHM è calcolata su di una posizione inferiore sulla curva della penombra (vedi Fig. 1.9). La FWHM del campo risultante non è quindi coerente con la definizione di campo

geometrico. Le dimensioni del campo irradiato intese a livello del 50% della dose relativa diventano così più ampie delle dimensioni del campo geometrico delimitato dalle proiezioni luminose dei collimatori: un effetto chiamato “allargamento apparente del campo”. Data una certa SSD, questo effetto dipende dalla distanza sorgente-collimatore.

Il report tecnico n. 483 dell'IAEA (International Atomic Energy Agency) consiglia, nell'analisi dei piccoli campi, di registrare l'FWHM e la grandezza del campo d'irradiazione in quanto il primo parametro è quello più rappresentativo di un'accurata dosimetria di un campo piccolo, mentre il secondo permette di ricavare i migliori fattori di correzione per la perturbazione del campo. [4]

La perdita di equilibrio laterale delle particelle cariche discusso poco fa risulta più problematica in dosimetria per quei detettori costruiti in materiali non acqua-equivalente. Un altro problema nella dosimetria dei piccoli campi è dato dall'occlusione parziale della sorgente di fotoni primari da parte del sistema di collimazione (Fig. 1.10). Questa condizione è collegata alle dimensioni finite della sorgente fotonica primaria, ovvero la macchia focale estesa, che di solito è determinata dalla FWHM della distribuzione di fluensa dei fotoni di frenamento uscenti dal target. Un piccolo campo creato da questa collimazione che blocca parte della sorgente primaria di fotoni produrrà un minor rendimento del fascio rispetto a quei campi dove la sorgente non è parzialmente bloccata. Questo effetto di occlusione della sorgente primaria diventa rilevante quando le dimensioni del campo sono simili o più piccole rispetto alle dimensioni della sorgente. Nei moderni acceleratori lineari dove la sorgente non è più grande di 5 mm, la diretta occlusione accade di solito quando le dimensioni del campo sono più piccole di quelle delle regioni di disequilibrio elettronico. L'occlusione parziale della sorgente influenza lo spettro d'emissione e causa ripidi gradienti di dose locale assorbita, effetti che possono avere ripercussioni sulla risposta del detettore. La perdita di equilibrio laterale elettronico e la parziale occlusione della sorgente sono entrambi responsabili di un drastico calo del rendimento del fascio al diminuire delle dimensioni del campo. Questo calo è molto

più pronunciato quanto più aumenta l'energia del fascio o quando più la densità del mezzo diminuisce.

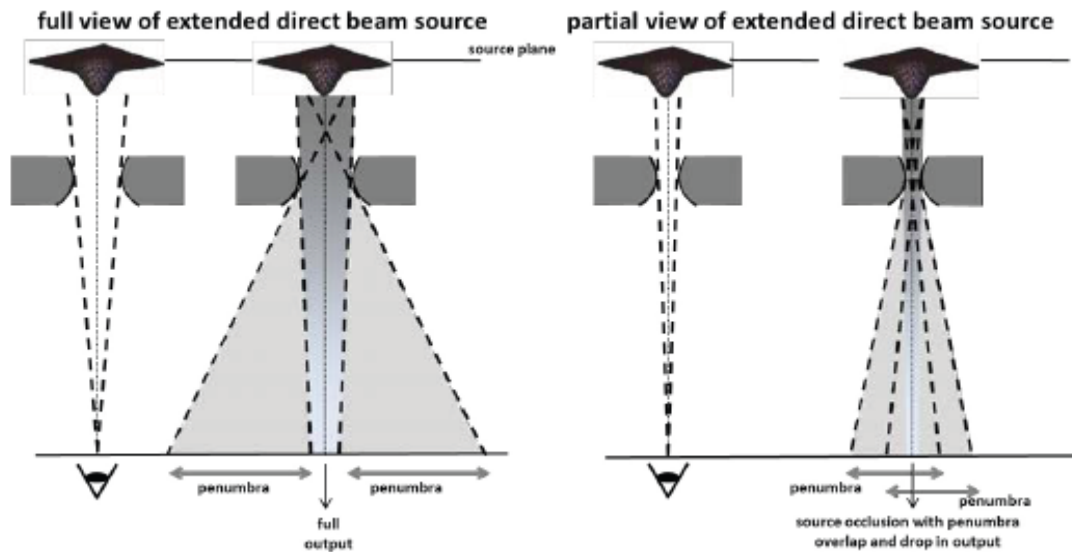


Figura 1.10 Illustrazione schematica dell'effetto di occlusione della sorgente.

Un altro aspetto cruciale nella dosimetria dei campi piccoli è l'influenza delle dimensioni del dettore rispetto all'area irradiata. Un dettore produce un segnale proporzionale alla dose media assorbita sul suo volume sensibile e questo segnale è condizionato dall'omogeneità della dose assorbita sul volume sensibile (effetto da volume parziale Fig. 1.11). Oltre all'effetto da volume parziale la perturbazione della fluenza delle particelle cariche (e così la deviazione dalle condizioni teoriche della cavità di Bragg-Gray, ovvero che il volume sensibile non deve influenzare il flusso delle particelle) a causa della presenza del dettore è una questione di rilevanza ed è necessario notare che entrambi gli effetti si intrecciano. In presenza di alti gradienti di dose e in assenza di equilibrio laterale elettronico, le perturbazioni di fluenza diventano sempre più significative e difficili da comparare a condizioni di riferimento. Le problematiche dosimetriche così causate iniziano a mostrarsi non appena gli effetti di gradiente di dose laterale e il disequilibrio delle particelle cariche raggiungono il volume del dettore.

Per questi motivi, si possono considerare rilevanti le condizioni di un piccolo campo quando il margine esterno del volume del dettore è a una distanza dal bordo del campo più piccola di quella del range di equilibrio laterale delle particelle cariche (R_{LCPE}). Per evitare questa situazione nelle misurazioni dei profili lungo l'asse

centrale, l'FWHM del fascio deve essere lunga almeno quanto il R_{LCPE} più la metà del volume esterno del detettore.

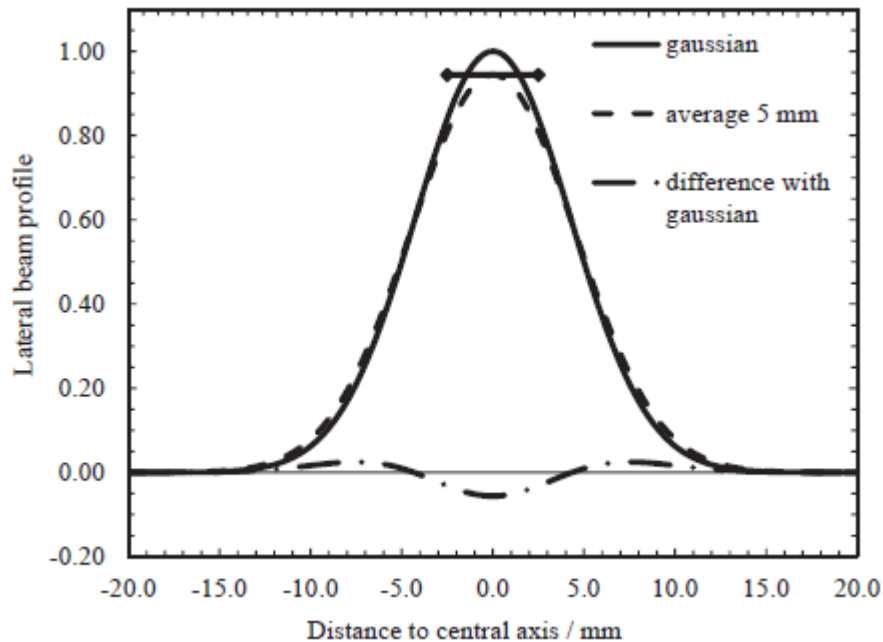


Figura 1.11 Illustrazione schematica dell'effetto da volume parziale su di una dimensione. La curva continua nera rappresenta una curva Gaussiana assimilabile al profilo di un campo piccolo; la curva nera tratteggiata rappresenta quello che un detettore di 5 mm misurerebbe. La doppia freccia rappresenta la dimensione del detettore lungo l'asse della scansione. La linea punto-tratteggiata mostra la differenza tra le due curve come una frazione della dose massima.

Più recentemente, diversi autori hanno studiato i fattori che partecipano alle perturbazioni nei piccoli campi attraverso simulazioni con il software Monte Carlo. È stato quindi osservato che, dopo l'effetto da volume parziale, il maggior contributo ai fattori di incertezza nei piccoli campi è dato dalla differenza di densità tra i materiali del detettore e l'acqua, specialmente al diminuire delle dimensioni del campo. Non solo è di importanza il materiale con cui è stato costruito il volume sensibile, ma anche i materiali circostanti come quello della capsula di rivestimento del rivelatore, dei sottili elettrodi metallici e la presenza di piccoli vuoti d'aria.

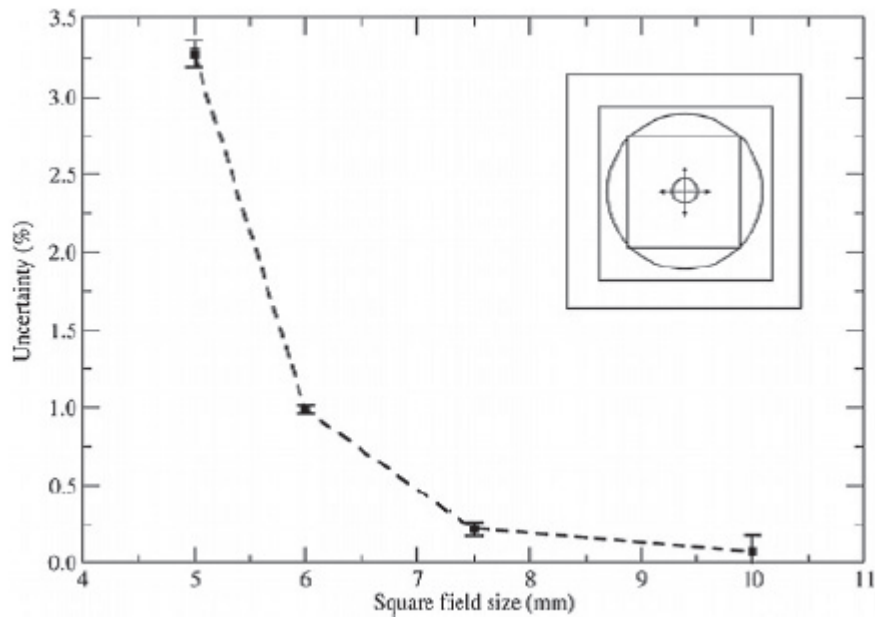


Figura 1.12 Fattori di incertezza nel calcolo della dose assorbita usando il diodo PTW 60012 al variare delle dimensioni del campo.

Il collimatore che delimita il campo piccolo non solo occlude la sorgente ma anche fa da schermo ai fotoni di rimbalzo (fotoni di scatter) delle diverse componenti all'interno della testata del linac, come il filtro appiattitore e il collimatore primario. Perciò, il numero di fotoni di rimbalzo a bassa energia provenienti da queste componenti della testata del linac che raggiungono il centro del campo si riduce. Per i campi fuori asse, tuttavia, può esserci un incremento relativo del contributo dei fotoni di scatter della testata, ciò conduce ad un ammorbidimento o indurimento del fascio a seconda di forma e materiale del filtro appiattitore (se presente). Questo fenomeno si traduce in un aumento dell'energia media del fascio data la riduzione dei fotoni poco energetici. Inoltre, si viene a modificare il rateo di assorbimento di energia su massa: i detettori costruiti in materiali acqua-equivalenti avranno minime variazioni di questo coefficiente e così potranno riprodurre un dato più accurato, mentre i detettori di altri materiali (come ad esempio il silicio) avranno l'aumento di questo coefficiente al diminuire delle dimensioni del campo e di conseguenza un dato più grossolano e poco accurato.

I materiali di costruzione di un rivelatore quindi, e altri fattori intrinseci come la dipendenza angolare e dall'energia (come ad esempio nei diodi) può portare a sottostimare l'emissione del fascio quando i dati sono normalizzati a condizioni di riferimento.

1.5.3 UN IDEALE SISTEMA PER LA DOSIMETRIA DEI CAMPI PICCOLI

È prudente ipotizzare che un rivelatore usato in campi grandi non opererà altrettanto efficacemente nei campi piccoli sino a prova contraria dalla sua caratterizzazione specifica per l'uso nei campi piccoli. Ad esempio, le camere a ionizzazione non sono spesso adatte in presenza di alti gradienti di dose. L'effetto da volume parziale e le sostanziali perturbazioni in assenza di equilibrio laterale delle particelle cariche compromettono il loro utilizzo nei campi di più piccole dimensioni. Le caratteristiche generali di un detettore adatto alla dosimetria dei piccoli campi sono così riassunte:

- Stabilità: il rivelatore garantisce una prestazione di misura di qualità costante nel tempo e le ricalibrazioni sono assai rare.
- Linearità in dose: la risposta del detettore al variare della dose assorbita si mantiene migliore dello 0,1% per tre ordini di grandezza (ad esempio da 0,01 Gy – 10 Gy).
- Linearità in dose-rate: tipicamente i linac lavorano su un dose-rate medio tra 0,1 Gy/s e 0,4 Gy/s; il detettore ideale mantiene una linearità migliore dello 0,1% sopra questo range.
- Linearità in dose per impulso: la risposta del detettore al variare della dose per impulso è migliore dello 0,1% dopo la correzione per la ricombinazione degli ioni.
- Dipendenza dell'energia: il rivelatore ideale dovrebbe essere costruito per avere una risposta indipendente al variare dell'energia.
- Risoluzione spaziale: la scelta di un detettore più adatto in termini di risoluzione spaziale è spesso basata su di un compromesso tra alto rapporto segnale/rumore e piccole dimensioni del volume attivo per non perturbare troppo la misura.
- Dimensioni del detettore: le dimensioni del detettore sono tali che la correzione per l'effetto da volume parziale non sia maggiore del 5%.
- Orientamento nello spazio: la risposta di un rivelatore è idealmente indipendente dalla posizione del rivelatore rispetto al fascio e la variazione è inferiore allo 0,5% per angoli minori di 60° tra l'asse del fascio e l'asse del detettore.

- Segnale di fondo: qualsiasi forma di perdita di segnale che contribuirebbe ad aumentare il rumore di fondo deve essere di almeno tre ordini di grandezza minori rispetto alla risposta del rivelatore per Gy.
- Fattori ambientali: in condizioni ideali le misurazioni non dovrebbero essere influenzate da temperatura, pressione atmosferica, umidità e, se lo sono, il loro coinvolgimento dovrebbe essere minore dello 0,3%.

Quindi, il detettore ideale per la dosimetria dei piccoli campi campiona la dose in un solo punto, è costruito in materiale acqua-equivalente ed ha una risposta lineare indipendente dall'energia e dal dose-rate.

La dosimetria relativa dei piccoli campi ha coinvolto in questo lavoro la determinazione della distribuzione di dose in profondità lungo l'asse centrale (PDD) e dei profili di dose, al variare della tipologia di rivelatore e campo. La scelta dei rivelatori più appropriati per lo specifico tipo di misurazione è fatta secondo il parametro che deve essere valutato. Poiché non esiste alcun detettore ideale, sono stati studiati diversi tipi di detettori. Infatti, è consigliato ciò in modo tale che la ridondanza nei risultati possa fornire maggiore sicurezza e garanzia che non vengano commessi errori di dosimetria significativi.

Nella misurazione della PDD e di profili di dose è importante considerare le caratteristiche del detettore relative alla dipendenza dall'energia, dal dose-rate e dalla dose per impulso. Infatti, nello studio dei campi piccoli con fasci FFF, la dose per impulso e il dose-rate sono elevati rispetto ad un fascio normale, mentre la fluenza è maggiormente concentrata al centro del fascio, cioè nel campo piccolo: di conseguenza, l'utilizzo di un detettore non appropriato potrebbe portare alla sovrastima del dato misurato. Nella misurazione dei profili di dose, poi, sono da valutare la risoluzione spaziale del rivelatore e come essi sono influenzati dalla loro rispettiva posizione nello spazio: un rivelatore che pecca di queste qualità potrebbe segnalare erroneamente delle distorsioni nel profilo. Infine, sempre nello studio di un profilo di dose, il materiale di un detettore e come esso si comporta con l'effetto da volume parziale possono causare la rivelazione di dati inesatti nelle zone di penombra del profilo.

1.5.4 ACQUISIZIONE DELLA PDD E DEL PROFILO DI DOSE IN UN CAMPO PICCOLO

Il set-up per la misurazione della PDD è illustrato nella Fig. 1.13.

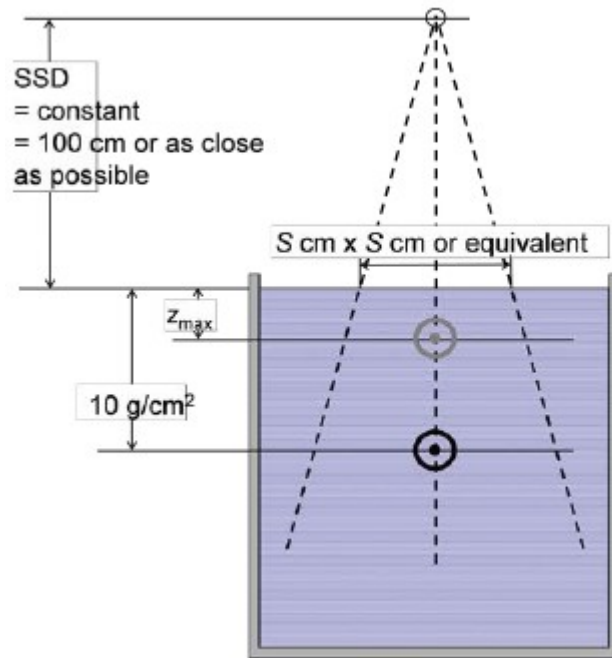


Figura 1.13 Set-Up per la misurazione della PDD. La SSD è mantenuta costante a 100 cm o il più vicino possibile a questo valore, e le misurazioni avvengono lungo l'asse centrale del fascio. Il campo sulla superficie del fantoccio ha una superficie uguale al campo di riferimento. Possono essere adoperate sia una camera a ionizzazione cilindrica. Lo stelo della camera deve essere perpendicolare all'asse del fascio. È consigliabile che il materiale del fantoccio sia acqua-equivalente.

L'orientamento dell'asse del rivelatore rispetto all'asse del fascio influenza, se il posizionamento è errato, in maniera negativa la forma del profilo misurato (ad esempio profili asimmetrici). La regola generale è che, quando possibile, il rivelatore sia posizionato in maniera tale che la sua più piccola dimensione del volume sensibile sia perpendicolare alla direzione di scansione. Ciò, tuttavia, non è sempre possibile, a causa del possibile design asimmetrico del rivelatore o della localizzazione dello stelo. In questo caso, se il rivelatore mostra una particolare sensibilità all'irradiazione dello stelo, per minimizzare questo effetto, è necessario posizionare il rivelatore con lo stelo parallelo all'asse del fascio in modo da assicurare una irradiazione uniforme. La

configurazione da evitare è quella con lo stelo perpendicolare all'asse del fascio e parallelo all'asse di scansione.

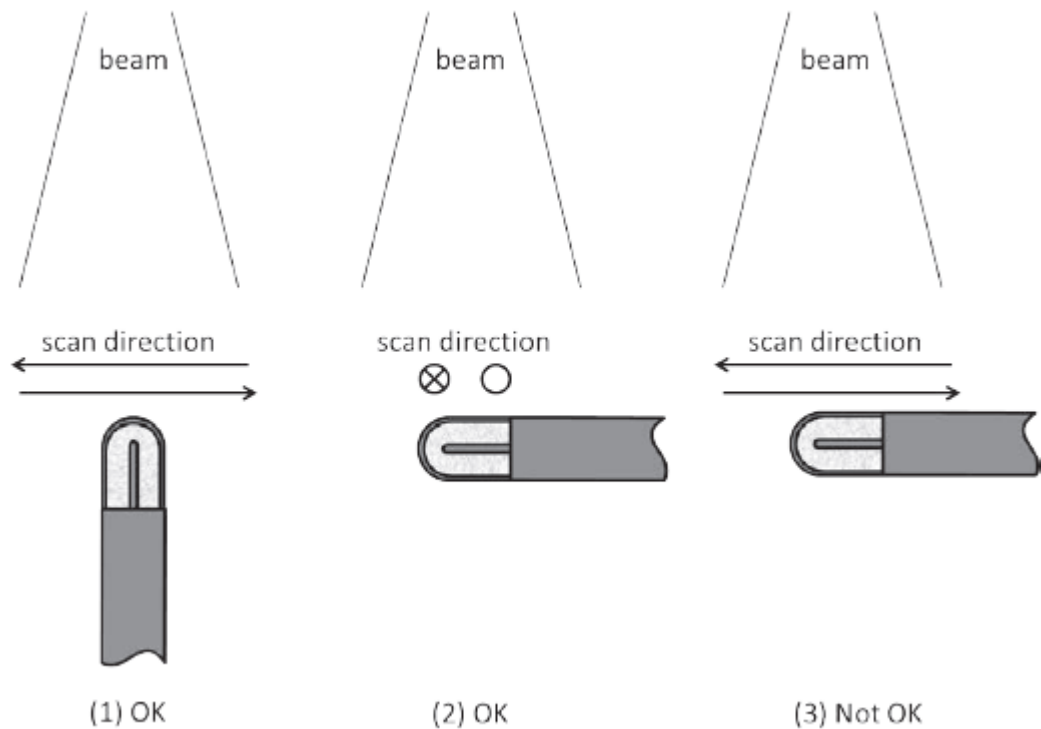


Figura 1.14 Possibile orientamento di una camera a ionizzazione per il calcolo di un profilo (le frecce indicano la direzione di scansione perpendicolare al piano della pagina, mentre i cerchi crociati e non si riferiscono alla direzione di scansione perpendicolare al piano della pagina).

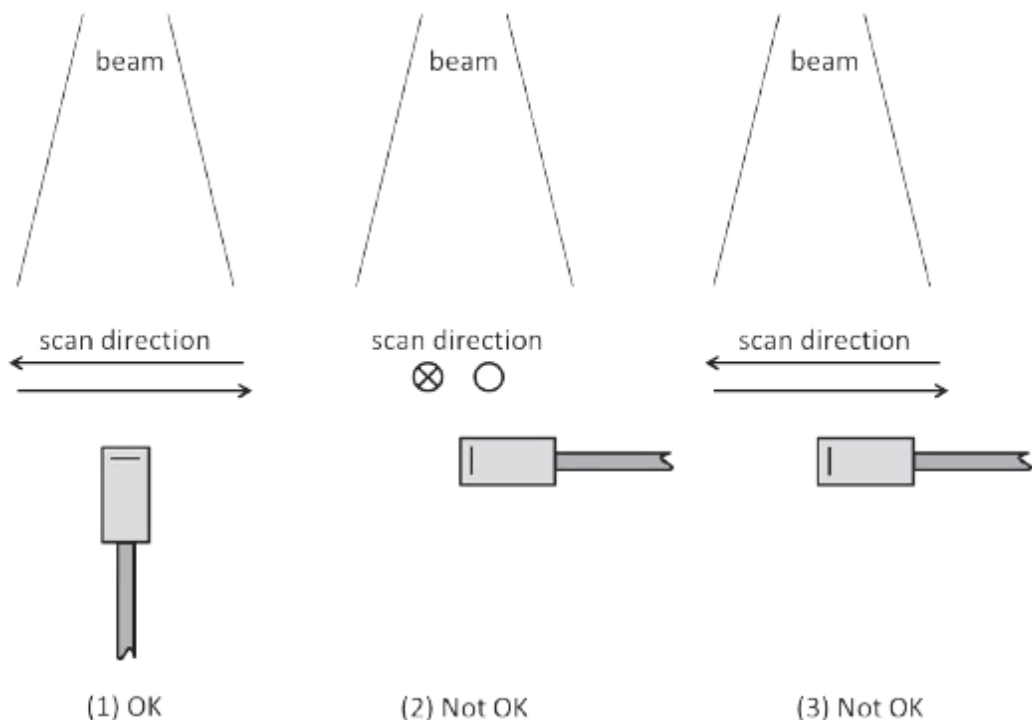


Figura 1.15 Possibile orientamento di un rivelatore allo stato solido (Diamante, Diodo) per il calcolo di un profilo (le frecce indicano la direzione di scansione perpendicolare al piano della pagina, mentre i cerchi crociati e non si riferiscono alla direzione di scansione perpendicolare al piano della pagina).

Il rivelatore è posizionato con il suo punto di riferimento alla profondità di riferimento. Per ogni rivelatore, questo punto può variare in base al suo orientamento nello spazio rispetto al fascio radiante. Ad esempio nelle camere a ionizzazione cilindriche orientate perpendicolarmente, questo punto è il centro della cavità nel volume della camera sul suo asse, o qualche volta può già essere indicato con un marker sulla sua superficie esterna; per le camere a ionizzazione cilindriche orientate parallelamente, questo punto corrisponde all'estremità del rivelatore. Per i detettori allo stato solido, il punto di riferimento, quando lo stelo è parallelo all'asse del fascio, è indicato dalla ditta produttrice; mentre, quando lo stelo è perpendicolare all'asse del fascio, il punto di riferimento coincide con il centro del rivelatore.

Nella dosimetria dei campi piccoli, è essenziale assicurarsi un allineamento il più accurato possibile con il centro del fascio radiante dati i ripidi gradienti di dose. Fig. 1. 16 mostra come, affidandosi al sistema laser del linac o al campo luminoso per il posizionamento (tipica tolleranza di 1 mm), non sia abbastanza accurato nelle misurazioni relative a campi così piccoli. Dopo l'allineamento iniziale basato su laser e campo luminoso, è quindi necessaria un'ulteriore correzione. Ciò richiede la misurazione di due diversi profili in due dimensioni prossimi alla profondità di misura. I fantocci usati in questo lavoro hanno permesso il corretto centraggio del detettore data la loro capacità di individuare il centro effettivo del fascio, dopo una serie di irradiazioni preliminari, e di posizionarlo attraverso un'apposita movimentazione automatica con precisione sub-millimetrica.

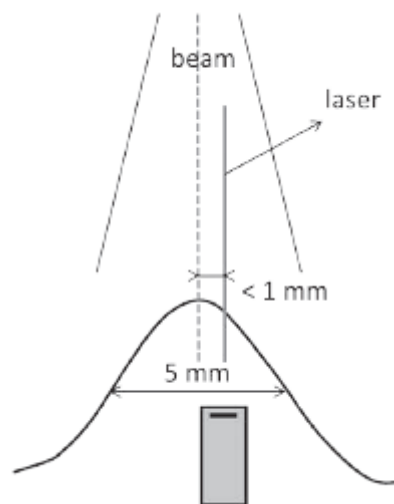


Figura 1.16 Dimostrazione dell'influenza dell'accuratezza del set-up: il fascio laser (linea verticale continua) è calibrato con una tolleranza d'errore di circa 1 mm dall'asse centrale del fascio su di un campo di 5 mm, ma ciò non assicura una sottovalutazione trascurabile del centro del fascio.

2 MATERIALI E METODI

In questo capitolo verranno descritti i sistemi e le applicazioni software utilizzati in questo lavoro di tesi. La strumentazione trattata è installata ed impiegata presso l'Unità Operativa Semplice Dipartimentale Fisica Sanitaria e l'Unità Operativa Complessa Radioterapia dell'Azienda ULSS 5 "Polesana". Il capitolo sarà suddiviso in tre sezioni: nella prima sarà descritto l'acceleratore lineare presso cui sono state effettuate le misurazioni, nella seconda saranno discussi i rivelatori impiegati in questa tesi e nella terza saranno trattati i fantocci ad acqua utilizzati in questo lavoro.

2.1 LINAC: ELEKTA VERSA HD

È l'insieme dei dispositivi che costituiscono l'apparecchiatura di trattamento; si compone di:

- Acceleratore lineare,
- Sistemi di Imaging integrati (sistema EPID iViewGT, sistema CBCT XVI)
- Lettino Motorizzato
- Postazione di comando esterna alla sala di trattamento dotata di software per il controllo da remoto dell'acceleratore.



Figura 2.1 L'acceleratore lineare Elekta Versa HD.

L'acceleratore Elekta Versa HD è un acceleratore lineare di elettroni completamente digitale capace di erogare fino a tre livelli di energia per la radiazione X e fino a dieci livelli discreti di energia per gli elettroni. I livelli di energia per raggi X ed elettroni sono configurati in sede di costruzione ed installazione. Le misure inerenti alla tesi sono state svolte per le sole energie di fotoni.

Energia dei Raggi X (MV)			Energia degli elettroni (MeV)
Bassa	Media	Alta	
4 e 6	6,8 e 10	10,15,18 e 25	4,6,8,9,10,12,15,18,20 e 22

Tabella 2.1 Le energie erogate dall'acceleratore lineare Elekta Versa HD. In grassetto sono segnate le energie abilitate nel modello di Rovigo.

Per quanto riguarda la struttura e le componenti interne del Linac vale quanto detto nella sezione dedicata alla radioterapia; di seguito vengono elencate alcune specifiche dell'acceleratore in questione.

L'azione congiunta del filtro secondario e del "difference filter", in Elekta Versa HD, permette l'erogazione di tecniche con filtro appiattitore o senza filtro appiattitore. Questi filtri sono fabbricati in acciaio inossidabile con una piastra posteriore in lega d'alluminio di 2 mm e sono situati su di un carrello che li interpone al fascio X o li rimuove a seconda del loro utilizzo.

Il collimatore MLC Agility integrato nella testata di trattamento permette la creazione di campi irregolari senza l'uso di blocchi aggiuntivi. Esso è composto da 160 lamelle (80 per lato) in lega di Tungsteno, con densità di 18 g/cm^3 . Ciascuna lamella:

- è dotata di un piccolo motore che ne permette il movimento fino ad una velocità massima di 35 mm/s;
- è distanziata il necessario dalla lamella adiacente per mantenere l'attrito al minimo;
- è leggermente inclinata rispetto al fascio radiante per ridurre al minimo la dispersione di radiazioni;
- è arrotondata all'estremità (la punta ha raggio di 170 mm) per ridurre l'effetto penombra lungo tutto il campo di irradiazione.

La massima ampiezza del campo quindi (considerando anche aperti al massimo i collimatori secondari) è di 40 cm x 40 cm, sempre considerando l'isocentro come distanza di riferimento.

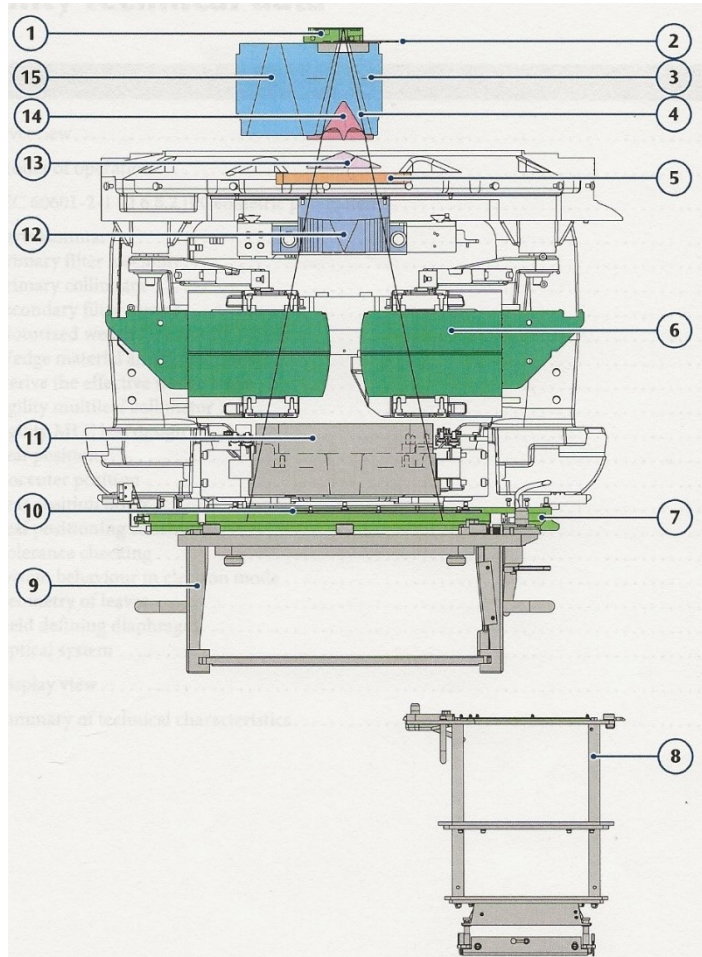


Figura 2.2 Rappresentazione schematica del dispositivo di limitazione del fascio (BLG) Agility. (1) Blocco target, (2) Gruppo Filtro Primario, (3) Collimatore Primario, (4) Porta 1, (5) Camera A Ionizzazione, (6) Lamelle MLC, (7) Anello Accessori, (8) Applicatore Per Elettroni, (9) Vassoio Porta Sagome, (10) Schermo In Mylar, (11) Diaframmi Y, (12) Gruppo Cuneo Motorizzato, (13) Filtro Secondario, (14) Filtro Differenziale, (15) Porta 2.

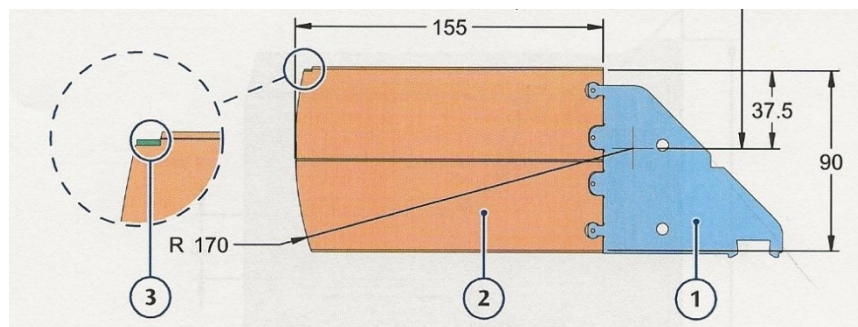


Figura 2.3 Visione coronale di una lamella Agility. Si noti (1) la coda in acciaio della lamella, (2) la lamella di Tungsteno, (3) il rubino riflettente che colpito da luce infrarossa permette di verificare il corretto posizionamento della lamella.

Tanto il gantry quanto il blocco dei collimatori possono ruotare attorno ai propri assi con precisione di un decimo di grado e la rotazione è comandabile sia tramite controllo da remoto, cioè via software, sia “manualmente” grazie a due telecomandi posti di fianco all’acceleratore; quest’ultima soluzione è maggiormente utile nell’effettuare le misure dosimetriche piuttosto che nella fase di trattamento vero e proprio, dal momento che in questo ultimo caso le informazioni sulla movimentazione delle diverse parti del Linac sono insite nel piano di trattamento e vengono gestite automaticamente via software. Il gantry può ruotare sino alla velocità massima di $6^\circ/\text{s}$ per 360° sia in senso orario che in senso antiorario, mentre i collimatori possono ruotare sino alla velocità massima di $18^\circ/\text{s}$ tra $359,9^\circ$ e $179,9^\circ$. [5]

Integrity R5.0 è il software sviluppato da Elekta che permette la totale gestione digitale dell’acceleratore su console comandi, dalle sue funzioni basilari, come la scelta dell’energia delle radiazioni, a complessi protocolli di manutenzione, e per questo fruibile da una vasta cerchia di persone, dai tecnici di radiologia che si occupano del trattamento del paziente, ai tecnici specializzati della ditta che intervengono per manutenzioni straordinarie e includendo, ovviamente, anche i fisici medici e i medici radioterapisti. Sono disponibili numerosi pacchetti software su licenza aggiuntivi per Integrity che permettono al Linac di usufruire di diverse tecniche di erogazione. PRECISEBEAM Segmental controlla la posizione dei diaframmi, la forma del MLC, la posizione del cuneo, il tipo di energia, il dose-rate, l’angolo di gantry e collimatore. PRECISEBEAM Dynamic, invece, permette al collimatore MLC di muoversi durante l’irraggiamento mentre il gantry è fermo su di un preciso angolo; mentre PRECISEBEAM Dynamic Arc permette la rotazione della testata in contemporanea

al movimento del collimatore MLC durante l'erogazione a dose rate costante. Infine PRECISEBEAM VMAT, oltre alle funzionalità elencate dei precedenti tre pacchetti, aggiunge la possibilità di variare il dose-rate durante l'irraggiamento. Per adattarsi alle diverse figure professionali che vi operano e ai loro compiti e necessità il software dispone di due modalità operative, ognuna delle quali è protetta da password e dà accesso a diverse funzionalità.

- Clinical Mode

È la modalità utilizzata dai tecnici radiologi e dai medici, finalizzata all'erogazione del trattamento.

Questa modalità è a tutti gli effetti inutilizzabile senza l'appoggio di un software esterno basato su rete informatica Record & Verify, MOSAIQ nel caso di questo sito (software anch'esso sviluppato da Elekta, ma che non verrà descritto in questa trattazione), che traduce e passa le istruzioni relative ai piani di cura provenienti dal TPS e gestisce la registrazione delle sedute di trattamento dei pazienti.

La schermata viene così divisa in sezioni, le quali forniscono informazioni, procedendo dall'alto verso il basso e da sinistra verso destra su: paziente (nome, cognome, codice identificativo e nome del campo di trattamento in atto), radiazione (tipologia, presenza di cunei, dose da erogare, dose erogata, dose rate e timer di erogazione), progresso del trattamento, posizione testata di trattamento, visualizzazione grafiche di posizione e stato dell'acceleratore.

- Service Mode

È la modalità utilizzata dai fisici medici e dai manutentori, finalizzata alla manutenzione rispettivamente ordinaria e straordinaria e all'assicurazione di qualità dell'acceleratore.

Questa modalità non necessita di alcun appoggio esterno in quanto permette l'intervento su qualsiasi caratteristica dell'acceleratore, dalla rotazione della testata allo spostamento di ogni singola lamella, cosicché in caso di guasto o malfunzionamento si abbia la facoltà di individuare rapidamente la sede del problema. Si possono in questo modo conformare campi di qualsivoglia dimensione e forma anche se il software possiede, preinstallati, i campi di

maggior utilizzo nella manutenzione e nella verifica di assicurazione di qualità della macchina.

La schermata si presenta meno “affollata” rispetto alla modalità clinica poiché non vengono riportate informazioni relative ai pazienti, pur restando invariate le finestre relative a stato dell’acceleratore e dei collimatori, e presentando una finestra con la schematizzazione del campo di irraggiamento di dimensioni maggiori. Inoltre, a seconda dello strumento di diagnostica o di manutenzione che si vuole adoperare, saranno visualizzati i relativi comandi. [6]

Nello specifico di questo studio è stata di maggior utilizzo la Service Mode rispetto alla Clinical Mode potendo permettere una maggiore libertà di creazione sia dei fasci per la pre-irradiazione dei rivelatori sia per le caratteristiche dei campi da impostare a mano a mano che si procedeva con le misurazioni.

2.2 FANTOCCI AD ACQUA IMPIEGATI

2.2.1 STANDARD IMAGING DOSEVIEW 3D

Il fantoccio ad acqua prodotto dalla ditta Standard Imaging “DoseView 3D” è realizzato con un telaio rigido in alluminio e viti in acciaio inossidabile. L’ingombro totale ha dimensioni di 704 mm x 693 mm x 570 mm, mentre il fantoccio vero e proprio, costruito in materiale plastico, ha dimensioni di 500 mm x 500 mm x 410 mm e contiene una balaustra sostenuta dal telaio, permettendo di acquisire scansioni sui tre assi spaziali per le dimensioni massime di 480 mm x 480 mm x 410 mm. DoseView 3D poggia sul carrello per il trasporto del fantoccio che funge anche da serbatoio per l’acqua che, ad ogni misurazione, andrà a riempire il fantoccio.

Il fantoccio ha la possibilità di ruotare su se stesso per adattarsi al meglio al bunker dove viene utilizzato ed evitare così il dannoso irraggiamento della console di comando e dell’elettrometro. L’operatore può verificare il corretto orientamento del fantoccio nello spazio mediante dei reperi da far coincidere con il sistema di luci laser dell’acceleratore lineare. I movimenti del fantoccio sono automatici e controllabili da un opportuno tastierino, mentre una console separata è dedicata al riempimento d’acqua del fantoccio. La capacità del serbatoio è di 227,1 L. Il tempo per il riempimento si attesta tra i 6 e gli 8 minuti mentre, quello per lo svuotamento, tra i 16

e i 20 minuti. L'operatore può verificare il corretto riempimento e il livellamento del fantoccio attraverso l'indicazione di piccole livelle poste sulla balaustra. [7]

Il movimento del sistema a scansione montato sulle guide è controllato dal Motion Control System, un sistema di controllo automatizzato che può essere utilizzato direttamente dalla console di comando, via PC o via wireless. Motion Control System consente al rivelatore di scansione di raggiungere una velocità massima di 50 mm/s, con un'accuratezza nello spostamento di $\pm 0,1$ mm per asse e una ripetibilità di spostamento di $\pm 0,1$ mm per asse.

Il rivelatore per le misurazioni di dose relativa in acqua (rivelatore "field"), di qualsiasi tipo esso sia, viene posto all'interno di un alloggiamento, il quale viene poi fissato sulla guida di scansione per mezzo di tre vitine di plastica. Il corretto posizionamento del rivelatore al centro del campo è verificabile attraverso un segno di riferimento presente sul cappuccio di build-up in plastica, inseribile sul rivelatore.

Il detettore "reference", adoperato per le misurazioni di dose in aria per correggere il segnale rumoroso del solo rivelatore "field" viene posizionato all'esterno del fantoccio sul telaio mediante un apposito supporto costituito da un lungo tubo in fibra di carbonio.

In dotazione a DoseView 3D vi è un cavo di giunzione triassiale di 1 m per connettere il detettore all'elettrometro del fantoccio "Sample Probe".

L'elettrometro annesso a DoseView 3D "Sample Probe" ha due canali: uno per il detettore field posizionato in acqua, l'altro per il detettore reference. Entrambi i canali devono essere posti allo stesso livello di tensione, mediante impostazione sul software di gestione della scansione, o al massimo uno dei due può essere messo a zero. In aggiunta a "Sample Probe", è fornito un altro elettrometro "SuperMAX" adatto alla dosimetria assoluta in acqua.

Il software proprio del fantoccio "DoseView 3D Software" guida l'operatore passo dopo passo nel set up del fantoccio. L'operatore può scegliere tra diverse opzioni per caratterizzare i fasci acquisiti (modalità erogata, energia, presenza di modificatori del fascio, utilizzo del filtro appiattitore) e ciò che sarà ottenuto verrà memorizzato in un database come dato grezzo. "DoseView 3D Software" permette l'elaborazione dei dati

grezzi di dose rilevati attraverso l'applicazione di diversi filtri: ad esempio il filtro per il centraggio del profilo, quello per la normalizzazione dei profili di dose e delle Percent Depth Dose Curve, quello per il calcolo della simmetria del fascio oppure quello che applica una curva Gaussiana di smoothing dei dati raccolti. È possibile, inoltre, esportare i dati ottenuti e rielaborati ai sistemi per la pianificazione dei trattamenti oppure, importare i valori rilevati in altri fantocci per il confronto. [8]



Figura 2.4 Il fantoccio DoseView 3D.

2.2.2 PTW MP3-M

“MP3-M Therapy Beam Analyzer” è un sistema per la misurazione controllato da computer per la distribuzione di dose e l’analisi dei fasci erogati in radioterapia.

Il fantoccio, che sarà riempito d’acqua durante le misurazioni, è costruito in PMMA (Polimetilmetacrilato) ed ha delle dimensioni di 596 mm x 594 mm x 502,5 mm e uno spessore di 20 mm. Le dimensioni del fantoccio comprensive del telaio del dispositivo sono di 636 mm x 634 mm x 522,5 mm. La capacità del fantoccio è di 171 L e l’acqua che lo riempie è conservata in un serbatoio esterno e ausiliario al sistema di MP3-M.

Linee orizzontali e verticali di riferimento su tutto il volume del fantoccio lo rendono facilmente livellabile, per quanto riguarda il riempimento d’acqua, e posizionabile all’interno della sala dell’acceleratore lineare.

A lato del fantoccio è permanentemente installato il meccanismo di movimento. Questo meccanismo è costruito in acciaio inossidabile ed è costituito da tre braccia: un

braccio orizzontale fisso A, un braccio verticale B e un braccio orizzontale con dispositivo di scorrimento C. Il dispositivo di movimento è ideale per la dosimetria sia in orizzontale che in verticale. Gli alloggiamenti per i detettori, ciascuno con il suo rispettivo modello, che si muoveranno nel campo, andranno avvitati nel braccio C. Il dispositivo di scorrimento del braccio C e B si muove passo dopo passo con dei motori che permettono uno spostamento minimo di 0,1 mm. La riproducibilità del posizionamento geometrico è di $\pm 0,1$ mm.

Il dispositivo di posizionamento, alla base del fantoccio, consente al serbatoio in PMMA l'allineamento tra i reperi sulle sue pareti e il sistema laser dell'acceleratore lineare. Il dispositivo di posizionamento è capace di movimenti verticali di ± 10 mm, movimenti orizzontali di ± 10 mm.

Il sistema TRUFIX consente il corretto posizionamento del rivelatore al punto effettivo di misura senza correzioni via software. TRUFIX è costituito da una piattaforma di posizionamento e dagli alloggiamenti sostituibili ogni qual volta venga adoperato uno dei vari rivelatori prodotti dalla ditta PTW.

L'unità di controllo del fantoccio lo interfaccia con il computer e con il suo elettrometro TANDEM, fornisce l'alimentazione ai motori delle braccia e controlla i movimenti del detettore. Una pulsantiera di comando viene collegata all'unità di controllo per avere in tempo reale i dati di posizione del detettore lungo le braccia A, B e C e per farlo muovere a due differenti velocità a scelta SLOW e FAST (10 mm/s e 50 mm/s). [9]

TANDEM, l'elettrometro a due canali del fantoccio, è uno strumento di misura di corrente calibrato. La costante di tempo davvero piccola del circuito consente la misurazione di segnali variabili come ad esempio le distribuzioni di dose o l'analisi dei fasci in radioterapia. TANDEM si interfaccia con due software: TANSOFT, il software che controlla l'elettrometro e permette una misura di dose assoluta puntuale; MEPHYSTO, il software a cui sono inviate le informazioni della corrente misurata per essere elaborate ed ottenere dati di dose relativa (curve di dose in profondità PDD e profili lungo gli assi x ed y).

MEPHYSTO mc2 (Medical Physics Tool) è un pacchetto software per l'acquisizione automatica e la valutazione della distribuzione di dose relativa degli acceleratori lineari tramite i fantocci ad acqua PTW.

Il pacchetto software MEPHYSTO mc2 comprende singoli moduli ottimizzati che sono comandati e inizializzati a partire dal Centro di Controllo. Nel Centro di Controllo, i singoli moduli o sono associati ad uno strumento di misura, e quindi i rivelatori utilizzati potranno di volta in volta, essere aggiunti o rimossi, o con un gruppo funzionale (ad esempio Analisi). MEPHYSTO mc2 consente l'inserimento della modalità di erogazione della dose rilevata (tipo di campo, megavoltaggio, presenza del cuneo) per caratterizzarla. Tra le funzioni di MEPHYSTO mc2 si annoverano: l'interpolazione, la media, lo smoothing e l'analisi dei profili e delle curve registrate. Una particolarità di questo software è che permette l'analisi dei punti di una curva attraverso due diverse modalità: il mirino continuo mette in evidenza tutti i punti della curva, mentre quello discreto può essere posizionato solo sui punti notevoli della curva. MEPHYSTO mc2 permette l'importazione e l'esportazione dei dati di dose per il confronto e per la trasmissione ai sistemi per la pianificazione dei trattamenti. [10]

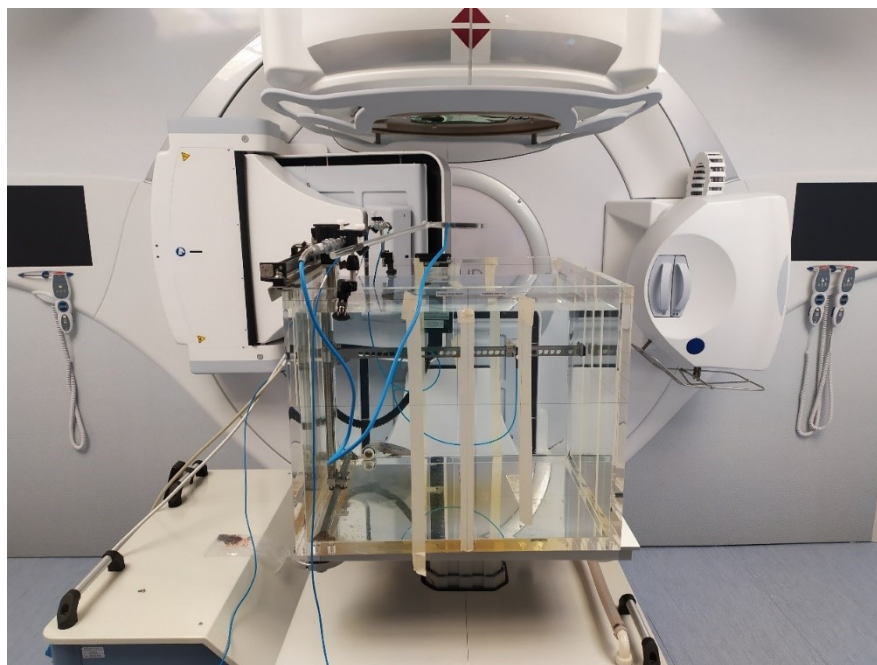


Figura 2.5 Il fantoccio MP3-M durante delle misurazioni all'interno della sala di trattamento di Elekta Versa HD.

2.3 RIVELATORI UTILIZZATI

2.3.1 CAMERE A IONIZZAZIONE

Una camera a ionizzazione è costituita fondamentalmente da un volume di gas (tipicamente aria) tra due elettrodi connessi ad una fonte di voltaggio tipicamente nel range tra 100 V e 1000 V. Nel volume di gas, per passaggio di una radiazione ionizzante e conseguenti processi di interazione radiazione con le molecole del gas, si creano delle coppie di ioni elettrone-lacuna. Queste, essendo portatrici di carica positiva e negativa, sono attratte dagli elettrodi così da creare una corrente che può essere misurata da un elettrometro.

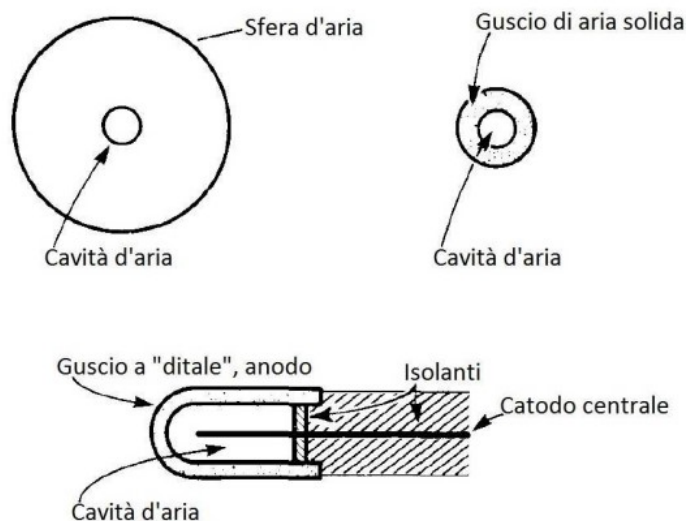


Figura 2.6 Una camera a ionizzazione a “ditale” (conosciuta anche come “camera compatta”) consiste in un elettrodo centrale contenuto in una camera di forma cilindrica sulla cui estremità è montato uno stelo cilindrico.

2.3.1.1 PTW 0.125 cm³ SEMIFLEX CHAMBER TYPE 31010

La camera semi-flessibile 31010 è il compromesso ideale tra dimensioni geometriche piccole per una adeguata risoluzione spaziale e ampio volume attivo per una raccolta di carica statisticamente efficiente. Il design semi-flessibile e a prova d’acqua ne permettono il facile assemblaggio nei fantocci ad acqua rendendola una delle camere a ionizzazione più usate. Il volume della camera di 0.125 cm³ fornisce abbastanza segnale per essere usata anche per le misurazioni ad alta precisione della dose assoluta, oltre a valutazioni di dose relativa. Il volume attivo è approssimativamente sferico e

ciò comporta una risposta angolare piatta e una risoluzione spaziale uniforme lungo tutti e tre gli assi del fantoccio ad acqua. [11]

2.3.1.2 PTW PINPOINT CHAMBERS TYPE 31014, 31015

Le camere per dosimetria PinPoint consistono in un elettrodo centrale di alluminio di piccolo volume attivo (una di 0.015 cm³, l'altra di 0.03 mm³) circondato da aria in un guscio cilindrico di diametro variabile (una di 2 mm, l'altra di 2.9 mm). Le camere PinPoint sono ideali per le misure di dose nei campi piccoli (< 5 cm) come nelle tecniche IMRT e nei fasci stereotassici. Le distribuzioni di dose relativa possono essere misurate con elevata risoluzione spaziale quando le camere sono posizionate perpendicolarmente all'asse della direzione di misura. Le camere possono essere utilizzate nei fantocci ad acqua, ad aria e allo stato solido di materiale acqua-equivalente. Le camere PinPoint, a causa del loro volume ridotto, non possiedono un'alta efficienza di raccolta di carica e questo comporta una certa influenza dei segnali di strumenti circostanti che, quindi, rappresentano un'importante fonte di rumore sul segnale finale (effetto che si manifesta sul segnale delle code del profilo di Figura 2.7).

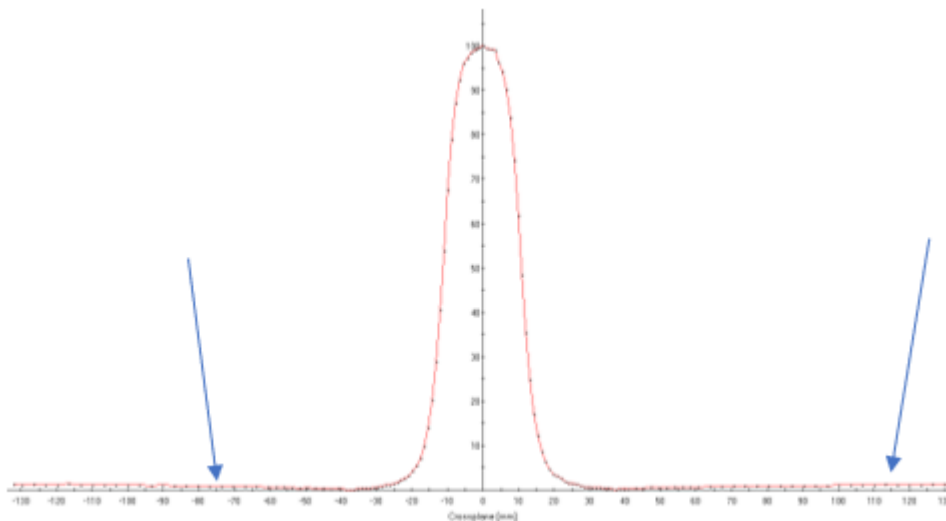


Figura 2.7 Profilo di dose acquisito per un campo 2 cm x 2 cm a 10 cm di profondità in acqua con dettaglio sulle code. Il segnale risulta più alto di quello che dovrebbe essere a causa del rumore di fondo.

2.3.1.3 EXTRADIN A28 ION CHAMBER

La camera A28 si distingue per la significativa risoluzione spaziale in tutte e tre le direzioni che la rendono adatta per la dosimetria relativa in fantocci ad acqua. Comunque, il design semi-flessibile ne permette l'utilizzo pure nei fantocci ad aria e

di altro materiale. La costruzione della camera con i materiali A150 tessuto-equivalente, C522 aria-equivalente e D400 plastica-equivalente permettono la raccolta di un segnale più stabile. Il design assiale simmetrico della camera assicura una risposta uniforme isotropica. Il volume attivo della camera è di 0.125 cm^3 . In dotazione alla camera A28 vi è un cappuccio di build-up adatto alla rivelazione di radiazione gamma prodotta da una sorgente di Co60 per la misurazione di dose in aria. [12] [13]

2.3.2 RIVELATORI BASATI SU DI UN SEMICONDUCTORE

I rivelatori basati sui semiconduttori si distinguono, rispetto alle camere a ionizzazione, per una risoluzione spaziale migliore e una maggiore efficienza di segnale raccolto.

Un rivelatore allo stato solido (Fig. 2.8) consiste in un cilindro a strati di silicio con dei cavi di collegamento allo strumento di misura. Questo è incorporato in senso orizzontale o verticale in un materiale protettivo e/o da build-up a seconda del tipo di applicazione a cui sarà destinata la sonda. Questo rivelatore non ha bisogno di tensione esterna né di un cappuccio di protezione.



Figura 2.8 Esempio schematico di un rivelatore a stato solido.

2.3.2.1 PTW DOSIMETRY DIODE E TYPE 60017

Il “60017 Dosimetry Diode E” è un rivelatore al silicio a prova d’acqua per la dosimetria nei fasci fotonici ad alta energia. Questo modello è l’ideale per il calcolo della dose nei campi per fotoni così come si possono incontrare nelle tecniche IMRT e nei fasci stereotassici. L’ottima risoluzione spaziale rende possibile misurare con molta precisione i profili di dose nelle regioni di penombra dei campi piccoli. L’utilizzo di “60017 Dosimetry Diode E” è raccomandato per il calcolo di dose nei campi fotonici sino alle dimensioni di $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$. Il rivelatore può essere adoperato in fantocci ad acqua, aria e allo stato solido.

Per effettuare delle misurazioni di dose sono necessari due diodi per ottenere un segnale più verosimile.

Nei campi di dimensioni maggiori a 10 cm x 10 cm è necessario che il diodo sia schermato per evitare la raccolta di un segnale perturbato e poco veritiero.

2.3.3 RIVELATORI A BASE DI DIAMANTE

Un detettore al diamante sintetico (Fig.2.9) consiste in un particolare tipo di diodo Schottky, viene accoppiato ad un elettrometro a tensione di alimentazione 0 V. Il rivelatore a diamante viene alloggiato verticalmente in acqua per produrre un segnale con la più alta risoluzione spaziale possibile nella direzione assiale per l'analisi dei fasci radioterapici.

Un diamante ad alta purezza può operare come un detettore allo stato solido. La radiazione ionizzante spinge gli elettroni dalla banda di valenza ai più alti livelli energetici in tal modo, prima si riempiono le trappole elettroniche causate dalle impurità nel diamante e, poi si spostano gli elettroni alla banda di conduzione. Un impulso esterno è necessario per produrre una corrente di ionizzazione proprio come in una camera a ionizzazione. Una corrente stabile può essere misurata solo dopo attraverso delle necessarie pre-irradiazioni per riempire le trappole nel diamante.

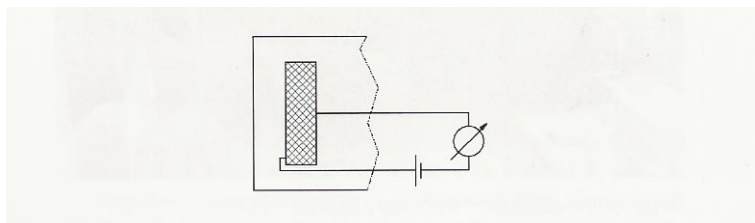


Figura 2.9 Esempio schematico di un detettore a base di diamante.

2.3.3.1 PTW DIAMOND DETECTOR TYPE 60019

Il “Diamond Detector” è un detettore di materiale quasi tessuto equivalente costruito per le misurazioni della distribuzione di dose nei fasci fotonici ad alta energia. Il “Diamond Detector” è caratterizzato da un piccolo volume attivo compreso tra 1 e 6 mm³ e uno spessore di 0.3 mm. A causa del suo piccolo volume attivo, il detettore è applicato nell’ IMRT, nei fasci stereotassici, nella scansione dei fantocci ad acqua ed è specialmente adatto per i fasci di dimensioni molto piccole (< 3 cm) o a ripido gradiente di fluensa. Il “Diamond Detector” ha un’ eccellente risoluzione spaziale (area

attiva di 4 mm³), bassa dipendenza dalla temperatura e dalle basse energie, un'alta sensibilità, quasi poca dipendenza dal suo posizionamento nello spazio e alta resistenza al danno da radiazioni (stabilità a lungo termine) . [14]

A differenza della camera pin point, non risente particolare influenza del rumore di fondo dovuto ad altri strumenti alimentati circostanti.

Può essere impiegato in campi di qualsiasi dimensione fino a 40 cm x 40 cm.

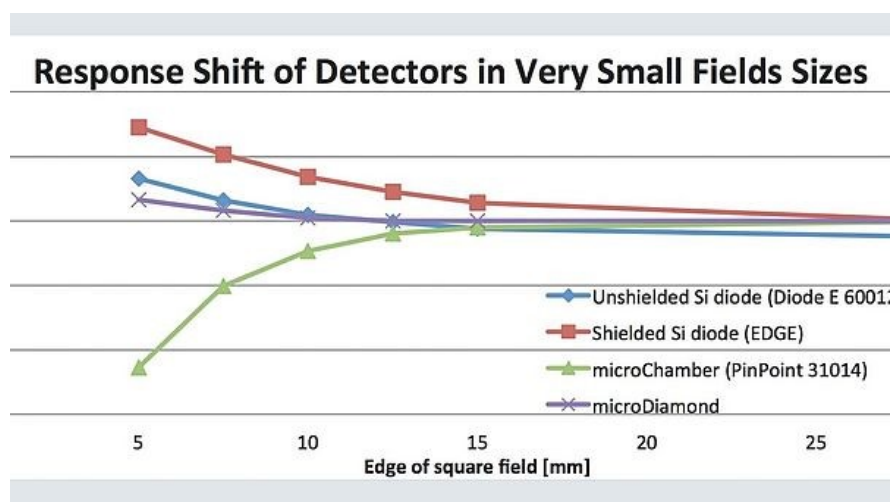


Figura 2.10 Messo a confronto con gli altri detettori utilizzati nella dosimetria dei campi piccoli (Camere Pin Point, Diodo al Silicio schermato e non), “Diamond Detector” mostra solamente una piccola deviazione di dose assorbita misurata in acqua anche nei campi a più piccole dimensioni sino a 0.5 cm x 0.5 cm grazie al suo al materiale e al suo design.

3 MISURE E RACCOLTA DATI

Per caratterizzare i due fantocci disponibili presso l'Unità Operativa Semplice Dipartimentale Fisica Sanitaria e l'Unità Operativa Complessa Radioterapia dell'Azienda ULSS 5 "Polesana", Standard Imaging DoseView 3D e PTW MP3-M, sono stati eseguiti tre diversi test per ciascun sistema, su fasci di fotoni prodotti dal linac Elekta Versa HD, per campi di dimensioni standard: qualità del fascio, uniformità e simmetria del campo irradiato con filtro appiattitore e misura di punti notevoli sui lati obliqui del campo irradiato senza filtro appiattitore. Nelle misurazioni sul fantoccio DoseView 3D è stato utilizzato come rivelatore la camera a ionizzazione Exradin A28, mentre sul fantoccio MP3-M è stata adoperata la camera a ionizzazione PTW 0,125 cm³ Semiflex Type 31010.

Per caratterizzare, invece, le diverse tipologie di rivelatori a disposizione è stato adoperato come fantoccio il solo PTW MP3-M. Sono stati ricavati diversi parametri dalle PDD e dai profili di dose registrati in questa maniera: il valore di dose percentuale alla profondità di 10 cm in acqua (D_{100}), la profondità in acqua corrispondente al build-up (R_{100}), la deviazione geometrica dal centro asse (CAX), la dimensione geometrica del campo misurata dal rivelatore, la simmetria del fascio rispetto all'asse centrale (Symmetry). I valori misurati sono stati confrontati con i valori nominali dichiarati dalla ditta Elekta per il linac Versa HD.

I dati misurati dai rivelatori sono stati registrati sui software dei relativi fantocci (MEPHYSTO mc2 se si è utilizzato MP3-M, DoseView 3D Software se si è adoperato DoseView 3D) per poi essere successivamente esportati e confrontati su di un foglio di lavoro Excel. Di seguito sono riportati i dati misurati.

3.1 CARATTERIZZAZIONE DEI FANTOCCI

3.1.1 TEST PER LA QUALITÀ DEL FASCIO X D_{100}

Il fantoccio ad acqua è stato posizionato a SSD 100 cm ed è stato impostato un campo 10 cm x 10 cm. Il gantry ed il collimatore sono stati impostati entrambi a 0° di angolazione. Il dettore, inserito nell'apposito alloggiamento, esegue una scansione in centro asse a partire dalla superficie dell'acqua fino alla profondità di 30 cm con passo di 1 mm (Fig. 3. 1). È stata così misurata, cambiando di volta in volta l'energia del fascio, la PDD.

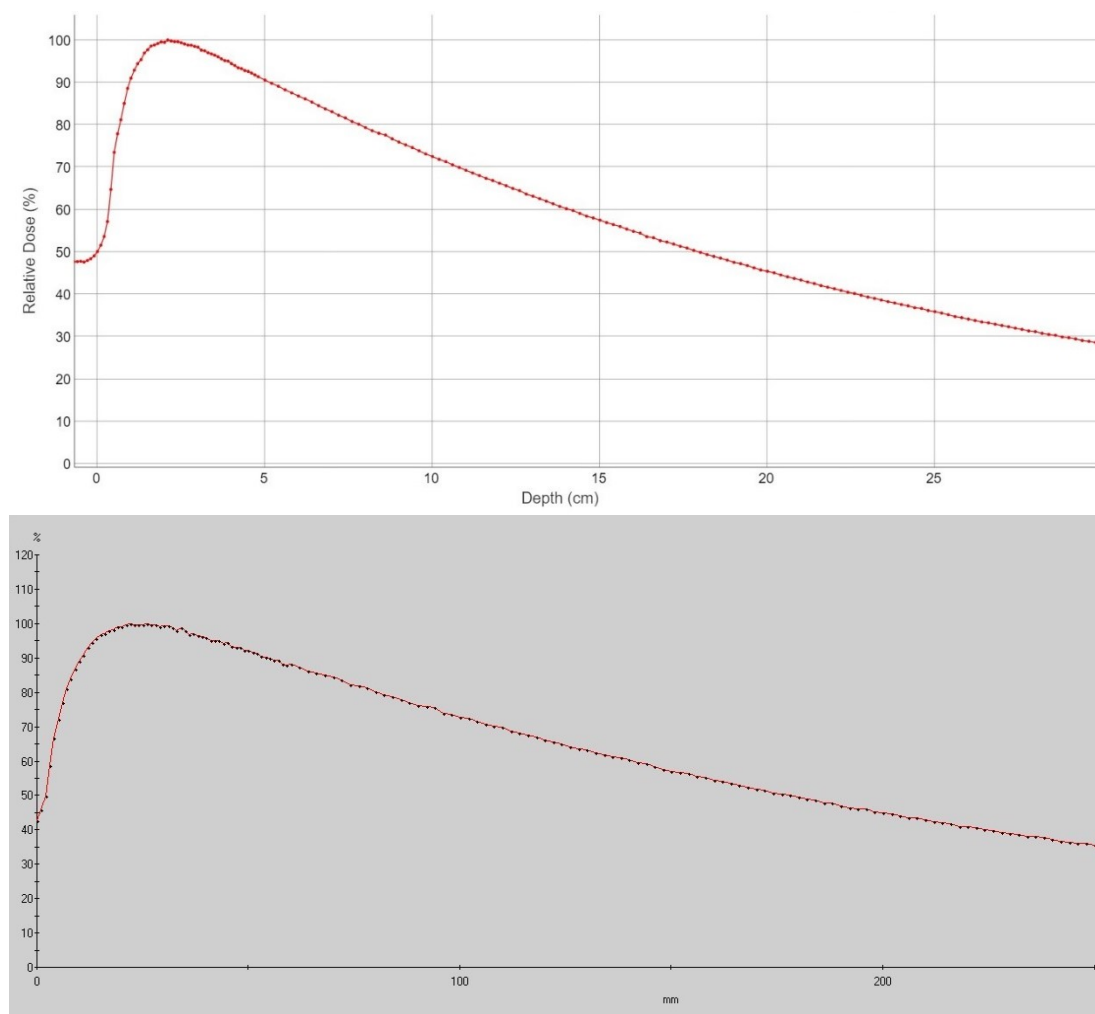


Figura 3.1 Due curve di PDD misurate per un campo 10 cm x 10 cm con 10 MV d'energia. In alto la curva è stata misurata con DoseView 3D, in basso, invece, con MP3-M.

I valori di PDD ottenuti sono stati confrontati con quelli dichiarati dalla ditta Elekta. La differenza % tra i valori misurati e quelli dichiarati per essere accettabile deve essere minore dell'1% sui valori assoluti.

3.1.1.1 TEST SU DOSEVIEW 3D

Radiazione	Energia	Qualità del fascio D ₁₀₀		Differenza assoluta %
		Dichiarata	Misurata	
Raggi X	6 MV	67,5%	67,2%	-0,3%
	10 MV	73,0%	72,6%	-0,4%
	15 MV	76,5%	76,4%	-0,1%
	6 MV FFF	67,5%	67,6%	+0,1%
	10 MV FFF	73,0%	72,8%	-0,2%

Tabella 3.1 Il risultato del test per il fantoccio DoseView 3D.**3.1.1.2 TEST SU MP3-M**

Radiazione	Energia	Qualità del fascio D ₁₀₀		Differenza assoluta %
		Dichiarata	Misurata	
Raggi X	6 MV	67,5%	67,3%	-0,2%
	10 MV	73,0%	72,7%	-0,3%
	15 MV	76,5%	76,0%	-0,5%
	6 MV FFF	67,5%	67,6%	+0,1%
	10 MV FFF	73,0%	72,9%	-0,1%

Tabella 3.2 Il risultato del test per il fantoccio MP3-M.

3.1.2 TEST PER L'UNIFORMITÀ DEL CAMPO IRRADIATO IN MODALITÀ FF

Il setup per lo svolgimento di questa misurazione è quello adoperato nel paragrafo 3.1.1, con SSD impostata a 90 cm. Il rivelatore, nell'apposito alloggiamento, posizionato a 10 cm di profondità, esegue una scansione lungo l'asse A-B (asse x) e lungo l'asse G-T (asse y) per registrare i relativi profili di dose percentuale (Fig. 3.2).

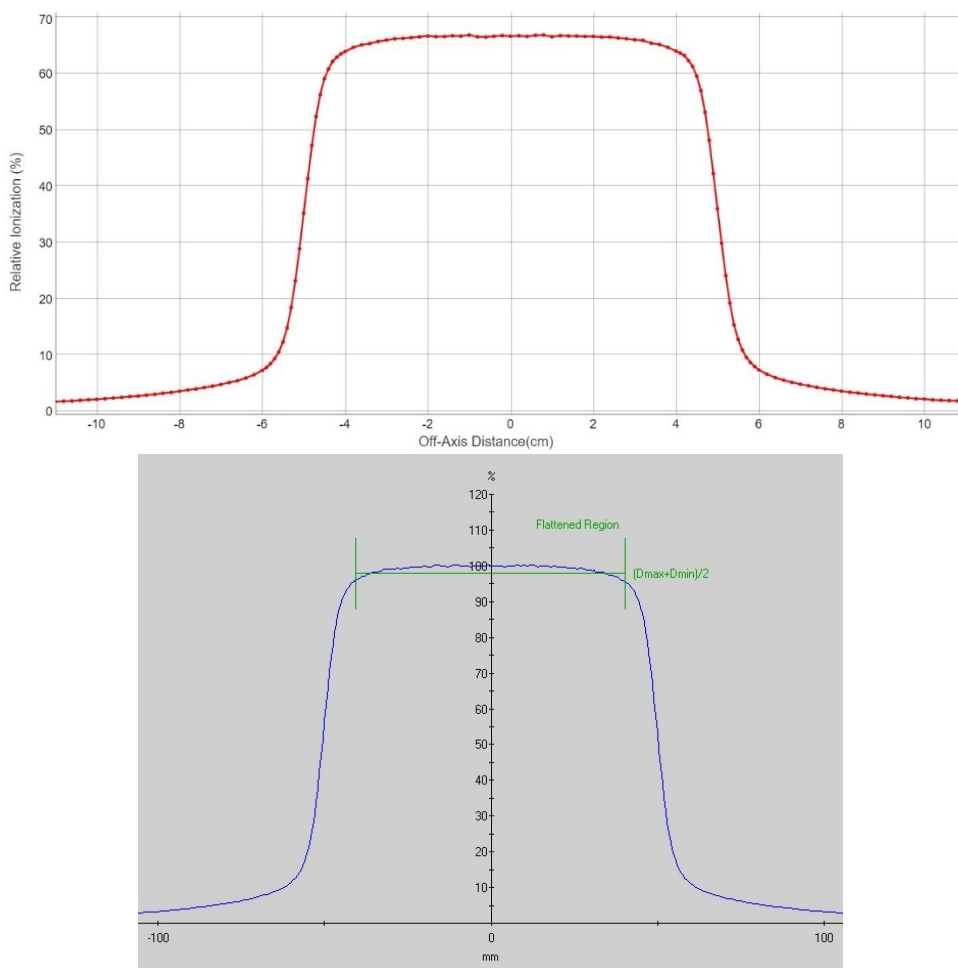


Figura 3.2 Profilo di dose lungo l'asse x di un campo 10 cm x 10 cm con energia 6 MV misurato con DoseView 3D (grafico in alto) e con MP3-M (grafico in basso).

I profili di dose sono stati misurati per campi di dimensioni 10 cm x 10 cm e 30 cm x 30 cm, per le energie fotoniche 6 MV, 10 MV, 15 MV.

Per verificare quanto dichiarato dalla ditta Elekta, il valore di Flatness deve essere inferiore a 106% mentre il valore di Symmetry deve essere inferiore al 103%.

3.1.2.1 TEST SU DOSEVIEW 3D

Tipo di campo (cm x cm)	6 MV		10 MV		15 MV	
	Flatness %	Symmetry %	Flatness %	Symmetry %	Flatness %	Symmetry %
10 x 10 asse G-T	104,58	100,84				
10 x 10 asse A-B	104,76	100,48				
30 x 30 asse G-T	104,36	101,46	103,10	100,96	103,10	100,67
30 x 30 asse A-B	103,42	100,52	102,55	100,41	102,44	100,57

Tabella 3.3 Il risultato del test per il fantoccio DoseView 3D.**3.1.2.2 TEST SU MP3-M**

Tipo di campo (cm x cm)	6 MV		10 MV		15 MV	
	Flatness %	Symmetry %	Flatness %	Symmetry %	Flatness %	Symmetry %
10 x 10 asse G-T	104,67	101,11	104,28	101,29	105,49	100,84
10 x 10 asse A-B	105,01	100,74	104,47	100,50	105,75	100,84
30 x 30 asse G-T	103,49	100,89	103,60	100,81	101,15	100,99
30 x 30 asse A-B	103,43	100,70	102,92	100,61	102,47	100,61

Tabella 3.4 Il risultato del test per il fantoccio MP3-M.

3.1.3 TEST PER LA MISURA DI PUNTI NOTEVOLI SUI LATI OBLIQUI DEL PROFILO CAMPO IN MODALITÀ FFF

Il setup per lo svolgimento di questa misurazione è quello adoperato nel paragrafo 3.1.2. Nel test per la modalità FFF sono stati ricavati i dati di dose percentuale relativa a diversi punti di misura nel profilo di dose. Il punto di misura notevole corrisponde ad una determinata distanza dal centro asse, espressa come valore percentuale della dimensione del campo (Fig.3.3). I punti di misura presi in considerazione sono al 20%, al 50%, all'80% dal centro asse, sia a sinistra che a destra della curva di profilo del campo.

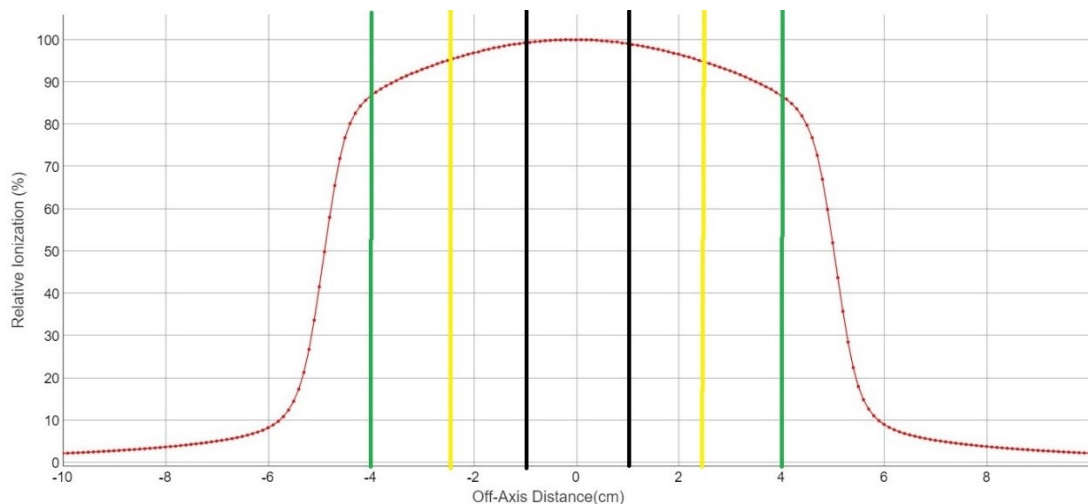


Figura 3.3 Un profilo di dose lungo l'asse x misurato per un campo 10 cm x 10 cm con energia 6 MV FFF. La curva è stata misurata con DoseView 3D. Sono messi in evidenza con linee spesse colorate i punti notevoli di misura: - la linea nera corrisponde al 20% e quindi nel caso di questo campo a 1 cm di distanza dall'asse centrale del fascio; - la linea gialla corrisponde al 50% e quindi nel caso di questo campo a 2,5 cm di distanza dall'asse centrale del fascio; - la linea verde corrisponde all' 80 % e quindi nel caso di questo campo a 4 cm di distanza dall'asse centrale del fascio.

Nelle tabelle riportate, 3.5 e 3.6, sono mostrate le tolleranze per questo tipo di misurazione a seconda di dimensioni del campo e dell'energia utilizzata, secondo quanto dichiarato dalla ditta Elekta. Infine, da questi profili di dose registrati è stato ricavato il parametro Symmetry.

Punto di misura (distanza dalla CAX in % della metà della FWHM della curva)	Dose relativa nominale % per un campo 10 cm x 10 cm	Dose relativa nominale % per un campo 30 cm x 30 cm
20%	99,0	94,8
50%	94,8	79,4
80%	87,2	64,2
Tolleranza assoluta ($\pm\%$)	3	3

Tabella 3.5 Dose relativa % e tolleranze per ogni campo e distanza di misura per l'energia 6 MV FFF.

Punto di misura (distanza dalla CAX in % della metà della FWHM della curva)	Dose relativa nominale % per un campo 10 cm x 10 cm	Dose relativa nominale % per un campo 30 cm x 30 cm
20%	98,4	90,5
50%	91,7	69,2
80%	81,3	53,1
Tolleranza assoluta ($\pm\%$)	3	3

Tabella 3.6 Dose relativa % e tolleranze per ogni campo e distanza di misura per l'energia 10 MV FFF.

3.1.3.1 TEST SU DOSEVIEW 3D

Distanza dal punto di misura della CAX in % della larghezza a metà della curva		Dose relativa normale (%) per ogni dimensione di campo							
		10 cm x 10 cm				30 cm x 30 cm			
		SN	DX	Media	Differenza % dal valore di riferimento	SN	DX	Media	Differenza % dal valore di riferimento
20%	Asse G-T	98,90	99,50	99,20	0,20	94,60	95,40	95,00	0,21
	Asse A-B	99,40	98,90	99,15	0,15	95,40	94,00	94,70	-0,11
50%	Asse G-T	94,70	95,60	95,15	0,37	78,90	79,90	79,40	0,00
	Asse A-B	95,50	94,10	94,80	0,00	79,90	78,20	79,05	-0,44
80%	Asse G-T	86,60	88,00	87,30	0,11	63,50	64,40	63,95	-0,39
	Asse A-B	87,40	85,80	86,60	-0,69	64,30	63,20	63,75	-0,70
Symmetry%	Asse G-T	101,18				101,26			
Symmetry%	Asse A-B	102,21				102,09			

Tabella 3.7 Il risultato del test per il fantoccio DoseView 3D con l'energia 6 MV FFF.

Distanza dal punto di misura della CAX in % della larghezza a metà della curva		Dose relativa normale (%) per ogni dimensione di campo							
		10 cm x 10 cm				30 cm x 30 cm			
		SN	DX	Media	Differenza % dal valore di riferimento	SN	DX	Media	Differenza % dal valore di riferimento
20%	Asse G-T	98,50	98,68	98,59	0,19	91,23	90,74	90,99	0,54
	Asse A-B	98,65	98,28	98,47	0,07	90,76	90,42	90,59	0,10
50%	Asse G-T	91,96	92,27	92,12	0,45	69,77	69,37	69,57	0,53
	Asse A-B	91,94	91,39	91,67	-0,04	69,50	68,90	69,20	0,00
80%	Asse G-T	81,46	81,34	81,40	0,12	53,49	53,15	53,32	0,41
	Asse A-B	80,86	80,25	80,56	-0,92	53,40	53,00	53,20	0,19
Symmetry%	Asse G-T	100,47				100,64			
Symmetry%	Asse A-B	100,62				101,26			

Tabella 3.8 Il risultato del test per il fantoccio DoseView 3D con l'energia 10 MV FFF.

3.1.3.2 TEST SU MP3-M

Distanza dal punto di misura della CAX in % della larghezza a metà della curva		Dose relativa normale (%) per ogni dimensione di campo							
		10 cm x 10 cm				30 cm x 30 cm			
		SN	DX	Media	Differenza % dal valore di riferimento	SN	DX	Media	Differenza % dal valore di riferimento
20%	Asse G-T	99,47	98,84	99,16	0,16	95,33	95,27	95,30	0,53
	Asse A-B	99,34	98,95	99,15	0,15	95,29	94,28	94,79	-0,02
50%	Asse G-T	95,75	94,85	95,30	0,53	79,61	79,53	79,57	0,21
	Asse A-B	95,42	94,52	94,97	0,18	79,52	78,36	78,94	-0,58
80%	Asse G-T	88,22	86,57	87,40	0,22	64,15	64,43	64,29	0,14
	Asse A-B	87,36	86,32	86,84	-0,41	64,31	63,32	63,82	-0,60
Symmetry%	Asse G-T	101,82				100,65			
Symmetry%	Asse A-B	101,17				101,77			

Tabella 3.9 Il risultato del test per il fantoccio MP3-M con l'energia 6 MV FFF.

Distanza dal punto di misura della CAX in % della larghezza a metà della curva		Dose relativa normale (%) per ogni dimensione di campo							
		10 cm x 10 cm				30 cm x 30 cm			
		SN	DX	Media	Differenza % dal valore di riferimento	SN	DX	Media	Differenza % dal valore di riferimento
20%	Asse G-T	98,70	98,30	98,50	0,10	90,40	90,70	90,55	0,06
	Asse A-B	98,70	98,60	98,65	0,25	90,40	90,10	90,25	-0,28
50%	Asse G-T	92,10	91,70	91,90	0,22	69,30	69,10	69,20	0,00
	Asse A-B	91,70	91,50	91,60	-0,11	69,10	68,70	68,90	-0,43
80%	Asse G-T	80,90	80,70	80,80	-0,62	53,10	53,10	53,10	0,00
	Asse A-B	80,70	80,40	80,55	-0,92	53,00	52,80	52,90	-0,38
Symmetry%	Asse G-T	101,05				100,80			
Symmetry%	Asse A-B	100,85				100,53			

Tabella 3.10 Il risultato del test per il fantoccio MP3-M con l'energia 10 MV FFF.

3.2 CARATTERIZZAZIONE DEI RIVELATORI

Nella caratterizzazione dei detettori è stato usato come fantoccio PTW MP3-M. Il fantoccio è stato posizionato a SSD 90 cm. Le dimensioni dei campi impostati scelti per queste misurazioni variano secondo le impostazioni: 2 cm x 2 cm, 5 cm x 5 cm e 10 cm x 10 cm. L'energia del fascio incidente su ogni rivelatore è stata impostata sempre a 6 MV FFF. Il gantry ed il collimatore sono stati impostati entrambi a 0° di angolazione.

I detettori scelti per il confronto sono stati i seguenti :

- PTW Diamond Detector Type 60019;
- PTW PinPoint Chambers Type 31014;
- PTW 0,125 cm³ Semiflex Chamber Type 31010;
- PTW Dosimetry Diode E Type 60017.

Il setup dei detettori seguiva le indicazioni illustrate in 1.5.3 e 1.5.4. Per la misurazione della PDD, il detettore, inserito nell'apposito alloggiamento esegue una scansione in centro asse a partire dalla superficie dell'acqua fino alla profondità di 30 cm con passo di 1 mm. Dalle curve PDD in questo modo ricavate si è ottenuto: il valore di dose percentuale alla profondità di 10 cm in acqua (D_{100}), la profondità in acqua corrispondente al build-up (R_{100}). Invece, per la misurazione dei profili di dose, il rivelatore, nell'apposito alloggiamento, posizionato a 10 cm di profondità, esegue una scansione lungo l'asse A-B (asse x) e lungo l'asse G-T (asse y). Dai profili di dose ottenuti in questo modo si è ricavato: la deviazione geometrica dal centro asse (CAX), la dimensione geometrica del campo misurata dal rivelatore, la simmetria del fascio rispetto all'asse centrale (Symmetry).

3.2.1 MISURE SU PTW DIAMOND DETECTOR TYPE 60019

Il detettore è stato posizionato rispetto al fascio incidente come illustrato in Fig.1.15. Sono state misurate le PDD e i profili di dose per un campo 2 cm x 2 cm, per un campo 5 cm x 5 cm e per un campo 10 cm x 10 cm.

3.2.1.1 CAMPO 2 cm x 2 cm

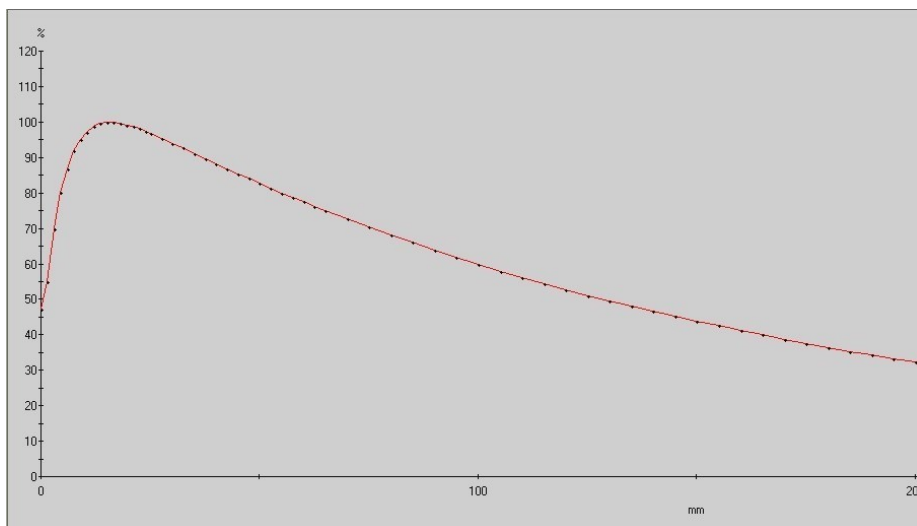


Figura 3.4 PDD di un campo 2 cm x 2 cm misurata con PTW Diamond Detector Type 60019.

D100	60,00%
R100	16,20 mm

Tabella 3.11 I parametri ricavati dalla PDD in Figura 3.4 .

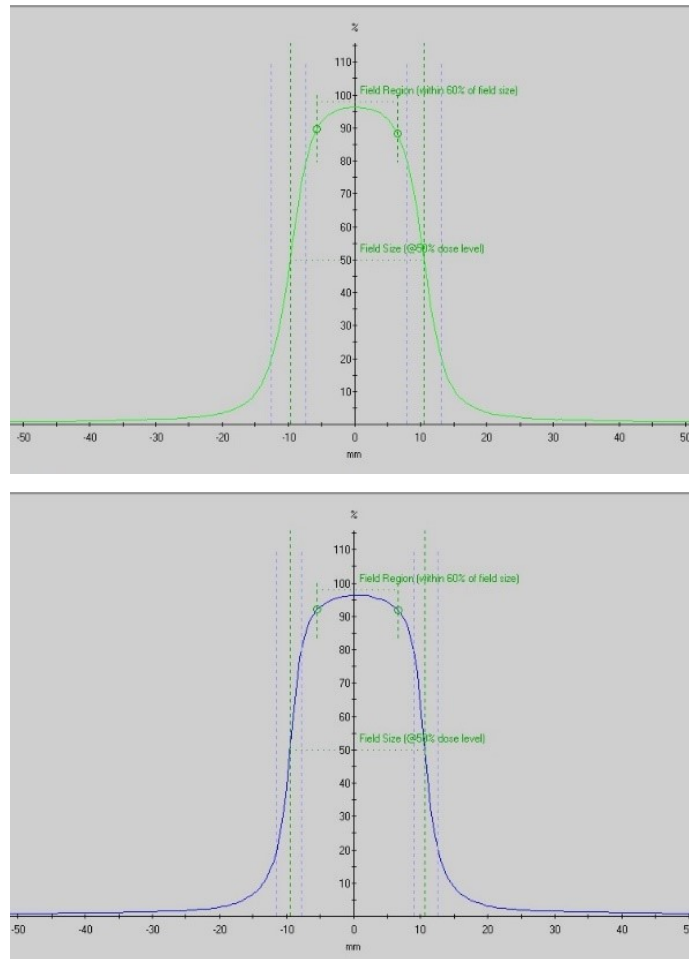


Figura 3.5 Profili di dose di un campo 2 cm x 2 cm lungo l’asse y (grafico in alto) e lungo l’asse x (grafico in basso) misurati con PTW Diamond Detector Type 60019.

CAX	0,41 mm	asse x
Dimensioni del campo misurate	2,021 cm	
Symmetry	101,54%	
CAX	0,58 mm	asse y
Dimensioni del campo misurate	2,007 cm	
Symmetry	100,28%	

Tabella 3.12 I parametri ricavati dai profili di dose in figura 3.5 .

3.2.1.2 CAMPO 5 cm x 5 cm

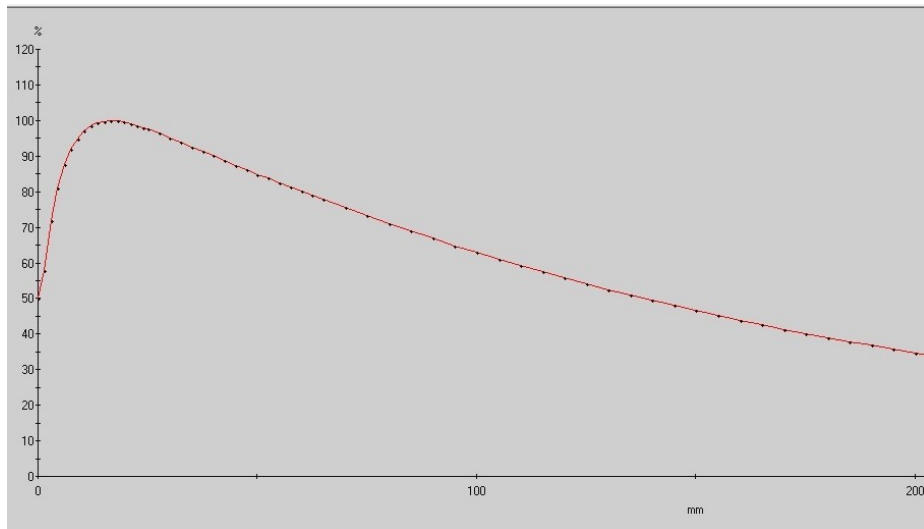


Figura 3.6 PDD di un campo 5 cm x 5 cm misurata con PTW Diamond Detector Type 60019.

D100	63,02%
R100	16,60 mm

Tabella 3.13 I parametri ricavati dalla PDD in figura 3.6 .

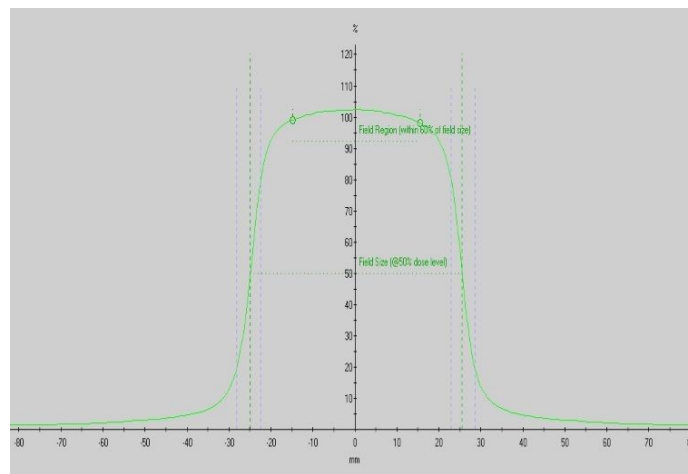


Figura 3.7 Profilo di dose di un campo 5 cm x 5 cm lungo l'asse x misurato con PTW Diamond Detector Type 60019.

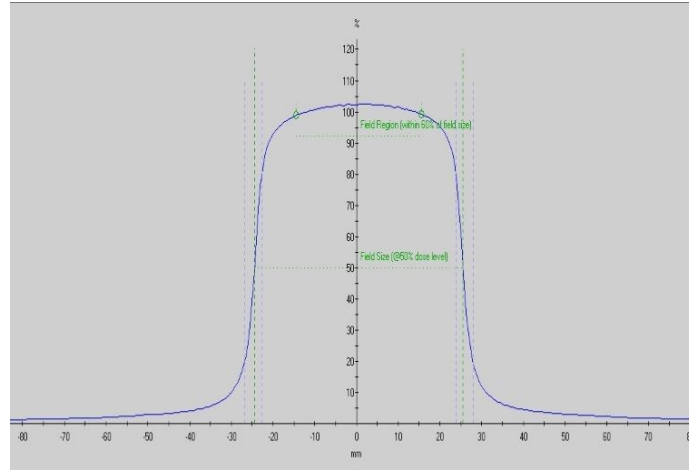


Figura 3.8 Profilo di dose di un campo 5 cm x 5 cm lungo l'asse y misurato con PTW Diamond Detector Type 60019.

CAX	0,36 mm	asse x
Dimensioni del campo misurate	5,042 cm	
Symmetry	100,96%	
CAX	0,56 mm	asse y
Dimensioni del campo misurate	4,998 mm	
Symmetry	100,66%	

Tabella 3.14 I parametri dai profili di dose in figura 3.7 e 3.8 .

3.2.1.3 CAMPO 10 cm x 10 cm

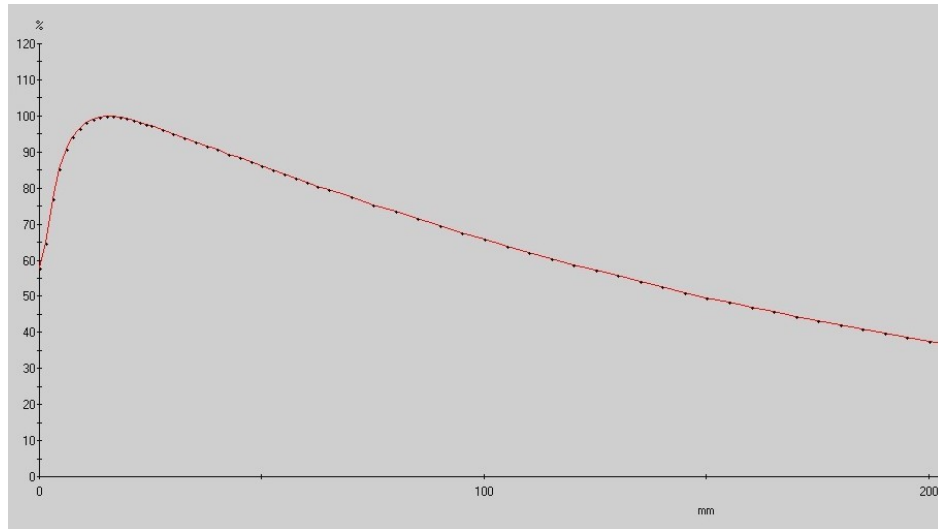


Figura 3.9 PDD di un campo 10 cm x 10 cm misurata con PTW Diamond Detector Type 60019.

D100	65,75%
R100	16,30 mm

Tabella 3.15 I parametri ricavati dalla PDD in figura 3.9 .

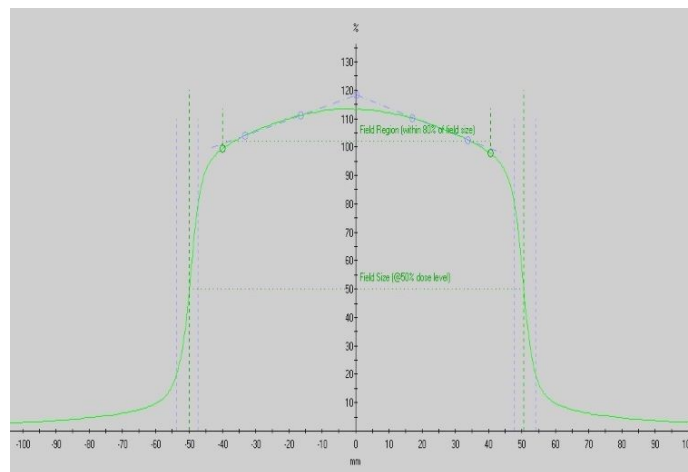


Figura 3.10 Profilo di dose di un campo 10 cm x 10 cm lungo l'asse x misurato con PTW Diamond Detector Type 60019.

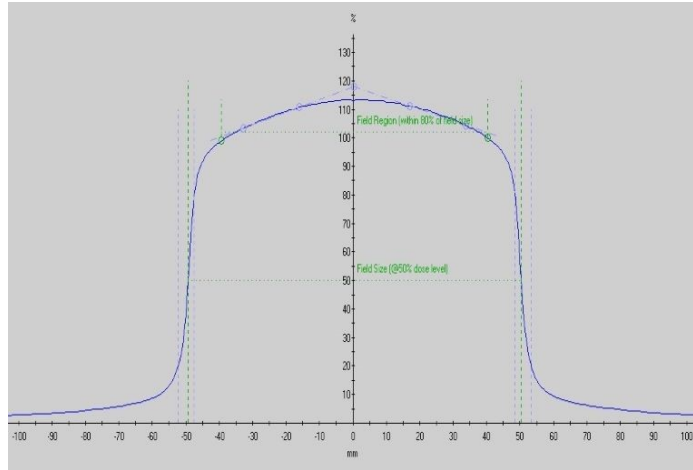


Figura 3.11 Profilo di dose di un campo 10 cm x 10 cm lungo l'asse y misurato con PTW Diamond Detector Type 60019.

CAX	0,32 mm	asse x
Dimensioni del campo misurate	10,050 cm	
Symmetry	101,96%	
CAX	0,52 mm	asse y
Dimensioni del campo misurate	9,971 cm	
Symmetry	101,12%	

Tabella 3.16 I parametri ricavati dai profili di dose in figura 3.10 e 3.11 .

3.2.2 MISURE SU PTW PINPOINT CHAMBERS TYPE 31014,31015

Il detettore è stato posizionato rispetto al fascio incidente come in Fig. 1. 14.

È stata misurata la PDD per un campo delle dimensioni di 2 cm x 2 cm e il profilo di dose di un campo delle dimensioni di 5 cm x 5 cm.

3.2.2.1 CAMPO 2 cm x 2 cm

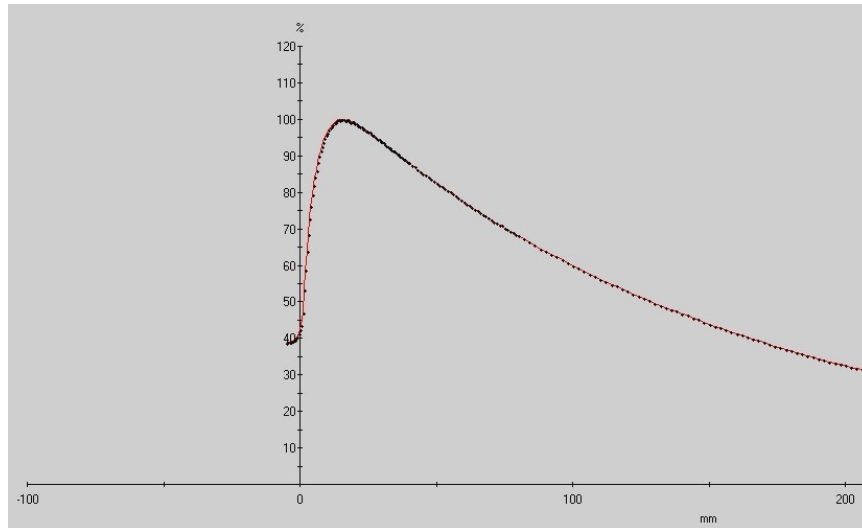


Figura 3.12 PDD di un campo 2 cm x 2 cm misurata con PTW PinPoint Chambers Type 31014,31015.

D100	59,94%
R100	15,50 mm

Tabella 3.17 I parametri ricavati dalla PDD in figura 3.12 .

3.2.2.2 CAMPO 5 cm x 5 cm

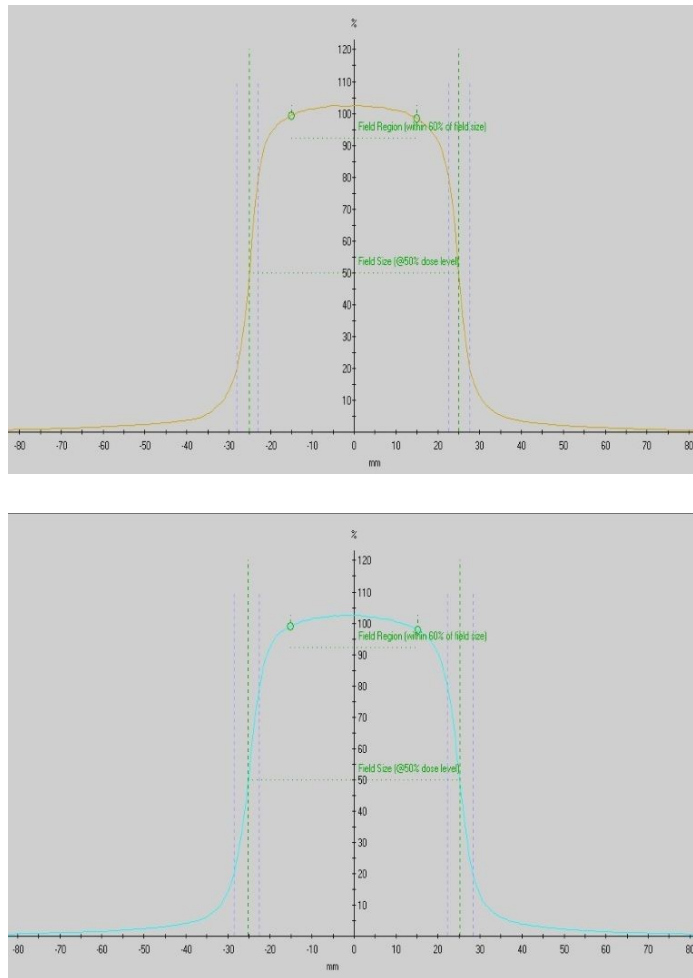


Figura 3.13 Profili di dose di un campo 5 cm x 5 cm lungo l'asse x (grafico in alto) e lungo l'asse y (grafico in basso) misurati con PTW PinPoint Chambers Type 31014,31015.

CAX	0,00 mm	asse x
Dimensioni del campo misurate	5,007 cm	
Symmetry	101,04%	
CAX	0,00 mm	asse y
Dimensioni del campo misurate	5,034 cm	
Symmetry	101,34%	

Tabella 3.18 I parametri di dose ricavati dai profili di dose in figura 3.13 .

3.2.3 MISURE SU PTW 0,125 cm³ SEMIFLEX CHAMBER TYPE 31010

Il detettore è stato posizionato verticalmente rispetto al fascio incidente come mostrato in Fig.1. 14. È stata misurata la PDD per un campo 5 cm x 5 cm e la PDD e il profilo per uno 10 cm x 10 cm .

3.2.3.1 CAMPO 5 cm x 5 cm

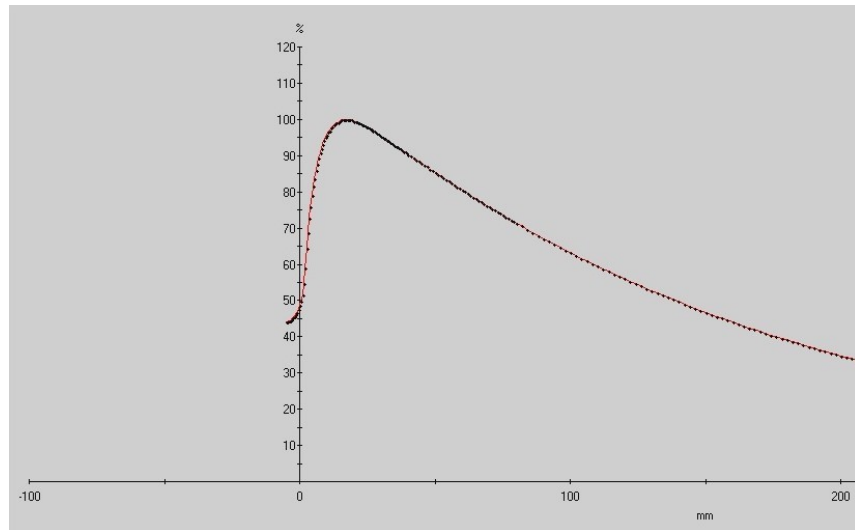


Figura 3.14 PDD di un campo 5 cm x 5 cm misurata con PTW 0,125 cm³ Semiflex Chamber Type 31010.

D100	63,17%
R100	18,00 mm

Tabella 3.19 I parametri ricavati dalla PDD in figura 3.14 .

3.2.3.2 CAMPO 10 cm x 10 cm

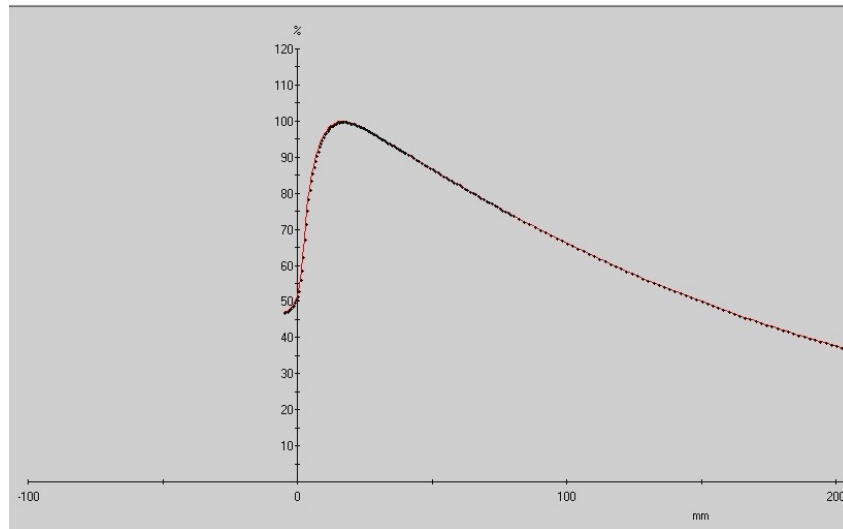


Figura 3.15 PDD di un campo 10 cm x 10 cm misurata con PTW 0,125 cm³ Semiflex Chamber Type 31010.

D100	66,13%
R100	16,99 mm

Tabella 3.20 I parametri ricavati dalla PDD in figura 3.15 .

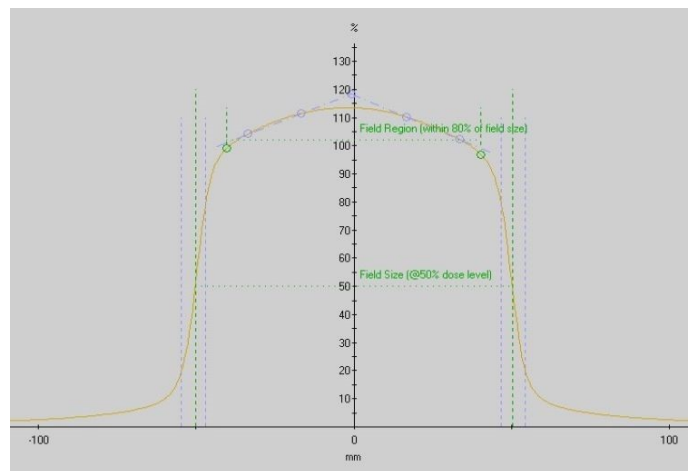


Figura 3.16 Profilo di dose di un campo 10 cm x 10 cm lungo l'asse x misurato con PTW 0,125 cm³ Semiflex Chamber Type 31010.

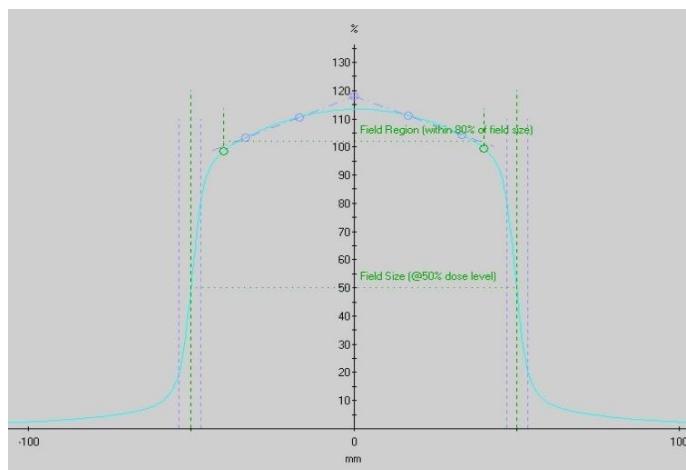


Figura 3.17 Profilo di dose di un campo 10 cm x 10 cm lungo l'asse y misurato con PTW 0,125 cm³ Semiflex Chamber Type 31010.

CAX	0,01 mm	asse x
Dimensioni del campo misurate	10,054 cm	
Symmetry	102,17%	
CAX	0,00 mm	asse y
Dimensioni del campo misurate	10,007 cm	
Symmetry	101,16%	

Tabella 3.21 I parametri ricavati dai profili di dose in figura 3.16 e 3.17 .

3.2.4 MISURE SU PTW DOSIMETRY DIODE E TYPE 60017

Il detettore è stato posizionato rispetto al fascio incidente come mostrato in Fig.1. 15.

Sono state misurate i profili di dose per un campo 2 cm x 2 cm e per uno 5 cm x 5 cm.

3.2.4.1 CAMPO 2 cm x 2 cm

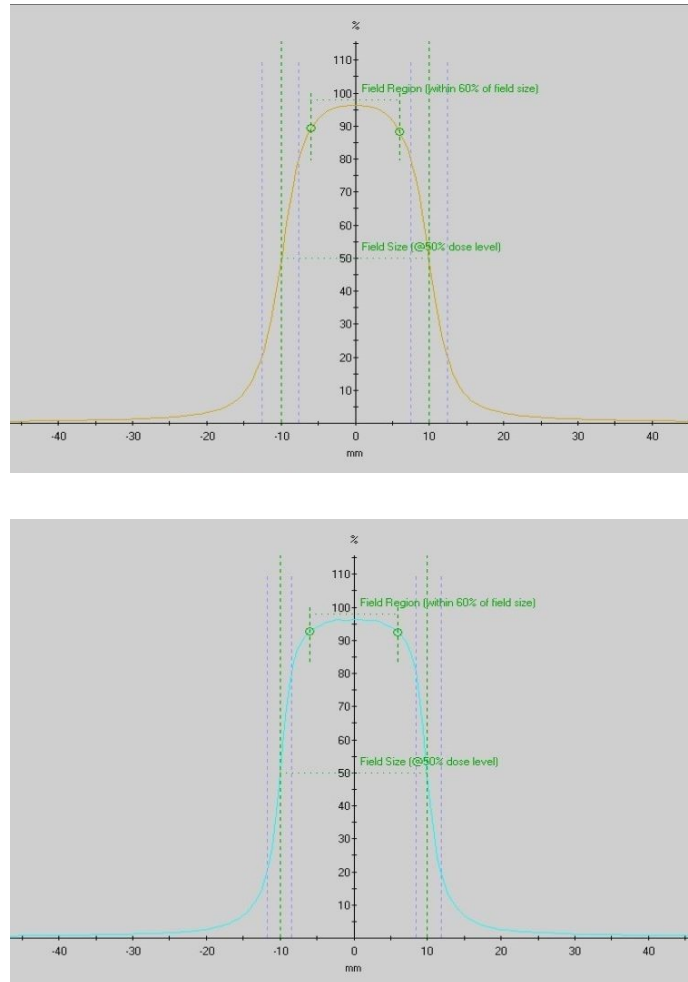


Figura 3.18 Profili di dose di un campo 2 cm x 2 cm lungo l'asse x (grafico in alto) e lungo l'asse y (grafico in basso) misurati con PTW Dosimetry Diode E Type 60017.

CAX	0,01 mm	asse x
Dimensioni del campo misurate	1,983 cm	
Symmetry	101,14%	
CAX	0,01 mm	asse y
Dimensioni del campo misurate	1,993 cm	
Symmetry	100,25%	

Tabella 3.22 I parametri ricavati dai profili di dose in figura 3.18 .

3.2.4.2 CAMPO 5 cm x 5 cm

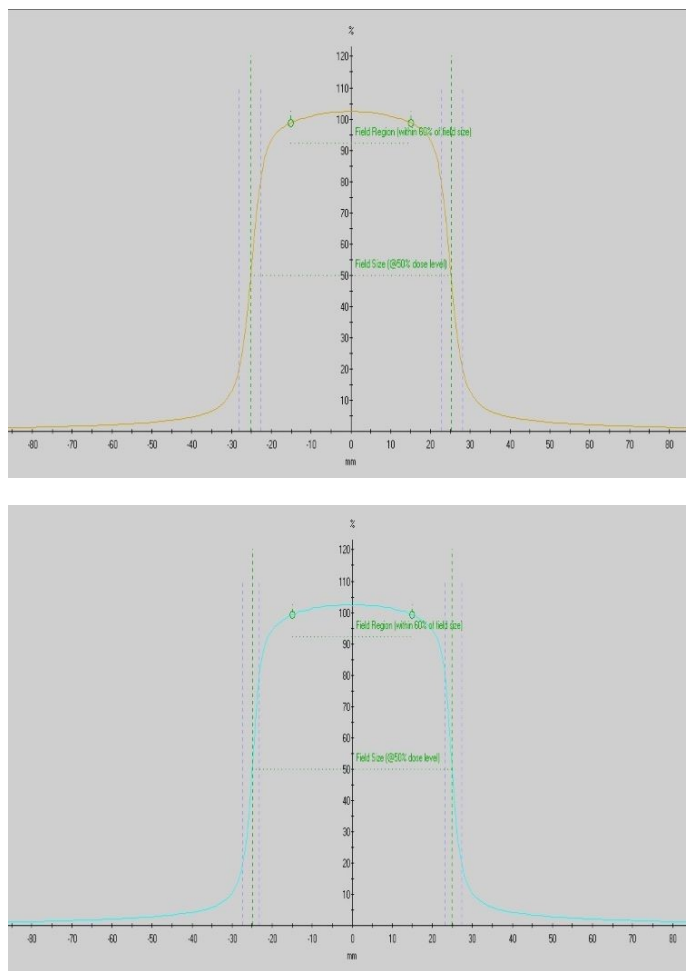


Figura 3.19 Profili di dose di un campo 5 cm x 5 cm lungo l’asse x (grafico in alto) e lungo l’asse y (grafico in basso) misurati con PTW Dosimetry Diode E Type 60017.

CAX	0,00 mm	asse x
Dimensioni del campo misurate	5,036 cm	
Symmetry	100,00%	
CAX	0,00 mm	asse y
Dimensioni del campo misurate	4,990 cm	
Symmetry	100,00%	

Tabella 3.23 I parametri ricavati dai profili di dose in figura 3.19 .

4 DISCUSSIONE DEI RISULTATI OTTENUTI

4.1 CONFRONTO TRA I DUE FANTOCCI

I test eseguiti per i due fantocci (qualità del fascio X D_{100} ottenuto alla distanza SSD di 100 cm per un campo 10 cm x10 cm, uniformità del campo irradiato in modalità FF, misura di punti notevoli sui lati obliqui del profilo di campo in modalità FFF, entrambi ottenuti alla profondità di 10 cm in acqua impostando campi di dimensioni 10 cm x 10 cm o 30 cm x 30 cm con SSD 90cm) hanno fornito valori coerenti, entro le tolleranze, con quanto dichiarato dalla ditta Elekta per campi ed energie standard.

Si è reso necessario un aggiornamento software per DoseView 3D in quanto, inizialmente, il fantoccio non mostrava valori di Symmetry coerenti con le condizioni sperimentali soprattutto nelle situazioni ad elevato gradiente di dose (come nel caso dei campi FFF o ad energie maggiori o uguali a 10 MV). Questo baco del software causava un ulteriore calcolo errato dei punti notevoli (distanza dal centro asse pari a 20%, 50%, 80% della dimensione nominale del campo) sui lati obliqui dei profili di campo nella modalità FFF. Questo aggiornamento, attraverso l'applicazione di un filtro di smoothing dei dati in caso di elevato gradiente del segnale, ha permesso di ottenere valori prossimi a quanto dichiarato nel manuale della ditta e confrontabili con gli omologhi parametri misurati con il fantoccio PTW MP3-M.



Figura 4.1 Dettaglio di un profilo di dose di un campo FFF misurato con DoseView 3D prima dell'aggiornamento software. Si nota come il valore della Symmetry e quello della dose sui vari punti notevoli risultino sproporzionati rispetto ai valori accettabili.

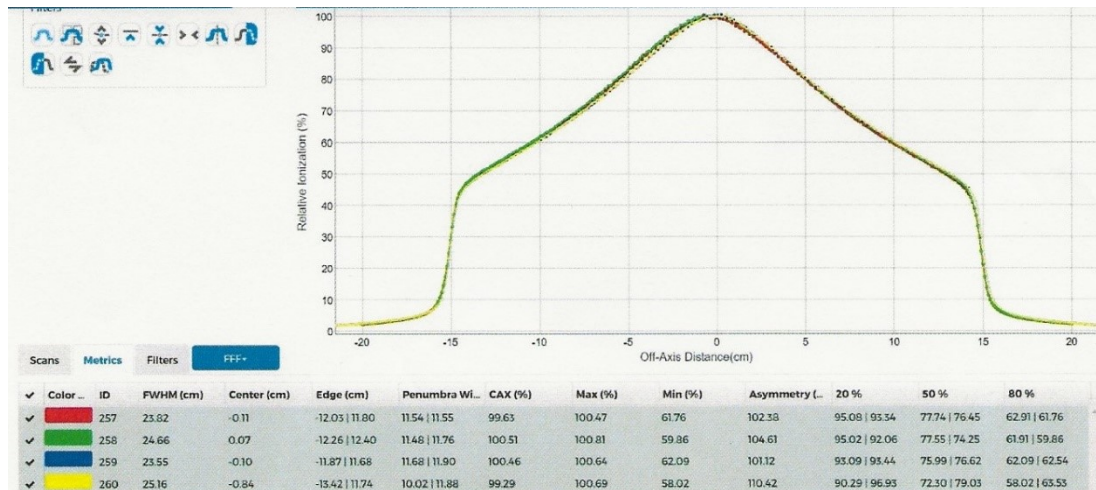


Figura 4.2 Diversi profili di dose per un campo FFF misurati con DoseView 3D prima dell’aggiornamento software. Si nota come il valore di Symmetry in due di questi campi non rispetti la tolleranza del 103%.

Per il fantoccio MP3-M, l’operazione di smoothing dei dati non si è resa necessaria.

Nel fantoccio Standard Imaging vi è la necessità, ogni qual volta si utilizzi il modulo “Measure” (l’estensione del software di DoseView 3D atta alla rilevazione dei dati), di inserire manualmente la SSD impostata ad ogni misurazione non potendo questa essere dedotta automaticamente dal software o memorizzata dalla prima sessione di misure in poi. Questo può generare, in sessioni di misurazioni composte da numerosi campi ciascuno con caratteristiche diverse, un errore di inserimento dei dati da parte dell’operatore che causa un errato calcolo dei risultati finali ottenuti.

Il protocollo di raccolta dati per la modellizzazione dei fasci di Elekta per il TPS Monaco in uso presso l’Unità Operativa Semplice Dipartimentale Fisica Sanitaria e l’Unità Operativa Complessa Radioterapia dell’Azienda ULSS 5 “Polesana” richiede un test per quantificare il grado di inclinazione del fascio rispetto alla superficie del fantoccio e a quella dell’acqua. Questo test consiste nel centrare contemporaneamente due fasci della stessa dimensione spaziale a due diverse profondità nel fantoccio per poi calcolarne il valore di deviazione dal centro asse (dev. CAX) ed una eventuale inclinazione del fascio se tutto il sistema di misura non è perfettamente in bolla. Ciò è possibile con il fantoccio PTW MP3-M, mentre il modulo software di localizzazione del centro campo di DoseView 3D permette il centramento di un solo campo ad una certa profondità, non calcolando quindi possibili inclinazioni del fascio e causando una deviazione dal centro asse falsata se la profondità poi scelta nella fase di misurazione è molto diversa da quella scelta per il centramento del fascio.

Nella valutazione del parametro TPR (Tissue Phantom Ratio), MEPHYSTO mc2, il software associato al fantoccio MP3-M, mette a disposizione un particolare modulo che permette di calcolarlo automaticamente a partire dalle curve PDD misurate. Invece, per quanto riguarda il software di DoseView 3D, il calcolo dei TPR può essere ottenuto solo previa misurazione degli scatter factors in acqua e in aria.

L'elettrometro del fantoccio MP3-M (chiamato TANDEM), a differenza dell'elettrometro di DoseView 3D, possiede doppio canale separabile, il che permette il collegamento di rivelatori con tensioni non zero e diverse tra di loro. Ad esempio, con TANDEM si potrebbero collegare una camera a ionizzazione di riferimento PTW alla tensione di 400 V ed una camera "field" Exradin (tensione di 300 V), mentre l'elettrometro Standard Imaging richiede il collegamento di due camere alimentate alla stessa tensione. Inoltre, l'elettrometro TANDEM può essere utilizzato anche nelle misure puntuali di dosimetria assoluta in acqua. Se si impiega DoseView 3D, nel caso di misure di dosimetria assoluta in acqua è necessario sostituire l'elettrometro utilizzato per dosimetria relativa con quello adatto alle misure puntuali, ovvero Standard Imaging SuperMAX.

Nella procedura di posizionamento al punto effettivo di misura dei rivelatori si è visto essere più pratica la soluzione offerta da PTW con supporto TRUFIX (figura 4.3). TRUFIX fornisce all'operatore un alloggiamento dedicato per ciascun rivelatore prodotto dalla ditta PTW, permettendo un set-up più riproducibile rispetto a DoseView 3D, dove l'operatore deve eseguire una correzione via software dopo aver posizionato la camera.



Figura 4.3 Il sistema di posizionamento TRUFIX. Si possono notare nell'immagine i vari inserti adatti a ciascun rivelatore prodotto da PTW.

La gestione del montaggio e smontaggio delle camere è risultata più agevole per l'operatore nel fantoccio MP3-M, in quanto privo delle barre pressofuse in alluminio sul suo margine superiore. Questo telaio rigido in alluminio, invece presente in DoseView 3D, con funzioni di supporto per gli assi di scansione dei rivelatori, non garantisce una comoda visuale all'operatore durante il setup per le misurazioni soprattutto a SSD inferiori a 100 cm.

4.2 CONFRONTO TRA I RIVELATORI

Diamond Detector si è dimostrato essere il rivelatore più versatile in quanto può essere impiegato per le misurazioni in tutte le condizioni sperimentali ottenendo un buon segnale non affetto da rumore. In particolare, Diamond Detector può essere utilizzato nei campi dalle dimensioni 1 cm x 1 cm fino a quelle 40 cm x 40 cm senza dover adoperare particolari accorgimenti come la schermatura del rivelatore (come ad esempio accade nei diodi) o l'applicazione di fattori di correzione. È un rivelatore di riferimento per i piccoli campi permettendo, come dichiarato dal manuale, di eseguire misure di dose anche per campi inferiori a 1 cm x 1 cm, applicando opportuni coefficienti di correzione. È inoltre caratterizzato da una bassa dipendenza dall'energia e dal dose-rate. Altre caratteristiche degne di nota che contraddistinguono Diamond Detector rispetto ad altri rivelatori considerati in questo studio sono la resistenza al danno da radiazione (stabilità a lungo termine), la bassa dipendenza dalla temperatura e la bassa dipendenza angolare. [15]

La camera PinPoint può essere utilizzata per campi nel range tra 2 cm x 2 cm e 7 cm x 7 cm; fuori da questo intervallo il segnale si presenta particolarmente rumoroso. In generale, il segnale raccolto dalla camera PinPoint è più basso rispetto a quello acquisito da altri rivelatori e ciò produce un segnale di bias in corrispondenza delle code dei profili, particolarmente evidente su campi piccoli come il 2 cm x 2 cm (Fig. 3.12).

La camera Semiflex può essere impiegata per i campi nel range di dimensioni tra 4 cm x 4 cm e 40 cm x 40 cm; al di sotto di questo range, sarebbe necessario l'utilizzo di fattori di correzione elevati tali da produrre una misura artefatta. Nell'acquisizione dei profili, in particolare per i campi FFF, è necessario posizionare la camera con orientamento verticale per evitare l'irradiazione del cavo di collegamento. Tali

accorgimenti sul posizionamento della camera a ionizzazione sono riportati nel protocollo dosimetrico IAEA 483 e sono stati descritti nel paragrafo 1.5.4 di questo studio.

Il diodo si distingue dagli altri rivelatori per la miglior risoluzione spaziale avendo un'area sensibile di 1 mm^2 rispetto, ad esempio, ai 4 mm^2 del Diamond Detector. Una risoluzione spaziale di tale entità permette al diodo di non sovrastimare i campi nell'acquisizione dei profili. Tuttavia, il diodo può essere impiegato nelle misurazioni di campi nel range tra $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ e $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ in caso di assenza di schermatura; se invece il diodo viene schermato, allora il range di applicazione si può estendere a campi delle dimensioni $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$.

CONCLUSIONI

Alla luce di quanto raccolto e discusso nei capitoli di questo lavoro di tesi, si evince quanto le moderne tecniche di radioterapia a fasci esterni erogabili da un acceleratore lineare rappresentino una sfida nelle procedure di commissioning dei fasci per rendere la macchina clinicamente utilizzabile. In particolare le tecniche ad alto dose-rate per trattamenti ipo-frazionati e le modalità di erogazione ad intensità modulata, basate sull'impiego di campi di trattamento di piccole dimensioni spaziali, impongono di avere a disposizione della strumentazione dosimetrica dotata di caratteristiche minime e necessarie per modellizzare adeguatamente i fasci di fotoni.

Gli strumenti fondamentali per poter effettuare il commissioning dei fasci prodotti da un acceleratore lineare medicale sono rappresentati da un fantoccio ad acqua, di dimensioni tali da poter valutare campi di trattamento fino alla dimensione massima (40 cm x 40 cm), e un insieme di rivelatori per l'acquisizione di curve di dose relativa e per misure di dose puntuale. Il fantoccio ad acqua deve permettere l'alloggiamento dei rivelatori a disposizione ed avere opportune guide che consentano di acquisire curve di dose relativa mediante una scansione del rivelatore lungo una delle tre dimensioni spaziali. In particolare l'alloggiamento del rivelatore in acqua deve essere riproducibile e il segnale di carica raccolto deve essere stabile e accurato, elaborato successivamente da un elettrometro dedicato. Il segnale raccolto dal rivelatore a scansione viene di norma corretto attraverso l'acquisizione di un segnale di riferimento, raccolto da una camera a ionizzazione posizionata sotto fascio ma in aria.

L'elettrometro in dotazione al fantoccio ad acqua dovrebbe essere possibilmente a doppio canale separabile, in modo da poter polarizzare diversi rivelatori (di scansione e di riferimento) con tensioni non nulle e di valore differente.

Il software proprietario del fantoccio ad acqua dovrebbe consentire il centramento di un rivelatore all'interno del campo erogato a due profondità diverse contemporaneamente, così da poter verificare una eventuale inclinazione del fascio radiante rispetto all'asse centrale del fantoccio. Da questa valutazione, poi, dovrebbe fornire la possibilità di correggere finemente il posizionamento del rivelatore in asse.

Per quanto riguarda la scelta dei rivelatori, per tutte le energie, è necessario avere a disposizione prima di tutto una camera a ionizzazione di tipo Farmer per la calibrazione dei fasci e delle camere monitor del linac, per il campo di riferimento 10 cm x 10 cm. Nel caso di campi fuori dalle dimensioni standard, e soprattutto per campi piccoli e fasci di tipo FFF, è necessario avere a disposizione un rivelatore versatile, dal segnale riproducibile, soggetto ad un basso rumore di fondo e le cui dimensioni e materiale costituente non perturbino significativamente il valore di carica raccolta. Come evidenziato da questo lavoro di tesi, quello basato su diamante sintetico si presenta come uno dei rivelatori che possiede le proprietà desiderate per scansioni e valutazioni di fattori campo, per i fasci standard e non standard.

Le considerazioni a cui si è giunti in questo lavoro sono relative allo stato dell'arte attuale e agli strumenti di misura disponibili presso l'Azienda ULSS 5 "Polesana". Se in futuro saranno introdotte nuove tecniche d'erogazione in radioterapia con fasci esterni o nuove tipologie di rivelatori e fantocci ad acqua, sarà opportuno rivedere le caratteristiche dei sistemi necessari per la dosimetria.

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

1. G. Guzzi, R. Morra, A. Fasciolo, A. Morlando, F. Lepone, D. Spiniello, V. Visciano, M. Castaldi - La Moderna Radioterapia, Aspetti pratici ed innovazioni tecnologiche – 2014
2. D. Greene – Linear Accelerators for Radiation Therapy – 1986
3. E. Donno, A. Papaleo, E. Cavallera, S. Leo, D. Russo – Novità in Radioterapia : Flattening Filter Free – 2017
4. International Atomic Energy Agency – Technical Reports Series No. 483, Dosimetry Of Small Static Field used in External Beam Radiotherapy, An International Code Of Practice For Reference And Relative Dose Determination – 2017
5. Elekta – Agility and Integrity Release 3.0: Treatment planning information , User Manual – 2012
6. Elekta – Elekta Medical Linear Accelerator, Istruzioni per l'uso – Modalità clinica per : Precise Digital Accelerator, Elekta Synergy Platform, Elekta Infinity and VersaHD with Integrity R4.0.0 – 2017
7. Standard Imaging – DoseView 3D, User Manual – 2020
8. Standard Imaging – DoseView 3D – 2020
9. PTW-Freiburg – MP3-M Therapy Beam Analyzer, User Manual – 2003
10. PTW-Freiburg – MEPHYSTO mc² Baseversion, User Manual – 2005
11. PTW-Freiburg – DETECTORS Including Codes of Practice – 2012
12. Standard Imaging – Exradin Ion Chambers Thimble Ionization Chambers, User Manual – 2019
13. Radiation Products Design, Inc – Exradin Model A28, 0,125cc, Scanning Chamber – 2019
14. PTW-Freiburg – microDiamond Synthetic Diamond Detectors OVERVIEW – 2012
15. G. Reggiori, A. Stravato, M. Pimpinella, F. Lobefalo, V. De Coste, A. Fogliata, P. Mancosu, F. De Rose, V. Palumbo, M. Scorsetti, S. Tomatis – Use of PTW-microDiamond for relative dosimetry of unflattened photon beams – 2017

RINGRAZIAMENTI

Desidero ringraziare la Dott.ssa Bellan, correlatrice di questa tesi, per la grande disponibilità e cortesia dimostratemi, e per tutto l'aiuto fornito durante la stesura.

Un sentito ringraziamento ai miei genitori e a mio fratello Sebastiano che, con il loro sostegno morale ed economico, mi hanno permesso di raggiungere tale traguardo.