

ALMA MATER STUDIORUM · UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

Scuola di Scienze
Dipartimento di Fisica e Astronomia
Corso di Laurea Magistrale in Fisica

**COMMISSIONING DI UN DISPOSITIVO
REAL-TIME PER DOSIMETRIA IN
VIVO**

Relatore:
Prof.ssa Maria Pia Morigi

Presentata da:
Agnese Chendi

Correlatore:
Dott. Gabriele Guidi

Anno Accademico 2016/2017

Al mio nonno

Abstract

Il lavoro di tesi si è svolto presso il Dipartimento di Fisica Medica ed il reparto di Radioterapia Oncologica dell'Azienda Ospedaliero Universitaria di Modena ed ha come scopo la caratterizzazione di un dispositivo per dosimetria in vivo (Dolphin, IBA). Questo *detector* permette di verificare la fluenza erogata dal LINAC, in tempo reale, durante la terapia, ottenendo così una dosimetria *real-time*, per l'appunto denominata *in vivo dosimetry*.

Il nuovo sistema è stato integrato su due acceleratori lineari Synergy Elekta, installati a Modena e a Carpi. Tramite misure dosimetriche, si è analizzata l'influenza che il *detector* comporta sul fascio radiante di fotoni, valutando le curve di PDD, i profili e la dose assoluta. Durante il lavoro di tesi, sono stati modellizzati i dati sperimentali dei LINAC, acquisiti durante le misure dosimetriche in acqua, con e senza l'introduzione di Dolphin. I diversi modelli ottenuti sono stati messi a confronto al fine di valutare la loro coerenza nel simulare la distribuzione di dose dei due acceleratori in presenza o meno del nuovo dispositivo. La compatibilità tra i modelli permette di simulare i piani di trattamento con un sistema di calcolo basato su uno solo di essi.

Per un'ulteriore verifica della coerenza tra i modelli, sono state eseguite acquisizioni sperimentali di dose erogata su un fantoccio, tramite due strumenti: Dolphin e una matrice di camere a ionizzazione posizionata sul lettino. Le distribuzioni di dose così ottenute sono state confrontate con quelle simulate, tramite l'analisi gamma. Per entrambi gli strumenti, sono stati ottenuti risultati soddisfacenti, ovvero con valori gamma, in media, superiori al 95%. Inoltre, sono state confrontate le distribuzioni di dose dei due diversi dispositivi al fine di valutarne la coerenza.

Infine, sono stati eseguiti interconfronti tra i risultati dell'analisi gamma ottenuti con i due acceleratori che, al termine di questo lavoro, sono considerabili "gemelli" in quanto non si riscontrano discrepanze significative né dal punto di vista dosimetrico né di pianificazione.

Indice

Indice acronimi	iv
Introduzione	1
1 Valutazioni dosimetriche per il <i>commissioning</i> di un dispositivo per dosimetria in vivo	3
1.1 L'acceleratore lineare in radioterapia	3
1.2 Dolphin e il software Compass	7
1.2.1 Performance e specifiche tecniche del dispositivo Dolphin	9
1.3 Le misure dosimetriche	10
1.3.1 Source Detector Distance, SDD	10
1.3.2 Percentage Depth Dose, PDD	11
1.3.3 Profili del fascio	14
1.3.4 Output e Output Factor (OF)	18
2 Materiali e metodi	20
2.1 I principali strumenti	20
2.2 Procedimento	22
3 Analisi dei dati acquisiti	27
3.1 La misura di SDD	28
3.2 Acquisizione delle curve PDD	29
3.3 Acquisizione dei profili	31
3.3.1 Risultati relativi al parametro delle dimensioni di campo	31
3.3.2 Risultati relativi al parametro di penombra	32
3.3.3 Risultati relativi alla <i>flatness</i>	34

3.3.4	Risultati relativi al parametro di simmetria	35
3.4	Acquisizione degli <i>Outputs</i>	37
4	La modellizzazione dei dati e il confronto tra i diversi modelli	40
4.1	Il confronto tra i modelli	49
4.1.1	Confronto tra le curve PDD	49
4.1.2	Confronto tra i profili	51
4.1.3	Confronto tra gli spettri energetici dei modelli	56
5	Verifica dosimetrica dei piani di trattamento	57
5.1	L'indice gamma per l'analisi dei dati dosimetrici	57
5.2	Analisi dosimetrica dei piani di trattamento	61
5.2.1	Analisi gamma tramite un software di calcolo volumetrico di dose	64
5.2.2	Analisi di mappe planari di dose: gamma e differenza assoluta . .	78
5.2.3	Confronto tra i valori gamma del software di calcolo volumetrico e quelli della matrice planare	86
6	Risultati e discussione	87
	Conclusioni	90
A	Dati acquisiti nelle misure sperimentali dei profili con e senza l'introduzione di Dolphin	91
A.1	Dati del parametro <i>dimensioni di campo</i>	94
A.2	Dati del parametro di <i>penombra</i>	95
A.3	Dati del parametro di <i>flatness</i>	97
A.4	Dati del parametro di <i>simmetria</i>	99
B	Confronto tra i modelli nei termini dei parametri di PDD e profili	101
B.1	Confronto di PDD tra i modelli	102
B.1.1	Confronto dati del parametro <i>build-up</i>	102
B.1.2	Confronto dati del parametro <i>fall-off</i>	103
B.2	Confronto di profili tra i modelli	104
B.2.1	Confronto dati del parametro <i>in field</i>	104
B.2.2	Confronto dati del parametro <i>penombra</i>	106
B.2.3	Confronto dati del parametro <i>out of field</i>	108

B.2.4	Confronto dati del parametro <i>flatness</i>	110
C	Analisi dosimetrica di piani di trattamento	112
C.1	Analisi tramite un software di calcolo volumetrico di dose	113
C.1.1	Misure eseguite a Modena	113
C.1.2	Misure eseguite a Carpi	119
C.2	Analisi di mappe planari di dose	120
C.2.1	Misure eseguite a Modena	120
C.2.2	Misure eseguite a Carpi	125
	Bibliografia	127
	Ringraziamenti	130

Indice acronimi

CC: Compute Dose

CT: Computed Tomography

CTV: Clinical Target Volume

FF: Flattening Filter

GTV: Gross Tumour Volume

IAEA: International Atomic Energy Agency

IBA: Ion Beam Applications

LINAC Linear Accelerator

MLC: Multi-Leaf Collimator

MU: Monitor Unit

OF: Output factor

PDD: Percentage Depth Dose

PTV: Planning Target Volume

QA: Quality Assurance

RC: Reconstruct Dose

ROI: Region Of Interest

RTPLAN: Radiotherapy Plan

SCD: Source Chamber Distance

SDD: Source Detector Distance

SSD: Source Surface Detector

TPS: Treatment Planning System

VMAT: Volumetric Radiation Therapy

Introduzione

La radioterapia si occupa di trattare forme tumorali diverse tramite radiazioni ionizzanti che interagiscono con le cellule dell'organismo vivente. Uno degli obiettivi principali dei trattamenti radioterapici è quello di ottimizzare la dose erogata in funzione della neoplasia, cercando di minimizzare la dose che colpisce i tessuti sani rispetto a quella che riceve il target tumorale. Dopo la localizzazione di quest'ultimo tramite tecniche di *imaging*, come la CT (*Computed Tomography*), e dopo le considerazioni del medico radioterapista, il fisico medico elabora il piano di trattamento tramite il *Treatment Planning System* (TPS), ottenendo una mappatura della distribuzione di dose. La dose depositata nel paziente, come in qualsiasi mezzo, varia con la profondità e questa variazione dipende, oltre che dalla densità, anche dall'energia del fascio, dalla distanza dalla sorgente e dal sistema di collimazione del fascio.

Il lavoro di tesi si è svolto presso l'Azienda Ospedaliero Universitaria di Modena, in collaborazione con l'Università di Bologna, ed ha come scopo la caratterizzazione del fascio radiante, in seguito all'integrazione sugli acceleratori, di un sistema per dosimetria in vivo, Dolphin (IBA). Tale introduzione potrebbe infatti comportare delle variazioni del fascio radiante, esse sono state quindi verificate e quantificate attraverso acquisizioni sperimentali *real-time*.

Di seguito è delineata la struttura del lavoro, suddiviso in sei capitoli.

- Nel primo capitolo, dopo una breve premessa sugli acceleratori lineari utilizzati in radioterapia, viene presentato il nuovo dispositivo per la dosimetria in vivo e le misure necessarie per il suo *commissioning*. Questo comporta la caratterizzazione del fascio radiante al fine di calcolare la distribuzione di dose in ogni punto nel paziente.

- Il secondo capitolo verte sulla descrizione degli strumenti utilizzati per le acquisizioni sperimentali e sul procedimento utilizzato nelle sessioni di misura, con immagini sinottiche dell'intero percorso di lavoro.
- Il terzo capitolo riporta l'analisi delle misure sperimentali acquisite con e senza l'integrazione dello strumento dosimetrico, quantificando le differenze che esso comporta sulle curve caratterizzanti del fascio radiante e l'attenuazione dovuta alla sua introduzione.
- Si procede nel quarto capitolo alla creazione di modelli differentemente ottimizzati, al fine di riprodurre il più fedelmente possibile le curve sperimentali, in modo da simulare una distribuzione di dose corretta. Il confronto di questi modelli comporta anche il confronto tra sistemi di calcolo. Infatti, si valuta la compatibilità tra le curve già ottimizzate da un TPS primario senza l'introduzione di Dolphin e quelle elaborate da un sistema di calcolo volumetrico di dose, indipendentemente dall'acceleratore utilizzato. Per tale motivo si modellizzano le misure acquisite con due acceleratori diversi: uno installato presso l'Azienda Ospedaliero Universitaria di Modena e l'altro presso l'Ospedale Ramazzini di Carpi.
- Nel capitolo 5, dopo una breve premessa teorica, si valuta l'accettabilità di alcuni piani di trattamento reali, ricalcolati su fantoccio, tramite analisi statistiche, con due tipi di software: uno che acquisisce mappe dosimetriche e l'altro che calcola una distribuzione volumetrica di dose.
- Infine, nel sesto capitolo sono riassunti e discussi i principali risultati ottenuti in questo lavoro di tesi.

Capitolo 1

Valutazioni dosimetriche per il *commissioning* di un dispositivo per dosimetria in vivo

In questo capitolo vengono descritte le misure di dosimetria necessarie a caratterizzare il fascio radiante di un acceleratore lineare di radioterapia, in seguito all'introduzione di un nuovo dispositivo *real-time*, Dolphin (IBA, *Ion Beam Applications S.A.*, Belgio). La caratterizzazione di quest'ultimo strumento, installato sull'acceleratore lineare, è il fulcro di questa tesi. Il *commissioning* è il processo con cui si caratterizzano la macchina e il fascio radiante. Solitamente le misure dosimetriche vengono acquisite in un fantoccio ad acqua o in un mezzo tessuto-equivalente, al fine di ottenere la distribuzione di dose più vicina possibile a quella reale, erogata durante un piano di trattamento radioterapico. Di seguito vengono descritte le misure dosimetriche eseguite durante la fase di *commissioning*, dopo una premessa teorica sul LINAC e sulle specifiche di Dolphin, che ha la peculiarità di essere un dispositivo per il cosiddetto *Online Treatment Monitoring* [1].

1.1 L'acceleratore lineare in radioterapia

Con il termine LINAC (*Linear Accelerator*) si intende un acceleratore di particelle cariche (elettroni) nel quale il fascio si muove lungo una traiettoria rettilinea ed è accelerato da onde elettromagnetiche nel *range* delle microonde ($\lambda = 10\text{ cm}$) di frequenza

intorno ai 3000 MHz. In particolare gli acceleratori utilizzati per questo lavoro di tesi sono Synergy della casa costruttrice Elekta, come quello mostrato in figura 1.1, collocati in una stanza schermata con pareti di cemento e piombo. Il fascio di elettroni ad alta energia ($E_0 > 1\text{MeV}$) può essere utilizzato per il trattamento di tumori superficiali (fino circa a una profondità di 70 mm) o può essere diretto contro un bersaglio ad elevato numero atomico per la produzione di fasci di fotoni ad alta energia, al fine di trattare tumori posti in profondità. I tipici LINAC impiegati in radioterapia sono in grado di produrre fasci di elettroni con energie che variano da 6 MeV a 21 MeV mentre per i fotoni si hanno 4 MV, 6 MV, 10MV, 15 MV e 18 MV. Nelle acquisizioni trattate nei capitoli seguenti è impiegato un fascio di fotoni di energia pari a 6 MV.



Figura 1.1: Immagine tipo di un acceleratore lineare Synergy Elekta.

In figura 1.2 sono mostrate schematicamente le componenti essenziali di un acceleratore lineare utilizzato in ambito radioterapico. Il LINAC include due parti principali: una struttura fissa e una parte mobile, denominata *gantry*, fissata alla prima e ruotante attorno all'isocentro per un arco completo di 360° . L'isocentro è l'intersezione tra l'asse di rotazione del gantry e l'asse centrale del fascio e risulta posto a 100 cm dalla sorgente dei raggi X. La *guida d'onda* e la *sezione acceleratrice* sono alloggiate nel gantry.

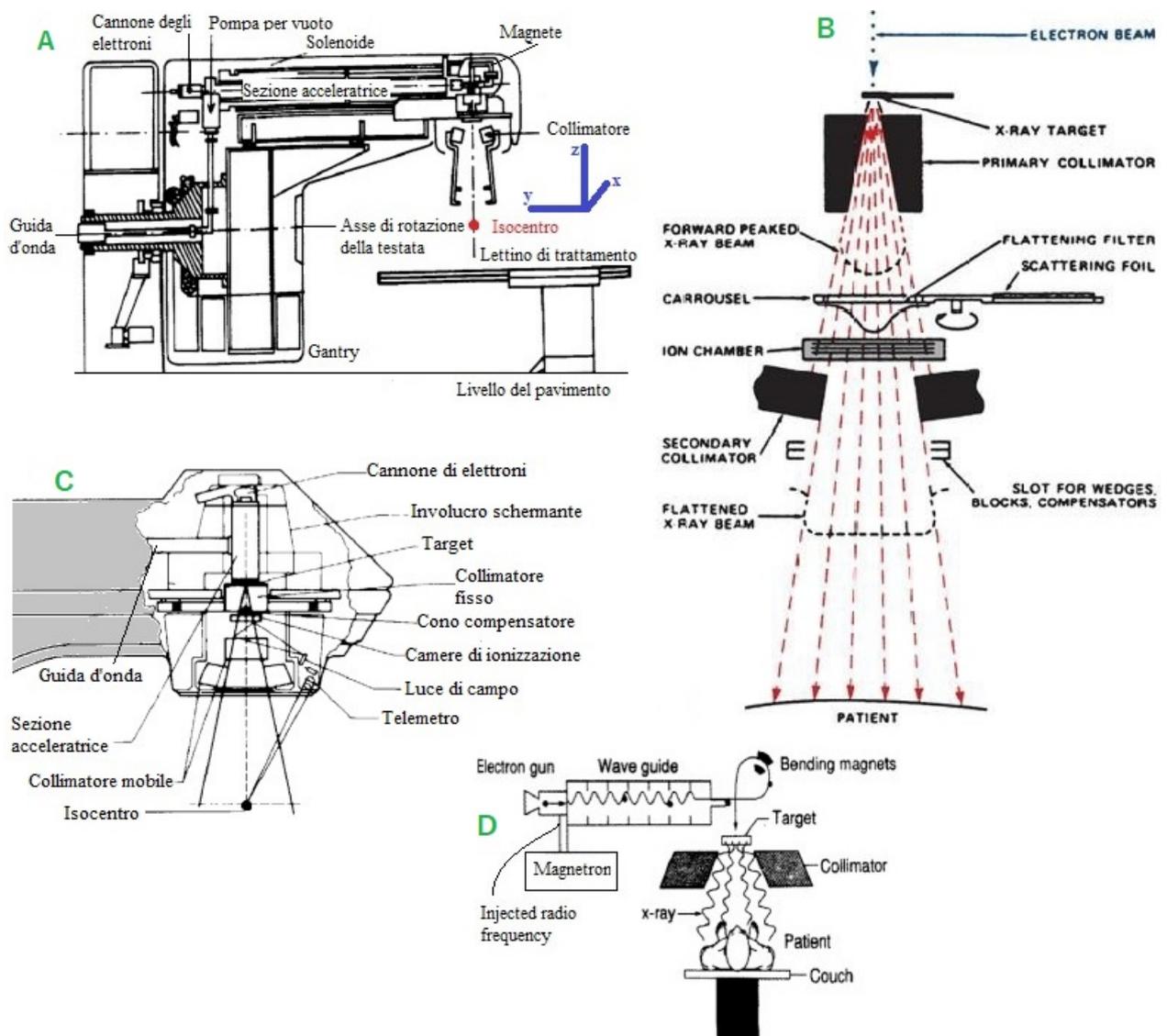


Figura 1.2: (A) Rappresentazione schematica di un LINAC con le principali componenti e il sistema di riferimento. (B) Semplificazione del percorso del fascio fotonico dal target al paziente. (C) Schema illustrativo delle componenti della testata di un LINAC. (D) Schematizzazione dell'intero percorso del fascio radiante di un acceleratore utilizzato in radioterapia.

Per poter essere accelerato il fascio di elettroni deve trovarsi in una relazione di fase con i campi elettromagnetici avendo, in questo modo, un guadagno di energia in grado di accelerare le particelle. La produzione di elettroni avviene nel *cannone elettronico*,

detto anche *gun*, che per effetto termoionico produce elettroni di circa 50 keV, mentre le onde di radiofrequenza acceleratrici sono prodotte dal *magnetron*. Mediante la guida d'onda, le microonde sono convogliate nella sezione acceleratrice in modo da fare coincidere il loro ingresso con quello degli elettroni iniettati in essa dal *gun*. In questo modo gli elettroni sono sempre sottoposti a un campo che li accelera seguendo traiettorie rettilinee in un tubo orizzontale, suddiviso in cavità risonanti da diaframmi, attraversando i quali aumenta la loro energia. All'interno della struttura accelerante è mantenuta una pressione molto bassa (10^{-6} Pa) mediante una *pompa ionica* in modo che gli elettroni non perdano energia in collisioni con elementi presenti nella guida d'onda.

Gli elettroni che fuoriescono dalla struttura accelerante con energia E_0 tendono a divergere ed entrando nella *testata* del LINAC vengono focalizzati in modo da avere un fascio in uscita di circa 3 mm di diametro, denominato a *pencil beam* (pennello elettronico). Inoltre gli elettroni vengono deflessi da un *magnete* che "piega" il fascio orientandolo verso il *lettino*. Per ottenere i fasci fotonici in uscita dalla testata, si utilizza il *x-ray target*, o semplicemente denominato *target*. Esso è una lamina in oro (o tungsteno) che decelera gli elettroni e, per il fenomeno di Bremsstrahlung, produce un fascio di fotoni con spettro continuo. Successivamente il fascio di fotoni attraversa il *collimatore primario*, che permette di dare la tipica forma conica al fascio per non avere una diffusione isotropa, come si può vedere nella figura 1.2 (B). In questo modo il profilo del *beam* ottenuto ha un andamento "a campana" che viene uniformato utilizzando un *flattening filter* (FF) che omogeneizza il fascio e il cui effetto è visibile in figura 1.3.

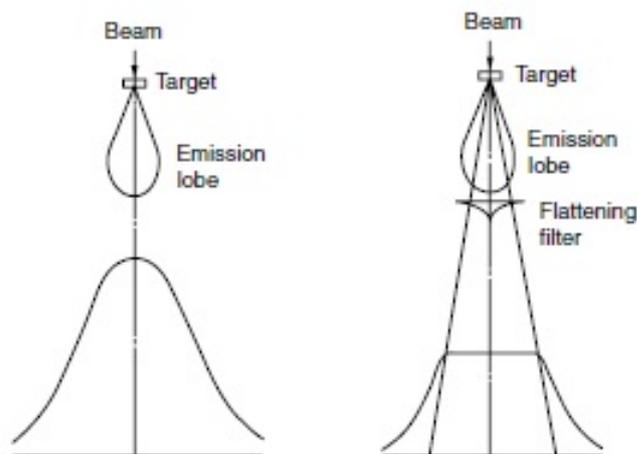


Figura 1.3: Schema dell'effetto del *flattening filter* su un fascio di fotoni.

Successivamente il fascio attraversa due *camere a ionizzazione* a piani paralleli che quantificano la dose erogata al paziente, la quale si misura in MU (unità monitor). Si ha poi la necessità di dare una forma ben precisa al fascio in modo che sia più vicina possibile a quella del target tumorale in modo da non irradiare inutilmente i tessuti sani e danneggiarli. A tale scopo si utilizzano i collimatori mobili, che sono di due tipi: i *jaws*, blocchi in piombo che conformano il fascio nelle direzioni X e Y e il *Multi-Leaf-Collimator* (MLC), costituito da coppie di lamelle opposte, mobili e indipendenti. Le lamelle hanno un ampio utilizzo nelle tecniche conformazionali in quanto modulano il fascio nelle tre dimensioni. Come ultime componenti, si hanno la *luce di campo* e il *telemetro*, che forniscono informazioni sulle dimensioni del campo e sulla distanza della sorgente dal lettino, essenziali per il corretto posizionamento del paziente.

1.2 Dolphin e il software Compass

IBA ha sviluppato acceleratori di particelle per il mondo medico e industriale e ha interessi nella dosimetria radioterapica. Dolphin, visibile in figura 1.4, è realizzato per il *pre-treatment* e per i controlli di qualità (QA, *Quality Assurance*), in particolare per la valutazione dell'accuratezza della dose erogata. Ad oggi non è possibile l'utilizzo di questo dispositivo durante i trattamenti radioterapici dei pazienti, in quanto sono necessari, da un lato, il consenso da parte delle case costruttrici dei LINAC, e dall'altro, studi più approfonditi sull'influenza che esercita nell'erogazione.

In un articolo del 2014, *Physics connect* [6] riporta le parole con cui la casa costruttrice ha presentato il nuovo detector dosimetrico: "*Online treatment monitoring: Online Care, Online Control, Online Confidence*". Si presuppone che la misura della dose avvenga direttamente durante l'erogazione e che sia trasmessa tramite wireless alla console di calcolo e che il design del dispositivo sia confortevole per il paziente, *Online Care*. Il dispositivo permette una valutazione di ogni frazione erogata del trattamento, *Online Control*. Il software di calcolo volumetrico di dose, denominato Compass, è connesso al dispositivo ed analizza automaticamente le frazioni erogate confrontandole con il piano di trattamento simulato dal TPS (*Treatment Planning System*) restituendone i risultati. *Online Confidence*, in quanto l'intero trattamento è erogato in modo sicuro e controllato, frazione per frazione e anche nel suo insieme.

Compass permette di calcolare la dose erogata al paziente sulla base delle curve di dose implementate nel *Beam commissioning*, che caratterizzano l'acceleratore, denominando questo calcolo *Compute Dose*. Inoltre questo software di calcolo secondario, con cui non è possibile simulare un piano di trattamento, permette di acquisire la dose erogata e di ricalcolarla sul modello del fascio implementato in modo da avere una *Reconstruct Dose*. Risulta anche possibile il calcolo della risposta del detector, in termini di conteggi, tramite l'RTPLAN (*Radiotherapy Plan*) e il modello del fascio, *Predict Response*. Dopo il calcolo delle distribuzioni volumetriche di dose è possibile confrontarle tramite l'analisi gamma e la differenza di dose.

Per capire meglio la struttura e il funzionamento di Dolphin si illustrano le caratteristiche fondamentali nel paragrafo seguente.

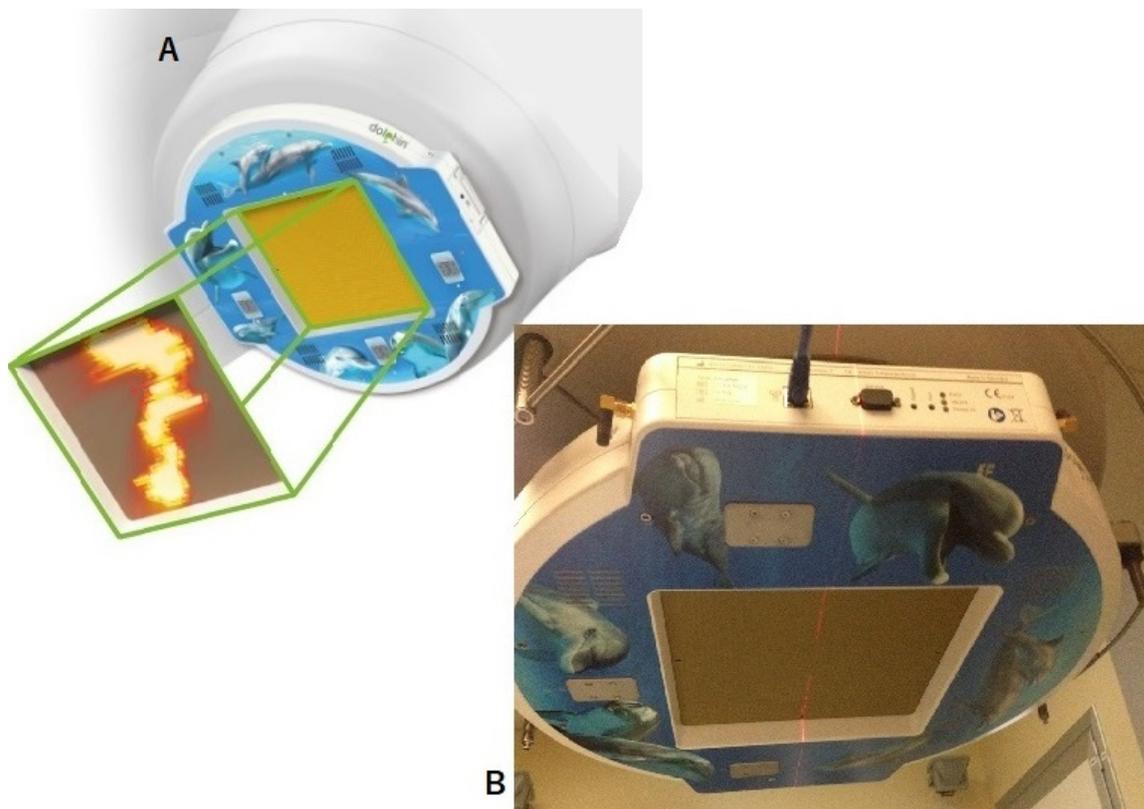


Figura 1.4: (A)Immagine del dispositivo Dolphin attaccato a una testata radiante e rappresentazione di un'ipotetica slice della modulazione d'intensità ricostruita da Dolphin (proiezione in verde). (B)Immagine reale del dispositivo installato sul Synergy di Modena.

1.2.1 Performance e specifiche tecniche del dispositivo Dolphin

Dolphin è un detector che si integra alla testata dell'acceleratore ed è composto da un array bidimensionale di camere a ionizzazione. Il dispositivo funziona a batteria in modo da permettere qualsiasi rotazione del gantry e posizione del lettino senza avere problemi con i cavi. Ha dimensione pari a $40 \times 40 \text{ cm}^2$, ma l'area di misura attiva è ridotta a $24 \times 24 \text{ cm}^2$. Il detector consiste in una griglia di 1513 camere a ionizzazione a piani paralleli e un diodo al centro. Questa griglia è caratterizzata da tre diverse densità di camere: nell'area centrale di $14 \times 14 \text{ cm}^2$, sulle diagonali e sugli assi principali, le camere a ionizzazione distano tra loro 5 mm mentre al di fuori di queste zone sono disposte sfalsate tra loro e a distanza di 10 mm , come visibile in figura 1.5. Inoltre Dolphin è dotato di un sensore angolare, di pressione e di temperatura. Le specifiche tecniche di Dolphin, secondo le indicazioni della ditta costruttrice IBA, sono riportate in modo dettagliato nella tabella in figura 1.6.

L'introduzione di Dolphin comporta variazioni al fascio radiante, in termini di attenuazione, un'influenza sulle curve di *depth dose* e profili. Le differenze che comporta sono oggetti di analisi e quantificazione di questo documento. La presenza del detector riduce lo spazio tra il gantry e il lettino e questo potrebbe essere un problema quando, in particolari situazioni, la testata ruota molto vicino al paziente.

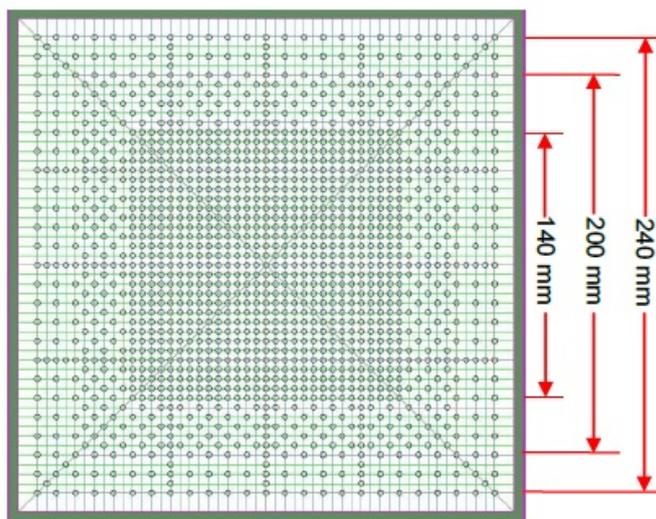


Figura 1.5: Schema della matrice di camere a ionizzazione di Dolphin in cui sono visibili i tre livelli di densità dei sensori.

Sensor type	Air-vented parallel ion chamber
Number of sensors	1513 chambers (plus 1 diode)
Active measurement area	24 × 24 cm ²
Chamber diameter	3.2 mm
Chamber height	2.0 mm
Chamber volume	0.016 cm ³
Distance between chambers	5 mm in the inner 15 cm × 15 cm field, 10 mm in the outer area; See Section 3.2.1 chamber layout
Nominal sensitivity	1.8 nC/Gy measured in transmission in the detector central area when delivering 1 Gy at isocenter and 5 cm depth with a 10 cm × 10 cm field and 6 MV photons.
Minimum Dose Rate ^(a)	0.1 Gy/min
Dose Rate Dependence	± 1.0%
Minimum dose ^(a)	0.01 Gy
Dose Linearity	± 1.0%
Bias voltage	500 ± 30 V
Water equivalent depth of the absorber material buildup in Dolphin	4.7 mm RW3, density: 1.045 g/cm ³ , below of surface, indicated by an engraved marker on the side of the housing

Figura 1.6: Caratteristiche tecniche del detector Dolphin.

1.3 Le misure dosimetriche

1.3.1 Source Detector Distance, SDD

Compass, software interfacciato con Dolphin, durante il processo di *Detector set-up*, richiede la tipologia di acceleratore utilizzato e la distanza tra la sorgente del LINAC e le camere a ionizzazione di Dolphin, ovvero la SDD (*Source Detector Distance*). Prima di eseguire qualsiasi misura è quindi necessario definire questo parametro. Al fine di determinare la SDD è stata adottata la seguente procedura: si eseguono misure di profilo di campi quadrati di diverse dimensioni e, variando il valore di SDD, si cerca di ottenere dimensioni di campo simili a quelle ottenute senza Dolphin. Per eseguire le misure, si considera inizialmente il valore di riferimento di *Source Detector Distance*

riportato nel manuale di IBA [1], pari a 58.5 cm per un acceleratore Elekta Synergy. La determinazione corretta del parametro di SDD permette una modellizzazione accurata della contaminazione elettronica. Essa consiste in elettroni, prodotti dal fascio di raggi X incidente sul filtro omogeneizzatore, sui collimatori primari e secondari, che hanno un'energia tale da consentire loro di penetrare nel fantoccio fino ad alcuni centimetri di profondità. In figura 1.7 si può vedere una rappresentazione schematica della misura di questo parametro.

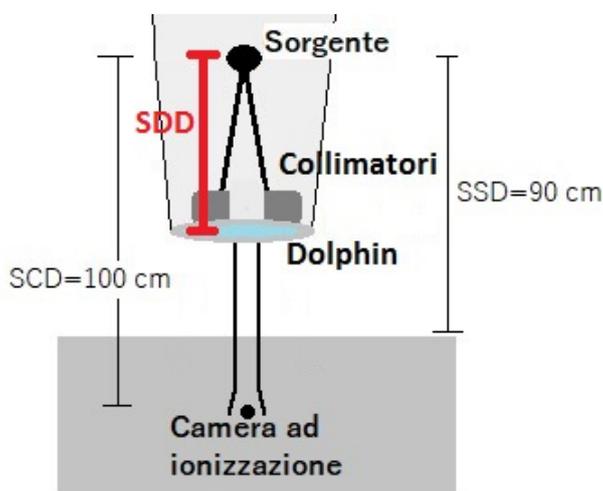


Figura 1.7: Schema della misura di SDD.

1.3.2 Percentage Depth Dose, PDD

Un fascio di fotoni che si sta propagando attraverso un fantoccio o un paziente è soggetto a fenomeni di attenuazione e scattering. Una misura diretta della distribuzione di dose in vivo è impossibile da effettuare, ma è indispensabile che essa sia nota con precisione e accuratezza. Per questo motivo lo studio della curva di trasmissione della dose in profondità, espressa in percentuale rispetto al valore massimo (PDD: *Percentage Depth Dose*), è uno dei principali strumenti descrittivi del fascio di radiazione. La PDD è una misura relativa in quanto è definita come il rapporto fra la dose (D) a una profondità stabilita (d) e quella alla profondità della dose massima (d_{max}). I valori di PDD sono dati dall'equazione 1.1 e sono misurati secondo lo schema 1.8.

$$PDD(d, A, SSD) = \frac{D(d, A, SSD)}{D(d_{max}, A, SSD)} * 100 \quad (1.1)$$

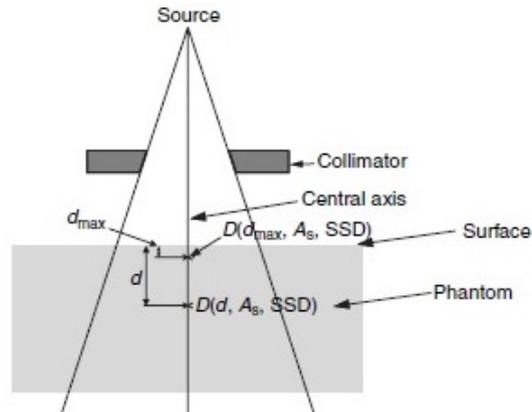


Figura 1.8: Considerazioni geometriche per la misura e il calcolo della curva PDD.

Le curve di dose in profondità non sono ovviamente misurate su un paziente, ma in un fantoccio ad acqua, considerabile come tessuto-equivalente. Dalle misure di questo parametro è possibile conoscere l'andamento della dose assorbita in funzione della profondità e in questo modo sapere la profondità di *build-up* a cui si osserva il valore di assorbimento massimo, ovvero il 100 % della curva di PDD. Una tipica curva di *depth dose* è riportata in figura 1.9 ed è suddivisibile in due regioni: la prima di *build-up*, che va dalla superficie del fantoccio fino alla profondità di massima dose e la seconda zona, detta di *fall-off*, che comprende tutti i valori di dose a profondità maggiori della d_{max} .

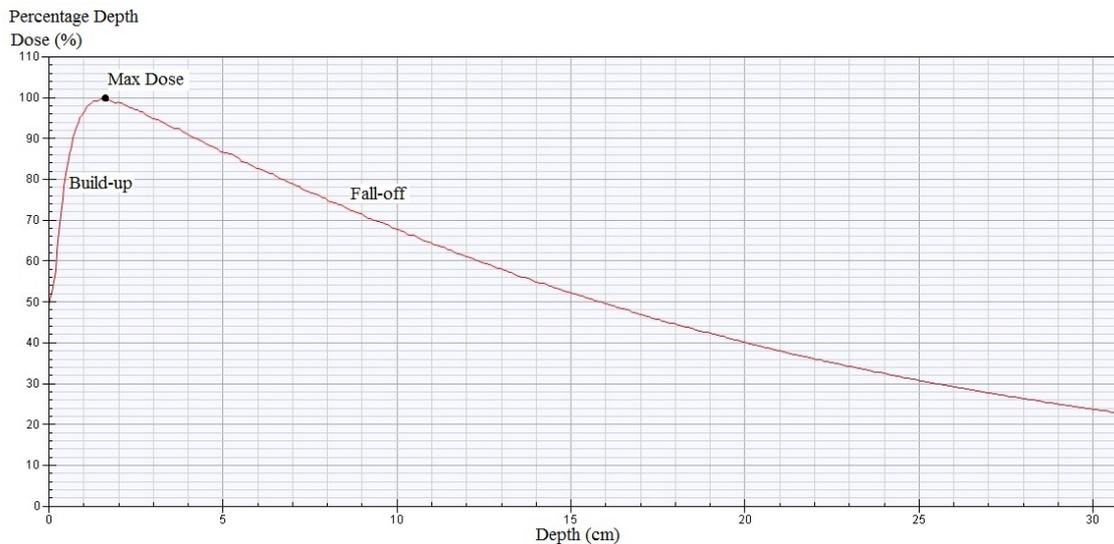


Figura 1.9: Curva PDD di un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e un fascio di energia 6 MV.

Il punto di *max dose* si raggiunge a profondità diverse in funzione del cammino libero medio dei secondari e quindi dell'energia del fascio primario, ad esempio circa pari a 1.6 cm per un fascio di 6 MV e a 2.1 cm per un fascio di 10 MV. L'andamento decrescente (*fall-off*) è dovuto all'attenuazione della fluenza dei fotoni incidenti al crescere della profondità del mezzo attraversato. L'incremento della dose assorbita nei primi strati superficiali (zona di *build-up*), fino a d_{max} , deriva invece da effetti cumulativi delle energie depositate in questi strati dagli elettroni secondari liberati dai fotoni nel mezzo. Tali effetti sono prevalenti rispetto all'attenuazione che i fotoni comunque subiscono anche nei primi strati del mezzo attraversato.

L'andamento complessivo della curva della PDD dipenderà dall'energia del fascio e dalla dimensione del campo. In figura 1.10 si vede la dipendenza dei valori di PDD in funzione dell'energia e in figura 1.11 in funzione della dimensione di campo.

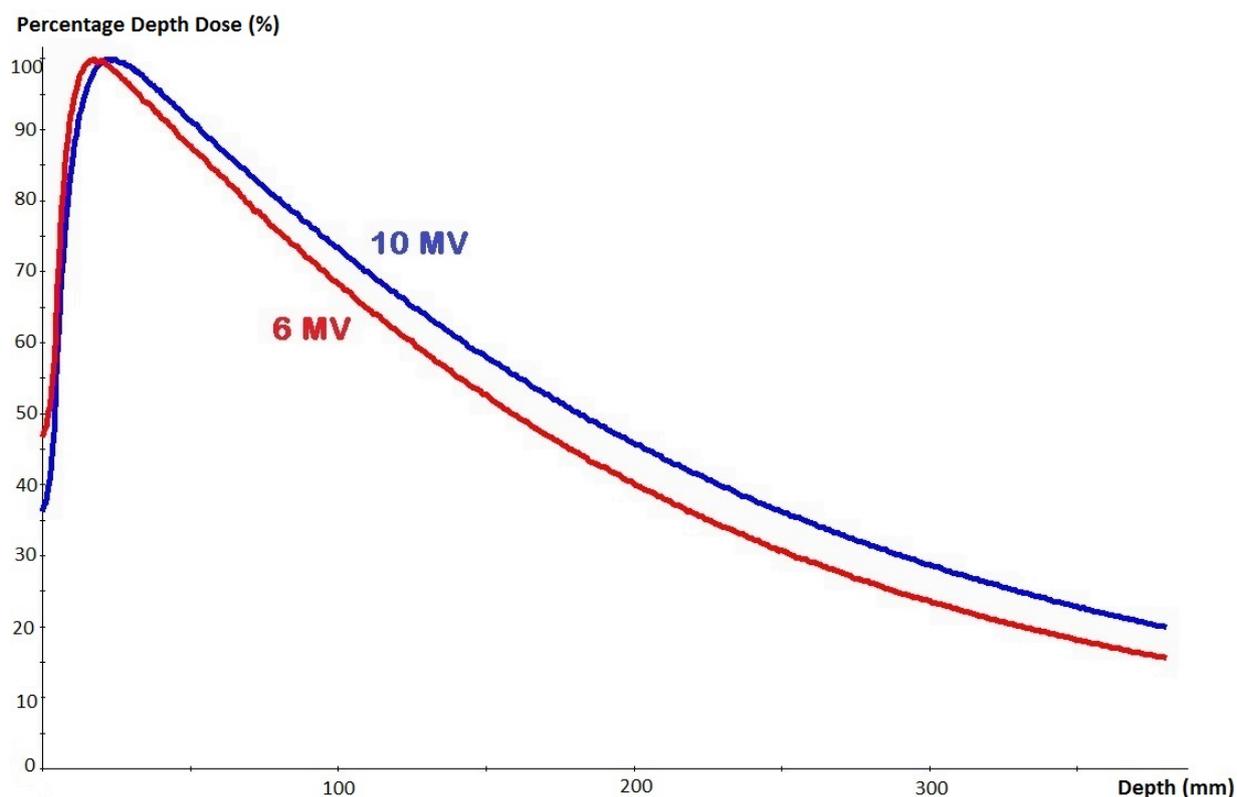


Figura 1.10: Confronto tra curve PDD relative ad energie di 6 MV e 10 MV per un campo 10x10 cm².

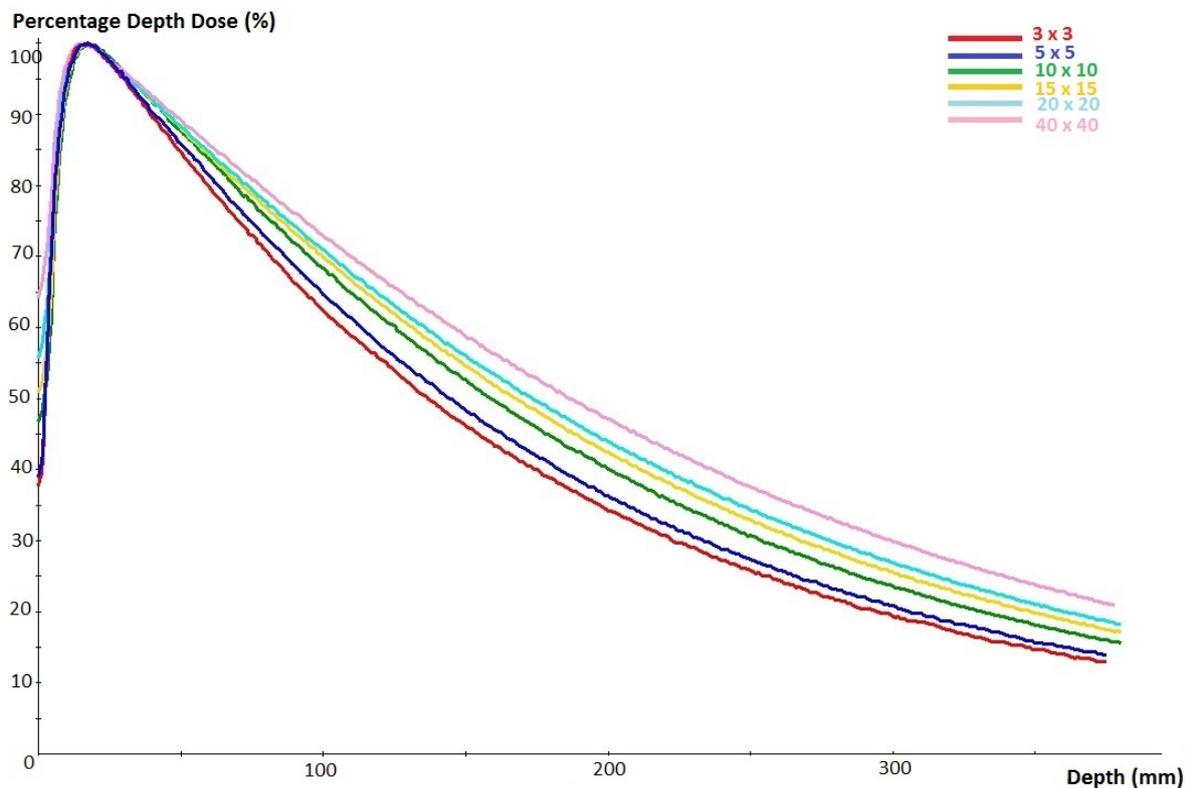


Figura 1.11: Confronto tra PDD per fotoni di 6 MV per diverse dimensioni di campo.

1.3.3 Profili del fascio

Il profilo rappresenta l'andamento della dose relativa in funzione della distanza dall'asse centrale del fascio. I profili si ottengono misurando la dose relativa perpendicolarmente all'asse centrale del fascio ad una data profondità nel fantoccio e nelle direzioni X (*Left-Right*) e Y (*Gun-Target*). Le profondità di misura convenzionalmente utilizzate durante i controlli annuali sono d_{max} e 10 cm; altre profondità vengono eseguite per configurare il sistema di pianificazione dei trattamenti (TPS, *Treatment Planning System*).

I profili del fascio sono costituiti da diverse zone, spiegate di seguito.

Le dimensioni geometriche del campo (FWHM, *Full Width at Half Maximum*) sono pari alla distanza tra i punti con un livello di dose del 50% e costituiscono una zona a sua volta divisibile in *flattened region*, dimensione interna all'80% della larghezza del campo, e *offset* che si estende dall'80% delle dimensioni del campo al bordo.

In aggiunta, le curve di profilo sono suddivisibili in tre regioni distinte: *in field*, penombra e *out of field*.

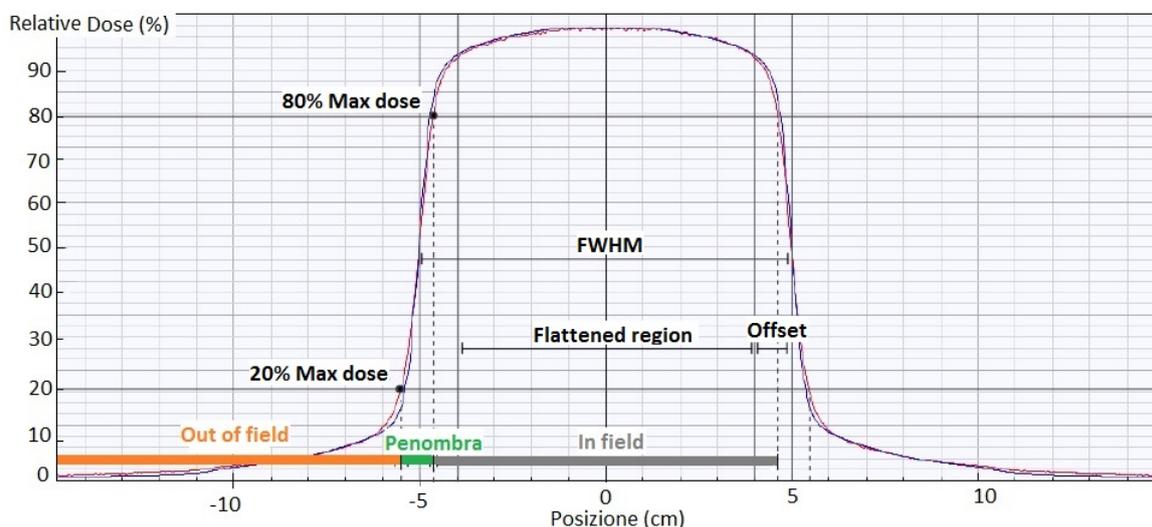


Figura 1.12: Andamento tipico di un profilo suddiviso nelle zone geometriche principali.

La regione *in field* rappresenta la porzione centrale del profilo che si estende dall'asse del fascio fino alla distanza a cui corrisponde l'80 % della dose massima.

La penombra è la distanza misurata in *cm* tra i punti che hanno un valore di dose pari a 80% e 20%, secondo la formula 1.2, ed è pari a 5-7 *mm* per il campo di riferimento 10x10 *cm*². Nella regione di penombra del profilo, la dose cambia rapidamente; il decadimento della dose attorno ai bordi geometrici del fascio ha una forma sigmoideale e dipende dall'energia del fascio, dalla SSD (distanza superficie-sorgente), dalla distanza sorgente-collimatore e dalla profondità nel fantoccio.

$$P = |x_{80\%} - x_{20\%}| \quad (1.2)$$

L'*Out of field* è la regione al di fuori del campo di radiazione, in cui la dose è bassa in quanto risulta dal fascio trasmesso attraverso il collimatore e gli schermi del LINAC.

Un esempio di profili di dose misurati alle varie profondità in acqua per diverse dimensioni di campo e per un fascio di fotoni di 6 MV è mostrato in figura 1.13, dove sono mostrati i campi 5x5 *cm*², 10x10 *cm*² e 20x20 *cm*². Dalla figura 1.13 si deduce che, aumentando la profondità di misura, la dose diminuisce. All'aumentare delle dimensioni

dei campi, a profondità piccole, i profili presentano delle spalle laterali, ad esempio per il campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alla profondità di d_{max} , in figura 1.13. L'artefatto delle spalle deriva dall'indurimento del fascio per la diversa attenuazione del FF (*flattening filter*), il cui effetto è visibile in figura 1.3. Quest'ultimo, a causa della sua forma di cono rovesciato, determina "le spalle" per i campi grandi in quanto il suo sottile spessore agli estremi attenua meno il fascio incidente.

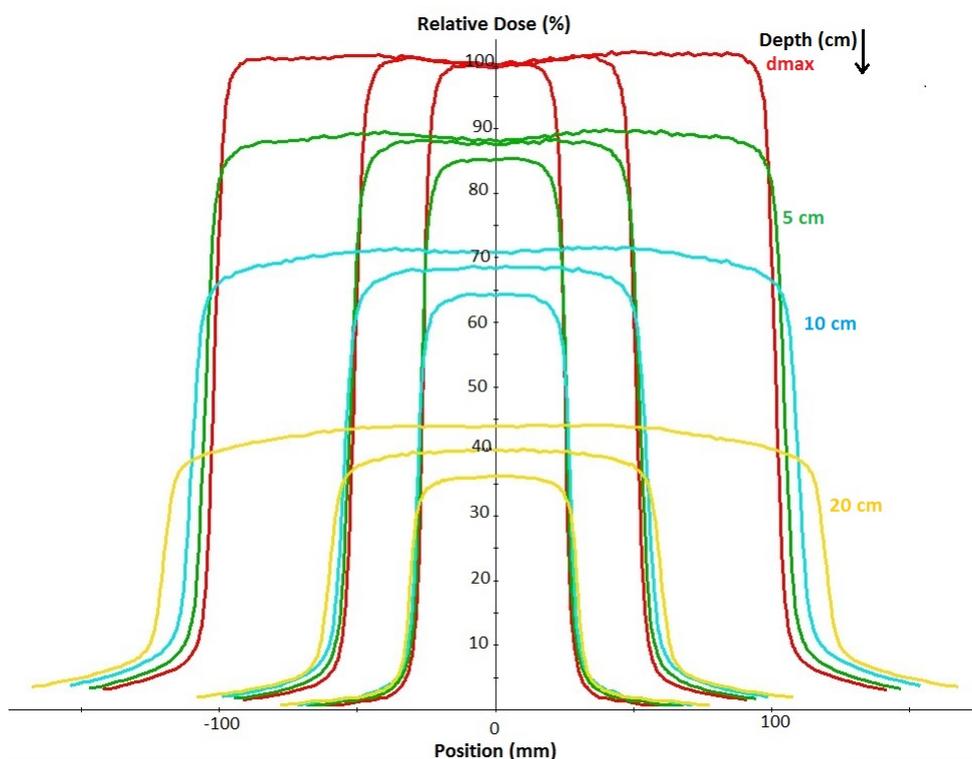


Figura 1.13: Profili di campi di varie dimensioni e a diverse profondità di acquisizione per un fascio di 6 MV.

Flatness e simmetria

Dallo studio dei profili di dose otteniamo importanti parametri descrittivi del fascio di radiazione: *flatness* e simmetria. Le seguenti due definizioni fanno riferimento alla figura 1.14.

La *flatness* del fascio viene valutata trovando il valore di dose massimo D_{max} e il minimo D_{min} sul profilo all'interno dell'area di *flattened width*. Le formule comunemente

utilizzate per il calcolo della *flatness* sono riportate nelle equazioni 1.3 e 1.4. Quest'ultima è la stessa utilizzata dal fornitore Elekta [9], secondo il quale il suo valore massimo deve essere pari a 106 %.

$$F = 100 * \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (1.3)$$

$$F = 100 * \frac{D_{max}}{D_{min}} \quad (1.4)$$

La simmetria S del fascio è invece definibile come il valore massimo dei rapporti tra le dosi di due punti spaziate simmetricamente dall'asse centrale (di posizione x e $-x$) ed è calcolabile tramite la formula 1.5 del fornitore Elekta [9]. In alternativa, è determinabile anche secondo la formula 1.6, dove si considerano le aree sotto profilo che si estendono fino ad un livello di dose del 50% su ciascun lato (sinistro e destro) dell'asse centrale. Il valore massimo di simmetria per rientrare nei parametri dell'acceleratore è 103 % [9].

$$S = \max \left(\frac{D_x}{D_{-x}}, \frac{D_{-x}}{D_x} \right) * 100 \quad (1.5)$$

$$S_{area} = 100 * \frac{area_{sin} - area_{dest}}{area_{sin} + area_{dest}} \quad (1.6)$$

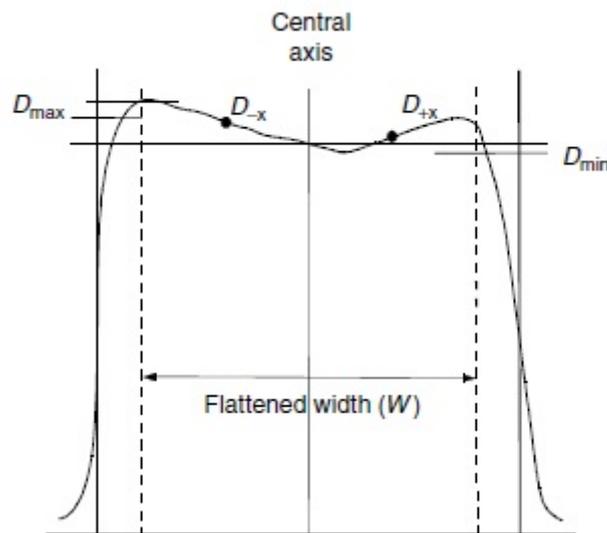


Figura 1.14: Schema rappresentativo per individuare i parametri di *flatness* e simmetria.

1.3.4 Output e Output Factor (OF)

La dose erogata da un acceleratore è espressa in *Monitor Units* (MU) e varia con le dimensioni del campo; questa dipendenza è espressa nei fattori di *output* e viene misurata dalle camere a ionizzazione dell'acceleratore. L'unità di misura MU rappresenta la quantità di tempo richiesta dall'acceleratore per rilasciare una certa dose. Solitamente si calibra il LINAC in modo che $1cGy = 1MU$ a $SSD = 100\text{ cm}$ con una profondità d_{max} , oppure a $SSD = 90\text{ cm}$ e una profondità di 10 cm . La misura di *output* è una misura di dose assoluta ed è fondamentale per associare il corretto numero di MU erogate durante il trattamento alla dose prescritta dal radioterapista in fase di pianificazione.

L'*output factor* (OF) è definito come il rapporto tra la dose misurata nel punto di riferimento di un campo di qualsiasi dimensione e quella del campo di *reference* ($10 \times 10\text{ cm}^2$) sempre nello stesso punto, secondo la formula 1.7, in riferimento alla figura 1.15.

$$OF = \frac{D(\text{field}_i)}{D(\text{field}_{reference})} \quad (1.7)$$

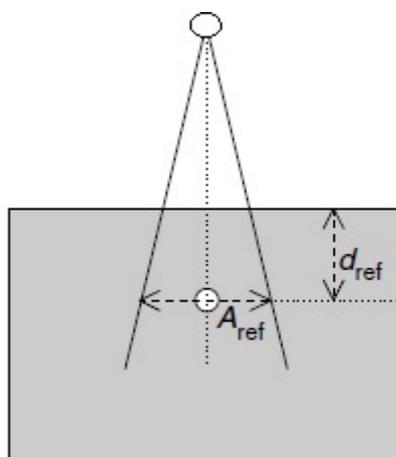


Figura 1.15: Schema di riferimento per il calcolo degli OF.

A parità di MU, all'aumentare delle dimensioni del campo, gli *output factor* aumentano ($OF > 1$). Questo perché, oltre al contributo costante di dose proveniente dal fascio primario, si aggiunge la dose scatterata dal collimatore e dal mezzo tessuto equivalente, quest'ultima aumenta all'aumentare delle dimensioni del campo di radiazioni. Un tipico andamento degli OF in funzione della dimensione del campo è visibile in figura 1.16

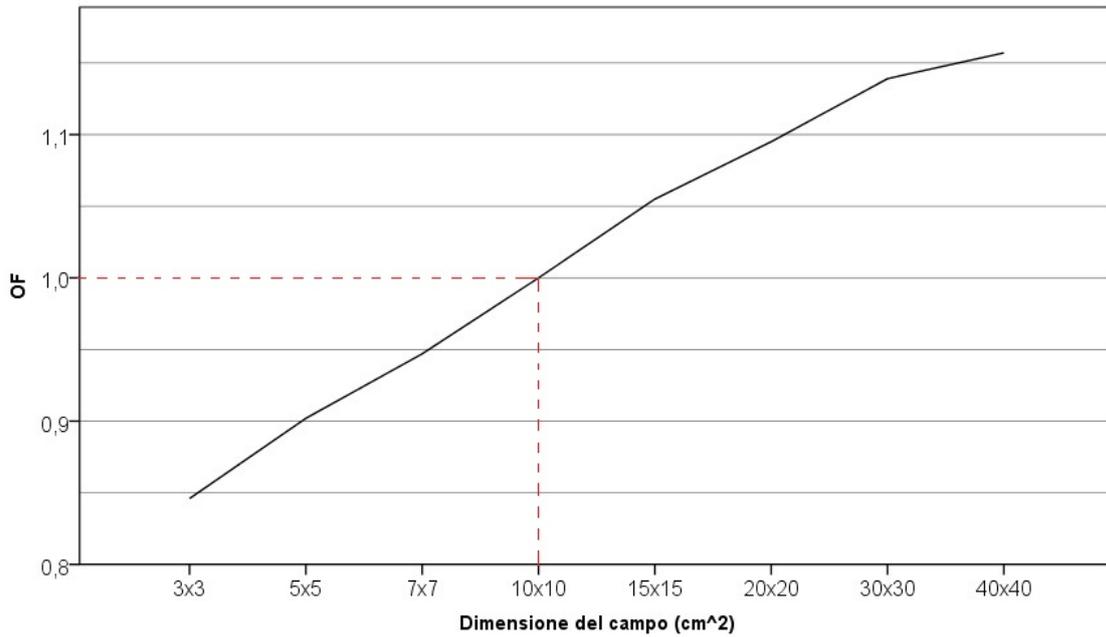


Figura 1.16: Tipico andamento dei valori *output factor* in funzione delle dimensioni del campo. Per il campo di riferimento 10x10 cm² l'OF risulta pari a 1.

La trasmissione e l'attenuazione

Con un dispositivo installato sull'acceleratore, come può essere Dolphin, è necessario valutare anche quanto vale l'attenuazione prodotta dallo strumento o, in maniera equivalente, quale trasmissione comporta. La trasmissione risulta il rapporto tra la dose in cGy ottenuta con Dolphin e quella senza, espressa in percentuale. Si hanno riferimenti di trasmissione del fascio anche in diversi studi sullo strumento, ad esempio [8]. Di conseguenza, si può calcolare l'attenuazione come la differenza tra l'unità e il valore di trasmissione. Le formule utilizzate sono 1.8 e 1.9.

$$trasmissione(\%) = \frac{dose\ D}{dose\ no\ D} * 100 \quad (1.8)$$

$$attenuazione(\%) = 100 - trasmissione(\%) \quad (1.9)$$

Nel capitolo successivo vengono presentati altri strumenti necessari per le acquisizioni e il procedimento seguito in questo percorso di tesi.

Capitolo 2

Materiali e metodi

Nel capitolo precedente sono state trattate le principali valutazioni dosimetriche che si eseguono durante il *commissioning* di un nuovo dispositivo come Dolphin, dopo una premessa teorica sulle sue caratteristiche e sull'acceleratore lineare in radioterapia. In questo capitolo si definiscono in modo specifico gli strumenti utilizzati per le acquisizioni e si delinea il procedimento seguito nel lavoro di tesi. In particolare si danno delucidazioni sui set-up utilizzati nelle diverse misure dosimetriche.

2.1 I principali strumenti

Durante il lavoro sono stati utilizzati due **acceleratori lineari** Synergy della casa costruttrice Elekta: uno installato presso l'Azienda Ospedaliero Universitaria di Modena e l'altro presso l'Ospedale Ramazzini di Carpi.

Le misure dosimetriche durante il *commissioning* di Dolphin, vengono eseguite utilizzando un **fantoccio ad acqua**, che permette di simulare il comportamento dei tessuti umani nell'interazione con la radiazione ionizzante. Il fantoccio è costituito da una vasca d'acqua provvista di un sistema che permette movimenti robotizzati. Per un corretto allineamento del fantoccio, si sfruttano i laser posizionati sulle pareti del bunker e la proiezione del campo luminoso e del reticolo di campo sulla superficie dell'acqua. Le camere a ionizzazione utilizzate per la misura della radiazione sono montate su un sistema meccanico di movimentazione, gestito da un computer esterno al bunker dell'acceleratore. Durante l'irraggiamento, le camere sono libere di muoversi lungo i tre assi principali.

Utilizzando il fantoccio ad acqua si possono ottenere curve di dose in funzione della profondità, profili di dose, curve di isodose e misure di dose assoluta. Un esempio del fantoccio utilizzato durante la sessione di misure è visibile in figura 2.1.

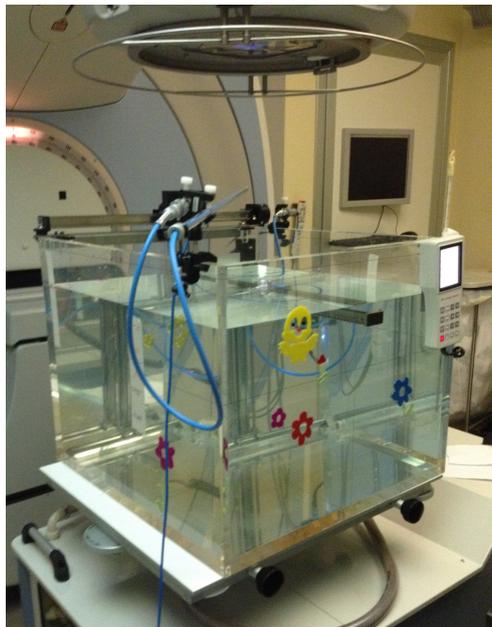


Figura 2.1: Esempio di fantoccio ad acqua utilizzato per la dosimetria.

Per le acquisizioni sono fondamentali i rivelatori di radiazione, **le camere a ionizzazione**, che permettono misure di carica immediate, accurate e precise, con lo svantaggio però che la carica misurata è un valore medio sull'intera area della camera. La camera a ionizzazione fa parte dei rivelatori di radiazione a gas, per i quali, se si considera l'andamento del numero di ioni raccolti agli elettrodi in funzione della tensione, si nota come esse operino in una regione detta di saturazione. Lo scopo delle camere a ionizzazione è di raccogliere tutta la carica prodotta nel volume sensibile a seguito delle interazioni della radiazione. In particolare, le camere utilizzate nel lavoro di tesi sono del tipo *Semiflex*, *Pin Point* e *Farmer*: camere cilindriche che si distinguono solo per i valori di volume sensibile di misura. Quest'ultimo permette anche di discriminare l'utilizzo delle diverse tipologie a seconda della misura e delle dimensioni di campo. Un esempio delle camere utilizzate durante il processo di misura è mostrato in figura 2.2.

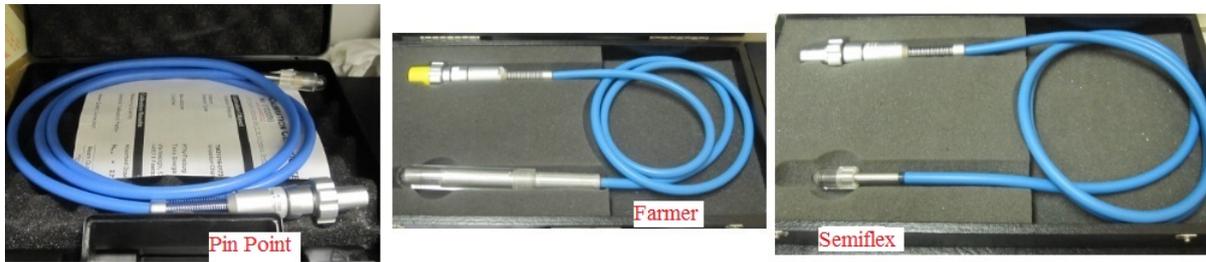


Figura 2.2: Immagine delle camere a ionizzazione utilizzate per le misure dosimetriche.

La camera *Farmer*, con volume sensibile maggiore, risulta più adatta a considerare un volume più ampio, ad esempio è utilizzata nella misura degli *output*, eccetto per i campi di dimensioni piccoli per i quali si utilizza la camera *Pin Point*. Durante questa misura di dose assoluta si tende ad avere almeno una dimensione di campo in comune misurata con entrambe le camere per vedere se i due andamenti coincidono e per avere una corretta normalizzazione calcolando gli OF. Si utilizzano la camera *Semiflex* e *Pin Point* per le misure di PDD e profili, con la distinzione che la seconda è utilizzata con i campi piccoli (di dimensioni inferiori a $10 \times 10 \text{ cm}^2$), in quanto ha un volume sensibile più piccolo e risulta la più adatta per non incorrere in errori di misura. Durante le acquisizioni, la *Semiflex* è collocata all'isocentro e in altezza al suo punto effettivo di misura, ovvero 1.6 mm sotto il livello dell'acqua, mentre la camera *Pin Point* è posizionata sulla superficie dell'acqua e all'isocentro. Per le misure di dose relativa (PDD e profili) è necessaria una seconda camera, detta appunto di *Reference*, e solitamente si tratta di una *Semiflex*.

La misura della carica della camera a ionizzazione è mostrata dall'**elettrometro**, che esegue automaticamente la conversione da nC a Gy attraverso i fattori di correzione che tengono in considerazione condizioni ambientali (temperatura e pressione), fattori di calibrazione, di efficienza di raccolta, di polarità e saturazione.

2.2 Procedimento

La sessione di misure inizia con il posizionamento del fantoccio ad acqua il cui centro è fatto coincidere con l'isocentro. Inoltre, la superficie dell'acqua viene posizionata a 100 cm dalla sorgente tramite il telemetro e i laser laterali collocati sulle pareti del bunker.

Prima di iniziare le acquisizioni si è controllato il corretto funzionamento dell'acceleratore, eseguendo misure di PDD e profili, visualizzate dal software Mephysto, che ne permette anche l'analisi. Le misure sono eseguite con una camera *Semiflex* e sono relative a un fascio fotoni di 6 MV e per un campo di $10 \times 10 \text{ cm}^2$. La curva di *depth dose* è misurata a $SSD = 100 \text{ cm}$ partendo da una profondità di 30 cm e risalendo in superficie, mentre il profilo è misurato a $SSD = 90 \text{ cm}$, come indicato da Elekta e a una profondità fissa di 10 cm sotto il livello dell'acqua. I valori così acquisiti sono stati confrontati con quelli ottenuti durante l'ultimo controllo annuale effettuato nelle stesse condizioni nel 2016.

In seguito ai controlli delle conformità dell'acceleratore si è installato Dolphin. Questo comporta la misura del parametro SDD per la cui determinazione si eseguono misure di profilo dei campi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $15 \times 15 \text{ cm}^2$ a $SSD = 90 \text{ cm}$. Per la trasmissione dei dati acquisiti Dolphin è connesso tramite un cavo di rete al software Compass per problematiche sorte riguardo alla connessione wi-fi tra dentro e fuori il bunker. Segue il *detector set-up* così come trattato nel manuale del dispositivo stesso [1]. In esso è prevista una fase di riscaldamento in cui sono richieste 700 MU circa, erogate con un campo di dimensioni $40 \times 40 \text{ cm}^2$, e una misura di *background* della durata di circa 20 secondi. Successivamente il software Compass necessita di una calibrazione geometrica e assoluta del *detector*. La prima richiede un campo di dimensioni $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e 100 MU e si è ripetuta la misura fino a quando il dispositivo non ha riscontrato un campo di dimensioni uguali a quelle ottenute senza Dolphin. La calibrazione assoluta richiede di inserire il valore di *output* con e senza il *detector* in testata per un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e a una profondità di 10 cm . L'installazione dello stesso dispositivo nei due differenti acceleratori Synergy di Modena e Carpi, presuppone due procedure diverse di *detector set-up*, con due sessioni di misure di SDD.

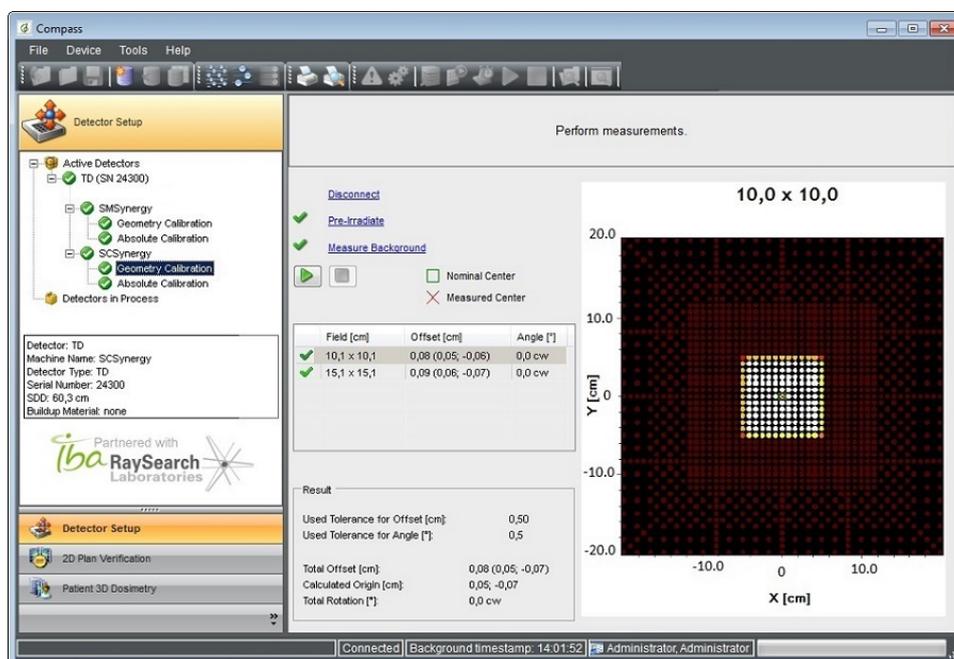


Figura 2.3: Immagine della procedura *Detector set-up* del software Compass durante la definizione del detector, in particolare si tratta della calibrazione geometrica.

Dopo aver eseguito una corretta installazione del dispositivo e un controllo del suo funzionamento si è proceduto con le acquisizioni dei parametri dosimetrici necessari per il *commissioning* di Dolphin, tutte con un fascio di 6 MV. Si specifica che in sessione di misura vengono acquisite le curve solo con il dispositivo installato sull'acceleratore di Modena e come elementi di paragone si utilizzano i dati del *commissioning* del suddetto LINAC. Per eseguire le misure di PDD, profili e di dose assoluta non è necessario che il dispositivo sia acceso in quanto comporta ugualmente l'attenuazione sulle curve caratteristiche.

Sono state eseguite le misure di *depth dose* per le dimensioni di campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ tramite la camera a ionizzazione *Semiflex* collocata all'isocentro e in altezza al suo punto effettivo di misura. Di queste curve sono stati valutati i valori di d_{max} , D_{100} e D_{200} rispettivamente le dose a 10 cm e 20 cm di profondità rispetto al livello dell'acqua.

I profili vengono misurati per gli stessi campi delle PDD e sempre a $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$. Per i campi $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e $5 \times 5 \text{ cm}^2$ le misure sono effettuate con la camera *Pin Point*, mentre per gli altri si utilizza la camera *Semiflex*. I profili del campo vengono acquisiti

sia sull'asse Y, ovvero lungo la direzione *gun-target*, di solito indicata con la sigla GT, sia sull'asse X, cioè la direzione *left-right* (LR o AB).

Per le acquisizioni di dose assoluta è necessario settare nell'elettrometro i parametri di temperatura dell'acqua in cui è immersa la camera e di pressione dell'ambiente, utili per il calcolo dei fattori di conversione dalla carica misurata alla corrispondente dose. Per esempio durante queste acquisizioni iniziali sono stati registrati valori di temperatura pari a $(18\pm 1)^\circ\text{C}$ e una pressione di $(1020\pm 1)\text{ hPa}$. Gli *output* sono acquisiti a SSD = 100 cm e SCD = 110 cm, erogando 100 MU. Le misure sono state eseguite a una profondità di 10 cm in quanto osservando l'andamento di una PDD, risulta una zona a minor gradiente e quindi più adatta per misure di riferimento. Le misure di *output* sono eseguite per i campi $3\times 3\text{ cm}^2$, $5\times 5\text{ cm}^2$, $7\times 7\text{ cm}^2$, $10\times 10\text{ cm}^2$, $15\times 15\text{ cm}^2$, $20\times 20\text{ cm}^2$, $30\times 30\text{ cm}^2$, $40\times 40\text{ cm}^2$, utilizzando la camera *Farmer* e la *Pin Point* per i campi piccoli.

Tutte le misure acquisite caratterizzano il dispositivo Dolphin, da esse si deducono le differenze che comporta il suo utilizzo. Si è proceduto eseguendo l'analisi di questi dati e il loro confronto con quelli del *commissioning* dell'acceleratore.

Il lavoro di tesi è poi proseguito secondo i seguenti *steps*.

Tramite il sistema di calcolo Compass, sono stati modellizzati i dati acquisiti, sia quelli dei *commissioning* propri dei due acceleratori sia quelli ottenuti con l'introduzione del dispositivo. Il confronto di questi modelli comporta anche il paragone tra sistemi di calcolo: il TPS primario dei piani di trattamento e Compass che computa un volume dosimetrico.

In seguito alla modellizzazione dei dati e al loro confronto, si è proceduto con la verifica dosimetrica dei piani di trattamento, ricalcolati su un fantoccio tessuto equivalente. I piani sono stati erogati con e senza l'installazione di Dolphin sia con l'acceleratore di Modena sia con quello di Carpi e con l'introduzione di una matrice planare di camere a ionizzazione (Matrix), il cui software restituisce mappe dosimetriche reali. Si è valutata la coerenza tra le dosi simulate dal TPS, quelle calcolate da Compass e quelle reali acquisite dalla matrice planare. Inoltre, si è voluto verificare se i due acceleratori fossero "gemelli". Le analisi sono state eseguite tramite uno degli indici statistici più utilizzati nel campo della Fisica Medica, l'indice gamma.

In figura 2.4 è riportato uno schema sinottico del procedimento spiegato fino ad ora.

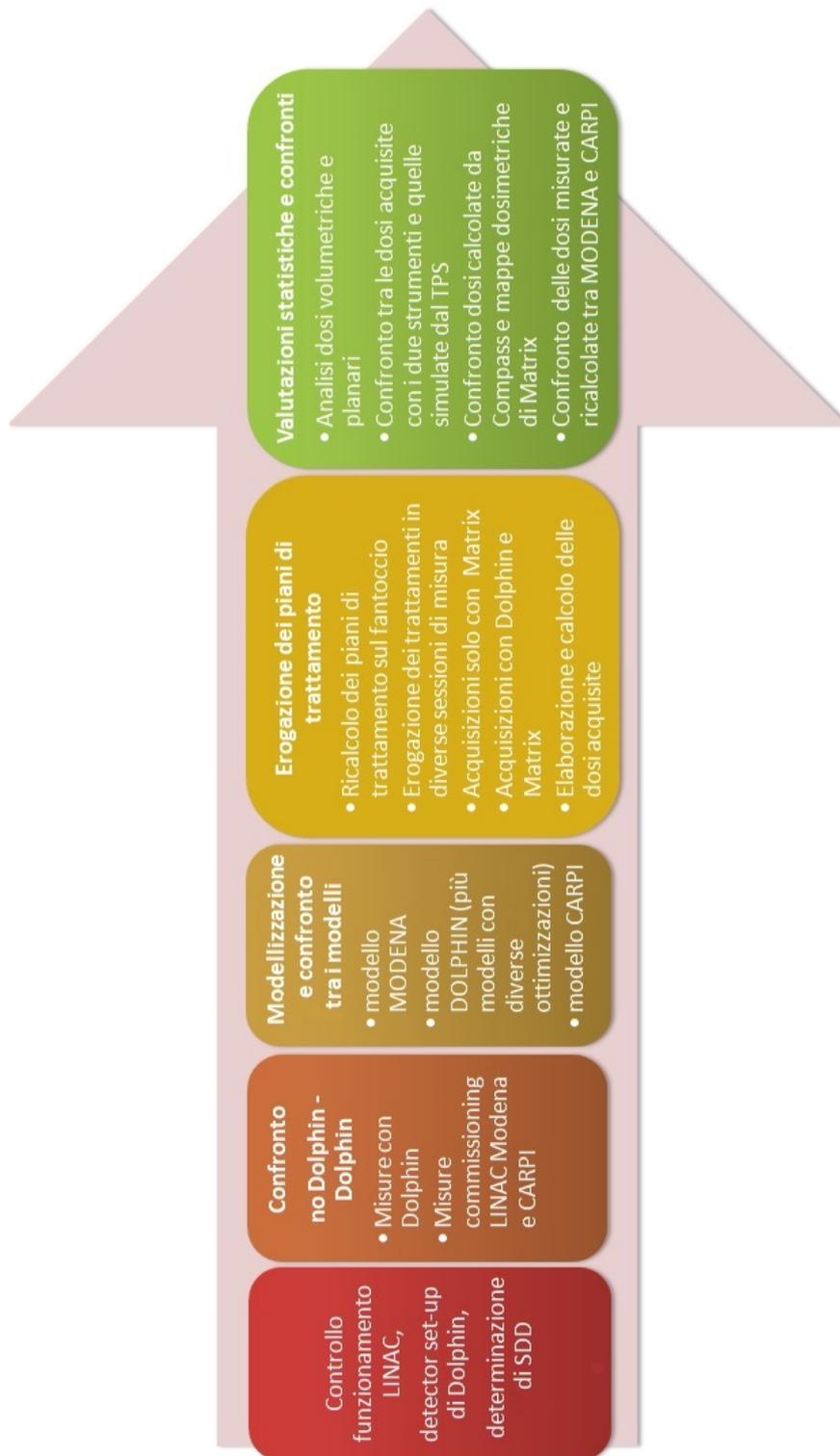


Figura 2.4: Schema sinottico del procedimento seguito.

Capitolo 3

Analisi dei dati acquisiti

In base ai controlli effettuati periodicamente, l'acceleratore lineare, installato nel reparto di radioterapia a Modena, risulta conforme ai parametri stabiliti dal documento IAEA [2] e dalla Fisica Medica dell'ospedale stesso. I principali limiti restrittivi sono:

- tolleranze delle dimensioni di campo: $< 1mm$ per una dimensione del campo $\leq 10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $< 1\%$ per campi di dimensioni maggiori;
- tolleranze dei parametri dei profili: $< 1\%$ per la *flatness* e $\leq 1\%$ per la simmetria;
- tolleranze degli OF: $\leq 2\%$ per una dimensione del campo $\leq 4 \times 4 \text{ cm}^2$ e $\leq 1\%$ per campi di dimensioni maggiori.

Nel capitolo, si affronta il confronto tra le misure acquisite con l'introduzione di Dolphin e quelle effettuate in fase di *commissioning* dell'acceleratore Synergy di Modena, secondo lo schema riportato in figura 3.1.



Figura 3.1: Schema dei set-up di acquisizione dei dati con e senza Dolphin.

3.1 La misura di SDD

Per la determinazione della *Source Detector Distance*, si è deciso di valutare la dimensione del campo, effettuando misure in acqua con e senza Dolphin. Per determinare tale parametro sono stati acquisiti profili a $SSD = 90\text{ cm}$ e $SCD = 100\text{ cm}$ per campi di diverse dimensioni. In tabella 3.1 sono riportati i valori misurati con la camera *Semiflex* e analizzati con il software Mephysto, relativi al LINAC di Modena. Nella tabella 3.2 sono riportati i valori acquisiti da Compass nelle stesse condizioni.

Dimensione del campo (cm^2)	Dim. campo misurata Mephysto (cm^2)
10 x 10	10.085 x 10.078
15 x 15	15.095 x 15.087

Tabella 3.1: Dimensioni risultanti dei campi senza l'introduzione di Dolphin.

SDD (cm)	Dim. campo misurata Compass (cm^2)
Dimensione del campo 10 x 10 cm^2	
59.8	10.1 x 10.1
59.9	10.1 x 10.1
60.0	10.1 x 10.1
60.1	10.1 x 10.1
60.2	10.1 x 10.1
60.3	10.1 x 10.1
60.4	10.0 x 10.1
60.5	10.0 x 10.0
60.6	10.1 x 10.0
Dimensione del campo 15 x 15 cm^2	
60.2	15.2 x 15.1
60.3	15.1 x 15.1

Tabella 3.2: Dimensioni risultanti dei campi con Dolphin a diverse SDD.

Più in dettaglio, sono state eseguite diverse prove di SDD partendo dal valore riportato in letteratura [1] e [8] per un acceleratore Synergy Elekta, rispettivamente, pari a

58.5 cm e 59 cm. Complica la determinazione di questo parametro il fatto che il software Compass, permette di ottenere le stesse dimensioni di campo nonostante si utilizzino diverse SSD, in quanto tale software ha una precisione al millimetro. Per questo motivo, dopo aver individuato i valori considerabili ideali, oltre al campo 10x10 cm², sono state eseguite misure per il campo 15x15 cm². Ovvero, valutando i risultati ottenuti per il campo 10x10 cm² e escludendo le SDD che comportano misure non coerenti con quelle riportate in tabella 3.2, sono state valutate le SDD pari a 60.2 cm e 60.3 cm per il campo 15x15 cm². Dai valori ottenuti per quest'ultimo, è stata stabilita una SDD pari a 60.3 cm. Solo questa misura di SDD è stata eseguita anche per l'acceleratore di Carpi.

3.2 Acquisizione delle curve PDD

Le curve acquisite di *depth dose*, prima di essere analizzate, vengono normalizzate rispetto al valore massimo di dose assoluta con il software Mephysto, in modo da ottenere le curve PDD, i cui valori sono quindi espressi in percentuale. In particolare si è interessati a verificare eventuali variazioni di d_{max} , D_{100} e D_{200} con e senza Dolphin. In tabella 3.3 sono riportati i dati acquisiti e, quelli relativi al dispositivo, sono denominati con la lettera "D".

Campo(cm ²)	d_{max} (mm)	d_{max} D (mm)	D_{100} (%)	D_{100} D (%)	D_{200} (%)	D_{200} D (%)
3x3	17.47	17.80	62.45	62.93	34.21	34.93
5x5	17.49	16.60	64.58	64.68	36.32	36.54
10x10	17.01	16.00	68.60	68.10	40.08	40.22
15x15	17.00	14.03	69.92	69.56	42.57	42.47
20x20	16.02	14.80	71.04	70.44	43.96	43.78
40x40	15.48	10.90	72.97	71.60	47.22	46.15

Tabella 3.3: Valori rilevanti delle curve PDD per diverse dimensioni di campo: quelli con la lettera D sono acquisiti con Dolphin in testata mentre gli altri sono i valori misurati durante il *commissioning* dell'acceleratore. Le misure sono state fatte a SSD = 100 cm e tramite la camera ad ionizzazione *Semiflex* e *Pin Point* a seconda delle dimensioni dei campi considerati.

Più che considerare i valori di d_{max} , influenzati dalle collisioni secondarie, solitamente si valutano le differenze introdotte da Dolphin nei valori di dose a 10 cm e 20 cm di profondità. In figura 3.2, si nota che, all'aumentare delle dimensioni del campo, i parametri considerati aumentano. Questo poiché, maggiori sono le dimensioni del campo considerato, maggiore è il numero delle collisioni dovute alle particelle cariche secondarie. Sia per i valori di D_{100} che per quelli di D_{200} , in media, si ha una differenza inferiore all'1% tra il caso con e senza Dolphin, quindi entro i limiti di compatibilità. Le discrepanze maggiori sono relative al campo 40x40 cm². Questo potrebbe essere spiegato con il fatto che la matrice attiva di misura dello strumento ha dimensioni 24x24 cm² (visibile in figura 1.6), ed il comportamento del mezzo all'esterno di essa potrebbe determinare effetti diversi.

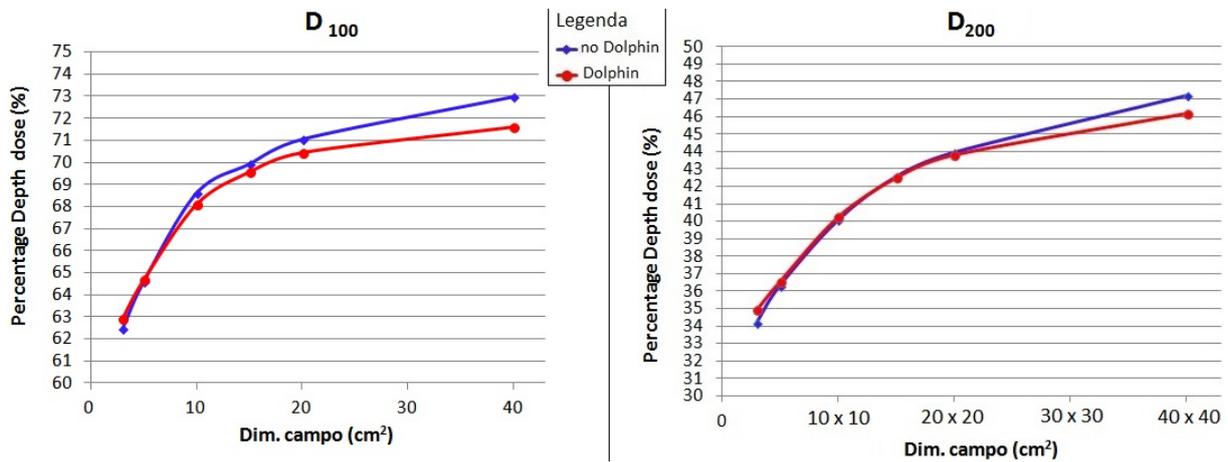


Figura 3.2: Grafico delle variazioni dei parametri D_{100} e D_{200} in funzione delle dimensioni del campo.

Dopo aver valutato come Dolphin interviene sulla dose in funzione dei diversi campi e delle diverse profondità sono stati valutati i parametri dei profili.

3.3 Acquisizione dei profili

Le misure dei profili presuppongono l'analisi di diversi parametri: le dimensioni di campo, la penombra, la *flatness* e la simmetria. I profili sono stati acquisiti per differenti campi e a diverse profondità. I valori ottenuti sono riportati in appendice, in tabella A.1, in cui si distingue tra le due direzioni di misura: GT (asse Y) e AB (asse X), rispettivamente la direzione di movimento dei *jaws* e del MLC. Nello specifico, in tabella A.1, si nota come non siano presenti alcuni valori, in quanto i parametri sono difficilmente misurabili per campi molto piccoli ($3 \times 3 \text{ cm}^2$) e per quelli grandi ($40 \times 40 \text{ cm}^2$). Inoltre, i valori di profondità d_{max} a cui si fa riferimento sono quelli riportati in tabella 3.3, in base al campo e al caso in cui si utilizzi o meno Dolphin. I grafici, riportati nei paragrafi successivi, rappresentano invece, una media dei valori acquisiti per le due direzioni, per rendere più fruibile la visualizzazione dei dati ottenuti. Nelle tabelle successive, i valori ottenuti con Dolphin sono nominati "D", mentre quelli senza il dispositivo riportano la dicitura "noD". Si noti che, anche nel caso dei profili, i valori che più si discostano da quelli ideali sono quelli del campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ e della profondità di 20 cm , per i quali si ha più varianza dei dati. Si specifica che, come ulteriore restrizione per i profili, Elekta [9] stabilisce che la *flatness* massima tollerabile sia 106% e la simmetria massima 103%.

3.3.1 Risultati relativi al parametro delle dimensioni di campo

Osservando la figura 3.3, in cui sono mostrati i valori delle dimensioni di campo, mediati sulle profondità, si nota che essi si discostano maggiormente da quelli ideali all'aumentare della dimensione per un maggiore contributo di *scattering*. I valori con (D) e senza Dolphin (noD) non mostrano differenze significative tra loro entro gli errori sperimentali, per ogni campo considerato. Quindi per questo parametro il dispositivo non comporta discrepanze rilevanti. Non è stato possibile acquisire i valori delle dimensioni del campo nel caso con Dolphin per il campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$, nella direzione X, se non alla d_{max} , in quanto la camera era arrivata al limite della guida su cui scorre.

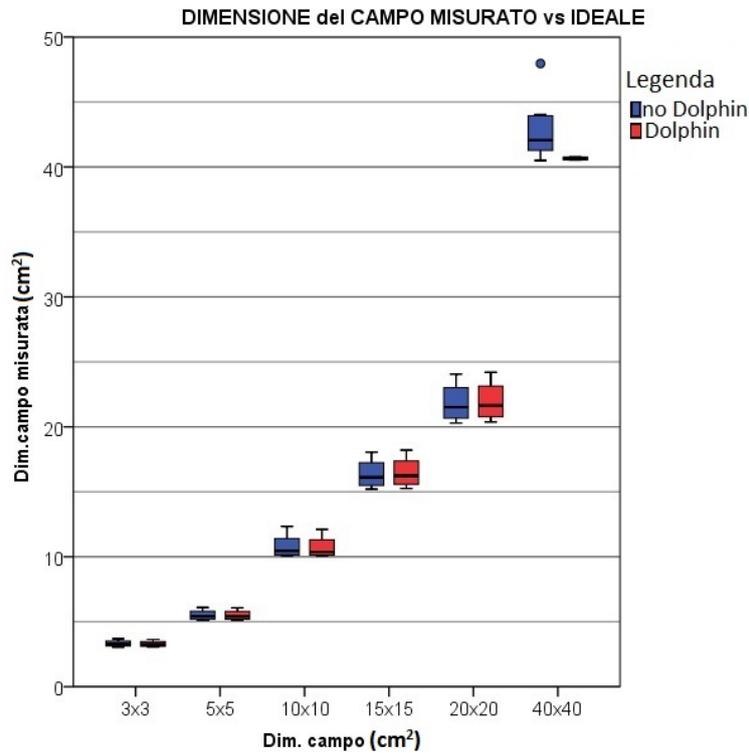


Figura 3.3: Variazioni delle dimensioni di campo acquisite con e senza Dolphin.

3.3.2 Risultati relativi al parametro di penombra

Di seguito è studiato l'andamento della penombra in funzione delle dimensioni del campo e della profondità di acquisizione. Nello specifico, il primo grafico (figura 3.4) rappresenta, per ogni campo, il valore di penombra mediato su tutte le profondità di acquisizione per quel campo; il secondo (figura 3.5) rappresenta, per ogni profondità di analisi, il valore di penombra mediato su tutte le dimensioni di campo a quella profondità. I relativi valori suddivisi nelle direzioni di misura, si trovano nelle tabelle A.3 e A.4 in appendice.

In letteratura [8] si riporta che, in termini di penombra, ci sia una differenza circa pari a 0.2 mm tra le misure con e senza Dolphin. Questo dato non è stato confermato dalle misure acquisite. Infatti, si è ottenuto che, mediando sui campi e sulle profondità, la differenza di penombra tra le misure *no D* e *D* è pari a $(1.0 \pm 0.6) \text{ mm}$. Nonostante ciò, dai grafici 3.4 e 3.5, si vede che tra i valori con e senza Dolphin non ci siano differenze significative, per ogni dimensione di campo e per ogni profondità.

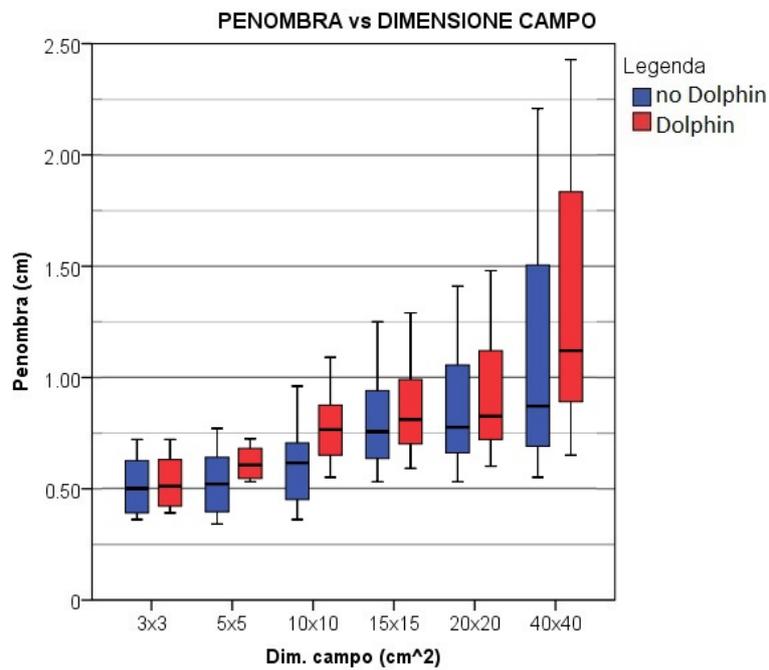


Figura 3.4: Grafico dei valori di penombra in funzione delle dimensioni del campo.

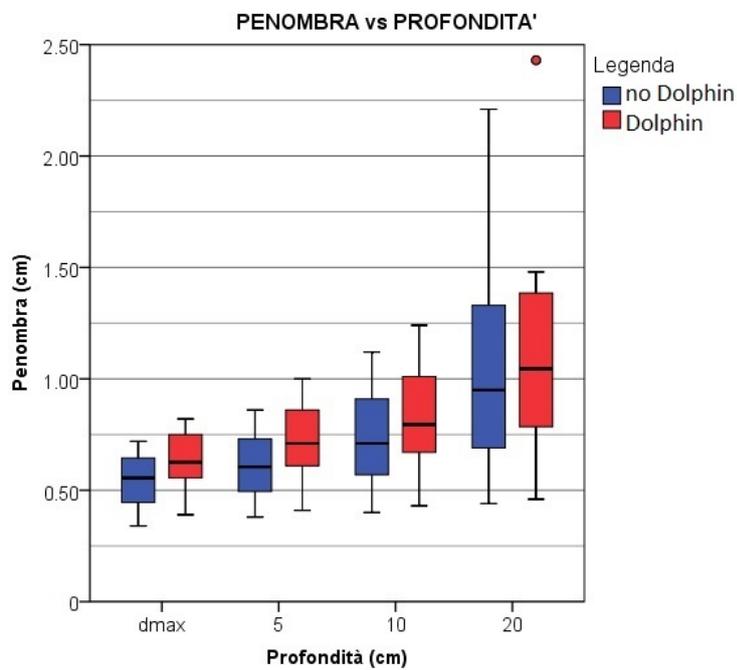


Figura 3.5: Grafico dei dati di penombra in funzione delle profondità di acquisizione.

3.3.3 Risultati relativi alla *flatness*

Di seguito viene trattato il parametro *flatness* di cui l'elaborazione specifica dei dati è riportata nelle tabelle A.5 e A.6, in appendice. Di seguito, si considerano gli andamenti dei valori acquisiti, sia in funzione delle dimensioni di campo che della profondità, rispettivamente nei grafici 3.6 e 3.7. In particolare, se si osserva la figura 3.6 si nota come i valori acquisiti con e senza Dolphin siano in accordo tra loro, eccetto per il campo di dimensioni $40 \times 40 \text{ cm}^2$, come ci si aspettava. Questo per il fatto che per tale campo non è stato possibile misurare la *flatness* se non per la profondità di d_{max} . Nell'analisi dei valori acquisiti in funzione della profondità (grafico 3.7), si nota che non esistono significative differenze tra l'utilizzo o meno del dispositivo.

In media, tra tutti i valori di *flatness*, si ha una differenza pari a $(0.8 \pm 0.5)\%$ tra le misure *no D* e *D*, mentre nel documento di IBA [8] si afferma che le differenze, in termini di *flatness*, che comporta l'utilizzo di Dolphin siano mediamente entro lo 0.5%.

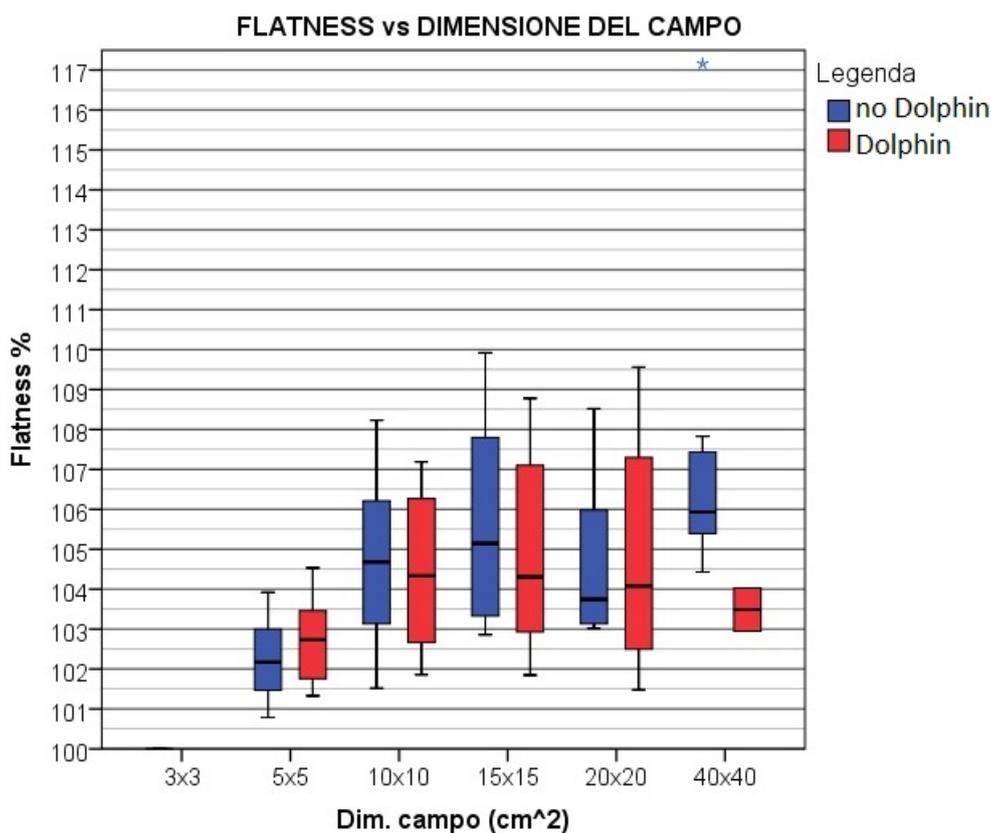


Figura 3.6: Grafico dei dati di *flatness* in funzione delle diverse dimensioni del campo

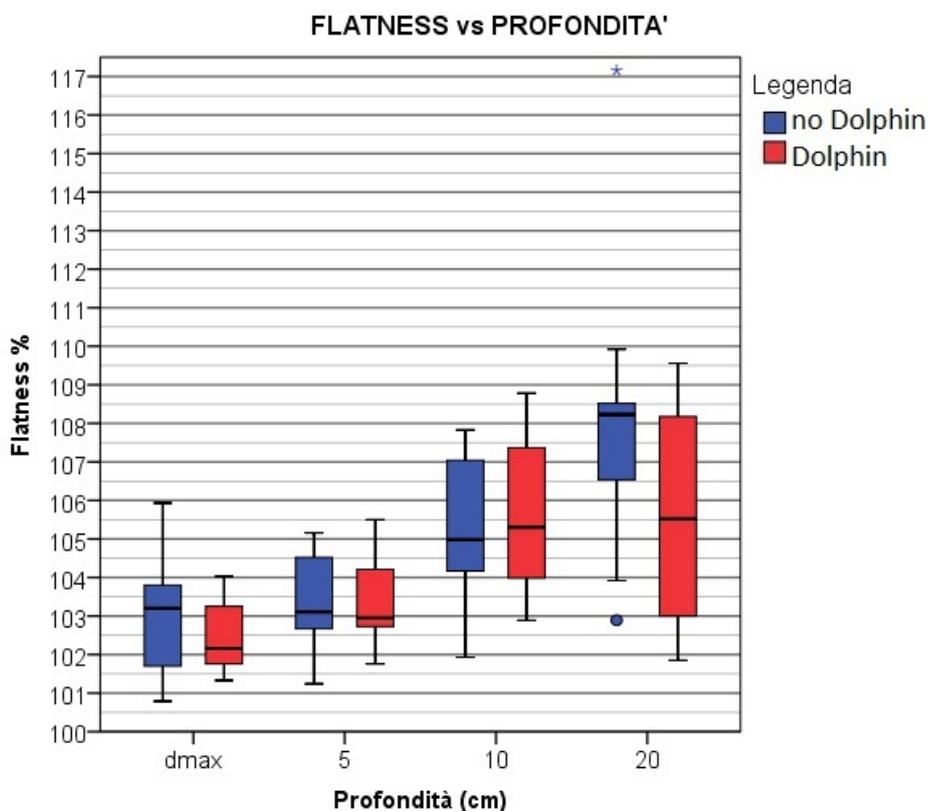


Figura 3.7: Grafico dei valori di *flatness* in funzione della profondità.

3.3.4 Risultati relativi al parametro di simmetria

Dai grafici 3.8 e 3.9, si vede la compatibilità tra le misure con e senza il dispositivo, per quanto riguarda il parametro di simmetria. Nel dettaglio, dalle tabelle A.7 e A.8, si osserva che, per la variabile X (nella direzione trasversale all'acceleratore), i valori, con e senza dispositivo, non sono in accordo entro gli errori sperimentali, questo può essere imputabile al fatto che lungo l'asse *Left-Right* oltre ai *jaws* ci sono anche le lamelle a collimare il fascio. In media, sulle misure di profilo per il parametro della simmetria, si ha una differenza tra *no D* e *D* pari a $(0.8 \pm 0.4)\%$, consistente con quello di 0.7% riportato nel testo di riferimento [8].

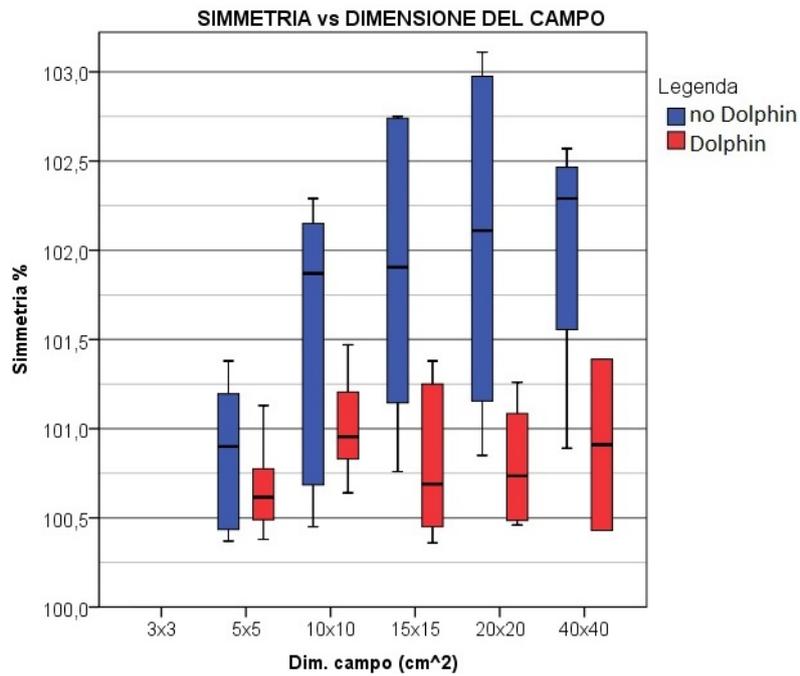


Figura 3.8: Grafico dei valori simmetria in funzione delle diverse dimensioni di campo.

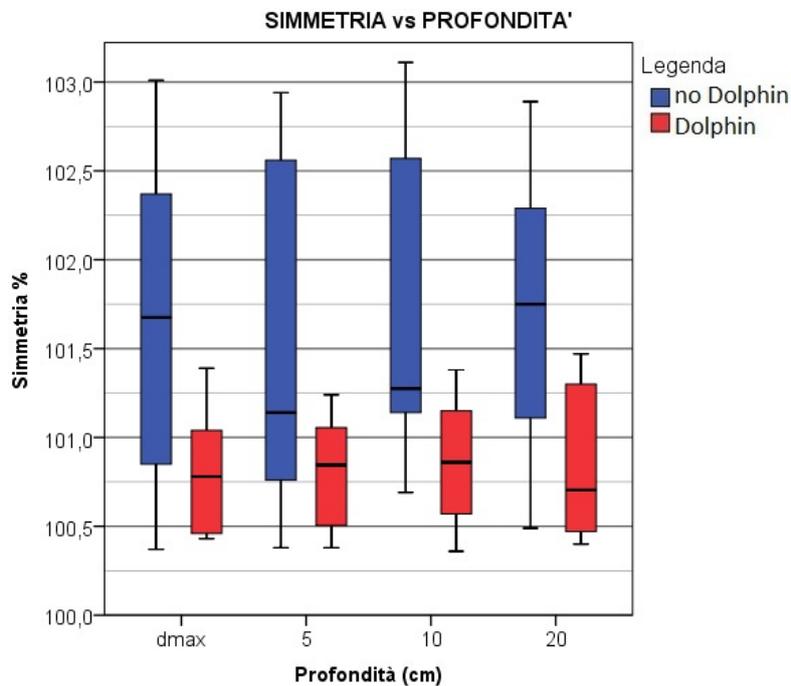


Figura 3.9: Grafico dei valori di simmetria in funzione delle diverse profondità.

Dopo aver analizzato le differenze che comporta lo strumento sulle misure di dose relativa, è stato osservato il suo effetto sulla dose assoluta, ovvero sulla misura di *output*, eseguita con la procedura spiegata nel paragrafo del procedimento (capitolo 2). Da questo tipo di misura è possibile anche calcolare gli *Output factors* e l'attenuazione che comporta Dolphin.

3.4 Acquisizione degli *Outputs*

Nella tabella 3.4, sono riportati i valori di dose acquisiti durante la sessione di misura con Dolphin (*D*) e senza (*noD*). Dalla essa si evince che i valori di dose misurati con l'aggiunta del dispositivo, sono inferiori a quelli senza di esso. Infatti ogni oggetto interposto tra il fascio e la camera a ionizzazione comporta un'attenuazione del fascio. Tra i valori di dose assoluta *noD* e *D* si ha in media una differenza di $(5.6 \pm 0.4) \text{ cGy}$.

Nella stessa tabella sono riportati gli *output factors*, calcolati tramite la formula 1.7, e i cui andamenti sono riportati nel grafico 3.10. In quest'ultimo si notano discrepanze significative, ovvero superiori all' 1%, a partire dal campo di dimensioni $30 \times 30 \text{ cm}^2$, superiori a quelle della matrice attiva di camere del dispositivo. Il fatto che gli OF siano diversi per campi grandi, può essere motivo di indagini successive per verificare l'ipotesi che l'attenuazione dello strumento sia differente al di fuori della matrice attiva.

Dim.campo(cm^2)	Dose noD (cGy)	Dose D (cGy)	OF noD	OF D
3 x 3	58.6 ± 0.6	52.7 ± 0.6	0.85 ± 0.02	0.85 ± 0.02
5 x 5	62.5 ± 0.7	56.3 ± 0.6	0.90 ± 0.02	0.90 ± 0.02
7 x 7	64.9 ± 0.7	59.7 ± 0.7	0.95 ± 0.02	0.95 ± 0.02
10 x 10	68.5 ± 0.8	63.0 ± 0.7	1.00 ± 0.02	1.00 ± 0.02
15 x 15	72.3 ± 0.8	66.7 ± 0.7	1.06 ± 0.02	1.06 ± 0.02
20 x 20	75.0 ± 0.8	69.3 ± 0.8	1.10 ± 0.02	1.10 ± 0.02
30 x 30	78.0 ± 0.9	72.5 ± 0.8	1.14 ± 0.03	1.15 ± 0.03
40 x 40	79.2 ± 0.9	74.1 ± 0.8	1.16 ± 0.03	1.18 ± 0.03

Tabella 3.4: Valori di dose assoluta e di *output factors*: con (*D*) e senza Dolphin (*noD*).

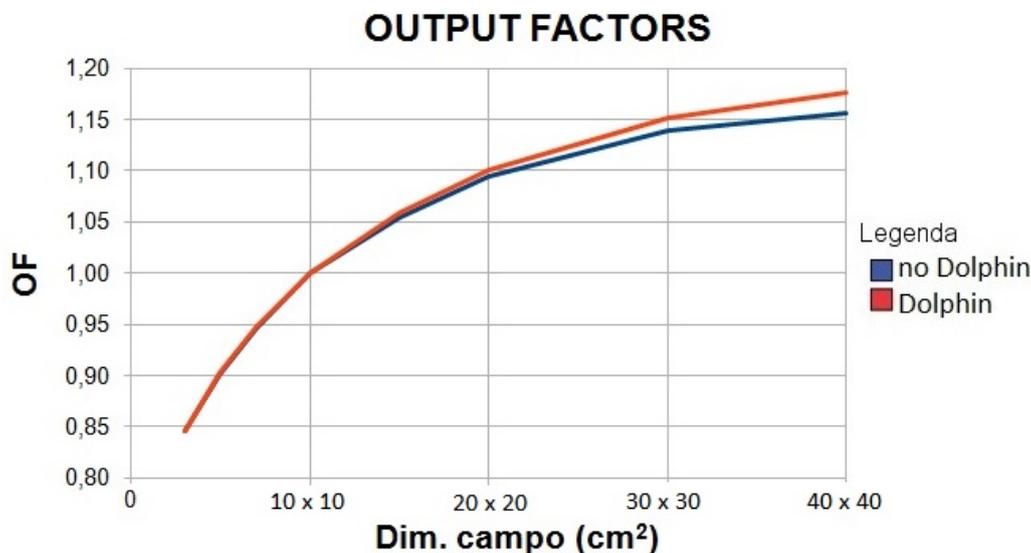


Figura 3.10: *Output factors* acquisiti in funzione della dimensione del campo.

Dai valore di dose misurata per i diversi campi, nel caso in cui si utilizzi o meno Dolphin, è stato calcolato il fattore di trasmissione del fascio e di conseguenza l'attenuazione. Questi fattori sono espressi entrambi in percentuale e sono calcolati rispettivamente tramite la formula 1.8 e 1.9. I valori risultanti sono riportati in tabella 3.5. In media, Dolphin determina una trasmissione di $(91.9 \pm 1.3)\%$ in accordo, entro gli errori sperimentali, con quella riportata da IBA [8] pari a 91.8%. Da tale valore si deduce che il dispositivo determina un'attenuazione di $(8.1 \pm 1.3)\%$. Dalla tabella 3.5 si nota che l'attenuazione risulta maggiore per i campi piccoli e con discrepanze massime del 4%.

Dim. campo (cm^2)	Fattore di trasmissione (%)	Attenuazione (%)
3 x 3	90 ± 2	10 ± 2
5 x 5	90 ± 2	10 ± 2
7 x 7	92 ± 2	8 ± 2
10 x 10	92 ± 2	8 ± 2
15 x 15	92 ± 2	8 ± 2
20 x 20	92 ± 2	8 ± 2
30 x 30	93 ± 2	7 ± 2
40 x 40	94 ± 2	6 ± 2

Tabella 3.5: Valori di trasmissione e attenuazione calcolati dai dati in tabella 3.4.

In base ai risultati ottenuti, si deduce che l'introduzione del dispositivo sull'acceleratore non comporta discrepanze significative, in termini di misure dosimetriche. Dunque, si è deciso di modellizzare i dati acquisiti con Dolphin e quelli del *commissioning* dell'acceleratore di Modena al fine di verificare la loro compatibilità, in seguito all'ottimizzazione dei dati. Questo renderebbe possibile la pianificazione dei trattamenti, da parte di un TPS, con un solo modello, indipendentemente dall'introduzione del dispositivo. Inoltre, essendo disponibile a Carpi, un acceleratore dello stesso modello di quello di Modena, si è deciso di valutare anche la modellizzazione dei dati acquisiti durante il suo *commissioning*. Queste considerazioni e valutazioni sono presentate nel capitolo successivo.

Capitolo 4

La modellizzazione dei dati e il confronto tra i diversi modelli

Il sistema di calcolo Compass, software connesso al nuovo dispositivo, permette di modellizzare i dati dei *commissioning* dell'acceleratore di Modena e di Carpi e quelli acquisiti con l'introduzione di Dolphin. Ogni software modella le curve sperimentali secondo specifici algoritmi e diversi gradi di ottimizzazione. I dati dei *commissioning* degli acceleratori erano stati precedentemente ottimizzati tramite il TPS *RayStation*, mentre le curve acquisite con Dolphin sono modellizzate tramite il sistema di calcolo di Compass. Il processo di modellizzazione inizia con la "creazione", all'interno di Compass di una "macchina" virtuale che possieda le stesse caratteristiche fisiche e specifiche dell'acceleratore utilizzato per le misure sperimentali e per i trattamenti. Il processo prevede l'inserimento dei dati riguardanti l'acceleratore e successivamente l'*import* delle misure sperimentali, contenute in un file *.csv*. In questo modo, si creano tante "macchine" virtuali quante sono le condizioni dell'acceleratore che si vogliono modellizzare. Ad esempio, per questo lavoro di tesi, sono stati creati cinque acceleratori virtuali, corrispondenti a cinque modelli diversi, di seguito spiegati. La figura 4.1 illustra schematicamente il metodo seguito per la modellizzazione e le principali differenze tra i modelli.

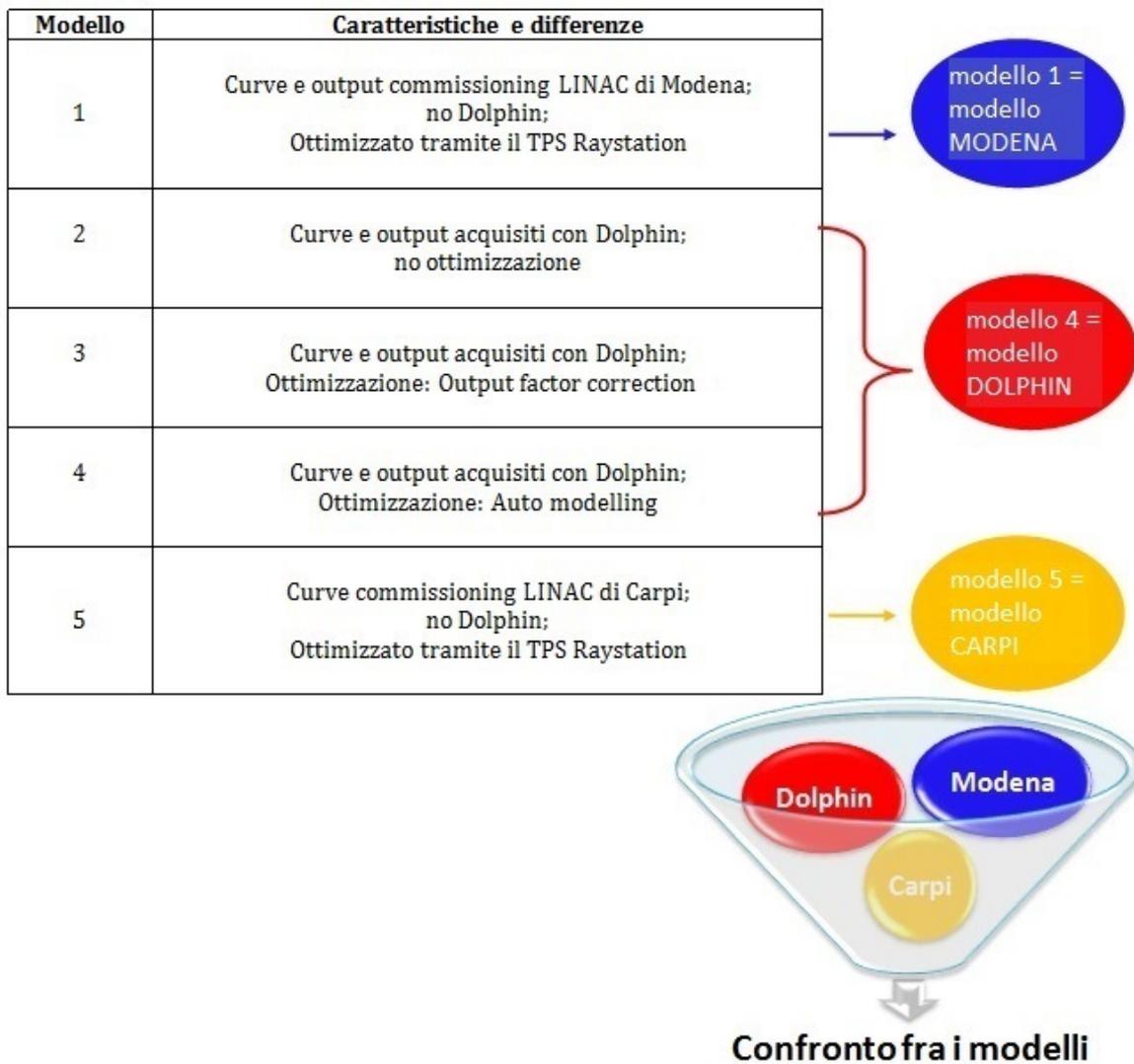


Figura 4.1: Rappresentazione schematica del confronto tra i modelli.

Il software Compass si basa su un algoritmo analitico, in cui occorre variare opportuni parametri per modellizzare e creare coerenza tra i dati sperimentali importati e quelli teorici. In particolare, ogni volta che si modifica un parametro della "macchina" virtuale, il software ripete il calcolo delle curve fino ad ottenere un matching tra i dati acquisiti e teorici. La discrepanza tra curve calcolate e misurate viene espressa in percentuale da un *tool* del software, denominato *curve quality*, i cui valori medi sono riportati nelle tabelle in appendice B, distinguendo per modello e parametro. Il calcolo è stato eseguito con una risoluzione di 0.2 cm e le condizioni di calibrazione assoluta impostate sono le se-

guenti: campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, depth = 10 cm, SSD = 100 cm e dose/MU = 0.6298 cGy/MU.

I dati del *commissioning* dell'acceleratore di Modena sono stati importati in Compass, costruendo, così, il modello del Synergy di Modena, denominato **modello 1**. Per tale modello sono state inserite le curve delle seguenti dimensioni di campo per le diverse profondità (d_{max} , 3 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm): $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$, $40 \times 40 \text{ cm}^2$. In figura 4.2 si mostrano gli andamenti delle PDD e dei profili del modello 1 dopo il calcolo eseguito da Compass. Si vede come ci sia una sovrapposizione quasi totale tra le curve calcolate e quelle misurate, tanto da rappresentare il modello del LINAC di Modena in modo univoco.

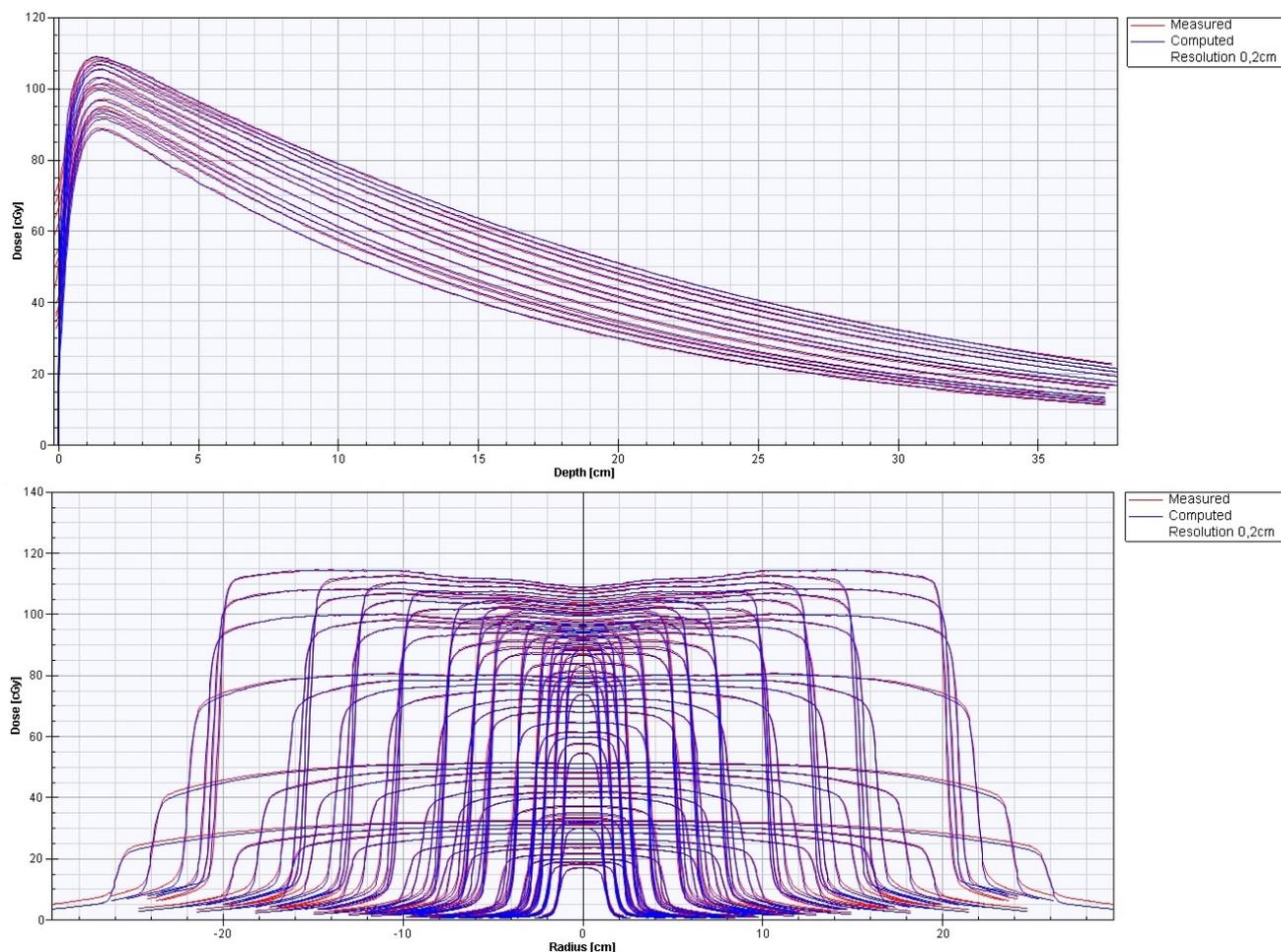


Figura 4.2: Curve PDD e profili misurate e calcolate da Compass per il modello 1.

In seguito, sono state create altre "macchine" virtuali in cui sono state importate le curve acquisite con il dispositivo Dolphin. In questo modo, si hanno più modelli relativi ai dati del dispositivo al fine di avere modellizzazioni differenti al variare di più parametri. Ovvero, i modelli che vengono denominati 2,3 e 4 si distinguono tra loro solo per i diversi gradi di ottimizzazione, come si può vedere in figura 4.1. Le acquisizioni comuni sono le PDD e i profili dei campi $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alle profondità d_{max} , 5 cm , 10 cm , 20 cm .

Il **modello 2** è il risultato del semplice *import* delle curve acquisite con Dolphin, senza nessuna ottimizzazione da parte del software. Le curve calcolate da Compass per questo modello e quelle acquisite sono visibili in figura 4.3.

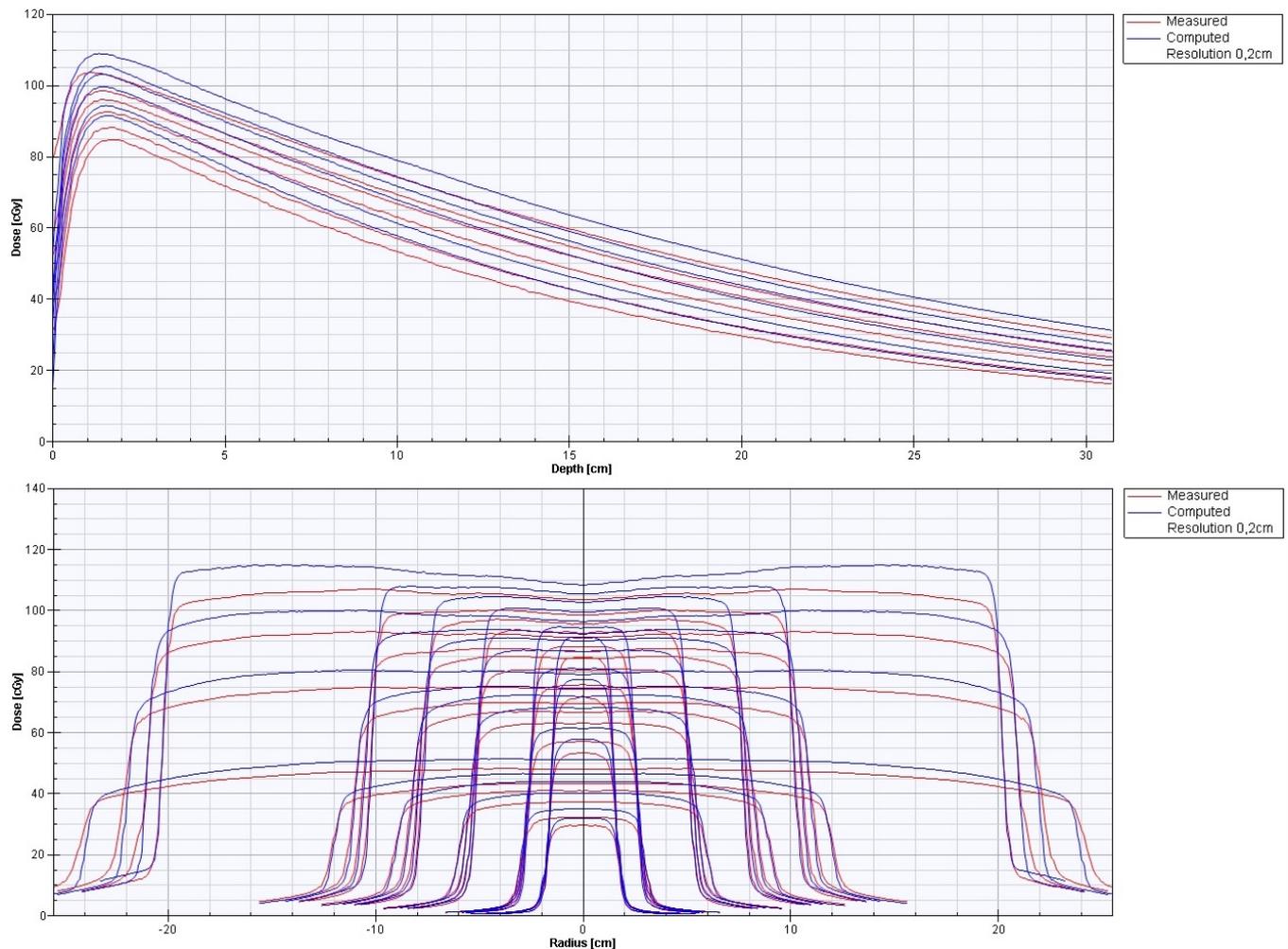


Figura 4.3: Curve PDD e profili misurate e calcolate da Compass per il modello 2.

Il **modello 3** non è altro che una copia del LINAC virtuale del modello 2 in cui è stato applicato un leggero livello di ottimizzazione nella modellizzazione: l'*output factor correction*. Si tratta di un parametro analitico che varia in funzione delle dimensioni del campo e incide sugli *output factors*, a cui apporta delle modifiche in modo da correggerne l'andamento, come mostrato in figura 4.4.

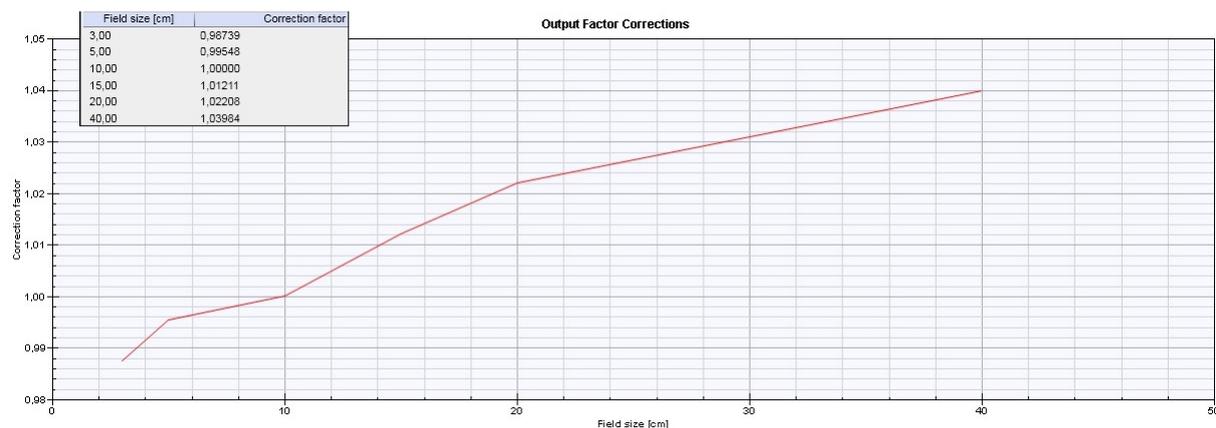


Figura 4.4: *Output factor corrections* eseguite sulle curve del modello 2 al fine di ottimizzarlo, ottenendo, così, il modello 3.

Tramite l'ottimizzazione anche solo di un parametro, le percentuali di discrepanza tra curve calcolate e sperimentali diminuiscono, ovvero si ha una maggiore coerenza tra loro. Lo si può osservare confrontando le curve del modello 3 in figura 4.5 con quelle del modello 2 (figura 4.3).

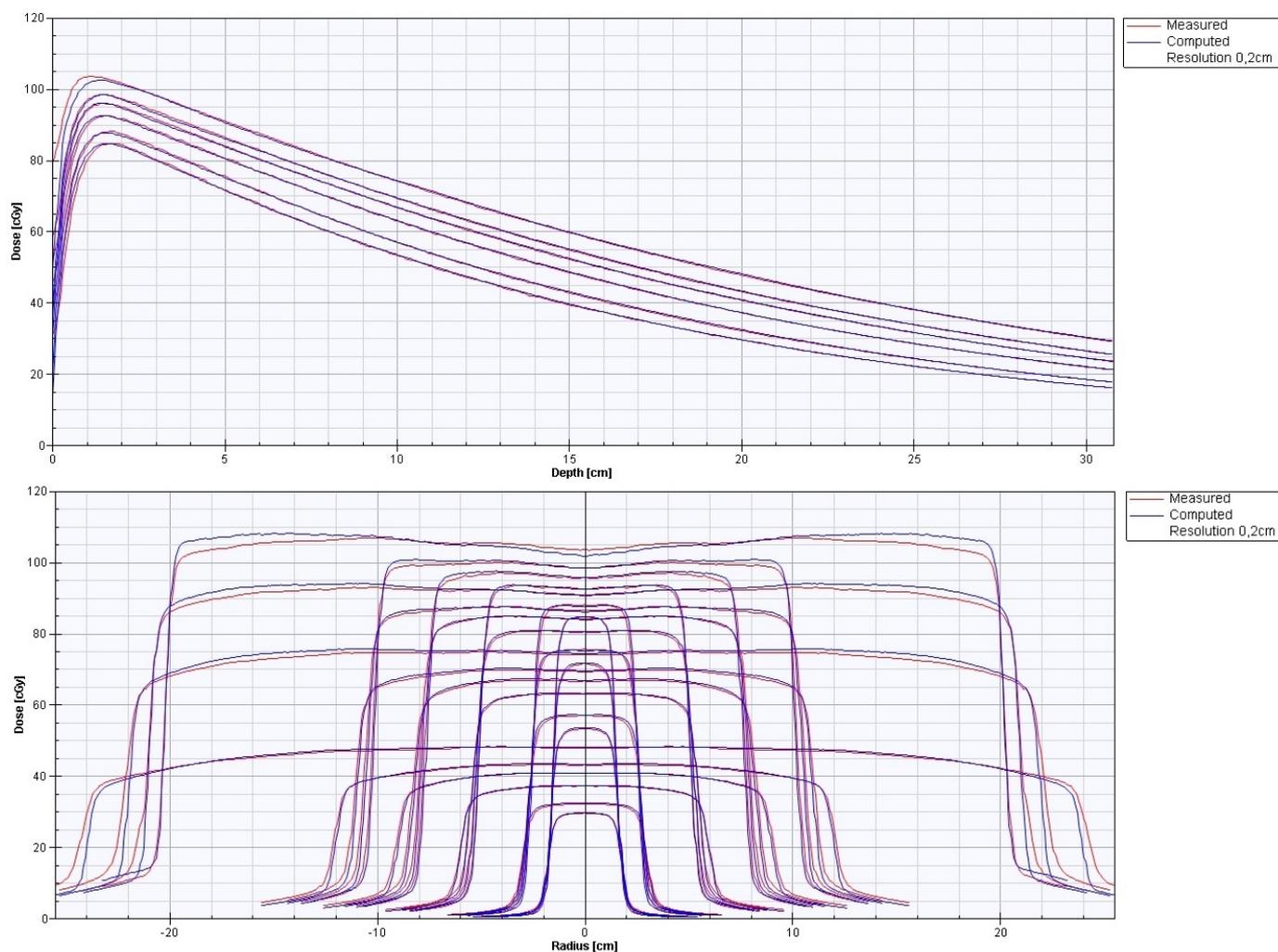


Figura 4.5: Curve di PDD e profili del modello 3, misurate e calcolate da Compass per il modello 3 e il cui calcolo è ottimizzato tramite l'*output factor correction*.

Per migliorare ulteriormente l'andamento delle curve calcolate è possibile incrementare il grado di ottimizzazione attraverso il *tool* dell'*auto modeling*, proprio del software Compass. Esso comprende diversi parametri, tra cui sono stati scelti quelli visibili in figura 4.6, in quanto sono risultati i più significativi per l'ottimizzazione. Il software applica un parametro alla volta, ricalcolando le curve a ogni passaggio, fino ad ottenere il risultato finale, che costituisce il **modello 4**, le cui curve sono mostrate in figura 4.7 .

Description	Iterations	Voxel Size
Turn Off Electron Contamination		
Collimator parameters (Analytical)		0,2
Output Factor Corrections	10	0,2
Energy Spectrum and Output Factor Corrections	10	0,2
Output Factor Corrections	10	0,2
Electron Contamination	10	0,2
Off Axis Softening (Analytical)		0,2
Beam Profile Corrections (Analytical)		0,2
Output Factor Corrections	10	0,2
Primary Source	10	0,2
Flattening Filter Source	10	0,2
Output Factor Corrections	10	0,2

Figura 4.6: *Template* dei parametri fisici scelti per l'ottimizzazione delle curve al fine di ottenere la compatibilità tra i dati teorici e quelli sperimentali.

In seguito si riporta una spiegazione più dettagliata dei parametri modificati. Per una definita energia nominale dell'acceleratore (6 MV) è possibile modellizzare la fluenza e quindi lo spettro, che definisce il numero di fotoni per ogni energia erogata, fino ad ottenere un perfetto accordo tra le curve calcolate e misurate. Risulta importante anche la modellizzazione della PDD nella zona del *build-up* attraverso i parametri che caratterizzano la contaminazione elettronica. Questi elettroni, prodotti dal fascio di raggi X incidente sul filtro omogeneizzatore, sui collimatori primari e secondari, hanno un'energia tale da consentire loro di penetrare nel fantoccio fino ad alcuni centimetri di profondità. Per questo motivo a d_{max} si ha una componente non trascurabile di elettroni provenienti dall'esterno. Essi contribuiscono alla dose assorbita nei primi strati di acqua e sono poi man mano assorbiti e la loro presenza diventa trascurabile all'aumentare della profondità. D'altronde, per la sua forma di cono rovesciato e per la differenza di spessore di materiale attraversato, il filtro omogeneizzatore (figura 1.3) comporta un aumento della fluenza del fascio all'aumentare della distanza dal suo asse centrale e la diminuzione dei fotoni di alta energia all'aumentare della distanza dall'asse centrale del fascio. Per correggere questi effetti, rilevanti nei profili, l'ottimizzazione agisce sui parametri denominati *off axis softening* e *beam profile correction*, oltre all'*output factor correction*. Si correggono anche le regioni periferiche dei profili di dose che risentono dell'effetto penombra. Inoltre, cambiando le effettive dimensioni della sorgente (tool: *Fluence-Source*) si influenza la forma dei profili nella regione ad alto gradiente di dose: aumentandole si arrotondano i profili, al contrario diminuendole li si rendono più squadrati. Infine, agen-

do sui parametri legati al collimatore si modella correttamente la forma delle code dei profili. Concluse tutte le variazioni dei parametri fisici, Compass restituisce il calcolo delle curve del modello 4 (figura 4.7). In essa, si nota, anche visivamente, un maggior accordo tra curve sperimentali e calcolate rispetto ai modelli 2 e 3, rispettivamente in figura 4.3 e 4.5.

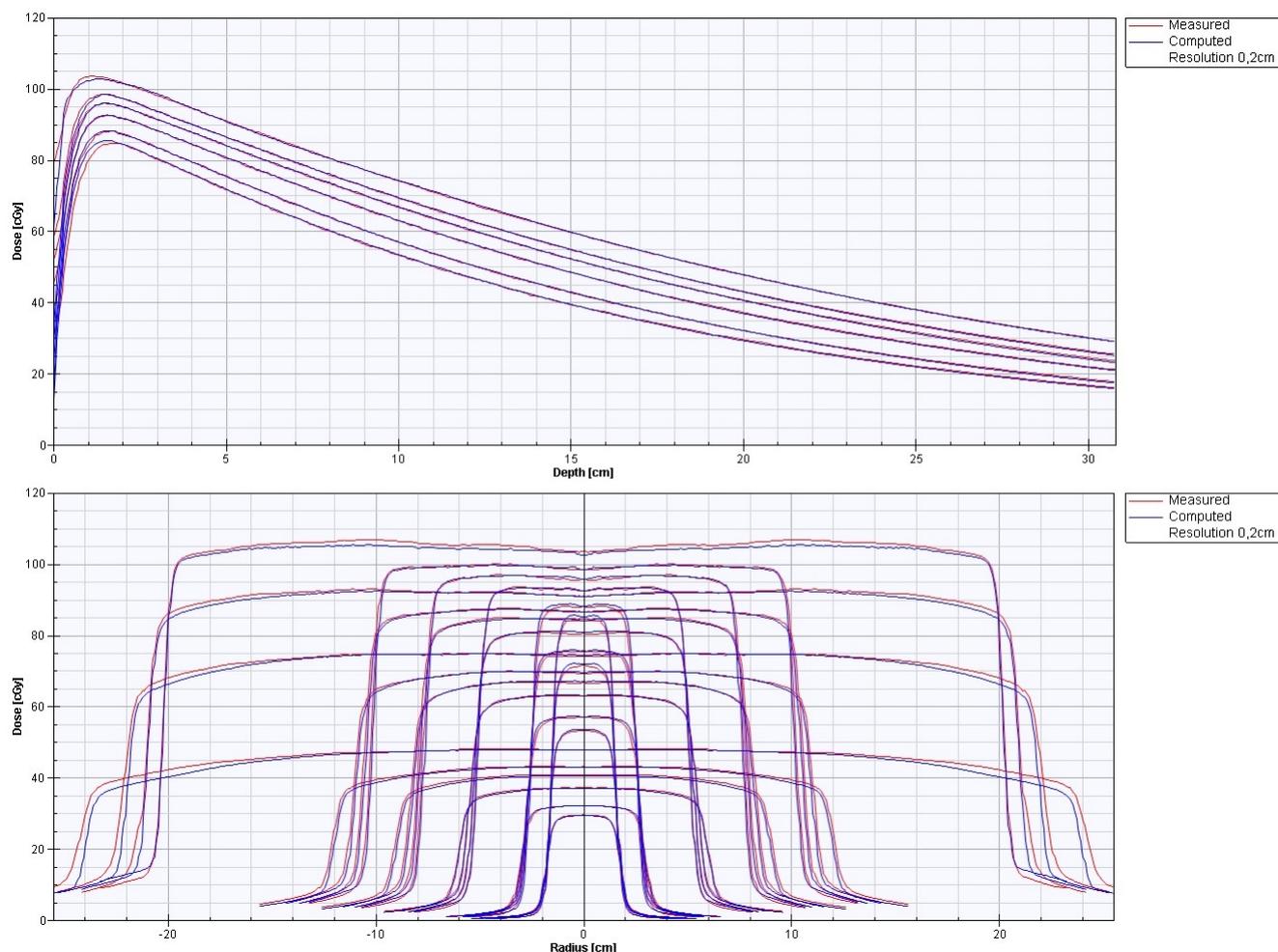


Figura 4.7: Curve di PDD e profili il cui calcolo è ottimizzato tramite l'*Auto modeling*, al fine di ottenere il modello 4.

Come anticipato nel capitolo precedente, si è deciso di creare un'ulteriore "macchina" virtuale al fine di modellizzare i dati del *commissioning* dell'acceleratore di Carpi. Tale modello viene denominato **modello 5**, e include le curve di PDD e profili delle seguenti dimensioni di campo, alle diverse profondità (d_{max} , 3 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm):

$2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$, $35 \times 35 \text{ cm}^2$, $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Le curve caratteristiche di questo modello sono mostrate in figura 4.8, in cui si nota visivamente la similarità tra curve misurate e calcolate. Inoltre, si nota che, rispetto al modello 1 di Modena (figura 4.2), si è riusciti ad ottimizzare meglio i parametri relativi al *build-up* delle PDD.

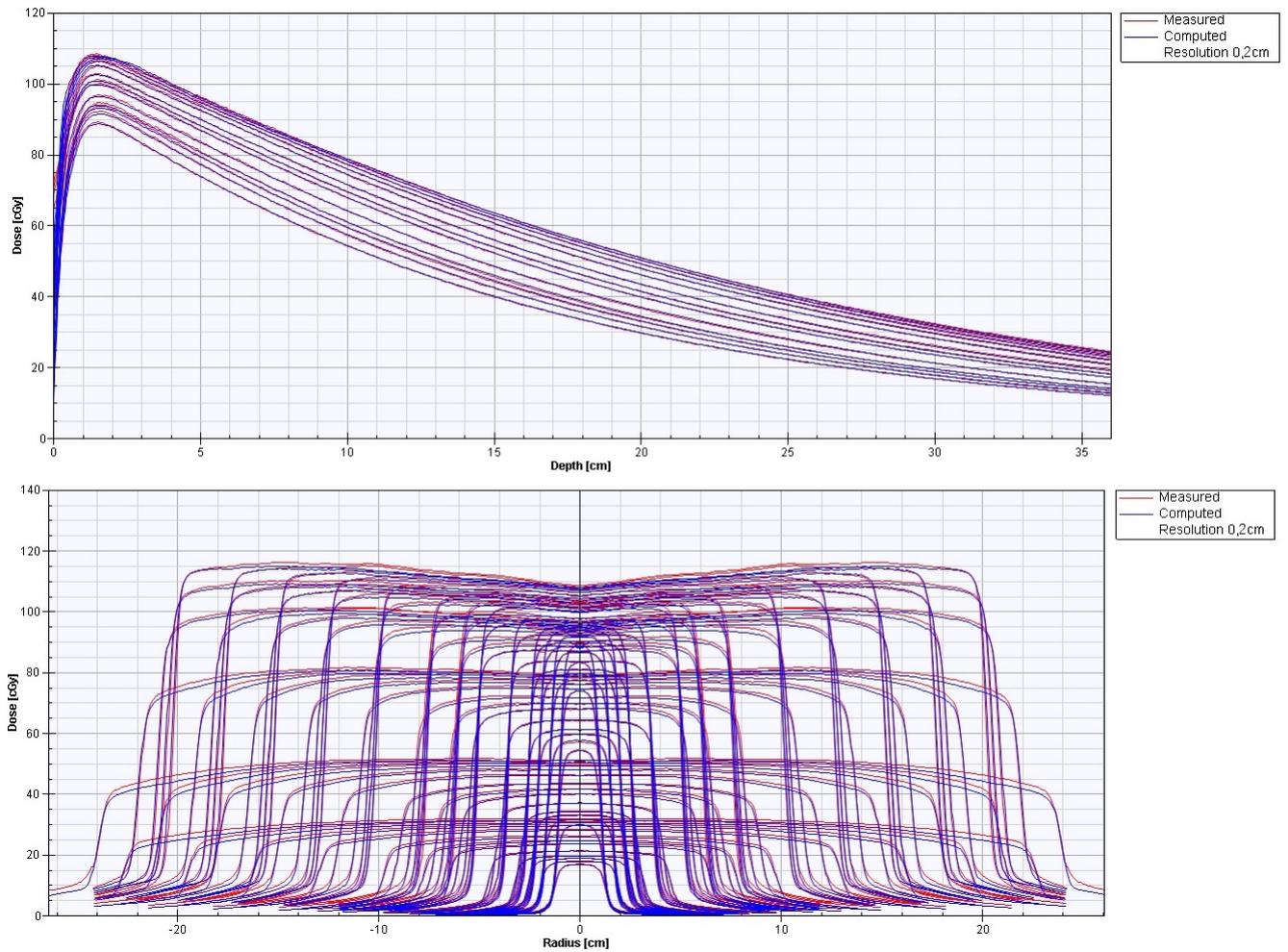


Figura 4.8: Curve di PDD e profili del *commissioning* dell'acceleratore di Carpi, calcolate da Compass, per il modello 5.

4.1 Il confronto tra i modelli

Dopo aver illustrato i cinque diversi modelli si esegue un confronto più approfondito tra loro, valutando le percentuali di differenza tra le curve misurate e quelle calcolate da Compass. Si considerano solo i campi e le profondità comuni a tutti i modelli. Inoltre, si valutano le zone di *build-up* e *fall-off* per le PDD e, per i profili, il tratto di *in field*, *penombra* e *out of field* e la *flatness*. Non si valuta la percentuale di simmetria in quanto le curve acquisite sono state centrate e simmetrizzate per avere la stessa condizione iniziale. Infine si confrontano anche gli spettri energetici dei diversi modelli.

Nel procedere dell'analisi, si è deciso di scartare i modelli 2 e 3 in quanto non ottimizzati completamente e non validi come il modello 4 che ha le stesse curve sperimentali. I grafici e i dati di tutti i cinque modelli sono riportati per l'analisi dei parametri di PDD in appendice (tabelle B.1 e B.2 e le rispettive figure B.1 e B.2), per mettere in evidenza l'incompatibilità dei modelli 2 e 3. Dunque si sono confrontati il modello 1 e 4 che rappresentano rispettivamente il modello dell'acceleratore di Modena senza e con Dolphin e il modello 5 relativo all'acceleratore di Carpi ("Carpi"). Il grafico 4.9 riporta la nuova denominazione dei modelli, già introdotta in figura 4.1.

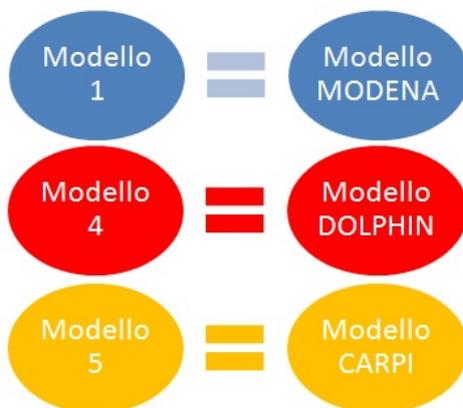


Figura 4.9: Denominazione dei modelli considerati nell'analisi di confronto.

4.1.1 Confronto tra le curve PDD

Analisi della zona di *build-up*

Osservando l'andamento delle curve PDD per i diversi modelli, si nota che il tratto di *build-up* è difficilmente ottimizzabile per le componenti variabili di *scattering* e della

contaminazione elettronica. In tabella 4.1, sono riportati i valori, mediati sui vari campi, delle percentuali di differenza tra curve calcolate e misurate. I valori percentuali distinti per i singoli campi sono riportati in tabella B.1 in appendice. Analizzando i valori, si nota che il modello Modena ha una discrepanza tra dati teorici e misurati elevata, rispetto agli altri modelli. Al contrario, il modello più vicino alle acquisizioni reali è quello Carpi, con cui è in accordo il modello Dolphin, come visibile in figura 4.10.

Modello	Media (%)
Modena	17 ± 6
Dolphin	6.3 ± 0.9
Carpi	5.1 ± 1.1

Tabella 4.1: Valori di *curve quality* nella zona di *build-up* della PDD, mediati sui campi.

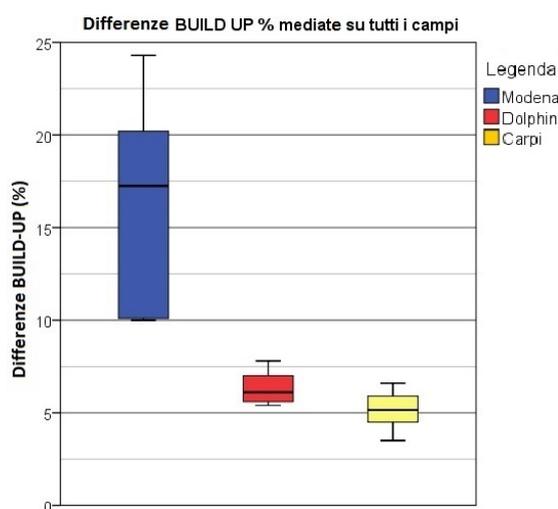


Figura 4.10: Grafico dei valori di *curve quality* nella zona di *build-up*, mediati sui campi.

Analisi della zona di *fall-off*

Il confronto dei modelli per il parametro di *fall-off* della PDD è mostrato in figura 4.11, in cui sono graficati per ogni modello i valori delle differenze tra curve teoriche e misurate, mediati sui campi. Dal grafico 4.11, si nota che per i modelli Dolphin e Carpi i valori percentuali di *curve quality* relativi al *fall-off* sono uguali tra loro per la maggior parte dei campi analizzati. In conclusione, si deduce che, per il parametro analizzato, non

ci sono differenze significative tra il modello Modena, Dolphin e Carpi, come si evince anche dalla tabella 4.2.

Modello	Media (%)
Modena	0.32 ± 0.08
Dolphin	0.22 ± 0.04
Carpi C	0.20 ± 0.06

Tabella 4.2: Valori di *curve quality* nella zona di *fall-off* della PDD, mediati sui campi.

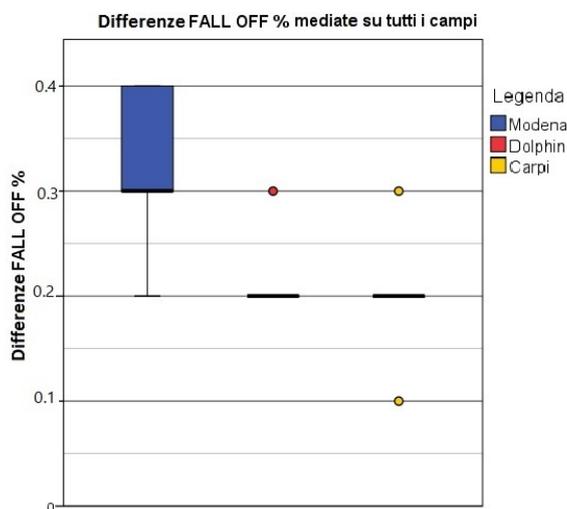


Figura 4.11: Grafico dei valori di *curve quality* nella zona di *fall-off*, mediati sui campi.

4.1.2 Confronto tra i profili

Nei profili, sono state analizzate le differenze tra curve teoriche e acquisite, nelle zone di: *in field* (in cui la dose è maggiore dell'80%), *penombra* (tratto con la dose tra il 20% e l'80%) e *out of field* (dove la dose è minore del 20%). Inoltre è stata valutata la modellizzazione della *flatness*. Si considerano gli andamenti sia in funzione del campo mediando sulle profondità di campionamento, sia in funzione delle profondità mediando sui campi. Nelle tabelle sono invece riportati i dati mediati sia sulle profondità che sui vari campi considerati. Non si considera la distinzione dei dati in X e Y, in quanto nell'analisi dei dati del capitolo precedente, non sono state riscontrate discrepanze significative tra l'una e l'altra direzione.

Analisi della zona di *in field*

In figura 4.12 sono presenti i grafici che rappresentano le differenze percentuali tra le curve calcolate e misurate, della zona di *in field*, in funzione sia della profondità che delle dimensioni di campo. Si nota come il modello Modena implichì più varianza dei dati rispetto agli altri. In funzione della profondità, è stata riscontrata una discrepanza massima di 0.3% tra tutti i tre modelli (vedi tabella B.4). Al contrario, considerando il confronto in funzione delle dimensioni di campo, non si ha compatibilità per il campo 3x3 cm^2 e 40x40 cm^2 (vedi tabella B.3). Nonostante ciò, in media, come riporta la tabella 4.3, i modelli risultano in accordo tra loro entro gli errori sperimentali.

Modello	Media (%)
Modena	0.9 ± 0.6
Dolphin	1.0 ± 0.4
Carpi	0.8 ± 0.4

Tabella 4.3: Valori di *curve quality* nella zona *in field* dei profili, mediati sui campi e sulle profondità.

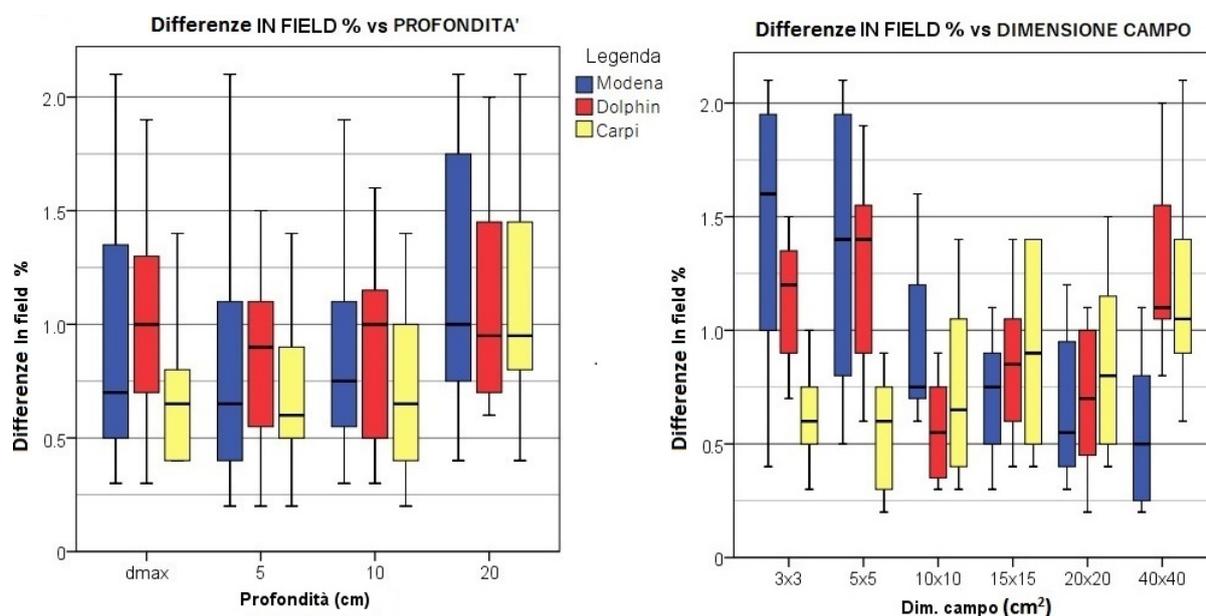


Figura 4.12: Grafico dei valori di *curve quality* nella zona *in field* dei profili, rispettivamente mediati sui campi e sulle profondità.

Analisi della zona di *penombra*

In figura 4.13, sono graficati i dati di *curve quality* del parametro penombra, che danno indicazioni sulla capacità di Compass di riprodurre fedelmente l'effetto di penombra delle curve misurate. Si nota che Dolphin comporta una grande varianza dei valori, eccetto per i campi piccoli. Inoltre, se si considera il grafico 4.13 in funzione della profondità, i dati dei modelli non presentano discrepanze significative, mentre ciò non si verifica se si considerano le differenze percentuali in funzione delle dimensioni di campo. Valutando i valori medi, i modelli sono comunque in accordo tra loro, come si vede dalla tabella 4.4. Occorre però osservare che essi risultano affetti da errori dello stesso ordine di grandezza.

Modello	Media (%)
Modena	3.5 ± 1.7
Dolphin	4 ± 3
Carpi	2.8 ± 1.9

Tabella 4.4: Valori di *curve quality* nella zona di penombra dei profili, mediati sui campi e sulle profondità.

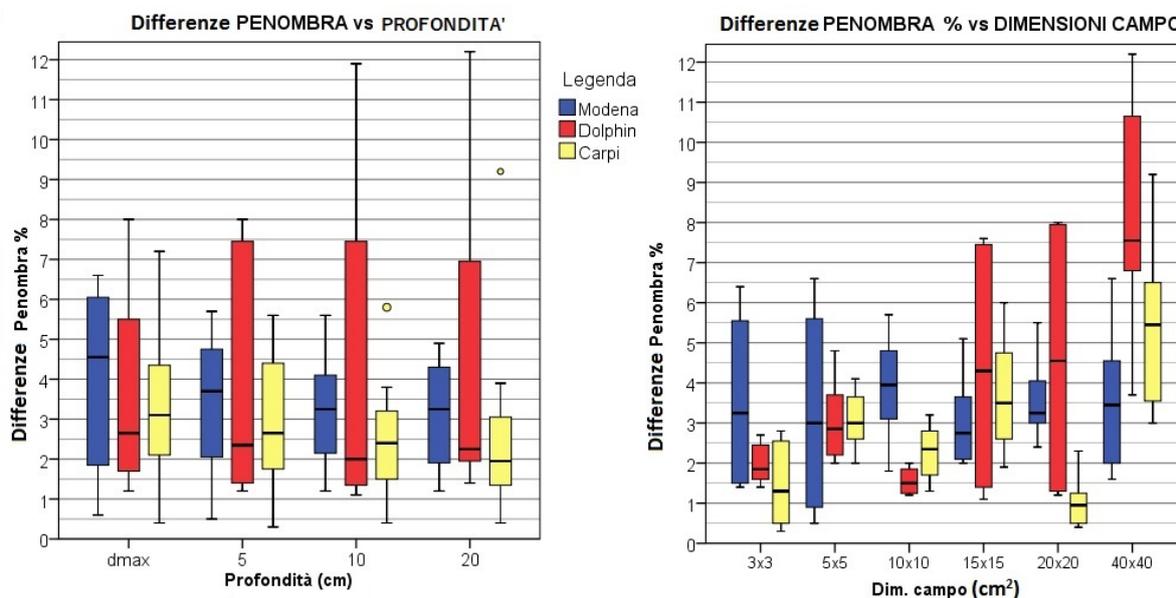


Figura 4.13: Grafico dei valori di *curve quality* nella zona *penombra* dei profili, rispettivamente mediati sui campi e sulle profondità.

Analisi della zona di *out of field*

Sono stati valutati anche i tratti finali dei profili, ovvero le "code" degli andamenti, i cui punti hanno una dose inferiore al 20%. In questa zona, si è riscontrata una minore corrispondenza tra dati teorici e misurati, in quanto i valori bassi di dose sono dovuti alla radiazione trasmessa attraverso il collimatore e gli schermi della testata. Per questo motivo, i dati sono affetti da una grande varianza soprattutto per il campo 40x40 cm^2 e per la profondità di 20 cm , come si vede in figura 4.14. Per alcuni dei campi analizzati, i modelli non sono compatibili. Mentre, osservando la tabella 4.5, i modelli sono in accordo tra loro considerando i valori percentuali mediati sulle profondità e sui campi.

Modello	Media (%)
Modena	1.0 ± 0.7
Dolphin	1.0 ± 0.7
Carpi	1.1 ± 0.9

Tabella 4.5: Valori di *curve quality* nella zona di *out of field* dei profili, mediati sui campi e sulle profondità.

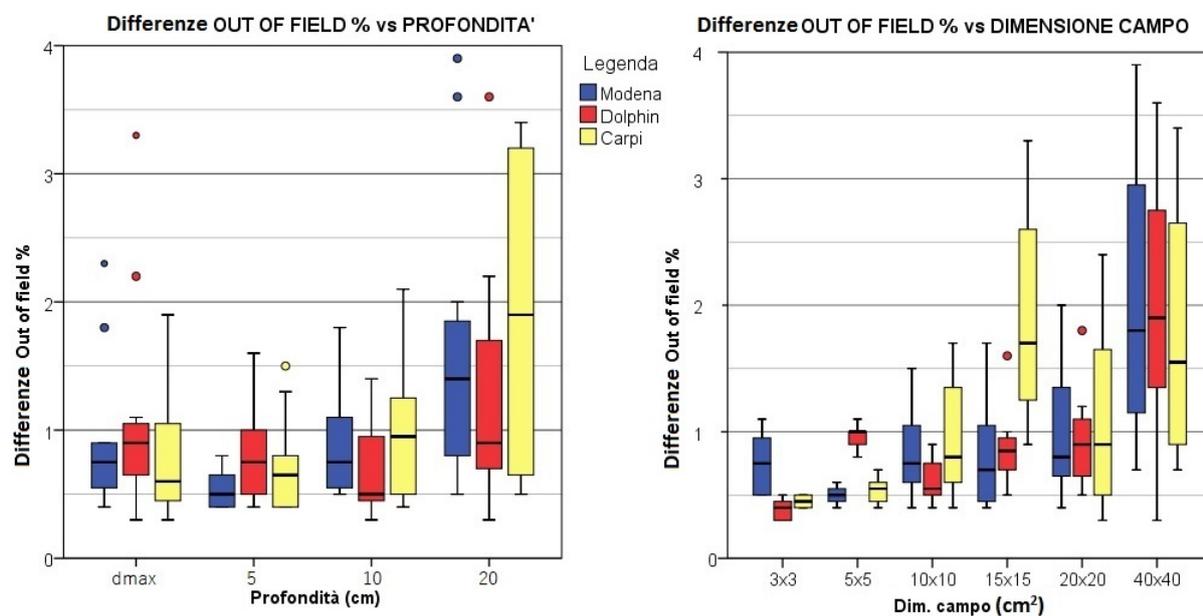


Figura 4.14: Grafico dei valori di *curve quality* nella zona di *out of field* dei profili, rispettivamente mediati sui campi e sulle profondità.

Analisi del parametro di *flatness*

Per il parametro di *flatness* non è stato considerato il campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$ in quanto non è stato possibile eseguire le acquisizioni per un campo così piccolo. Dalla figura 4.15 è possibile vedere che le percentuali di differenza tra curve calcolate e misurate aumentano all'aumentare delle dimensioni di campo e aumentano anche le loro varianze. Si nota come per ogni profondità analizzata, si abbiano due valori al di fuori delle barre di errore, essi sono i valori misurati per il campo di dimensioni $40 \times 40 \text{ cm}^2$ nelle due direzioni X e Y.

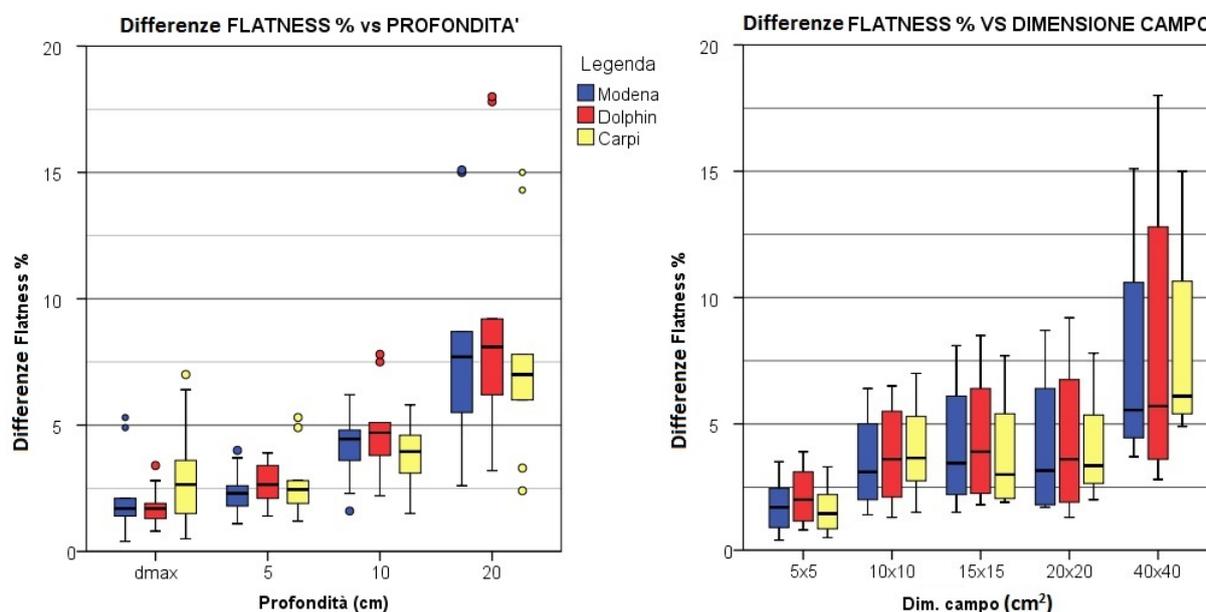


Figura 4.15: Grafico dei valori di *curve quality* per il parametro di *flatness* dei profili, rispettivamente mediati sui campi e sulle profondità.

4.1.3 Confronto tra gli spettri energetici dei modelli

Dello spettro energetico è stato valutato l'andamento della fluenza dei fotoni e della contaminazione elettronica. Osservando la figura 4.16 si nota che oltre i 2 MeV la contaminazione elettronica con Dolphin risulta leggermente inferiore; tuttavia, le discrepanze massime tra i modelli di questo parametro sono al di sotto dell'1%, quindi non significative. Per la fluenza dei fotoni, si nota come il massimo sia spostato a una profondità maggiore per il modello Dolphin rispetto agli altri. Questo è spiegabile con il fatto che il dispositivo funge da "filtro" per i fotoni di basse energie, per cui il fascio in uscita da Dolphin ha un'energia media maggiore (*beam-hardening*). Incidere su questi due parametri è importante per la modellizzazione della regione di *build-up* delle PDD.

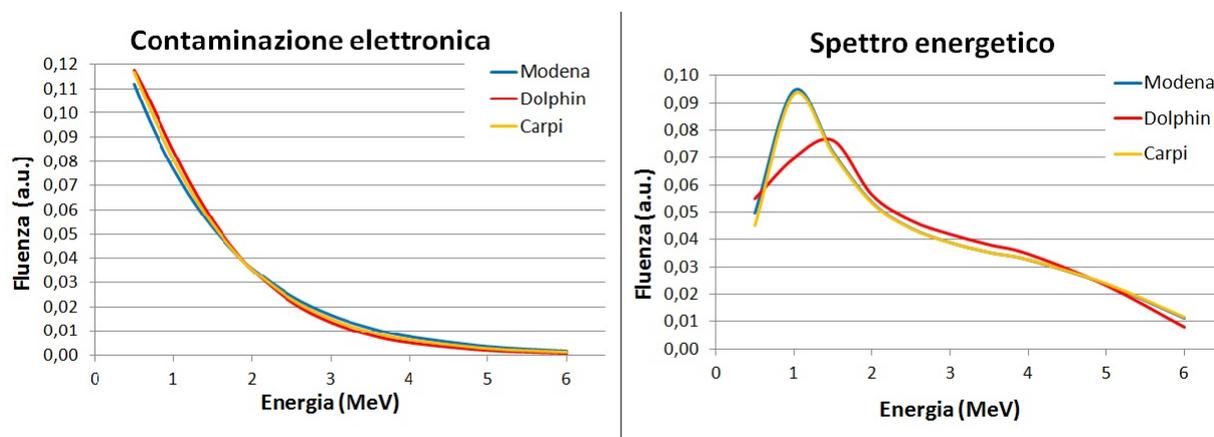


Figura 4.16: Confronto tra i modelli Modena, Dolphin e Carpi circa i parametri della fluenza dei fotoni e della contaminazione elettronica.

Capitolo 5

Verifica dosimetrica dei piani di trattamento

Dal capitolo precedente, è risultato che i modelli Modena, Dolphin e Carpi sono in accordo tra loro, in seguito all'ottimizzazione. Di conseguenza, per avere un'ulteriore verifica della compatibilità tra i modelli, si è deciso di erogare dei piani di trattamento reali, ricalcolati su un fantoccio, tramite gli acceleratori di Modena, Carpi e nel caso si introduca o meno il dispositivo Dolphin. In questo capitolo, si riporta l'analisi eseguita sulle distribuzioni di dose simulate dal TPS e quelle acquisite.

5.1 L'indice gamma per l'analisi dei dati dosimetrici

Numerose sono le pubblicazioni che riportano i criteri di accettabilità della dose erogata al volume bersaglio rispetto a quella ottenuta dai modelli di calcolo. I diversi criteri utilizzati sono stati rivisti negli anni per il diverso modo in cui viene acquisita la dose di riferimento e per l'utilizzo di tecniche d'irradiazione più complesse introdotte recentemente. Un altro aspetto non trascurabile è il fatto che quando si sottopone un sistema di calcolo ad un confronto rispetto ad un dato misurato, lo stesso dato misurato è affetto da un'incertezza, che comprende oltre all'errore di misura, anche l'incertezza relativa ai parametri geometrici dell'acceleratore lineare. Di seguito sono illustrati i principali metodi di analisi dei dati dosimetrici acquisiti.

Il metodo di valutazione Gamma è un criterio statistico di analisi dei dati di dose, che mette a confronto la distribuzione di dose calcolata dal TPS e quella acquisita sperimentalmente; il risultato finale è espresso dal valore dell'indice gamma [3]. Questo criterio sintetizza in un'unica relazione il criterio della differenza di dose, δ_{DOSE} , e della distanza di accordo (DTA, *Distance To Agreement*) ed è schematizzato in figura 5.1.

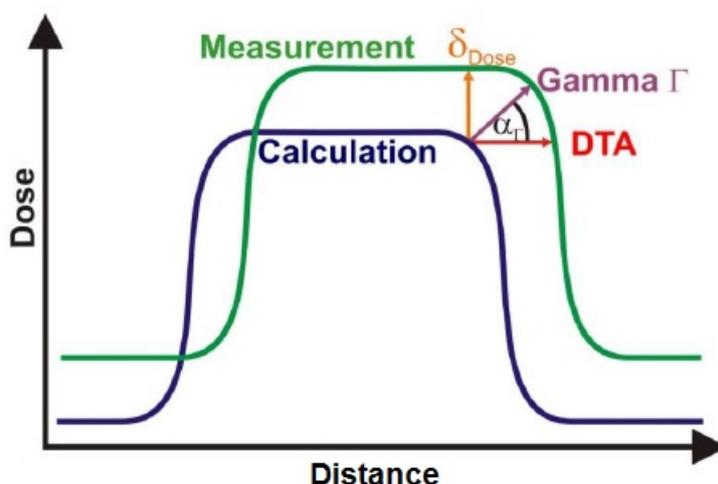


Figura 5.1: Rappresentazione schematica per il calcolo della funzione Gamma.

La *dose difference function*, δ_{DOSE} , comporta il confronto tra la dose calcolata e quella misurata nel punto i -esimo, come espresso dalla relazione:

$$d(i) = \frac{D_c(i)}{D_m(i) * \frac{D_{ref}}{D_m(ref)}}, \quad (5.1)$$

dove

- $D_c(i)$ è la dose calcolata nel punto i -esimo per un fissato numero di unità monitor MU (ad esempio 100),
- $D_m(i)$ è la dose misurata nel punto i -esimo per lo stesso numero di MU,
- D_{ref} è la dose alla profondità di riferimento (10 cm) per il campo di riferimento (10x10 cm²), per lo stesso numero di MU ed è utilizzata come dose di riferimento per il sistema di calcolo,

- $D_m(ref)$ è la dose misurata nella condizione di riferimento al momento della misura di $D_m(i)$.

Il rapporto $\frac{D_{ref}}{D_m(ref)}$ serve a rendere indipendente il confronto tra dose calcolata e misurata dalle condizioni sperimentali. Il criterio di dose è valido quando $d(i)$ è minore di un certo valore percentuale di tolleranza (di solito 2% o 3 %). L'equazione 5.1 può essere anche espressa come differenza relativa, ottenendo la formula 5.2.

$$\delta(i) = d(i) - 1 \quad (5.2)$$

In regioni ad alto gradiente (ad esempio lungo i bordi di un campo) l'applicazione del criterio della differenza di dose potrebbe portare a scostamenti elevati, sia per l'incertezza sperimentale con cui viene determinata la posizione del punto di misura sia per le tolleranze meccaniche sul posizionamento dei collimatori. In questi casi e per l'analisi di profili si utilizza il criterio della "distanza di accordo" (DTA), che è la distanza spaziale tra un punto con un certo valore di dose nella distribuzione calcolata dal TPS e il punto più vicino, misurato sperimentalmente, con lo stesso valore di dose.

$$DTA(D) = r_c(D) - r_m(D) \quad (5.3)$$

In conclusione, la formula che permette il calcolo dell'indice gamma è la seguente:

$$\gamma(i) = \min_{\forall t} \sqrt{\left(\frac{\delta_i(t)}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{r_i(t)}{\Delta r}\right)^2} \quad (5.4)$$

con

$$\delta_i(t) = d_i(t) - 1 \quad (5.5)$$

$$d_i(t) = \frac{D_c(i + r_i(t))}{D_m(i) * \frac{D_{ref}}{D_m(ref)}} \quad (5.6)$$

dove, $r_i(t) = t - i$ è la distanza tra i punti i e t e Δd e Δr sono rispettivamente la tolleranza scelta sull'incertezza di dose e quella sullo spostamento. Per capire come il parametro Gamma (formula 5.4, [3]) inglobi sia il criterio della differenza di dose sia quello della distanza di accordo è sufficiente osservare i criteri di verificabilità dei due singoli casi. Per il criterio della differenza di dose, $r_i(t) = 0$ poiché $t = i$ allora

$\gamma(i) = |\delta(i)|/\Delta d$ e per la definizione di DTA, i valori di dose uguali devono essere entro una certa tolleranza in mm , di solito ($2mm$ o $3 mm$). Per tali deduzioni il criterio dell'indice Gamma espresso in 5.4 è soddisfatto quando $\gamma(i) \leq 1$, ovvero quando il punto calcolato si trova all'interno dell'ellisse, dove il valore di riferimento (la dose misurata) è collocata nell'origine degli assi. Infatti $\gamma(i) = 1$ rappresenta il luogo geometrico dei punti dell'ellisse avente come semiassi rispettivamente Δd e Δr , come è visibile in figura 5.2 [4]. Oltre all'indice, la risposta dell'analisi gamma può essere espressa come la percentuale dei pixel che rispettano la condizione dell'indice ≤ 1 . Questa analisi è comunemente usata nell'ambito della Fisica Medica ed è eseguita con tolleranza di dose del 2% o 3% e di distanza pari a $2mm$ o $3 mm$.

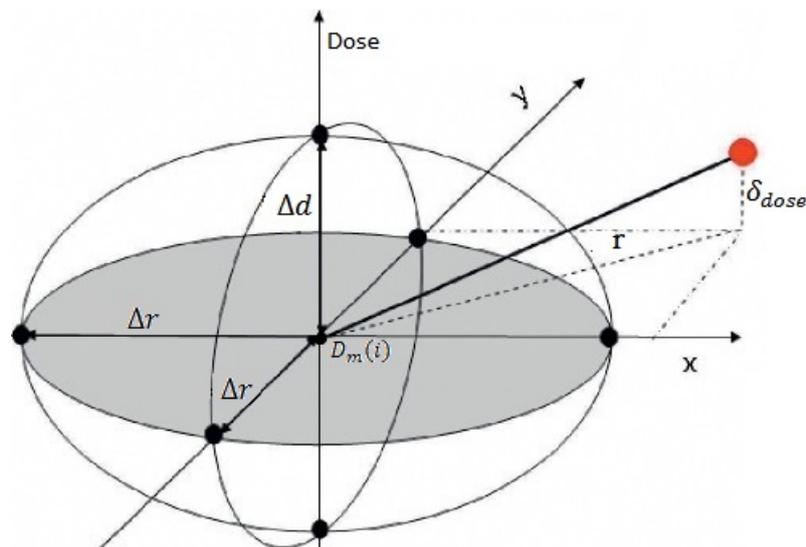


Figura 5.2: Rappresentazione della verificabilità dell'indice Gamma, dove X e Y sono le dimensioni spaziali e Dose è la dimensione di dose.

La differenza tra l'analisi gamma globale e locale

Solitamente, per il criterio dell'indice gamma si ha la distinzione tra gamma globale e locale. La differenza tra i due tipi di analisi consiste nella dose di riferimento considerata. Come si vede in figura 5.3, nel calcolo del gamma locale le tolleranze di dose sono molto piccole nei tratti di alto gradiente mentre le tolleranze di DTA rimangono invariate. Infatti, in figura 5.3, si vede che per l'analisi globale si hanno degli intorni con una forma circolare perfetta, in cui si ricerca corrispondenza tra calcolato e misurato, mentre

nell'analisi locale essi assumono una forma ovale sempre più schiacciata al diminuire della dose. Nell'analisi gamma locale per ogni punto di dose misurata, la tolleranza di dose è calcolata in base alla dose locale di quel punto, ovvero entro i limiti di distanza. Quindi alle basse dosi è più probabile che il gamma locale non sia entro le tolleranze. Al contrario, nell'analisi globale, la tolleranza di dose è basata sul massimo di dose dell'intera immagine valutata oppure sulla dose di prescrizione.

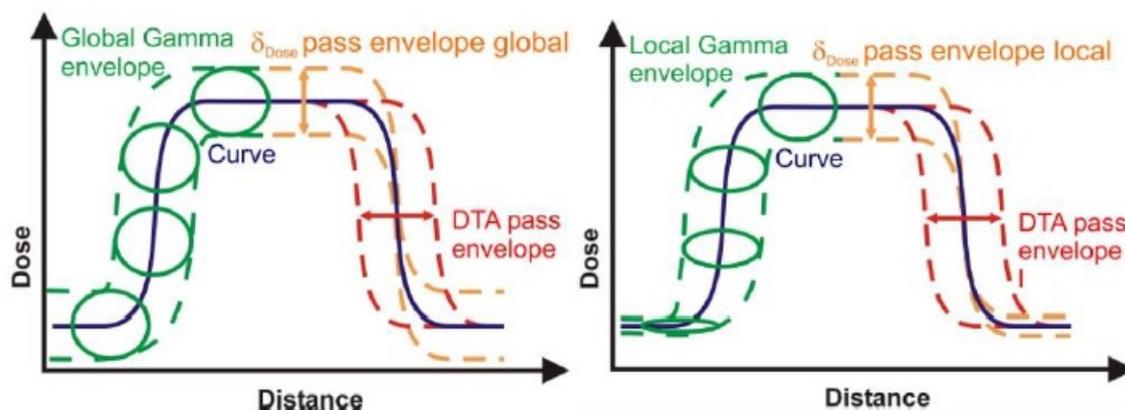


Figura 5.3: Rappresentazione schematica della differenza tra gamma globale e locale.

5.2 Analisi dosimetrica dei piani di trattamento

Di seguito viene illustrata la procedura seguita per la verifica dosimetrica dei piani di trattamento. Inizialmente, i piani di trattamento reali sono stati ricalcolati su un fantoccio, nel cui inserto è possibile inserire la matrice planare di camere a ionizzazione, Matrix. In seguito all'erogazione di questi piani è stata eseguita la loro valutazione con due diversi software: Compass, connesso a Dolphin e MyQA, connesso a Matrix. In particolare, sono stati considerati piani di trattamento VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) con più di un arco di erogazione. D'altro canto, per un'analisi più dettagliata sono stati separati i singoli archi di erogazione, quindi per ogni paziente si hanno gli archi 1A e 1B, che indicano rispettivamente il primo arco e il secondo arco del primo tempo del trattamento radioterapico. Eventualmente si possono avere anche gli archi 2A e 2B che si riferiscono al secondo tempo di un piano di trattamento, essi costituiscono una dose aggiuntiva, erogata alla fine del primo tempo e concentrata su un PTV (*Planning Target Volume*) più ristretto.

Nell'ambito clinico si ritiene che un piano VMAT possa essere adeguato quando l'analisi gamma globale (3%, 3 mm) risulta superiore al 95 %. Dopo un'opportuna valutazione si possono ritenere validi anche i piani con un gamma globale tra il 95 % e il 90 %. Di conseguenza si ritengono non attendibili i piani di trattamento la cui analisi gamma globale risulti inferiore al 90 %. Nelle tabelle in appendice C, i valori gamma risultanti assumono diverse colorazioni a seconda delle restrizioni che rispettano: verde per la prima fascia, il giallo per la seconda e il rosso per l'ultima.

Il set-up utilizzato durante l'erogazione dei piani è mostrato in figura 5.4, in cui Dolphin è agganciato al LINAC e la matrice planare di camere a ionizzazione è collocata nell'inserito del fantoccio, su cui vengono erogati i piani di trattamento. In questo modo si acquisiscono contemporaneamente le mappe di Dolphin, analizzate nella prima parte di questa sezione e quelle di dose fornite da Matrix, discusse nella seconda parte. Il set-up, visibile dalla figura 5.4, è lo stesso per le acquisizioni con entrambi gli acceleratori, come è illustrato anche nello schema 5.5.

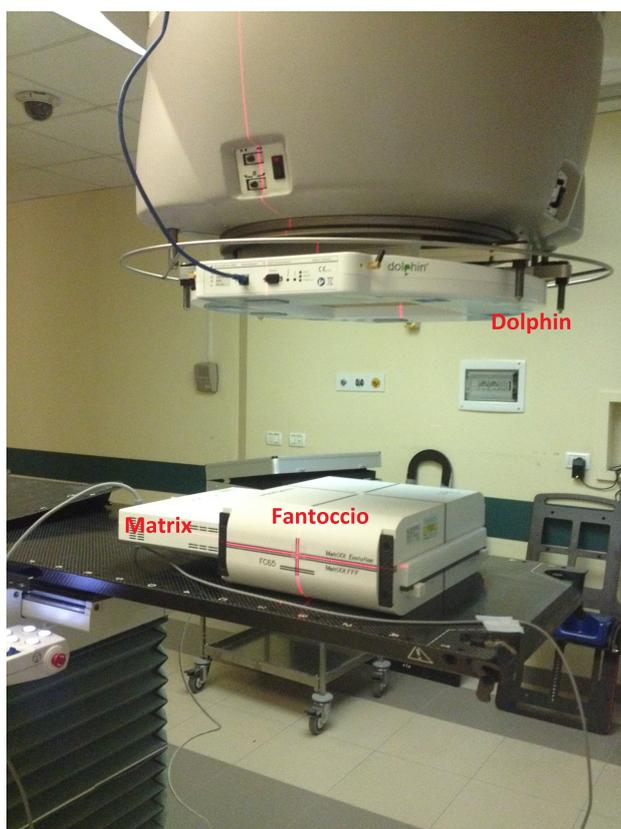


Figura 5.4: Set-up sperimentale utilizzato durante l'erogazione dei piani di trattamento.

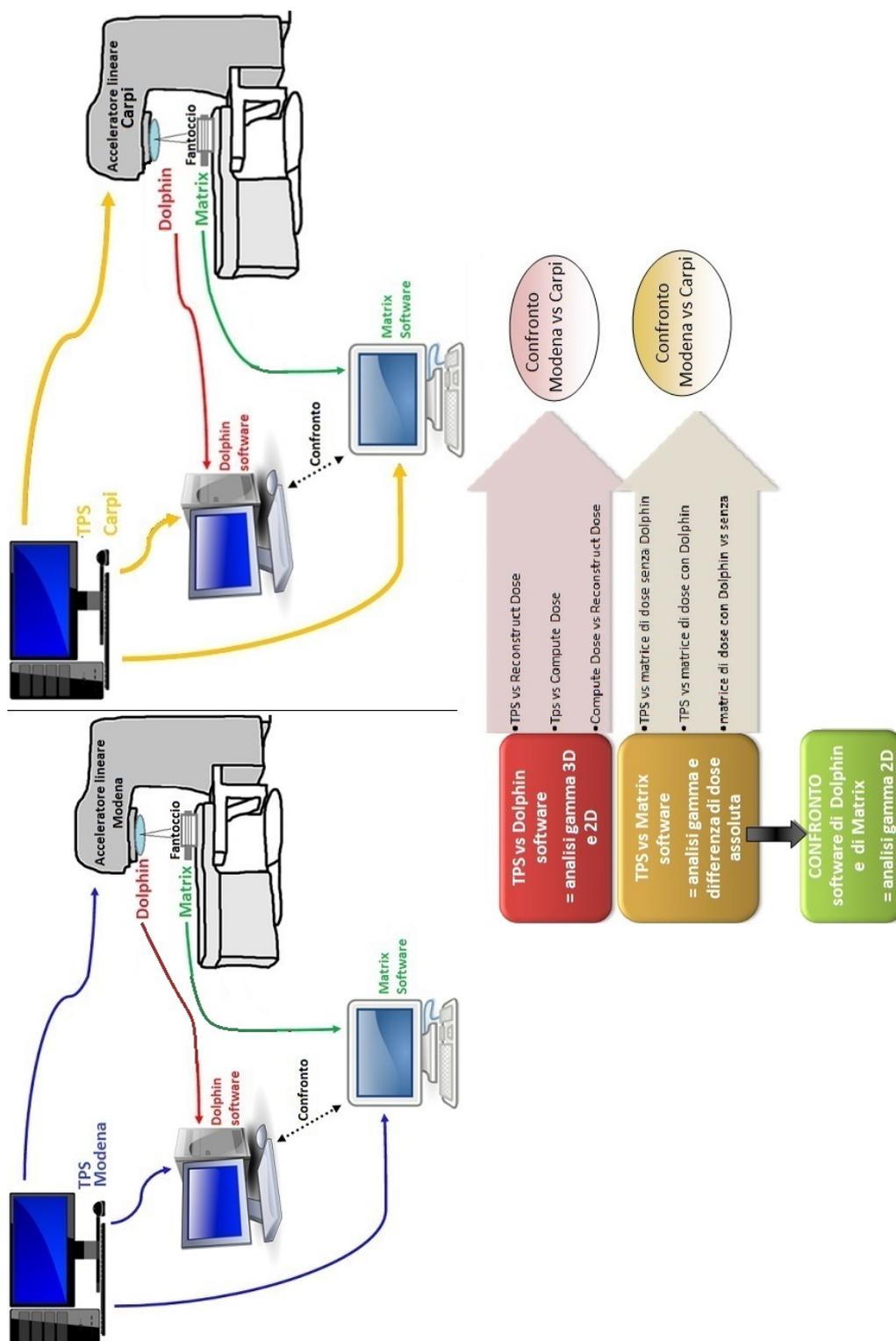


Figura 5.5: Rappresentazione schematica della verifica dosimetrica dei piani di trattamento.

5.2.1 Analisi gamma tramite un software di calcolo volumetrico di dose

Come detto precedentemente, l'utilizzo del modello Modena e di quello Dolphin non comporta cambiamenti significativi; la stessa cosa è valida per il modello Carpi e quello Dolphin. Per tali motivi si è deciso di acquisire le mappe di dose con Dolphin e eseguirne il calcolo con il modello Modena o Carpi a seconda di dove sono erogati i piani di trattamento, oggetto di studio. Tramite Compass è stata poi eseguita l'analisi gamma sia tridimensionale che bidimensionale all'interno del *body* del fantoccio. Per l'analisi gamma 2D è stata scelta la fetta di riferimento all'isocentro (*slice* 43), corrispondente alla posizione in cui sono collocate le camere di Matrix, in modo da confrontare, in un secondo momento, le mappe acquisite da Dolphin e da Matrix nelle stesse condizioni. Si Sono eseguite le analisi gamma globale e locale, con la specifica che Compass permette due calcoli del gamma globale: una rispetto alla dose massima e l'altra rispetto alla dose di prescrizione. Tali analisi sono state eseguite con tolleranze di DTA di 3 *mm* e di dose entro il 3%, denominate $\gamma_{3mm3\%}$. In Compass non viene fornito il valore gamma in percentuale direttamente, ma è necessario definire tra gli indici statistici un *Comparative goal* sulla ROI (*Region Of Interest*) del *body* che restituisce x , dove x è il volume con un indice gamma maggiore di 1. Quindi dalla sottrazione $100\% - x(\%) = \gamma(\%)$, si ottiene il valore gamma percentuale cercato.

L'analisi gamma è stata eseguita con una procedura che comprende i seguenti confronti:

- TPS vs *Reconstruct Dose* (TPS-RC): evidenzia le discrepanze tra il modello calcolato dal TPS e la distribuzione di dose ricalcolata da Compass sulla base del modello dell'acceleratore e sull'acquisizione di Dolphin;
- TPS vs *Compute Dose* (TPS-CC): valuta la coerenza tra le distribuzioni di dose calcolate dal TPS e da Compass, in quanto alla base hanno le stesse curve teoriche;
- *Compute Dose* vs *Reconstruct Dose* (CC-RC): confronta la distribuzione simulata da Compass e quella ricalcolata sulla base dei conteggi acquisiti da Dolphin.

Nelle figure seguenti (5.6, 5.7 e 5.8) è mostrato un esempio di analisi gamma tridimensionale di *Reference Dose Max* di Compass, per i tre confronti, i cui risultati sono visibili nella parte inferiore delle figure.

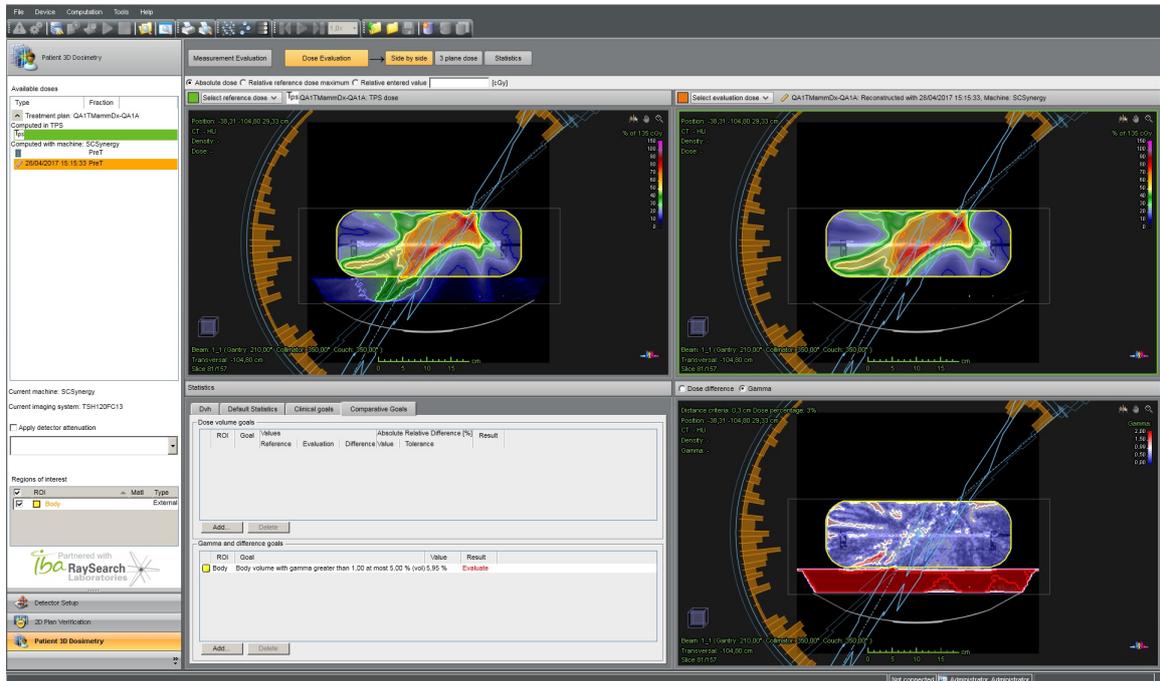


Figura 5.6: Analisi gamma 3D tra il TPS e il calcolo di dose misurata (RC).

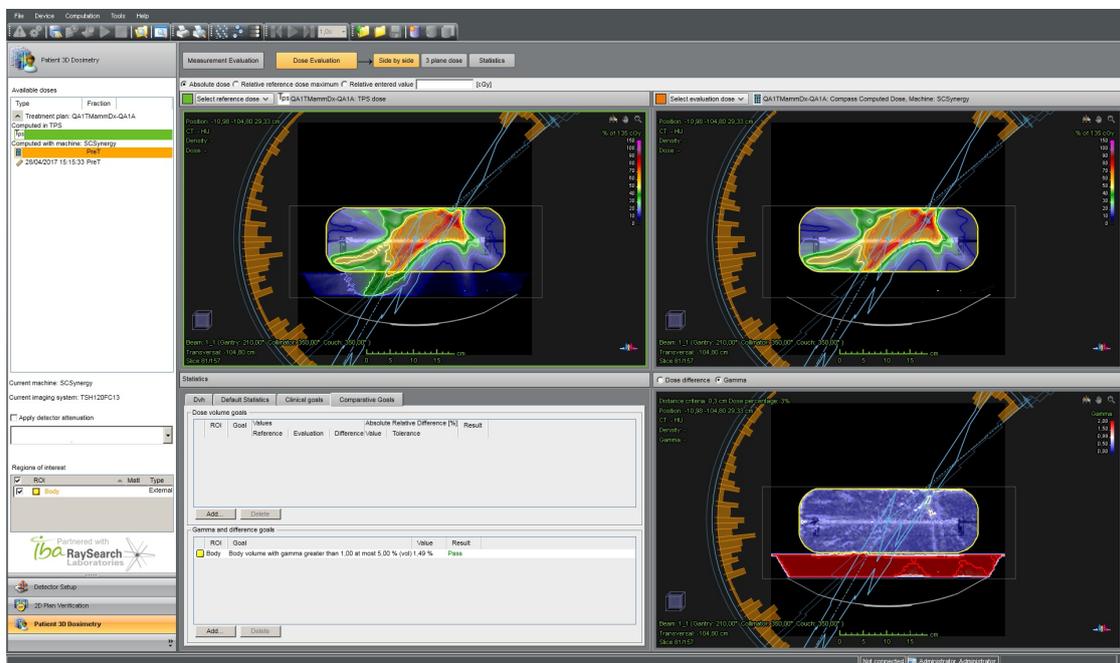


Figura 5.7: Analisi gamma 3D tra il TPS principale e il calcolo di Compass (CC).

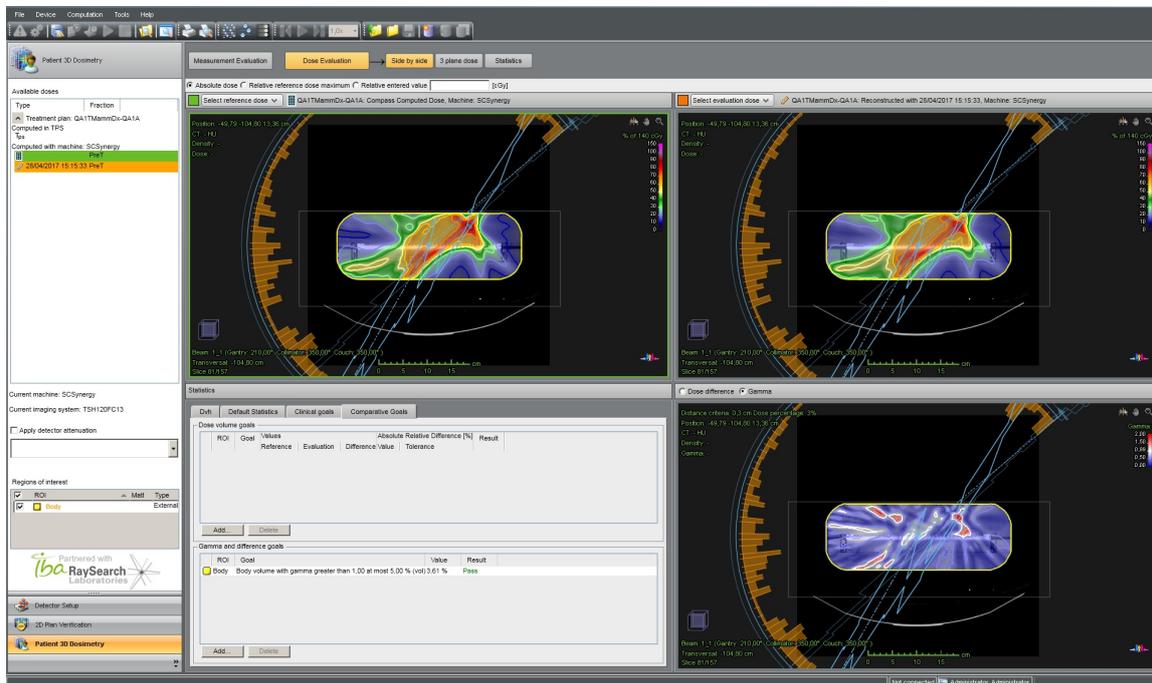


Figura 5.8: Analisi gamma 3D tra il calcolo di dose 3D (CC) e quello ricostruito (RC).

Il software di calcolo volumetrico di dose permette di eseguire anche un'analisi gamma bidimensionale del volume di dose calcolato, tramite il *tool 2D Plan Verification*, come si può vedere dall'esempio riportato in figura 5.9. In questo caso si è deciso di analizzare la *slice* di dose all'isocentro del volume, per permetterne un confronto con la dose misurata da una matrice planare, argomento trattato successivamente. Nel caso bidimensionale è necessario selezionare l'area di interesse sulla *slice*, ovvero l'area dove si ha l'acquisizione di dose. Della ROI (*Region of Interest*) selezionata si esegue l'analisi gamma, la cui risposta è riportata nel tool *Statistic* ed è visualizzata in un istogramma in cui è graficato il numero di pixel con indice gamma tra 0 e 1.

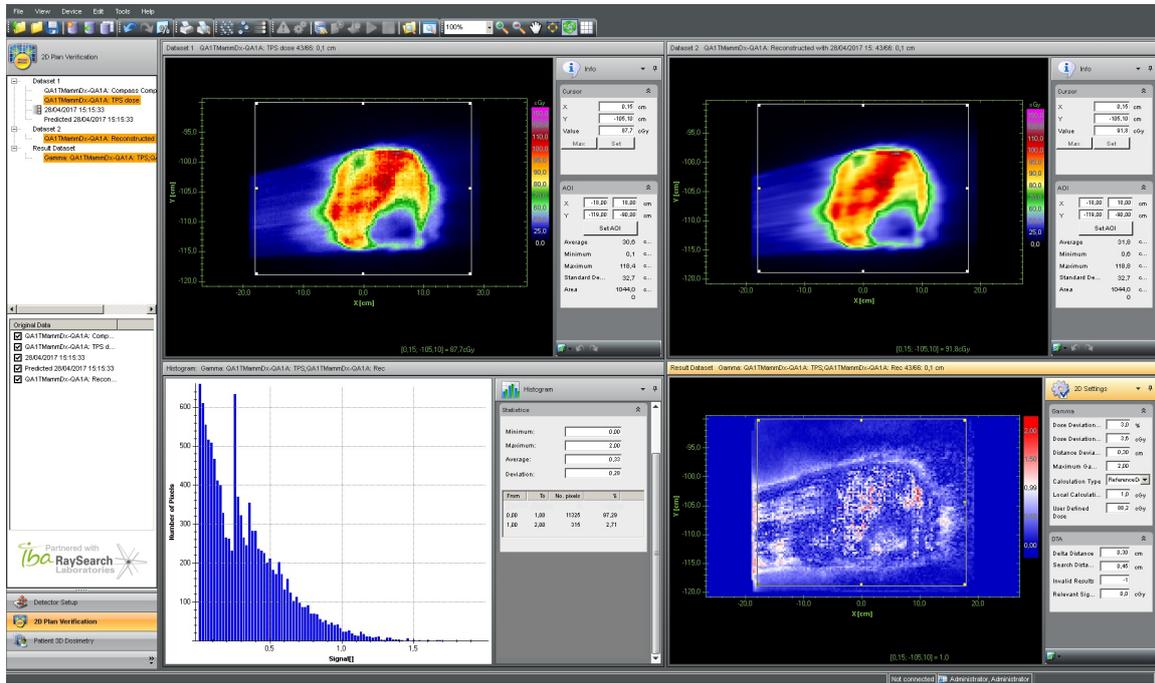


Figura 5.9: Analisi gamma di *2D Plan Verification*, eseguita tramite il software Compass.

Dati acquisiti con l'acceleratore di Modena

Con il Synergy di Modena sono stati erogati più volte i piani di tre pazienti diversi (A, B, C), in modo da simulare un eventuale controllo settimanale, con Dolphin, durante l'intero trattamento (della durata di tre o quattro settimane). Le dosi di prescrizione dei singoli fasci per ciascun paziente sono riportate in tabella 5.1 e vengono utilizzate per il calcolo di un'analisi gamma di Compass (tramite il *tool User Defined Max Dose*).

Paziente	Fascio	Dose di prescrizione (cGy)
A	1A	99.3
A	1B	96.1
B	1A	88.2
B	1B	103.9
C	1A	91.6
C	1B	108.9

Tabella 5.1: Dosi di prescrizione utilizzate nell'analisi gamma *User Defined Max Dose*.

I valori gamma ottenuti sono espressi in percentuale e sono riportati nelle tabelle in appendice, dove per TPS si intende la distribuzione di dose simulata dal software di calcolo primario, per CC (*tool Compute Dose*) la dose calcolata da Compass sulla base del modello commissionato e per RC (*tool Reconstruct Dose*) la dose ricostruita da Compass sulla base del modello e delle acquisizioni. I valori gamma risultanti del confronto TPS vs CC sono ovviamente uguali per tutte le sessioni di acquisizione, in quanto sono indipendenti dalle misure poiché si tratta di valori teorici calcolabili soltanto con le curve caratteristiche dell'acceleratore. Dei valori di gamma ottenuti si considerano anche gli intervalli di confidenza del 95 %, calcolati secondo la formula $\bar{x} \pm 1.96 \sigma / \sqrt{N}$. Dalle tabelle in appendice C, si nota che per il paziente A sono stati eseguiti soltanto due controlli per motivi di disponibilità dell'acceleratore e per gli stessi motivi le misure non sono state eseguite tutte in settimane consecutive.

Analisi gamma 3D

In tabella C.1 sono riportati i valori dell'analisi gamma globale 3%, 3 mm, eseguita rispetto alla dose massima. Colpisce l'attenzione la compatibilità tra il piano calcolato dal TPS e quello di Compass (TPS vs CC), infatti i valori gamma risultano tutti superiori al 95%. Si nota anche, che i piani ricalcolati sulla base della dose misurata (RC) risultano più coerenti con il piano calcolato da Compass rispetto a quello del TPS. Infatti, per il confronto CC-RC, sono stati ottenuti valori gamma tutti superiori al 95% eccetto per il secondo fascio (1B) del paziente B. Se si osserva il confronto TPS vs RC, ovvero il piano calcolato dal TPS e quello calcolato da Compass sulla base della misura, si nota che i valori gamma sono quasi tutti compresi tra il 95% e il 90%.

Dalla tabella C.2, si osserva che, per l'analisi gamma *User Defined Max Dose*, i piani risultano accettabili nel confronto tra i due sistemi di calcolo mentre se si considera la dose misurata non si hanno valori gamma che rendono accettabili i piani.

Il gamma *Local* ha restituito valori tutti inferiori al 90 %, quindi non si hanno piani di trattamento accettabili per questo tipo di analisi.

In seguito si sono valutati graficamente gli andamenti dei valori gamma globale calcolati rispetto alla dose massima. In figura 5.10 si osserva che, indipendentemente da quando si esegue la misura, si ha significatività tra i valori gamma ottenuti solo nei confronti TPS-CC e quelli di CC-RC. Quindi si deduce che eseguire l'analisi gamma in primo luogo, confrontando la dose calcolata dal TPS e quella del software di calcolo

Compass (TPS-CC), e in secondo luogo, valutando la dose calcolata da quest'ultimo e quella ricalcolata (CC-RC), sia equivalente entro un errore del 1%. Osservando la figura 5.11, si vede che per le diverse sessioni di misura i valori gamma ottenuti per ciascuno dei tre tipi di confronto non comportano differenze significative. Quindi la validità dei piani risulta indipendente dalla data in cui vengono erogati e di conseguenza l'acceleratore non presenta cambiamenti rilevanti durante le diverse sedute di un trattamento radioterapico.

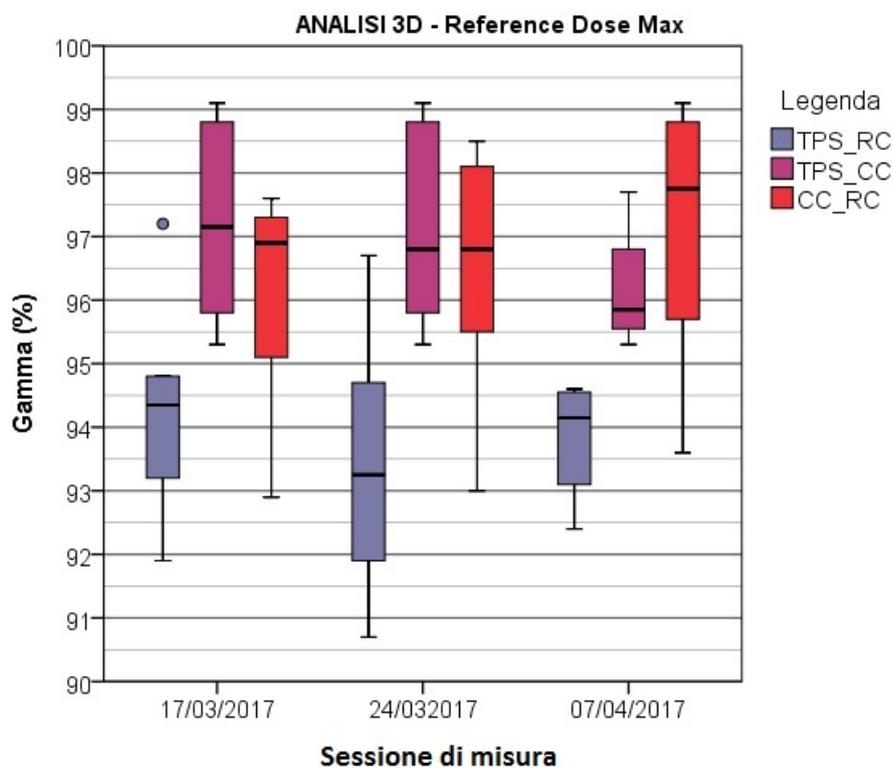


Figura 5.10: Valori gamma globale 3D di *Reference Dose Max* in funzione delle sessioni di misura.

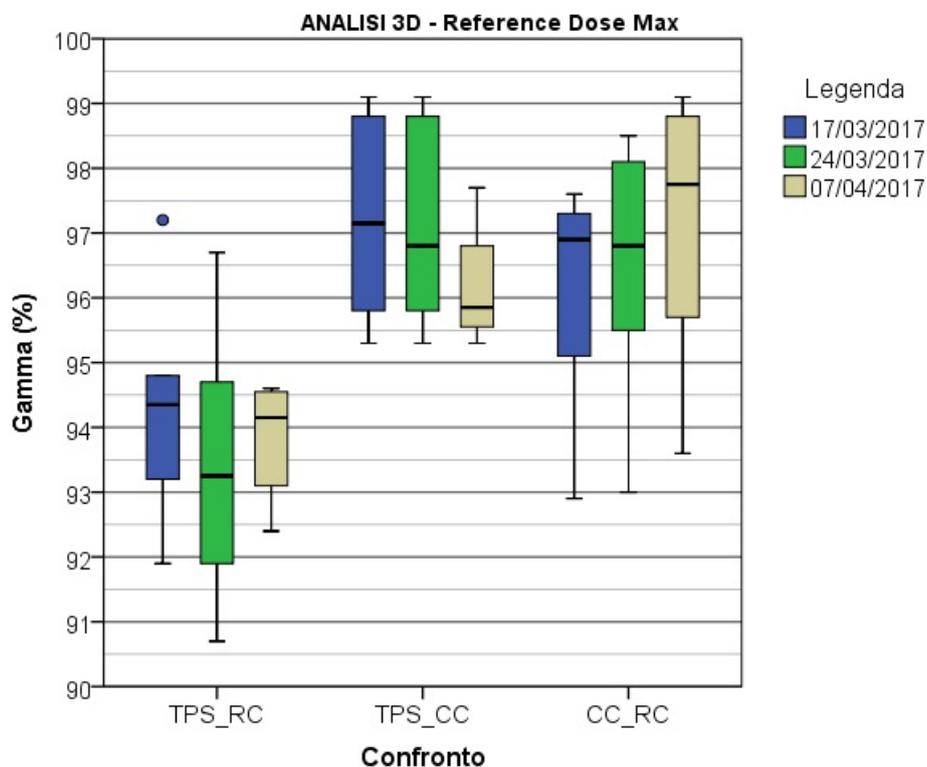


Figura 5.11: Valori gamma 3D di *Reference Dose Max* in funzione dei diversi confronti.

Analisi gamma 2D

L'analisi gamma 2D, eseguita nelle condizioni di *User Defined Max Dose* e *Local*, non ha convalidato i piani di trattamento simulati, come si nota dai dati riportati, rispettivamente, in tabella C.5 e C.6. Dunque, è stata riscontrata la stessa situazione del caso tridimensionale.

Per quanto riguarda l'analisi gamma globale di *Reference Dose Max* si nota come la maggior parte dei valori ottenuti sia superiore al 95%. Questo determina il fatto che, in media, si ha coerenza tra il piano simulato dai sistemi di calcolo e quello ottenuto dalle acquisizioni, nel caso bidimensionale e per tutti i tre confronti, come si può vedere in tabella C.4.

Come nel caso tridimensionale, si considera l'andamento dei valori gamma globale in funzione dei tre tipi di confronti e in funzione delle sessioni di misura. Osservando la figura 5.12 si nota che non risultano differenze significative nei confronti TPS-RC e

CC-RC, ovvero indipendentemente dal sistema di calcolo utilizzato si ottengono valori gamma coerenti nel confronto tra dose simulata e dose ricostruita. Si noti che il confronto CC-RC è affetto da una varianza di dati consistente rispetto agli altri due casi. In figura 5.13, si osserva che i gamma ottenuti, per ognuno dei confronti, sono coerenti anche se relativi a diverse sessioni di misura.

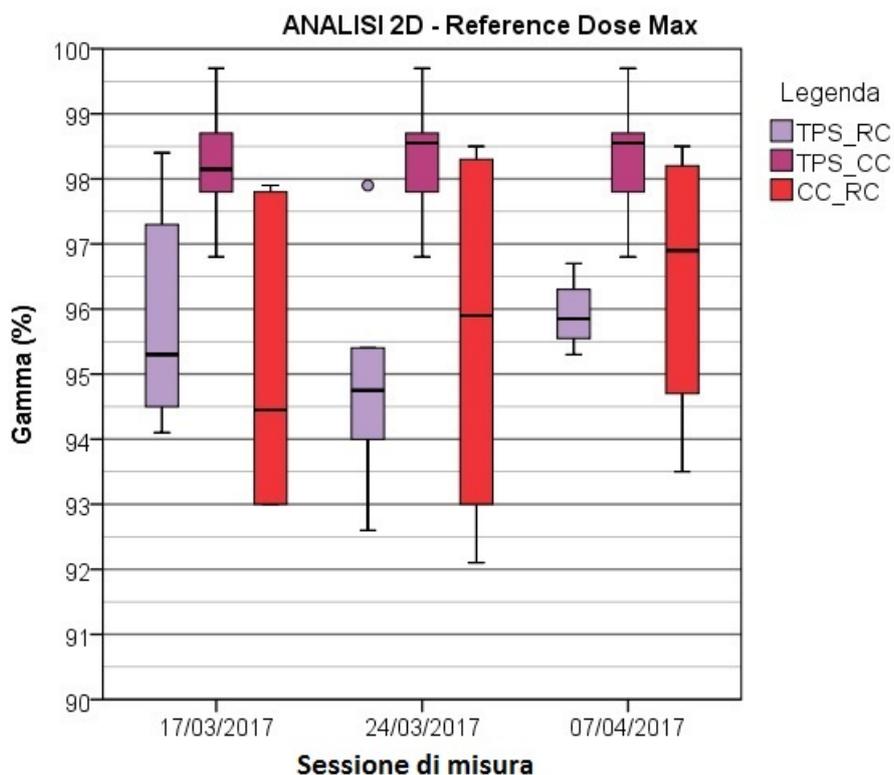


Figura 5.12: Valori gamma globale 2D di *Reference Dose Max* in funzione delle sessioni di misura.

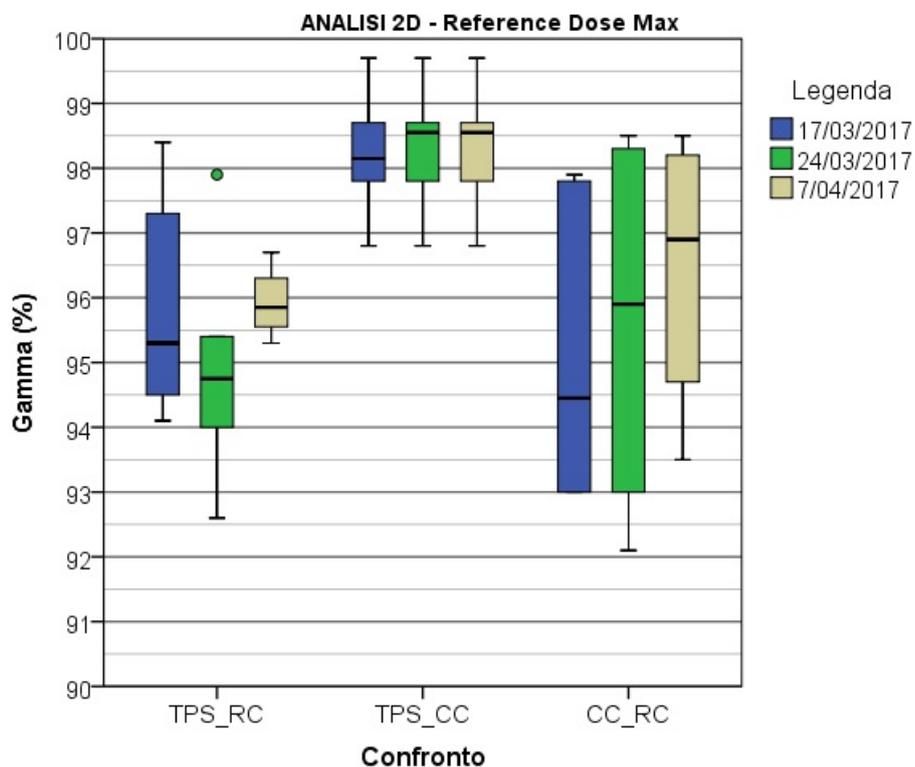


Figura 5.13: Valori gamma 2D *Reference Dose Max* in funzione dei diversi confronti.

Confronto analisi gamma 2D e 3D

Infine, confrontando i valori dell'analisi gamma 3D e 2D, si conclude che quelli ottenuti da un'analisi bidimensionale sono superiori in quanto il calcolo gamma è eseguito su un numero inferiore di punti. Le figure 5.14 e 5.15 mostrano questo confronto. Dalla prima emerge che, in media, tra l'analisi gamma 2D e 3D c'è una differenza massima dell'1%, indipendentemente dalla sessione di misura. Al contrario, si riscontrano differenze significative tra l'analisi gamma tridimensionale e bidimensionale, considerando i diversi confronti. Nello specifico, il valore di maggiore discrepanza tra gamma 2D e 3D è pari al 2%, nel caso si confronti il TPS principale e la dose ricalcolata sulla base di quella misurata (RC).

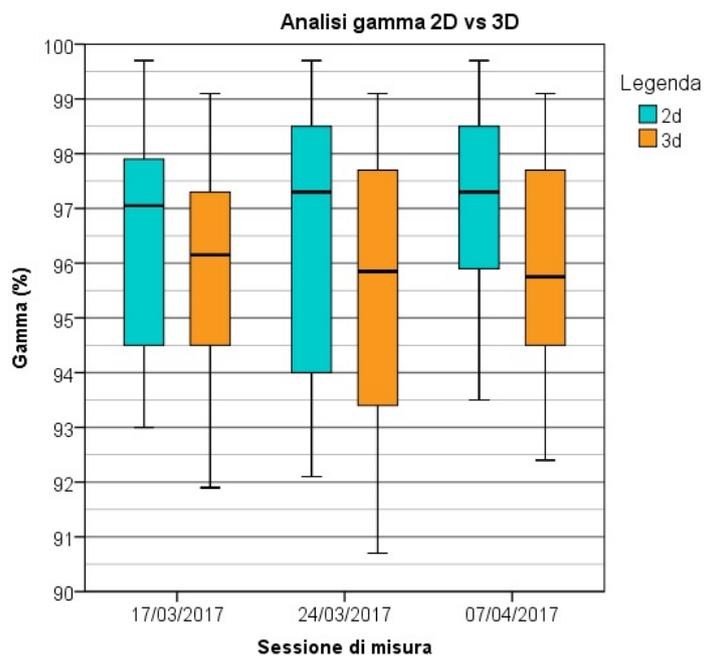


Figura 5.14: Valori gamma globale 2D e 3D di analisi globale di *Reference Dose Max*, in funzione delle sessioni di misura.

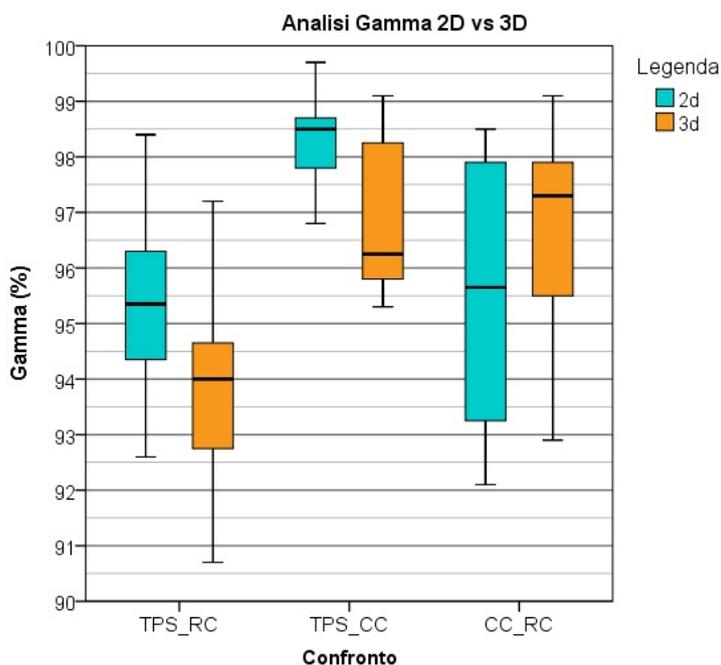


Figura 5.15: Valori gamma 3D e 3D di *Reference Dose Max* in funzione dei tre confronti.

Dati acquisiti con l'acceleratore di Carpi

Per valutare la compatibilità tra i modelli Modena e Carpi, sono stati erogati anche dei piani di trattamento con l'acceleratore di Carpi. Come nel caso del precedente LINAC, sono stati confrontati il piano teorico simulato dal TPS, quello computato dal software Compass di calcolo volumetrico di dose (CC) e quello ricalcolato sulla base dei conteggi acquisiti da Dolphin (RC). Noti i risultati gamma ottenuti con l'acceleratore di Modena, si è deciso di eseguire solo l'analisi gamma globale di *Reference Dose Max* tridimensionale e bidimensionale, in quanto è l'unica che ha restituito valori rilevanti ai fini clinici.

Dal capitolo precedente, si conclude che i due acceleratori possono essere considerati "gemelli" anche per quanto riguarda la loro caratterizzazione, oltre che nella geometria fisica, essendo lo stesso tipo di acceleratore Elekta. Con questa parte di analisi gamma si vuole verificare la loro similarità anche nell'erogazione dei piani, ricalcolati sulla CT di un fantoccio. Si è deciso di erogare due piani di trattamento: uno relativo ad un paziente già considerato a Modena (paziente B) e un altro di un paziente D. Inoltre, il piano del paziente B è stato ricalcolato, e di conseguenza erogato, anche con l'interdigitazione delle lamelle, abbreviato con *int*. Essa permette di creare aree di irraggiamento separate per ogni posizione del gantry. Del paziente D, è stato valutato l'intero piano di trattamento, ovvero sia il primo tempo che il secondo tempo.

Confronto analisi gamma 2D e 3D

Osservando la figura 5.16, si nota che si hanno variazioni di gamma considerevoli in funzione del piano di trattamento considerato, diverso per ogni paziente. Considerando il paziente B, si nota che il calcolo del piano tramite l'interdigitazione peggiora l'analisi gamma bidimensionale di circa dell'1% e quella tridimensionale dell'1,8%, in quando i segmenti spezzati dei piani interdigitati non sono così facilmente riproducibili rispetto alla simulazione. Per il paziente D si è considerato l'intero piano di trattamento, di cui il secondo tempo prevede un PTV (*Planning Target Volume*) ridotto rispetto al primo. Quindi, sono stati ottenuti valori gamma più elevati rispetto al paziente B di circa il 4%.

In figura 5.17 si vede come i valori gamma 2D siano superiori rispetto a quelli 3D, con una differenza media inferiore dell'1% eccetto per il confronto TPS-RC, come si vede anche dalle tabelle C.8 e C.7.

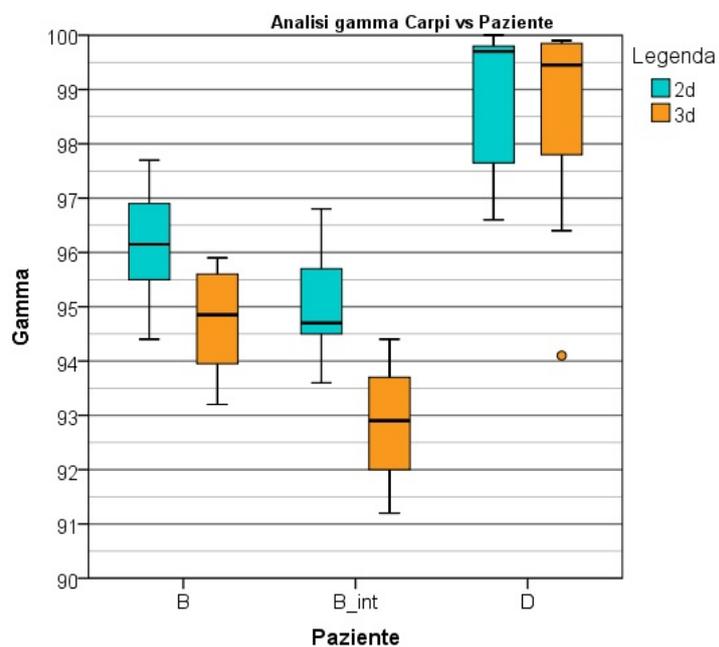


Figura 5.16: Valori gamma globale 2D e 3D di *Reference Dose Max* in funzione dei piani di trattamento.

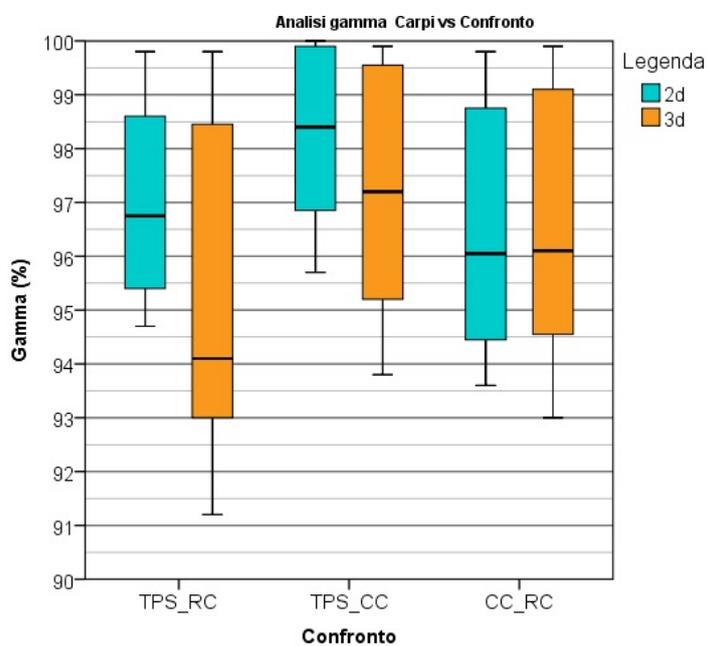


Figura 5.17: Valori gamma 2D e 3D di *Reference Dose Max* in funzione dei diversi confronti.

Confronto tra le analisi gamma relative all'acceleratore di Modena e quelle di Carpi

In conclusione, si è voluto valutare se i due acceleratori erogano i piani con la stessa precisione rispetto a quelli simulati dai *Treatment Planning Systems*. Per questo motivo si è deciso di confrontare i dati ottenuti per ogni singolo fascio per il paziente B, il cui piano è stato erogato con entrambi i LINAC.

Nelle tabelle 5.18 e 5.19 sono riportati i risultati delle analisi gamma, rispettivamente 3D e 2D, per ciascun fascio del piano di trattamento (1A e 1B) del paziente studiato. Il TPS primario, che permette di calcolare il piano di trattamento sulla CT del fantoccio, è lo stesso utilizzato sia nelle acquisizioni di Modena che di Carpi. Si precisa che, nel caso dell'acceleratore di Modena si considerano i valori medi tra i gamma risultanti nelle diverse sessioni di misura, affetti da una varianza dell'1%, come si deduce dalle figure 5.11 e 5.13.

Per prima cosa, si è verificata la validità del piano del paziente B, per entrambe gli acceleratori, in quanto sono stati riscontrati valori di analisi gamma tutti superiori al 90%. Inoltre, si nota che, eseguendo l'analisi gamma 3D e 2D sulle dosi volumetriche calcolate (CC) e ricostruite sulla base delle misure dei conteggi (RC) di Modena e di Carpi (ovvero dai confronti RC-Modena vs RC-Carpi, CC-Modena vs CC-Carpi e viceversa), si ottiene valore gamma 100 %. Valutando il confronto tra le simulazioni, di Modena e di Carpi, del TPS e le dosi ricostruite è stata riscontrata coerenza entro una discrepanza massima dell'1%. Ovvero, entro una tolleranza dell'1%, si può ipotizzare che si tratti di risultati ottenuti semplicemente in sessioni di misure differenti eseguite con lo stesso acceleratore. Dunque è possibile calcolare o ricostruire le dosi misurate in modo indifferente con uno dei modelli, Modena o Carpi, indipendentemente dall'acceleratore utilizzato. Si vuole sottolineare l'importanza, in ambito clinico, di simulare i piani di trattamento per più acceleratori con un solo modello alla base del TPS.

Reference Dose Max 3D

Fascio 1A	RC_Modena	RC_Carpi	CC_Modena	CC_Carpi	diff RC	diff CC
TPS	93,2%	94,1%	95,3%	95,4%	0,9%	0,1%
RC_Modena		100,0%				
RC_Carpi	100,0%					
CC_Modena	95,4%	95,6%		100,0%	0,2%	
CC_Carpi	95,4%	95,8%	100,0%		0,4%	

 diff < 1%
 diff > 1%

Fascio 1B	RC_Modena	RC_Carpi	CC_Modena	CC_Carpi	diff RC	diff CC
TPS	92,2%	93,2%	95,8%	95,9%	1,0%	0,1%
RC_Modena		100,0%				
RC_Carpi	100,0%					
CC_Modena	93,2%	94,2%		100,0%	1,0%	
CC_Carpi	93,8%	94,7%	100,0%		0,9%	

Figura 5.18: Valori gamma globale 3D di *Reference Dose Max* nel confronto tra l'acceleratore di Modena e quello di Carpi con le relative differenze.

Reference Dose Max 2D

Fascio 1A	RC_Modena	RC_Carpi	CC_Modena	CC_Carpi	diff RC	diff CC
TPS	95,1%	96,1%	96,8%	96,9%	1,0%	0,1%
RC_Modena		100,0%				
RC_Carpi	100,0%					
CC_Modena	93,7%	94,4%		100,0%	0,7%	
CC_Carpi	93,7%	94,7%	100,0%		1,0%	

 diff < 1%
 diff > 1%

Fascio 1B	RC_Modena	RC_Carpi	CC_Modena	CC_Carpi	diff RC	diff CC
TPS	95,3%	96,2%	97,8%	97,7%	0,9%	0,1%
RC_Modena		100,0%				
RC_Carpi	100,0%					
CC_Modena	93,1%	94,1%		100,0%	1,0%	
CC_Carpi	93,3%	94,3%	100,0%		1,0%	

Figura 5.19: Valori gamma globale 2D di *Reference Dose Max* nel confronto tra l'acceleratore di Modena e quello di Carpi con le relative differenze.

5.2.2 Analisi di mappe planari di dose: gamma e differenza assoluta

Il secondo software utilizzato (MyQA) è connesso a una matrice planare di camere a ionizzazione (Matrix), collocabile all'interno del fantoccio, posizionato sul lettino e quindi sotto all'acceleratore. Con questo software è possibile analizzare mappe reali di dose acquisite durante l'erogazione e non calcolate come nel caso della ricostruzione volumetrica precedente (software Compass). Inoltre, sono stati acquisiti i dati dosimetrici con e senza l'introduzione di Dolphin al fine di verificare l'attenuazione trovata dalle misure iniziali di *output*. Le mappe di dose acquisite possono essere affette da spostamenti rispetto al piano di trattamento simulato, per errori fatti durante l'allineamento con i laser e per la collocazione della matrice Matrix nel fantoccio. Per evitare questi artefatti, il software permette di eseguire gli spostamenti opportuni di allineamento. I confronti eseguiti sono i seguenti:

- TPS vs mappa di dose acquisita senza l'introduzione di Dolphin (noD-TPS);
- TPS vs mappa di dose acquisita con l'introduzione di Dolphin (D-TPS);
- mappa di dose acquisita con e senza l'introduzione di Dolphin (D-noD).

Il piano calcolato da un TPS viene importato nel programma di analisi e viene utilizzato come riferimento. Le mappe dosimetriche affette da attenuazione (D) vengono moltiplicate per l'inverso della trasmissione media, determinata pari a $(91.9 \pm 1.3)\%$ nelle misure iniziali di *output*. Se questo valore di trasmissione è corretto, le matrici planari di dose acquisite con e senza Dolphin devono essere uguali a meno di un errore medio non superiore all'1% e con un gamma del 100%. Oltre alla differenza assoluta di dose, è stata eseguita l'analisi gamma con i parametri 3 mm e 3%.

Prima di iniziare l'analisi è necessario verificare che le mappe acquisite per ogni angolo del *gantry* non siano affette prevalentemente da rumore di fondo. Di quelle considerabili, è stato eseguito l'integrale per ottenere la dose di ogni fascio. Sono state così ottenute matrici planari di dose dei singoli fasci di erogazione, che se sommate restituiscono la mappa di dose dell'intero piano. Le analisi, di seguito spiegate, sono state eseguite sia sui singoli fasci sia sul piano totale.

Il *plan* simulato sul fantoccio dal TPS primario è composto da tutte le *slices* del volume, di cui si seleziona quella al punto effettivo delle camere a ionizzazione della matrice planare (a 66 mm sotto la superficie di entrata). Le camere vengono collocate all'isocentro, in quanto, di solito, durante la pianificazione reale si fa coincidere questo punto con il centroide del CTV (*Clinical Target Volume*).

L'analisi gamma è stata eseguita sia sui dati acquisiti con l'acceleratore di Modena sia con quello di Carpi, mentre la differenza assoluta tra le matrici è stata valutata solo sui dati di Modena ed è stata elaborata tramite uno *script* di *Matlab*. Nelle figure 5.20 e 5.21 è visibile, rispettivamente, il metodo dell'analisi gamma e della *absolute dose difference*, eseguite su un piano esemplificativo.

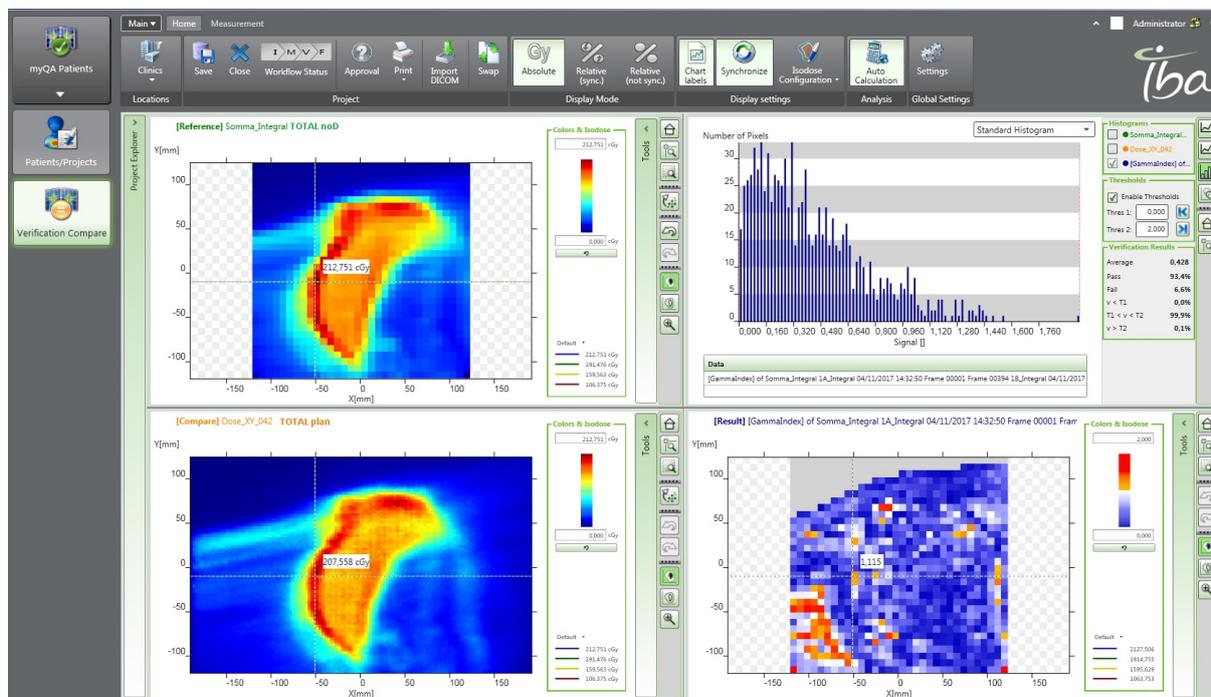


Figura 5.20: Analisi gamma delle matrici planari di dose con la relativa statistica.

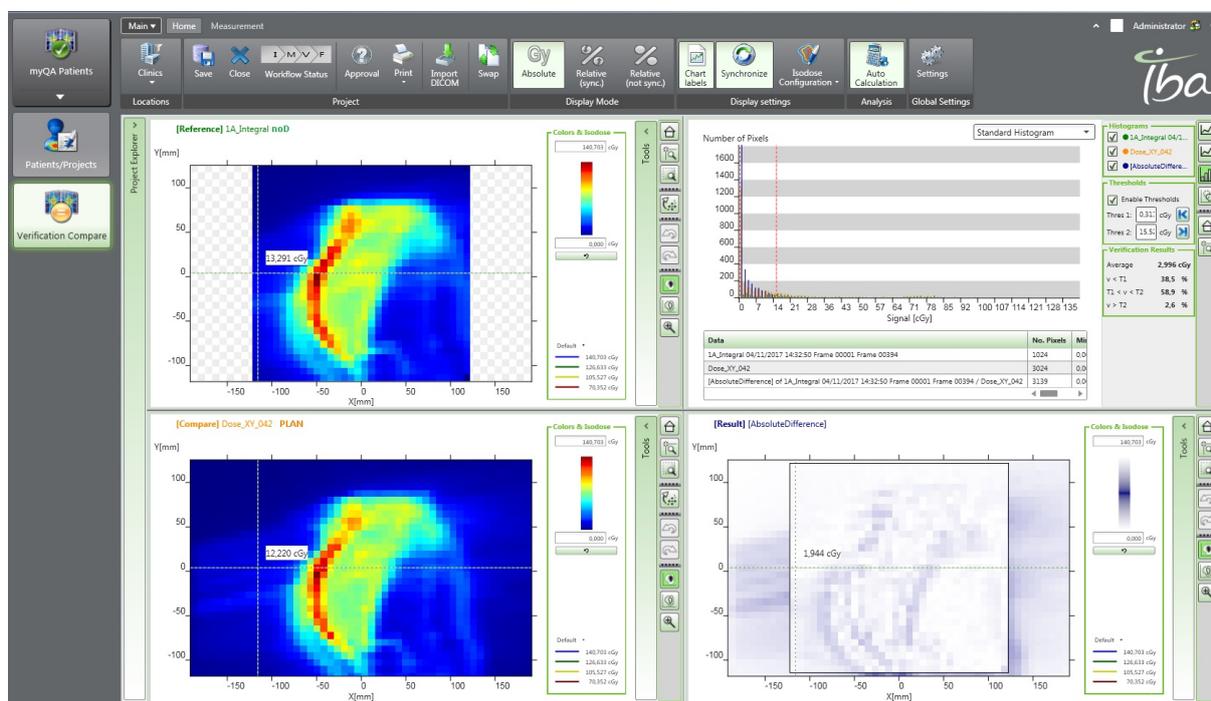


Figura 5.21: Analisi della differenza assoluta tra le mappe di dose con i risultati ottenuti.

Analisi delle mappe di dose acquisite a Modena

Analisi GAMMA delle mappe dosimetriche

L'analisi gamma delle mappe planari di dose è stata eseguita nelle condizioni 3 mm, 3% sia nel caso globale sia locale. I valori ottenuti dal confronto tra il caso senza Dolphin (noD) e il TPS rimangono invariati se si applicano gli spostamenti opportuni per ogni sessione di misura. Per questo motivo ne è stata eseguita una sola acquisizione.

Per l'analisi gamma globale si fa riferimento alle tabelle C.9 e C.10 e al grafico 5.22. Si è riscontrata coerenza tra la simulazione (TPS) e ciò che è stato acquisito, sia per D-TPS che per noD-TPS, poiché sono stati ottenuti valori gamma $\geq 95\%$.

I risultati dell'analisi gamma locale non convalidano i piani erogati in quanto non c'è sufficiente accordo tra ciò che è stato simulato e ciò che è stato acquisito dal dispositivo sul lettino. Questo avviene sia nel caso si consideri l'intero piano di trattamento sia nel caso dei singoli fasci, come si può notare dai valori in tabella C.11 e C.12 in appendice. Dalle tabelle si deduce che le mappe di dose con e senza Dolphin durante l'acquisizione

(D-noD), sono in accordo tra loro in termini di analisi gamma locale, in media pari a $(99.2 \pm 0.8)\%$ per il piano totale e pari a $(98.4 \pm 1.2)\%$ per i singoli fasci.

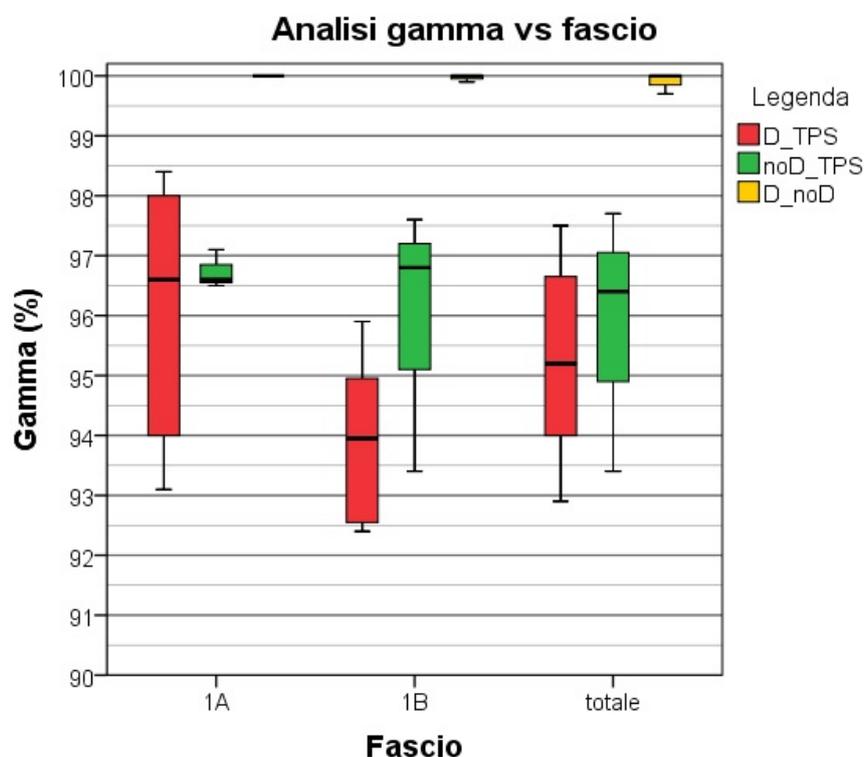


Figura 5.22: Analisi gamma globale eseguita tra le matrici planari di dose acquisite a Modena e quelle simulate dal TPS.

Analisi di ABSOLUTE DOSE DIFFERENCE delle mappe dosimetriche

Le mappe di dose calcolate dal TPS hanno una risoluzione di 3 mm mentre la matrice planare di acquisizione ha la distanza dal centro di una camera a quello della camera successiva pari a $7,62\text{ mm}$. Di conseguenza, per poter eseguire il calcolo della differenza di dose assoluta, commettendo un errore il più limitato possibile, è stato necessario fare un *resample* della matrice del TPS, dopo aver fatto l'allineamento. Come si può vedere dalle figure 5.20 e 5.21, il *plan* è caratterizzato da una matrice più ampia di quella acquisita, che ha le dimensioni fisiche dello strumento Matrix ($25 \times 25\text{ cm}^2$). Per tale motivo si è deciso di esportare la matrice risultante dalla differenza assoluta di dose e di elaborarne i dati tramite uno *script* di Matlab. Infatti, di ogni mappa esportata sono state considerate solo le dimensioni di quella realmente acquisita, eliminando tutti gli altri valori esterni e di ognuna si è calcolata la differenza massima e media di dose. In

tabella C.13 sono riportati i valori percentuali di differenza, normalizzati ognuno alla dose di prescrizione di ciascun fascio, riportata in tabella 5.1. I valori medi delle differenze sono presentati nella tabella 5.2 e sono suddivisi per i singoli confronti. Si nota che la differenza media tra i valori di dose delle matrici D-noD è pari a $(0.9 \pm 0.4)\%$, valore che risulta essere accettabile. Inoltre, anche tra i valori medi di D-TPS e noD-TPS non vi sono discrepanze rilevanti per l'ambito clinico. Quindi, si può dedurre che si può acquisire un solo tipo di matrice, con o senza Dolphin connesso all'acceleratore, senza cambiare significativamente il suo confronto con il piano simulato dal TPS. Nelle figure 5.23, 5.24 e 5.25 sono illustrate, come esempio, tre analisi di dose assoluta tra matrici.

Variabile	Confronto	Media (%)
Differenza media	D vs TPS	2.4 ± 0.5
	noD vs TPS	2.4 ± 0.4
	D vs noD	0.9 ± 0.4
Differenza massima	D vs TPS	7.5 ± 2.2
	noD vs TPS	7.9 ± 1.6
	D vs noD	4.4 ± 1.2

Tabella 5.2: Valori medi della differenza massima e media delle mappe di dose.

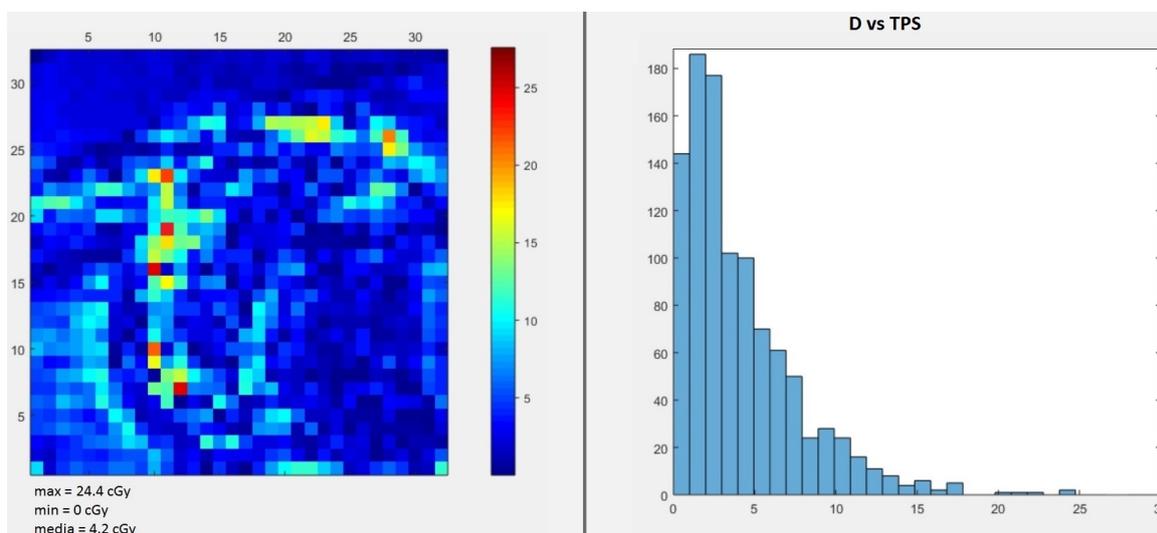


Figura 5.23: *Absolute dose difference* tra la matrice del TPS e quella acquisita con il dispositivo e il relativo istogramma (D-TPS).

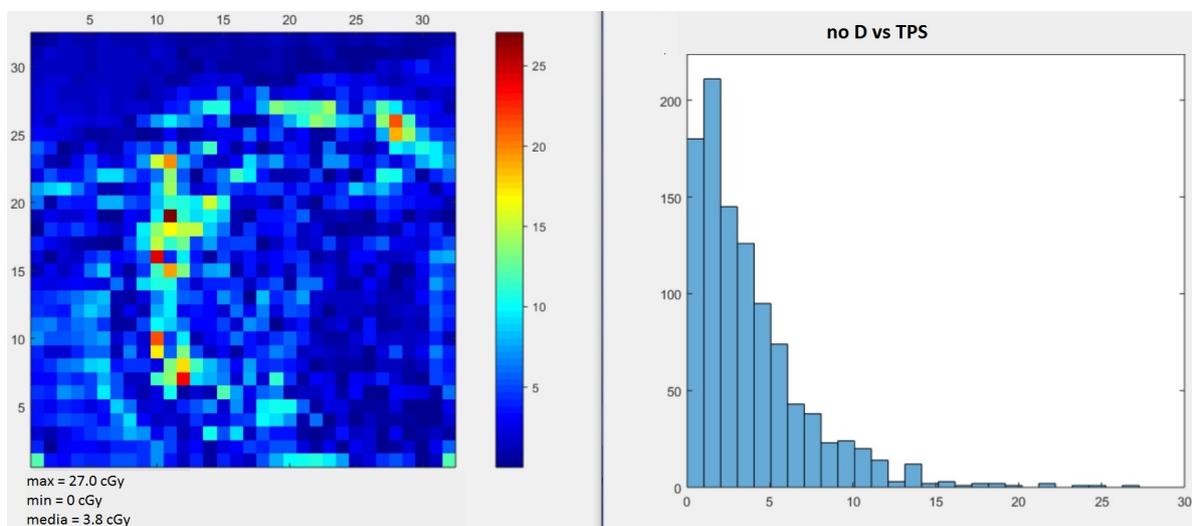


Figura 5.24: *Absolute dose difference* tra la matrice del TPS e quella acquisita senza il dispositivo e il relativo istogramma (noD-TPS).

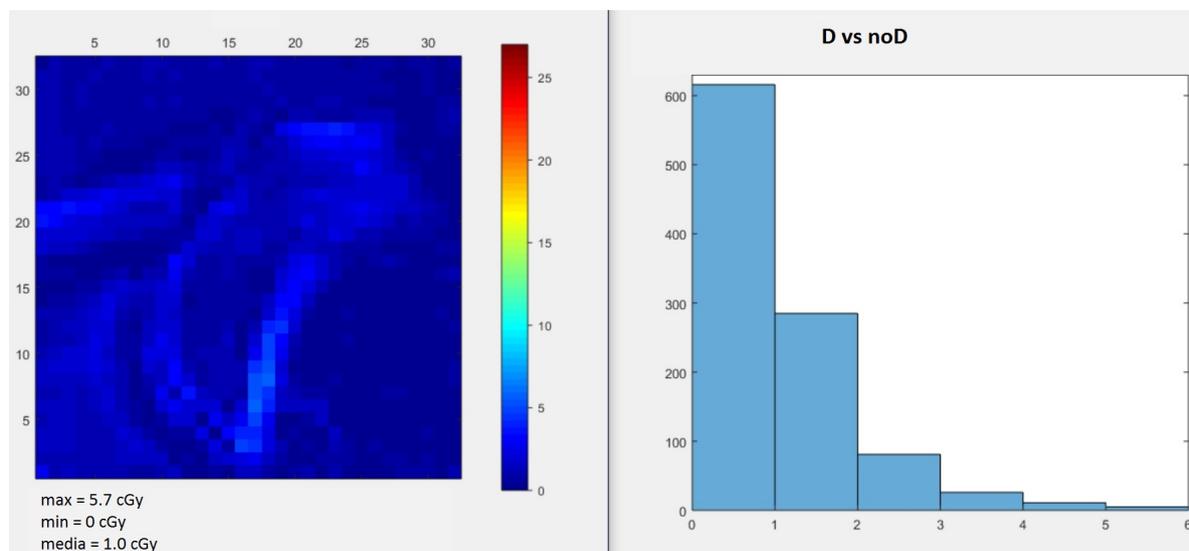


Figura 5.25: *Absolute dose difference* tra le matrici acquisite con e senza il dispositivo e il relativo istogramma (D-noD).

Analisi gamma delle mappe di dose acquisite a Carpi

A Carpi si è effettuata solo l'analisi gamma globale e locale delle mappe dosimetriche, di cui i valori sono riportati nelle tabelle C.14, C.15 e C.16 in appendice. Come nel caso precedente, è stata riscontrata una coerenza tra TPS e ciò che è misurato con e senza lo strumento attenuante, come è visibile in figura il grafico 5.26. In generale, nel caso si confronti il piano simulato dal TPS e le dosi acquisite si ha sempre un valore gamma superiore al 95%, ovvero è possibile considerare che quanto misurato è coerente con quanto pianificato. Si può dedurre che l'ottimizzazione del modello del TPS è corretta tanto da ottenere una simulazione conforme all'acquisizione. Si osservi che i fasci 2A e 2B del secondo tempo del piano di trattamento esistono solo per il paziente D e non vi è statistica a sufficienza per confermarne l'andamento. Probabilmente sono stati ottenuti valori gamma elevati in quanto l'erogazione avviene per una porzione piccola e ben delimitata del *target* tumorale.

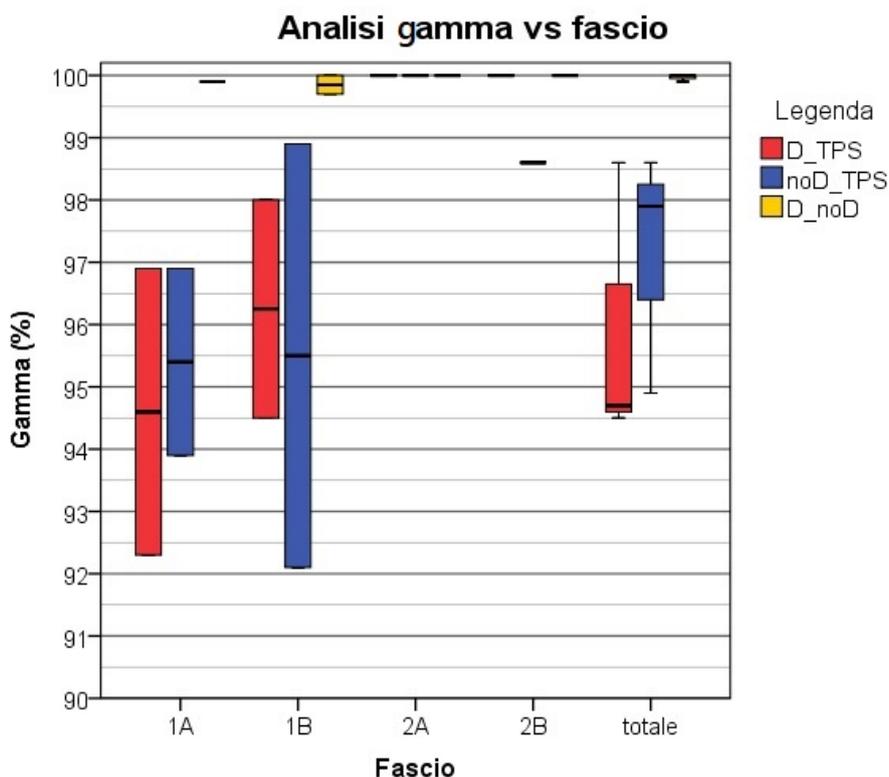


Figura 5.26: Analisi gamma globale eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Carpi e quelle simulate dal TPS.

Confronto tra i valori gamma relativi all'acceleratore di Modena e di Carpi

Considerando il confronto tra le rispettive mappe di dose acquisite a Modena e a Carpi, si nota che i valori gamma hanno una discrepanza massima dell'1.2%, come mostra la figura 5.27 e la tabella 5.3. Quindi, si deduce che utilizzando una matrice planare di acquisizione, si ha coerenza tra il piano simulato dal TPS e le misure dosimetriche, indipendentemente dall'acceleratore con cui è erogato il piano.

Acquisizioni	Confronto	Media (%)
Modena	D vs TPS	97 ± 3
	noD vs TPS	97 ± 3
	D vs noD	99.9 ± 0.1
Carpi	D vs TPS	95.8 ± 1.4
	noD vs TPS	96 ± 2
	D vs noD	100.0 ± 0.1

Tabella 5.3: Valori gamma medi relativi alle mappe di dose eseguite a Modena e a Carpi.

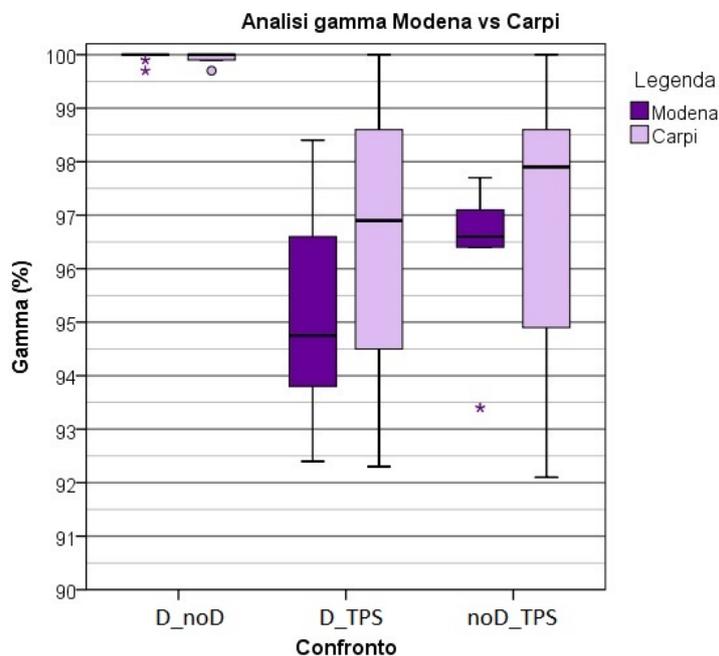


Figura 5.27: Grafico dei valori medi dell'analisi gamma globale eseguita sulle mappe dosimetriche acquisite a Modena e a Carpi, in funzione dei confronti effettuati.

5.2.3 Confronto tra i valori gamma del software di calcolo volumetrico e quelli della matrice planare

Dopo aver valutato i risultati ottenuti dalle analisi gamma globali con i singoli software, si vuole valutare la coerenza tra i due. Ovvero si vuole valutare la compatibilità tra ciò che registra Dolphin in testata e ciò che acquisisce Matrix nel fantoccio.

Dei dati gamma ottenuti con il software di calcolo volumetrico di dose (Compass) si considerano quelli del confronto TPS-RC mentre delle mappe di dose (Matrix) si valutano i dati D-TPS e noD-TPS. In questo modo si confronta il piano simulato o con quello ricostruito sulla base della dose acquisita (RC) o direttamente con la dose misurata (D e noD), confrontando così la dose simulata con quella reale. Sono stati valutati i valori medi su tutti i fasci di analisi gamma globale 2D di *Reference Dose Max* per il software Compass e i gamma *Global* per le matrici di dose (MyQA).

In tabella 5.4 si riportano i valori gamma relativi alle misure di Modena, in cui si nota la coerenza tra i due strumenti entro un errore massimo di 0.8%. Anche nel caso delle acquisizioni di Carpi, si riscontra nuovamente la compatibilità dei valori gamma tra i due dispositivi, come è visibile in tabella 5.4.

Se si considerano gli stessi tipi di confronto, si vede che c'è compatibilità tra i dati gamma di Modena e quelli di Carpi. In aggiunta, si nota che i valori gamma ottenuti dall'erogazione tramite il LINAC di Carpi sono maggiori, con una differenza massima pari al 2 %.

In questo modo, si è dimostrata l'indipendenza dell'erogazione del piano di trattamento dall'acceleratore con cui è eseguita.

Acquisizioni	Software	Confronto	Media (%)
Modena	MyQA (Matrix)	D vs TPS	95 ± 2
		noD vs TPS	96.3 ± 1.5
	Compass (Dolphin)	TPS vs RC	95.5 ± 1.5
Carpi	MyQA (Matrix)	D vs TPS	97 ± 3
		noD vs TPS	97 ± 3
	Compass (Dolphin)	TPS vs RC	97 ± 2

Tabella 5.4: Confronto tra i valori gamma globale delle matrici planari e quelli dell'analisi bidimensionale del sistema di calcolo volumetrico.

Capitolo 6

Risultati e discussione

Lo scopo di questo lavoro di tesi è stato la determinazione dell'influenza del nuovo dispositivo Dolphin in termini di dosimetria e di pianificazione dei trattamenti radioterapici.

Dalle misure sperimentali è stato possibile determinare il parametro di SDD (*Source Detector Distance*), risultato pari a 60.3 cm , con una differenza di 2 cm rispetto alla letteratura. Questo risultato è stato verificato su entrambi gli acceleratori, oggetto di studio.

In particolare, il confronto dosimetrico è stato eseguito tra i dati del *commissioning* dell'acceleratore di Modena e quelli acquisiti con l'introduzione di Dolphin su tale LINAC.

L'influenza del *detector* sulle curve PDD è quantificata in variazioni massime dell'1%.

I profili sono stati analizzati in termini di dimensioni di campo, penombra, *flatness* e simmetria. Non si apprezzano variazioni significative nei parametri caratteristici dei profili. La discrepanza più rilevante è l'aumento della penombra, in media, pari a $(1.0 \pm 0.6)\text{ mm}$, che risulta comunque trascurabile ai fini clinici. Per quanto riguarda la *flatness* e la simmetria, si riscontrano discrepanze medie, rispettivamente, pari a $(0.8 \pm 0.5)\%$ e $(0.8 \pm 0.4)\%$ tra le acquisizioni con e senza Dolphin, in accordo con la letteratura [8].

Dopo aver considerato le differenze in termini relativi, si analizzano i dati di dose assoluta, da cui si è determinato un valore di trasmissione pari a $(91.9 \pm 1.3)\%$ e una corrispettiva attenuazione di $(8.1 \pm 1.3)\%$. Tali valori sono stati calcolati a partire dalle misure di *output* del LINAC, con e senza l'introduzione di Dolphin nel fascio radiante.

Dal momento che Dolphin non comporta differenze dosimetriche significative, si è quindi eseguita la modellizzazione e il conseguente confronto tra i modelli degli acceleratori di Modena e Carpi e il modello creato con le curve caratteristiche del dispositivo. La compatibilità tra i modelli Modena, Carpi e Dolphin è stata valutata in termini di differenze percentuali tra le curve teoriche e misurate delle PDD, dei profili e dello spettro energetico.

Nel *build-up* delle PDD si apprezzano le maggiori discrepanze tra i modelli, mentre nella zona di *fall-off* essi sono compatibili. Questo risulta clinicamente accettabile in quanto nella regione di *build-up*, le curve PDD non sono confrontate percentualmente ma tramite DTA (*Distance to Agreement*).

Nella parte centrale dei profili e nella zona di penombra si ha coerenza tra i modelli in funzione della profondità; al contrario, questo non avviene nelle "code" dei profili. Analoghe considerazioni si possono fare per il parametro di *flatness*.

In termini di contaminazione elettronica i modelli con e senza il dispositivo non differiscono significativamente, mentre si nota che la fluenza dei fotoni è diversa nella prima parte dello spettro energetico, in presenza di Dolphin. Questa differenza risulta clinicamente insignificante.

Quindi, è possibile simulare un piano di trattamento utilizzando un unico modello, ottimizzato nel TPS, indipendentemente dall'acceleratore con cui si erogano i piani di trattamento. L'utilizzo di Dolphin introduce una variazione di dose pari a $(8.1 \pm 1.3)\%$, da valutare se rilevante nell'ambito clinico.

Come ulteriore verifica della compatibilità tra il modello Modena e Carpi, sono stati ricalcolati su fantoccio ed erogati con entrambi gli acceleratori, dei piani di trattamento reali. I dati acquisiti sono stati elaborati ed analizzati mediante due software: un sistema di calcolo volumetrico di dose (Compass) e un sistema di analisi di mappe dosimetriche (MyQA). L'analisi statistica principale eseguita è l'analisi gamma. Le erogazioni dei piani di trattamento sono state ripetute più volte al fine di simulare dei controlli settimanali durante le diverse frazioni del trattamento radioterapico, valutando che il comportamento dell'acceleratore rimanesse invariato durante l'intera durata del piano.

In particolare, con il software Compass, dalle erogazioni eseguite a Modena, è risultato un valore gamma globale 3D medio pari a $(93.8 \pm 1.7)\%$ nel confronto tra il TPS e la dose ricostruita sulla base delle misure e pari a $(96.3 \pm 1.8)\%$ se si confronta il calcolo eseguito

da Compass e la dose ricostruita. Valutando, invece, le distribuzioni di dose simulate dal TPS e da software è risultato un valore gamma di $(97.1 \pm 1.7)\%$.

I valori gamma medi ottenuti da un'analisi tridimensionale sono inferiori rispetto a quella bidimensionale in quanto si considera un volume e non una singola *slice* di esso, con una discrepanza massima del 2% (figura 5.15 e 5.14).

I piani di trattamento erogati a Carpi hanno comportato valori di gamma globale tridimensionale e bidimensionale in accordo con quelli di Modena, entro un errore massimo dell'1%. Quindi, a meno di tale tolleranza, i calcoli delle dosi simulate e quelle ricostruite possono essere eseguiti indipendentemente con il modello Modena o Carpi.

Il software MyQA permette di analizzare le mappe di dose acquisite con e senza l'introduzione di Dolphin. Moltiplicando le mappe di dose acquisite con il dispositivo, per un fattore pari all'inverso della trasmissione, si verifica che l'attenuazione è pari al valore trovato durante la caratterizzazione degli *output* ($(8.1 \pm 1.3)\%$). Infatti, si riscontra che le mappe così modificate sono coerenti con quelle acquisite senza Dolphin con una differenza di dose assoluta in media di $(0.9 \pm 0.4)\%$ e valori gamma pari a 100%. Con questo software a Modena è risultato un valore gamma medio pari a $(95 \pm 2)\%$ e $(96.3 \pm 1.5)\%$ confrontando, rispettivamente, le mappe di dose del TPS e quelle acquisite con e senza Dolphin. Per completezza, è stata eseguita un'analisi sia sul piano complessivo che sui singoli fasci di erogazione, il cui confronto ha comportato una differenza massima pari a 0.5%. Inoltre, come riportato precedentemente nella tabella 5.3 e nella figura 5.27, si osserva che simulare il piano del TPS con il modello Modena o Carpi comporta una differenza massima pari a 1.2% in termini di valori gamma. In riferimento alle tabelle 5.2 e C.13, si nota che la differenza di dose assoluta media, tra le mappe di dose acquisite con e senza il dispositivo e quelle simulate dal TPS, è inferiore al 2.5%.

In conclusione, dal confronto dei valori gamma ottenuti con i due software di analisi, è risultata la loro coerenza. Infatti, erogare un piano con Dolphin installato sull'acceleratore di Modena, comporta un valore gamma medio pari a $(95.5 \pm 1.5)\%$ per il software Compass e, per MyQA, pari a $(95 \pm 2)\%$ nel caso sia introdotto il dispositivo altrimenti pari a $(96.3 \pm 1.5)\%$. Anche nel caso dell'acceleratore di Carpi, tra i valori gamma ottenuti con i due dispositivi non si riscontrano differenze significative. Si conclude che i piani possono essere simulati con un TPS dotato di un unico modello, purché esista un *beam matching* tra i LINAC, ed erogati con i due acceleratori differenti.

Conclusioni

Alla base della ricerca odierna, nel settore della radioterapia e della fisica medica, c'è l'elaborazione di un piano di trattamento più vicino possibile a quello effettivamente erogato. Per rendere possibile questo è necessario lo sviluppo di TPS sempre più sofisticati, che permettano una ottima corrispondenza tra curve teoriche e sperimentali, in modo da simulare la distribuzione di dose nel paziente in modo fedele a quella reale. Attraverso nuovi strumenti, collocabili o sul lettino o in testata, è possibile conoscere la dose che realmente arriva al paziente e quindi confrontarne la compatibilità con la simulazione. Un esempio di questi strumenti è Dolphin (IBA), che consente di ottenere misure di dose in vivo, durante l'erogazione del trattamento.

Il lavoro di tesi dimostra la necessità di strumenti *real-time*, quali Dolphin, e ha messo in evidenza le differenze che esso comporta in termini di dosimetria e di piani di trattamento radioterapici, se installato su un acceleratore lineare.

Le valutazioni dosimetriche del *commissioning* di Dolphin non hanno messo in evidenza discrepanze significative rispetto alle curve caratteristiche del fascio radiante, a meno del fattore di attenuazione. Si è riscontrato che i modelli degli acceleratori, equipaggiati o meno con Dolphin, possono avere le medesime curve relative (PDD e profili) e parametri specifici di *output*, se opportunamente ottimizzati dai TPS. Dunque, i modelli non differiscono tra di loro in modo significativo. In questo modo, è possibile una congruenza nel calcolo dosimetrico e la possibilità di migliorare le fasi di *commissioning*.

In futuro, con accordi burocratici e studi più approfonditi, questo strumento, utilizzato per la dosimetria in vivo, potrebbe essere impiegato per i controlli, ad esempio settimanali, eseguiti sui pazienti durante i trattamenti radioterapici. Sarebbe così possibile una valutazione *real-time* della fluenza erogata.

Appendice A

Dati acquisiti nelle misure
sperimentali dei profili con e senza
l'introduzione di Dolphin

Dim.campo(cm^2)		Dim.campo D(cm^2)		Penombra(cm)		Penombra D(cm)		Profondità(cm)
GT	AB	GT	AB	GT	AB	GT	AB	
Campo 3 x 3 cm^2								
3.111	3.039	3.065	3.052	0.36	0.56	0.39	0.56	dmax
3.215	3.140	3.165	3.159	0.38	0.60	0.41	0.61	5
3.376	3.318	3.322	3.313	0.40	0.65	0.43	0.65	10
3.690	3.639	3.628	3.642	0.44	0.72	0.46	0.72	20
Campo 5 x 5 cm^2								
5.147	5.087	5.094	5.101	0.34	0.56	0.53	0.69	dmax
5.317	5.256	5.266	5.275	0.38	0.61	0.56	0.75	5
5.573	5.518	5.528	5.538	0.41	0.67	0.60	0.81	10
6.092	6.033	6.043	6.073	0.48	0.77	0.67	0.89	20
Campo 10 x 10 cm^2								
10.205	10.375	10.192	10.209	0.36	0.58	0.55	0.73	dmax
10.547	10.727	10.530	10.553	0.41	0.65	0.61	0.80	5
10.085	10.078	10.087	10.08	0.49	0.75	0.69	0.90	10
12.065	12.329	12.058	12.107	0.66	0.96	0.85	1.09	20
Campo 15 x 15 cm^2								
15.288	15.207	15.387	15.247	0.53	0.59	0.71	0.77	dmax
15.778	15.696	15.930	15.784	0.58	0.80	0.65	0.85	5
16.535	16.452	16.686	16.543	0.69	0.94	0.75	0.98	10
18.044	17.951	18.209	18.062	0.94	1.25	1.00	1.29	20
Campo 20 x 20 cm^2								
20.381	20.293	20.483	20.371	0.53	0.72	0.60	0.77	dmax
21.059	2.954	21.189	21.073	0.60	0.82	0.67	0.87	5
22.060	21.959	22.194	22.077	0.73	0.99	0.78	1.04	10
24.059	23.959	24.198	24.077	1.12	1.41	1.20	1.48	20
Campo 40 x 40 cm^2								
40.497	40.671	40.533	40.766	0.55	0.72	0.65	0.82	dmax
41.874	42.066			0.66	0.86	1.00	0.96	5
43.840	44.049			0.88	1.12	1.24	1.24	10
	47.960			1.89	2.21	2.43	2.43	20

Continua alla pagina successiva

Continua dalla pagina precedente

Flatness(%)		Flatness D(%)		Simmetria(%)		Simmetria D(%)		Profondità (cm)
GT	AB	GT	AB	GT	AB	GT	AB	
Campo 3 x 3 cm^2								
								dmax
								5
								10
								20
Campo 5 x 5 cm^2								
100.79	101.70	101.33	101.76	100.37	101.38	100.58	100.73	dmax
101.24	102.42	101.76	102.58	100.38	101.13	100.38	100.82	5
101.93	103.11	102.89	103.52	100.69	101.26	101.13	100.65	10
102.89	103.92	103.4	104.53	100.49	101.11	100.4	100.58	20
Campo 10 x 10 cm^2								
101.52	103.60	101.86	102.6	100.48	102.18	100.83	101.04	dmax
102.67	104.52	102.73	104.21	100.45	102.29	101.24	100.87	5
104.84	105.88	104.46	106.02	100.89	101.99	100.64	101.17	10
106.54	108.23	106.51	107.19	101.75	102.12	101.47	100.83	20
Campo 15 x 15 cm^2								
102.86	103.8	102.61	101.85	101.30	102.74	100.89	100.43	dmax
102.86	105.16	103.31	103.25	100.76	102.75	101.16	100.49	5
105.13	107.36	105.3	105.5	101.29	102.74	101.38	100.36	10
108.24	109.92	108.71	108.78	101.00	102.51	101.34	100.47	20
Campo 20 x 20 cm^2								
103.32	103.08	102.16	101.48	100.85	103.01	101.1	100.46	dmax
103.02	103.19	102.84	102.99	101.15	102.94	100.95	100.52	5
104.17	104.79	105.44	105.17	101.16	103.11	101.07	100.5	10
107.17	108.52	109.16	109.56	101.33	102.89	101.26	100.47	20
Campo 40 x 40 cm^2								
105.73	105.93	104.03	102.95	101.97	102.37	101.39	100.43	dmax
104.43	105.05			100.89	102.56			5
107.04	107.83			101.14	102.57			10
	117.16				102.29			20

Tabella A.1: Valori ottenuti tramite l'acquisizione dei profili per diverse dimensioni di campo a diverse profondità, con SSD = 100 cm e tramite la camera ad ionizzazione *Semiflex* e *Pin Point* a seconda dei campi.

A.1 Dati del parametro *dimensioni di campo*

Dim. campo (cm^2)	Direzione	Misure	Media (cm)
3 x 3	X	no D	3.3 ± 0.3
		D	3.3 ± 0.3
	Y	no D	3.3 ± 0.3
		D	3.3 ± 0.2
5 x 5	X	no D	5.5 ± 0.4
		D	5.5 ± 0.4
	Y	no D	5.5 ± 0.4
		D	5.5 ± 0.4
10 x 10	X	no D	10.9 ± 1.0
		D	10.7 ± 0.9
	Y	no D	10.7 ± 0.9
		D	10.7 ± 0.9
15 x 15	X	no D	16.3 ± 1.2
		D	16.4 ± 1.2
	Y	no D	16.4 ± 1.2
		D	16.6 ± 1.2
20 x 20	X	no D	21.8 ± 1.6
		D	21.9 ± 1.6
	Y	no D	21.9 ± 1.6
		D	22.0 ± 1.6
40 x 40	X	no D	44 ± 3
		D	40.8
	Y	no D	42.1 ± 1.7
		D	40.5

Tabella A.2: Valori delle dimensioni di campo, mediati sulle profondità, distinti per direzione e per caso: senza Dolphin (no D) e con Dolphin (D).

A.2 Dati del parametro di *penombra*

Dim. campo (cm^2)	Direzione	Misure	Media (cm)
3 x 3	X	no D	0.63 ± 0.07
		D	0.64 ± 0.07
	Y	no D	0.40 ± 0.03
		D	0.42 ± 0.03
5 x 5	X	no D	0.65 ± 0.09
		D	0.69 ± 0.09
	Y	no D	0.40 ± 0.06
		D	0.48 ± 0.06
10 x 10	X	no D	0.7 ± 0.2
		D	0.9 ± 0.2
	Y	no D	0.48 ± 0.13
		D	0.68 ± 0.13
15 x 15	X	no D	0.9 ± 0.2
		D	1.0 ± 0.2
	Y	no D	0.7 ± 0.2
		D	0.7 ± 0.2
20 x 20	X	no D	1.0 ± 0.3
		D	0.8 ± 0.3
	Y	no D	0.7 ± 0.3
		D	1.0 ± 0.3
40 x 40	X	no D	1.2 ± 0.7
		D	1.4 ± 0.7
	Y	no D	1.0 ± 0.6
		D	1.3 ± 0.8

Tabella A.3: Valori di penombra per le diverse dimensioni di campo distinti per direzione e per caso: senza Dolphin (no D) e con Dolphin (D).

Depth (cm)	Direzione	Misure	Media (cm)
dmax	X	no D	0.64 ± 0.08
		D	0.70 ± 0.10
	Y	no D	0.45 ± 0.10
		D	0.58 ± 0.13
5	X	no D	0.72 ± 0.12
		D	0.77 ± 0.13
	Y	no D	0.50 ± 0.13
		D	0.7 ± 0.2
10	X	no D	0.9 ± 0.2
		D	0.9 ± 0.2
	Y	no D	0.6 ± 0.2
		D	0.8 ± 0.3
20	X	no D	1.2 ± 0.6
		D	1.3 ± 0.6
	Y	no D	0.9 ± 0.5
		D	1.1 ± 0.7

Tabella A.4: Valori di penombra alle diverse profondità di acquisizione, distinti per direzione e per caso: senza Dolphin (no D) e con Dolphin (D).

A.3 Dati del parametro di *flatness*

Dim. campo (cm^2)	Direzione	Misure	Media (%)
3 x 3	X	no D	
		D	
	Y	no D	
		D	
5 x 5	X	no D	102.8 ± 0.9
		D	103.1 ± 1.2
	Y	no D	101.7 ± 0.9
		D	102.3 ± 1.0
10 x 10	X	no D	106 ± 2
		D	105 ± 2
	Y	no D	104 ± 2
		D	104 ± 2
15 x 15	X	no D	107 ± 3
		D	105 ± 3
	Y	no D	105 ± 3
		D	105 ± 3
20 x 20	X	no D	105 ± 3
		D	105 ± 4
	Y	no D	104 ± 2
		D	105 ± 3
40 x 40	X	no D	109 ± 6
		D	104
	Y	no D	105.7 ± 1.3
		D	103

Tabella A.5: Valori di *flatness*, per le diverse dimensioni di campo, distinti per direzione e per caso: senza Dolphin (no D) e con Dolphin (D)

Depth (cm)	Direzione	Misure	Media (%)
dmax	X	no D	103.6 ± 1.5
		D	102.6 ± 1.1
	Y	no D	102.8 ± 1.9
		D	102.3 ± 0.8
5	X	no D	104.1 ± 1.2
		D	103.8 ± 1.3
	Y	no D	102.8 ± 1.1
		D	103.2 ± 1.5
10	X	no D	105.8 ± 1.9
		D	106 ± 2
	Y	no D	104.6 ± 1.8
		D	105 ± 2
20	X	no D	110 ± 5
		D	106 ± 3
	Y	no D	106 ± 2
		D	105 ± 3

Tabella A.6: Valori di *flatness*, per le diverse profondità di acquisizione, distinti per direzione e per caso: senza Dolphin (no D) e con Dolphin (D)

A.4 Dati del parametro di *simmetria*

Dim. campo (cm^2)	Direzione	Misure	Media (%)
3 x 3	X	no D	
		D	
	Y	no D	
		D	
5 x 5	X	no D	101.2 ± 0.1
		D	100.7 ± 0.1
	Y	no D	100.5 ± 0.1
		D	100.6 ± 0.4
10 x 10	X	no D	102.1 ± 0.1
		D	101.0 ± 0.4
	Y	no D	100.9 ± 0.6
		D	101.0 ± 0.2
15 x 15	X	no D	102.7 ± 0.1
		D	100.4 ± 0.1
	Y	no D	101.1 ± 0.3
		D	101.2 ± 0.2
20 x 20	X	no D	103.0 ± 0.1
		D	100.5 ± 0.1
	Y	no D	101.1 ± 0.2
		D	101.1 ± 0.1
40 x 40	X	no D	102.4 ± 0.1
		D	101.4
	Y	no D	101.3 ± 0.6
		D	100.4

Tabella A.7: Dati acquisiti del parametro simmetria, in funzione delle dimensioni di campo e distinti per direzione e per caso: con (D) e senza Dolphin (no D).

Depth (cm)	Direzione	Misure	Media (%)
dmax	X	no D	102.3 ± 0.6
		D	100.8 ± 0.4
	Y	no D	101.0 ± 0.7
		D	100.8 ± 0.3
5	X	no D	102.3 ± 0.6
		D	100.8 ± 0.3
	Y	no D	100.7 ± 0.3
		D	100.8 ± 0.3
10	X	no D	102.3 ± 0.7
		D	100.5 ± 0.1
	Y	no D	101.0 ± 0.2
		D	101.2 ± 0.1
20	X	no D	102.2 ± 0.7
		D	100.7 ± 0.5
	Y	no D	101.1 ± 0.5
		D	101.0 ± 0.4

Tabella A.8: Dati acquisiti del parametro simmetria, in funzione delle diverse profondità e distinti per direzione e per caso: con (D) e senza Dolphin (no D).

Appendice B

Confronto tra i modelli nei termini
dei parametri di PDD e profili

B.1 Confronto di PDD tra i modelli

B.1.1 Confronto dati del parametro *build-up*

Modello	Modello equivalente	Media (%)
Modello 1	Modena	17 ± 6
Modello 2		8.4 ± 0.9
Modello 3		6 ± 3
Modello 4	Dolphin	6.3 ± 0.9
Modello 5	Carpi	5.1 ± 1.1

Tabella B.1: Valori in percentuale di differenza tra curve calcolate da Compass e quelle misurate nel tratto di *build-up* della PDD, mediati sui diversi campi.

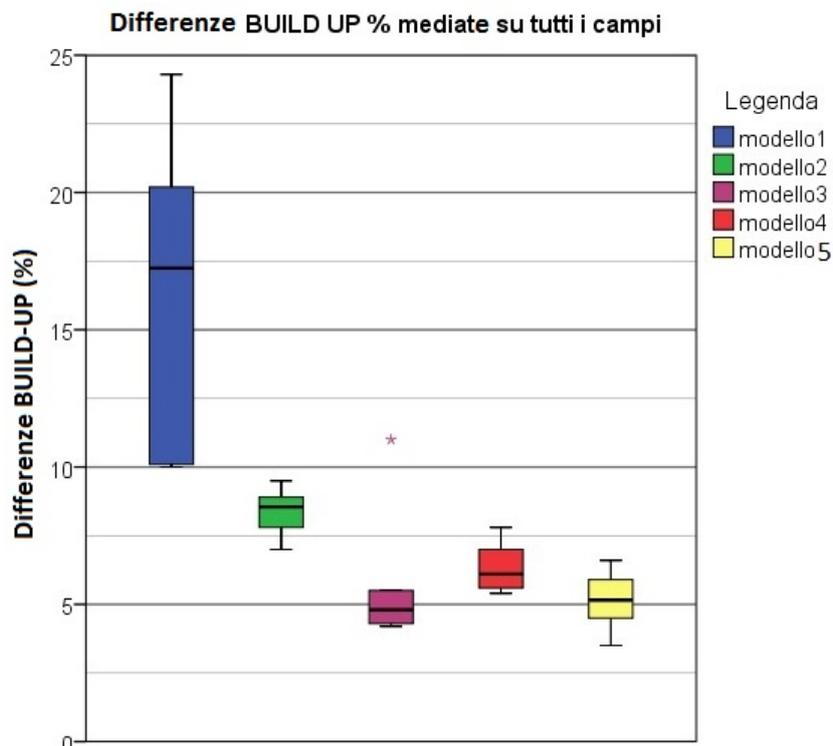


Figura B.1: Grafico dei valori percentuali di *curve quality* del *build-up* di una curva PDD, mediati sui diversi campi.

B.1.2 Confronto dati del parametro *fall-off*

Modello	Modello equivalente	Media (%)
Modello 1	Modena	0.32 ± 0.08
Modello 2		4.2 ± 0.2
Modello 3		0.23 ± 0.05
Modello 4	Dolphin	0.22 ± 0.04
Modello 5	Carpi	0.20 ± 0.06

Tabella B.2: Valori in percentuale di differenza tra curve calcolate da Compass e quelle misurate nel tratto di *fall-off* della PDD, mediati sui diversi campi.

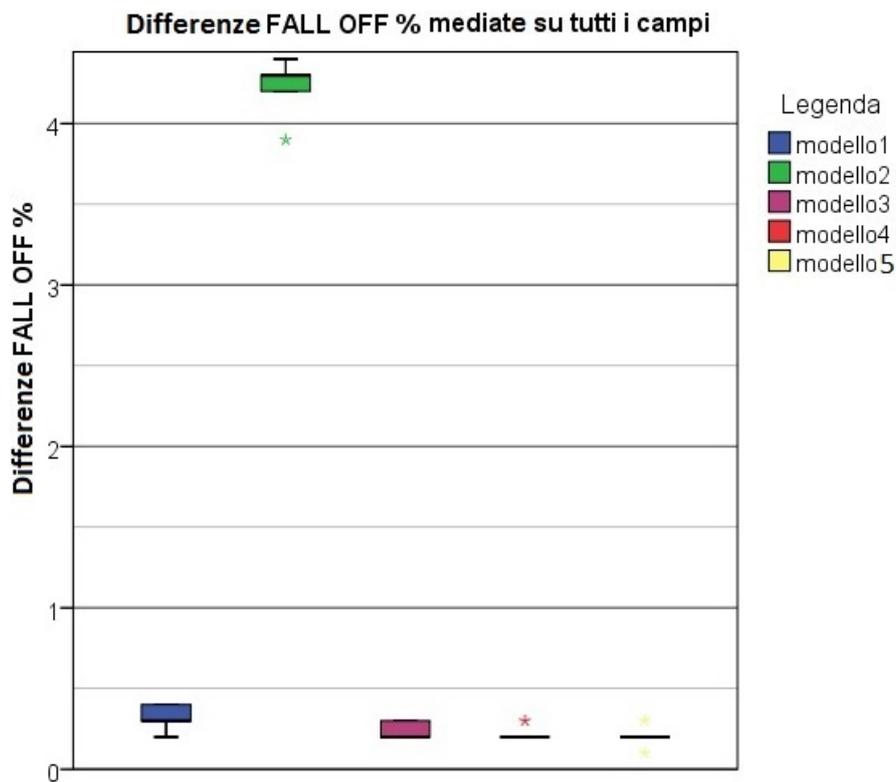


Figura B.2: Grafico dei valori percentuali di *curve quality* nel tratto di *fall-off* della PDD, mediati sui diversi campi.

B.2 Confronto di profili tra i modelli

B.2.1 Confronto dati del parametro *in field*

Dim. campo (cm^2)	Modello	Media (%)
3 x 3	Modena	1.5 ± 0.6
	Dolphin	1.1 ± 0.3
	Carpi	0.6 ± 0.2
5 x 5	Modena	1.4 ± 0.7
	Dolphin	1.3 ± 0.4
	Carpi	0.6 ± 0.3
10 x 10	Modena	0.9 ± 0.4
	Dolphin	0.6 ± 0.2
	Carpi	0.7 ± 0.4
15 x 15	Modena	0.7 ± 0.3
	Dolphin	0.8 ± 0.3
	Carpi	0.9 ± 0.4
20 x 20	Modena	0.7 ± 0.3
	Dolphin	0.7 ± 0.3
	Carpi	0.9 ± 0.4
40 x 40	Modena	0.5 ± 0.3
	Dolphin	1.3 ± 0.4
	Carpi	1.2 ± 0.5

Tabella B.3: Valori di differenza tra curve calcolate e misurate del parametro *in field*, mediati sulle profondità ed espressi in percentuale: senza Dolphin (modello Modena e modello Carpi) e con Dolphin.

Profondità (cm)	Modello	Media (%)
dmax	Modena	0.9 ± 0.6
	Dolphin	1.0 ± 0.5
	Carpi	0.7 ± 0.3
5	Modena	0.8 ± 0.6
	Dolphin	0.9 ± 0.4
	Carpi	0.7 ± 0.4
10	Modena	0.9 ± 0.5
	Dolphin	0.9 ± 0.4
	Carpi	0.7 ± 0.4
20	Modena	1.2 ± 0.6
	Dolphin	1.1 ± 0.5
	Carpi	1.1 ± 0.5

Tabella B.4: Valori di differenza tra curve calcolate e misurate del parametro *in field*, mediati sui campi ed espressi in percentuale: senza Dolphin (modello Modena e modello Carpi) e con Dolphin.

B.2.2 Confronto dati del parametro *penombra*

Dim. campo (cm^2)	Modello	Media (%)
3 x 3	Modena	4 ± 2
	Dolphin	2.0 ± 0.5
	Carpi	1.5 ± 1.0
5 x 5	Modena	3 ± 3
	Dolphin	3.0 ± 1.0
	Carpi	3.1 ± 0.7
10 x 10	Modena	3.9 ± 1.2
	Dolphin	1.6 ± 0.3
	Carpi	2.3 ± 0.7
15 x 15	Modena	3.0 ± 1.1
	Dolphin	4 ± 3
	Carpi	3.7 ± 1.4
20 x 20	Modena	3.6 ± 1.0
	Dolphin	5 ± 3
	Carpi	1.0 ± 0.6
40 x 40	Modena	3.5 ± 1.7
	Dolphin	8 ± 3
	Carpi	5 ± 2

Tabella B.5: Valori di differenza tra curve calcolate e misurate del parametro di penombra, mediati sulle profondità ed espressi in percentuale: senza Dolphin (modello Modena e modello Carpi) e con Dolphin.

Profondità (<i>cm</i>)	Modello	Media (%)
dmax	Modena	4 ± 2
	Dolphin	4 ± 2
	Carpi	3 ± 2
5	Modena	3.5 ± 1.7
	Dolphin	4 ± 3
	Carpi	2.9 ± 1.8
10	Modena	3.2 ± 1.4
	Dolphin	4 ± 4
	Carpi	2.5 ± 1.4
20	Modena	3.2 ± 1.3
	Dolphin	4 ± 4
	Carpi	3 ± 2

Tabella B.6: Valori di differenza tra curve calcolate e misurate del parametro di penombra, mediati sui campi ed espressi in percentuale: senza Dolphin (modello Modena e modello Carpi) e con Dolphin.

B.2.3 Confronto dati del parametro *out of field*

Dim. campo (cm^2)	Modello	Media (%)
3 x 3	Modena	0.8 ± 0.2
	Dolphin	0.4 ± 0.1
	Carpi	0.5 ± 0.1
5 x 5	Modena	0.5 ± 0.1
	Dolphin	1.0 ± 0.1
	Carpi	0.5 ± 0.1
10 x 10	Modena	0.8 ± 0.4
	Dolphin	0.6 ± 0.2
	Carpi	1.0 ± 0.5
15 x 15	Modena	0.8 ± 0.5
	Dolphin	0.9 ± 0.3
	Carpi	1.9 ± 0.9
20 x 20	Modena	1.0 ± 0.5
	Dolphin	1.0 ± 0.4
	Carpi	1.1 ± 0.8
40 x 40	Modena	2.1 ± 1.2
	Dolphin	2.0 ± 1.1
	Carpi	1.8 ± 1.1

Tabella B.7: Valori di differenza tra curve calcolate e misurate del parametro di *out of field*, mediati sulle profondità ed espressi in percentuale: senza Dolphin (modello Modena e modello Carpi) e con Dolphin.

Profondità (<i>cm</i>)	Modello	Media (%)
dmax	Modena	0.9 ± 0.6
	Dolphin	1.1 ± 0.8
	Carpi	0.8 ± 0.5
5	Modena	0.5 ± 0.2
	Dolphin	0.8 ± 0.4
	Carpi	0.7 ± 0.4
10	Modena	0.9 ± 0.4
	Dolphin	0.7 ± 0.3
	Carpi	1.0 ± 0.6
20	Modena	1.6 ± 1.1
	Dolphin	1.3 ± 0.9
	Carpi	2.0 ± 1.2

Tabella B.8: Valori di differenza tra curve calcolate e misurate del parametro di *out of field*, mediati sui campi ed espressi in percentuale: senza Dolphin (modello Modena e modello Carpi) e con Dolphin.

B.2.4 Confronto dati del parametro *flatness*

Dim. campo (cm^2)	Modello	Media (%)
5 x 5	Modena	1.8 ± 1.0
	Dolphin	2.2 ± 1.1
	Carpi	1.6 ± 1.0
10 x 10	Modena	3.5 ± 1.8
	Dolphin	3.8 ± 1.9
	Carpi	4.0 ± 1.9
15 x 15	Modena	4 ± 3
	Dolphin	4 ± 3
	Carpi	4 ± 2
20 x 20	Modena	4 ± 3
	Dolphin	4 ± 3
	Carpi	4 ± 2
40 x 40	Modena	8 ± 5
	Dolphin	8 ± 6
	Carpi	8 ± 4

Tabella B.9: Valori di differenza tra curve calcolate e misurate del parametro di *flatness*, mediati sulle profondità ed espressi in percentuale: senza Dolphin (modello Modena e modello Carpi) e con Dolphin.

Profondità (<i>cm</i>)	Modello	Media (%)
dmax	Modena	2 ± 2
	Dolphin	1.8 ± 0.8
	Carpi	3 ± 2
5	Modena	2.4 ± 0.9
	Dolphin	2.7 ± 0.8
	Carpi	2.7 ± 1.4
10	Modena	4.2 ± 1.4
	Dolphin	4.8 ± 1.7
	Carpi	3.8 ± 1.4
20	Modena	8 ± 4
	Dolphin	9 ± 5
	Carpi	8 ± 4

Tabella B.10: Valori di differenza tra curve calcolate e misurate del parametro di *flatness*, mediati sui campi ed espressi in percentuale: senza Dolphin (modello Modena e modello Carpi) e con Dolphin.

Appendice C

Analisi dosimetrica di piani di trattamento

C.1 Analisi tramite un software di calcolo volumetrico di dose

C.1.1 Misure eseguite a Modena

Analisi gamma tridimensionale

Reference Dose Max 3D

Paziente	Fascio	Data	TPS vs RC γ (%)	TPS vs CC γ (%)	CC vs RC γ (%)
A	1A	17/03/2017	97,2%	99,1%	97,3%
A	1B	17/03/2017	94,2%	98,8%	96,5%
B	1A	17/03/2017	93,2%	95,3%	95,1%
B	1B	17/03/2017	91,9%	95,8%	92,9%
C	1A	17/03/2017	94,8%	95,9%	97,3%
C	1B	17/03/2017	94,5%	97,7%	97,6%
A	1A	24/03/2017	96,7%		97,5%
A	1B	24/03/2017	93,1%		96,1%
B	1A	24/03/2017	91,9%		95,5%
B	1B	24/03/2017	90,7%		93,0%
C	1A	24/03/2017	94,7%		98,5%
C	1B	24/03/2017	93,4%		98,1%
A	1A	07/04/2017			
A	1B	07/04/2017			
B	1A	07/04/2017	93,8%		95,7%
B	1B	07/04/2017	92,4%		93,6%
C	1A	07/04/2017	94,5%		97,6%
C	1B	07/04/2017	94,6%		97,9%
MEDIA =			93,8%	97,1%	96,3%
dev.standard =			1,7%	1,7%	1,8%

Legenda	Limiti di confidenza del 95%
 $\gamma > 95\%$	TPS vs RC = $(93,8 \pm 0,8)\%$ = 93% - 94,6%
 $90\% < \gamma \leq 95\%$	TPS vs CC = $(97,1 \pm 1,3)\%$ = 95,8% - 98,4%
 $\gamma < 90\%$	CC vs RC = $(96,5 \pm 0,9)\%$ = 95,6% - 97,4%

Figura C.1: Valori percentuali dell'analisi gamma tridimensionale di *Reference Dose Max* eseguita sul *body* del fantoccio utilizzato, con i valori medi e gli errori con i limiti di confidenza del 95 %.

User Defined Dose Max 3D

Paziente	Fascio	Data	TPS vs RC Υ (%)	TPS vs CC Υ (%)	CC vs RC Υ (%)
A	1A	17/03/2017	93,3%	98,1%	93,9%
A	1B	17/03/2017	88,2%	97,9%	91,2%
B	1A	17/03/2017	78,7%	91,1%	83,6%
B	1B	17/03/2017	87,3%	94,6%	89,0%
C	1A	17/03/2017	91,2%	95,2%	94,8%
C	1B	17/03/2017	92,0%	96,7%	95,2%
A	1A	24/03/2017	92,0%		93,7%
A	1B	24/03/2017	88,2%		91,2%
B	1A	24/03/2017	76,3%		83,5%
B	1B	24/03/2017	85,6%		88,9%
C	1A	24/03/2017	88,1%		94,0%
C	1B	24/03/2017	90,2%		95,5%
A	1A	07/04/2017			
A	1B	07/04/2017			
B	1A	07/04/2017	79,2%		84,3%
B	1B	07/04/2017	87,7%		89,9%
C	1A	07/04/2017	90,4%		94,9%
C	1B	07/04/2017	91,9%		95,6%
MEDIA =			88%	96%	91%
dev.standard =			5%	3%	4%

Legenda

	$\Upsilon > 95\%$
	$90\% < \Upsilon \leq 95\%$
	$\Upsilon < 90\%$

Limiti di confidenza del 95%

TPS vs RC = $(87,5 \pm 2,5)\%$ = 85% - 90%

TPS vs CC = $(95,6 \pm 2,1)\%$ = 93,5% - 97,7%

CC vs RC = $(91,2 \pm 2,1)\%$ = 89,1% - 93,3%

Figura C.2: Valori percentuali dell'analisi gamma tridimensionale di *User Defined Max Dose* eseguita sul *body* del fantoccio utilizzato, con i valori medi e gli errori con i limiti di confidenza del 95 %.

Local 3D

Paziente	Fascio	Data	TPS vs RC Υ (%)	TPS vs CC Υ (%)	CC vs RC Υ (%)
A	1A	17/03/2017	47,9%	71,8%	44,6%
A	1B	17/03/2017	50,7%	72,7%	47,5%
B	1A	17/03/2017	46,8%	71,0%	50,5%
B	1B	17/03/2017	52,5%	74,5%	53,4%
C	1A	17/03/2017	50,8%	74,3%	55,1%
C	1B	17/03/2017	48,5%	75,8%	52,4%
A	1A	24/03/2017	44,4%		42,7%
A	1B	24/03/2017	45,7%		48,1%
B	1A	24/03/2017	44,9%		50,8%
B	1B	24/03/2017	50,4%		52,5%
C	1A	24/03/2017	47,0%		53,0%
C	1B	24/03/2017	45,1%		51,2%
A	1A	07/04/2017			
A	1B	07/04/2017			
B	1A	07/04/2017	47,1%		51,2%
B	1B	07/04/2017	52,7%		53,9%
C	1A	07/04/2017	49,1%		54,2%
C	1B	07/04/2017	47,6%		52,1%
MEDIA =			48%	73%	51%
dev.standard =			3%	2%	3%

Legenda

	$\Upsilon > 95\%$
	$90\% < \Upsilon \leq 95\%$
	$\Upsilon < 90\%$

Figura C.3: Valori percentuali dell'analisi gamma tridimensionale *Local* eseguita sul *body* del fantoccio utilizzato, con i valori medi e gli errori.

Analisi gamma bidimensionale

Reference Dose Max 2D

Paziente	Fascio	Data	TPS vs RC γ (%)	TPS vs CC γ (%)	CC vs RC γ (%)
A	1A	17/03/2017	98,4%	99,7%	97,8%
A	1B	17/03/2017	94,1%	98,7%	93,5%
B	1A	17/03/2017	95,2%	96,8%	95,4%
B	1B	17/03/2017	94,5%	97,8%	93,0%
C	1A	17/03/2017	97,3%	98,6%	98,1%
C	1B	17/03/2017	95,4%	98,5%	97,9%
A	1A	24/03/2017	97,9%		98,5%
A	1B	24/03/2017	92,6%		92,1%
B	1A	24/03/2017	94,0%		93,9%
B	1B	24/03/2017	94,2%		93,0%
C	1A	24/03/2017	95,3%		97,9%
C	1B	24/03/2017	95,4%		98,3%
A	1A	07/04/2017			
A	1B	07/04/2017			
B	1A	07/04/2017	95,9%		95,9%
B	1B	07/04/2017	95,8%		93,5%
C	1A	07/04/2017	95,3%		97,9%
C	1B	07/04/2017	96,7%		98,5%
MEDIA =			95,5%	98,4%	96%
dev.standard =			1,5%	1,0%	2%

Legenda

	$\gamma > 95\%$
	$90\% < \gamma \leq 95\%$
	$\gamma < 90\%$

Limiti di confidenza

del 95%

TPS vs RC = $(95,5 \pm 0,7)\%$ = 94,8% - 96,2%
 TPS vs CC = $(98,4 \pm 0,8)\%$ = 97,6% - 99,2%
 CC vs RC = $(95,9 \pm 1,2)\%$ = 94,7% - 97,1%

Figura C.4: Valori percentuali dell'analisi gamma bidimensionale di *Reference Dose Max* eseguita sul *body* del fantoccio utilizzato, con i valori medi e gli errori con i limiti di confidenza del 95 %.

User Defined Dose Max 2D

Paziente	Fascio	Data	TPS vs RC γ (%)	TPS vs CC γ (%)	CC vs RC γ (%)
A	1A	17/03/2017	96,2%	99,1%	92,4%
A	1B	17/03/2017	88,6%	98,5%	87,8%
B	1A	17/03/2017	81,8%	93,3%	83,1%
B	1B	17/03/2017	91,2%	96,9%	88,7%
C	1A	17/03/2017	94,4%	97,7%	96,0%
C	1B	17/03/2017	93,4%	98,0%	94,8%
A	1A	24/03/2017	93,3%		92,4%
A	1B	24/03/2017	86,9%		87,8%
B	1A	24/03/2017	79,7%		83,1%
B	1B	24/03/2017	89,8%		87,2%
C	1A	24/03/2017	91,3%		96,0%
C	1B	24/03/2017	93,6%		95,1%
A	1A	07/04/2017			
A	1B	07/04/2017			
B	1A	07/04/2017	82,2%		80,5%
B	1B	07/04/2017	91,8%		89,3%
C	1A	07/04/2017	91,3%		94,0%
C	1B	07/04/2017	94,9%		95,8%
MEDIA =			90%	97%	90%
dev.standard =			5%	2%	5%

Legenda

	$\gamma > 95\%$
	$90\% < \gamma \leq 95\%$
	$\gamma < 90\%$

Limiti di confidenza del 95%

TPS vs RC = $(90,0 \pm 2,4)\%$ = 87,6% - 92,5%

TPS vs CC = $(97,3 \pm 1,7)\%$ = 95,6% - 98,9%

CC vs RC = $(90,3 \pm 2,5)\%$ = 87,8% - 92,7%

Figura C.5: Valori percentuali dell'analisi gamma bidimensionale di *User Defined Max Dose* eseguita sul *body* del fantoccio utilizzato, con i valori medi e gli errori con i limiti di confidenza del 95 %.

Local 2D

Paziente	Fascio	Data	TPS vs RC Υ (%)	TPS vs CC Υ (%)	CC vs RC Υ (%)
A	1A	17/03/2017	51,3%	75,8%	47,8%
A	1B	17/03/2017	51,4%	72,9%	49,6%
B	1A	17/03/2017	51,0%	75,2%	51,9%
B	1B	17/03/2017	59,1%	81,8%	53,7%
C	1A	17/03/2017	55,8%	80,8%	57,7%
C	1B	17/03/2017	54,9%	81,1%	55,4%
A	1A	24/03/2017	50,2%		45,0%
A	1B	24/03/2017	54,7%		47,2%
B	1A	24/03/2017	41,7%		47,9%
B	1B	24/03/2017	57,4%		51,2%
C	1A	24/03/2017	51,1%		53,8%
C	1B	24/03/2017	51,1%		53,6%
A	1A	07/04/2017			
A	1B	07/04/2017			
B	1A	07/04/2017	49,7%		48,4%
B	1B	07/04/2017	59,9%		53,0%
C	1A	07/04/2017	53,9%		56,2%
C	1B	07/04/2017	53,6%		54,9%
MEDIA =			53%	78%	52%
dev.standard =			4%	4%	4%

Legenda

	$\Upsilon > 95\%$
	$90\% < \Upsilon \leq 95\%$
	$\Upsilon < 90\%$

Figura C.6: Valori percentuali dell'analisi gamma bidimensionale *Local* eseguita sul *body* del fantoccio utilizzato, con i valori medi e gli errori.

C.1.2 Misure eseguite a Carpi

Analisi gamma tridimensionale

Reference Dose Max 3D

Paziente	Fascio	TPS vs RC γ (%)	TPS vs CC γ (%)	CC vs RC γ (%)
B	1A int	92,8%	93,8%	94,4%
B	1B int	91,2%	95,0%	93,0%
B	1A	94,1%	95,4%	95,8%
B	1B	93,2%	95,9%	94,7%
D	1A	94,1%	98,5%	96,4%
D	1B	97,2%	99,2%	98,4%
D	2A	99,7%	99,9%	99,8%
D	2B	99,8%	99,9%	99,9%
MEDIA =		95%	97%	97%
dev.standard =		3%	2%	3%

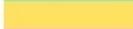
Legenda		Limiti di confidenza del 95%
	$\gamma > 95\%$	TPS vs RC = $(95,3 \pm 2,2)\%$ = 97,5% - 93,1%
	$90\% < \gamma \leq 95\%$	TPS vs CC = $(97,2 \pm 1,7)\%$ = 98,9% - 95,5%
	$\gamma < 90\%$	CC vs RC = $(96,6 \pm 1,8)\%$ = 98,4% - 94,8%

Figura C.7: Valori di analisi gamma 3D di *Reference Dose Max* eseguita sul *body* con acquisizioni a Carpi, con i valori medi e gli errori e con i limiti di confidenza del 95 %.

Analisi gamma bidimensionale

Reference Dose Max 2D

Paziente	Fascio	TPS vs RC γ (%)	TPS vs CC γ (%)	CC vs RC γ (%)
B	1A int	94,7%	95,7%	94,5%
B	1B int	94,7%	96,8%	93,6%
B	1A	96,1%	96,9%	95,5%
B	1B	96,2%	97,7%	94,4%
D	1A	97,3%	99,1%	96,6%
D	1B	97,6%	99,8%	97,7%
D	2A	99,8%	100,0%	99,8%
D	2B	99,6%	100,0%	99,8%
MEDIA =		97%	98,3%	96%
dev.standard =		2%	1,7%	2%

Legenda		Limiti di confidenza del 95%
	$\gamma > 95\%$	TPS vs RC = $(97,0 \pm 1,4)\%$ = 98,4% - 95,6%
	$90\% < \gamma \leq 95\%$	TPS vs CC = $(98,3 \pm 1,2)\%$ = 99,5% - 97,1%
	$\gamma < 90\%$	CC vs RC = $(96,5 \pm 1,7)\%$ = 98,2% - 94,8%

Figura C.8: Valori di analisi gamma 2D di *Reference Dose Max* eseguita sul *body* con acquisizioni a Carpi, con i valori medi e gli errori e con i limiti di confidenza del 95 %.

C.2 Analisi di mappe planari di dose

C.2.1 Misure eseguite a Modena

Analisi gamma globale

Global 2D TOTALE				
Paziente	Data	D vs TPS Υ (%)	noD vs TPS Υ (%)	D vs noD Υ (%)
A	17/03/2017	95,2%	97,7%	100,0%
B	17/03/2017	92,9%	93,4%	100,0%
C	17/03/2017	96,2%	96,4%	100,0%
A	24/03/2017	95,2%		100,0%
B	24/03/2017	94,3%		99,7%
C	24/03/2017	97,5%		100,0%
A	07/04/2017			
B	07/04/2017	93,7%		99,7%
C	07/04/2017	97,1%		100,0%
MEDIA =		95,3%	96%	99,9%
dev.standard =		1,6%	2%	0,1%

<p>Legenda</p> <ul style="list-style-type: none"> $\Upsilon > 95\%$ $90\% < \Upsilon \leq 95\%$ $\Upsilon < 90\%$ 	<p>Limiti di confidenza del 95%</p> <p>D vs TPS = $(95,3 \pm 1,1)\% = 96,4\% - 94,2\%$</p> <p>no D vs TPS = $(95,8 \pm 2,5)\% = 98,3\% - 93,3\%$</p> <p>D vs noD = $(99,9 \pm 0,1)\% = 100\% - 99,8\%$</p>
--	--

Figura C.9: Valori di analisi gamma globale eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Modena, con i valori medi, gli errori e con i limiti di confidenza del 95 %.

Global 2D

Paziente	Fascio	Data	D vs TPS γ (%)	noD vs TPS γ (%)	D vs noD γ (%)
A	1A	17/03/2017	94,1%	97,1%	100,0%
A	1B	17/03/2017	93,9%	97,6%	100,0%
B	1A	17/03/2017	97,0%	96,6%	100,0%
B	1B	17/03/2017	92,5%	93,4%	100,0%
C	1A	17/03/2017	98,4%	96,5%	100,0%
C	1B	17/03/2017	95,9%	96,8%	100,0%
A	1A	24/03/2017	93,1%		100,0%
A	1B	24/03/2017	94,3%		100,0%
B	1A	24/03/2017	96,2%		100,0%
B	1B	24/03/2017	92,4%		99,9%
C	1A	24/03/2017	98,1%		100,0%
C	1B	24/03/2017	94,0%		100,0%
A	1A	07/04/2017			
A	1B	07/04/2017			
B	1A	07/04/2017	93,9%		100,0%
B	1B	07/04/2017	92,6%		99,9%
C	1A	07/04/2017	97,9%		100,0%
C	1B	07/04/2017	95,6%		100,0%
MEDIA =			95%	96,3%	100,0%
dev.standard =			2%	1,5%	0,0%

Legenda

	$\gamma > 95\%$
	$90\% < \gamma \leq 95\%$
	$\gamma < 90\%$

Limiti di confidenza del 95%
D vs TPS = $(95,5 \pm 1,0)\%$ = 96,5% - 94,5%
noD vs TPS = $(96,3 \pm 1,2)\%$ = 97,5% - 95,1%
D vs noD = 100 %

Figura C.10: Valori di analisi gamma globale, distinta per fasci ed eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Modena, con i valori medi, gli errori e con i limiti di confidenza del 95 %.

Analisi gamma locale

Locale 2D TOTALE

Paziente	Data	D vs TPS Υ (%)	noD vs TPS Υ (%)	D vs noD Υ (%)
A	17/03/2017	79,8%	83,4%	99,6%
B	17/03/2017	79,3%	82,3%	98,9%
C	17/03/2017	87,2%	88,3%	99,9%
A	24/03/2017	80,6%		99,5%
B	24/03/2017	81,0%		99,2%
C	24/03/2017	87,0%		99,5%
A	07/04/2017			
B	07/04/2017	79,7%		97,4%
C	07/04/2017	86,0%		99,4%
MEDIA =		83%	85%	99,2%
dev.standard =		4%	3%	0,8%

Legenda

- $\Upsilon > 95\%$
- $90\% < \Upsilon \leq 95\%$
- $\Upsilon < 90\%$

Figura C.11: Valori di analisi gamma locale eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Modena, con i valori medi, gli errori e con i limiti di confidenza del 95 %.

Local 2D

Paziente	Fascio	Data	D vs TPS γ (%)	noD vs TPS γ (%)	D vs noD γ (%)
A	1A	17/03/2017	77,4%	80,6%	97,7%
A	1B	17/03/2017	82,7%	87,5%	96,9%
B	1A	17/03/2017	80,8%	84,9%	97,7%
B	1B	17/03/2017	79,6%	84,0%	98,8%
C	1A	17/03/2017	89,9%	90,1%	99,7%
C	1B	17/03/2017	87,1%	90,2%	99,6%
A	1A	24/03/2017	75,9%		99,5%
A	1B	24/03/2017	82,8%		96,7%
B	1A	24/03/2017	82,8%		99,4%
B	1B	24/03/2017	81,2%		98,0%
C	1A	24/03/2017	90,4%		99,5%
C	1B	24/03/2017	87,5%		99,0%
A	1A	07/04/2017			
A	1B	07/04/2017			
B	1A	07/04/2017	78,5%		97,1%
B	1B	07/04/2017	79,9%		96,7%
C	1A	07/04/2017	87,2%		99,2%
C	1B	07/04/2017	86,9%		99,6%
MEDIA =			83%	86%	98,4%
dev.standard =			4%	4%	1,2%

Legenda

	$\gamma > 95\%$
	$90\% < \gamma \leq 95\%$
	$\gamma < 90\%$

Figura C.12: Valori di analisi gamma locale, distinta per fasci ed eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Modena, con i valori medi, gli errori e con i limiti di confidenza del 95 %.

Analisi di *Absolute Difference Dose* dei dati acquisiti a Modena

Paziente	Fascio	Data	Differenza media (%)			Differenza massima (%)		
			D vs TPS	noD vs TPS	D vs noD	D vs TPS	noD vs TPS	D vs noD
A	1A	17/03/2017	2,6%	2,4%	0,5%	9,4%	8,5%	3,5%
A	1B	17/03/2017	2,6%	2,2%	0,7%	8,4%	7,3%	4,4%
A	totale	17/03/2017	2,1%	1,9%	0,5%	7,1%	6,9%	2,9%
B	1A	17/03/2017	3,2%	3,1%	0,7%	9,3%	8,1%	4,4%
B	1B	17/03/2017	2,6%	2,6%	0,5%	6,6%	7,1%	3,3%
B	totale	17/03/2017	2,4%	2,4%	0,5%	6,0%	6,9%	3,5%
C	1A	17/03/2017	2,0%	2,8%	1,1%	4,3%	11,8%	2,0%
C	1B	17/03/2017	1,9%	2,7%	0,9%	4,9%	7,6%	3,8%
C	totale	17/03/2017	1,7%	1,8%	0,5%	5,8%	6,7%	2,4%
A	1A	24/03/2017	2,7%		0,7%	11,3%		5,4%
A	1B	24/03/2017	3,6%		1,2%	13,3%		6,4%
A	totale	24/03/2017	2,1%		0,7%	7,4%		4,8%
B	1A	24/03/2017	3,2%		0,9%	9,0%		6,2%
B	1B	24/03/2017	2,7%		0,8%	6,7%		5,9%
B	totale	24/03/2017	2,3%		0,7%	6,5%		3,9%
C	1A	24/03/2017	2,0%		1,7%	6,9%		4,9%
C	1B	24/03/2017	1,9%		1,6%	5,8%		5,3%
C	totale	24/03/2017	1,9%		0,7%	7,3%		4,9%
A	1A	07/04/2017						
A	1B	07/04/2017						
A	totale	07/04/2017						
B	1A	07/04/2017	3,5%		1,4%	11,6%		5,2%
B	1B	07/04/2017	2,6%		1,1%	7,2%		4,6%
B	totale	07/04/2017	2,4%		0,7%	7,4%		6,4%
C	1A	07/04/2017	2,2%		1,3%	5,6%		2,9%
C	1B	07/04/2017	2,0%		0,9%	5,9%		3,6%
C	totale	07/04/2017	1,9%		0,5%	6,7%		4,8%
MEDIA =			2,4%	2,4%	0,9%	7,5%	7,9%	4,4%
dev.standard =			0,5%	0,4%	0,4%	1,9%	1,6%	1,2%

Figura C.13: Valori di differenza assoluta media e massima eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Modena, considerando i confronti D-TPS, noD-TPS e D-noD.

C.2.2 Misure eseguite a Carpi

Global 2D TOTALE

Paziente	Tempo	D vs TPS Υ (%)	noD vs TPS Υ (%)	D vs noD Υ (%)
B	1	94,5%	94,9%	100,0%
D	1	98,6%	98,6%	100,0%
D	2	94,7%	97,9%	99,9%
MEDIA =		96%	97%	100,0%
dev.standard =		2%	2%	0,1%

Legenda

	$\Upsilon > 95\%$
	$90\% < \Upsilon \leq 95\%$
	$\Upsilon < 90\%$

Limiti di confidenza del 95%

D vs TPS = $(95,9 \pm 2,6)\%$ = 98,5% - 93,3%
no D vs TPS = $(97,1 \pm 2,2)\%$ = 99,3% - 94,9%
D vs noD = $(99,9 \pm 0,1)\%$ = 100% - 99,8%

Local 2D TOTALE

Paziente	Fascio	D vs TPS Υ (%)	noD vs TPS Υ (%)	D vs noD Υ (%)
B	1	71,2%	75,7%	98,6%
D	1	78,1%	88,6%	99,1%
D	2	74,2%	78,4%	100,0%
MEDIA =		75%	81%	99,2%
dev.standard =		3%	7%	0,7%

Legenda

	$\Upsilon > 95\%$
	$90\% < \Upsilon \leq 95\%$
	$\Upsilon < 90\%$

Figura C.14: Valori medi di analisi gamma globale e locale distinta per paziente ed eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Carpi, con i limiti di confidenza del 95 %.

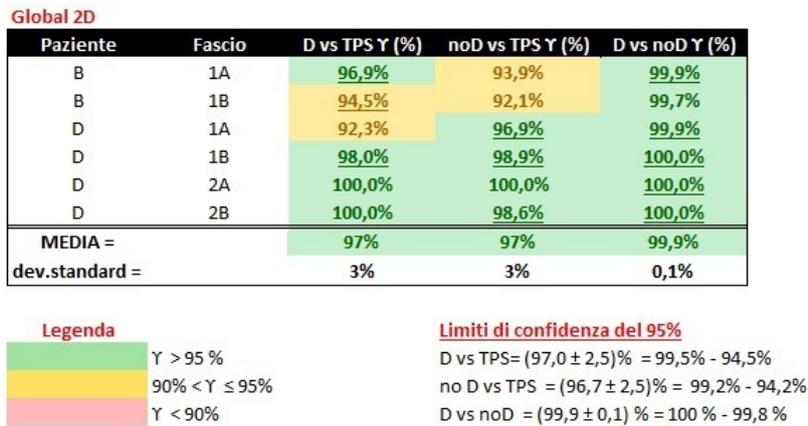


Figura C.15: Valori di analisi gamma globale, distinta per fasci ed eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Carpi, con i valori medi, gli errori e con i limiti di confidenza del 95 %.

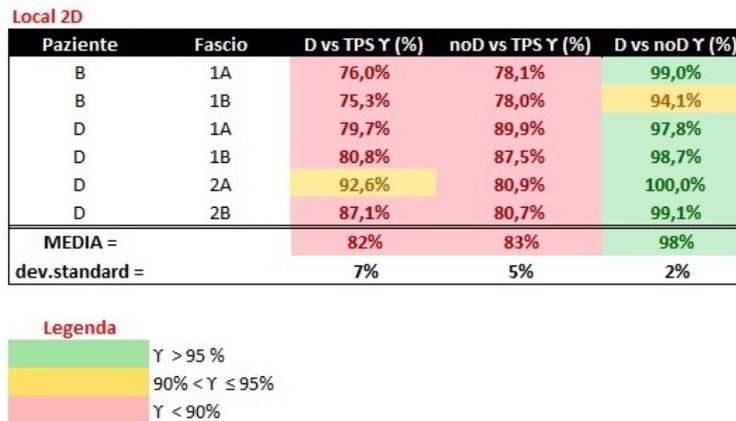


Figura C.16: Valori di analisi gamma locale, distinta per fasci ed eseguita tra matrici planari di dose acquisite a Carpi, con i valori medi, gli errori e con i limiti di confidenza del 95 %.

Bibliografia

- [1] IBA Dosimetry, *Compass User's Guide Version 4.0* Schwarzenbruck (Germany), 2016.
- [2] IAEA (International Atomic Energy Agency), TRS-398, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: an International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, 5 giugno 2006.
- [3] AIFM (Associazione Italiana Fisica Medica), *Protocollo per il controllo della qualità dei sistemi per la pianificazione radioterapica (RTPS)*, numero 7 (2011).
- [4] Janusz Winiecki, Tomasz Morgas, Karolina Majewska, Barbara Drzeweicka, *The gamma evaluation method as a routine QA procedure of IMRT*, Rep Pract Oncol Radiother, 2009, pag 162-168.
- [5] Philip Mayles, Alan Nahum, Jean-Claude Rosenwald, *Handbook of radiotherapy physics, Theory and Practice*, Taylor & Francis Group 2007.
- [6] Physics connect, *IBA Launches the New Dolphin Transmission Detector*, San Francisco, 16 Settembre 2014.
- [7] Medical Physics, *Worldwide first clinical application of Dolphin transmission detector*, Schwarzenbruck, 16 Agosto 2016.
- [8] David Menichelli, IBA Dosimetry, *Influence of the Dolphin online transmission detector on clinical photon beams*, 13 Novembre 2015.
- [9] Elekta synergy Platform, *Customer Acceptance Tests*, Marzo 2010.
- [10] David Menichelli, IBA Dosimetry, *Understanding Dolphin Clearance for use in Online Treatment Monitoring*, 10 Marzo 2016.

- [11] RaySearch Laboratories, *Raystation 5: user manual*, 2016.
- [12] Enrico Persico, N. D'Angelo, G. Cagliotti, A.Reale, *Lezioni sugli acceleratori di particelle*, Conti & Pioda, Roma.
- [13] Medical Physics, *IBA's training centre showcases Dolphin to the German Society for Medical Physics*, Schwarzenbruck, 25 Marzo 2015.
- [14] Medical Physics, *IBA Dosimetry showcases Compass patient QA to UK medical physicists*, Schwarzenbruck, 13 Maggio 2015.
- [15] Imaging Technology News, *IBA Introduces Dolphin Online Treatment Monitoring System*, 22 Maggio 2015.
- [16] Medical Physics, *IBA releases Dolphin Online Ready transmission detector for radiotherapy QA*, Schwarzenbruck, 26 Aprile 2016.
- [17] University of Florida, Department of Radiation Oncology, *Dosimetric Characteristics of Clinical Photon Beams*, Gainesville, Florida.
- [18] Faiza Bourhaleb, *Tecnica Treatment Planning System (TPS) per fasci di fotoni ed elettroni*, Torino, 27 Febbraio 2015.
- [19] Marco Mapelli, *Validazione di un sistema per piani di trattamento 3D di una nuova generazione*, Dipartimento di Radioterapia e Fisica Sanitaria, Policlinico di Monza.
- [20] Raffaele Fedele Laitano, *Fondamenti di dosimetria delle radiazioni ionizzanti*, 4 edizione, ENEA, 2015.
- [21] David Menichelli, IBA Dosimetry, *Influence of the Dolphin transmission detector on the skin dose in clinical photon beams*, 18 Agosto 2015.
- [22] J.Thoelking et al., *Patient-specific online dose verification based on transmission detector measurements*, Radiotherapy and Oncology, Aprile 2016.
- [23] J.Thoelking et al., *Characterization of a new transmission detector for patient individualized online plan verification and its influence on 6 MV x-ray beam characteristics*, Medical Physics, Agosto 2015.

- [24] Nick Narloch, *On the clinically relevant detector resolution and error detection capability of Compass 3D plan verification*, IBA Dosimetry.
- [25] Tami Freeman, *In vivo dosimetry: implementation issues*, Medical Physics, 2009.
- [26] R.Boggula et al., *Patient-specific 3D pretreatment and potential 3D Online Dose Verification of Monte Carlo calculated IMRT prostate treatment plans*, J. Radiation Oncology Physics, Vol.81, pp.1168-1175.
- [27] Medical Physics, *Worldwide first clinical application of Dolphin transmission detector*, Agosto 2016.

Ringraziamenti

In conclusione a questo lavoro, vorrei ringraziare la Prof.ssa Maria Pia Morigi per la sua disponibilità e per avermi dato l'opportunità di sviluppare questo lavoro di tesi, rafforzando la collaborazione tra l'Università di Bologna e l'Azienda Ospedaliero Universitaria di Modena Policlinico.

Ringrazio il direttore del dipartimento di Fisica Medica Tiziana Costi e il direttore del dipartimento di Radioterapia Oncologica Frank Lohr per avermi dato la possibilità di elaborare questa tesi sperimentale.

Esprimo la mia gratitudine al correlatore Dr. Gabriele Guidi, fisico medico del dipartimento di Radioterapia, per avermi guidato nell'intero progetto sperimentale e per avermi motivato e incoraggiato ad approfondire il lavoro di tesi.

Voglio rivolgere un sincero ringraziamento a tutto il personale della Fisica Medica per la loro disponibilità, gentilezza e pazienza nel sostenermi ed aiutarmi durante il periodo di tirocinio, sempre pronti a darmi suggerimenti professionali.

Ringrazio anche i professionisti del reparto di Radioterapia Oncologica dell'Azienda Ospedaliero Universitaria di Modena per la loro disponibilità nelle fasi di misura.

In fine, ma non meno importanti, ringrazio la mia famiglia e gli amici per il loro supporto illimitato, il loro incoraggiamento morale ed economico, per aver affrontato con me questo periodo di tesi nonostante le difficoltà.