

UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE Facoltà di Medicina e Chirurgia

Corso di Laurea in: TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

Tesi di Laurea:

Valutazione dell'accuratezza di posizionamento di un sistema dedicato alla radiochirurgia intracranica

Candidato: **Teodora Sasu** Relatore: **Dott. Marco Valenti**

Anno Accademico 2019-2020

INDICE

Introduzione
Capitolo 1 Trattamenti Stereotassici dell'encefalo
1.1 Stereotassi encefalica: aspetti generali
1.2 Tecniche stereotassiche
1.2.1 Gamma knife9
1.2.2 Cyberknife10
1.2.3 Acceleratore lineare
Capitolo 2 Apparecchiature utilizzate e procedura di trattamento 13
2.1 Acceleratore lineare dotato di sistema IGRT
2.1.1 Sistema OBI
2.2 Lettino di trattamento
2.3 Sistema Exactrac
2.3.1 Sistema per il tracking ottico IR
2.3.2 Sistema radiologico stereoscopico
2.4 Calibrazione del sistema23
2.4.1 Calibrazione isocentro ottico
2.4.2 Calibrazione isocentro radiante24
2.4.3 Calibrazione isocentro di trattamento
2.5 Esecuzione del trattamento
2.6 TPS: Elements Brainlab
Capitolo 3 Materiali e metodi
3.1 Fantocci
3.2 Procedure di misura e raccolta dati
3.3 Elaborazione dei dati
Capitolo 4 Risultati
4.1 Valutazione accordo del sistema di imaging stereoscopico
(Exactrac) e la CBCT40
4.2 Fantoccio utilizzato nel test Winston-Lutz
4.2.1 Riproducibilità del sistema di imaging
stereoscopico41

4.2.2 Accuratezza rotazione isocentica del lettino
4.2.3 Accuratezza rotazione del lettino con fantoccio
utilizzato nel test Winston-Lutz e un peso
posizionato sopra il lettino
4.2.4 Accuratezza con fantoccio utilizzato nel test
Winston-Lutz, un peso posizionato sopra al lettino
e applicazione di pitch e roll di 2°49
4.2.5 Accuratezza del lettino nell'applicare le traslazioni
misurate per il fantoccio utilizzato nel test Winston-Lutz
con carico
4.3 Fantoccio Iso Cube
4.3.1 Riproducibilità del sistema di imaging
stereoscopico
4.3.2 Accuratezza rotazione isocentica del lettino
4.3.3 Accuratezza del lettino nell'applicare le traslazioni
misurate54
4.3.4 Accuratezza del lettino nell'applicare le rotazioni
misurate
4.3.5 Accuratezza del lettino nell'applicare le rotazioni
misurate
4.4 Fantoccio Head Phantom Brainlab57
4.4.1 Riproducibilità del sistema di imaging stereoscopico 57
4.4.2 Accuratezza rotazione isocentrica del lettino
4.4.3 Isocentro posizionato in varie direzioni
4.4.4 Accuratezza del lettino nell'applicare le rotazioni
misurate
4.4.5 Accuratezza del lettino nell'applicare le rotazioni
misurate
Capitolo 5 Discussione
Capitolo 6 Conclusioni
Bibliografia
Ringraziamenti

INTRODUZIONE

La stereotassi encefalica è una modalità di trattamento che utilizza fasci di radiazione conformati e non complanari focalizzati su piccoli target. Vengono utilizzate alte dosi erogate in poche frazioni (ipofrazionamento) da particolari apparecchiature quali gli acceleratori lineari. L'alta energia contenuta nelle radiazioni ionizzate è indirizzata sotto forma di fasci verso il bersaglio da colpire, il tumore, in modo che le cellule (neoplastiche o mal formative) vengano danneggiate o distrutte. Per decenni questa precisione nella somministrazione del trattamento è stata ottenuto utilizzando sistemi stereotassici invasivi basati su frame fissati direttamente al cranio dei pazienti. Da diversi anni, l'utilizzo dell'Image Guided Radiation Therapy (IGRT) prima, durante e dopo il trattamento ha permesso di realizzare trattamenti, con una elevata accuratezza geometrica.

Lo scopo di questo studio è quello di andare a verificare l'accuratezza la riproducibilità del sistema di imaging radiologico stereoscopico Exactrac, l'accordo tra il sistema radiologico Exactrac e il sistema di imaging tomografico integrato nell'acceleratore (CBCT) e l'accuratezza di rotazione isocentrica e di applicazione delle rototraslazioni misurate con sistemi di imaging da parte del lettino di trattamento a 6 gradi di libertà. Nello studio vengono utilizzati tre fantocci di complessità crescente posizionati sul lettino di trattamento.

Nel primo capitolo vengono descritte le caratteristiche e le diverse apparecchiature utilizzate per i trattamenti stereotassici. Nel secondo capitolo vengono descritte le componenti di un acceleratore, il sistema Exactrac, le varie fasi del trattamento e il TPS. Nel terzo capitolo sono stati descritti i vari fantoccio utilizzati e le modalità di raccolta e analisi dei dati. Nel quarto capitolo sono riportati risultati delle misure che sono poi stati discussi nel quinto capitolo. Nell'ultimo capitolo sono state descritte le conclusioni dello studio.

5

Capitolo 1

TRATTAMENTI STEREOTASSICI DELL' ENCEFALO

1.1 Stereotassi encefalica: aspetti generali

La stereotassi encefalica è una modalità di trattamento di una vasta gamma di patologie celebrali come tumori primitivi, metastatici, lesioni benigne e malformazioni artero-venose in cui si cerca di focalizzare l'irradiazione, in modo molto preciso, di piccoli volumi intracranici. Questa tecnica utilizza fasci di radiazione i cui assi si intersecano in un punto comune, definito isocentro, posto all'interno del volume bersaglio. In questo modo è possibile ottenere un elevato gradiente di dose alla periferia del volume bersaglio con una significativa riduzione della dose assorbita dal tessuto sano circostante. E' una tecnica di trattamento che utilizza fasci radianti multipli conformati non complanari o archi, focalizzati sul target individuato tramite coordinate stereotassiche. Si impiega normalmente l'ipofrazionamento ovvero l'erogazione di elevate dosi per frazione in poche sedute, sfruttando i vantaggi dal punto di vista radiobiologico con un miglioramento dell'indice terapeutico. Questo tipo di trattamento richiede un'elevata accuratezza dosimetrica e geometrica che dipende dall'accuratezza meccanica e dosimetrica dell'acceleratore lineare e dall'accuratezza di riposizionamento del paziente. Quest'ultima dipende dall'accuratezza del lettino e del sistema per l'IGRT (Image Guided Radiation Therapy) utilizzato. Questa tecnica viene eseguita frequentemente nei trattamenti ablativi di lesioni encefaliche, in questo distretto anatomico non si ha movimento degli organi intrafraction ed è possibile utilizzare una struttura dall'elevato contrasto radiologico, ossia la teca cranica, per la verifica del posizionamento del paziente. Quanto detto ci permetterà di utilizzare un margine di espansione della lesione molto ridotto che tenga conto dell'errore di set up (tipicamente dell'ordine di 1 mm).

I requisiti fondamentali dei trattamenti stereotassici sono quindi: accuratezza meccanica, localizzazione accurata, sicurezza del paziente e distribuzione ottimale della dose e accuratezza del sistema di calcolo della dose.

La stereotassi encefalica può essere distinta in Radiochirurgia Stereotassica (SRS) o Radioterapia Stereotassica (SRT): la Radiochirurgia prevede un'unica seduta, alte dosi, alti gradienti e tradizionalmente utilizza sistemi di immobilizzazione fissi e invasivi; la radioterapia stereotassica prevede un numero di frazione maggiore di 1 (3-5), alte dosi, alti gradienti e tradizionalmente l'impego di sistemi di immobilizzazione non invasivi e riposizionabili. La scelta del frazionamento è determinato dal radioterapista e si basa sulla diagnosi, la condizione del paziente, la risposta biologica differenziale prevista del tessuto normale rispetto a quello colpito, la dimensione del bersaglio e la vicinanza di altre strutture critiche. In passato tra i vari sistemi di immobilizzazione c'erano caschi invasivi fissi e non invasivi riposizionabili, il primo passo per l'impostazione di un trattamento stereotassico cerebrale è l'applicazione di un casco stereotassico che garantisca una relazione tra l'anatomia del paziente e il sistema di coordinate del casco stesso. Una volta fissato il casco stereotassico si acquisiscono le immagini della lesione da trattare per ottenere informazioni sulla densità delle strutture da studiare. Sul casco viene posizionato un localizzatore contenente dei reperi utili per fornire i punti di riferimento necessari alla preparazione del piano di trattamento. Nel momento della terapia, il paziente viene posizionato nuovamente con il capo fissato, mediante casco stereotassico, al lettino. L'utilizzo di acceleratori con incorporato un sistema per IGRT e lettino a 6 gradi di libertà (movimento roto-traslatorio) permettono di utilizzare maschere riposizionabili [1] anche per la SRS con accuratezze di trattamento confrontabili. Per questo sistema vengono utilizzate delle maschere speciali estremamente rigide, che una volta modellate sul paziente, garantiscono un accurato riposizionamento anche a distanza di alcuni giorni. Dunque nella radiochirurgia con sistemi di immobilizzazione fissi si ottiene un trattamento più preciso in quanto non è soggetta a incertezza quotidiana di impostazione, manca in quanto il paziente non ottiene il beneficio biologico di frazionamento. Il frazionamento consente un maggiore risparmio di tessuto normale a causa della riparazione di danni subletali, così come la riduzione delle reazioni acute. Questa tecnica è meno desiderabile in termini di comfort per il paziente, in quanto richiede un trattamento semipermanente e semiinvasivo. Mentre nella radioterapia con maschere termoplastiche, poiché devono essere riposizionate ad ogni trattamento, questa procedura si presta ad un'ulteriore incertezza di impostazione delle inter-frazioni dovuta alla combinazione del cambio di posizione della testa all'interno della maschera tra i trattamenti e l'errore di impostazione giornaliera [2].

1.2 Tecniche stereotassiche

I primi trattamenti di radioterapia stereotassica risalgono al 1950 ad opera di Leksell, il quale utilizzò raggi γ per irradiare, in singola seduta e con elevata dose di radiazione, lesioni cerebrali. Leksell [3] è stato colui che ha progettato la gamma knife, un'apparecchiatura dedicata alla stereotassi intracranica. Con il tempo, la tecnica stereotassica ha subito un'evoluzione sia tecnologica che delle applicazioni cliniche. Tale tecnica può essere eseguita oltre che con la gamma knife per le lesioni cerebrali, anche con i moderni acceleratori lineari dotati di collimatori o altri tipi di acceleratori dedicati come il cyberknife. Queste nuove tecnologie aprirono la strada all'irradiazione stereotassica anche di lesioni dalla forma complessa e irregolare, tipica delle localizzazioni extra craniche. Nei anni sono state sviluppate soluzioni ai problemi di accuratezza e riproducibilità del trattamento, attraverso sistemi di immobilizzazione performanti e la tecnologia IGRT (Image Guided Radio Therapy).

La stereotassi può essere svolta con vari tipi di apparecchiature come la

gamma knife, cyberknife e l'acceleratore con casco o body frame.

1.2.1 Gamma Knife:

La Radiochirurgia mediante Gamma Knife è una tecnica per radiochirurgia stereotassica intracranica. Può essere utile per intervenire su quelle lesioni profonde non raggiungibili mediante la chirurgia tradizionale. Il trattamento mediante Gamma Knife (Fig.1 e 2) è una tecnica per radiochirurgia stereotassica intracranica. Questo macchinario permette di somministrare alte dosi di radiazioni con estrema precisione su un bersaglio all'interno del cranio, come un nervo, un ganglio o un'area dell'encefalo, preservando le strutture circostanti. Questa tecnologia consente di concentrare su un unico bersaglio cerebrale un fascio di 201 raggi gamma. La sorgente radioattiva utilizzata è il cobalto. Il trattamento prevede quattro fasi. Nella prima fase viene fissato il casco stereotassico per definire con esattezza l'area da irradiare. Nella seconda fase si procede con l'acquisizione dell'imaging per determinare la posizione esatta della lesione da trattare mediante uno studio di tomografia computerizzata o di risonanza magnetica. Nella terza fase il team di radioterapia pianificherà il piano di trattamento. I risultati della scansione delle immagini, insieme ad altre informazioni, sono poi utilizzati da un fisico medico per determinare il miglior trattamento. La quarta fase si conclude con il trattamento. Dopo che il paziente viene posizionato per il trattamento, una sorta di casco con molte centinaia di fori viene sistemato sopra la testa. Questi fori aiutano a mettere a fuoco i fasci radianti sul bersaglio. Il trattamento dura da alcuni minuti fino a qualche ora, a seconda del tipo e della posizione della lesione da trattare. Generalmente, è richiesta una sola sessione di trattamento per una lesione.



Figura 1 e 2: Immagini della Gamma Knife

1.2.2 Cyberknife

Il Cyberknife (Fig. 3) è un acceleratore miniaturizzato, montato su un braccio robotico, dedicato anch'esso completamente alla radioterapia stereotassica. Esso può eseguire tecniche isocentriche e non, irradiando il bersaglio da centinaia di posizioni differenti, contando su un sistema IGRT molto avanzato per la verifica della posizione prima e durante il trattamento. Tale modalità di controllo rende possibili gli interventi radiochirurgici senza presidi di immobilizzazione o di un sistema di tracking capace di inseguire il target. Queste caratteristiche rendono l'apparecchiatura efficace soprattutto nel eseguire trattamenti con tecniche stereotassiche extracraniche. Il trattamento si divide in due fasi. Per i pazienti affetti da patologie intracraniche si confeziona un sistema di immobilizzazione non invasivo costituito da una maschera termoplastica, personalizzata, modellata sul viso del paziente che aiuta a limitare, durante la seduta di radiochirurgia, i movimenti del capo, struttura che il sistema utilizza per controllare la posizione del target. Nei pazienti affetti da patologie extracraniche il sistema utilizza come riferimento la colonna vertebrale o reperi radio-opachi, inseriti nel tumore tramite guida ecografica o tac. Tutti i pazienti vengono successivamente sottoposti a TAC ed RMN del distretto corporeo interessato dal processo neoplastico per la corretta identificazione del volume da irradiare, degli organi sani e quelli a rischio, da risparmiare durante il trattamento stesso. Sulla base degli esami effettuati, l'equipe Cyberknife, costituita dal medico radioterapista e dal fisico medico, pianifica la seduta di radiochirurgia, in modo tale da "programmare" il Cyberknife, in maniera assolutamente individuale. all'intervento radiochirurgico. La prima fase del trattamento prevede il posizionamento del paziente in modo tale da permettere al sistema di identificare la lesione. Successivamente, identificato il bersaglio, inizia l'intervento radiochirurgico vero e proprio, caratterizzato dalla somministrazione dei fasci di irradiazione utilizzando quelle traiettorie identificate precedentemente durante la fase di pianificazione. Nel corso del trattamento, il sistema Cyberknife effettua un continuo e costante monitoraggio della posizione del paziente e del target neoplastico, prerogativa dell'estrema precisione, accuratezza e sicurezza dell'intervento radiochirurgico [4].



Figura 3: Cyberknife

1.2.3 Acceleratore lineare

Tra le tipologie di apparecchiature utilizzare per la stereotassi sono gli acceleratori lineari. Gli Acceleratori lineari [5] sono apparecchiature impiegate per applicazioni di radioterapia, in grado di generare e controllare l'emissione di elettroni o raggi X ad alta energia. Gli elementi fondamentali che compongono un acceleratore lineare sono un modulatore, un cannone elettronico, una sorgente a radiofreguenza e una guida di accelerazione. Tutti gli acceleratori lineari sono dotati di un complesso rotante (gantry) contenente la sorgente a radio frequenza, il cannone elettronico, la sezione acceleratrice e la testa radiante. Il modulatore può essere collocato all'interno del complesso rotante oppure in una cabina separata posta a una determinata distanza dall'acceleratore. Gli acceleratori sono controllati in modo remoto da una console (posta al di fuori della stanza di trattamento) attraverso la quale è possibile controllare anche l'intensità di dose. In base alla loro energia si dividono in tre fasce: acceleratori a bassa, a media e ad alta energia. Sono dotati di collimatori cilindrici dedicati (coni) o micromultilamellari, in grado di conformarsi esattamente al volume bersaglio, associati a diversi sistemi integrati di stereotassi come il sistema Exactrac. Le tecniche di trattamento sono 3D conformata o quella più utilizzata ad arco sia per la stereotassi cranica che extracranica. Il set up dei fasci e archi è non complanare, per disperdere la dose sulle strutture circostanti e con alti gradienti di dose sulla neoplasia. Il set up è un momento molto importante per la precisione e l'utilizzo di presidi complessi. Il paziente deve essere riposizionato con il sistema utilizzato durante tutta l'impostazione e l'acquisizione della TC e devono essere individuate le coordinate per l'esatta definizione dell'isocentro.

Capitolo 2

APPARECCHIATURE UTILIZZATE E PROCEDURE DI TRATTAMENTO

2.1 Acceleratore lineare dotato di sistema IGRT

L'acceleratore lineare TrueBeam STx (Varian) è un acceleratore utilizzato per la stereotassi intracranica (Fig.4). Esso ha un'unica postazione di controllo che governa interamente il sistema. Il sistema Supervisor ha la capacità, durante l'erogazione di radiazioni, di muovere contemporaneamente tutte le parti meccaniche della macchina.



Figura 4: Acceleratore lineare

Un aspetto peculiare di questa apparecchiatura nelle tecniche stereotassiche risiede nel fatto che può erogare in modalità Flattening Filter Free(FFF), ovvero senza il filtro omogeneizzatore. Il Flattening Filter(FF) è un filtro, modifica la fluenza del fascio di fotoni rendendolo uniforme su un piano ortogonale all'asse del fascio. Se viene utilizzato riduce il dose rate cioè la dose erogata nell'unità di tempo. Se il filtro viene rimosso si riescono a raggiungere ratei di erogazione pari a 1400 MU/min per i fasci di fotoni da 6 MV e 2400 MU/min per quelli da 10 MV. In questa modalità di erogazione il tempo di trattamento viene ridotto di un fattore 2-3 rispetto quella standard,

fattore importante nel momento in cui si effettuano trattamenti di tipo IMRT e/o VMAT in cui è necessaria l'erogazione di migliaia di MU, come accade specialmente in quelli stereotassici in singola seduta o ipofrazionati.

Negli acceleratori per effettuare i vari trattamenti sono presenti varie tipologie di energia tipo 6,10 e 15 MV, esse possono essere usate con il Flattening Filter oppure senza. Nei trattamenti stereotassici si utilizzano energie di 6MV senza il filtro per aumentare il dose rate e avere una penombra ridotta molto vantaggiosa in questi trattamenti. La penombra rappresenta la radiazione non utile al trattamento. I fasci senza i filtri sono dei fasci caratterizzati da una penombra minore dei fasci "flattened".

Il sistema di collimazione (micro-MultiLeaf Collimator, micro-MLC) presente nella testata dell'acceleratore, è costituito da due banchi di 60 lamelle di tungsteno (120 lamelle totali) sistemate simmetricamente rispetto all'asse del fascio. Le 56 lamelle centrali hanno dimensione pari a 2.5 mm all'isocentro, le restanti hanno dimensione pari a 5 mm. Queste lamelle mi muovono comandate da un sistema computerizzato formando dei campi massimi di 20x40. Le lamelle sono molto importanti perché vanno a conformare i fasci in modo da dare molta dose sul bersaglio in modo ottimale ed accurato.

La tecnica di trattamento usata nella stereotassi è la DCAT (Dynamic Conformal Arc Therapy). Questa tecnica utilizza la rotazione del gantry di 360°, conformando con le lamelle il bersaglio lungo il percorso dell'arco. Il dose rate viene modulato, distribuendo la dose. Utilizza una pianificazione del trattamento di tipo Inverse Planned e accelera il processo di somministrazione del trattamento [6].

La presenza del sistema IGRT permette di fare verifiche del set up non solo prima e dopo il trattamento, ma anche durante il trattamento stesso. Ciò non è possibile per altri sistemi di radioterapia dove, per verificare la posizione del paziente ed eventualmente eseguire la relativa correzione, l'erogazione deve essere interrotta. Le verifiche in corso di erogazione permettono di valutare la bontà del match tra il trattamento pianificato ed il trattamento reale, e di riposizionare il paziente per ottimizzare tale match. L' IGRT serve per ridurre i margini da dare al target e irradiare la porzione di tessuti sani esposti all'irradiazione. Quindi permette di verificare il set up del paziente. Il set-up è l'insieme delle operazioni preliminari che il tecnico di radiologia compie per posizionare correttamente il paziente allo scopo di riprodurre il volume bersaglio in modo preciso in tutte le fasi del trattamento radioterapico ed è compito del TSRM verificare che il bersaglio da irradiare venga localizzato con precisione prima di ogni seduta di trattamento.

Nell'acceleratore Truebeam Stx Varian ci sono diverse tecniche di imaging che ci permettono di verificare il set up del paziente e si possono dividere in tecniche bidimensionali (2D) e tecniche tridimensionali (3D); essi sono: il sistema EPID, il sistema OBI, il sistema ExacTrac [7].

• . Il Sistema EPID è un sistema di rivelazione di immagini costituito da un flat panel in silicio amorfo, capace di acquisire immagini megavoltaiche. Il sistema Electronic Portal Imaging Device (EPID) crea una valutazione bidimensionale del set up, ottenendo immagini attraverso la radiazione di trattamento abbassata a 2.5 MV in cui si fa il confronto solo attraverso i reperi ossei.

• Il sistema On Board Imager (OBI) può creare sia una valutazione bidimensionale che tridimensionale in base alla scelta del protocollo, nella verifica bidimensionale ci sono due proiezioni ortogonali con energia dell'ordine dei KV mentre per la verifica tridimensionale si utilizza la CBCT (KV-CBCT).

• Il sistema ExacTrac sfrutta il sistema per il tracking ottico per posizionare il paziente e crea una valutazione bidimensionale del set up attraverso l'acquisizione di due immagini ortogonali (KV).

Quando si utilizzano metodi bidimensionali di verifica del set-up, le immagini

acquisite prima del trattamento vengono co-registrare e comparate alle Digital Radiographic Reconstruction (DRR). Le DRR sono immagini radiologiche ricostruite attraverso l'elaborazione dell'insieme dei dati grezzi della TC di planning, sono proiezioni ricostruite in 2D per fare "matching" col paziente in posizione di trattamento e vengono fornite in due proiezioni ortogonali tra loro in base al protocollo scelto come verifica del set-up. Dal momento che sono immagini ricostruite dai dati della TC è logico che la loro qualità è direttamente proporzionale allo spessore di acquisizione della TC, quindi per ottenere immagini di alta qualità è fondamentale che la TC sia acquisita con spessore sottile [8].

2.1.1 Sistema OBI

Il sistema On Board Imager (OBI) è costituito da un tubo a raggi X montato su un braccio retrattile su un lato dell'acceleratore (Fig. 5) e contrapposto ad esso un sistema di rilevazione composto da un detettore al silicio amorfo con area sensibile di 40 x 30 cm, capace di produrre immagini nel range del kilovoltaggio e quindi di miglior qualità rispetto alle immagini prodotte con sistema EPID. L'asse del fascio del tubo a raggi X è ortogonale all'asse Gantry-Target dell'acceleratore e all'asse longitudinale del lettino. Con questo sistema è possibile acquisire immagini bidimensionali in antero-posteriore e latero-laterale confrontate con le DRR, CBCT (CBCT) e fluoroscopia. Con la fluoroscopia è possibile una visione 2D in tempo reale che permette aggiustamenti veloci dell'isocentro e il controllo delle escursioni degli organi e delle strutture visibili avendo così una indicazione del movimento degli organi. La CBCT (Fig. 6) è ottenuta facendo ruotare il tubo radiologico e flat pannel di 360° intorno al paziente mantenendo il lettino fermo. Durante questa rotazione, di durata breve, vengono prodotte immagini 2D che tramite un computer dedicato vengono ricostruite in una CT volumetrica(3D). La CBCT viene eseguita prima di ogni trattamento, infatti le imprecisioni e gli spostamenti intercettati possono essere corretti spostando il lettino e riportando l'isocentro e la lesione, nella posizione pianificata. Questo viene fatto facendo un match tra la CBCT acquisita e l'immagine della tac acquisita nella fase di centraggio del paziente, in questo caso si devono guardare i profili ossei ma anche i tessuti molli [2;8].



Figura 5: Sistema OBI



Figura 6: Sistema OBI e Cone Beam CT

2.2 Lettino di trattamento

Un elemento indispensabile ai vari trattamenti in Radioterapia è il lettino [2] di trattamento (Fig. 7) montato su una piattaforma mobile capace di ruotare intorno all'asse passante per l'isocento. Esso è fatto in fibra di carbonio, è radiotrasparente ed ha sei gradi di libertà. I sei gradi di libertà (Fig. 8) permette di effettuare movimenti nei tre assi spaziali (longitudinale, laterale e verticale) e ruotare in direzione caudo- craniale(pitch) e intorno all'asse(roll). Nei trattamenti stereotassici sopra al lettino viene posizionata una base in fibra di carbonio sulla quale viene posizionata il supporto per la maschera (Fig. 9).



Figura 7: Lettino con sei gradi di libertà



Figura 8: Rotazioni e Traslazioni del lettino



Figura 9: Base sovrapposta al lettino

2.3 Sistema Exactrac

Il sistema Exactrac BRAINLAB è integrato all'acceleratore lineare TrueBeam STx Varian. Esso include fondamentalmente due componenti: il sistema per il tracking ottico IR e il sistema radiologico stereoscopico, che integrano le soluzioni IGRT esistenti [8]. Tali componenti consentono di rilevare e correggere eventuali spostamenti all'interno di una seduta, inferiori al millimetro, dovuti alle rotazioni del lettino. Per migliorare l'accuratezza del setup per i trattamenti stereotassici si utilizzano acceleratori che effettuano la CBCT e utilizzano il sistema Exactrac prima e durante il trattamento

stereotassico. Infatti grazie a questi sistemi è possibile diminuire gli errori di posizionamento che possono essere causati da errori di tipo meccanico delle apparecchiature, errori legati alle variazioni anatomiche del paziente, errori relativi all'incertezza geometrica, errori legati all'immobilizzazione in fase di simulazione, errori creati dal tecnico in fase di riposizionamento del paziente.

2.3.1 Sistema per il tracking ottico IR

Il sistema a guida ottica (Fig. 10) è formato da sfere riflettenti e due telecamere ad infrarossi montate sul soffitto. La posizione delle sfere, infatti è la stessa della tac di simulazione e la corrispondenza della posizione, tra queste e la neoplasia rimane costante. Le sfere (Fig. 11) sono sei e vengono posizionate sopra la maschera termoplastica per la calibrazione dell'isocentro prima del trattamento tramite un sistema a infrarossi. Partendo dall'isocentro del linac riconosciuto grazie a un fantoccio di calibrazione dell'isocentro si individua l'allineamento geometrico del Linac e del lettino in relazione alle telecamere a infrarossi per posizionare con estrema accuratezza il paziente. Nella sala di terapia al momento del trattamento, dopo il riposizionamento del paziente, il sistema di telecamere, rilevata la posizione dell'isocentro. Questo sistema di controllo resta attivo durante tutta la seduta di terapia e permette di controllare la posizione del paziente.



Figura 10 e 11: Sistema ottico (a sinistra) e sfere riflettenti (a destra)

2.3.2 Sistema radiologico stereoscopico

Il sistema a raggi X ExacTrac è composto da due tubi a raggi X montati a pavimento e due rivelatori a pannello piatto in silicio amorfo montati a soffitto. I tubi a raggi X hanno tubi a raggi X di variabili energia (40 kV-150 kV), corrente (10 mA-320 mA) e tempo (2 ms-6300 ms) per una portata di contrasto e luminosità. I rilevatori a schermo piatto sono 512 x 512 pixel con un'area attiva di 20 cm x 20 cm, che fornisce un campo visivo di 13 cm x 13 cm all'isocentro con un dimensione pixel dell'immagine di 0,4 mm x 0,4 mm. Questo sistema è progettato per generare immagini radiografiche ortogonali direttamente in modo totale in isocentro completo per la verifica con la configurazione prevista prima del trattamento. I rilevatori a pannello piatto registrano le immagini proiettate dai tubi a raggi X nel pavimento con un angolo di 45° verticalmente dal pavimento e a 45° longitudinalmente verso l'isocentro (Fig. 12).



Figura 12: Sistema Radiologico

Le immagini a raggi X generate con il sistema ExacTrac sono due proiezioni a raggi X ortogonali attraverso l'isocentro (cioè dal tubo a raggi X montato a pavimento, attraverso l'isocentro fino al rivelatore), che può essere visualizzato nella console utente. Il software ExacTrac utilizza quindi il trattamento pianificazione dei dati della TAC per creare una radiografia ricostruita digitalmente (DRR) del paziente secondo l'angolo di proiezione dei tubi a raggi X. Le DRR sono immagini radiologiche ricostruite a partire dai dati della TAC. Prima di iniziare il trattamento sulle DRR si va a selezionare il volume di interesse dall'immagine di riferimento, fornendo così alla macchina le informazioni utili ai fini del match e scartando le non necessarie (mandibola, collo, ecc..). Si possono rendere visibili i contorni del PTV, modificare la luminosità e il contrasto delle DRR, cercando di preferire una visualizzazione per osso. Alle DRR vengono poi sovrapposte le immagini acquisite con i due tubi obliqui e se c'è un allineamento "esatto", le due immagini dovrebbero essere identiche per quanto riguarda la posizione di anatomia ossea, cavità d'aria ed eventuali marcatori interni (Fig. 13). Per ottenere questo caso di ottimale allineamento l'utente può selezionare la funzione Automatic 6D Image Fusion che impiega un algoritmo di fusione delle informazioni dell'immagine per determinare la corrispondenza ottimale dell'anatomia ossea tra ogni immagine radiografica e la corrispondente proiezione DRR sull'insieme di possibili traslazioni e rotazioni dall' isocentro, indicando così l'attuale errore di allineamento del paziente. Inoltre manipolando i dati della TAC attraverso proiezioni variabili (traslazioni dall' isocentro e rotazioni sull' isocentro) e convergenti sul miglior match si trova per iterazione e massimizzazione di una misura di somiglianza (rilevamento dei bordi). Robar et al (2004) hanno dimostrato che questo tipo di fusione di immagini è in grado di fornire una registrazione 3D con una precisione inferiore alla dimensione voxel CT.



Figura 13: Immagine acquisita con i tubi a raggi X e DRR

2.4 Calibrazione del sistema

La calibrazione è un passaggio importante infatti ogni giorno prima dell'uso, il sistema ExacTrac IR viene calibrato utilizzando i laser della stanza per definire l'isocentro IR. Il sistema IR viene poi utilizzato per posizionare il fantoccio di calibrazione a raggi X, che viene poi utilizzato per calibrare il sistema a raggi X ExacTrac. La precisione della definizione laser dell'isocentro è fondamentale per la precisione del sistema, così come la frequenza e la qualità della calibrazione del sistema a raggi X ExacTrac. Le prestazioni del sistema dipendono dalla corretta calibrazione di ogni modulo del sistema di guida delle immagini. Si effettuano due tipi di calibrazione, una dell'isocentro ottico e radiante, ed una calibrazione all'isocentro di radiazione.

2.4.1 Calibrazione isocentro ottico

La calibrazione del sistema ottico viene eseguita posizionando un blocco con cinque marcatori a infrarossi. Sulla superficie del blocco sono presenti delle linee sulle quali andranno allineati i laser presenti in bunker. Il blocco viene posizionato all'interno del campo di vista delle telecamere osservando i cinque marker. Questa procedura imposta l'isocentro del laser come origine del sistema di coordinate a infrarossi e fornisce la base per la successiva calibrazione a raggi X (Fig. 14).



Figura 14: Fantoccio utilizzato per la calibrazione del sistema Ottico

2.4.2 Calibrazione isocentro radiante

La calibrazione del sistema radiante viene eseguita utilizzando un fantoccio con dei marker riflettenti presenti sulla superficie e al suo interno sono presenti dei dischi radiopachi (Fig. 15). Il fantoccio grazie al sistema di coordinate IR viene allineato all'isocentro IR. Vengono eseguite delle immagini ortogonali con i due tubi a raggi X. Infine viene utilizzato un algoritmo di rilevazione dei marcatori per localizzare i marcatori sulle immagini risultanti. A questo punto il sistema ottico ed il sistema radiante sono stati completamente calibrati.



Figura 15: Fantoccio utilizzato per calibrare il sistema radiante

2.4.3 Calibrazione isocentro di trattamento

La calibrazione dell'isocentro di trattamento viene fatto con una sferetta di tungsteno di 3 mm di diametro (Fig. 16). La sfera viene centrata utilizzando i laser. Viene eseguita una CBCT, gli spostamenti vengono applicati al lettino in modo da portare la sferetta all'isocentro dell'acceleratore. Vengono eseguite delle immagini oblique con i due tubi a 45°. A questo punto si cerca di posizionare la sfera del puntatore Winston-lutz all'interno delle immagini radiologiche fatte con Exactrac. Dopo aver trovato il centro della sfera, questa posizione viene utilizzata per definire il punto di origine (isocentro) della calibrazione ExacTrac. Questa calibrazione è molto importante perché per avere una accuratezza di posizionamento ottimale, la differenza tra l'isocentro di Exactrac e quello di radiazione dell'acceleratore deve essere minima.



Figura 16: Fantoccio usato nel test Winston-Lutz

2.5 Esecuzione del trattamento

Il trattamento stereotassico si compone di varie fasi: tac di centraggio, contornazione, elaborazione del piano di trattamento, controlli di qualità e trattamento.

Nella prima fase si procede a posizionare il paziente, confezionamento della maschera e tac di centraggio. Il paziente viene posizionato sul lettino identico al lettino usato durante il trattamento. Si procede al confezionamento della maschera che prima viene messa nell' acqua distillata per qualche minuto, poi posizionata sul paziente e infine lasciata raffreddare per prendere la forma della testa del paziente. La maschera presentano tre foglietti di materiale termoplastico e una base Plate. I foglietti vengono posizionati uno sotto la testa del paziente mentre il secondo e il terzo sopra il viso. Il base Plate è una base alla quale si fissa la maschera ed è un prodotto in fibra di carbonio che garantisce bassa attenuazione delle radiazioni e proprietà dosimetriche ideali. Prima dell'esecuzione della tac di centraggio viene dato lo zero tac, posizionati i reperi metallici in corrispondenza della lesione e sul paziente viene posizionato il caschetto localizzatore. La tac di centraggio rappresenta una fase molto importante perché una volta acquisite le immagini su di esse verrà fatta la contornazione di tutti gli organi bersaglio e a rischio e poi queste immagini saranno sovrapposte ad altre immagini acquisite prima di ogni trattamento. Per la scansione della tac si imposta una fov grande in modo da comprendere il cranio e tutta la base Brainlab su cui poggiano maschera e caschetto localizzatore. Inoltre l'acquisizione deve avvenire ad un millimetro. Ultimata la scansione, si documenta l'immobilizzazione con foto e foglio di simulazione.

Nella seconda fase avviene la contornazione che viene eseguita dal medico radioterapista. Sulle immagini acquisite dalla tac di centraggio, viene identificata la lesione tumorale, contornando manualmente il volume target che deve essere irradiato. Si definiscono in particolare tre volumi:

- Il Gross Tumor Volume (GTV) che rappresenta il volume tumorale macroscopico.
- Il Clinical Target Volume (CTV) che aggiunge al GTV eventuali estensioni microscopiche del tumore non visibili nelle immagini diagnostiche. Questa quantità è chiamata subclinical involvment ed è un valore stabilito in base all'esperienza medica e agli studi clinici effettuati.
- Il Planning Target Volume (PTV) ottenuto aggiungendo al CTV due ulteriori margini di sicurezza, l'Internal Margin e il Setup Margin, i quali tengono conto delle variazioni anatomopatologiche del paziente, delle incertezze nelle procedure di acquisizione delle immagini, posizione del paziente (setup), delle inaccuratezze geometriche e dosimetriche legate all'apparecchiatura e alla tecnica di irradiazione. Il volume così ottenuto è definito come Planning Target Volume (PTV), che corrisponde al volume bersaglio pianificato, cioè utilizzato per il calcolo della distribuzione di dose.

Nella terza fase si procede all'elaborazione del piano di trattamento. Sulla base di questi volumi, che rappresentano il metodo più comune per compensare errori di setup o modificazioni dell'anatomia, vengono definite la distribuzione di dose e le caratteristiche dei campi di trattamento (direzione, energia). Per effettuare un piano di trattamento in tecnica stereotassica si utilizza un TPS dedicato chiamato TPS Elements. Questo TPS permette di fare una ottimizzazione automatica del trattamento, infatti impostando dei obiettivi cioè dando delle priorità di erogazione dose di un organo rispetto ad un altro il computer ottimizza il peso dei fasci. Si eseguono piani di trattamento che utilizzano un numero elevato di archi non complanari. La geometria dei fasci è conformata alla neoplasia da lamelle. Importante è ottenere un alto gradiente di dose in corrispondenza della lezione e una caduta fuori dal target.

Nella quarta fase si fanno i controlli di qualità che richiedono una precisione restrittiva, pari a più o meno 1mm. I controlli di qualità vengono fatti sulla verifica delle immagini portali di riferimento prima del trattamento, rendimento e stabilità dosimetrica delle unità monitor e precisione dell'isocentro della macchina. Il controllo e la calibrazione di tutte le componenti devono essere eseguiti periodicamente, seguendo dei protocolli e prima dell'esecuzione di ogni trattamento.

Nell'ultima fase si esegue la calibrazione e il trattamento del paziente. Prima di ogni trattamento si procede al riscaldamento dei tubi a raggi X attraverso cinque erogazioni consecutive a distanza di 20 secondi circa l'un dall'altra. Si procede alla calibrazione del sistema di trecking ottico con il fantoccio che grazie al posizionamento automatico si porterà all'isocentro. Una volta posizionato il paziente, con il lettino in posizione 0°, è stata eseguita una ConeBeam CT con il sistema OBI. L'immagine della ConeBeam CT è stata sovrapposta all'isocentro. Terminata la scansione con l'OBI, sono state generate le prime due immagini radiografiche con il sistema ExacTrac. Queste immagini sono state confrontate con le DRR facendo un match automatico sull'osso. Terminata la procedura con il lettino in posizione iniziale di 0°, questo è stato ruotato di diversi angoli stabiliti durante la pianificazione. È stato dunque ripetuto lo stesso procedimento svolto in precedenza, con il lettino ruotato di vari gradi.

2.6 TPS Element Brainlab

Ogni trattamento di radioterapia, prima di essere somministrato al paziente, viene simulato utilizzando un TPS (Treatement Planning System). Un TPS è un software che, basandosi sui dati che caratterizzano il tumore del paziente

(anatomia, funzionalità, posizione), permette la pianificazione geometrica e radiologica della terapia tramite simulazioni e tecniche di ottimizzazione del trasporto della radiazione rispettando i criteri specificati dall'utente per la dose al target e alle strutture critiche. I sistemi computerizzati per l'elaborazione dei piani di trattamento sono workstation molto potenti e performanti adatte a processare un gran numero di dati. Caratteristiche fondamentali di queste workstation sono elevata risoluzione grafica per la visualizzazione e fusione di immagini diagnostiche di diverse tipologie tac, risonanza, tac-pet e ricostruzioni tridimensionali. Il TPS utilizzato per la stereotassi è TPS Elements Brain Lab dedicato alla radiochirurgia stereotassica del capo ma anche della colonna. Questo strumento di pianificazione permette di ottimizzare in modo automatico il trattamento, infatti impostando degli obiettivi, calcola i pesi dei campi e rileva in modo automatico gli organi cranici a rischio (OAR) consentendo di risparmiare tempo all'utente. Ottimizza la traiettoria dell'arco posizionando gli archi non complanari tenendo conto degli organi a rischio. Lavora utilizzando campi piccoli (0.5x0.5) e lavora con i template. Inoltre permette la fusione tra le immagini in modo automatizzato e altamente accurato.

Capitolo 3

MATERIALI E METODI

3.1 Fantocci

Per questo lavoro sono stati usati tre diversi tipi di fantoccio.

Il primo fantoccio è utilizzato nel test Winston-Lutz, una sfera di tugsteno da 3 mm posizionata all'isocentro (Fig. 17).



Figura 17: Fantoccio usato nel test Winston-Lutz

Il secondo fantoccio è Iso Cube Phantom, fantoccio geometrico con all'interno dei inserti particolari che permettono di lavorare sulle immagini (Fig. 18 e 19).



Figura 18 e 19: Fantoccio Iso Cube Phantom



Il terzo fantoccio utilizzato è Head Phantom Brainlab, fantoccio antropomorfo costruito in materiale acqua equivalente che viene fornito insieme alla macchina al momento dell'installazione (Fig. 20 e 21).



Figura 20 e 21: Fantoccio Head Phantom Brainlab

3.2 Procedure di misura e raccolta dati

I dati raccolti sono stati acquisiti in tre fasi e con fantocci differenti.

Nella prima fase è stato utilizzato il fantoccio per il test di Winston Lutz. Il fantoccio è stato posizionato sul lettino insieme ad un localizzatore a forma di racchetta che indica lo spostamento e da un riferimento nell'acquisizione. Si procede a centrare il fantoccio con i laser e posizionare il lettino a 0°; Si effettua l'acquisizione di una CBCT con spessore di strato 1mm, che viene confrontata con la TC di centraggio, si applicano degli spostamenti ottenuti dal match al lettino portando il fantoccio all'isocentro; Si acquisisce le due immagini oblique con Exactrac e si confrontano con le DRR, acquisendo informazioni sulla posizione dell'isocentro. Nello studio, per questo fantoccio è stato utilizzato l'applicazione Winston Luiz che indica la posizione delle sfera radiopaca. Nel caso della sfera l'algoritmo di coregistrazione delle

immagini implementato in Exactrac non è adeguato perché tale algoritmo è ottimizzato per l'anatomia del paziente. Vengono effettuate cinque misure con Exactrac per valutare se il sistema è riproducibile. Viene effettuata la CBCT e si fa ruotare il lettino in diverse posizioni (15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°, 345°, 330°, 315°, 300°, 285°, 270°) e per ogni rotazione si producono delle immagini con Exactrac ottenendo degli spostamenti lungo le direzioni verticale, longitudinale e laterale.

Si posiziona sul lettino un peso (Fig. 22). Si procede all' allineamento del fantoccio con i laser, la CBCT e all'acquisizione delle immagini con Exactrac. Il lettino viene ruotato usando gli stessi gradi precedenti, acquisendo per ogni rotazione del lettino immagini con Exactrac. Si procede a ruotare il lettino con gli stessi angoli di rotazione di prima ma applicando al lettino un pitch e roll di 2°, per ogni spostamento del lettino si acquisiscono immagini con Exactrac che indicano gli spostamenti in verticale, longitudinale e laterale. Infine viene effettuata un'altra CBCT sulla quale si applicano delle traslazioni al lettino in longitudinale, laterale e verticale e per ogni misura si verifica con Exactrac gli spostamenti.



Figura 22: Fantoccio usato nel test Winston-Lutz con un peso sopra al lettino

Nella seconda fase è stato utilizzato il fantoccio Iso Cube. Il fantoccio è stato posizionato sul lettino, allineato con i laser e posizionamento del lettino a 0°. Si effettua l'acquisizione di una CBCT, applicazione degli spostamenti al lettino e con Exactrac produzione di due immagini oblique che permettono di ottenere gli spostamenti rispetto all'isocentro. A questo punto viene effettuato il match tra le DRR selezionate prima e le immagini acquisite con i due tubi. In questo caso il match è avvenuto in maniera ottimale (Figura 23 e 24).



Figura 23: Acquisizione delle immagine del fantoccio Iso cube con i due tubi a 45°



Figura 24: DRR del fantoccio Iso cube

Esecuzione di cinque misure con Exactrac per valutare la riproducibilità del sistema. Rotazione del lettino usando gli stessi gradi fatti nelle misure precedenti e per ogni rotazione si acquisiscono immagini con i due tubi a 45° . Viene eseguita un'altra CBCT su cui si applica al lettino una rotazione, pitch e roll compresi tra $\pm 0^{\circ}$ e 3° , per ogni spostamento del lettino si effettua una misura con Exactrac in cui si osservano gli spostamenti lungo i assi principali e le rotazioni. Infine viene rifatta un'altra CBCT sulla quale si applicano delle traslazioni al lettino in verticale, longitudinale e laterale, misurando con Exactrac per ogni traslazione degli spostamenti lungo gli assi e rotazioni (Fig. 25).



Figura 25: Fantoccio Iso Cube Phantom

Nella terza fase è stato utilizzato Head Phantom Brainlab . Acquisizione della CBCT e delle immagini con Exactrac. A questo punto è stato effettuato il match tra le DRR selezionate prima e le immagini acquisite con i due tubi. Anche in questo caso il match è avvenuto in maniera ottimale (Fig. 26, 27, 28).

Figura26: Acquisizione delle immagine del fantoccio Head con i due tubi a 45°

Figura 27: DRR del fantoccio Head

Figura 28: Fusione delle immagini

Esecuzione di cinque misure con Exactrac per valutare la riproducibilità del sistema. Rotazione del lettino degli stessi gradi utilizzati precedentemente e per ogni spostamento del lettino esecuzione delle immagini a 45° con Exactrac. Si valuta l'accuratezza del sistema per diverse posizioni dell'isocentro di trattamento. L'isocentro viene spostato verso il basso, l'alto e lateralmente nel fantoccio Head. Per ogni spostamento dell'isocentro vengono eseguite delle rotazioni del lettino di 0°, 90°, 30°, 45°, 270°, 315° e per ogni rotazione si acquisiscono immagini oblique con i due tubi a raggi X. Dopo ogni spostamento dell'isocentro si effettua una CBCT per vedere se il fantoccio si è spostato durante le varie rotazioni del lettino. Per concludere viene eseguita una CBCT sulla quale si applica cinque volte una rotazione, pitch e roll compresi tra \pm 0° e 2°. Con il sistema Exactrac si verifica gli spostamenti lungo gli assi e le rotazioni (Fig. 29).

Figura 29: Fantoccio Head Phantom Brainlab e sopra posizionato il sistema con le sfere riflettenti

3.3 Elaborazione dei dati

Questa parte è iniziata confrontando tutti i valori misurati con i vari fantoccio con e senza peso ed il lettino posizionato a 0° dopo la correzione del set up con la CBCT per valutare l'accordo tra i due sistemi.

Nella prima fase usando il fantoccio sfera per il test di Winston Lutz è stata determinata attraverso cinque misure la riproducibilità di Exactrac. Per ogni misura abbiamo calcolato la media e deviazione standard in verticale, longitudinale e laterale. Per ogni rotazione del lettino sono state calcolate le differenze tra il lettino con angolo X° e 0° in verticale, longitudinale, laterale e il modulo. È stata fatta anche la media e la deviazione standard di tutte le misure nelle tre direzioni. Sono stati fatti i grafici delle varie differenze nelle tre direzioni e il modulo. Posizionando il fantoccio sfera con un peso sopra il lettino, sono state calcolate le differenze tra il lettino, sono state calcolate le differenze tra il lettino con angolo X° e 0° in verticale, longitudinale, laterale e il modulo del vettore spostamento. Successivamente sono state calcolate la media e la deviazione standard lungo le tre direzioni. Per ogni differenza lungo le tre direzioni e il modulo sono stati fatti dei grafici. Applicando un pitch e roll di 2° con le varie rotazioni del lettino, vengono calcolate le differenze tra il lettino con angolo X° e 0° in verticale, longitudinale, laterale e il modulo del vettore spostamento. Creando

anche i grafici con le differenze lungo gli assi principali e il modulo. Infine abbiamo applicato delle traslazioni al lettino calcolando con Exactrac gli spostamenti lungo le tre direzioni. Sono state calcolate per ogni traslazione una differenza tra lo spostamento con la CBCT e il sistema Exactrac in verticale, longitudinale e laterale. Alla fine è stata fatta la media e deviazione standard dei valori ottenuti per ogni differenza applicata.

Nella seconda fase usando il fantoccio Iso Cube è stata misurata la riproducibilità del sistema attraverso cinque misure. Sono state calcolate la media, deviazione standard in verticale, longitudinale, laterale e rotazioni. Ruotando il lettino di vari gradi sono stati calcolati la media, deviazione, e il modulo dello spostamento per le traslazioni. Applicando alla CBCT delle traslazioni, sono state misurate con Exactrac degli spostamenti su cui è stato calcolato la media, deviazione standard e il modulo. Inoltre sono state calcolate la differenza tra lo spostamento con la CBCT e il sistema Exactrac in verticale, longitudinale e laterale. Per conclude questa fase sono state applicate le rotazioni alla CBCT e sulle misure con Exactrac è stato calcolato il modulo dello spostamento. Inoltre sono state fate le differenze tra le rotazioni applicate alla CBCT e quelle misurate con Exactrac, calcolando media e deviazione standard.

Nella terza fase usando il fantoccio Head Phantom Brainlab è stata misurata la riproducibilità del sistema attraverso cinque misure, calcolando media, deviazione standard e il modulo del vettore spostamento. Per le varie rotazioni del lettino sono state eseguire le misure con Exactrac calcolando media e deviazione standard. Per ogni rotazione abbiamo calcolato il modulo dello spostamento. Per i vari spostamenti dell'isocentro con i dati misurati con Exactrac è stata calcolata media, deviazione standard per i vari assi e le rotazioni, calcolando anche i moduli dei vettori spostamento. Infine abbiamo applicato delle rotazioni alla CBCT e con i dati misurati con Exactrac è stata misurata media, deviazione standard e i moduli dei vettori spostamento. Sulle

rotazioni sono state calcolate le differenze tra le rotazioni applicate alla CBCT e quelle misurate con Exactrac, calcolando media e deviazione standard.

RISULTATI

4.1 Valutazione accordo del sistema di imaging stereoscopico (Exactrac) e la CBCT

Nella tabella 1 sono rappresentati tutti i valori misurati con i vari fantoccio con e senza peso ed il lettino posizionato a 0° dopo la correzione del set up con la CBCT. In tabella osserviamo un accordo ottimale tra Exactrac e la CBCT.

Fantoccio con	Vert	Long	Lat	Rot	Roll	Pitch
lettino 0°	(mm)	(mm)	(mm)	Lettino	0	0
				0		
Sfera	0,06	0,03	0,13	0	0	0
Sfera con peso	0,01	0,03	0,11	0	0	0
Sfera con peso						
e pitch-roll 2°	0,05	-0,16	0,21	0	0	0
Iso cube	0,11	-0,03	-0,11	-0,19	0,45	-0,01
Iso cube con						
rotazioni	0.21	-0.06	-0.12	-0.18	-0.01	0.20
Head	0,39	-0,54	0,38	-0,21	0,45	-0,26
Head con						
isocentro						
verso il basso	0,08	-0,07	-0,3	-0,19	0,22	-0,09
Head con						
isocentro						
verso l'alto	-0,55	0,03	-0,02	-0,03	0,27	0,09
Head con						
isocento						
lateralmente	0,09	-0,59	-0,49	0,18	0,01	0,09
Head con						
rotazioni	0.6	-0.47	0.30	0.02	0.23	-0.41

Tabella 1: Tutti i fantocci utilizzati con lettino a 0°

La variabilità misurata è inferiore alla sensibilità dello strumento. Con il fantoccio sfera osserviamo una riproducibilità in verticale inferiore al decimo di millimetro. Con il fantoccio sfera e un peso sopra il lettino osserviamo un accordo buono tra i due sistemi. Se viene applicato un pitch e roll di 2° ,

l'accuratezza peggiora in longitudinale e laterale mentre in verticale rimane uguale. Usando il fantoccio Iso Cube ed Head l'accordo tra i sistemi peggiora. Per quanto riguarda il fantoccio head la posizione dell'isocentro non ha effetto sull'accuratezza di misura del sistema Exactrac. Dalle misure effettuate possiamo ricavare un valore limite di accuratezza del sistema Exactrac dell'ordine di 0,5mm.

4.2 Fantoccio utilizzato nel test Winston-Lutz

4.2.1 Riproducibilità del sistema di imaging stereoscopico

Nella tabella 2 sono riportati i valori misurati per la riproducibilità, registrati con Exactrac in verticale, longitudinale, laterale ed è stato calcolato il modulo del vettore spostamento per ogni misura. In basso sono raffigurate media e deviazione. In tabella osserviamo un'alta riproducibilità del fantoccio sfera inferiore al decimo di millimetro.

Misure	Vert	Long	Lat	Modulo
	(mm)	(mm)	(mm)	
1	0,06	0,03	0,13	0,15
2	0,07	0,03	0,13	0,15
3	0,06	0,03	0,13	0,15
4	0,06	0,03	0,13	0,15
5	0,06	0,03	0,13	0,15
Media	0,06	0,03	0,13	0,15
Dev.st	0,0044	0	0	0

Tabella 2: Riproducibilità del sistema di imaging stetoscopico

4.2.2 Accuratezza rotazione isocentrica del lettino

Nella tabella 3 e 4 sono riportati i valori misurati della accuratezza di rotazione isocentrica del lettino e sotto sono rappresentati i relativi grafici (Fig.30, 31, 32, 33). In tabella 3 sono rappresentati i valori misurati ruotando il lettino di

vari gradi, per ogni rotazione sono state fatte tre misure. Per ognuna di esse è stata calcolata la differenza tra il lettino con angolo X° e 0° in verticale, longitudinale, laterale e il modulo. Sono state calcolate la media, la deviazione standard. In basso nella Tabella 4 sono state fatte le medie totali considerando le medie fatte per ogni angolo e la stessa cosa per la deviazione standard.

	Differenza				
	couch di	DeltaVert	DeltaLong	DeltaLat	Modulo
	X° e 0°	(mm)	(mm)	(mm)	
	15°-0°				
Misura1		0,02	-0,03	0,34	0,34
Misura 2		0,02	-0,03	-0,13	0,13
Misura 3		0,01	-0,02	0,34	0,34
Me	edia	0,02	-0,03	0,18	0,18
Dev st	tandard	0,005	0,005	0,271	0,271
	30°-0°				
Misura1		0	0,07	0,31	0,31
Misura 2		0,01	0,06	0,3	0,30
Misura 3		0	0,07	0,3	0,30
Me	edia	0,003	0,06	0,303	0,31
Dev st	tandard	0,005	0,005	0,005	0,01
	45°-0°				
Misura1		0,01	0,27	0,39	0,47
Misura 2		0	0,27	0,39	0,47
Misura 3		0	0,27	0,39	0,47
Me	edia	0,003	0,27	0,39	0,47
Dev st	tandard	0,005	0	0	0,005
	60°-0°				
Misura1		0	0,23	0,3	0,37
Misura 2		0,01	0,23	0,3	0,37
Misura 3		-0,03	0,23	0,3	0,37
Me	edia	-0,006	0,23	0,3	0,37
Dev st	tandard	0,02	0	0	0,02
	75°-0°				
Misura1		0,01	0,38	0,32	0,49
Misura 2		0,01	0,38	0,32	0,49
Misura 3		0,01	0,38	0,32	0,49
Me	edia	0,01	0,38	0,32	0,49
Dev st	tandard	0	0	0	0
	90°-0°				
Misura1		0,01	0,46	0,29	0,54

Misura 2		0,01	0,46	0,29	0,54
Misura 3		0,01	0,46	0,29	0,54
Me	edia	0,01	0,46	0,29	0,54
Dev st	andard	0	0	0	0
	345°-0°				
Misura1		0	-0,13	0,16	0,21
Misura 2		0	-0,13	0,16	0,21
Misura 3		0	-0,13	0,16	0,21
Me	edia	0	-0,13	0,16	0,21
Dev st	andard	0	0	0	0
	330°-0°				
Misura1		0,01	-0,15	0,01	0,15
Misura 2		0,01	-0,15	0,01	0,15
Misura 3		0,01	-0,15	0,01	0,15
Me	edia	0,01	-0,15	0,01	0,15
Dev st	andard	0	0	0	0
	315°-0°				0
Misura1		0	-0,23	-0,03	0,23
Misura 2		0	-0,23	-0,03	0,23
Misura 3		0	-0,23	-0,03	0,23
Me	edia	0	-0,23	-0,03	0,23
Dev st	andard	0	0	0	0
	300°-0°				0
Misura1		0	-0,07	-0,24	0,25
Misura 2		0	-0,07	-0,24	0,25
Misura 3		0	-0,07	-0,24	0,25
Me	edia	0	-0,07	-0,24	0,25
Dev st	andard	0	0	0	0
	285°-0°				
Misura1		0	-0,12	-0,28	0,30
Misura 2		0	-0,12	-0,28	0,30
Misura 3		0	-0,12	-0,28	0,30
Me	edia	0	-0,12	-0,28	0,30
dev st	andard	0	0	0	0
	270°-0°				
Misura1		0	0,11	-0,34	0,35
Misura 2		0	0,11	-0,34	0,35
Misura 3		0	0,11	-0,34	0,35
Me	edia	0	0,11	-0,34	0,35
Dev st	andard	0	0	0	0

	Vert	Long	Lat
	(mm)	(mm)	(mm)
Media	0,003	0,0658	0,088
Dev.st	0,006	0,002	0,078

Tabella 3 e 4: Accuratezza rotazione isocentrica del lettino

Figura 30: Grafico con i valori misurati in verticale. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato dei gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le medie dei valori misurati in verticale espresse in millimetri

Figura 31: Grafico con i valori misurati in longitudinale. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato dei gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le medie dei valori misurati in longitudinale espresse in millimetri

Figura 32: Grafico con i valori misurati in laterale. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato dei gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le medie dei valori misurati in laterale espresse in millimetri

Figura 33: Grafico con i valori misurati per il vettore modulo. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato dei gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le medie del vettore modulo relativo allo spostamento

Dai dati raccolti abbiamo osserviamo che lo spostamento del lettino in verticale è molto minore delle altre due direzioni. Inoltre lo spostamento massimo sul piano coronale è di circa 0.5 mm a 90°.

4.2.3 Accuratezza rotazione del lettino con fantoccio utilizzato nel test Winston-Lutz e un peso posizionato sopra il lettino

Nella tabella 5 sono rappresentati i valori misurati ruotando il lettino di vari gradi calcolando la differenza tra il lettino con angolo X° e 0° in verticale, longitudinale, laterale e il modulo. Sono state calcolate la media e la deviazione standard. Sotto sono rappresentati i relativi grafici (Fig.34, 35,36,37).

Differenza				
tra couch	Vert	Long	Lat	Modulo
X° e 0°	(mm)	(mm)	(mm)	
0°	0,01	0,03	0,11	0,11
15°-0°	0,02	-0,01	0,3	0,30
30°-0°	-0,06	0,1	0,25	0,27
45°-0°	-0,07	0,3	0,38	0,48
60°-0°	-0,08	0,28	0,26	0,39
75°-0°	-0,07	0,4	0,28	0,49
90°-0°	-0,06	0,45	0,25	0,51
345°-0°	-0,07	-0,07	0,16	0,18
330°-0°	-0,07	-0,08	0,03	0,11
315°-0°	-0,07	-0,16	-0,01	0,17
300°-0°	-0,08	-0,01	-0,19	0,20
285°-0°	-0,07	-0,07	-0,22	0,24
270°-0°	-0,06	0,14	-0,27	0,31
Media	-0,06	0,10	0,10	0,30
Dev. St	0,02	0,20	0,22	0,13

Tabella 5: Accuratezza rotazione del lettino con peso

Nella tabella osserviamo che il lettino è stabile anche con un peso che simula il trattamento stereotassico. In questa tabella è stato effettuato il test di student usando i valori dei fantocci con il peso e senza in tutte le direzioni osservando che le differenze non sono dovute al peso del fantoccio e questo vale anche con il peso del paziente nel trattamento.

Figura 34: Grafico con i valori misurati in verticale. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato usando i gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le medie dei valori misurati in verticale espresse in millimetri

Figura 35: Grafico con i valori misurati in longitudinale. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato usando i gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le medie dei valori misurati in longitudinale espresse in millimetri

Figura 36: Grafico con i valori misurati in laterale. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato usando i gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le medie dei valori misurati in laterale espresse in millimetri

Figura 37: Grafico con i valori misurati per il vettore modulo. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato dei gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le medie del vettore modulo relativo allo spostamento

Dai dati raccolti abbiamo osservato che non si evidenziano differenze significativa tra le misure effettuate con lettino scarico e quelle effettuate con il lettino appesantito dal fantoccio.

4.2.4 Accuratezza con fantoccio utilizzato nel test Winston-Lutz, un peso posizionato sopra al lettino e applicazione di pitch e roll di 2°

In tabella 6 sono rappresentati i valori misurati ruotando il lettino di vari gradi calcolando la differenza tra il lettino con angolo X° e 0° in verticale, longitudinale, laterale e il modulo. Sono state calcolate la media e la deviazione standard. Sotto è stato fatto il grafico (Figura 38).

Differenza				
tra couch	DeltaVert	DeltaLong	DeltaLat	Modulo
X° e 0°	(mm)	(mm)	(mm)	
30°	-0,05	0,22	0,02	0,22
60°	-0,06	0,34	0,09	0,35
90°	-0,06	0,49	0,15	0,51
330°	0,05	-0,18	-0,05	0,19
300°	0,04	-0,08	-0,42	0,42
270°	0,04	0,16	-0,6	0,62
Media	-0,006	0,15	-0,135	0,39
Dev. St	0,05	0,25	0,30	0,16

Tabella 6: Accuratezza del lettino con peso

Nella tabella osserviamo un accordo buono tra la CBCT ed Exactrac. È stato effettuato il test di student, osservando che le differenze sono legate al lettino soprattutto in longitudinale. Osserviamo un accordo tra i due sistemi peggiore in longitudinale e laterale. Mentre in verticale rimane costante.

Figura 38: Grafico con tutti i valori misurati. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle differenze tra il lettino ruotato usando i gradi indicati in tabella e quello in posizione 0°, mentre sulle ordinate sono rappresentate le differenze in verticale, longitudinale e laterale

Dai dati raccolti abbiamo osservato che a differenza del punto 4.2.3, in cui la presenza di un peso non andava a modificare le prestazioni del lettino, qui si osserva una variazione soprattutto in laterale tra i 300° e 270°.

4.2.5 Accuratezza del lettino nell'applicare le traslazioni misurate per il fantoccio utilizzato nel test Winston-Lutz con carico

Nella tabella 7 sono rappresentati a sinistra le traslazioni applicate alla CBCT e a destra quelle misurate con Exactrac dei valori in verticale, longitudinale e laterale. I valori rappresentati sono espressi in millimetri. In tabella 8 sono state calcolate le differenze tra le traslazioni applicate alla CBCT e i valori misurati con Exactrac in verticale, longitudinale e laterale. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

Rototras	lazioni app	licate al	Exactrac		
lettino					
Vert	Long	Lat	Vert	Long	Lat
0,1	0	-0,4	-0,06	-0,06	0,04
1,1	-3,1	1,3	0,97	-3,11	1,74
1,1	1,3	-3	1,06	1,31	-2,58
-3,6	-1,9	0,1	-3,76	-1,93	0,54
-2,2	2,8	2,6	-2,34	2,78	3,07
1,5	0,1	2,7	1,38	0,08	3,15
-2,7	1,6	-2,8	-2,84	1,56	-2,37
-1,3	1,6	1,3	-1,32	1,56	1,76
0,5	1,3	1,5	0,37	1,31	1,96
1,1	2,4	0,4	0,98	2,33	0,84

Tabella 7: Riproducibilità del sistema Exactrac con traslazioni

	deltaVERT	deltaLONG	deltaLAT
	0,16	0,06	-0,44
	0,13	0,01	-0,44
	0,04	-0,01	-0,42
	0,16	0,03	-0,44
	0,14	0,02	-0,47
	0,12	0,02	-0,45
	0,14	0,04	-0,43
	0,02	0,04	-0,46
	0,13	-0,01	-0,46
	0,12	0,07	-0,44
Media	0,11	0,02	-0,44
Dev.st	0,04	0,02	0,01

Tabella 8: Differenze tra CBCT e Exactrac

Dai dati raccolti abbiamo osservato che l'accuratezza di posizionamento del lettino nell'applicare gli shift misurati dal sistema di immaging indica un accordo buono in longitudinale (minore di 0,1mm), accettabile in verticale (minore di 0,2mm) e dell'ordine di 0,5mm in laterale. In tabella è stato effettuato il test t student in cui le differenze osservate sono legate al lettino.

4.3 Fantoccio Iso Cube Phantom

4.3.1 Riproducibilità del sistema di imaging stereoscopico

Nella tabella 9 sono riportati i valori registrati con Exactrac in verticale, longitudinale, laterale ed è stato calcolato il modulo del vettore spostamento per le traslazioni di ogni misura. In basso sono raffigurate media e deviazione

Misure	Vert	rot	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
	(mm)	lettino	(mm)	0	(mm)	0	
		0					
1	0,11	-0,13	-0,01	0,17	-0,06	-0,05	0,12
2	0,09	-0,19	-0,05	0,78	-0,12	-0,07	0,15
3	0,14	-0,25	-0,01	-0,03	-0,12	0,04	0,18
4	0,08	-0,15	-0,05	0,79	-0,1	-0,16	0,13
5	0,15	-0,23	-0,02	0,54	-0,13	0,2	0,19
Media	0,11	-0,19	-0,02	0,45	-0,12	-0,008	0,16
Dev.St	0,03	0,05	0,02	0,36	0,02	0,13	0,03

Tabella 9: Riproducibilità del sistema Exactrac

In tabella osserviamo, un accuratezza meno buona rispetto al fantoccio sfera tra i due sistemi dovuta all'avere utilizzato un fantoccio con una geometria più complessa. Questa maggiore variabilità è probabilmente imputabile al modo in cui lavora l'algoritmo di coregistrazione tra le immagini acquisite nel bunker e le DRR ricostruite a partire dalle immagini CT.

4.3.2 Accuratezza rotazione isocentrica del lettino

Nella tabella 10 e figura 39 sono riportati i valori misurati della accuratezza del lettino. In tabella sono rappresentati i valori misurati ruotando il lettino di vari gradi. Per ogni rotazione è stato misurato con Exactrac i valori lungo gli assi principali, le rotazioni e il modulo del vettore spostamento nelle traslazioni. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

		Rot					
Couch	Vert	lettino	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
	(mm)	0	(mm)	0	(mm)	0	
15°	0,16	-0,01	0,05	0,32	0,13	0,14	0,21
30°	0,06	-0,25	0,13	0,04	0,13	0,1	0,19
45°	-0,14	0,17	0,1	0,86	0,36	-0,25	0,39
60°	0,03	-0,2	0,06	0,41	0,24	0,31	0,24
75°	0	-0,13	0	0,3	0,32	0,06	0,32
90°	0,02	-0,1	-0,06	0,24	0,3	0,1	0,30
345°	0	-0,15	0,19	0,14	-0,03	-0,06	0,19
330°	-0,05	-0,23	0,13	0,72	-0,08	-0,12	0,16
315°	-0,06	-0,06	0,04	0,54	-0,08	0,25	0,12
300°	-0,07	-0,27	0	0,32	-0,33	-0,13	0,34
285°	-0,04	0,06	-0,04	0,64	-0,07	-0,11	0,09
270°	0,01	-0,19	-0,09	-0,06	-0,3	-0,23	0,31
Media	-0,0066	-0,11	0,04	0,37	0,05	0,005	0,24
Dev.ST	0,0752	0,13	0,08	0,27	0,23	0,18	0,09

Tabelle 10: Accuratezza del lettino

Figura 39: Grafico con tutti i valori misurati. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle rotazioni assunte dal lettino durante il trattamento, mentre sulle ordinate sono rappresentati i valori misurati in verticale, longitudinale, laterale espressi in millimetri e le rotazioni espresse in gradi ed ognuna è identificata da un colore

Dai dati raccolti abbiamo osservato che le traslazioni sono come quelle misurate con la sfera. Inoltre nelle rotazioni osserviamo che il roll risulta essere il valore più grande rispetto agli altri di circa 1°. L'accuratezza trai due sistemi è meno buona ed è imputabile al lettino. Osserviamo un disaccordo peggiore in verticale e buono in longitudinale e laterale.

4.3.3 Accuratezza del lettino nell'applicare le traslazioni misurate

Nella tabella 11 sono rappresentati a sinistra le traslazioni applicate alla CBCT ed a destra quelle misurate con Exactrac dei valori in verticale, longitudinale, laterale e le rotazioni. In basso sono raffigurate media e deviazione standard senza i valori segnati in rosso. In tabella 12 sono state calcolate le differenze tra le traslazioni applicate alla CBCT e i valori misurati con Exactrac in verticale, longitudinale e laterale. Sono stati inseriti il modulo dei vettore spostamento lungo gli assi principali. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

Rototras	lazioni aj	oplicate			Exactr	ac		
6	al lettino							
				Rotazione				
Vert	Long	Lat	Vert	lettino	Long	Roll	Lat	Pitch
(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	0	(mm)	0	(mm)	0
2	-2,5	-3,2	2,05	-0,15	-2,29	0,61	-3,38	0,07
-3	3,1	5,1	-3,01	-0,19	3,26	0,33	5,01	-0,03
-1,2	3	1,8	-1,11	-0,24	3,23	0,65	1,69	0,01
-5,1	5,5	5,1	-5,02	-0,26	5,66	0,21	5,01	0
9,1	-10,3	8,9	0,39	0,03	-3,86	0,66	2,36	0,21
8	3,7	3,3	8,01	-0,18	3,88	0,41	3,13	-0,09
10,4	10,4	7,9	-1,53	-0,37	0,57	-1,87	1,17	-3,04
	Media		0.18	-0.20	2.74	0.44	2.29	-0.008
	Dev.st		5.09	0.04	2.98	0.18	3.46	0.06

Tabella 11: Traslazioni

Osserviamo un accordo meno buono con i due sistemi imputabile al lettino con sensibilità di misura più bassa. Il disaccordo peggiore lo otteniamo in longitudinale e laterale. In questa fase dello studio nel calcolo della media e della deviazione standard sono stati tolti i valori in rosso rappresentati nella tabella.

	Delta	Delta	Delta	
	Vert	Long	Lat	
	-0,05	-0,21	0,18	
	0,01	-0,16	0,09	
	-0,09	-0,23	0,11	
	-0,08	-0,16	0,09	
	8,71	-6,44	6,54	
	-0,01	-0,18	0,17	
	11,93	9,83	6,73	
Media	-0,04	-0,19	0,13	
Dev. St	0,04	0,03	0,04	

Tabella 12: Differenze traslazioni

Osserviamo un accordo tra i due sistemi meno buono imputabile al lettino. Otteniamo un disaccordo accettabile in verticale e laterale.

4.3.4 Accuratezza del lettino nell'applicare le rotazioni misurate

Nella tabella 13 sono rappresentati a sinistra le rotazioni applicate alla CBCT e a destra quelle misurate con Exactrac dei valori in verticale, longitudinale, laterale e le rotazioni. Sono stati calcolati i moduli dei vettori lungo le tre direzioni.

Rote	otraslaz	zioni				Exactra	c		
applicate al lettino									
Rot	Pitch	Roll	Vert	Rot	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
			(mm)	0	(mm)	0	(mm)	0	
0,1	2,2	2	0,23	-0,13	-0,19	-1,64	-0,03	-2,17	0,29
1,3	-2,5	-2,9	0,28	0,97	0,17	3,26	-0,15	2,66	0,36
-2,4	0,8	-1	0,27	-2,66	-0,24	0,87	0,06	-0,86	0,36
-3,3	2,5	1,5	0,16	-3,38	-0,03	-0,48	0,11	-2,44	0,19
3,7	2,8	2,6	0,11	3,57	-0,27	-1,29	0,02	-2,84	0,29

Tabella 13: Rotazioni

Dai dati raccolti abbiamo osservato un accordo meno buono tra i due sistemi, imputabile al lettino. Otteniamo una sensibilità di misura bassa.

4.3.5 Accuratezza del lettino nell'applicare le rotazioni misurate

In tabella 14 sono state applicate le differenze tra le rotazioni applicate alla CBCT e quelle misurate con Exactrac. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

	delta Rot	delta Pitch	denta Roll
	0,23	0,03	0,36
	0,33	0,16	0,36
	0,26	-0,06	-0,13
	0,08	0,06	1,02
	0,13	-0,04	1,31
Media	0,206	0,03	0,58
Dev.st	0,1	0,08	0,57

Tabella 14: Differenze tra CBCT ed Exactrac

4.4 Fantoccio Head Phantom Brainlab

4.4.1 Riproducibilità del sistema di imaging stereoscopico

Nella tabella 15 sono riportati i valori misurati per la riproducibilità registrati con Exactrac in verticale, longitudinale, laterale. È stato calcolato il modulo del vettore spostamento per le traslazioni di ogni misura. In basso sono raffigurate media e deviazione.

Misure	Vert	Rot	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
		lettino °		0		0	
1	0,39	-0,23	-0,48	0,33	0,3	-0,27	0,68
2	0,37	-0,19	-0,56	0,47	0,37	-0,29	0,76
3	0,36	-0,19	-0,54	0,42	0,41	-0,21	0,76
4	0,38	-0,31	-0,55	0,54	0,47	-0,35	0,81
5	0,45	-0,15	-0,58	0,48	0,33	-0,2	0,80
Media	0,39	-0,21	-0,54	0,44	0,37	-0,26	0,76
Dev.st	0,03	0,06	0,03	0,07	0,06	0,06	0.05

Tabella 15: Riproducibilità

Dai dati raccolti osserviamo un accordo alto tra i due sistemi e una riproducibilità entro i centesimi di millimetro.

4.4.2 Accuratezza rotazione isocentrica del lettino

In tabella 16 e figura 40 sono riportati i valori misurati. In tabella sono rappresentati i valori misurati ruotando il lettino di vari gradi. Per ogni rotazione è stato misurato con Exactrac i valori lungo gli assi principali, le rotazioni e il modulo del vettore spostamento nelle traslazioni. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

Couch	Vert	Rot	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
		lettino					
15°	0,63	0,08	-0,67	0,01	0,19	-0,09	0,93
30°	0,62	-0,36	-0,8	0,28	0,38	-0,01	1,08
45°	0,95	-0,14	-0,94	0,18	0,17	0,02	1,34
60°	0,65	-0,26	-0,34	0,45	0,68	-0,39	1,00
75°	0,43	-0,2	-0,61	0,54	0,7	-0,01	1,02
90°	0,33	-0,63	-0,81	0,62	0,94	0,12	1,28
270°	0,47	0,49	-0,96	-0,43	-0,41	-1,07	1,14
285°	0,37	0,42	-0,91	-0,39	-0,33	-0,69	1,03
300°	0,31	0,12	-1	-0,52	-0,49	-0,66	1,15
315°	0,19	0,4	-0,72	-0,03	-0,16	-0,68	0,76
330°	0,54	0,21	-0,47	-0,13	0,21	-0,76	0,74
345°	0,64	0,24	-0,46	-0,11	0,34	-0,9	0,85
Media	0,51	0,03	-0,72	0,03	0,18	-0,42	1,03
Dev.st	0,20	0,34	0,21	0,38	0,46	0,41	0,18

Tabella 16: Accuratezza del lettino

Dai dati raccolti osserviamo un accuratezza del lettino maggiore di quella utilizzata con il fantoccio sfera. In tabella osserviamo un buon accordo tra i due sistemi entro il mezzo millimetro.

Figura 40: Grafico con tutti i valori misurati. Sono rappresentati sulle ascisse i valori delle rotazioni assunte dal lettino durante il trattamento, mentre sulle ordinate sono rappresentati i valori misurati in verticale, longitudinale, laterale espressi in millimetri e le rotazioni espresse in gradi ed ognuna è identificata da un colore

4.4.3 Isocentro posizionato in varie direzioni

Nella tabella 17 sono rappresentati i valori misurati spostando l'isocentro verso il basso e ruotando il lettino di vari gradi. Per ogni rotazione è stato misurato con Exactrac i valori lungo gli assi principali, le rotazioni e il modulo del vettore spostamento nelle traslazioni. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

Couch	Vert	Rot	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
		lettino					
0°	0,08	-0,19	-0,07	0,22	-0,3	-0,09	0,31
90°	0,19	-0,28	-0,18	0,12	0,16	0,21	0,30
30°	-0,03	-0,08	0,14	-0,07	-0,18	0,11	0,23
270°	0,18	0,14	-0,31	-0,32	-0,37	-0,23	0,51
315°	-0,2	-0,71	0,06	0,18	-0,48	-0,25	0,52
Media	0,044	-0,22	-0,07	0,02	-0,23	-0,05	0,37
Dev.st	0,16	0,31	0,18	0,22	0,24	0,20	0,13

Tabella 17: Isocentro posizionato verso il basso

Nella tabella 18 sono rappresentati i valori misurati spostando l'isocentro verso l'alto e ruotando il lettino di vari gradi. Per ogni rotazione è stato misurato con Exactrac i valori lungo gli assi principali, le rotazioni e il modulo del vettore spostamento nelle traslazioni. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

Couch	Vert	Rot	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
		lettino					
0°	-0,55	-0,03	0,03	0,27	-0,02	0,09	0,55
90°	-0,33	-0,2	0,16	0,17	0,82	0,11	0,89
30°	0,27	-0,28	0,43	-0,01	0,15	-0,37	0,52
270°	-0,57	0,5	-0,2	0,21	-0,88	-0,3	1,06
315°	-0,02	-1,18	0,72	0,13	0,76	-0,68	1,04
Media	-0,24	-0,23	0,22	0,15	0,16	-0,23	0,81
Dev.st	0,36	0,61	0,35	0,10	0,69	0,33	0,26

Tabella 18: Isocentro posizionato verso l'alto

Nella tabella 19 sono rappresentati i valori misurati spostando l'isocentro lateramente e ruotando il lettino di vari gradi. Per ogni rotazione è stato misurato con Exactrac i valori lungo gli assi principali, le rotazioni e il modulo del vettore spostamento nelle traslazioni. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

Couch	Vert	Rot	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
		lettino					
0°	0,09	0,18	-0,59	0,01	-0,49	0,09	0,77
45°	-0,42	0,16	0,16	0,23	0,12	0,21	0,46
90°	-0,58	0,09	-0,28	0,2	0,33	0	0,72
Media	-0,30	0,14	-0,23	0,14	-0,01	0,1	0,65
Dev.st	0,34	0,04	0,37	0,11	0,42	0,12	0,16

Tabella 19: Isocentro spostato lateralmente

Dai dati abbiamo osservato che spostando l'isocentro nelle varie posizioni, questo non aveva un impatto sull' accuratezza delle immagini. Inoltre con questo test andiamo ad effettuare uno studio sull'algoritmo delle immagini. Nelle tabelle osserviamo un alto accordo tra i due sistemi. Lo spostamento dell'isocentro influenza poco il match.

4.4.4 Accuratezza del lettino nell'applicare le rotazioni misurate

Nella tabella 20 sono rappresentati a sinistra le rotazioni applicate alla CBCT e a destra quelle misurate con Exactrac dei valori in verticale, longitudinale, laterale e le rotazioni. Sono stati calcolati i moduli dei vettori lungo le tre direzioni. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

Ro	ototrasla	azioni				Exact	rac		
appl	icate al	lettino							
Rot	Pitch	Roll	Vert	Rot	Long	Roll	Lat	Pitch	Modulo
0	0	0	(mm)	0	(mm)	0	(mm)	0	
1,2	-1,2	2,1	0,42	0,99	-0,32	-1,72	0,61	1,02	0,81
-1,7	0,4	-1,1	0,56	-1,79	-0,65	1,52	0,5	-0,67	0,99
2,4	1,3	2,2	0,38	2,24	-0,84	-1,91	0,49	-1,42	1,04
3,3	-1,8	-2,9	0,6	3,45	-0,49	3,21	0,02	1,65	0,77
-3,4	2,4	2,1	0,35	-3,67	-0,71	-1,79	0,74	-2,71	1,08
Media			0,46	0.24	-0.60	-0.14	0.47	-0.42	0.94
	Dev.s	st	0,111	2.92	0.20	2.36	0.27	1.78	0.14

Tabella 20: Accuratezza del sistema di imaging nel valutare la posizione del fantoccio nelle rotazioni

Dai dati raccolti osserviamo un buon accordo tra i due sistemi.

4.4.5 Accuratezza del lettino nell'applicare le rotazioni misurate

Nella tabella 21 sono rappresentate le differenze tra le rotazioni applicate con la CBCT e quelle misurate con Exactrac. In basso sono raffigurate media e deviazione standard.

	delta Rot	delta Pitch	delta Roll
	0,21	-0,18	0,38
	0,09	-0,27	0,42
	0,16	-0,12	0,29
	-0,15	-0,15	0,31
	0,27	-0,31	0,31
Media	0,11	-0,21	0,34
Dev. St	0,16	0,08	0,05

Tabella 21: Differenze tra CBCT ed Exactrac

Capitolo 5

DISCUSSIONE

Nello studio effettuato abbiamo ottenuto un accordo molto buono tra il sistema CBCT ed Exactrac: nell'ordine di pochi decimi di mm. Nella fattispecie, per quanto riguarda le traslazioni, otteniamo per la sfera una differenza tra CBCT ed Exactrac minore di 0,1 mm nella direzione verticale, longitudinale e minore di 0,2mm nella direzione laterale; per il fantoccio Iso Cube l'accordo è dell'ordine di 0,1 mm in verticale, longitudinale e di 0,2 mm in laterale; infine per il fantoccio Head l'accordo è dell'ordine di 0,5 mm in tutte le direzioni. Per quanto riguarda le rotazioni non sono valutabili per la sfera e sono inferiori a 0,5° per l'Iso Cube e fantoccio Head. I risultati ottenuti sono in accordo con la letteratura. Infatti nello studio di Ma et al [9;10] sono stati valutati 18 pazienti trattati con radioterapia stereotassica frazionata nel cranio e un fantoccio a testa antropomorfa CIRS (Computerized Imaging Reference System, Inc., Norfolk, VA). Sono stati confrontati gli errori di set up residui misurati con Exactrac una volta applicati gli shift misurati con la CBCT. La differenza nella valutazione dell'errore di set up tra il sistema Exactrac e CBCT risulta inferiore di 0,5 mm nel fantoccio e inferiore di 1,5 mm nei pazienti per le traslazioni, inferiore di 0,2° nel fantoccio e inferiore di 1,0° nei pazienti per le rotazioni. Pursley et Al [9;11] affermano che tra CBCT ed Exactrac c'è un accordo dell'ordine di pochi decimi di millimetro. Nel nostro studio osserviamo che la presenza di un peso non ha effetto sull'accordo tra CBCT ed Exactrac. Se la procedura misurata viene ripetuta applicando al lettino pitch e roll 2°, l'accordo tra CBCT ed Exactrac peggiora. Questa differenza è imputabile ad una ridotta accuratezza nei movimenti del lettino se presenta rotazioni importanti. Gli stessi risultati si ottengono utilizzando il fantoccio Iso cube, mentre per il fantoccio Head osserviamo un accordo tra i due sistemi meno soddisfacente, nell'ordine di 0,5 mm per le traslazioni e di 0,5° per le rotazioni. Utilizzando questo fantoccio è possibile stimare il limite di accuratezza del sistema, ossia la soglia al di sotto della quale non dobbiamo applicare le correzioni misurate con Exactrac. Abbiamo osservato che lo spostamento dell'isocentro di trattamento in posizioni differenti all'interno del fantoccio non influenza l'accordo tra il sistema Exactrac e la CBCT.

Nella seconda parte dello studio abbiamo valutato l'accuratezza di rotazione isocentrica del lettino. Le traslazioni indotte nel lettino in seguito alle rotazioni, valutate con i fantoccio Wiston Lutz sono sempre inferiori a 0,5 mm e 0,5°. Questo risultato è confrontabile con i risultati dei controlli di qualità effettuati dalla SOD di Fisica Sanitaria effettuati sia con l'MPC (Machine Perfromance Check) che con le misure effettuate con le gafchromic. L'MPC è un tool automatizzato che permette di effettuare delle verifiche meccaniche e dosimetriche delle prestazioni della macchina che viene fornito dal produttore della macchina stessa e per il lettino restituisce un valore accuratezza di rotazione isocentrica di 0,35 mm. La gaf chromic è una pellicola radiocromica autosviluppante formata da strati di materiale trasparente, costituiti da polimeri che, se esposti alla radiazione, si polarizzano aumentando la densità ottica del film in modo proporzionale alla dose assorbita, soprattutto nelle prime 24 ore dopo l'irraggiamento. Il valore che abbiamo ottenuto applicando i protocolli interni della SOD di Fisica Sanitaria è di 0,4mm [12]. La metodologia utilizzata in questo lavoro può quindi essere vista come una validazione indipendente del sistema di misura dell'accuratezza di rotazione isocentrica del lettino fornito dalla ditta e, essendo molto più rapida del sistema che prevede l'uso delle gaf, potrebbe essere utilizzata nell'ambito di un programma dei controlli di qualità periodici del linac. Utilizzando l'Iso Cube e il fantoccio Head abbiamo per il lettino una accuratezza di meno di 0,5mm per le traslazioni, e meno di 0,8° per le rotazioni.

L'algoritmo di fusione utilizzato per il match tra le DRR e le immagini acquisite nel bunker ha mostrato una ridotta accuratezza nel caso in cui il fantoccio è troppo "semplice" perché è un algoritmo ottimizzato per effettuare la fusione di immagini anatomiche. Quanto riportato è stato anche evidenziato nel articolo di V.W.-c. Wu, Y.-y. Ho and Y.-s. Tang et al [13]. Inoltre, se la posizione del fantoccio è troppo diversa da quella pianificata, l'algoritmo si dimostra altamente inaccurato, fornendo valori di rototraslazione non corretti. Dunque più il fantoccio è posizionato vicino all'isocentro e più il software delle DRR funziona in maniera ottimale.

Nello studio abbiamo ottenuto con il fantoccio sfera una riproducibilità inferiore al decimo di millimetro. Con il fantoccio iso cube un accuratezza meno buona rispetto al fantoccio sfera tra i due sistemi, dovuta al utilizzo di un fantoccio con una geometria più complessa. Questa maggiore variabilità è probabilmente imputabile al modo in cui lavora l'algoritmo di coregistrazione tra le immagini acquisite nel bunker e le DRR ricostruite a partire dalle immagini CT. Mentre con il fantoccio Head abbiamo ottenuto un accordo alto tra i due sistemi e una riproducibilità entro i centesimi di millimetro.

Per quanto riguarda l'accuratezza con cui il lettino è capace di applicare le traslazioni, misurate dal sistema di imaging, per correggere il set up del paziente, abbiamo osservato che con il fantoccio sfera otteniamo rispettivamente in longitudinale valori minori di 0,2mm e minori di 0,5mm in laterale. Con il fantoccio iso cube i valori sono minori di 1° nel pitch e rot mentre per il roll di 1°. Con l'Head otteniamo per le rotazioni un valore minore di 0,5°.

Capitolo 6

CONCLUSIONI

In base ai risultati delle nostre misure possiamo trarre le seguenti indicazioni da applicare in ambito clinico:

- Per i trattamenti stereotassici dell'encefalo, una volta corretto il setup del paziente utilizzando la CBCT, i valori di azione dell'imaging stereoscopico, ossia i valori rilevati da Exactrac che evidenziano un set up errato del paziente, sono di 1mm e 1°. Ovvero, al di sotto di questa soglia le rototraslazioni rilevate sono minori della sensibilità del sistema.
- L'accuratezza di rotazione isocentrica del lettino è minore di 0,5mm. I valori maggiori di shift rilevati con Exactrac, quando il lettino è ruotato, sono imputabili al movimento del paziente.
- L'accuratezza con la quale il lettino riproduce le rototraslazioni misurate è dell'ordine di grandezza della sensibilità di Exactrac.
- Si osserva una riduzione dell'accuratezza di rotazione isocentrica, nel applicare le rototraslazioni del lettino, quando a questo è applicata una rotazione importante (pith e roll 2°).
- 5) Viste le considerazioni precedenti, sarebbe adeguato in fase di pianificazione, mantenere un margine geometrico di 1mm tra CTV e PTV

I limiti di sensibilità del sistema sopra indicati sono imputabili a diversi fattori:

- 1) Accuratezza della coregistrazione dei sistemi di imaging CBCT-Exactrac
- 2) Risoluzione spaziale della DRR ricostruita a partire dalla scansione CT

acquisita con una distanza tra immagini di 1mm

- Accuratezza dell'algoritmo di coregistrazione tra DRR e immagini acquisite con Exactrac
- Accuratezza con la quale il lettino applica le rototraslazioni misurate dai sistemi di imaging

BIBLIOGRAFIA

- Benjamin C. Lewis, William J. Snyder, Siyong Kim, Taeho Kim. 2018. Monitoring frequency of intra-fraction patient motion using the Exactrac system for LINAC-based SRS treatments. Radiation Oncology Physics;
- Balducci M, Cellini F, Cornacchione P, D' Angelillo RM, Mattiucci GC, Pasini D.2013. Elementi di radiologia oncologica. Seu;
- Leksell L The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. Acta Chir. Scand. 1951,102(4);
- Ding C, Saw CB, Timmerman RD. Cyberknife stereotactic radiosurgery and radiation therapy treatment planning system. Med dosim. 2018 Summer;43(2):129-140;
- 5. Graps EA, Simeone G, Bambace S, Bonifazi F, Perna N. Rapporto breve di valutazione sulla tecnologia "TrueBeam".
- Meisong Ding, PH.D., Francis Newman, M.S., Brian D. Kavanagh, M.D., Kelly Stuhr, M.S., TIM K. Johnson, PH.D., and Laurie E. Gaspar, M.D. 2006. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 66, No. 4, Supplement, pp. S82–S86;
- Oh SA, Park JW, Yea JW, Kim SK (2017) Evaluations of the setup discrepancy between BrainLAB 6D ExacTrac and cone-beam computed tomography used with the imaging guidance system Novalis-Tx for intracranial stereotactic radiosurgery. Plos One 12;
- Vinci J, 2007. Accuracy of cranial coplanar beam therapy with BrainLAB ExacTrac image guidance. Louisiana State University and Agricultural and Mechanical College;
- 9. Vikren Sarkar, PhD, Adam Paxton, PhD, Martin W Szegedi, PhD, Hui Zhao, PhD, Long Huang, PhD, Geoff Nelson, PhD, Yu-Huei Jessica

Huang, PhD, Fanchi Su, PhD, Prema Rassiah-Szegedi, PhD and Bill J Salter, PhD.2018. An evaluation of the consistency of shifts reported by three different systems for non-coplanar treatments;

- Ma J, Chang Z, Wang Z, Jackie Wu Q, Kirkpatrick JP, Yin FF. ExacTrac X-ray 6 degree-of-freedom image-guidance for intracranial non-invasive stereotactic radiotherapy: comparison with kilo-voltage cone-beam CT [published online ahead of print 2009/10/23]. Radiother Oncol. 2009;93(3):602-608;
- Pursley J, Sintay B, Terrell J, Wiant D. SU-E-J-62: Comparison of Brainlab ExacTrac, AlignRT, and CBCT Positional Accuracy for SRS Set-Up on a TrueBeam STx [published online ahead of print 2012/06/01]. Med Phys. 2012;39(6Part7):3666;
- 12. Protocollo interno della fisica sanitaria;
- Vincent Wing-cheung Wu, PhD*, Yan-yee Ho, BSc, Yu-sum Tang, BSc, Po-wa Lam, BSc, Ho-kwan Yeung, BSc, Shara Wee-yee Lee, PhD. 2017. Comparison of the verification performance and radiation dose between ExacTrac x-ray system and On-Board Imager—A phantom study. Medical Dosimetry;

RINGRAZIAMENTI

Un sincero ringraziamento va al mio relatore di tesi il prof Valenti, per la grande disponibilità, cortesia dimostratami e per tutto l'aiuto fornito durante la stesura in questi mesi.

Un sentito ringraziamento a tutta la SOD di Radioterapia e Fisica sanitaria di Torrette.

Inoltre i miei più preziosi ringraziamenti vanno a mia madre e mio padre, che con il loro incrollabile sostegno morale ed economico, mi hanno permesso di raggiungere questo traguardo. Alla mia famiglia e amici di famiglia per il sostegno che, consapevolmente o no, mi hanno dato. A mia cugina per avermi trasmesso la sua immensa forza e il suo coraggio. Grazie perché ci sei sempre stata.

Ringrazio i miei compagni di studi, in particolare un grazie di cuore a Mariateresa che ha condiviso con me gioie e fatiche di questi tre anni trascorsi insieme.

Infine, un ringraziamento va ai miei amici che, in un modo o nell'altro, hanno condiviso con me tutti questi anni di gioie e sacrifici.