

## Sommario

<b>Introduzione</b> -----	3
<b>1 Radioterapia stereotassica</b> -----	5
<b>1.1 A cosa serve la Radioterapia?</b> -----	5
<b>1.2 Definizione di Radioterapia Stereotassica</b> -----	6
<b>1.3 Volumi</b> -----	7
<b>1.4 SRT encefalo</b> -----	11
<b>1.4.1 Indicazioni cliniche</b> -----	12
<b>1.4.2 Gamma knife</b> -----	12
<b>1.4.3 Cyberknife</b> -----	13
<b>1.5 L' Acceleratore lineare stereotassico</b> -----	16
<b>1.5.1 Sistemi di Immobilizzazione</b> -----	18
<b>1.5.2 Sistemi di imaging</b> -----	21
<b>1.5.3 Lettino Linac</b> -----	25
<b>1.6 TREATMENT PLANNING SISTEM</b> -----	27
<b>1.6.1 BRAINLAB ELEMENTS</b> -----	28
<b>1.6.2 PEANCIL BEAM</b> -----	29
<b>1.6.3 MONTE CARLO</b> -----	30
<b>1.7 Strumenti di misurazione della dose</b> -----	31
<b>1.7.1 Camera a ionizzazione PTW Semiflex</b> -----	31
<b>1.7.2 Camera a semiconduttore PTW Diamond</b> -----	32
<b>1.8 Calcolo della Dose Assoluta</b> -----	33
<b>1.8.1 Correzione per temperatura e pressione</b> -----	33
<b>1.8.2 Correzione per polarizzazione</b> -----	34
<b>1.8.3 Correzione per effetto di saturazione</b> -----	34
<b>1.8.4 Correzione per la qualità del fascio (energia del fascio)</b> -----	35

1.8.5 Fattore di calibrazione della camera a ionizzazione	35
1.8.6 Correzione per Rendimento settimanale	35
<b>2 MATERIALI E METODI</b>	<b>37</b>
2.1 PTV BeamScan fantoccio ad acqua	37
2.2 Camera a ionizzazione Semiflex 3D	38
2.3 Camera a ionizzazione Exradin A26 microPoint	38
2.4 Elettrometro PTW Unidos Weblin	40
2.6 Easy Cube	41
2.7 PROCEDURA	42
2.7.1 Procedura di Misurazione della Dose Assoluta	42
2.7.2 Calcolo della dose attraverso TPS BrainLab	51
2.7.3 Misurazioni di Dose in Configurazioni Variabili su Easy Cube	57
2.7.4 Erogazione e Verifica della Dose nei Piani di Trattamento Stereotassico: Analisi di 8 Casi Clinici	59
<b>3 Risultati</b>	<b>61</b>
<b>4 Conclusioni</b>	<b>68</b>
<b>5 Bibliografia</b>	<b>70</b>

## Introduzione

Questo studio ha come obiettivo principale la verifica dell'accuratezza dosimetrica dell'algoritmo Montecarlo, integrato nel sistema stereotassico BrainLab Elements, un software utilizzato in ambito radioterapico per lo sviluppo e la validazione di piani radioterapici encefalici stereotassici. Il Montecarlo è considerato uno degli algoritmi più avanzati per il calcolo della dose in radioterapia, grazie alla sua capacità di simulare in modo dettagliato l'interazione delle particelle con la materia. Tuttavia, la sua applicazione clinica necessita di una validazione approfondita, soprattutto nel contesto dei trattamenti stereotassici, dove la precisione è fondamentale per garantire risultati terapeutici ottimali e minimizzare gli effetti collaterali, poiché questi ultimi sono caratterizzati da campi di radiazione molto piccoli e gradienti di dose elevati, che richiedono un livello di precisione notevole per garantire sia l'efficacia del trattamento sia la protezione dei tessuti sani circostanti.

Questo studio si propone di valutare l'accuratezza dosimetrica dell'algoritmo Montecarlo integrato nel sistema stereotassico BrainLab Elements, e di confrontarla con algoritmi già commissionati. Tale confronto viene realizzato calcolando il rapporto tra le dosi simulate dai singoli algoritmi e la dose effettivamente erogata durante il trattamento radioterapico, al fine di determinare l'affidabilità dell'algoritmo Montecarlo in situazioni cliniche reali, fornendo una valutazione critica della sua implementazione in ambito clinico.

Per raggiungere questo obiettivo, lo studio è stato articolato in tre fasi principali: la misurazione della dose assoluta con un fantoccio ad acqua, la

misurazione della dose su fantoccio Easy Cube con diverse configurazioni, e la valutazione su piani di trattamento elaborati su pazienti.

La prima parte dello studio è rappresentata dalla misurazione della dose assoluta con l'ausilio del fantoccio ad acqua, per il calcolo del rendimento dell'acceleratore lineare, applicato per la correzione della dose.

Nella seconda parte sono state applicate diverse configurazioni geometriche, variando le dimensioni del campo di trattamento, attraverso l'apertura delle lamelle dell'MLC e dei jaws, variando l'inclinazione del gantry e introducendo spostamenti del fantoccio e della camera a ionizzazione rispetto all'isocentro. Su queste diverse configurazioni è stata calcolata la dose prevista da diversi algoritmi del TPS BrainLab Elements, tra cui il Montecarlo e confrontata con la dose assorbita dalla camera a ionizzazione in tutte le diverse conformazioni studiate.

Nell'ultima parte, la verifica su pazienti, sono stati selezionati otto pazienti con piani di trattamento stereotassico realizzati tramite BrainLab Elements, per ciascun piano è stata calcolata la dose prevista utilizzando il TPS BrainLab Elements con i suoi diversi algoritmi, ed è stata poi misurata la dose effettiva su fantoccio Easy Cube utilizzando il Linac, replicando le condizioni del trattamento. I risultati misurati sono stati successivamente confrontati con le previsioni degli algoritmi.

Il confronto tra le dosi simulate e quelle erogate ha lo scopo di identificare eventuali discrepanze tra le previsioni dei differenti algoritmi utilizzati e la realtà fisica delle dosi assorbite, al fine di stabilire l'accuratezza e l'accettabilità dell'applicazione del metodo Montecarlo al software BrainLab Elements.

Al termine dello studio, si potrà stabilire in che misura l'algoritmo Monte Carlo del sistema BrainLab Elements può essere implementato con successo nel contesto clinico, per garantire che i pazienti trattati con tecniche stereotassiche ricevano dosi altamente accurate, ottimizzando così i risultati clinici.

L'analisi comparativa tra la dose simulata e quella misurata aiuterà a identificare i limiti e i punti di forza dell'algoritmo, fornendo indicazioni importanti per la sua implementazione clinica.

## 1 Radioterapia stereotassica

### 1.1 A cosa serve la Radioterapia?

La radioterapia è ad oggi una delle principali modalità di trattamento dei tumori, utilizza radiazioni ionizzanti, che danneggiando il DNA delle cellule tumorali, impedendo loro di crescere e di dividersi, andando però a salvaguardare per quanto possibili i tessuti sani circostanti, mediante l'utilizzo fasci conformati. La radioterapia può essere utilizzata da sola o in combinazione con altre terapie, come la chirurgia o la chemioterapia. Ciò ci permette di effettuare una classificazione della radioterapia in base allo scopo che vogliamo ottenere.

- Radicale o curativo: mira al controllo definitivo locale
- Profilattica o precauzionale: irradiazione di aree ad alto rischio di malattia subclinica
- Preoperatorio o Neoadiuvante: lo scopo è quello di ridurre localmente il più possibile la massa tumorale affinché la successiva Chirurgia possa essere meno demolitiva
- Postoperatorio o Adiuvante: consolidare l'operato della Chirurgia irradiando la ex sede di malattia quando si pensa che questa non abbia tolto completamente la malattia o si presuppone ci siano aree di malattia subclinica
- Palliativa: ha lo scopo di puntare alla sopravvivenza del pz, rallentando la crescita tumorale
- Sintomatico: trattamento palliativo con lo scopo di alleviare la sintomatologia
- Antalgico: alleviare il dolore
- Decompressivo: midollare (Compressione midollare) o disostruzione delle vie aeree (Sindrome mediastinica)
- Antiemorragico: scopo emostatico

Ovviamente, l'utilizzo di una determinata tipologia di trattamento viene scelta a seconda della tipologia del tumore, della sede e dello stadio dell'ultimo e delle condizioni di salute generali del paziente. A seconda di

tali parametri viene anche selezionato il tipo di cura radioterapica più adeguata, tra due principali tipi:

- La Radioterapia a fasci esterni → La radioterapia a fasci esterni utilizza i raggi X ad alta energia prodotti dall'acceleratore lineare, un'apparecchiatura costituita da una testata che eroga i raggi X ruotando intorno a un lettino, sul quale il paziente deve sdraiarsi. Le radiazioni attraversano la cute e rilasciano la dose prestabilita all'interno dell'area da irradiare. La dose totale da somministrare è suddivisa in sedute giornaliere di breve durata (dette anche frazioni) allo scopo di danneggiare il meno possibile le cellule normali rispetto a quelle tumorali, riducendo in tal modo gli effetti collaterali del trattamento.
- Brachiterapia (o radioterapia a fasci interni): La Brachiterapia è un trattamento radioterapico ottenuto posizionando a brava distanza dal bersaglio una sorgente radioattiva sigillata.

## 1.2 Definizione di Radioterapia Stereotassica

La **radioterapia stereotassica (SRT)** è una forma avanzata di radioterapia a fasci esterni, che viene anche definita con il termine "**Radiochirurgia**", per la sua precisione ed accuratezza. In quanto, tale tecnica radioterapica fa uso di tre coordinate cartesiane ortogonali tra loro per definire un punto preciso posto nella profondità dell'organismo, che costituisce il target da trattare, ma anche per le alte dosi utilizzate che permettono di portare alla necrosi cellulare del tessuto tumorale. Utilizza immagini tridimensionali dettagliate, come quelle ottenute tramite la tomografia computerizzata (TC) o la risonanza magnetica (RM), per localizzare con precisione il tumore.

Ci sono due principali tipi di radioterapia stereotassica:

- **Radiochirurgia Stereotassica (SRS):** Viene utilizzata principalmente per trattare piccoli tumori cerebrali o malformazioni vascolari, attraverso un singolo trattamento con alta dose di radiazioni, somministrato con estrema precisione.

- **Radioterapia Stereotassica Corporea (SBRT):** Utilizzata per trattare tumori situati in altre parti del corpo (come polmoni, fegato, spina dorsale). La SBRT prevede la somministrazione di poche frazioni con alte dosi di radiazioni, eseguite con alta precisione.

La SRT sfrutta sofisticati sistemi di immobilizzazione e di guida per assicurare che le radiazioni colpiscano esattamente il tumore, riducendo ulteriormente i danni ai tessuti sani circostanti. Ciò permette di somministrare dosi più alte di radiazioni, in meno sedute rispetto alla radioterapia tradizionale, aumentando l'efficacia del trattamento per determinati tipi di tumore.

Le tre coordinate (x, y, z) permettono di individuare un punto preciso nell'organismo, garantendo una localizzazione accurata del bersaglio tumorale o della lesione. La precisione millimetrica di questa tecnica, che è quasi comparabile a un intervento chirurgico, permette di trattare lesioni critiche senza dover eseguire un'operazione invasiva. Le alte dosi utilizzate vengono dirette su volumi spazialmente ben definiti, con un gradiente di dose molto ripido, che consente di minimizzare l'esposizione dei tessuti sani circostanti. A differenza della radioterapia convenzionale, la radiochirurgia stereotassica spesso prevede una o poche frazioni di trattamento, in cui viene erogata un'alta dose di radiazioni su un piccolo volume. Questo si traduce in un'efficace ablazione del tessuto patologico (necrosi cellulare).

Questa tecnica è considerata una delle più avanzate nella radioterapia oncologica.

## 1.3 Volumi

Fondamentale per un trattamento radioterapico è la localizzazione e l'identificazione dell'area di trattamento, con una precisione millimetrica che ci viene garantita dall'ausilio di tecniche di diagnostica per immagini sempre più avanzate, quali la Tomografia Computerizzata (TC) e la Risonanza Magnetica (RM), per una visualizzazione tridimensionale della



morfologia delle strutture anatomiche, ma anche attraverso tecniche che permettono una valutazione degli aspetti funzionali di un determinato organo o distretto, come ad esempio la PET e la SPECT. Tali tecniche di imaging permettono di individuare e contornare i volumi di interesse, e di elaborare attraverso il TPS un piano di trattamento specifico per il target, guidando la distribuzione della dose radiante in modo da massimizzare l'impatto sul tumore e minimizzare i rischi per i tessuti sani.

I volumi di interesse radioterapico () sono:

- ❖ Gross Tumor Volume (GTV)
- ❖ Internal Target Volume (ITV)
- ❖ Planning Target Volume (PTV)
- ❖ Clinical Target Volume (CTV)
- ❖ Organ At Risk (OAR)
- ❖ Treated Volume (TV)

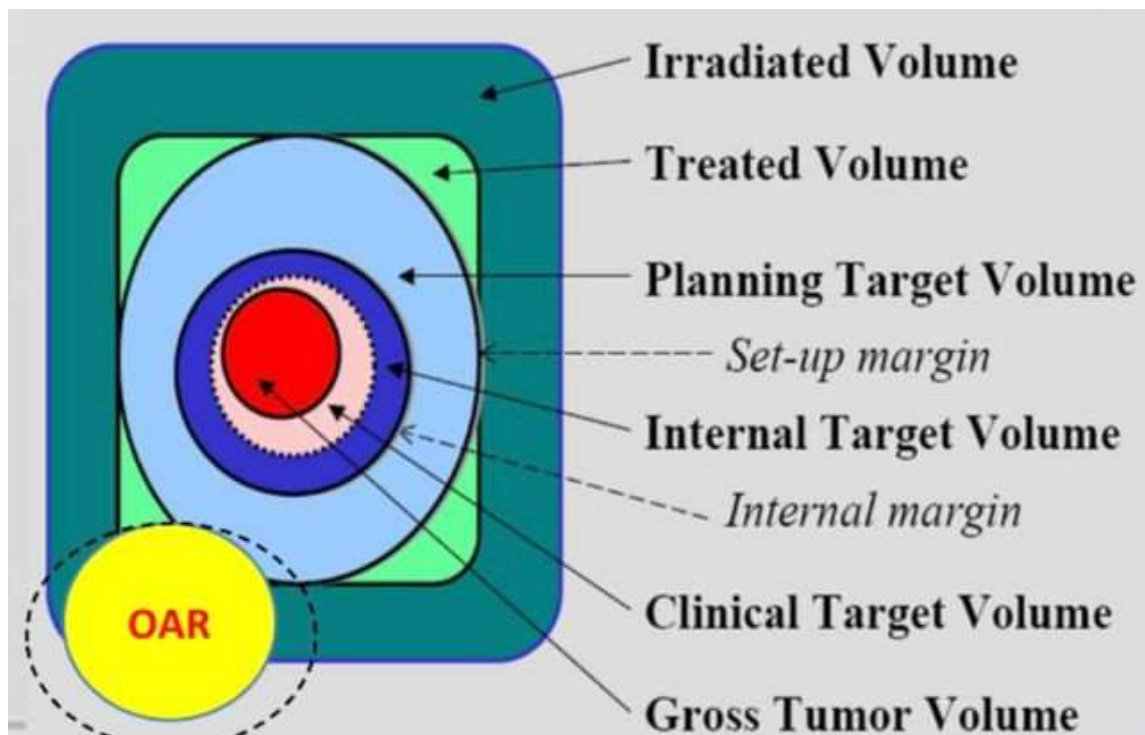


Figura 1- Volumi Radioterapici

### Gross Tumor Volume (GTV)

Il Gross Tumor Volume (GTV) rappresenta la malattia macroscopica clinicamente evidente, identificando sia la sede che l'estensione del tumore. Esso può riferirsi al tumore primitivo (GTV-T), all'estensione linfonodale (GTV-N), e alla malattia metastatica distante dal tumore primitivo (GTV-M). In casi in cui il tumore primitivo e le metastasi linfonodali sono in stretta contiguità, questi possono essere contornati insieme come un unico GTV.

Quando il tumore macroscopico è stato rimosso chirurgicamente, il GTV non può essere definito, e il processo di contornazione parte dall'identificazione del Clinical Target Volume (CTV). La corretta definizione del GTV è fondamentale per il trattamento radioterapico, poiché:

- I. Identificazione e stadiazione della malattia: Consente di individuare la sede e determinare lo stadio di malattia utilizzando le classificazioni T (tumore primitivo), N (stazioni linfonodali), e M (malattia metastatica).
- II. Guida al dosaggio: Influenza la scelta della dose radiante adeguata per ottenere una regressione tumorale efficace.
- III. Definizione del CTV e PTV: Determina la definizione del Clinical Target Volume (CTV) e del Planning Target Volume (PTV), sia nella pianificazione iniziale sia durante eventuali rivalutazioni (modifiche di GTV durante la terapia).
- IV. Predittore di risultati clinici: I cambiamenti del GTV durante e dopo la terapia possono essere predittivi del controllo locale del tumore, della prevenzione delle metastasi, e della sopravvivenza a lungo termine.

Le variazioni del GTV durante il trattamento possono essere usate per valutare l'efficacia della terapia e, in alcuni casi, per modificare la distribuzione della dose (re-planning).

### **Clinical Target Volume (CTV)**

Il Clinical Target Volume (CTV) è il volume che comprende l'area di probabile infiltrazione microscopica del tumore, includendo sia l'area circostante al GTV sia le stazioni linfonodali di drenaggio. La definizione del CTV richiede una conoscenza approfondita del comportamento biologico della neoplasia e dell'anatomia circostante, considerando sia le barriere anatomiche che facilitano l'infiltrazione tumorale.

## Internal Target Volume (ITV)

L'Internal Target Volume (ITV) include il CTV e un margine aggiuntivo per tenere conto dei movimenti d'organo durante il trattamento. Questo margine è fondamentale per assicurare che la dose prescritta raggiunga interamente il CTV, nonostante i movimenti interni che possono verificarsi tra le sedute di radioterapia.

## Planning Target Volume (PTV)

Il Planning Target Volume (PTV) è un'estensione del CTV che include margini per compensare sia il movimento degli organi (internal motion) che le incertezze nel posizionamento del paziente (setup margin). Questi margini variano a seconda dell'organo e delle tecniche utilizzate per stabilizzare e monitorare il movimento durante il trattamento.

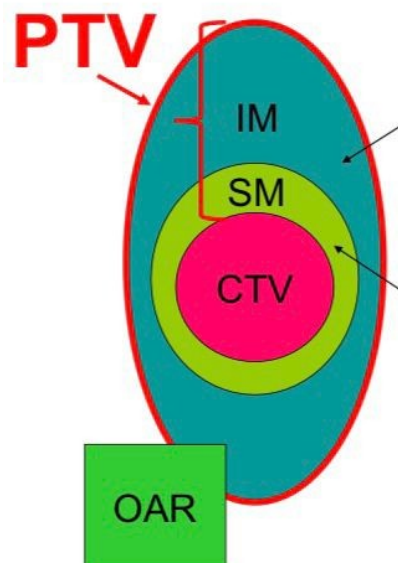


Figura 2- PTV

## Organi a Rischio (OAR)

Gli organi a rischio (OAR) sono strutture che, se irradiate, possono causare morbilità. La loro corretta definizione è essenziale per limitare la dose

ricevuta e prevenire danni. Gli OAR sono classificati in base alla loro organizzazione funzionale come organi in serie, parallelo, o serie-parallelo, con la dose massima o media come parametri critici per la valutazione del rischio.

## 1.4 SRT encefalo

La **radioterapia stereotassica** (SRT) e la **radiochirurgia stereotassica** (SRS) dell'encefalo utilizzano tecniche avanzate che permettono di erogare alte dosi di radiazioni in una o poche frazioni, con elevati gradienti di dose, per trattare con precisione piccoli volumi di tessuti patologici nel cervello. Questo tipo di trattamento è mirato a indurre la necrosi cellulare (ablazione) del tessuto malato, preservando al massimo i tessuti sani circostanti. Pertanto, la localizzazione del target deve essere estremamente precisa. Questo si ottiene spesso mediante l'uso di FRAME stereotassici o sistemi di immobilizzazione non invasivi come le maschere termoplastiche. Il FRAME stereotassico fornisce un sistema di riferimento fisso per il cranio del paziente, consentendo una localizzazione millimetrica del tumore o della lesione. La precisione della macchina utilizzata per erogare il trattamento è essenziale per assicurare che la radiazione venga diretta esattamente sul target senza errori, deve essere estremamente accurata per evitare deviazioni durante l'erogazione della dose. La Sicurezza del paziente è cruciale per garantire che non ci siano collisioni tra la macchina (ad esempio, il LINAC) e il paziente durante il trattamento. Anche il trasporto del paziente all'interno della sala di trattamento deve essere eseguito con grande attenzione per mantenere la corretta posizione e immobilizzazione. Il trattamento richiede sistemi di calcolo della dose dedicati, avanzati, per calcolare con precisione la distribuzione della dose nel tessuto cerebrale. Questi software di calcolo della dose permettono di garantire che la dose prescritta raggiunga con esattezza il target, limitando al massimo l'esposizione dei tessuti sani.

I vantaggi dell'uso della Radioterapia stereotassica e della Radiochirurgia stereotassica sull' encefalo sono numerosi:

- Precisione chirurgica senza necessità di un intervento invasivo.
- Capacità di trattare tumori inoperabili o difficilmente accessibili.
- Riduzione degli effetti collaterali grazie alla concentrazione della dose solo sul volume patologico.
- Recupero rapido con pochi giorni di ospedalizzazione o addirittura trattamenti ambulatoriali.

Queste tecniche avanzate sono ampiamente utilizzate per trattare una varietà di patologie cerebrali, incluse metastasi, tumori primitivi, malformazioni artero-venose e nevralgia del trigemino. Le apparecchiature utilizzate in tali metodiche sono la Gamma Knife, la Cyberknife e l'Acceleratore Lineare (LINAC).

#### **1.4.1 Indicazioni cliniche**

La Radioterapia stereotassica viene utilizzata per il trattamento di numerose patologie neurologiche. Il trattamento stereotassico dell'encefalo è indicato per trattare tumori cerebrali primitivi (originati nel cervello), sia benigni che maligni, specialmente quando sono inoperabili a causa della loro localizzazione critica. Questi possono includere ad esempio meningiomi, schwannomi vestibolari, adenomi ipofisari, e gliomi di basso grado. Ma anche per Tumori secondari (metastasi cerebrali), specialmente quando le metastasi sono di dimensioni ridotte (fino a 3 cm di diametro) e sono presenti fino a 3 sedi. Questa metodica permette di trattare le lesioni con precisione senza danneggiare il tessuto cerebrale sano circostante.

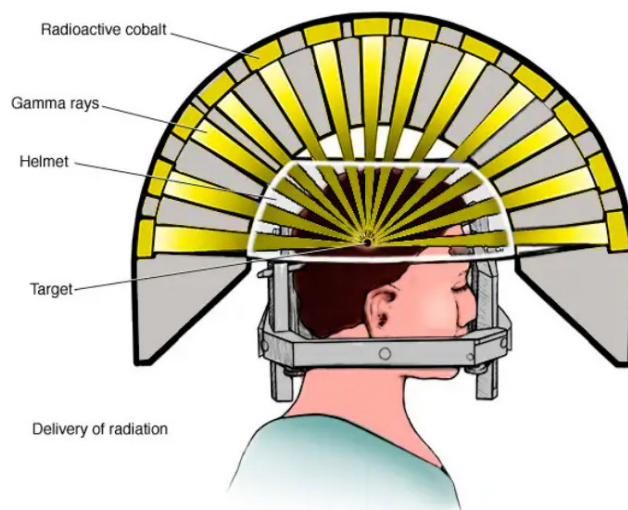
La tecnica stereotassica viene utilizzata per patologie come le MAV (malformazioni artero-venose), sono malformazioni vascolari in cui arterie e vene sono anormalmente collegate tra loro senza la normale rete capillare. La SRS permette di trattarle chiudendo il flusso sanguigno anomalo e favorendo la regressione della malformazione. E per la Nevralgia del Trigemino, una condizione dolorosa causata dall'irritazione del nervo trigemino, in cui l'alta precisione del trattamento stereotassico

permette di ridurre il dolore senza ricorrere a un intervento chirurgico invasivo.

### **1.4.2 Gamma knife**

La Gamma Knife è una tecnologia avanzata utilizzata principalmente per il trattamento delle patologie cerebrali mediante la radiochirurgia stereotassica (SRS). Si distingue per la sua estrema precisione e l'efficacia nel trattare lesioni intracraniche senza la necessità di un intervento chirurgico invasivo. La Gamma Knife utilizza fasci di radiazioni gamma per distruggere o ridurre tumori, malformazioni e altre anomalie cerebrali. Utilizza radiazioni gamma emesse da una serie di sorgenti di cobalto-60. Questi fasci di radiazioni sono altamente focalizzati, convergendo in modo preciso sul target patologico, garantendo la massima dose al punto di interesse e minimizzando l'esposizione dei tessuti sani circostanti. Durante il trattamento con la Gamma Knife, viene solitamente utilizzato un frame stereotassico fissato al cranio del paziente. Questo sistema assicura un'immobilizzazione perfetta del paziente, essenziale per mantenere una precisione millimetrica durante l'intero trattamento. Alcuni modelli di Gamma Knife più recenti (come il Gamma Knife Icon) possono anche utilizzare sistemi di immobilizzazione non invasivi, come le maschere termoplastiche, in combinazione con tecniche di imaging avanzato per il monitoraggio continuo del paziente. Il trattamento con la Gamma Knife è completamente non invasivo: non richiede tagli, incisioni o anestesia generale, ed è per lo più eseguito in regime ambulatoriale. Dopo il trattamento, il paziente può tornare a casa lo stesso giorno. Poiché non richiede intervento chirurgico aperto o anestesia generale, riduce il rischio di complicazioni e accelera i tempi di recupero del paziente. La Gamma Knife è nota per la sua precisione "chirurgica", spesso descritta come "submillimetrica", il che significa che può trattare lesioni molto piccole (anche inferiori a 3 cm) con un'accuratezza estremamente elevata, preservando i tessuti sani. Questo è particolarmente utile in aree del

cervello vicine a strutture critiche, dove il rischio di danni collaterali deve essere ridotto al minimo.



*Figura 3- Gamma Knife*

### 1.4.3 Cyberknife

Il CyberKnife è un sistema avanzato di radiochirurgia robotica utilizzato per trattamenti non invasivi di tumori e altre lesioni in varie parti del corpo, inclusi cervello, colonna vertebrale, polmoni, fegato e prostata. Il CyberKnife utilizza un braccio robotico altamente mobile, che consente di erogare radiazioni da oltre 1.200 angolazioni diverse, a differenza di altri sistemi più statici. Questa flessibilità permette di trattare tumori localizzati in posizioni difficili da raggiungere o che si trovano vicino a strutture critiche, riducendo al minimo il danno ai tessuti sani circostanti. Il trattamento con CyberKnife è completamente non invasivo e non richiede l'uso di frame stereotassici come nel caso della Gamma Knife. Il paziente non necessita di un casco rigido fissato al cranio. Per immobilizzare e monitorare il paziente, viene utilizzata una combinazione di imaging avanzato e un sistema di tracciamento in tempo reale che monitora costantemente il movimento del tumore durante il trattamento. Ciò è particolarmente utile per i tumori in aree del corpo soggette a movimento, come i polmoni e il fegato. Questo sistema consente al CyberKnife di



adattarsi in tempo reale ai movimenti del paziente, garantendo che le radiazioni siano dirette con precisione al tumore anche durante piccoli spostamenti.



*Figura 4- Cyberknife*

#### **1.4.4 Linac**

Il Linac stereotassico (Acceleratore Lineare) è una tecnologia avanzata utilizzata per trattamenti di radioterapia stereotassica (SRT) e radiochirurgia stereotassica (SRS) dell'encefalo e di altre parti del corpo. Questo sistema eroga alte dosi di radiazioni con elevata precisione su piccoli volumi tumorali, proteggendo i tessuti sani circostanti. Utilizza coordinate spaziali tridimensionali per localizzare accuratamente il bersaglio, come tumori o lesioni cerebrali. Eroga alte dosi di radiazioni in una o più frazioni, senza bisogno di interventi chirurgici. Utilizza tecniche avanzate di imaging e localizzazione, e sistemi di immobilizzazione del paziente. Può eseguire trattamenti con varie tecniche, come la radioterapia conformazionale, l'IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy) e la VMAT

(Volumetric Modulated Arc Therapy). Tratta tumori benigni, maligni, metastasi cerebrali, malformazioni artero-venose e nevralgia del trigemino.

## 1.5 L'Acceleratore lineare stereotassico

Un acceleratore lineare (o Linac, dall'inglese Linear Accelerator) è una macchina utilizzata in radioterapia per erogare radiazioni ad alta energia, principalmente raggi X o elettroni, con lo scopo di trattare tumori e altre patologie. La funzione principale del Linac è accelerare particelle subatomiche (elettroni) a velocità molto elevate e convertirle in radiazioni ionizzanti da utilizzare per colpire e distruggere le cellule tumorali, preservando il più possibile i tessuti sani circostanti.

Un acceleratore lineare è composto da vari componenti fondamentali:

- **Sorgente di elettroni:** È la parte iniziale dell'acceleratore che genera gli elettroni. Di solito consiste in un filamento riscaldato che emette elettroni tramite l'effetto termoionico.
- **Tubo acceleratore (Guida d'onda):** È il componente in cui gli elettroni vengono accelerati. È una struttura a forma di tubo lineare, all'interno della quale gli elettroni passano attraverso campi elettromagnetici alternati (onde elettromagnetiche a microonde) che accelerano gli elettroni fino a velocità prossime a quelle della luce.
- **Magnetron o Klystron:** Questi sono dispositivi utilizzati per generare le microonde necessarie per accelerare gli elettroni nella guida d'onda. Il magnetron è più semplice e meno costoso, mentre il klystron è utilizzato nei Linac di più alta energia per fornire maggiore potenza.
- **Testa di trattamento (gantry):** È la parte mobile del Linac che ruota attorno al paziente per erogare le radiazioni da diverse angolazioni. La testa contiene diversi componenti chiave:
  - **Collimatore multilamellare (MLC):** Consiste in una serie di lamelle di tungsteno che modulano il fascio di radiazioni per conformarlo alla forma del tumore, riducendo così la dose ai tessuti sani circostanti.

- **Convertitore di fotoni:** Quando si desiderano raggi X, gli elettroni accelerati colpiscono un target metallico (solitamente di tungsteno), generando fotoni (raggi X) ad alta energia.
- **Applicatore di elettroni:** Se si usa una terapia a elettroni, il fascio di elettroni viene diretto direttamente sul paziente senza la conversione in raggi X.
- **Sistema di imaging (IGRT):** Molti Linac moderni sono dotati di sistemi di imaging integrati, come la Tomografia Computerizzata Cone Beam (CBCT) o imaging a raggi X, che consentono di ottenere immagini del paziente in tempo reale, migliorando la precisione del posizionamento del paziente e del tumore.
- **Sistema di controllo:** Il Linac è gestito da un sistema computerizzato che controlla il movimento del gantry, la modulazione del fascio di radiazioni e la somministrazione della dose di radiazioni. Il sistema garantisce che le radiazioni siano erogate con precisione.

L' **Acceleratore lineare stereotassico** rispetto agli acceleratori tradizionali ha una precisione molto più elevata (nell'ordine di 1 mm o meno), necessaria per trattare lesioni molto piccole o in aree critiche come il cervello. È utilizzato per la radioterapia stereotassica (SRT) o radiochirurgia stereotassica (SRS), che richiedono un'accurata localizzazione e trattamento di piccoli volumi. Può completare il trattamento in una o poche sedute (SRS o SRT), dato che le dosi somministrate sono molto più elevate in ogni singola sessione. Il suo utilizzo è specifico per trattamenti che richiedono un'alta precisione come tumori cerebrali, metastasi (spesso non operabili), malformazioni artero-venose, e altre patologie. Supporta tecniche avanzate per migliorare la precisione del trattamento, come l'immobilizzazione del paziente (per esempio, maschere termoplastiche o frame stereotassici), il tracking del movimento per compensare la respirazione, e sistemi di imaging integrato per il monitoraggio in tempo reale.



*Figura 5- Linac Stereotassico*

### **1.5.1 Sistemi di Immobilizzazione**

La radioterapia stereotassica richiede una precisione millimetrica per il trattamento delle lesioni, utilizzando dosi molto elevate è importante colpire solamente il bersaglio andando a risparmiare il più possibile tessuti sani circostanti e gli OAR.

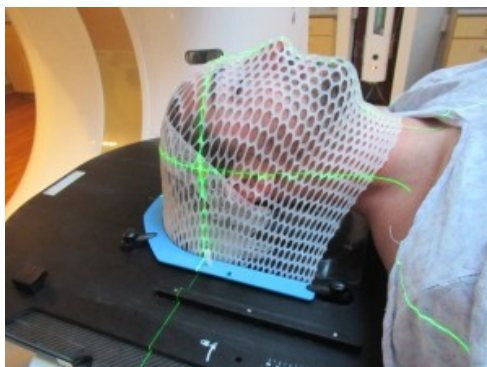
Per conformare in maniera ottimale la dose prescritta al target è fondamentale l'utilizzo di "frame" stereotassici per una localizzazione accurata dei volumi d'interesse e per mettere in rigida correlazione l'anatomia intracranica del paziente e il sistema di coordinate del frame. Tali sistemi di immobilizzazione, devono essere efficaci e riproducibili, in modo tale da evitare errori di set-up che andrebbero a compromettere il trattamento radiante. Questi si dividono in invasivi e non invasivi.

- **Invasivi**, Caschetti fissati al cranio attraverso viti di riferimento con cui agganciare il paziente al tavolo di trattamento;



*Figura 6- Sistema di immobilizzazione invasivo*

- **Non Invasivi**, Maschere termoplastiche dedicate con appositi sistemi di fissaggio al lettino



*Figura 7- Maschera termoplastica a 5 punte*

Per la radioterapia stereotassica dell'encefalo viene utilizzato una tecnologia avanzata e non invasiva, che assicura precisione e comfort durante le sessioni di radioterapia, chiamata **BrainLab**. Tale sistema è progettato per garantire la massima precisione durante la radioterapia, riducendo al minimo i margini di errore dovuti ai movimenti del paziente o alle variazioni di posizionamento tra le sedute, massimizzando l'efficacia della terapia e riducendo al minimo gli effetti collaterali. Il sistema BrainLab è costituito da tre componenti: un Base Plate BrainLab dedicato, una maschera termoplastica e un sistema di tracking ottico.

- **Base Plate BrainLab**, è realizzata in fibra di carbonio, garantisce una bassa attenuazione delle radiazioni, ottimizzando le proprietà dosimetriche durante il trattamento. Include uno spazio craniale

dedicato per i sistemi di immobilizzazione standardizzati, come l'Head Support, che migliora il comfort del paziente ed è progettata per essere fissata sia al lettino della TC di simulazione che al lettino dell'acceleratore lineare tramite morsetti di aggancio. Presenta tre aste laterali su ogni lato per il fissaggio della maschera termoplastica e il sistema di bloccaggio per il tracking ottico utilizzato durante il setup del paziente.

- **Maschera Termoplastica**, è disponibile in vari spessori (2.4 mm, 3.2 mm, e 4.8 mm) a seconda delle esigenze di immobilizzazione (testa, collo e spalle), è progettata per offrire una combinazione di rigidità e comfort. Le maschere sono costituite da un foglio posteriore, con fori standard, che verrà modellato per adattarsi alla forma dell'occipite del paziente, un foglio centrale, per garantire stabilità fissando i punti fondamentali, quali fronte, mandibola e mento, realizzato con strisce rigide di materiale termoplastico, un foglio superiore con foratura standard che si unisce al foglio centrale per conferire ulteriore rigidità.

Le maschere sono inoltre dotate di un telaio rigido in plastica, largo due millimetri, con tre fori per lato per l'aggancio sicuro alle aste della Base Plate. Palline di materiale termoplastico possono essere modellate per rinforzare la regione sopracciliare e nasale, mentre una striscia per il supporto dentale può essere utilizzata, a seconda del protocollo.

- **Sistema di Tracking Ottico**, utilizza sei sfere di marcatura ottica che vengono posizionate sopra la maschera termoplastica.

Prima del trattamento, il sistema esegue la calibrazione dell'isocentro utilizzando un sistema a infrarossi, che permette di



allineare con precisione il paziente rispetto al Linac e al lettino. L'allineamento geometrico è riconosciuto grazie a un fantoccio di calibrazione dell'isocentro.

L'utilizzo del sistema BrainLab garantisce un posizionamento estremamente accurato del paziente, riducendo al minimo i margini di errore grazie alla combinazione di maschera termoplastica rigida e sistema di tracking ottico, ma anche un maggior confort del paziente durante il trattamento rispetto a sistemi di immobilizzazione invasivi, grazie all'utilizzo di materiali termoplastici modellabili e una riduzione di dose non necessaria.

### **1.5.2 Sistemi di imaging**

In Radioterapia il posizionamento del paziente ricopre un ruolo fondamentale per un corretto trattamento, ed è compito del TSRM verificare che il target da irradiare venga localizzato con precisione prima di ogni trattamento. Il tecnico posiziona il paziente sul lettino dell'acceleratore con gli appositi sistemi di immobilizzazione e applica gli spostamenti studiati dal fisico in fase di pianificazione. Fuori dal bunker, prima di erogare il trattamento stereotassico viene applicato un protocollo di correzione online del set-up del paziente. Tale protocollo utilizza una Cone Beam CT (CBCT) per il controllo della posizione del paziente prima di ogni seduta di trattamento, questa consente di ottenere immagini tridimensionali in tempo reale del paziente, che verranno confrontate con le immagini ottenute dalla TC di simulazione, che rappresenta la posizione



ideale del paziente, e viene utilizzata come riferimento per allineare il paziente prima di ogni sessione.

Il software di imaging confronta automaticamente le immagini della CBCT appena acquisita con quelle della TC di simulazione. Il "match" viene eseguito sui profili ossei o su altri riferimenti anatomici. Questo consente al sistema di rilevare eventuali disallineamenti del paziente rispetto alla posizione ideale pianificata. Al fine di determinare eventuali spostamenti necessari per correggere la posizione del paziente, andando ad applicare degli shift, ovvero gli errori di setup, cioè le differenze tra la posizione pianificata del paziente e quella effettiva al momento della seduta, lungo i 6 gradi di libertà del lettino di trattamento. Tali spostamenti vengono registrati e analizzati al fine di migliorare il processo di immobilizzazione e il controllo di qualità del trattamento, aumentando la precisione della radioterapia.

La tecnica che permette la verifica del set up del paziente in bunker, attraverso imaging radiologico è l'IGRT, Image-Guided Radiation Therapy, utilizza immagini acquisite in tempo reale o immediatamente prima della sessione di trattamento per localizzare il tumore e correggere la posizione del paziente, garantendo che la dose di radiazioni sia erogata esattamente al target.

L'acceleratore lineare stereostatico presenta diversi sistemi di imaging per la verifica del set-up del paziente, il sistema EPID, il sistema OBI, il sistema ExacTrac (BrainLab 6D ExacTrac X-Ray)

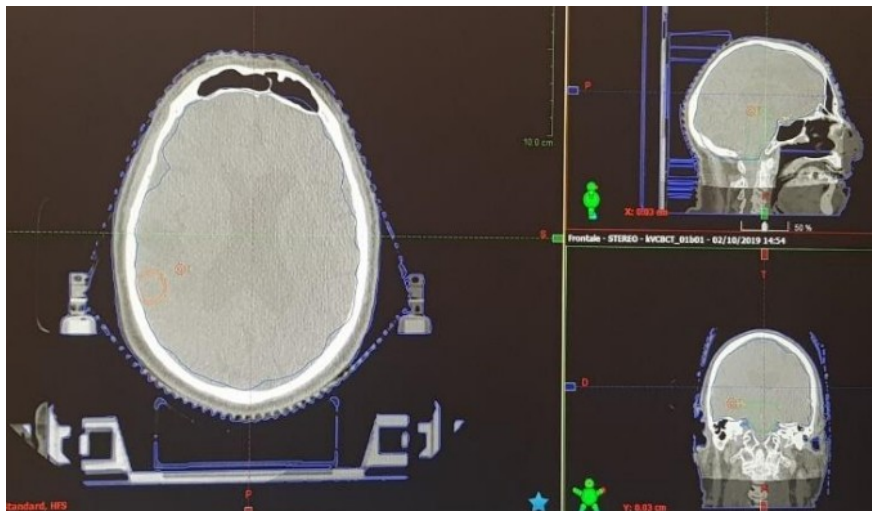


Figura 9-Match tra CT di centraggio e CBCT

## Sistema EPID

Il Sistema EPID (Electronic Portal Imaging Device) è una tecnologia utilizzata in radioterapia per verificare il corretto posizionamento del paziente durante il trattamento, mediante l'acquisizione di immagini portali. Questo sistema è montato sul gantry dell'acceleratore lineare e posizionato al di sotto del lettino di trattamento su un braccio mobile. Il sistema si basa su Flat Panel in silicio amorfo, con un'area utile di 43 x 43 cm, che rappresenta il rivelatore dell'immagine. Si basa su una tecnologia di conversione indiretta delle immagini megavoltaiche, in quanto sfrutta il fascio radiogeno emesso dalla testata del Linac, con un'energia di 2,5MV. Consentendo di monitorare la posizione del paziente in tempo reale e di verificare che il fascio di radiazioni sia correttamente allineato rispetto al piano di trattamento, utilizzando immagini bidimensionali che mostrano i riferimenti anatomici del paziente, ma presentano una scarsa qualità e pertanto non sono utilizzate nella verifica del set-up per i trattamenti stereotassici dell'encefalo.

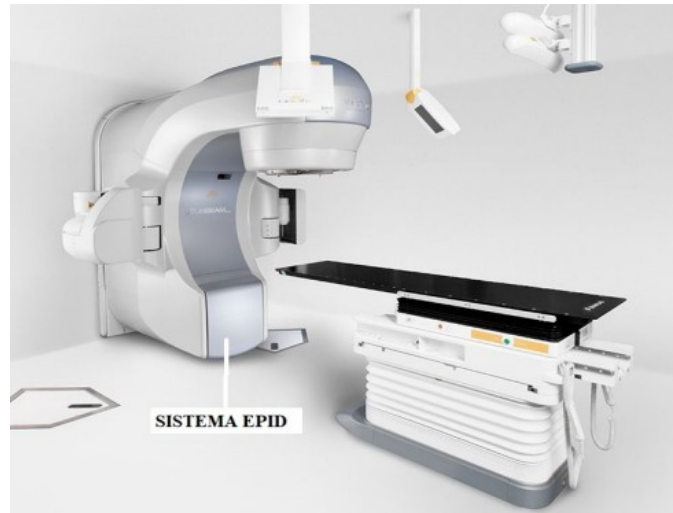


Figura 10- Sistema EPID

## Sistema OBI

Il sistema OBI, On Board Imager, è un dispositivo di imaging montato direttamente sull'acceleratore lineare, utilizzato per verificare la posizione del paziente e il corretto allineamento del fascio di radiazione rispetto alla lesione target prima e durante il trattamento radioterapico. Costituito da un tubo a raggi X, montato su un braccio retrattile su un lato dell'acceleratore, genera raggi X a bassa energia (kilovoltaggio, KV), utili per produrre immagini ad alta risoluzione; e un detettore al silicio amorfo, situato sul lato opposto al tubo a raggi X, con un'area sensibile di 40 x 30 cm, che consente di acquisire immagini nel range del kilovoltaggio, che hanno una maggiore qualità e risoluzione di contrasto rispetto a quelle



Figura 11-Sistema OBI

prodotte dal sistema EPID. L'asse del fascio di raggi X è ortogonale rispetto all'asse Gantry-Target dell'acceleratore e all'asse longitudinale del lettino di trattamento.

Questo sistema permette di produrre immagini sia bidimensionali, sia tridimensionali:

- Immagini bidimensionali: il sistema OBI è in grado di produrre immagini 2D che possono essere confrontate con le Digital Reconstructed Radiographs (DRR), ottenute dalla TC di pianificazione. Queste immagini, grazie all'energia di acquisizione nell'ordine del KV, presentano un miglior contrasto rispetto alle immagini megavoltaiche dell'EPID, poiché prevale l'effetto fotoelettrico, che fornisce una migliore risoluzione dei dettagli anatomici.
- Immagini tridimensionali: utilizzando la tecnologia Cone Beam CT (CBCT), il sistema OBI può acquisire immagini tridimensionali, effettuando un giro di 360° attorno al paziente, il tubo a raggi X emette un fascio conico divergente, permettendo di acquisire sezioni assiali dell'area da trattare, come la teca cranica, senza spostare il lettino del paziente. Questo confronto tridimensionale è più preciso rispetto a quello bidimensionale, ma anche più lento. La risoluzione delle immagini della CBCT è generalmente inferiore rispetto a quella delle immagini TC, poiché il fascio utilizzato dalla TC è a forma di ventaglio (Fan Beam) e fornisce una maggiore qualità.

## **Sistema ExacTrac**

Il sistema IGRT ExacTrac (BrainLab 6D ExacTrac X-Ray) è un sistema avanzato di radioterapia guidata dalle immagini utilizzato principalmente per i trattamenti stereotassici, in particolare per i tumori intracranici, perché consente l'imaging con le varie angolazioni del lettino e del gantry senza spostare alcun rivelatore a differenza degli altri sistemi di imaging. Grazie alla sua precisione millimetrica e alla possibilità di monitorare in tempo reale la posizione del paziente, questo sistema è molto apprezzato per trattamenti complessi che richiedono una grande accuratezza. Il sistema è costituito da due tubi a raggi X posizionati nel pavimento del

bunker, che permettono di acquisire immagini da diverse angolazioni senza la necessità di muovere i due rivelatori al silicio amorfo, montati sul soffitto del bunker, che catturano le immagini create dai raggi X. Per i trattamenti all'encefalo, il sistema sfrutta una tecnologia a infrarossi, il Tracking ottico, che permette di velocizzare il set-up del paziente prima del trattamento e di monitorare costantemente la sua posizione durante il trattamento stesso. Questo è particolarmente utile per ridurre al minimo gli errori di posizionamento e migliorare la sicurezza e l'efficacia del trattamento. Il sistema esegue un match automatico tra i reperi ossei presenti nelle immagini KV e quelli delle DRR, in modo da verificare e correggere la posizione del paziente. Gli spostamenti vengono applicati solo se superano le tolleranze predefinite nei protocolli clinici. Il sistema ExacTrac è quindi essenziale per garantire un posizionamento ottimale del paziente durante i trattamenti stereotassici e ridurre il rischio di irradiare i tessuti sani circostanti.



*Figura 12- Sistema ExacTrac*

### **1.5.3 Lettino Linac**

Il lettino dell'acceleratore stereotassico è una componente essenziale nelle procedure di radioterapia stereotassica, poiché consente di posizionare e immobilizzare con precisione il paziente durante il trattamento. In questo tipo di radioterapia, l'erogazione delle radiazioni avviene con un'accuratezza millimetrica, motivo per cui il lettino deve garantire stabilità, precisione e versatilità nei movimenti. Il lettino è costruito con materiali a

bassa attenuazione delle radiazioni (come la fibra di carbonio), che non interferiscono con l'erogazione del fascio di radiazioni. Questo è importante per evitare che il lettino alteri la distribuzione della dose. Inoltre, è indicizzato e presenta dei supporti per l'applicazione dei sistemi di immobilizzazione personalizzati come maschere termoplastiche per il trattamento cranico o supporti per il corpo. Il lettino dell'acceleratore stereotassico è progettato per consentire piccoli aggiustamenti nei sei gradi di libertà, quali la traslazione lungo gli assi X, Y e Z, la rotazione angolare, il pitch e il roll. Questi ultimi movimenti indicano rispettivamente: l'inclinazione del lettino lungo l'asse laterale, cioè la rotazione avanti o indietro rispetto all'asse trasversale del corpo del paziente, fondamentale per allineare correttamente il piano di trattamento con le immagini di imaging e per compensare eventuali inclinazioni o rotazioni del corpo del paziente; e l'ultimo, la rotazione del lettino lungo l'asse longitudinale, laterale essenziale per garantire che il paziente sia posizionato in modo uniforme lungo il piano trasversale, che è particolarmente importante per le strutture anatomiche che devono essere trattate con precisione. Questo livello di accuratezza è essenziale per posizionare il paziente esattamente in modo da far corrispondere la zona da trattare con l'isocentro del fascio di radiazioni. I lettini stereotassici sono integrati con sistemi di imaging, e sono dotati di un sistema di controllo computerizzato che consente movimenti precisi, programmati e automatizzati, sincronizzati con il sistema dell'acceleratore lineare, garantendo che il paziente venga posizionato in modo corretto per ogni frazione di trattamento, in quanto anche piccoli errori di posizionamento possono compromettere l'efficacia del trattamento o causare danni ai tessuti sani.

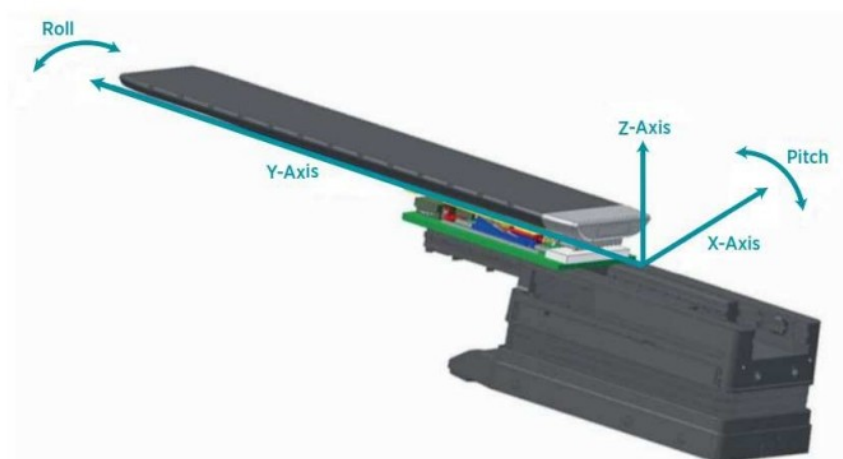


Figura 13- Lettino Stereotassico

## 1.6 TREATMENT PLANNING SYSTEM

Il TPS, Treatment planning system rappresenta il cuore della pianificazione della radioterapia. Grazie alla sua capacità di elaborare dati di imaging, modellare la distribuzione della dose e personalizzare i piani di trattamento, il TPS garantisce che i pazienti ricevano un trattamento sicuro, efficace e preciso.

Il TPS è un software cruciale nella radioterapia, utilizzato per elaborare i piani di trattamento dei pazienti. Il suo obiettivo principale è creare piani di irradiazione che massimizzino la dose somministrata ai tumori o ad altre aree patologiche, riducendo contemporaneamente la dose ai tessuti sani circostanti. Permette di progettare e ottimizzare la disposizione dei fasci, l'energia dei fasci (tipicamente raggi X di diverse energie), la dimensione del campo e l'uso di modificatori come collimatori multilamellari (MLC) per conformare la dose al volume tumorale. A partire dalle immagini ottenute dalla TC di centraggio, che fornisce immagini tridimensionali del paziente, il TPS è in grado di associare, grazie ad una tabella di conversione di numeri Hounsfield, ad ogni voxel il corrispondente valore di densità. Questa associazione è fondamentale per calcolare come la radiazione viene assorbita dai diversi tipi di tessuto. Il TPS contiene dati dettagliati relativi ai profili di dose e alle curve di assorbimento in profondità per ogni fascio di radiazione, consentendo una stima accurata della dose erogata a diverse profondità all'interno del corpo. Tale stima di come verrà distribuita la dose all'interno del corpo è data da algoritmi, che includono correzioni basate sulle differenze di densità dei tessuti e possono utilizzare metodi avanzati come, Monte Carlo, un approccio altamente preciso per il calcolo della dose che tiene conto delle interazioni dettagliate dei fotoni con la materia, andandole a simulare a livello particellare. È particolarmente utile in situazioni di geometrie complesse o tessuti eterogenei. O altri algoritmi più elementari come quelli basati su correzioni, che correggono la dose in base a parametri predefiniti come la densità dei tessuti, ma potrebbero non essere precisi in situazioni complesse.

Al fine di garantire che i piani di trattamento elaborati siano precisi e sicuri è essenziale il controllo di qualità del TPS. Questo include test di QA di routine e verifiche post-aggiornamento del software o hardware. Alcuni elementi del QA includono:

- **Messa in Servizio:** L'iniziale configurazione del TPS richiede la validazione dei parametri del fascio di radiazione, in modo che il sistema possa modellare con precisione le caratteristiche dei fasci utilizzati durante il trattamento.



- **Test di Validazione:** Ogni volta che il software o l'hardware viene aggiornato, è necessario effettuare nuovi test per verificare che l'algoritmo di calcolo della dose funzioni correttamente e che i cambiamenti non abbiano compromesso la sicurezza o l'efficacia del trattamento.

### 1.6.1 BRAINLAB ELEMENTS

Il sistema di pianificazione del trattamento Brainlab Elements (TPS) per la pianificazione cranica è costituito da una serie di moduli software specializzati progettati per supportare oncologi radioterapisti e fisici medici nella creazione di piani di trattamento altamente precisi e personalizzati per pazienti oncologici. Questo sistema è particolarmente utile per trattamenti di chirurgia guidata da immagini e radioterapia stereotassica, come la radiochirurgia stereotassica (SRS) e la radioterapia stereotassica frazionata (SRT). Il sistema è composto da diversi moduli dedicati, ognuno progettato per ottimizzare diversi aspetti della pianificazione del trattamento. Questi moduli possono essere utilizzati singolarmente o in combinazione, adattandosi alle specifiche esigenze cliniche del paziente. Il modulo dedicato alla pianificazione cranica consente di trattare lesioni intracraniche, malformazioni artero-venose e altre patologie con estrema precisione. Grazie all'integrazione con sistemi di imaging avanzati, come la risonanza magnetica (MRI), la tomografia computerizzata (TC), e la PET, il sistema consente una localizzazione accurata delle lesioni, l'elaborazione di piani che minimizzano la dose ai tessuti sani, migliorando la precisione nella definizione del volume target pianificato (PTV) e degli organi a rischio (OAR). Il software Brainlab Elements utilizza strumenti avanzati per il contouring automatico, come il modulo SmartBrush e lo SmartAdapt, che permettono di delineare in modo ottimale le aree tumorali e adattare i piani in base ai cambiamenti anatomici che possono verificarsi durante il trattamento. Gli oncologi radioterapisti possono personalizzare i parametri del trattamento per ogni paziente, garantendo una distribuzione della dose che ottimizza l'efficacia terapeutica e riduce i rischi di effetti collaterali. Brainlab Elements sfrutta algoritmi avanzati per il calcolo della dose,

assicurando che la distribuzione della radiazione sia accurata e che i gradienti di dose siano sufficientemente ripidi per evitare danni ai tessuti sani circostanti. Supporta algoritmi di calcolo avanzati come il metodo Monte Carlo, che garantisce un'elevata precisione anche in condizioni anatomiche complesse. Il Brainlab Elements TPS per la pianificazione cranica rappresenta una piattaforma all'avanguardia, integrando tecnologie avanzate e un'elevata precisione per la radioterapia e la chirurgia stereotassica, migliorando i risultati terapeutici e garantendo la sicurezza del paziente.

### **1.6.2 PEANCIL BEAM**

L'algoritmo di dose a fascio a matita di Brainlab è un metodo avanzato per il calcolo della dose di radiazione in radioterapia, basato su un approccio che suddivide il fascio incidente in numerosi piccoli fasci. Questo permette di eseguire correzioni dettagliate tenendo conto delle disomogeneità nei tessuti attraversati dalla radiazione. Ogni fascio incidente viene diviso in un insieme di piccoli fasci (pencil beams), che consentono una valutazione precisa delle caratteristiche del percorso della radiazione attraverso il corpo del paziente. Ogni fascio viene corretto individualmente in base alla lunghezza del percorso radiologico, compensando le variazioni di densità tissutale. L'algoritmo tiene conto delle differenze di densità tra i vari tessuti (ad esempio, osso, polmone, tessuto molle), fornendo un calcolo accurato della dose che tiene conto delle piccole strutture disomogenee. Questa correzione è cruciale in regioni come la testa e il collo, dove la densità varia notevolmente. La FFT (Fast Fourier Transform) viene utilizzata per effettuare una convoluzione tra il nucleo del fascio, ovvero come la dose viene depositata in una piccola area circostante il percorso del fascio, e la distribuzione di fluence, che descrive l'intensità della radiazione lungo tutto il fascio. Questo approccio consente di calcolare la distribuzione di dose in modo molto efficiente, riducendo il tempo necessario per ottenere un risultato preciso. Il sistema utilizza tecniche di tracciamento rapido dei raggi per ottimizzare il calcolo dei percorsi della radiazione attraverso il paziente. Questo è associato a un'adattativa griglia di calcolo, che riduce il numero di punti in cui è necessario calcolare la dose, ottimizzando

ulteriormente il processo senza compromettere la precisione. Grazie all'efficienza degli algoritmi e all'uso della griglia adattativa, le distribuzioni di dose, sia in 2D che in 3D, possono essere calcolate in millisecondi. Questo è un vantaggio significativo nei flussi di lavoro clinici, in cui la rapidità di calcolo è essenziale per pianificare e adattare i trattamenti in modo efficace. L'algoritmo di dose a fascio a matita di Brainlab è compatibile con diverse tecniche di trattamento:

- Fascio conformale: dove il fascio di radiazione è modellato per adattarsi al contorno del tumore.
- Arco conformale: il fascio ruota attorno al paziente mentre mantiene una forma adattata al tumore.
- IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy): la dose viene modulata all'interno del campo di trattamento per ottimizzare la distribuzione della dose.
- VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy): una versione avanzata dell'IMRT in cui il fascio è modulato mentre ruota attorno al paziente, migliorando ulteriormente la precisione e riducendo il tempo di trattamento.

### **1.6.3 MONTE CARLO**

L'algoritmo Monte Carlo è una delle tecniche più avanzate e precise per il calcolo della dose di radiazione in radioterapia. Si basa sulla simulazione stocastica (cioè, casuale) di milioni di particelle che interagiscono con la materia per prevedere come la radiazione si distribuisce nei tessuti. A differenza di altri algoritmi di calcolo della dose, come l'algoritmo a fascio a matita, il metodo Monte Carlo cerca di modellare in modo dettagliato e realistico tutte le possibili interazioni della radiazione con i tessuti del paziente. Utilizza la statistica e la casualità per simulare i percorsi delle particelle (fotoni, elettroni, protoni) mentre attraversano il corpo. Viene tracciato il percorso di ogni particella attraverso i tessuti, e in base a leggi fisiche note vengono simulate tutte le interazioni possibili, come scattering, assorbimento e produzione di elettroni secondari. La dose viene calcolata sommandone il contributo di tutte le particelle simulate. Poiché Monte Carlo modella ciascuna particella in modo individuale, il risultato è una

distribuzione di dose molto accurata, che tiene conto delle complessità della geometria del paziente e delle eterogeneità dei tessuti. Questo è particolarmente importante nelle situazioni in cui le geometrie sono complesse o ci sono grandi variazioni di densità, come ad esempio vicino ai polmoni, alla testa o al collo. Il principale svantaggio del Monte Carlo è il suo tempo di calcolo. Poiché si basa sulla simulazione di milioni o miliardi di particelle, il processo può richiedere molto tempo. L'algoritmo Monte Carlo può essere utilizzato per una varietà di tipi di radiazione, inclusi fotoni, elettroni, protoni e persino particelle pesanti (come gli ioni carbonio). È particolarmente utilizzato per la pianificazione dei trattamenti IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy), VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) e SRS/SRT (stereotassici), dove è necessaria una precisione elevata.

## **1.7 Strumenti di misurazione della dose**

In radioterapia, gli strumenti di rivelazione sono fondamentali per garantire la precisione del trattamento, la sicurezza del paziente e il controllo della dose somministrata. Diversi strumenti di rivelazione sono utilizzati per controllare la distribuzione della dose, sia per la pianificazione del trattamento sia per il monitoraggio in tempo reale. Ecco alcuni dei principali strumenti di rivelazione utilizzati:

- I TLD, dosimetri termoluminescenti immagazzinano energia dalla radiazione e la rilasciano sotto forma di luce quando vengono riscaldati. La quantità di luce emessa è proporzionale alla dose ricevuta.

- Camere a ionizzazione, misura la radiazione attraverso la ionizzazione dei gas al suo interno. Viene utilizzata per calibrare le macchine radioterapiche e misurare con precisione la dose assoluta.
- OSLD, rivelatori a stimolazione ottica, utilizzano materiali che emettono luce visibile quando vengono irradiati. La quantità di luce emessa è proporzionale alla dose di radiazione assorbita. Sono molto utilizzati per misurazioni precise in campi di piccole dimensioni, come nella radioterapia stereotassica (SRS).
- Diodi al silicio, sono piccoli rivelatori che rispondono in maniera rapida alla radiazione, questi generano una corrente proporzionale alla dose di radiazioni assorbita. Sono comunemente usati per il monitoraggio in tempo reale durante il trattamento.
- Rivelatori a film radiocromico, molto sensibili alle radiazioni, vengono utilizzati per valutazioni di alta precisione nelle tecniche di radioterapia conformazionale, per misurare la distribuzione della dose di radiazione. Forniscono una mappa bidimensionale della dose. I film, come quelli a base di GAFchromic o film radiografici, si oscurano in funzione della dose di radiazioni ricevuta.
- Rilevatori al diamante, utilizzano cristalli di diamante sintetico come sensori, che producono una corrente elettrica proporzionale alla dose. Trovano impiego per la dosimetria di fasci di radiazioni ad alta energia, come i fasci di protoni e di elettroni.

### **1.7.1 Camera a ionizzazione PTW Semiflex**

La camera a ionizzazione PTW Semiflex è un tipo di dosimetro progettato per misurazioni di dose in radioterapia, in particolare in situazioni in cui è necessaria una buona risoluzione spaziale, ma con un volume di rilevamento più grande rispetto a camere di piccole dimensioni. È ideale per il controllo di qualità in campi di radiazione di dimensioni intermedie. La risposta è lineare rispetto alla dose assorbita, ed è adatta a misurazioni di dose in varie condizioni. Ha un volume di rilevazione ridotto (solitamente nell'ordine di  $0.125 \text{ cm}^3$ ), che la rende una buona scelta per campi di radiazione moderatamente piccoli, ma con una sensibilità maggiore rispetto alle camere più piccole

## **1.7.2 Camera a semiconduttore PTW Diamond**

La camera a semiconduttore PTW Diamond è un dosimetro a stato solido che utilizza il diamante sintetico come materiale sensibile alla radiazione. Il diamante ha proprietà ideali per la dosimetria grazie alla sua densità e risposta simile a quella del tessuto umano, e questo strumento è particolarmente utile per misurazioni di alta precisione in radioterapia. Il diamante ha una risposta altamente lineare alla radiazione, con una risoluzione spaziale estremamente elevata, grazie al piccolo volume attivo e alla sensibilità del diamante, che è perfetta per misurazioni di campi di radiazione molto piccoli, come quelli utilizzati in tecniche avanzate di radioterapia, come IMRT (Radioterapia a Intensità Modulata) e SBRT (Radioterapia Stereotassica Corporea). Le camere a semiconduttore a diamante non soffrono dei problemi di polarizzazione che possono influenzare le camere a ionizzazione.

## **1.8 Calcolo della Dose Assoluta**

Le misurazioni che verranno effettuate corrispondono alla carica assorbita dalla camera a ionizzazione, questa carica espressa in pC (picocoulomb),

rappresenta la quantità di cariche ionizzanti raccolte dalla camera a ionizzazione, questa viene trasformata in dose assorbita attraverso una serie di conversioni e parametri che mettono in correlazione la carica raccolta con la dose assorbita in acqua o in altri mezzi. La dose assorbita, si ottiene, dalla lettura della carica della camera a ionizzazione  $Q$ , effettuata con l'ausilio dell'elettrometro, e attraverso un processo di conversione che coinvolge diversi fattori di correzione.

Sono necessari fattori di correzione che tengono conto di condizioni ambientali e altre variabili. La formula generale per il calcolo della dose è:

$$D=Q \times K_{TP} \times N_{D,W,Q} \times K_{pol} \times K_{sat} \times K_Q$$

### 1.8.1 Correzione per temperatura e pressione

La carica può essere, influenzata da condizioni ambientali quali pressione e temperatura. La sensibilità della camera a ionizzazione dipende dalla densità dell'aria al suo interno, che varia con la temperatura e la pressione atmosferica. Poiché la densità dell'aria influenza la quantità di cariche generate per unità di dose, è necessario correggere la carica misurata alle condizioni standard di temperatura e pressione (solitamente 20°C e 1013 hPa). Il fattore che permette la correzione di quest'ultime è il  $K_{TP}$

$$K_{TP} = \frac{P}{P_0} \times \frac{T_0}{T}$$

Dove:

- $P$  è la pressione atmosferica al momento della misura (in hPa o mmHg),
- $P_0$  è la pressione standard (1013 hPa),
- $T$  è la temperatura misurata (in Kelvin),
- $T_0$  è la temperatura standard (293.15 K).

La temperatura viene misurata attraverso una termocoppia inserita all'interno del fantoccio

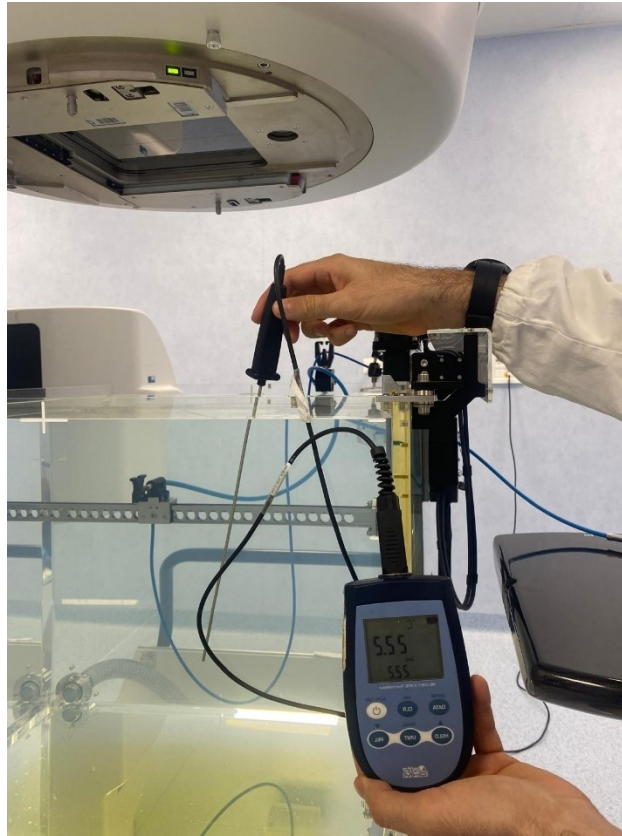


Figura 14- Termocoppia

### 1.8.2 Correzione per polarizzazione

Questo fattore tiene conto della polarità della tensione applicata alla camera a ionizzazione. A seconda della polarità scelta (positiva o negativa), la raccolta delle cariche può essere influenzata. Il fattore  $K_{pol}$  si calcola misurando la carica raccolta sia con polarità positiva che negativa e poi applicando la formula:

$$K_{pol} = \frac{1}{2} \frac{Q_{+i} + Q_{-i}}{Q_0}$$

Dove:

- $Q_{+i}$  è la carica misurata con polarità positiva.
- $Q_{-i}$  è la carica misurata con polarità negativa.
- $Q_0$  è la carica misurata con la polarità nominale (quella prevista per la misura).



### 1.8.3 Correzione per effetto di saturazione

Le camere a ionizzazione possono avere una raccolta di carica non ideale se la tensione applicata non è sufficientemente alta. Se la tensione è troppo bassa, non tutte le coppie di ioni vengono raccolte, quindi si deve correggere per questo effetto di saturazione.

$K_{sat}$  è tipicamente determinato variando la tensione applicata alla camera e misurando come cambia la carica raccolta. Una formula approssimativa è:

$$K_{sat} = \frac{V_{misurato}}{V_{ideale}}$$

Dove:

- $V_{misurato}$  è la tensione applicata durante la misura.
- $V_{ideale}$  è la tensione che garantisce una raccolta completa degli ioni

### 1.8.4 Correzione per la qualità del fascio (energia del fascio)

Le camere a ionizzazione vengono calibrate a una specifica qualità di fascio (es. 60Co), ma quando vengono usate con fasci di energie diverse (es. raggi X), la loro risposta può variare. Il fattore  $K_Q$  corregge per questa variazione.

Il valore di  $K_Q$  è fornito dal laboratorio di calibrazione in funzione dell'energia del fascio. È una costante che dipende dalle specifiche della camera e dal tipo di radiazione.

### 1.8.5 Fattore di calibrazione della camera a ionizzazione

Il fattore  $N_{D,W,Q}$  è fornito dal laboratorio che calibra la camera e indica la sensibilità della camera in termini di dose assorbita in acqua per unità di carica raccolta (spesso espresso in Gy/C o Gy/pC). È specifico per la camera e per la qualità del fascio utilizzato durante la calibrazione.

### 1.8.6 Correzione per Rendimento settimanale

La correzione in base al rendimento settimanale garantisce che le dosi calcolate siano precise e affidabili, tenendo conto di eventuali variazioni nelle prestazioni dell'acceleratore.

$$D_{\text{corretta}} = D_{\text{misurata}} \times \frac{R_{\text{settimana di misura}}}{R_{\text{di riferimento}}}$$

Dove:

- $D_{\text{corretta}}$  è la dose corretta per il rendimento settimanale.
- $D_{\text{misurata}}$  è la dose misurata nella sessione corrente.
- $R_{\text{settimana di misura}}$  è il rendimento settimanale misurato nella settimana corrente.
- $R_{\text{di riferimento}}$  è il rendimento settimanale di riferimento (calibrato inizialmente).

Il rendimento settimanale è una misura periodica che viene eseguita per verificare la dose erogata da un acceleratore lineare (Linac) rispetto a un valore di riferimento.

Il rendimento settimanale è un parametro che tiene conto delle fluttuazioni nelle prestazioni dell'acceleratore, come:

- Cambiamenti nella tensione o nella corrente dell'acceleratore.
- Variazioni nelle condizioni ambientali (ad es. temperatura, umidità).
- Usura dei componenti, come il target di bremsstrahlung o i magneti di focalizzazione.

## 2 MATERIALI E METODI

All'interno del capitolo Materiali e Metodi verranno inizialmente elencati e sviluppati i vari strumenti utilizzati all'interno dello studio, e successivamente verrà analizzata passo passo la procedura eseguita per portare a termine

### 2.1 PTV BeamScan fantoccio ad acqua

PTV BeamScan [ (p. 1)] è il primo sistema di dosimetria scanning ALL-IN-ONE, è un sistema completamente wireless per la dosimetria, progettato per semplificare e migliorare l'efficienza dei processi dosimetrici. Di seguito, un riepilogo delle sue principali caratteristiche:

1. Sistema ALL-IN-ONE wireless e setup automatico: BEAMSCAN™ è pronto all'uso in pochi minuti, riducendo i tempi di installazione rispetto ai fantoccio non automatizzati. Una volta posizionato approssimativamente al LINAC e collegato il cavo di alimentazione, il sistema è pronto senza bisogno di ulteriori collegamenti esterni.
2. Configurazione automatica: Grazie a un setup completamente automatizzato, non sono richiesti strumenti o regolazioni manuali. La procedura guidata di configurazione, accessibile tramite un dispositivo iOS o Android, accompagna l'utente passo per passo, prevenendo errori.
3. Livellamento automatico (TRULEVEL): Il sistema utilizza sensori della superficie dell'acqua per un livellamento virtuale preciso, eliminando la necessità di mettere in bolla manualmente la vasca o il meccanismo di scansione.
4. Sistema di posizionamento TRUFIX®: facilita l'allineamento e la sostituzione dei rivelatori, senza dover eseguire ulteriori riallineamenti.



*Figura 15- PTW BeamScan*

## **2.2 Camera a ionizzazione Semiflex 3D**

La Semiflex 3D è uno strumento fondamentale per i fisici medici per misurazioni accurate e precise della dose, specialmente nei trattamenti radioterapici ad alta precisione, dove le variazioni locali di dose e i campi di radiazione irregolari sono frequenti. È una camera a ionizzazione di tipo compatto, ha un volume attivo ridotto (di solito nell'ordine di  $0,07 \text{ cm}^3$ ), che permette di ottenere una risoluzione spaziale elevata, utile per misurare accuratamente la distribuzione della dose in aree con gradienti rapidi, come vicino a campi piccoli o irregolari. Questa camera è progettata per raccogliere informazioni in tre dimensioni, il che la rende ideale per tecniche di trattamento avanzate, come la VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) e l'IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy). È anche utilizzata per verificare le previsioni di dose nei sistemi di pianificazione del trattamento (TPS). La Semiflex 3D è compatibile con sistemi dosimetrici avanzati come il BeamsCan.



Figura 16- Camera a ionizzazione Semiflex 3D

## 2.3 Camera a ionizzazione Exradin A26 microPoint

La camera a ionizzazione Exradin A26 microPoint è un dispositivo utilizzato per la misurazione accurata della dose di radiazione nelle applicazioni cliniche e di calibrazione in radioterapia. Si tratta di una camera a ionizzazione di dimensioni ridotte, ideale per misurazioni in campi di radiazione di piccola o media grandezza, dove è importante ottenere precisione e risoluzione spaziale, come ad esempio nei campi generati da tecniche moderne come IMRT (Radioterapia a Intensità Modulata) o VMAT (Terapia a Intensità Modulata ad Arco Volumetrico, come RapidArc). Il volume attivo della Exradin A26 microPoint è di  $0,015 \text{ cm}^3$ , che la rende una camera a ionizzazione di piccolo volume. Questo volume è un buon compromesso tra risoluzione spaziale e sensibilità della misurazione. Il corpo della camera è fatto di Shonka plastic C552, un materiale che simula molto bene i tessuti biologici in termini di attenuazione della radiazione, riducendo le incertezze legate al materiale circostante. La camera è progettata per raccogliere le cariche ionizzate prodotte dall'interazione della radiazione con il gas all'interno della camera stessa. La quantità di cariche raccolte è proporzionale alla dose di radiazione, consentendo una misurazione accurata della dose assorbita. La camera a ionizzazione Exradin A26 microPoint può essere inserita all'interno di fantocci come l'Easy Cube, che con i suoi slab di acqua solida, consente l'inserimento della

camera Exradin A26 microPoint in diversi punti del fantoccio. Grazie alla risoluzione spaziale offerta dalla Exradin A26 microPoint, si possono misurare piccole variazioni di dose all'interno del fantoccio, testando diversi campi di radiazione, con configurazioni di MLC e Jaws differenti.



Figura 17- Exradin A26 microPoint

## 2.4 Elettrometro PTW Unidos Weblin

L'elettrometro PTW Unidos Weblin è uno strumento di misura ad alta precisione utilizzato per la dosimetria nelle radiazioni ionizzanti, in particolare nelle applicazioni cliniche come la radioterapia. Questo elettrometro è progettato per essere compatibile con una varietà di camere a ionizzazione e altri dispositivi di misura per determinare la dose assorbita, rendendolo uno strumento versatile per diversi tipi di misurazioni dosimetriche, e può misurare sia la carica (da Coulomb a picroCoulomb - pC) sia la corrente (da Ampere o nanoAmpere - nA).

L'elettrometro PTW Unidos Webline misura la carica raccolta dalla camera a ionizzazione in risposta alle radiazioni. La carica viene poi utilizzata per calcolare la dose, tenendo conto dei fattori di correzione e conversione. L'elettrometro è dotato di un'interfaccia intuitiva, che facilita la configurazione e la visualizzazione dei risultati. Dispone anche di display digitale per la lettura immediata delle misurazioni. Come parte del suo utilizzo, l'elettrometro PTW Unidos Webline viene spesso impiegato per eseguire controlli di qualità giornalieri o periodici, monitorando la stabilità e l'affidabilità delle misure nel tempo. L'elettrometro viene collegato a una camera a ionizzazione, il sistema funziona nel seguente modo:

1. La camera a ionizzazione viene irradiata, e gli ioni prodotti dal fascio di radiazione vengono raccolti sulle pareti della camera.
2. L'elettrometro misura la carica prodotta dalla raccolta degli ioni (in Coulomb o picroCoulomb).
3. La carica misurata può essere convertita in dose assorbita (in Gray o centiGray) utilizzando una serie di fattori di correzione, inclusi quelli relativi a temperatura, pressione, polarizzazione, e calibrazione della camera.



*Figura 18-PTW Unidos Webline*

## **2.6 Easy Cube**

L'Easy Cube è un fantoccio dosimetrico (o "phantom") utilizzato in radioterapia per eseguire misurazioni di dose e controlli di qualità. Il nome

"Easy Cube" deriva dalla sua forma semplice, cubica, che permette un posizionamento facile e ripetibile nei macchinari di radioterapia. È costituito da un cubo riempito con slab di acqua solida (o equivalenti tessuto-acqua), un materiale che imita le proprietà di attenuazione dei tessuti umani, particolarmente dell'acqua. Questo lo rende ideale per simulare il comportamento dei fasci di radiazione quando attraversano il corpo umano, fornendo un riferimento standardizzato per le misurazioni dosimetriche. Gli slab del cubo hanno spazi appositi per l'inserimento delle camere a ionizzazione per misurare la dose di radiazione ricevuta in punti specifici all'interno del fantoccio. Le camere possono essere posizionate in diverse regioni del cubo per analizzare la distribuzione della dose nelle tre dimensioni. Sulla superficie esterna del cubo, è presente un tracciato serigrafico. Questo tracciato facilita il centraggio del fantoccio rispetto all'isocentro della macchina di trattamento, consente di posizionare il fantoccio in modo preciso e ripetibile durante le misurazioni, assicurando che le condizioni siano costanti e riproducibili per ogni sessione di trattamento o test. Il fantoccio Easy Cube è ideale per essere utilizzato in una vasta gamma di scenari di verifica dosimetrica, tra cui la calibrazione del fascio, la verifica del sistema di pianificazione del trattamento (TPS) e la convalida della dose calcolata da algoritmi come Pencil Beam, Monte Carlo, Collapsed cone o Acuros.



*Figura 19- Easy Cube*



## 2.7 PROCEDURA

Tale studio si articola in diverse fasi, durante la prima fase, verrà misurata la Dose assoluta attraverso un fantoccio ad acqua, il PTV BeamScan, e attraverso una camera a ionizzazione Semiflex 3D. Utilizzando il fantoccio Easy Cube e la camera Exradin A26 microPoint sono state simulate nel TPS Brainlab Elements, utilizzando i tre algoritmi (Pencil Beam Commissioning Completo, Pencil Beam Ridotto e Monte Carlo) diverse configurazioni del Linac o del setup del fantoccio e della camera. Successivamente tali configurazioni sono state erogate su Linac ed è stata così calcolata la dose assorbita per ciascun set di dati ed è stata poi confrontata con le dosi previste dai diversi algoritmi. Nell'ultima parte dello studio l'analisi tra la dose prevista e quella misurata è stata effettuata su piani di trattamento stereotassici elaborati per 8 pazienti differenti.

### 2.7.1 Procedura di Misurazione della Dose Assoluta

Gli algoritmi di calcolo richiedono come input la relazione tra le unità monitor (MU) e la dose assorbita in acqua in condizioni di riferimento, per una specifica qualità del fascio  $Q_0$ . Brainlab raccomanda di seguire protocolli di pratica riconosciuti come IAEA TRS-398 o AAPM TG-51. Possiamo suddividere la procedura in 10 steps:

#### **Passo 1: Centratore vascone.**

Viene effettuata portando il vascone al di sotto dell'acceleratore lineare, una volta aperte le lamelle dell'MLC, si effettua la centratura, facendo coincidere la serigrafia presente sul fondo del vascone con il crocifilo del campo di trattamento dell'acceleratore, facendo coincidere sul piano x-y l'isocentro del Linac con l'isocentro del fantoccio. Grazie alla tecnologia di questo fantoccio il processo di centraggio non richiede una precisione millimetrica, ma deve essere semplicemente approssimativo, in quanto PTW Beamscan è in grado di auto correggere gli eventuali errori di posizionamento.

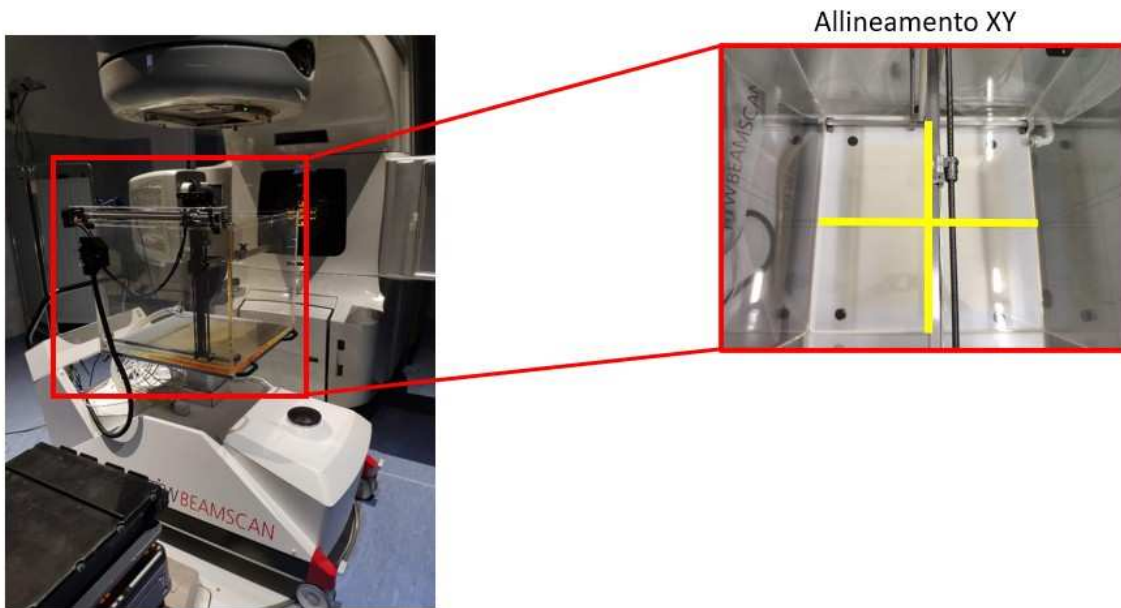


Figura 20- Centraggio fantoccio PTW Beamscan

### Passo 2: Reference Run.

Tale passaggio viene avviato attraverso l'iPod associato al fantoccio, e permette al braccio robotico di eseguire degli spostamenti per verificare la sua area di operatività.

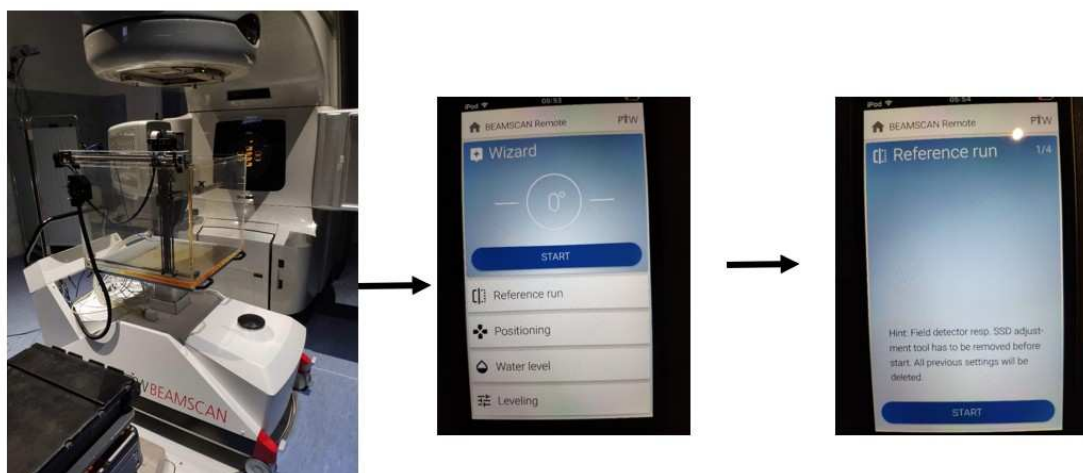
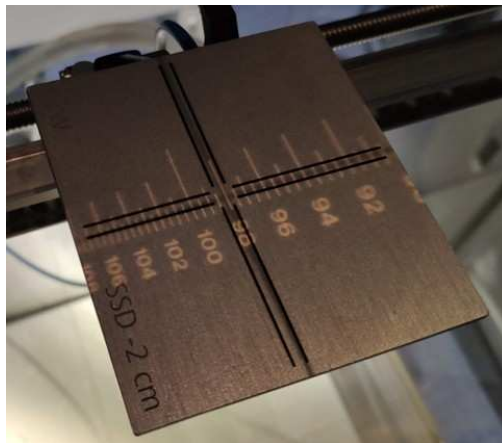


Figura 21- Reference Run

### **Passo 3: SSD.**

Viene applicato un supporto apposito dell'altezza di 2 cm, per la misura della distanza SSD (Surface Scan Distance), che deve corrispondere a 100 cm, ma che considerando la variazione d'altezza dovuta al supporto sarà di 98cm.



*Figura 22- Accessorio per verifica SSD*

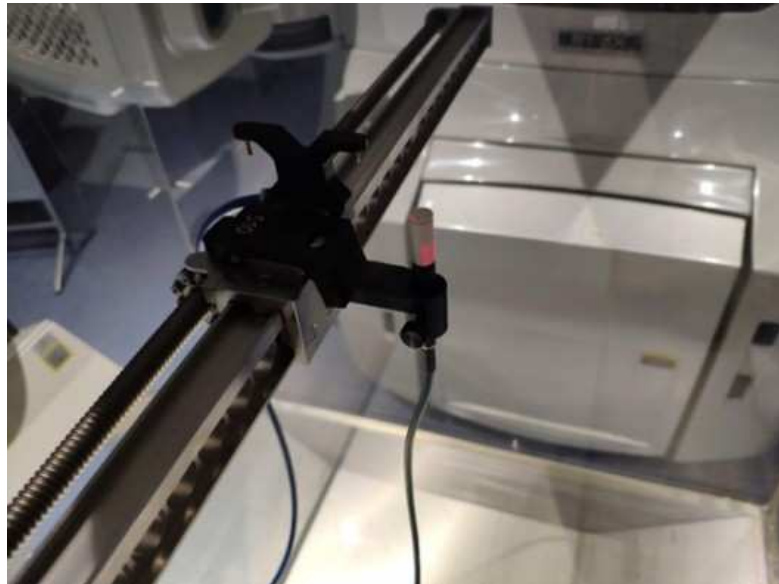
### **Passo 4: Montaggio camera con sistema TruFix**

A questo punto la Camera a ionizzazione Semiflex 3D, viene montata su un sistema TruFix, costituito da un supporto per l'applicazione sul braccio meccanico e da un cappuccio rimovibile, che verrà tolto durante la misurazione. Tale sistema è specifico per ogni tipologia di camera, e la scelta degli accessori da utilizzare a seconda della camera è specificata all'interno di una legenda fornita dalla casa produttrice [Figura 24].





*Figura 25- Applicatore TruFix alla camera Semiflex 3D*



*Figura 26- Fissaggio della camera al braccio robotico*

Il cavo deve poi essere collegato al connettore per la rilevazione di carica, presente sul BeamScan. Su questo sono presenti 2 connettori, il Field-Detector, rivelatore che viene utilizzato per effettuare misurazioni, che sarà quello a cui verrà collegata la camera, e un altro rivelatore, il Reference-Detector, utilizzato invece per correggere l'output del fascio.

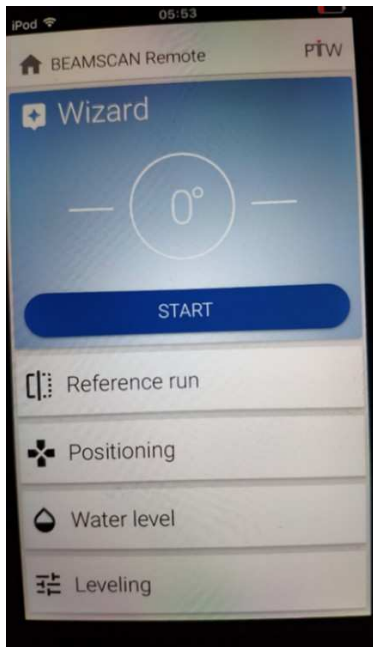


*Figura 27- Connettori su PTW Beamscan*

### **Passo 5: Riempimento vascone**

Sempre attraverso l'iPod, cliccando sul pulsante Water level, si procede con il riempimento del vascone con acqua. Una volta riempito è necessario effettuare il leveling, ovvero la verifica dell'inclinazione del livello del vascone rispetto all'acqua, che in questo caso grazie all'avanzata tecnologia di questo fantoccio è automatizzata. Tale verifica avviene grazie alla presenza di due sensori di resistenza elettrica montati sul braccio meccanico, questi sensori sono in grado di misurare la resistenza dell'acqua in quanto, un sensore è leggermente più lungo dell'altro pertanto, un sensore si troverà a pelo dell'acqua mentre l'altro sarà parzialmente immerso, il braccio si muoverà portando i sensori in 3 punti diversi del vascone, in cui la coppia di sensori andrà ad effettuare le sue

misure di resistenza elettrica, andando quindi a calcolare la profondità dell'acqua e riuscendo così a conteggiare i gradi di inclinazione del vascone rispetto al livello dell' acqua.



*Figura 28- iPod di comando leveling*

*Figura 29-Sensori per*

## Passo 6: Apertura del software Mephysto

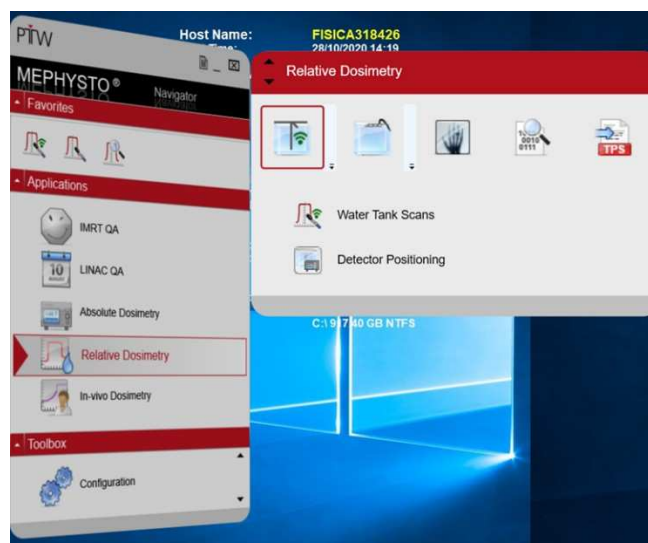


Figura 30- Mephysto

Attraverso il NoteBook Dell apriamo il software PTW Mephysto. Nella sezione relative Dosimetry, si seleziona l'icona che presenta il vascone, affiancato dal simbolo del WiFi (PTW BeamScan).

## Passo 7: Impostazione dei parametri della camera

A questo punto è necessario impostare i parametri per effettuare le misurazioni, andando alle impostazioni del detettore. Viene utilizzata la camera a ionizzazione Semiflex 3D per effettuare la misurazione della dose assoluta e si imposta una tensione di 400 V, fondamentale per creare il campo elettrico all'interno della camera. Questo campo serve a separare le coppie ione-elettrone prodotte dalla ionizzazione del gas all'interno della camera. In questo caso, gli elettroni prodotti vengono attratti dall'anodo della camera (parte positiva), mentre i cationi (ioni positivi) vanno verso il



catodo. Gli elettroni prodotti dalle ionizzazioni in acqua, muovendosi verso l'anodo, generano una corrente misurabile. Questa corrente è proporzionale al numero di elettroni prodotti, che a sua volta è direttamente correlato alla quantità di radiazione assorbita. La corrente prodotta dalla camera viene letta dall'elettrometro, uno strumento sensibile utilizzato per misurare correnti estremamente basse, come quelle prodotte dalle camere a ionizzazione. L'elettrometro converte questa corrente in un segnale leggibile che permette di determinare la dose assorbita.

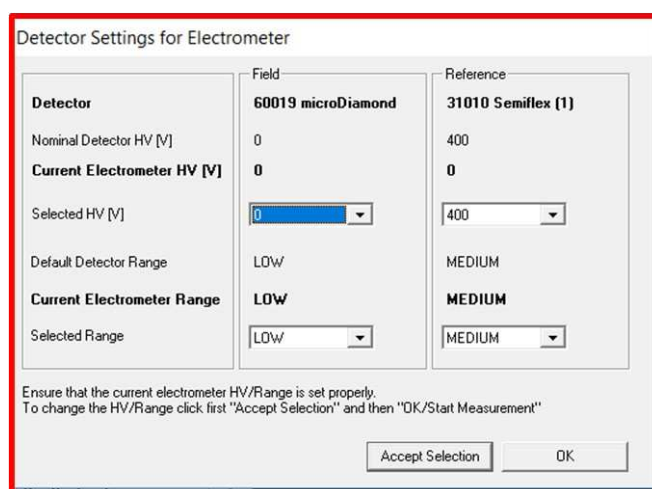


Figura 31- Impostazioni per elettrometro PTW BeamScan

Vengono poi impostati i parametri relativi all'acceleratore. Campo di erogazioni 30x30 cm<sup>2</sup> e depth 100,00 mm.

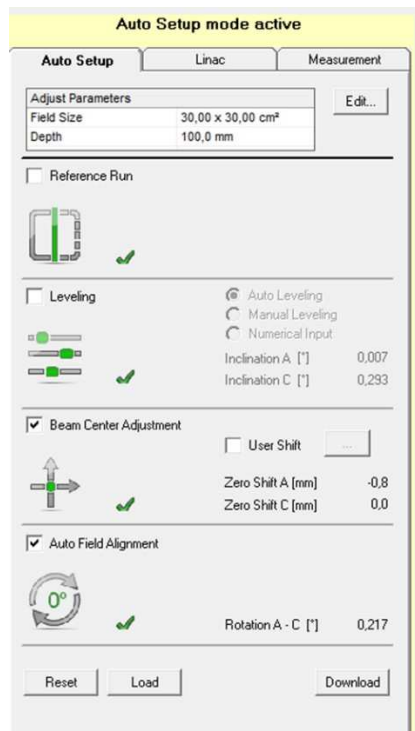


Figura 32- Impostazioni Linac

All'interno della sezione relativa all'Auto Setup [Figura 32] oltre ai parametri relativi al campo di erogazione, sono presenti le verifiche precedentemente eseguite, quali la Reference Run e il Leveling. Sono inoltre presenti ulteriori procedure quali Beam Center Adjustment e Auto Field Alignment.

### Passo 8: Auto Setup

Si effettua l'auto Setup:

- Beam Center Adjustment, verifica il corretto centraggio del fantoccio sul piano x-y rispetto all'isocentro;
- Field Auto Alignment, permette di verificare che il fantoccio sia posizionato correttamente correggendo la rotazione del piano A-C, BeamScan non essendo in grado di ruotarsi, fa scorrere il braccio robotico su cui è agganciata la camera in obliquo.

In caso di errori questi vengono riconosciuti da BeamScan, e corretti effettuando degli spostamenti online.

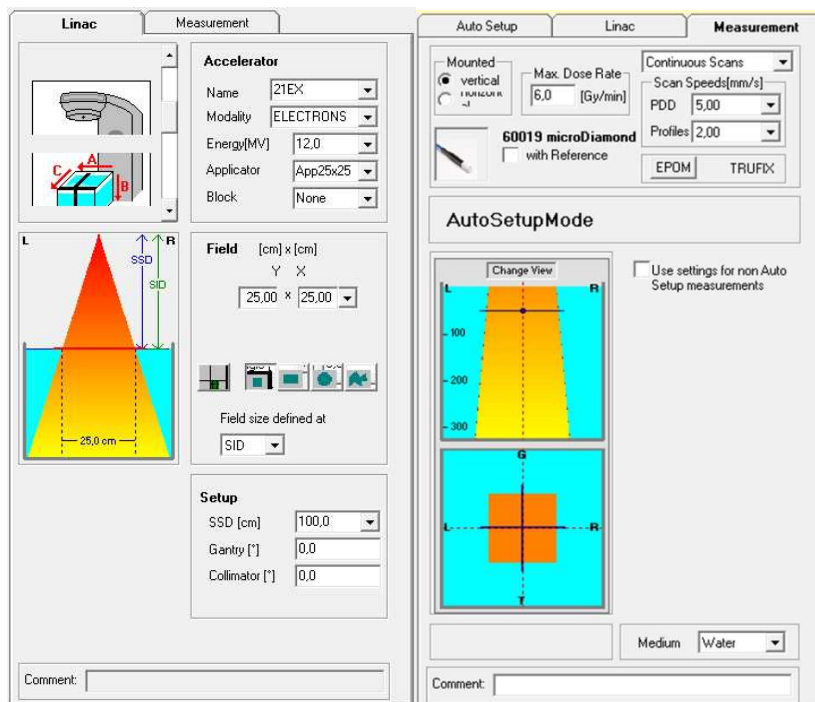


Figura 33- Impostazioni Mephysto Auto Setup

Vengono impostate su Mephysto l'energia e la modalità di erogazione all'interno della sezione Linac.

Nella sezione Measurement vengono impostate le proprietà della camera.

### Passo 9: Esecuzione della misurazione

Si effettua il download e si imposta la dimensione del campo con le lamelle dell'MLC a 10x10 cm<sup>2</sup> con le jaws aperte a 10x10 cm<sup>2</sup>. Vengono erogate 300 MU con un'energia di 6 MV, e si esegue la lettura del dosimetro in Gray (Gy). Vengono poi applicate le conversioni e correzioni necessarie (es. tipo di camera, qualità del fascio, temperatura, pressione, ecc.).

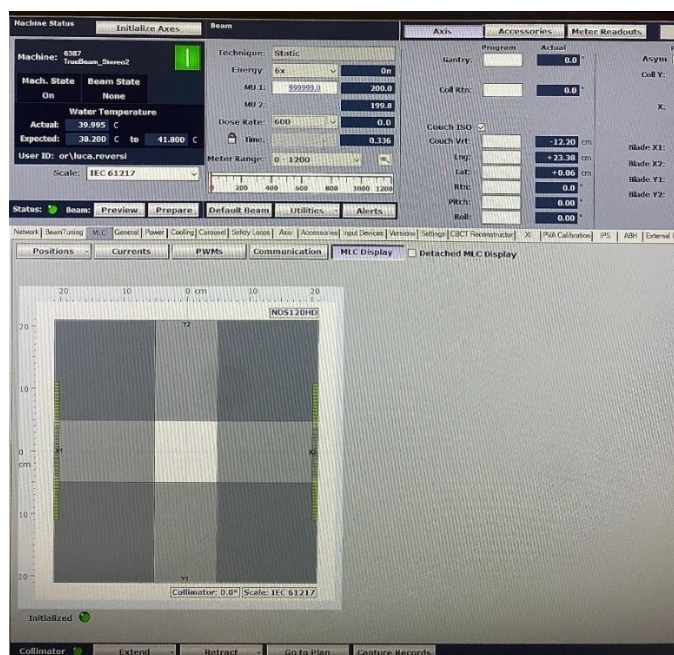


Figura 34- Console Linac

La misurazione viene ripetuta 3 volte e viene calcolata la media, per una maggiore precisione. Questa dose verrà utilizzata per calcolare il fattore di rendimento dell'acceleratore, che permetterà effettuare il passaggio da dose misurata a dose corretta, come spiegato all'interno del capitolo 1.8 Calcolo della Dose Assoluta.

## 2.7.2 Calcolo della dose attraverso TPS BrainLab

Viene eseguita in prima istanza una CT (Computer Tomography) di centraggio sul fantoccio Easy Cube, ovvero l'acquisizione di una scansione CT del fantoccio Easy Cube, che permette di acquisire immagini tridimensionali del fantoccio per il calcolo della dose previsionale, e fornisce una base per il successivo allineamento del fantoccio durante la misurazione della dose sull'acceleratore lineare.

Viene effettuata la ricerca all'interno di BrainLab Elements [Figura 35] della CT di centraggio eseguita su fantoccio Easy Cube. Attraverso il TPS BrainLab Elements, vengono utilizzati i dati della CT, per elaborare piani di erogazione con diverse configurazioni geometriche e con diverse dimensioni di campo, utilizzando variazioni delle aperture delle lamelle dell'MLC e delle jaws, insieme a spostamenti del fantoccio rispetto

all'isocentro, al fine di effettuare una previsione di dose erogata per una serie di misurazioni e valutare la precisione del sistema di dosimetria.

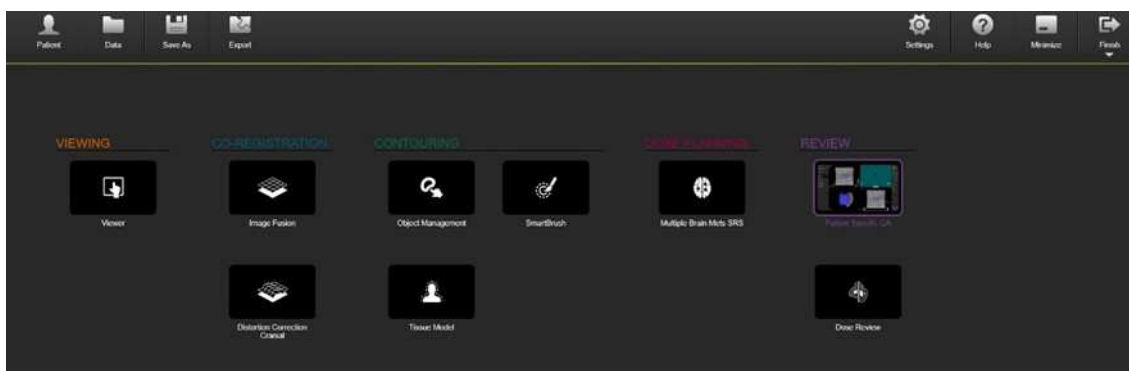


Figura 35- BrainLab Elements

Di seguito sono descritti i dettagli dei vari set di misurazioni:

### 1. Misurazioni con camera e fantoccio all'isocentro e MLC con apertura 3x3 cm<sup>2</sup>, jaws con campi differenti

- Il fantoccio e la camera a ionizzazione sono posizionati all'isocentro del Linac.
- L'apertura delle lamelle dell'MLC è fissa a 3x3 cm<sup>2</sup>.
- Il campo è variato utilizzando solo i jaws con dimensioni differenti (es. 5x5, 10x10 cm<sup>2</sup>, ecc.).

Tali misurazioni sono effettuate al fine di studiare l'influenza delle dimensioni dei jaws sul dosaggio erogato con un campo MLC fisso, e valutare come le dimensioni dei jaws influenzano la distribuzione della dose in combinazione con un campo piccolo (MLC).

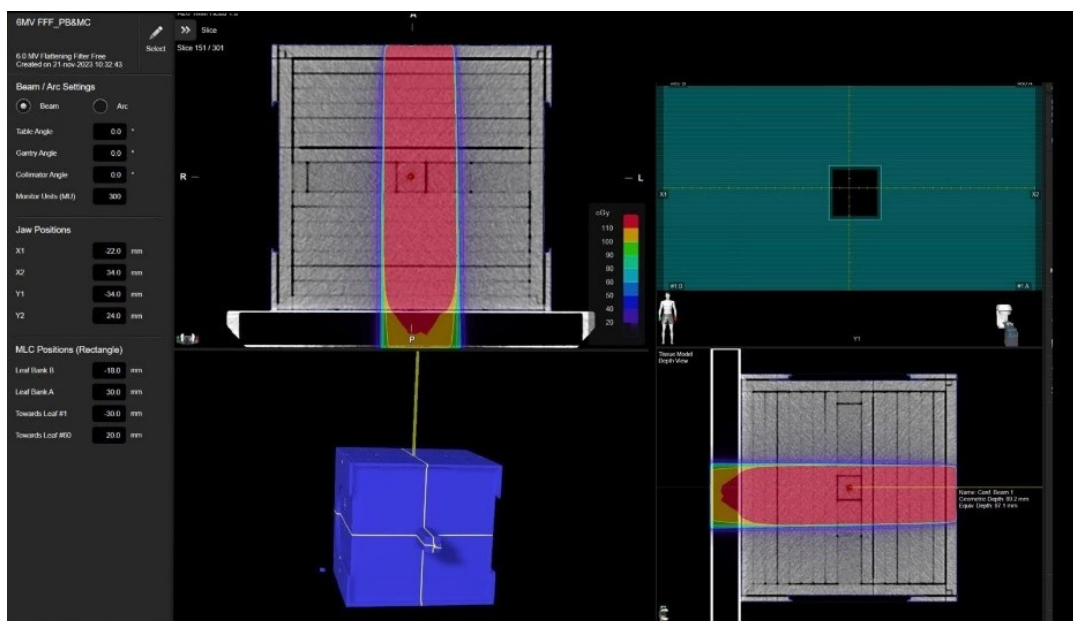


Figura 36- Impostazione configurazione MLC e jaws

FANTOCCI						
O	iso	iso	iso	iso	iso	iso
CAMERA	iso	iso	iso	iso	iso	iso
MLC	3X3	3X3	3X3	3X3	3X3	3X3
JAWS (X,Y)	10X10	5X3,4	20X15	10X5	5X10	3,4X3,3

Tabella 1- Varie configurazioni jaws

2. Misurazioni con MLC  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , jaws  $3,4 \times 3,4 \text{ cm}^2$ , spostamenti del fantoccio di 5 cm

- Apertura dell'MLC fissa a  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  e i jaws leggermente più grandi a  $3,4 \times 3,4 \text{ cm}^2$ .
- Il fantoccio e la camera vengono spostati di 5 cm anteriormente e posteriormente rispetto all'isocentro, lungo l'asse di riferimento del paziente (asse z)

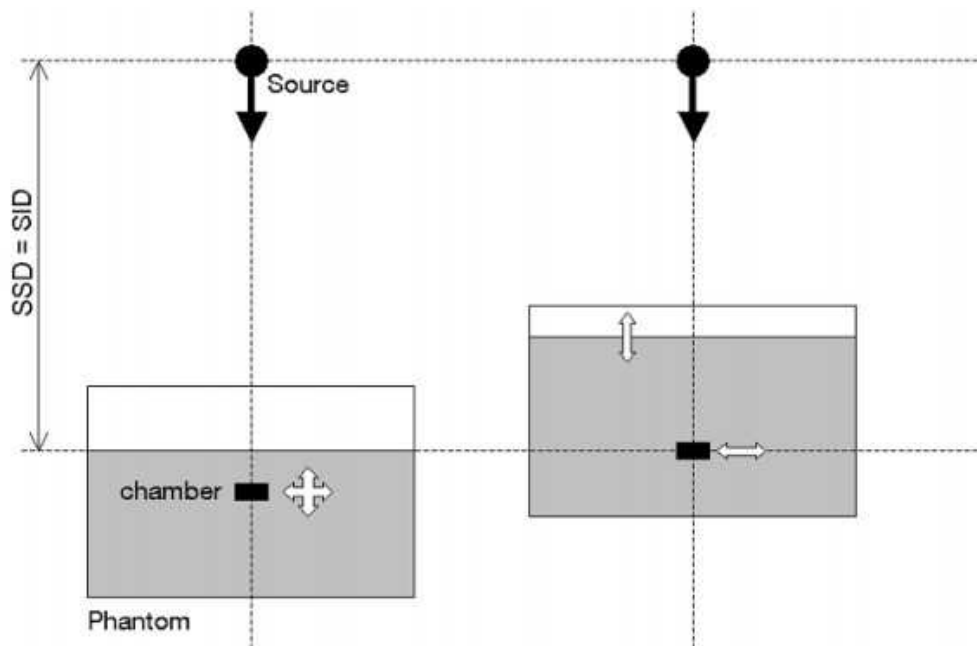


Figura 37- SSD e Depth

Figura 37, a - rappresenta lo spostamento dell'camera rispetto all'isocentro, tale misura viene effettuata spostando il punto di interesse per la misurazione della dose. Al fine di considerare le variazioni di dose dovute alla differente profondità (depth).

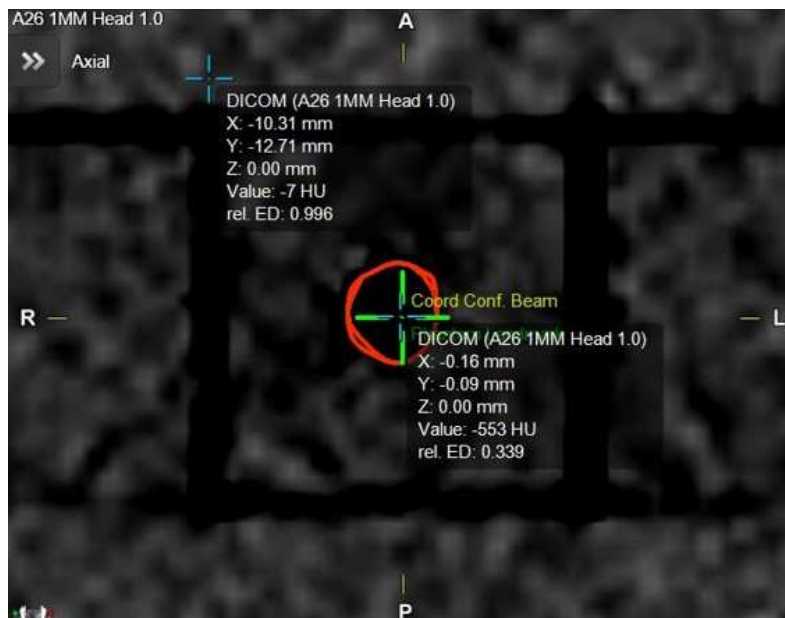


Figura 38- Point of interest

Figura 37, b- Per valutare l'effetto generato, da una variazione di SSD sulla dose, vengono effettuate misurazioni andando a modificare il posizionamento del fantoccio rispetto all'isocentro.

FANTOCCI		5 cm	5 cm		5 cm	5 cm	5cm	5cm
O	iso	ANT	POST	iso	ANT	POST	ANT	POST
CAMERA	5cm	5cm	5cm	5cm	5cm	5cm	centro	centro
	ANT	ANT	ANT	POST	POST	POST	fant	fant
MLC	3X3	3X3	3X3	3X3	3X3	3X3	3X3	3X3
JAWS (X,Y)	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4

Tabella 2- SSD e depth vari

**3. Misurazioni con fantoccio e camera all'isocentro, campo e jaws con aperture variabili**

- Il fantoccio e la camera restano fermi all'isocentro.
- Le aperture di MLC e jaws vengono variate (es. MLC 5x5 cm<sup>2</sup>, jaws 6x6 cm<sup>2</sup> o MLC 7x7 cm<sup>2</sup>, jaws 8x8 cm<sup>2</sup>, ecc.).

L'obiettivo è analizzare come differenti combinazioni di MLC e jaws influenzano la distribuzione della dose.

FANTOCCI					
O	iso	iso	iso	iso	iso
CAMERA	iso	iso	iso	iso	iso
MLC	2,8X3,8	3,8X2,8	3,8X3,8	4,4X4,4	-1,8_3X-3_2
JAWS					-
	3X4	4X3	4,4X4,4	4,8X4,8	2,2_3,4X3,4_2, 4

Tabella 3- Varie configurazioni MLC e jaws

**4. Misurazioni con archi differenti, fantoccio e camera all'isocentro, MLC a 3x3 cm<sup>2</sup>, jaws 3,4x3,4 cm<sup>2</sup>**

- Il fantoccio e la camera rimangono all'isocentro.
- L'apertura delle lamelle dell'MLC è 3x3 cm<sup>2</sup>, mentre i jaws formano un campo di 3,4x3,4 cm<sup>2</sup>.
- Tecnica VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), senza modulazione delle lamelle dell'MLC, che consente la somministrazione di una dose di radiazioni in modo altamente preciso e modulato mentre il gantry dell'acceleratore lineare ruota



intorno al paziente lungo uno o più archi di trattamento. Gli archi effettuati per somministrare la dose sono sempre differenti, e per ciascun arco viene somministrata una dose con 300 MU.

Variare l'arco di trattamento può influire sulla conformità della dose somministrata al target e sulla quantità di dose erogata ai tessuti sani circostanti.

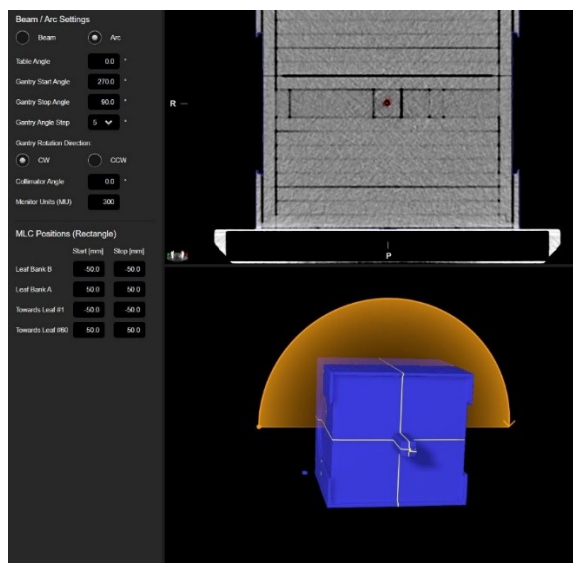


Figura 39- Impostazioni per la configurazione degli archi di erogazione

FANTOCCIO	iso	iso	iso	iso
CAMERA	iso	iso	iso	iso
MLC	3X3	3X3	3X3	3X3
JAWS (X,Y)	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4
ARCHI	60°-->300° (120°)	80°-->280° (160°)	70°-->290° (140°)	40°-- >280°(120°)

Tabella 4- Vari archi di erogazione

**5. Archi di 140°, fantoccio e camera all'isocentro, MLC a 3x3 cm<sup>2</sup>, jaws 3,4x3,4 cm<sup>2</sup> e MU differenti**

- In questa serie di misurazioni, l'arco è sempre fisso e va da 70° a 290°, quindi un arco parziale di 220°.
- Il fantoccio e la camera sono sempre posizionati all'isocentro.

- MLC e jaws con configurazione fissa (MLC 3x3 cm<sup>2</sup>, jaws 3,4x3,4 cm<sup>2</sup>).
- Le unità di monitoraggio (MU) erogate sono variabili in ogni misurazione (es. 200 MU, 300 MU, 400 MU, ecc.).

L'analisi dell'output della dose in funzione dei MU erogati è fondamentale per valutare la linearità della dose e l'efficienza del sistema di erogazione rispetto alle MU.

FANTOCCIO	iso	iso	iso	iso	iso	iso
CAMERA	iso	iso	iso	iso	iso	iso
MLC	3X3	3X3	3X3	3X3	3X3	3X3
JAWS (X,Y)	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4	3,4X3,4
ARCHI	70°-->290° (140°)					
UM	50,0	200,0	500,0	1000,0	3000,0	6000,0

Tabella 5- erogazioni con differenti MU

Vengono impostati i parametri di una determinata misurazione effettuata e selezionando, uno alla volta i diversi algoritmi:

- il Pencil Beam commissioning completo,
- il Pencil Beam ridotto,
- il Montecarlo.

Tale operazione viene eseguita per ogni set di misurazione.

### 2.7.3 Misurazioni di Dose in Configurazioni Variabili su Easy Cube

Successivamente il fantoccio Easy Cube viene posizionato sul lettino dell'acceleratore, con la camera a ionizzazione Exradin A26 microPoint alloggiata a battuta all'interno del suo specifico inserto, progettato per accogliere la camera a ionizzazione. Viene eseguito il centraggio accurato del fantoccio, facendo corrispondere l'isocentro del fantoccio con quello dell'acceleratore, utilizzando il tracciato serigrafico presente sul fantoccio, e i laser del bunker e il crocefile dell'acceleratore.

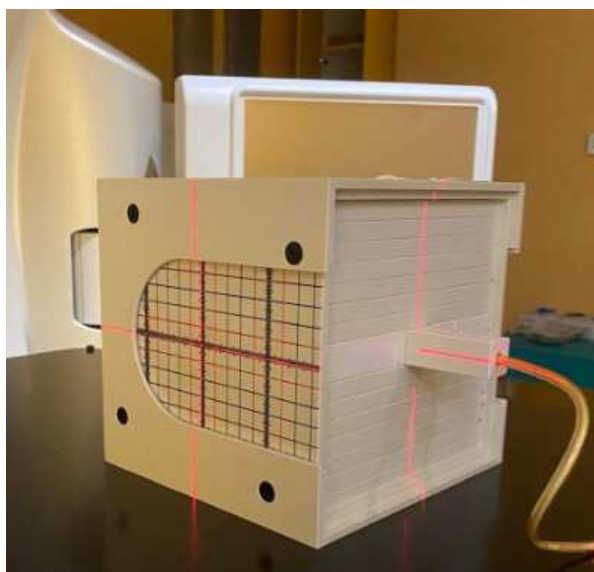


Figura 40- Centrata fantoccio Easy Cube

Viene selezionato uno dei piani di trattamento precedentemente elaborati con il relativo set di dati. Prima dell'erogazione, vengono misurati temperatura e pressione per calcolare il fattore di correzione  $K_{tp}$  (Temperature-Pressure Correction Factor), necessario per correggere le misurazioni della dose in base alle condizioni ambientali del bunker radioterapico. Viene eseguita una Cone Beam CT (CBCT), che permette di confrontare le immagini acquisite con quelle della CT di centraggio, assicurando che la posizione del fantoccio e della camera a ionizzazione sia accurata.

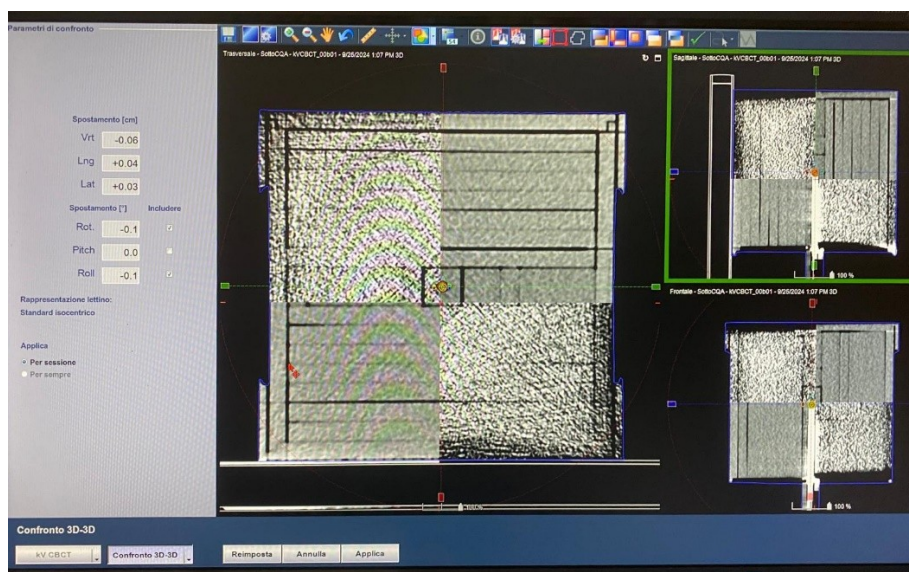


Figura 41- Match tra CT di centraggio e CBCT

A questo punto viene erogato il piano di trattamento contemporaneamente alla misurazione della carica mediante elettrometro, la carica subir  poi il processo di conversione e correzione della dose descritto al capitolo [1.8 C].

Tutto questa procedura viene ripetuta per ogni piano di trattamento. E raccolti tutte le dosi misurate corrette, relative alle varie configurazioni utilizzate per le erogazioni e le dosi previste da ogni singolo algoritmo, precedentemente calcolate [2.7.2 Calcolo della dose attraverso TPS BrainLab], viene effettuata un analisi di tali dati, determinando lo scarto fra ogni dose prevista e la dose misurata corretta, per ogni misurazione.

## 2.7.4 Erogazione e Verifica della Dose nei Piani di Trattamento Stereotassico: Analisi di 8 Casi Clinici

Nell'ultima parte dello studio vengono effettuati dei test end to end prendendo 8 pazienti, sui quali   stato pianificato un trattamento stereotassico BrainLab, al fine di paragonare la dose prevista dal TPS BrainLab Elements, con la dose misurata.

Viene selezionato un paziente degli otto scelti e ricercato all'interno di BrainLab Elements, nella sezione "Patient" del TPS [Figura 35- BrainLab ElementsFigura 35] e si procede con il calcolo della dose prevista prima attraverso l'algoritmo Pencil Beam commissioning completo, poi con il Pencil Beam ridotto e infine con il Montecarlo.

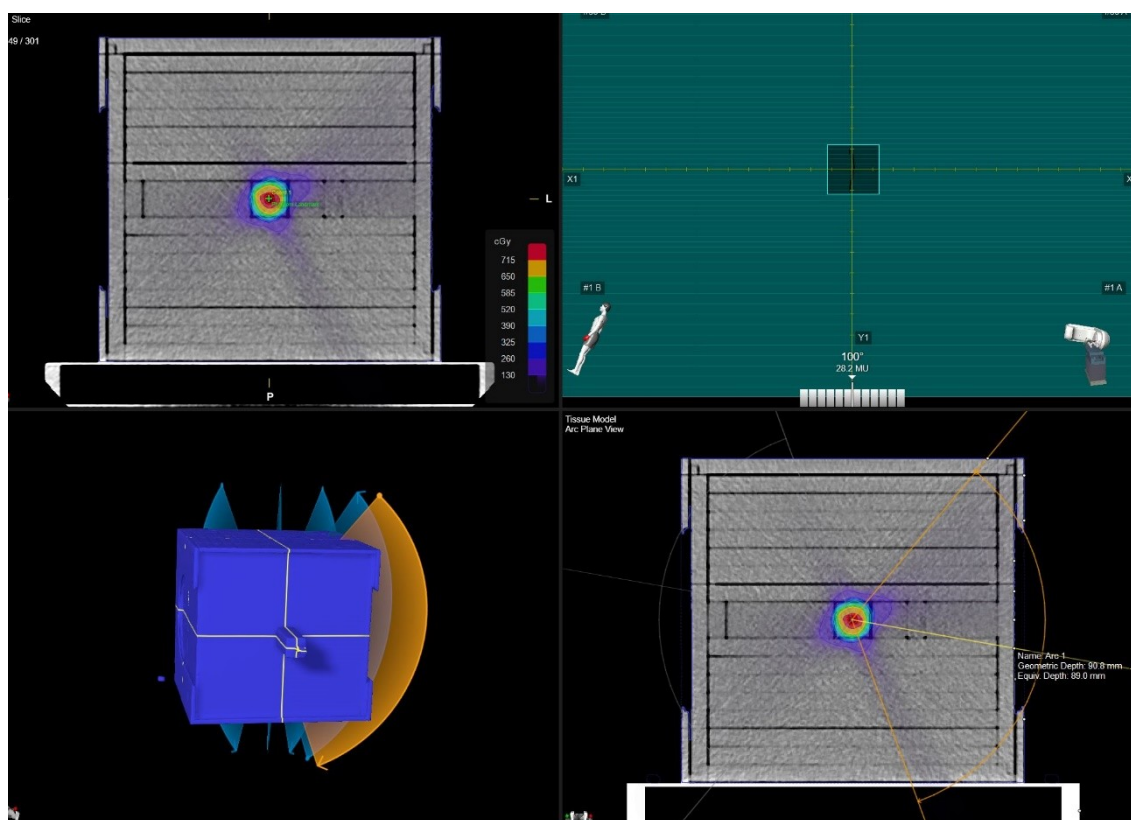


Figura 42- Piano di trattamento su TPS BrainLab Elements

I piani di trattamento degli 8 pazienti, precedentemente pianificati dal fisico sanitario con la tecnica stereotassica BrainLab, vengono caricati nel sistema di gestione del flusso radioterapico, ARIA, questo software è utilizzato per l'organizzazione e il monitoraggio dei trattamenti radioterapici, e in questo contesto viene utilizzato per selezionare i piani da erogare durante la fase di validazione.

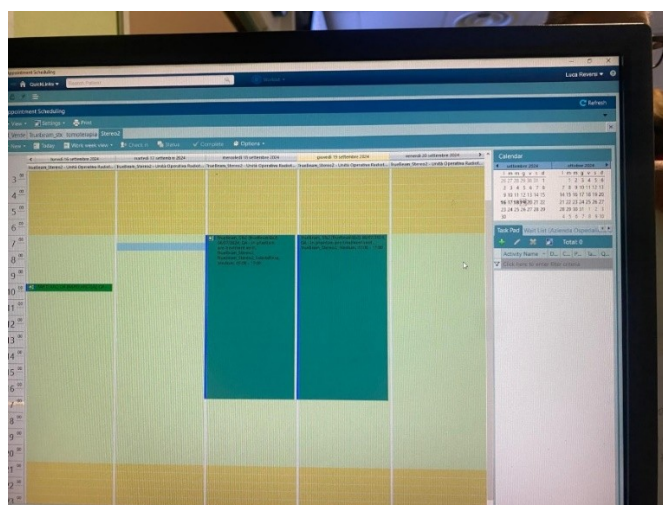


Figura 43- Software ARIA

Successivamente il fantoccio Easy Cube viene posizionato sul lettino dell'acceleratore, con la camera a ionizzazione Exradin A26 microPoint, e viene eseguito il centraggio in Bunker come descritto precedentemente.

Prima dell'erogazione, vengono sempre misurati temperatura e pressione per calcolare il fattore di correzione  $K_{tp}$  (Temperature-Pressure Correction Factor),

A questo punto viene selezionato il piano di trattamento relativo al paziente scelto nella lista di ARIA, che verrà verificato su fantoccio. Prima di procedere con l'erogazione del piano di trattamento, viene eseguita una Cone Beam CT (CBCT), per verificare il corretto posizionamento del fantoccio e della camera Exradin A26 microPoint.

Una volta effettuato il match e accettati gli spostamenti, si può procedere con l'erogazione del piano di trattamento del paziente scelto, dando una carica iniziale di 300V alla camera a ionizzazione, l'elettrometro andrà a leggere la carica che viene accumulata all'interno della camera. Eseguita la misurazione la carica viene convertita in dose assorbita. si effettua il confronto della dose misurata con la dose prevista.

Dopo aver misurato la dose reale assorbita, viene calcolato lo scarto tra la dose misurata e quella calcolata dai diversi algoritmi del TPS. Questo permette di valutare l'accuratezza e la precisione di ogni algoritmo nel predire la dose erogata.

Questo processo viene ripetuto per ciascuno degli 8 pazienti campione, consentendo di confrontare l'accuratezza della pianificazione su più casi clinici diversi e di valutare eventuali scostamenti sistematici tra la dose misurata e quella prevista.

### 3 Risultati

Nelle successive tabelle sono riportate le dosi previste da PB1, l'algoritmo Pencil Beam commissioning completo, PB2, il Pencil Beam ridotto e MC, il Montecarlo.

Queste dosi calcolate mediante il TPS BrainLab Elements sono state messe in relazione con la Dose Misurata Corretta ( $D_{corretta}$ ), al fine di valutare se l'algoritmo PB2 e MC possono essere utilizzati a fini clinici, attraverso il calcolo dello scarto medio, massimo e minimo. Dove lo scarto rappresenta il rapporto tra la dose prevista dall'algoritmo del TPS e la dose misurata corretta per il rendimento settimanale. La formula generica dello scarto:

$$S = \left( \frac{D_{corretta}}{D_{prevista}} - 1 \right) \times 100$$

La Tabella 6 mostra che erogando 300MU, con MLC a 3x3 cm<sup>2</sup> e jaws con configurazioni diverse:

- l'algoritmo PB1 produce uno scarto medio di -1,1, uno scarto massimo di -1,6 e uno scarto minimo di -0,8;
- l'algoritmo PB2 produce uno scarto medio di 0,2, scarto massimo di 0,6 e scarto minimo di 0,0;
- l'algoritmo MC produce uno scarto medio di 0,4, scarto massimo di 1,3 e scarto minimo di 0,1.

JAWS (X,Y)	Dose Misurata corretta	PB 1	PB 2	MC	PB 1 (%)	PB 2 (%)	MC (%)
10X10	204,3	206,0	203,4	204,0	-0,8	0,4	0,1
5X3,4	201,9	204,0	201,7	201,2	-1,0	0,1	0,3
20X15	204,6	207,0	203,4	202,0	-1,2	0,6	1,3
10X5	202,7	206,0	203,0	203,0	-1,6	-0,2	-0,2
5X10	203,8	206,0	203,2	202,7	-1,1	0,3	0,5
3,4X3,3	200,9	203,0	201,0	200,3	-1,0	0,0	0,3



Tabella 6- PB1= Pencil Beam commissioning completo, PB2= Pencil Beam ridotto, MC= Montecarlo, PB1%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB1, PB2%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB2, MC%= scarto tra dose misurata corretta e dose prevista da MC

La Tabella 7 mostra che erogando 300 MU, con MLC 3x3 cm<sup>2</sup> e jaws 3,4x3,4 cm<sup>2</sup>, e SSD e depth variabili:

- l'algoritmo PB1 produce uno scarto medio di -0,5, scarto massimo di -2,7 e scarto minimo di 0,0;
- l'algoritmo PB2 produce uno scarto medio di 0,8, scarto massimo di 1,6 e scarto minimo di 0,2;
- l'algoritmo MC produce uno scarto medio di 1,0, scarto massimo di 2,3 e uno scarto minimo di -0,9.

FANTOCCHIO	CAMERA	Dose Misurata corretta	PB 1	PB 2	MC	PB 1 (%)	PB 2 (%)	MC (%)
iso	5cm ANT	289,0	287,0	284,4	282,4	0,7	1,6	2,3
5 cm ANT	5cm ANT	321,0	321,0	316,6	314,1	0,0	1,4	2,2
5 cm POST	5cm ANT	259,8	259,0	256,2	257,1	0,3	1,4	1,0
iso	5cm POST	141,1	144,0	140,0	142,3	-2,0	0,8	-0,9
5 cm ANT	5cm POST	154,7	159,0	154,4	156,7	-2,7	0,2	-1,3
5 cm POST	5cm POST	129,1	131,0	127,9	127,9	-1,4	1,0	1,0
5cm ANT	centro fant	222,8	221,0	223,3	218,0	0,8	-0,2	2,2
5cm POST	centro fant	184,0	184,0	182,8	181,5	0,0	0,6	1,4

Tabella 7- PB1= Pencil Beam commissioning completo, PB2= Pencil Beam ridotto, MC= Montecarlo, PB1%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB1, PB2%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB2, MC%= scarto tra dose misurata corretta e dose prevista da MC

La


MLC mostra che erogando 300MU con configurazioni differenti di MLC e jaws:

- l'algoritmo PB1 produce uno scarto medio di -0,2, scarto massimo di -0,9 e scarto minimo di -0,2;
- l'algoritmo PB2 produce uno scarto medio di 0,5, scarto massimo di 0,8 e scarto minimo di 0,1;
- l'algoritmo MC produce uno scarto medio di 0,7, scarto massimo di 1,0 e uno scarto minimo di 0,4.

MLC	JAWS	Dose Misurata corretta	PB 1	PB 2	MC	PB 1 (%)	PB 2 (%)	MC (%)
2,8X3,8	3X4	203,4	204,0	202,3	202,2	-0,3	0,5	0,6

3,8X2,8	4X3	203,6	204,0	202,3	202,7	-0,2	0,6	0,4
3,8X3,8	4,4X4,4	208,2	210,0	208,0	207,1	-0,9	0,1	0,5
4,4X4,4	4,8X4,8	211,5	212,0	209,8	209,3	-0,2	0,8	1,0
- 1,8_3X3_2	- 2,2_3,4X3,4_2, 4	213,6	212,0	212,2	211,8	0,8	0,7	0,8

Tabella 8- PB1= Pencil Beam commissioning completo, PB2= Pencil Beam ridotto, MC= Montecarlo, PB1%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB1, PB2%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB2, MC%= scarto tra dose misurata corretta e dose prevista da MC

La Tabella 9 mostra che erogando 300 MU con MLC 3x3 cm<sup>2</sup> e jaws 3,4x3,4 cm<sup>2</sup>, con tecnica VMAT, modificando gli archi di erogazione:

- l'algoritmo PB1 produce uno scarto medio di -1,4, scarto massimo di -1,5 e scarto minimo di -1,2;
- l'algoritmo PB2 produce uno scarto medio di -0,3, scarto massimo di -0,4 e scarto minimo di -0,2;
- l'algoritmo MC produce uno scarto medio di 0,3, scarto massimo di 0,6 e uno scarto minimo di 0,0.

ARCHI	Dose Misurata corretta	PB 1	PB 2	MC	PB 1 (%)	PB 2 (%)	MC (%)
60°-->300° (120°)	185,3	188,0	186,0	185,0	-1,4	-0,4	0,2
80°-->280° (160°)	187,6	190,0	188,0	186,8	-1,2	-0,2	0,4
70°-->290° (140°)	186,1	189,0	186,7	185,3	-1,5	-0,3	0,0
40°-->280° (120°)	189,2	192,0	189,7	188,1	-1,5	-0,3	0,6

Tabella 9- PB1= Pencil Beam commissioning completo, PB2= Pencil Beam ridotto, MC= Montecarlo, PB1%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB1, PB2%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB2, MC%= scarto tra dose misurata corretta e dose prevista da MC

La Tabella 10 mostra che erogando un arco che va da 70° a 290°, con MLC 3x3 cm<sup>2</sup> e jaws 3,4x3,4 cm<sup>2</sup>, con MU variabili:

- l'algoritmo PB1 produce uno scarto medio di -1,2, scarto massimo -1,5 di e scarto minimo di -0,1;

- l'algoritmo PB2 produce uno scarto medio di -0,2, scarto massimo di 0,4 e scarto minimo di -0,1;
- l'algoritmo MC produce uno scarto medio di 0,2, scarto massimo di 0,3 e uno scarto minimo di -0,1.

UM	ARCHI	Dose Misurata corretta	PB 1	PB 2	MC	PB 1 (%)	PB 2 (%)	MC (%)
50,0	70°->290° (140°)	31,0	31,0	31,0	31,0	-0,1	-0,1	-0,1
200,0		124,3	126,0	124,0	124,0	-1,3	0,3	0,3
500,0		310,0	314,0	311,0	309,0	-1,3	-0,3	0,3
1000,0		619,5	629,0	622,0	618,0	-1,5	-0,4	0,2
3000,0		1858,9	1886,0	1867,0	1854,0	-1,4	-0,4	0,3
6000,0		3718,1	3772,0	3733,0	3707,0	-1,4	-0,4	0,3

Tabella 10- PB1= Pencil Beam commissioning completo, PB2= Pencil Beam ridotto, MC= Montecarlo, PB1%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB1, PB2%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB2, MC%= scarto tra dose misurata corretta e dose prevista da MC

PAZIENTI	ARCHI	DOSE MISURATA CORRETTA	PB 1	PB 2	MC	PB 1 (%)	PB 2 (%)	MC (%)
pz 1	ARC 1	549,9	551,0	547,0	541,0	-0,2	0,5	1,6
	ARC 2	428,2	438,0	435,0	429,0	-2,2	-1,6	-0,2
	ARC 3	255,4	262,0	266,0	258,0	-2,5	-4,0	-1,0
	ARC 4	488,1	496,0	492,0	482,0	-1,6	-0,8	1,3

	TOT	1721,6	1746,0	1741,0	1708,0	-1,4	-1,1	0,8
pz 2	ARC 1	428,8	450,0	451,0	437,0	-4,7	-4,9	-1,9
	ARC 2	438,8	451,0	453,0	437,0	-2,7	-3,1	0,4
	ARC 3	433,5	449,0	450,0	438,0	-3,5	-3,7	-1,0
	ARC 4	466,4	490,0	491,0	483,0	-4,8	-5,0	-3,4
	TOT	1767,5	1839,0	1844,0	1795,0	-3,9	-4,2	-1,5
pz 3	ARC 1	335,5	337,0	335,0	333,0	-0,4	0,1	0,7
	ARC 2	312,3	315,0	312,0	313,0	-0,8	0,1	-0,2
	ARC 3	323,9	327,0	324,0	319,0	-0,9	0,0	1,5
	ARC 4	311,0	314,0	311,0	304,0	-1,0	0,0	2,3
	ARC 5	330,5	332,0	330,0	334,0	-0,5	0,1	-1,1
	TOT	1613,2	1625,0	1612,0	1603,0	-0,7	0,1	0,6
pz 4	ARC 1	282,0	287,0	285,0	290,0	-1,7	-1,0	-2,7
	ARC 2	286,7	278,0	275,0	276,0	3,1	4,2	3,9
	ARC 3	268,2	273,0	271,0	272,0	-1,8	-1,0	-1,4
	ARC 4	269,9	279,0	276,0	276,0	-3,3	-2,2	-2,2
	ARC 5	285,7	294,0	291,0	291,0	-2,8	-1,8	-1,8
	TOT	1392,5	1411,0	1399,0	1405,0	-1,3	-0,5	-0,9
pz 5	TOT	1998,1	2031,0	2019,0	2001,0	-1,6	-1,0	-0,1
pz 6	TOT	745,2	748,0	746,0	751,0	-0,4	-0,1	-0,8
pz 7	TOT	892,7	918,0	914,0	912,0	-2,8	-2,3	-2,1
pz 8	TOT	1821,6	1842,0	1834,0	1833,0	-1,1	-0,7	-0,6

Tabella 11- PB1= Pencil Beam commissioning completo, PB2= Pencil Beam ridotto, MC= Montecarlo, PB1%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB1, PB2%= scarto fra dose misurata corretta e dose prevista da PB2, MC%= scarto tra dose misurata corretta e dose prevista da MC

La Tabella 11 mostra che andando a erogare i piani di trattamento stereotassici di otto pazienti scelti:

- l'algoritmo PB1 che produce uno scarto medio di -1,6, scarto massimo di -3,9 e scarto minimo di -0,4;
- l'algoritmo PB2 che produce uno scarto medio di -1,2, scarto massimo di -4,2 e scarto di -0,1
- l'algoritmo MC che produce uno scarto medio di -0,6, scarto massimo di -1,5 e scarto minimo di -0,1

Considerando i singoli archi erogati al paziente 1:

- l'algoritmo PB1 che produce uno scarto medio di -1,6, scarto massimo di -2,5 e scarto minimo di -0,2;
- l'algoritmo PB2 che produce uno scarto medio di -1,5, scarto massimo di -1,6 e scarto minimo di 0,5;
- l'algoritmo MC che produce uno scarto medio di 0,4, scarto massimo di 1,6 e scarto minimo di -0,2.

Considerando i singoli archi erogati al paziente 2:

- l'algoritmo PB1 che produce uno scarto medio di -3,9, scarto massimo di -4,8 e scarto minimo -2,7;
- l'algoritmo PB2 produce uno scarto medio di -4,2, uno scarto massimo di 5,0 e uno scarto minimo di -3,1;
- l'algoritmo MC produce uno scarto medio di -1,5, uno scarto massimo di -3,4 e uno scarto minimo di 0,4.

Considerando i singoli archi erogati al paziente 3:

- l'algoritmo PB1 produce uno scarto medio di -0,7, uno scarto massimo di -1,0 e uno scarto minimo di -0,4;
- l'algoritmo PB2 produce uno scarto medio di 0,1, uno scarto massimo di 0,1 e uno scarto minimo di 0,0;
- l'algoritmo MC produce uno scarto medio di 0,7, uno scarto massimo di 2,3 e uno scarto minimo di -0,2.

Considerando i singoli archi erogati al paziente 4:

- l'algoritmo PB1 produce uno scarto medio di -1,3, uno scarto massimo di -3,3 e uno scarto minimo di -1,3;
- l'algoritmo PB2 produce uno scarto medio di 0,4, uno scarto massimo di 4,2 e uno scarto minimo di -0,5;
- l'algoritmo MC produce uno scarto medio di 0,9, uno scarto massimo di 3,9 e uno scarto minimo di 0,9.

## 4 Conclusioni

Lo studio ha determinato, che con l'ausilio di tutti e tre gli algoritmi utilizzati, per la stima della dose erogata da BrainLab Elements (l'algoritmo Pencil Beam commissionato, l'algoritmo Pencil Beam e l'algoritmo Montecarlo) il rapporto tra la dose da loro prevista e quella erogata per campi semplici, i quali prevedevano differenti configurazioni di MLC e jaws, risultano accettabili secondo le linee guida stabilite dall' IAEA TECDOC, in quanto rispettano il valore massimo di riferimento stabilito al 2%, poiché l'algoritmo Pencil Beam commissionato produce uno scarto medio di -1,1%, il Pencil Beam ridotto di 0,2% e il Montecarlo di 0,4%, e uno scarto massimo di -1,6% per l'algoritmo Pencil Beam commissionato, di 0,6% per il Pencil Beam ridotto e di 1,3% per il Montecarlo.

Il rapporto tra dose prevista e dose erogata per piani di trattamento con SSD e Depth variabile si trova sempre sotto il 3%, come stabilito dall' IAEA TECDOC 1583, con uno scarto percentuale massimo di -2,7% per l'algoritmo Pencil Beam commissionato, di 1,6% per il Pencil Beam ridotto e uno scarto massimo dell'2,3% per Montecarlo, e produce uno scarto medio di -0,5% per il Pencil Beam commissionato, di 0,8% per il Pencil Beam ridotto e uno scarto medio dell'1,0% per Montecarlo.

L'analisi di piani di erogazioni con tecnica VMAT, con MLC e jaws costanti segue le "Linee guida per la verifica dell'IMRT", stabilite nel TG-119, le quali prevedono uno scarto massimo del 3% e un livello d'azione inferiore al 5%. La verifica di questi campi ha portato a risultati positivi al di sotto del valore margine, con uno scarto medio di -1,4% prodotto dal Pencil Beam commissionato, di -0,3% con Pencil Beam ridotto e di 0,3% con Montecarlo, e uno scarto massimo di -1,5% con il Pencil Beam commissionato, di -0,4% con Pencil Beam ridotto e di 0,6% con Montecarlo.

I test per la linearità delle Unità Monitor si riscontrano valori accettabili, al di sotto del 3% stabilito dal TG-119, poiché lo scarto massimo calcolato con il Pencil Beam commissionato è di -1,5%, con Pencil Beam ridotto di -0,4% e

con Montecarlo di 0,3%, e lo scarto medio prodotto dal Pencil Beam commissionato è di -1,2%, con Pencil Beam ridotto di -0,2% e con Montecarlo di 0,2%. Inoltre, il metodo Montecarlo risulta altamente accurato all' interno di tale test, in quanto il rapporto tra la dose misurata e quella erogata non supera mai il valore dello 0,5%.

La verifica end to end eseguita sugli 8 pazienti trattati con piani stereotassici, ha determinato che lo scarto percentuale non ha mai superato il 3%, valore limite di accettabilità stabilito dalle "Linee guida per la verifica dell'IMRT", stabilite nel TG-119, poiché lo scarto medio calcolato con il Pencil Beam commissionato è di -1,6%, con Pencil Beam ridotto di -1,2% e con Montecarlo di -0,6%. Si evince che tutti i pazienti rispettano le linee guida ad eccezione del paziente n.2 in cui lo scarto percentuale medio riportato è del -3,9%, il quale rientra però nei livelli di azione stabiliti sempre dal TG-119. In tal caso il piano potrebbe dover essere elaborato nuovamente, in quanto non conforme, ma vagliando la stima della dose anche con altri algoritmi si evince che il piano è adeguato al paziente, in quanto attraverso l'utilizzo del metodo Montecarlo, il quale tiene maggiormente in considerazione le disomogeneità tessutali e di densità presenti nel paziente, il piano risulta non solo accettabile, ma anche notevolmente al di sotto del valore massimo di tolleranza, poiché lo scarto percentuale si riduce dal -3,9% al -1,5%.

In conclusione, grazie allo studio condotto, attraverso le differenti misurazioni portate a termine e ai test su pazienti, si è evidenziato che l'algoritmo Montecarlo implementato su TPS BrainLab Elements presenta un rapporto tra la dose prevista e quella erogata, sempre inferiore del 2% per campi semplici e inferiore al 3% per diverse configurazioni di SSD e depth, come previsto da IAEA TECDOC 1583 e sempre inferiore al 3% per piani di erogazione con tecnica IMRT come stabilito da TG-119, e pertanto si può determinare l'uso dell'algoritmo Montecarlo implementato all'interno del TPS BrainLab Elements in ambito clinico



## 5 Bibliografia

- [1] Almond, P. R., Biggs, P. J., Coursey, B. M., & Hanson, W. F. Medical Physics. (1999). *AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Medical Physics*. Retrieved from Almond, P. R., Biggs, P. J., Coursey, B. M., & Hanson, W. F. (1999). AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 26(9), 1847-1870.
- [2] American Association of Physicist in Medicine, Task Group 51. (1999). *AAPM TG-51, Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams*.
- [3] Attix, F. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley. . New York.
- [4] Barrett, H. &. (2004). *Clinical Applications of Image-Guided Radiation Therapy*. Physics in Medicine and Biology.
- [5] BrainLab AG. (2018). *Thecnical Reference Guide: Treatment Planning System BrainLab Elements*. Munich.
- [6] IAEA, International Atomic Energy Agency. (2008). *IAEA TECDOC 1583: Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems*. Vienna.

- [7] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (n.d.). *ICRU Report 85a – Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*.
- [8] McKeever, S.W.S. (1985). . (1985). *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*.
- [9] PTW Freiburg. (2020). *BeamScan - The All-in-One Wireless Water Phantom System for Beam Scanning [Brochure del prodotto]*. Retrieved from <https://www.ptw.de/beamscan>.
- [10] PTW Freiburg. (2020). *Semiflex 3D Ionization Chamber [Brochure del prodotto]*. Retrieved from <https://www.ptw.de/semiflex-3d>.
- [11] PTW Freiburg. (2020). *Umidos Webline Electrometer [Brochure del prodotto]*. Retrieved from <https://www.ptw.de/umidos-webline>.
- [12] PTW Freiburg GmbH. . (2020). *PTW Product Catalog – Ionization Chambers and Semiconductor Detectors*.
- [13] PTW-Freiburg. (2020). *Mephysto User Guide:Analysis Software for Dose Measurements*. Germany.
- [14] Standard Imaging . (2020). *Easy Cube Phantom System [Brochure del prodotto]*. Retrieved from <https://www.standardimaging.com/easy-cube>.
- [15] Standard Imaging. (2021). *Exradin A26 MicroPoint Ion Chamber [Brochure del prodotto]*. Retrieved from <https://www.standardimaging.com/exradin-a26>.
- [16] Varian Medical. (2015). *TrueBeam STx Varian Medical Systems-Product Information and Technical Specifications*.
- [17] Webb, S., Institute of Physics Publishing. . (2001). . *The Physics of Conformal Radiotherapy: Advances in Technology*.

