



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO di MEDICINA - DIMED

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

Sede di Vicenza

Presidente: Prof. Roberto Stramare

Tesi di Laurea:

**Controlli di qualità di accuratezza isocentro MV e sistema di imaging
iViewGT™ per applicazioni di Radioterapia**

Relatore: Dott.ssa Chiara Orlandi

Correlatore: Dott.ssa Stefania Cora

Laureando: Stefano Ronzan

Anno Accademico 2021-2022

Sommario

Introduzione.....	4
1. LA RADIOTERAPIA	5
1.1 L'ACCELERATORE LINEARE	5
1.2 PERCORSO DEL PAZIENTE NEL TRATTAMENTO RADIOTERAPICO ...	8
2. APPARECCHIATURE DI IMAGING PORTALE	12
2.1 SISTEMI DI IMAGING ON BOARD	12
2.2 SISTEMA DI IMAGING IVIEW GT™	16
3. OBIETTIVI E METODI DELLO STUDIO.....	21
3.1 CONTROLLI DI QUALITA'	22
3.2 METODI DELLO STUDIO	23
4. ACCURATEZZA DELL'ISOCENTRO	24
4.1 DESCRIZIONE E POSIZIONAMENTO FANTOCCIO BALL BEARING ELEKTA	25
4.2 DESCRIZIONE E POSIZIONAMENTO FANTOCCIO PTW ISOBALL	27
4.3 PROCEDURA DI ACQUISIZIONE DELLE IMMAGINI.....	28
4.4 ANALISI DELLE IMMAGINI	33
4.5 RISULTATI DELLE ANALISI	39
5. CONTROLLO SULLA QUALITÀ DELLE IMMAGINI	45
5.1 ANALISI CON FANTOCCIO LAS VEGAS	45
5.2 RISULTATI DELLE ANALISI FANTOCCIO LAS VEGAS	49
5.3 ANALISI FANTOCCIO SUN NUCLEAR	52
5.4 RISULTATI DELLE ANALISI FANTOCCIO SUN NUCLEAR	55
Conclusioni.....	59
Bibliografia	61

Introduzione

Le apparecchiature utilizzate per applicazioni di Radioterapia sono integrate con sistemi di imaging per la verifica del corretto posizionamento del paziente in corso di trattamento, in modo da garantire un confronto con le immagini acquisite in fase di centratura ed utilizzate per i calcoli dosimetrici di pianificazione. I sistemi di imaging di setup, vista la loro importanza in relazione al percorso di cura radioterapico, richiedono una costante garanzia della qualità, attraverso l'esecuzione di controlli periodici sul corretto funzionamento. La necessità di tale programma di garanzia della qualità è ribadita dal D. Lgs 101/20 nell'ambito dell'ottimizzazione delle esposizioni mediche. L'obiettivo di questo studio è la determinazione di procedure operative in modo da ottimizzare l'esecuzione dei controlli di qualità, sui sistemi di imaging di setup, con lo scopo di renderli più efficienti e riproducibili. Per il raggiungimento di tale scopo vengono eseguite verifiche atte a valutare l'accuratezza di posizionamento dei sistemi di imaging in relazione all'isocentro dell'apparecchiatura di Radioterapia e verifiche sulla qualità delle immagini ottenute con sistema di imaging planare iView GT™. I risultati, ottenuti con varie metodologie di esecuzione, verranno utilizzati come riferimento per i successivi controlli, in modo da ottimizzare le procedure di verifica periodica.

1. LA RADIOTERAPIA

La Radioterapia è una branca della medicina che utilizza radiazioni ionizzanti ad elevata energia a scopo curativo, questo avviene provocando danni strutturali o funzionali alle cellule neoplastiche, portandole a necrosi o alla sterilità e rendendole così incapaci di riprodursi. Queste radiazioni ad alta energia sono prodotte dall'acceleratore lineare (LINAC), rappresentato in Figura 1.1, esso permette di accelerare le particelle secondo una traiettoria rettilinea, sfruttando campi magnetici per dirigere e focalizzare le particelle che per questo motivo devono essere cariche, vengono utilizzati elettroni dell'ordine di energia dei Mega elettron-volt.

1.1 L'ACCELERATORE LINEARE

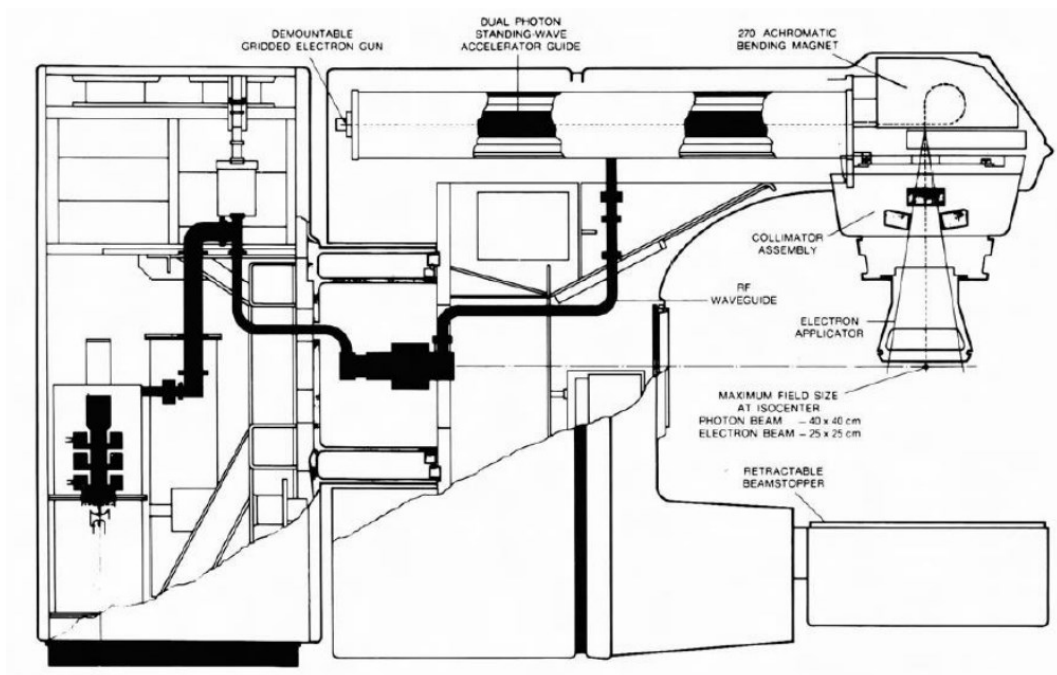


Figura 1.1: schema componentistico LINAC.

Gli elettroni vengono prodotti per effetto termoionico dall' electron gun, posto in una struttura accelerante costituita da guide d'onda, nella quale l'apparato di radiofrequenza, detto klystron o Magnetron, fornisce la potenza necessaria per creare sufficiente accelerazione. I fotoni sono invece prodotti per effetto "Bremsstrahlung", mediante l'inserzione di un target metallico posto nel percorso che compiono gli elettroni fuoriusciti dal bending (deflessione).

L'acceleratore è solitamente composto da quattro parti: zona tecnica, modulatore, gantry e consolle di comando.

- *Zona tecnica*: stabilizzata a terra per sostenere il gantry e il suo movimento attorno all'isocentro. Al suo interno si trovano:
 - Magnetron: valvola termoionica generatrice di microonde, posta in un campo magnetico uniforme perpendicolare alla sezione.
 - Guide d'onda: permettono il trasferimento delle microonde nella sezione acceleratrice nel gantry.
 - Circulator: posto all'interno della guida d'onda, le microonde riflesse dalla guida acceleratrice dal generatore di alta tensione.
- *Modulatore*: si trovano i circuiti che forniscono tensione al LINAC:
 - trasformatore: produce il picco di tensione per l'emissione di elettroni;
 - circuito raddrizzatore: converte la corrente da alternata a continua.
- *Gantry*: parte esterna del LINAC e visibile in sala di trattamento, si suddivide in:
 - Electron gun: produce elettroni per effetto termoionico, la quantità di elettroni emessi varia in base alla temperatura del filamento di tungsteno, costituito da un diodo o triodo al quale si applica una tensione che varia dai 30-50 kV.

Sezione acceleratrice: accelera gli elettroni mediante microonde ad elevata potenza e li focalizza grazie al campo magnetico prodotto da un solenoide posto in tale sezione.

Componenti della testata:

Bending magnet: posto alla fine della sezione acceleratrice, permette la deflessione degli elettroni accelerati grazie ad un sistema di elettromagneti facendo sì che il fascio incida perpendicolarmente sul lettino di trattamento.

Target: posto alla fine del bending, placca di tungsteno che, quando colpita dagli elettroni accelerati, produce fotoni X per effetto Bremsstrahlung. Viene esclusa quando si utilizzano direttamente gli elettroni in corso di trattamento.

Flattening filter: filtro omogeneizzatore che permette di ottenere un'intensità di fascio uniforme su tutto il campo di irradiazione. Dopo aver superato questo filtro il fascio passa attraverso le camere a ionizzazione, che controllano il dose rate e l'allineamento del fascio.

Collimatori multilamellari(MLC): costituiti da 50-120 lamelle di tungsteno, disposte a coppie opposte, ogni movimento di ognuna di queste lamelle viene controllato singolarmente dal software in modo da conformare il campo richiesto dal piano di cura in ogni momento dell'erogazione. Questa funzionalità risulta indispensabile nelle tecniche di trattamento ad intensità modulata (IMRT) che permette di irradiare tumori con forma irregolare, mediante modalità step and shoot, nella quale vi è cambio di configurazione degli MLC tra un'irradiazione e la successiva, o sliding window dove le lamelle sono in continuo movimento durante l'erogazione, che in questo modo resta continuamente attiva e

permette di variare la distribuzione di dose fornita nei vari punti del campo irradiato. La successiva evoluzione della IMRT ad è la tecnica VMAT, ovvero la Radioterapia ad erogazione continua mediante arco a modulazione volumetrica, ciò significa che, oltre alla costante erogazione e cambiamento di configurazione degli MLC, il gantry è in continua rotazione attorno al paziente.

- *Consolle di comando*: permette il controllo del LINAC da parte del tecnico sanitario di radiologia medica durante il trattamento.

Presso l'ospedale San Bortolo di Vicenza, dove è stato portato avanti questo lavoro di tesi, si effettuano diversi tipi di trattamenti radioterapici con macchinari LINAC: per encefalo, capocollo e vie respiratorie superiori, zona mediastinica, polmonare e mammella, trattamenti dell'addome e della pelvi e patologie agli arti. Vengono inoltre effettuate total body irradiation (TBI).

1.2 PERCORSO DEL PAZIENTE NEL TRATTAMENTO RADIOTERAPICO

Il trattamento radioterapico è un processo suddiviso in diverse fasi, a partire dalla presa in carico del paziente fino all'esecuzione del trattamento. Al processo prendono parte diverse figure professionali come oncologo, medico radioterapista, specialista in fisica medica, tecnico di sanitario di radiologia medica designato alla UOC (Unità Operativa Complessa) di Radioterapia e infermiere. Tra le varie fasi del processo radioterapico, particolare importanza riveste la pianificazione del trattamento. Il piano di trattamento radioterapico viene suddiviso nelle fasi di progettazione, elaborazione e realizzazione.

- *Progettazione:* il paziente effettua una prima visita dal medico radioterapista, indirizzato dal medico oncologo, che lo informerà sui vari rischi e benefici del trattamento. Una volta elaborato il consenso informato viene fissata la seduta per la tomografia computerizzata (TC) di centratura, nella quale il medico valuta il posizionamento del paziente sul lettino con l'ausilio di eventuali sistemi di immobilizzazione, progettati per le diverse regioni anatomiche, i quali evitano o limitano i movimenti del paziente in fase di trattamento, assicurandone la riproducibilità nel corso delle sedute. La TC di centratura non ha scopo diagnostico, ma di solo riferimento anatomico. Una volta immobilizzato il paziente sul lettino, vengono eseguite le scansioni del distretto anatomico di interesse, sulle quali si identificano i rapporti con le strutture adiacenti, specialmente gli organi a rischio (OAR) e soprattutto si identifica l'isocentro del trattamento. Il medico radioterapista effettua il contouring degli organi, differenziando le zone da trattare con gli organi sani, considerati a rischio. I volumi coinvolti nel piano radioterapico vengono definiti seguendo le direttive dell'ICRU [3] [4]. Si identifica il gross tumor volume (GTV), volume macroscopico della malattia, visibile tramite le varie modalità di imaging. Possibile estensione microscopica della malattia, compreso di volume peritumorale ed eventuali stazioni linfatiche di drenaggio sono identificate nel clinical target volume (CTV), definito da esami istologici o di campioni chirurgici attorno al GTV. L'insieme di tutti i volumi formano il planning target volume (PTV), che rappresenta l'effettivo volume dove si andrà prima a riferirsi per i calcoli di dose e successivamente a trattare. Una volta acquisite le immagini ed applicati i punti di repere esse vengono inviate, assieme al rapporto

di dose, allo specialista in fisica medica, che provvede alla pianificazione del trattamento.

- *Elaborazione piano di trattamento:* processo amministrato dallo specialista in fisica medica che termina con la rappresentazione della più idonea distribuzione di dose in riferimento allo specifico trattamento. Sulle sezioni TC lo specialista in fisica medica determina l'isocentro e la geometria di irradiazione per la lesione, selezionando l'energia dei singoli fasci, l'angolo di collimatore e di lettino, considerando lo spessore del paziente e la posizione di eventuali organi a rischio coinvolti nel campo di irradiazione. Attraverso la proiezione delle curve di isodose si controlla che il treated volume sia compreso nella curva di isodose corrispondente al 95% della dose totale. Un altro metodo di pianificazione, detto inverse planning, consiste invece nell'inserimento prima delle dosi, sulle quali si creerà successivamente il piano. Si deve mostrare inoltre particolare attenzione alle informazioni sugli spostamenti da effettuare sul lettino per il corretto posizionamento dell'isocentro di trattamento. Obiettivo dello specialista in fisica medica è quindi raggiungere il compromesso tra uniformità e conformità della dose al target e risparmio di dose agli OAR. Vanno inoltre inviate anche le immagini di riferimento per il controllo di centramento, che derivano dalle rielaborazioni della TC di centratura (radiografie ricostruite digitalmente (DRR), o sezioni della TC di centratura (BEV)), confrontate successivamente con le immagini dei sistemi di imaging on board.
- *Esecuzione del trattamento:* per garantire quindi una massima precisione del set-up e del posizionamento del paziente è necessario effettuare controlli attraverso imaging effettuato prima

dell'inizio dell'erogazione della dose di trattamento. Una volta confermato il corretto posizionamento del paziente e i conseguenti volumi da trattare in rapporto con gli OAR, si procede con l'erogazione della dose.

2. APPARECCHIATURE DI IMAGING PORTALE

2.1 SISTEMI DI IMAGING ON BOARD

Attraverso l'utilizzo di imaging, è possibile eseguire la verifica del corretto posizionamento del paziente durante tutte le frazioni della terapia, con eventuale correzione del setup e del posizionamento in caso di non corrispondenza. Errori possono riscontrarsi a causa di mal posizionamento del paziente, di organ motion dati da movimenti fisiologici, o da cambiamenti anatomici del paziente (ad esempio quando sono sottoposti a un lungo periodo di concomitante chemioterapia e Radioterapia che possono portare ad importanti perdite di peso). Questi errori di set-up casuali vengono anche definiti "intra-fraction errors" o "inter-fraction errors" e possono addirittura richiedere una rielaborazione del piano di cura da parte dello specialista in fisica medica. Per verificare il corretto posizionamento del paziente si confronta l'immagine ottenuta in fase di simulazione con quelle ottenute dai sistemi di imaging on board: imaging portale 2d o imaging 3d cone beam CT.

La metodica 2D viene eseguita con un sistema tra i seguenti:

- Computed radiography (CR), i quali utilizzano fosfori a memoria, cancellati e riutilizzati ripetute volte. L'informazione viene letta illuminando il fosforo con un raggio laser infrarosso: tramite il meccanismo dell'emissione stimolata, il cristallo viene portato su uno stato instabile, dal quale decade istantaneamente allo stato fondamentale emettendo luce. Data la differenza di lunghezza d'onda, viene ricavata solo la luce in uscita dal fosforo, che quindi

copia lo schema di arrivo dei raggi X. Un fotomoltiplicatore raccoglie tale luce, collegandola alla posizione spaziale di uscita, il computer raccoglie le informazioni di posizione e intensità e mostra sul monitor un'immagine dei raggi X che hanno generato il segnale;

- Direct radiography (DR), forniscono in uscita direttamente i dati digitali, senza necessità di procedimenti intermedi. I sistemi a rivelazione diretta si suddividono in due tipologie:
 - A conversione diretta: composto da uno strato di selenio amorfo, all'interno del quale viene catturata la radiazione, lasciando posto alle coppie elettrone-buca. Il campo elettrico applicato tra le superfici del selenio trasporta gli elettroni verso la matrice di transistor, dove questi vengono condensati. Finita l'esposizione, l'elettronica si occupa di dare in uscita, riga per riga, i valori di carica corrispondenti ad ogni pixel e i dati vengono inviati via fibra ottica al computer, che ricostruisce l'immagine su monitor;
 - A conversione indiretta: composto da uno strato scintillatore allo ioduro di Cesio attivato Tallio, fosforo ad altissima efficienza di conversione raggi X-luce, con la caratteristica di avere cristalli di pochi micron di diametro, di struttura filiforme e ordinata. Il fotone luminoso creato dalla conversione resta in pratica intrappolato nel cristallo, che agisce come una guida d'onda; in questo modo viene anche contenuta la diffusione laterale (anche se non così piccola come per i sistemi diretti). Il fotone viene poi raccolto da una matrice di fotodiodi. Anche qui, al termine dell'esposizione, l'elettronica restituisce il valore di ogni pixel al computer, che mostra l'immagine.

La metodica 2D prevede l'acquisizione di immagini in 2D sfruttando le stesse radiazioni emesse dalla testata dell'acceleratore lineare (quindi energia dell'ordine dei MeV). Possono essere eseguite due tipologie di controlli (riportate le procedure UOC Radioterapia di Vicenza):

- 1- SIMULAZIONE (DRR): per campi angolati. Comprende l'acquisizione di due immagini secondo posizioni ortogonali della testata dell'acceleratore: 0° e 90° (indipendentemente dall'angolazione del gantry del campo di irradiazione) con i diaframmi impostati prima a una dimensione di 10x10 cm erogando 2 MU (Monitor Unit) e poi ad una dimensione di 20x20 cm erogando 4 MU (doppia esposizione). L'immagine così ottenuta è confrontata con la DRR (Digital Reconstructed Radiography – Radiografia Ricostruita Digitalmente) ricavata dai dati TC di centratura e corrispondente alla visione (dal punto sorgente del fascio) di un campo 10x10 cm posto all'Isocentro dei campi di trattamento, nelle due proiezioni ortogonali inviate dalla UOC di Fisica Sanitaria.
- 2- CHECK-FILM (DRR BEV): per campi ortogonali o tangenziali (es. trattamento mammelle). Comprende l'acquisizione di 1 o più immagini eseguite impostando il campo di irradiazione (quindi ponendosi esattamente nella condizione di trattamento come definito dai dati dalla UOC di Fisica Sanitaria: angolazione gantry e/o collimatore, mlc, ecc). L'acquisizione può essere eseguita con un'unica esposizione o con doppia esposizione, in questo caso oltre al campo di trattamento si acquisisce anche un campo aperto (di solito aumentando il campo di 5 cm per lato). L'immagine così ottenuta in unica o doppia esposizione è confrontata con le immagini 2D BEV (Beam Eye View) del campo di trattamento.

Acquisite le immagini e/o le stampe delle stesse, il Tecnico sanitario di radiologia medica ed il Radioterapista le confrontano con quelle di riferimento (DRR o le 2D BEV); il confronto, basato sulla coincidenza per posizione del campo radiante e delle schermature rispetto all'anatomia del paziente, permette al Radioterapista di dare indicazione sulla necessità o meno di modificare i parametri di set-up, al fine di procedere al trattamento secondo quanto pianificato. Gli elementi utili a tale confronto sono:

- identificazione e delineamento delle aree di trattamento, delle strutture anatomiche comuni, come strutture ossee, biforcazione della trachea, impronta cardiaca, posizione della colonna vertebrale, etc. Se presenti, dei marker radiopachi applicati sulla cute del paziente, in corrispondenza dei tatuaggi o del centrocampo;
- sovrapposizione dei contorni delle aree che delimitano un riferimento comune;
- sovrapposizione delle anatomie: identificazione di eventuali discrepanze tra le due immagini.

Tutte le modifiche che sono valutate e concordate vanno approvate dal Radioterapista e registrate tramite apposizione della sua firma e data sulla stampa del controllo eseguita per ogni eventuale campo esaminato; su questo foglio sono scritte anche le eventuali variazioni del set-up del paziente, che vengono trascritte e firmate come definitive sul cartellino di trattamento una volta trovata conferma delle stesse nel controllo successivo che deve essere quindi sempre previsto. Nel caso di trattamenti che prevedano fasi di riduzione progressive delle schermature rispetto a

quelle iniziali, si provvede alla ripetizione dei controlli prima dell'inizio di ogni fase programmata.

2.2 SISTEMA DI IMAGING IVIEW GT™

Le analisi di questo studio sono state effettuate sui sistemi di imaging portale installati nelle apparecchiature LINAC Elekta Versa HD e Synergy S, presenti nella U.O.C. Radioterapia dell'Ospedale San Bortolo di Vicenza.

Il sistema di rivelazione di Electronic Portal Imaging Device (EPID) rappresenta l'evoluzione del precedente utilizzo delle pellicole e cassette per alte energie. Attualmente se ne distinguono di due tipi [2]:

- *Sistemi a matrice di camere di ionizzazione*: introdotti negli anni '90, sono formati da una camera a ionizzazione costituita da due piani di elettrodi (256 per ogni piano) disposti in modo ortogonale fra loro e separati di 0,8 mm, in questo spazio si trova un fluido organico che si ionizza durante l'esposizione alle radiazioni ionizzanti, ionizzazione che viene poi catturata dagli elettrodi, questi vengono sottoposti in successione ad alto voltaggio, generando un segnale che viene letto dalla camera. Questo sistema presenta però il limite di necessitare di alta dose per l'acquisizione di immagini, questo perché viene utilizzata solo una minima parte della radiazione incidente per generare il segnale (circa 0,5%).
- *Sistemi a silicio amorfo*: introdotti negli anni 2000 e grazie alla maggiore qualità d'immagine e al possibile utilizzo a scopo dosimetrico si considerano di seconda generazione.

Presso l'ospedale San Bortolo di Vicenza U.O.C. di Radioterapia si utilizza il sistema di imaging portale Elekta iView GT™, installato nelle tre apparecchiature presenti (LINAC Elekta Synergy, Synergy S e Versa HD). Il detettore del sistema di imaging planare (iView GT™), è posizionato contrapposto alla testata dell'acceleratore (Figura 2.1), seguendone quindi l'asse di rotazione. Mentre è posizionato ortogonalmente rispetto al complesso tubo detettore della cone beam CT.



Figura 2.1: Sistemi di imaging on board (cone beam ct - EPID), installato in acceleratore lineare Versa HD.

iView GT™ è formato da tre sottosistemi [7]:

- Sistema detettore pannello MV
- Sistema di movimento a braccio meccanico

- Sistema di controllo iView GT™

Il detettore MV è installato su un braccio meccanico a due strutture, quando viene aperto, la struttura detettore movimentata inizialmente il pannello EPID fuori dalla struttura del braccio centrale, minimizzando così ogni contributo di retrodiffusione nell'immagine. Successivamente la struttura a braccio centrale muove il detettore in senso longitudinale (G-T, Figura 2.2). Il pannello EPID può inoltre essere movimentato lateralmente (A-B, Figura 2.2), per acquisire determinati campi di offset. Quando il pannello dell'EPID non viene utilizzato, può essere ruotato in posizione di chiusura verticale (Figura 2.3)

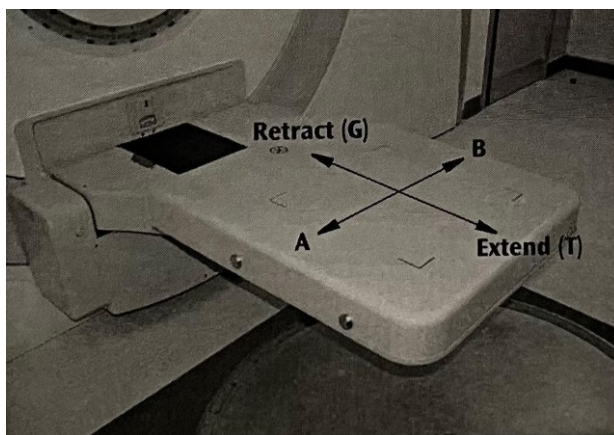


Figura 2.2: movimenti longitudinali e laterali pannello.

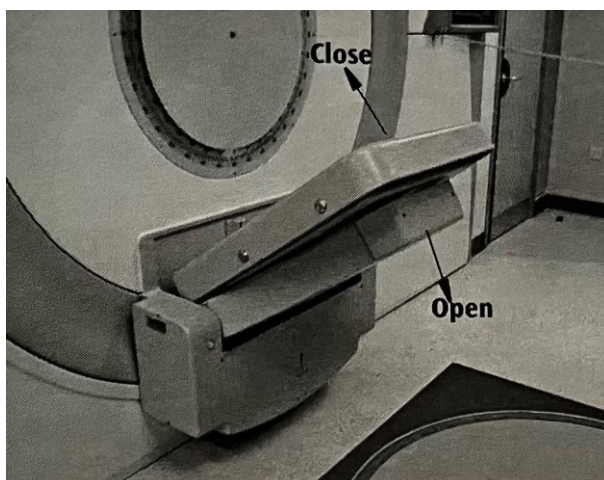


Figura 2.3: movimenti apertura-chiusura pannello.

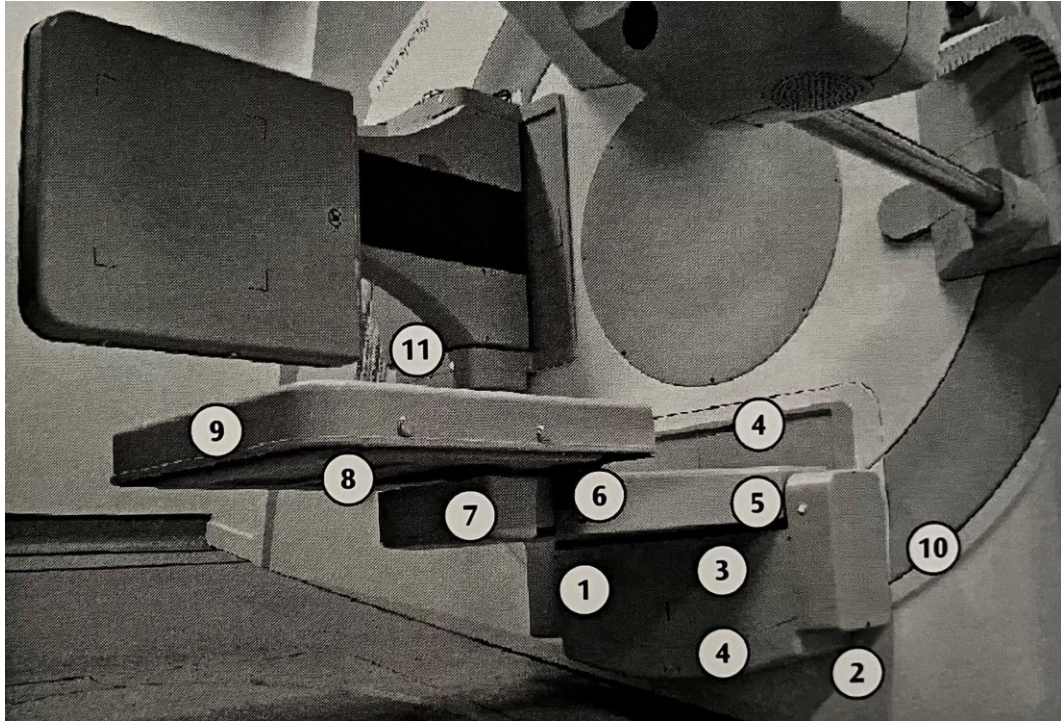


Figura 2.4: sistema iView GT™ integrato in apparecchiatura LINAC.

- (1) Copertura lato A
- (2) Montatura telaio
- (3) Copertura frontale
- (4) Puntatori laser posteriori
- (5) Spalla
- (6) Braccio centrale
- (7) Sistema di protezione da contatto braccio centrale
- (8) Telaio di supporto
- (9) Sistema di protezione da contatto
- (10) Copertura lato B
- (11) Telecomando palmare

Componenti detettore a silicio amorfo (Figura 2.5):

- Copertura superiore in alluminio
- Strato di vuoto d'aria
- Piastra di rame
- Strato di grafite
- Strato scintillatore: utilizza ossido di gadolinio drogato con terbio, converte i raggi x in segnale luminoso
- Pellicola attenuante
- Matrice di fotodiodi, converte il segnale luminoso in segnale elettrico attraverso l'effetto fotoelettrico, per il quale un metallo investito da una radiazione elettromagnetica cede elettroni.



Figura 2.5: strati di componenti che formano il detettore.

Il pannello detettore MV a silicio amorfo fornisce una risoluzione d'immagine 1024x1024 pixel a 16 bit, e ha dimensioni di 41x41 cm (approssimativamente 26x26 cm all'isocentro).

3. OBIETTIVI E METODI DELLO STUDIO

Il corretto funzionamento dell'imaging planare è di fondamentale importanza in quanto ricopre un ruolo fondamentale nel trattamento radioterapico. L'isocentro in Radioterapia è definito come il punto nello spazio relativo alla macchina di trattamento attorno al quale ruotano vari componenti del linac. In ambito radioterapico si definiscono due tipologie di isocentro: isocentro radiante ed isocentro meccanico. L'isocentro radiante è il punto nello spazio attraverso il quale passa l'asse centrale del fascio di radiazione, mentre l'isocentro meccanico è il punto nello spazio in cui gli assi di rotazione dei componenti meccanici (gantry, collimatore e lettino) si intersecano. Uno scorretto allineamento dell'EPID con l'isocentro, per esempio, porta ad un errore indotto nel confronto con le DRR/BEV, conducendo a spostamenti di posizione del lettino non coerenti, che portano ad una erogazione della dose in un'area non corrispondente a quella di trattamento. Ulteriore fattore fondamentale in un sistema di imaging è il mantenimento dei parametri di qualità dell'immagine come risoluzione spaziale, di contrasto, uniformità, valutazione del rumore, linearità spaziale. Tutti i parametri di immagine che devono essere periodicamente valutati per garantire una costante qualità, necessaria per le procedure di confronto tra l'acquisizione di imaging planare on board con le DRR/BEV. L'obiettivo principale dello studio è la creazione di procedure operative atte ad ottimizzare l'esecuzione dei controlli di qualità con lo scopo di renderli più efficienti e riproducibili. Per il raggiungimento di tale scopo sono state eseguite verifiche al fine di valutare l'accuratezza dell'isocentro MV e verifiche sulla qualità delle immagini ottenute con sistema di imaging planare iView GT™.

3.1 CONTROLLI DI QUALITA'

I controlli di qualità relativi a parametri e/o processi fanno parte del programma di garanzia della qualità. Il controllo periodico dei parametri critici è fondamentale in tutti i settori sanitari dove specifiche normative nazionali prevedono garanzia di sicurezza e protezione di pazienti ed operatori. Come riportato dall'art. 163 comma 3 del D. Lgs 101/2020 [1], i controlli di qualità si suddividono in tre tipologie:

- Prove di accettazione: Si intende quelle da effettuarsi per controllare la conformità dell'apparecchiatura e caratteristiche prestabilite all'atto dell'installazione o della sostituzione di componenti fondamentali. Lo scopo della prova è di verificare l'adeguatezza dell'apparecchiatura alle specifiche contrattuali; i parametri oggetto della prova sono quelli indicati dal protocollo di collaudo della ditta fornitrice, in accordo con quelli suggeriti da organismi internazionali;
- Prove di verifica o di stato: Si intende quella da effettuarsi per verificare il livello di conformità dell'apparecchiatura alla funzione che deve svolgere. Consiste nella determinazione dei valori di riferimento dei parametri oggetto dei controlli di qualità;
- Prove di costanza: Si intende quella destinata a sorvegliare la stabilità della prestazione funzionale dell'apparecchiatura mediante un metodo adeguato di prova in termini di affidabilità e semplicità. Le prove di costanza vengono effettuate a intervalli regolari e con periodicità giornaliera, settimanale, mensile e annuale in base alla criticità dei parametri da controllare e alla possibilità che possano subire modificazioni nel tempo.

In relazione al tipo di controllo, l'esecuzione delle prove deve essere garantita dal responsabile di impianto radiologico, avvalendosi di specialista in fisica medica, di personale di competenza della casa produttrice e di tecnici sanitari di radiologia medica, i quali sono abilitati ad eseguire in autonomia le prove di costanza, in riferimento al D.Lgs. 101/2020. I risultati ottenuti dai controlli devono essere registrati, analizzati ed interpretati al fine di: valutare lo stato di funzionamento ed affidabilità dell'apparecchiatura; programmare il tipo di controllo da svolgere e la relativa periodicità e, quando necessario provvedere ad eventuali interventi correttivi.

3.2 METODI DELLO STUDIO

Per verificare il corretto allineamento dell'isocentro in riferimento all'EPID sono state effettuate misure sull'isocentro di rotazione di componenti come gantry, collimatore e tavolo trattamento, utilizzando la stessa metodica di acquisizione ed analisi, ma con differenti fantocci: Elekta Synergy Basic Calibration Kit MRT 1599 (ball bearing) e PTW ISOBALL isocenter marker T42037. Confrontando i risultati ottenuti, è stato infine definito il metodo più accurato. Con il metodo scelto sono poi state effettuate delle misure ripetute per valutare il valore di incertezza indotto dalla procedura di centramento operatore-dipendente.

Per la valutazione della qualità delle immagini, sono state analizzate immagini acquisite con i fantocci fantocci Elekta Las Vegas e Sun Nuclear 1251 MV-QA. Con tali fantocci sono state effettuate valutazioni dei parametri: risoluzione di contrasto, risoluzione spaziale, uniformità e rumore. I risultati ricavati da questo studio sono atti a determinare indicazioni sui futuri controlli periodici.

4. ACCURATEZZA DELL'ISOCENTRO

Obiettivo di tale analisi è la verifica della accuratezza dell'isocentro in riferimento all'imaging portale EPID e la scelta di utilizzo di un metodo designato per i futuri controlli periodici, considerando la velocità di utilizzo e posizionamento e la precisione nelle misure di analisi. Sono state effettuate prove meccaniche sull'isocentro di rotazione di componenti come gantry, collimatore e tavolo trattamento in riferimento all'imaging portale (EPID). Con finalità di verificare la circonferenza della sfera di isocentro nel corso della movimentazione, la quale, come riportato da Klein et al.: Task group 142 Report: QA of Medical Accelerator [10], deve rientrare nel valore di incertezza di ± 2 mm. È stata effettuata un'ulteriore analisi riguardante l'insorgenza di possibili errori di posizionamento del fantoccio, in una serie di analisi ripetute, da parte dell'operatore, in quanto la precisione di posizionamento del fantoccio è dipendente dalla precisione dell'operatore e va però ad inficiare la precisione dei risultati dell'analisi. Il controllo è stato eseguito sui macchinari LINAC Synergy S e Versa HD presenti nella U.O.C. Radioterapia dell'Ospedale San Bortolo di Vicenza. Tali analisi sono state eseguite con l'utilizzo di due diversi fantocci:

- Elekta Synergy Basic Calibration Kit MRT 1599 (ball bearing), fantoccio utilizzato negli acceptance test dei macchinari della UOC di Radioterapia
- PTW ISOBALL isocenter marker T42037

4.1 DESCRIZIONE E POSIZIONAMENTO FANTOCCIO BALL BEARING ELEKTA

Il Fantoccio Elekta Synergy Basic Calibration Kit MRT 1599 (ball bearing), è formato da un'asta di vetro acrilico di circa 30 cm di lunghezza e di circa 1 cm di diametro, contenente una sfera di acciaio di diametro di 8 mm posta distalmente, l'asta è fissata ad una serie di tre supporti regolabili con viti micrometriche (Figura 4.2) secondo tre gradi di movimento traslazionali. Il fantoccio viene posizionato nella posizione più craniale del lettino di trattamento, portando in questo modo la parte distale dell'asta, contenente la sfera, fuori dalla superficie del lettino, viene fissato ad esso mediante quattro viti, in corrispondenza dei fori laterali, ordinariamente utilizzati per il fissaggio dei supporti del paziente in corso di trattamento (Figura 4.2), questo attribuisce stabilità al fantoccio nelle fasi di spostamenti del lettino e maggior facilità di riproducibilità del posizionamento iniziale in fase di centratura dello stesso. Si procede successivamente con il centraggio della sfera, centrandola con i laser della sala di trattamento in corrispondenza delle linee di repere posizionate lungo l'asta, rappresentative dei tre assi (Figura 4.3). Si centra movimentando il lettino di trattamento e, in fase finale, per una maggiore accuratezza, si termina la centratura utilizzando le viti micrometriche (Figura 4.1).



Figura 4.1: viti micrometriche.

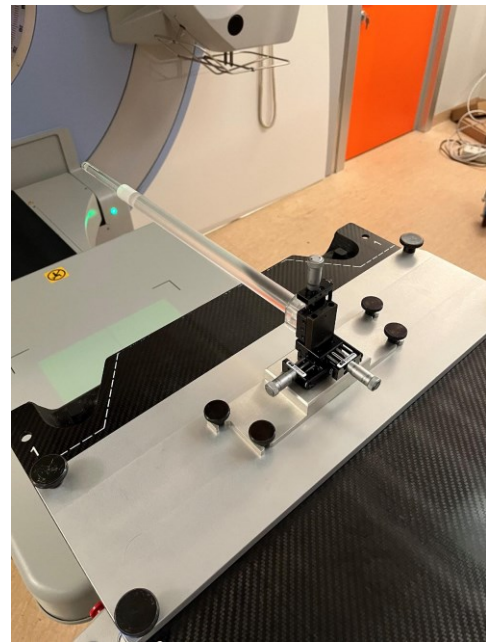


Figura 4.2: posizionamento fantoccio.

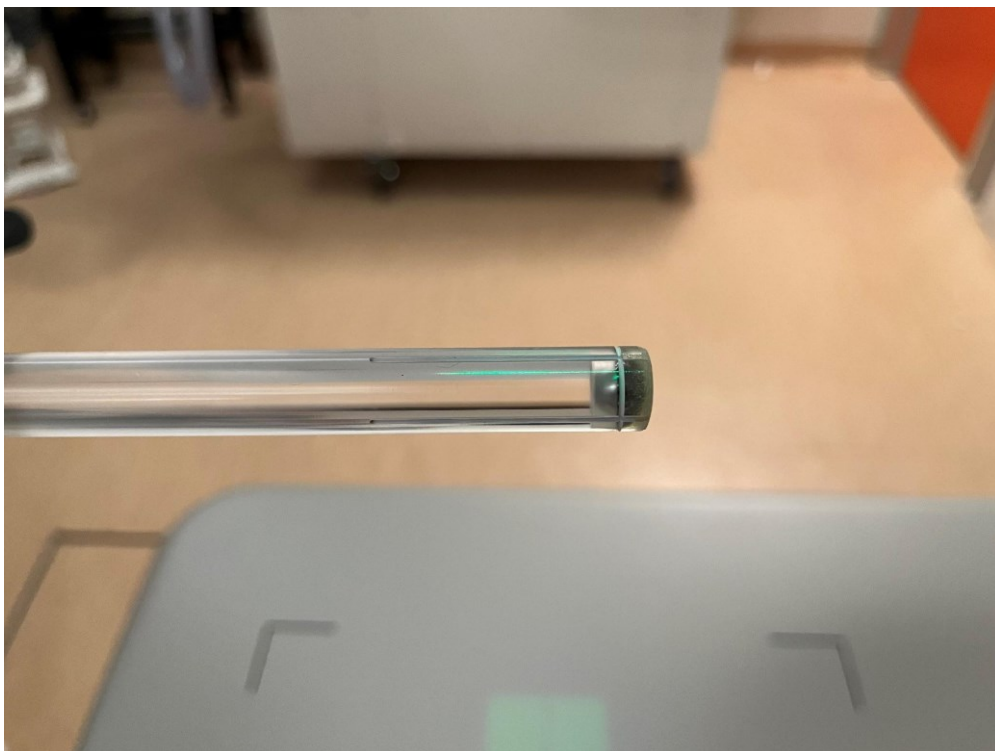


Figura 4.3: linee di repera per la centratura della sfera. L'immagine non rappresenta il corretto centramento della sfera, ma la localizzazione delle linee di repera.

4.2 DESCRIZIONE E POSIZIONAMENTO FANTOCCIO PTW ISOBALL

Il fantoccio PTW ISOBALL isocenter marker T42037 è formato dai seguenti componenti, mostrati in Figura 4.4:

- 1 Piatto regolabile
- 2 supporto morsetto con vite zigrinata
- 3 asta
- 4 sfera di acciaio, diametro di 6mm
- 5 vite zigrinata (2 pezzi) per allineamento in direzioni X e Y
- 6 telaio di base
- 7 vite zigrinata per allineamento in altezza (direzione Z)

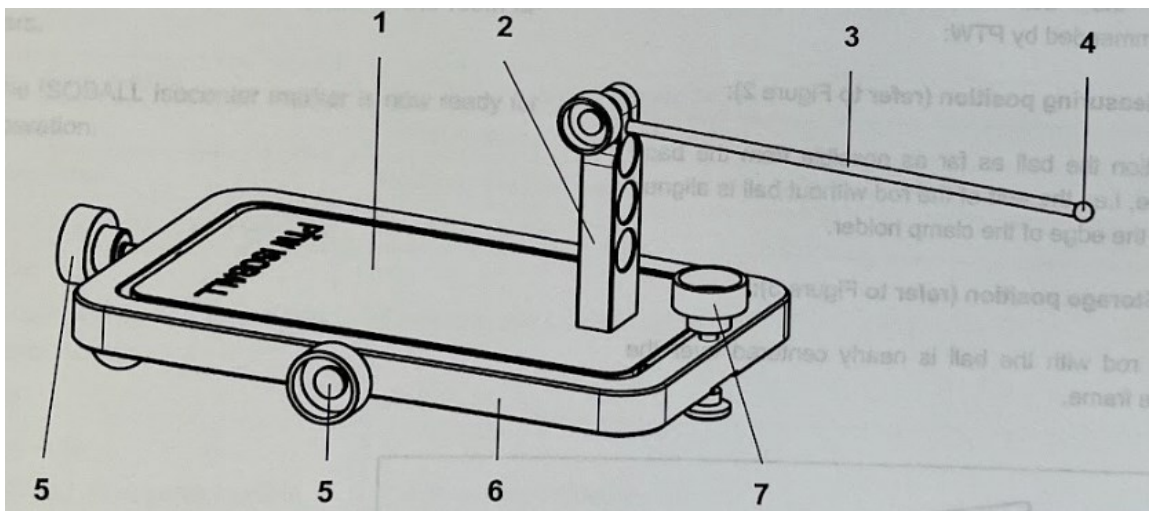


Figura 4.4: ISOBALL isocenter marker, sfera in posizione di misurazione.

Il fantoccio ISOBALL isocenter marker viene posizionato nel lettino di trattamento attraverso i seguenti passaggi:

- Portare l'asta e la sfera in posizione come in Figura 4.4
- Centrare la sfera mediante l'ausilio delle tre viti zigrinate lungo i tre assi X,Y e Z in modo che sia posizionata all'isocentro corrispondente all'incrocio dei laser della sala(figura 4.5).
- Portare il pannello dell'EPID dalla posizione di parcheggio alla posizione di acquisizione.

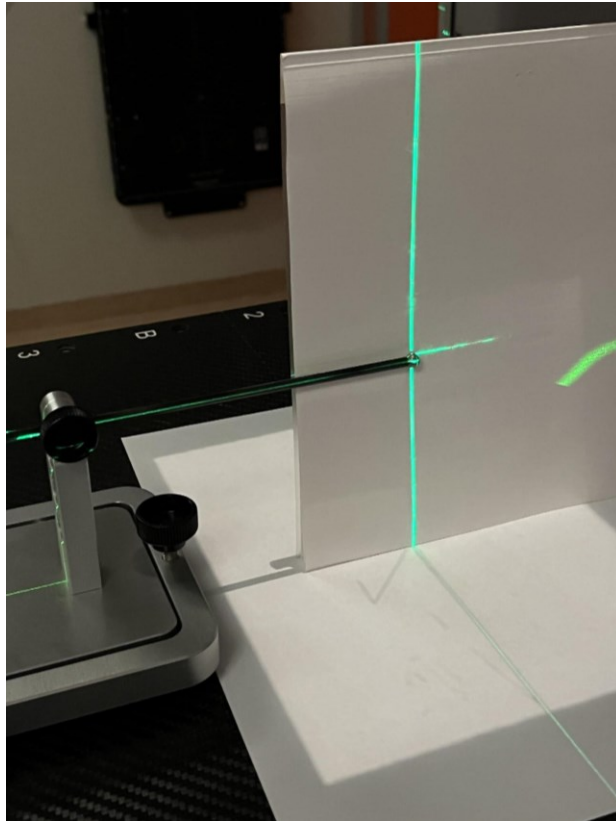


Figura 4.5: fantoccio PTW ISOBALL centrato in corrispondenza dei laser di trattamento.

4.3 PROCEDURA DI ACQUISIZIONE DELLE IMMAGINI

Sono acquisite delle immagini, mediante imaging portale (EPID), della sfera posizionata distalmente ai fantocci. Le immagini sono acquisite con diversi

movimenti di rotazioni dei componenti meccanici del LINAC, con lo scopo di ricavare informazioni sull'accuratezza di posizionamento dell'isocentro.

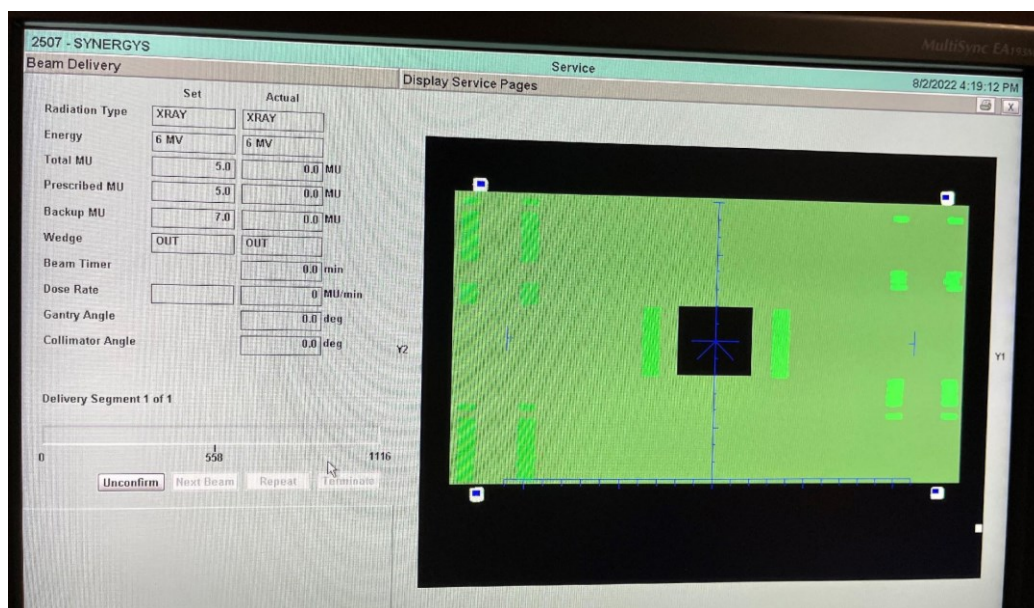


Figura 4.6: schermata di impostazione parametri modalità service.

L'acquisizione delle immagini è stata eseguita attraverso i seguenti passaggi. Per poter personalizzare i parametri di energia fascio, di meccanica del gantry e della conformazione del collimatore multi lamellare, si entra in modalità service nel computer in sala comandi dell'acceleratore, impostando i seguenti parametri:

tipi di energia	X ray
energia	6 MV
Filtro a cuneo	Out
Dimensioni (riportato da user manual PTW: campo minimo)	4 cm x 4 cm

corrispondente a grandezza della sfera+30mm)	
Unità monitor da erogare	5 UM

Le immagini sono state acquisite con diversi angoli di rotazione di gantry, collimatore e lettino di trattamento. Per l'analisi in modalità gantry e collimatore sono stati acquisiti 8 angoli. Movimenti di rotazione dei componenti meccanici effettuati in Analisi gantry:

Rotazione gantry	Rotazione collimatore	Rotazione lettino
0°	0°	0°
60°	0°	0°
90°	0°	0°
120°	0°	0°
180°	0°	0°
240°	0°	0°
270°	0°	0°
300°	0°	0°

Movimenti di rotazione dei componenti meccanici effettuati in Analisi Collimatore:

Rotazione gantry	Rotazione collimatore	Rotazione lettino
0°	0°	0°
0°	60°	0°
0°	90°	0°
0°	120°	0°
0°	180°	0°
0°	240°	0°
0°	270°	0°
0°	300°	0°

Per le analisi in modalità collimatore e gantry si possono effettuare gli spostamenti di angolo di rotazioni delle due componenti dal monitor in sala comandi, prestando particolare attenzione ad impostare i valori di angolo service, in quanto il gantry ed il collimatore non permettono una rotazione completa di 360°, ma di soli 180 (gli angoli compresi da 180 a 360° avranno valori service negativi). Riportati in tabella i corrispondenti angoli service e clinical considerati nello studio:

Angolo service	Angolo clinical
-120	240
-90	270
-60	300

Diversamente dai due tipi di analisi precedenti, la rotazione del lettino è stata effettuata manualmente in sala di trattamento. Questa scelta è

motivata dal fatto che, soprattutto nel caso del fantoccio PTW ISOBALL isocenter marker T42037, un movimento automatizzato del lettino potrebbe applicare troppa tensione ai supporti immobilizzatori del fantoccio, fino a portare ad uno spostamento di quest'ultimo date le sue ridotte dimensioni. Ulteriore fattore che ha portato alla movimentazione manuale dell'angolo di rotazione di lettino è la differenza tra angolo di rotazione riportato nella schermata service del computer in sala comandi e l'angolo clinical, ovvero quello riportato nella struttura rotante pavimentata in sala trattamento, che può indurre ad un errore interpretativo dell'operatore.

Angolo service	Angolo clinical
90	270
45	315
-45	45
-90	90

Movimenti di rotazione dei componenti meccanici effettuati in Analisi lettino:

Rotazione gantry	Rotazione collimatore	Rotazione lettino
0°	0°	0°
0°	0°	270°
0°	0°	315°
0°	0°	45°
0°	0°	90°

Le serie di immagini vanno salvate con le sigle: G per il gantry, C o K per il collimatore, T, TI o TA per il lettino, affiancate dal valore di angolo. Gli angoli devono avere valore positivo, corrispondenti quindi ai valori di angolo clinical.

4.4 ANALISI DELLE IMMAGINI

Per analizzare le immagini ottenute dalle serie di acquisizioni (Figura 4.7), viene utilizzato il software isocheck EPID v. 1.1 [8]. Il Software analizza le immagini individuando le coordinate del centro della sfera e del centro del campo di radiazione e le mette in relazione per ricavare l'accuratezza di posizionamento dell'isocentro.

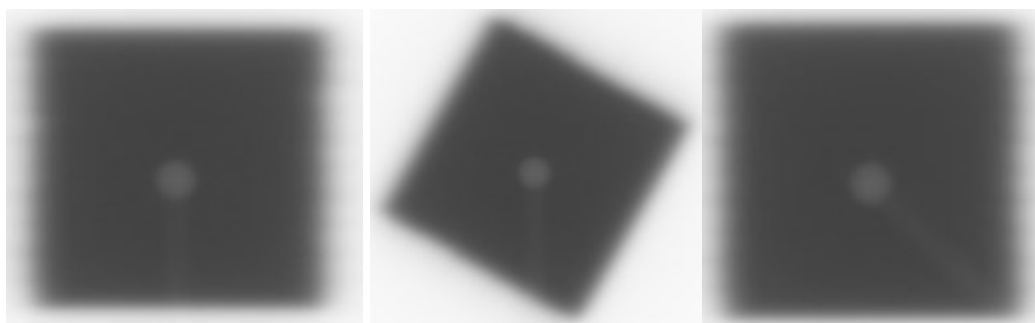


Figura 4.7: esempi di acquisizioni della sfera con rotazione di gantry (imm. a sinistra), rotazione collimatore 60° (imm. centrale) e rotazione lettino di trattamento a 45° (imm. a destra).

Per effettuare l'analisi delle acquisizioni vanno inseriti le definizioni dell'acceleratore lineare e i parametri di acquisizione, riportati poi a sinistra nella schermata del software, come in Figura 4.8.

Definizioni dell'acceleratore lineare:

- Nome commerciale acceleratore dove è stata effettuata la serie di acquisizioni;
- ditta produttrice di quest'ultimo;
- tipo di radiazione (es. fotoni).

Parametri di acquisizione standardizzati per tutti i tipi di analisi, corrispondenti ai parametri impostati in fase di misura in sala di trattamento:

- modalità-> Gantry/collimatore/Lettino;
- dimensioni campo-> 4cm;
- dimensioni marker (sfera di acciaio)-> 6 mm su fantoccio PTW, 8 mm su fantoccio ball bearing ELEKTA;
- distanza EPID-testata LINAC-> 160cm;
- Energia del fascio di radiazione-> 6 MV.

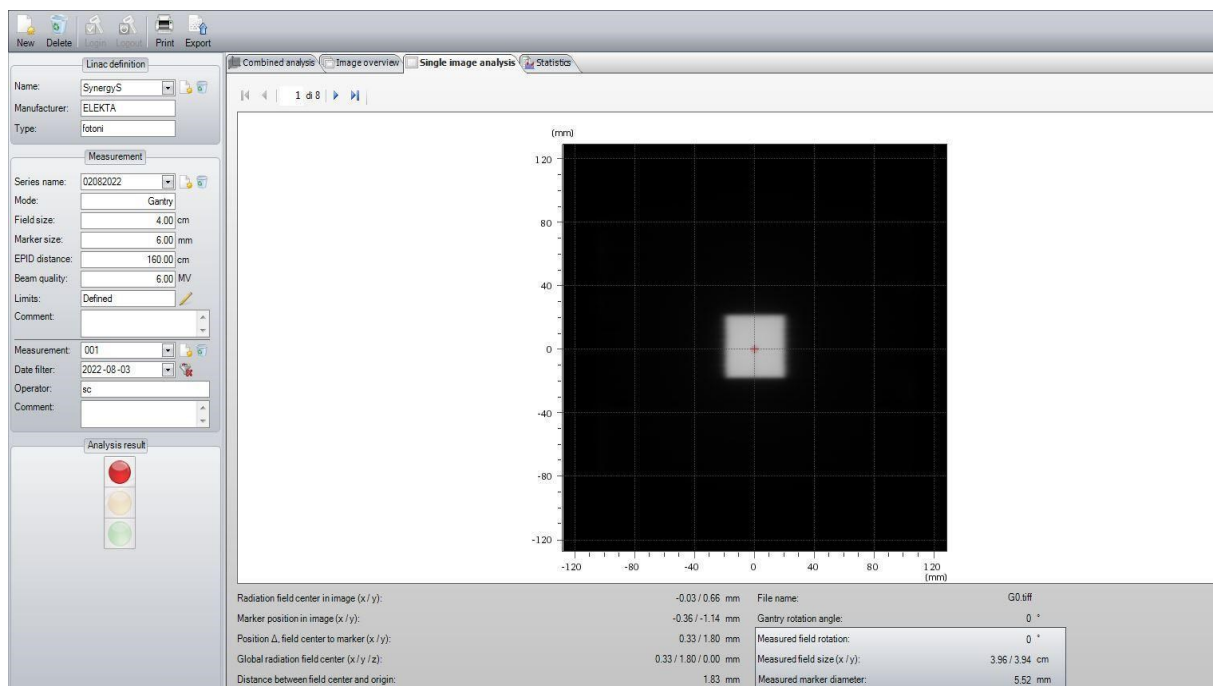


Figura 4.8: schermata software isocheck EPID v 1.1 per analisi singole immagini

Nella schermata dei risultati delle analisi delle singole acquisizioni presentata dal software troviamo, a sinistra, riportati i parametri di acquisizione e le definizioni dell'acceleratore lineare, precedentemente impostate. L'acquisizione viene visualizzata in un grafico di coordinate cartesiane corrispondenti al pannello dell'EPID, dove troviamo segnato con una croce rossa il centro, riferimento dell'analisi. Sotto l'immagine si trovano i valori in riferimento alle coordinate spaziali di:

- coordinate (x/y) del centro di campo di radiazione nell'acquisizione in analisi;
- coordinate (x/y) del centro del marker (sfera) nell'acquisizione in analisi;
- distanza tra centro del marker e il centro del campo di radiazione
- coordinate globali centro del campo (x/y/z)
- distanza tra centro del campo ed origine

I parametri (posizione, dimensione, orientamento) del campo di radiazione delimitato dal collimatore e l'ombra della sfera sono definiti dai seguenti passaggi per ogni singola immagine di misura:

Campo di radiazione/ombra della sfera:

- regolazione sfocatura dell'immagine di misurazione ed aumento del contrasto
- Rilevamento dei bordi del campo di radiazione/ombra della sfera
- Determinazione dei parametri utilizzando la tecnica di trasformazione di Hough [9] per il rilevamento dei margini.

La posizione dell'isocentro e il diametro della sfera di isocentro (o cerchio di isocentro) vengono determinati dai seguenti passaggi, basati sull'analisi dei dati delle immagini delle singole misure:

- Determinazione delle coordinate del centro campo di radiazione e dell'ombra della sfera riferite all'immagine di misurazione
- Trasformazione delle coordinate in coordinate del sistema di riferimento
- l'origine del sistema di coordinate è, in base alla modalità di analisi, al determinato centro dell'immagine del campo di radiazione/sfera. Si divide in due modalità: modalità analisi gantry e collimatore dove il centro dell'immagine corrisponde al centro dell'ombra della sfera, mentre nella modalità di analisi lettino, il centro dell'immagine corrisponde al centro del campo di radiazione
- Il software calcola la distanza tra isocentro e origine mettendo in relazione il centro della sfera ed il centro del campo di radiazione. In modalità di analisi gantry e collimatore, mantiene fissa la posizione di origine corrispondente al centro della sfera, calcolando i vari spostamenti del campo di radiazione in riferimento ad essa. In modalità di analisi lettino invece mantiene fissa la posizione del centro di campo (origine), calcolando i vari spostamenti del centro della sfera in riferimento ad essa
- Determinazione della posizione dell'isocentro mediante calcolo della media aritmetica dalle coordinate delle immagini delle singole misure
- Determinazione del diametro dell'isocentro della sfera (o cerchio di isocentro). Il raggio dell'isocentro della sfera (o cerchio di isocentro) è equivalente alla distanza tra la posizione dell'isocentro determinata e il centro di una singola immagine di misurazione più lontana da esso.

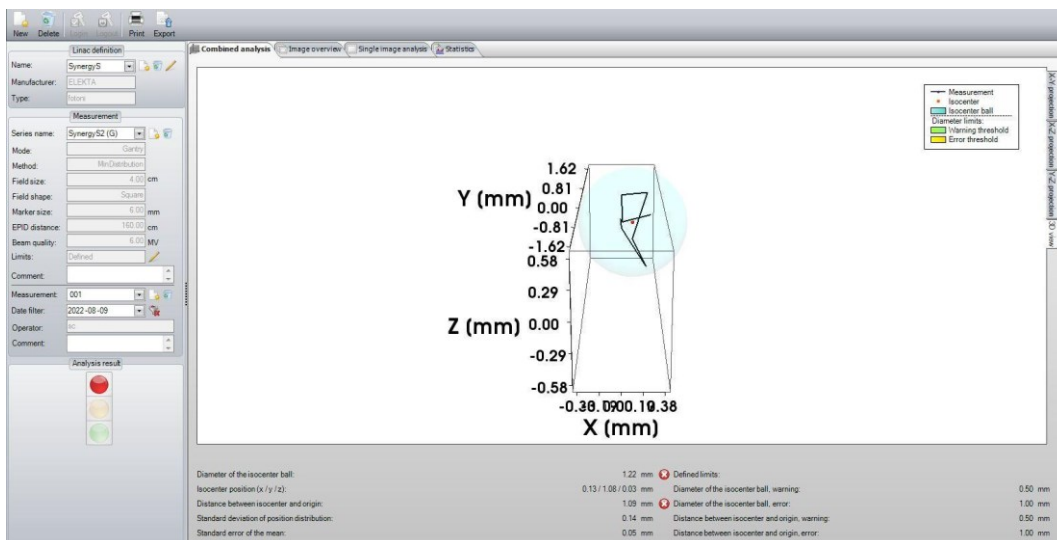


Figura 4.9: immagine combinata tridimensionale.

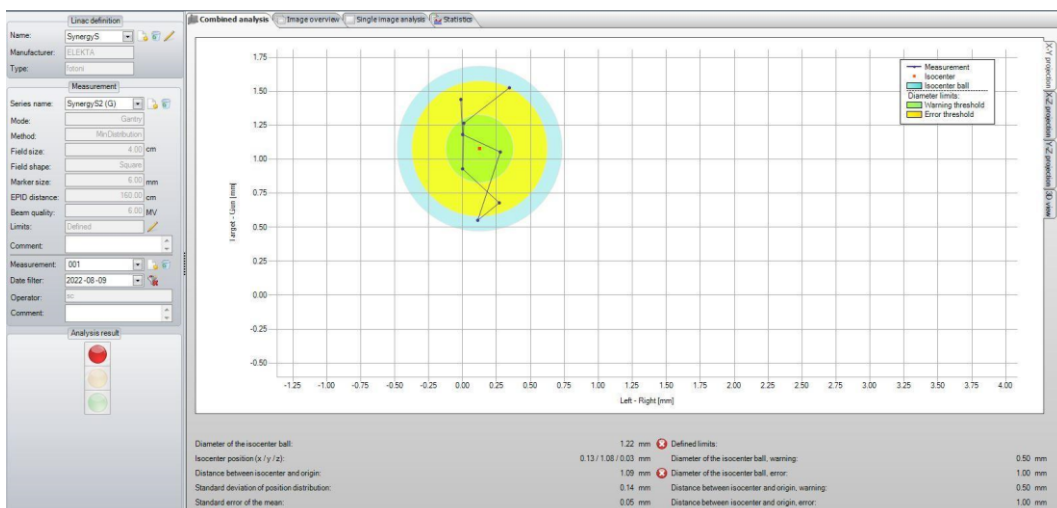


Figura 4.10: analisi combinata bidimensionale.

Il software rappresenta i risultati delle analisi combinate delle diverse acquisizioni con i seguenti elementi (Figure 4.9 e 4.10):

- Rappresentazione grafica delle analisi in due o tre dimensioni: il grafico mostra la distribuzione delle posizioni determinate nelle singole immagini, riportate in un sistema cartesiano dimensionato in millimetri. Una linea unisce gli isocentri delle

singole immagini, corrispondenti ai punti, posizionandosi sopra con il cursore vengono mostrati i dati corrispondenti

- Rappresentazione di 3 sfere di diverso colore:
 - sfera azzurra-> sfera di isocentro
 - sfera gialla-> sfera di diametro accettabile come limite massimo prima di essere segnalato come errore
 - sfera verde-> sfera di diametro accettabile come limite idoneo al parametro richiesto
- Le proiezioni vengono rappresentate nel grafico in diversi piani di visualizzazione:
 - Proiezione piano bidimensionale X-Y (Figura 4.10) (X->destra-sinistra; Y->gun-target), piano di visualizzazione di default per modalità analisi collimatore e lettino.
 - Proiezione nel piano bidimensionale X-Z, (X->destra sinistra; Z->cranio caudale) visualizzazione disponibile solo per la modalità di analisi “gantry”
 - Proiezione nel piano bidimensionale Y-Z (Y = gun to target; Z->cranio-caudale) visualizzazione disponibile solo per la modalità di analisi “gantry”
 - Visualizzazione tridimensionale (Figura 4.9): il grafico mostra la distribuzione spaziale dell’isocentro, orientato nei tre piani, rappresentato dall’unione con una linea delle posizioni degli isocentri delle singole immagini di acquisizione. Questa visualizzazione è disponibile solo per la modalità di analisi “gantry”, della quale è inoltre la visualizzazione di default.

4.5 RISULTATI DELLE ANALISI

Dai risultati ottenuti, sulle serie di acquisizioni analizzate, sono stati effettuati studi di confronto tra i due diversi metodi e su analisi ripetute con lo stesso metodo.

Confronto tra metodi

In questa tipologia di analisi vengono confrontati i risultati ottenuti con i due differenti fantocci, Elekta Synergy Basic Calibration Kit MRT 1599 (ball bearing) e PTW ISOBALL isocenter marker T42037. Lo scopo di questa analisi è quindi determinare quale dei due fantocci è più preciso nella determinazione dell'accuratezza di isocentro, per essere indicato come metodo per i futuri controlli di qualità periodici. Nelle seguenti tabelle, vengono confrontati i risultati per ogni LINAC, su cui sono state effettuate le acquisizioni, con i rispettivi risultati per modalità di analisi gantry, collimatore e lettino. Vengono presentati i valori risultanti di:

- diametro sfera di isocentro;
- distanza tra isocentro e origine del sistema di coordinate di riferimento;
- deviazione standard della distribuzione delle posizioni di isocentro.

Versa HD

METODO	GANTRY	COLLIMATORE	LETTINO
BALL BEARING	d. isoc. 1,71 mm dist. is.-or. 0,67 mm dev.std 0,11 mm	d. isoc. 0,92 mm dist. is.-or. 0,77 mm dev.std 0,08 mm	d. isoc. 2,37 mm dist. is.-or. 0,86 mm dev.std 0,06 mm
PTW	d. isoc. 2,91 mm dist. is.-or. 0,87 mm dev.std 0,21 mm	d. isoc. 1,26 mm dist. is.-or. 0,92 mm dev.std 0,08 mm	d. isoc. 2,92 mm dist. is.-or. 0,88 mm dev.std 0,28 mm

Synergy S

METODO	GANTRY	COLLIMATORE	LETTINO
BALL BEARING	d. isoc. 1,23 mm dist. is.-or. 0,59 mm dev.std 0,11 mm	d. isoc. 1,66 mm dist. is.-or. 0,61 mm dev.std 0,08 mm	d. isoc. 0,46 mm dist. is.-or. 0,10 mm dev.std 0,05 mm
PTW	d. isoc. 1,39 mm dist. is.-or. 0,84 mm dev.std 0,14 mm	d. isoc. 1,72 mm dist. is.-or. 0,94 mm dev.std 0,11 mm	d. isoc. 1,24 mm dist. is.-or. 0,27 mm dev.std 0,16 mm

I risultati ottenuti mostrano, in entrambi i LINAC ed in tutte le modalità di analisi (gantry, collimatore, lettino), una maggiore precisione del metodo di analisi che utilizza il fantoccio ball bearing. Questo può essere dovuto ad una maggiore dimensione del repere sferico (8 mm a differenza di 6 mm di PTW), associato alla presenza di linee di repere coincidenti ai 3 laser di isocentro della sala di trattamento. Queste, poste distalmente all'asta ed in corrispondenza della sfera, permettono un accurato processo di centratura (Figura 4.3).

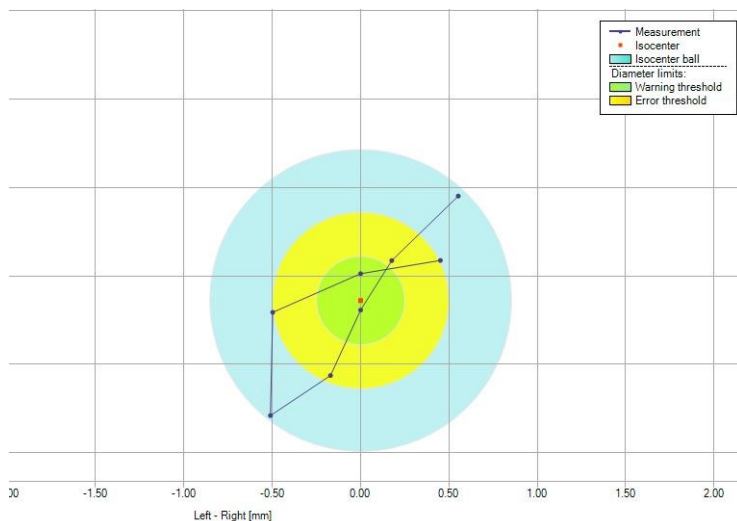


Figura 4.11: Analisi bidimensionale gantry effettuata su Versa HD con metodo ball bearing (unità di misura degli assi->mm)

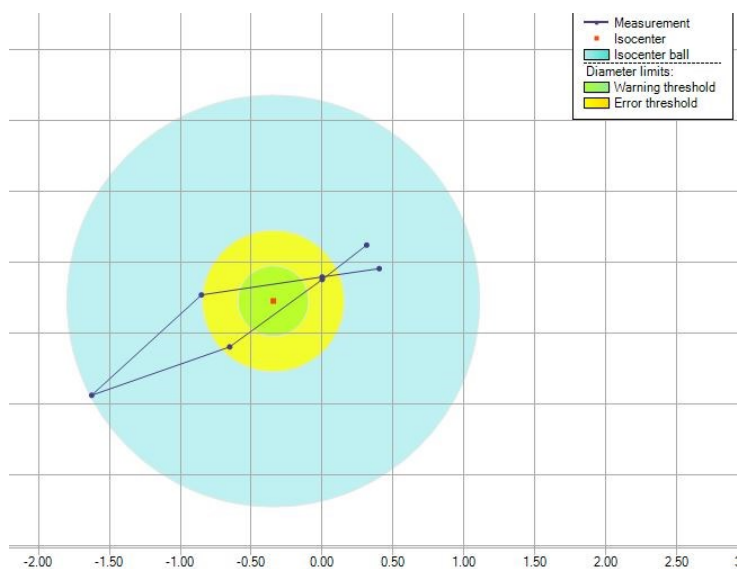


Figura 4.12: Analisi bidimensionale gantry effettuata su Versa HD con metodo PTW isoball (unità di misura degli assi->mm)

In particolare, si nota una maggiore differenza di accuratezza nell'analisi di rotazione del gantry, effettuate in acceleratore lineare Versa HD (Figure 4.11 e 4.12). Nell'analisi effettuata con metodo PTW isoball (Figura 4.12), risulta addirittura che il valore del diametro di isocentro sia fuori dalla

tolleranza di 2 mm, in riferimento a TG 142 [10]. Valore che rientra invece nella tolleranza con il metodo ball bearing, ciò evidenzia che la differenza tra i due risultati sia causata da una minor accuratezza del metodo PTW isoball. Per questo motivo, vien scelto il metodo ball bearing per i futuri controlli periodici, malgrado quest'ultimo richieda maggior tempo nella procedura di posizionamento e centratura, essendo dotato di supporti alla base, da fissare al lettino di trattamento e supporti dell'asta, da fissare alla base.

Analisi ripetute

Questa analisi è stata effettuata con il metodo che impiega il fantoccio Elekta Synergy Basic Calibration Kit MRT 1599 (ball bearing), su LINAC Synergy S. Sono state eseguite 3 misure, effettuate dall'operatore in 3 momenti diversi, ma seguendo la stessa procedura di centramento del repere. Sono stati acquisite 3 serie di immagini con 4 diversi angoli di rotazione del gantry, mantenendo invariato l'angolo di rotazione di gantry e lettino:

Rotazione gantry	Rotazione collimatore	Rotazione lettino
0°	0°	0°
90°	0°	0°
180°	0°	0°
270°	0°	0°

In questa analisi l'operatore ha effettuato misurazioni centrando il repere in diversi momenti. L'obiettivo è quindi constatare che, nel rispetto delle tolleranze (es. diametro sfera di isocentro di ± 2 mm), i risultati siano omogenei, ovvero non presentano valori eccessivamente discordanti. Lo

scopo finale è certificare che l'analisi sia riproducibile per i controlli di qualità periodici. Per le tre misure ripetute con medesimi parametri di acquisizione, vengono presentati i valori risultanti di:

- diametro sfera di isocentro;
- distanza tra isocentro e origine del sistema di coordinate di riferimento;
- deviazione standard della distribuzione delle posizioni di isocentro:

ANALISI MISURA n.1	ANALISI MISURA n.2	ANALISI MISURA n.3
d. isoc. 1,36 mm dist. is.-or. 0,29 mm dev.std 0,12 mm	d. isoc. 1,29 mm dist. is.-or. 0,62 mm dev.std 0,25 mm	d. isoc. 1,38 mm dist. is.-or. 0,32 mm dev.std 0,09 mm

Sui risultati relativi alle 3 analisi ripetute, è stato calcolato il valore medio per ogni parametro. Con le risultanti medie sono state calcolate le differenze percentuali tra singoli valori e medie dei valori per ogni parametro:

- differenza percentuale d.isoc.= $\frac{|misura\ d.isoc.-media\ d.isoc.}|}{media\ d.isoc.} \times 100$
 - misura ripetuta n.1-> 1,5%
 - misura ripetuta n.2-> 3,7%
 - misura ripetuta n.3-> 2,9%
- diff. percentuale dist.is.-or.= $\frac{|misura\ dist.is.or.-media\ dist.is.or.}|}{media\ dist.is.or.} \times 100$
 - misura ripetuta n.1-> 29%
 - misura ripetuta n.2-> 51%
 - misura ripetuta n.3-> 22%
- diff. percentuale dev.std= $\frac{|misura\ dev.std-media\ dev.std|}{media\ dev.std} \times 100$

- misura ripetuta n.1-> 20%
- misura ripetuta n.2-> 67%
- misura ripetuta n.3-> 40%

I valori di differenza percentuale dei parametri diametro di isocentro, distanza isocentro-origine e deviazione standard, presentano un valore massimo rispettivamente del 3,7%, 51% e 67%. Tali risultati però, calcolati su medie rispettive di 1,34 mm, 0,41 mm e 0,15 rappresentano, in tutti e tre i casi, un'incertezza massima che consente comunque di rimanere all'interno delle tolleranze previste.

5. CONTROLLO SULLA QUALITÀ DELLE IMMAGINI

Il commissioning della qualità di imaging clinico su imaging planare MV, si basa sulla valutazione di parametri di immagine, in riferimento a Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators [10], riguardanti: risoluzione spaziale e di contrasto, uniformità, rumore, linearità spaziale. Tutti gli EPID attuali forniscono una risoluzione del contrasto dell'1% o migliore per oggetti più grandi (>5 mm). Queste caratteristiche sono sufficienti per eseguire la localizzazione portale sulla maggior parte dei campi di Radioterapia. Le seguenti analisi sono state effettuate nel sistema iView GT™ installato nell'acceleratore Versa HD, presente nella U.O.C. Radioterapia dell'Ospedale San Bortolo di Vicenza con i seguenti fantocci:

- Elekta Las Vegas: utilizzato in fase di accettazione, i quali risultati ottenuti in questa analisi sono quindi stati confrontati con quelli dell'acceptance test. Permette di valutare, attraverso un'analisi visiva quantitativa, la risoluzione di contrasto;
- Sun Nuclear 1251 MV-QA: sul quale sono state effettuate valutazioni quantitative dei seguenti parametri: risoluzione spaziale, uniformità e rumore. Parametri verificati per la prima volta, che costituiranno quindi la baseline per i futuri controlli periodici di qualità imaging.

5.1 ANALISI CON FANTOCCIO LAS VEGAS

Il fantoccio Las Vegas è stato utilizzato nei test di accettazione e QA continua. È composto da fori di larghezza e di profondità variabili, incorporati nell'alluminio, che rappresentano il livello standard di risoluzione spaziale di contrasto. La Visualizzazione di un un certo foro

implica una risoluzione specifica per una data combinazione acceleratore lineare/EPID. Gli EPID impostati correttamente saranno tipicamente in grado di determinare i 17 buchi ombreggiati (Figura 5.1). La maggior parte delle analisi dovrebbero essere in grado di determinare altri quattro contrassegnati con X. I sistemi AMFPI dovrebbero essere in grado di determinare tutti i fori [11].

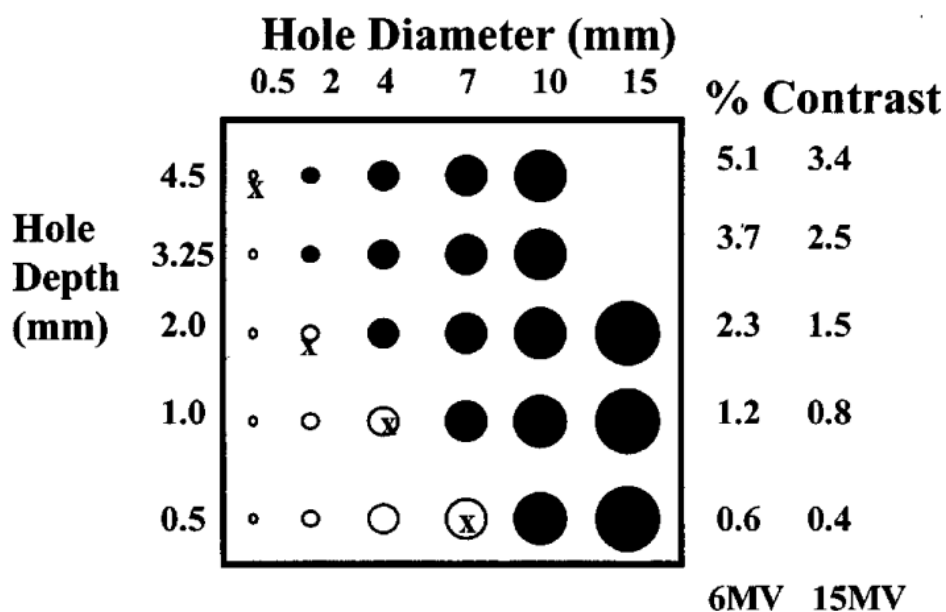


Figura 5.1 fantoccio Las Vegas per risoluzione spaziale e di contrasto.

Procedura operativa controllo di qualità con fantoccio Las Vegas

- Posizionare il fantoccio sul lettino di trattamento, centrandolo all'isocentro del campo luminoso e con il laser laterale sulla prima linea di reperi rappresentata da un incavo del materiale (Figura 5.3), con l'angolo smussato del fantoccio posizionato cranialmente a destra (Figura 5.2)

- Per poter personalizzare i parametri di energia fascio, di meccanica del gantry, della conformazione del collimatore multi-lamellare, si entra in modalità service nel computer in sala comandi dell'acceleratore
- Per la seguente analisi si effettuano due acquisizioni, con valori impostati corrispondenti a quelli erogati nell'acceptance test dell'apparecchiatura [12]:

tipo di energia	Raggi X
energia	6 MV (1^ acquisizione) 10 MV (2^ acquisizione)
fascio	Fascio appiattito (flattening filter) 100UM
dimensioni del campo	12 cm x 12 cm
filtro	Out
gantry	0°
collimatore	0°

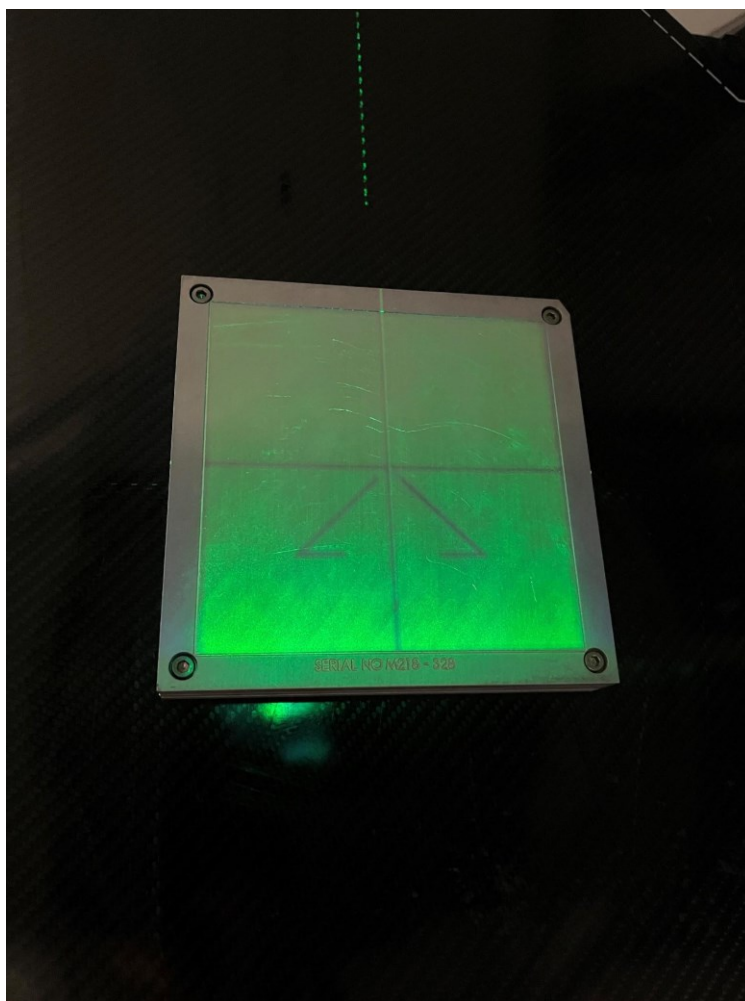


Figura 5.2: posizionamento fantoccio Las Vegas.

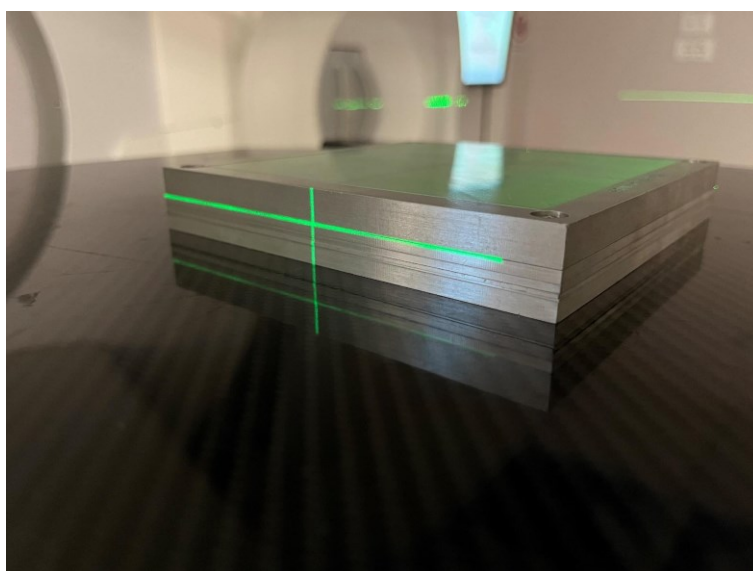


Figura 5.3: linee di reperi laterali fantoccio Las Vegas.

5.2 RISULTATI DELLE ANALISI FANTOCCIO LAS VEGAS

L'analisi delle immagini ottenute consente, attraverso l'osservazione quantitativa dei fori di larghezza e di profondità variabili, di valutare il parametro di risoluzione di contrasto. In questa analisi sono state effettuate acquisizioni a 6 MV e 10 MV e confrontati i risultati con le immagini dell'acceptance test per verificarne un possibile degrado della qualità dell'imaging portale.

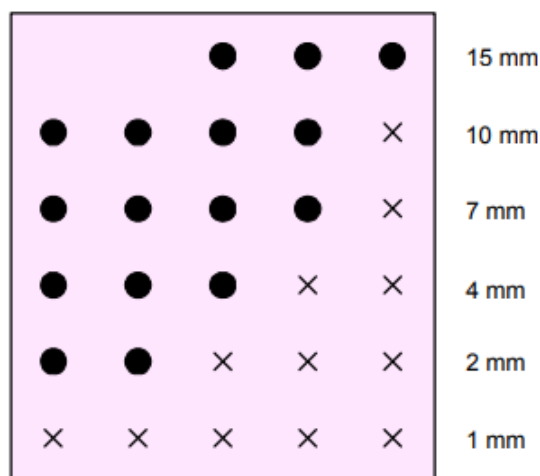


Figura 5.4: risultati valutati in acceptance test, acquisizione a 6 MV.



Figura 5.5: acquisizione 6 MV effettuata nello studio.

Confrontando le due acquisizioni all'energia di 6 MV, di acceptance test e quella effettuata nello studio, non sono stati determinati cambiamenti

nell'individuazione dei vari fori. I risultati di risoluzione di contrasto ricavati sono i seguenti:

- diametro 15 mm, profondità 0,5 mm: contrasto corrispondente-> 0,6%
- diametro 10 mm, profondità 1 mm: contrasto corrispondente-> 1,2%
- diametro 7 mm, profondità 1 mm: contrasto corrispondente-> 1,2%
- diametro 4 mm, profondità 2 mm: contrasto corrispondente-> 2,3%
- diametro 2 mm, profondità 3,25 mm: contrasto corrispondente-> 3,7%
- diametro 1 mm: non valutabile

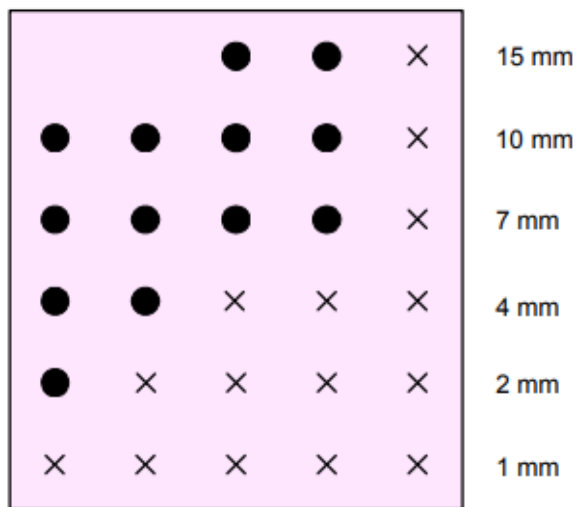


Figura 5.6: risultati valutati in acceptance test, acquisizione a 10 MV.

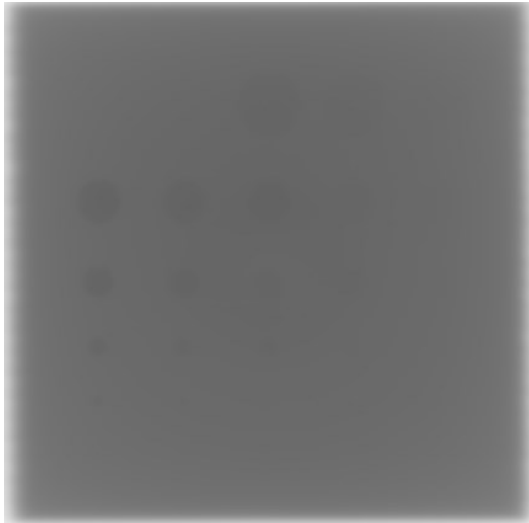


Figura 5.7: acquisizione 10 MV effettuata nello studio.

Confrontando le due acquisizioni all'energia di 10 MV, di acceptance test e quella effettuata nello studio, non sono stati determinati cambiamenti di valutazione dei vari fori. I risultati di risoluzione di contrasto ricavati sono i seguenti:

- diametro 15 mm, profondità 0,5 mm: contrasto corrispondente-> 0,8%
- diametro 10 mm, profondità 1 mm: contrasto corrispondente-> 0,8%
- diametro 7 mm, profondità 1 mm: contrasto corrispondente-> 0,8%
- diametro 4 mm, profondità 2 mm: contrasto corrispondente-> 2,5%
- diametro 2 mm, profondità 3,25 mm: contrasto corrispondente-> 3,4%
- diametro 1 mm: non valutabile

5.3 ANALISI FANTOCCIO SUN NUCLEAR

Il fantoccio Sun Nuclear 1251 MV-QA è stato progettato per i controlli periodici sulla garanzia della qualità dell'imaging planare. Con una singola acquisizione permette di effettuare una valutazione quantitativa di:

- posizionamento del fantoccio, per verificare il corretto allineamento dei laser in corrispondenza con il centro del pannello detettore
- uniformità e rumore
- linearità spaziale
- risoluzione spaziale

Nella seguente analisi sono state effettuate valutazioni su risoluzione spaziale, uniformità e rumore.

Specifiche tecniche MV-QA 1251 [13]:

area con bande (per scaling)	84,20mmx84,20mm±0.20mm
dimensioni fantoccio	lunghezza: 127,0 mm (5 pollici) larghezza: 102,0 mm (4 pollici) altezza: 24,8 mm (0,98 pollici)
peso fantoccio	1,18 kg (2,6 libbre)
materiale fantoccio	alluminio anodizzato
range di energie radiazioni	da 6 a 23 MV

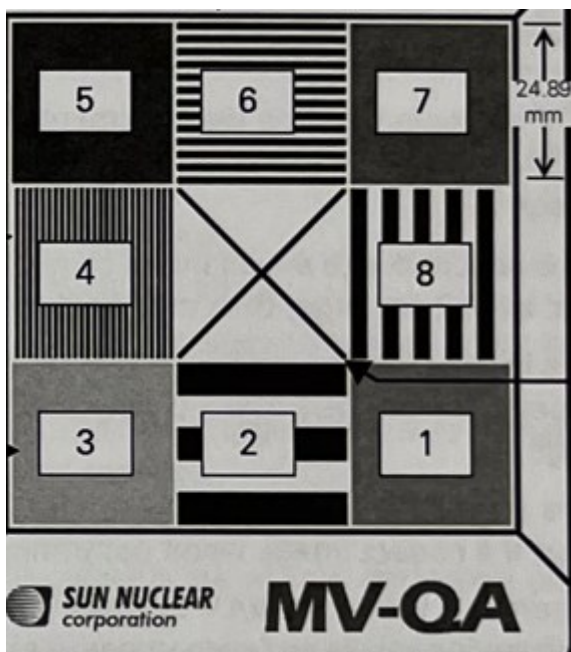


Figura 5.8: ROI (region of interest) fantoccio MV-QA.

ROI	paia di linee per mm	ROI	transmission rate
2	$0,1 \pm 0,01$	5	50%
8	$0,2 \pm 0,01$	7	58%
6	$0,5 \pm 0,02$	1	75%
4	$1,0 \pm 0,03$	3	98%

tabella rappresentativa delle valutazioni sulle ROI

Procedura operativa controllo di qualità fantoccio Sun Nuclear

- Posizionare sul lettino di trattamento il fantoccio sul suo supporto, in direzione longitudinale (Figura 5.9). Questo supporto permette di posizionare il fantoccio in posizione verticale a 45° gradi rispetto al lettino di trattamento. quando posizionato sul supporto, il punto più basso del fantoccio è a circa 3,8 cm dal lettino

- allineare i laser con le linee di repere sulla faccia anteriore, per i piani verticale e laterale, mentre sulla superficie laterale sul piano longitudinale (Figura 5.9)
- aprire il pannello di iView GT™ per l'acquisizione
- ruotare il gantry all'angolo di rotazione di 90°, in modo da acquisire la superficie anteriore del fantoccio, mentre collimatore non ruotato, a 0°
- nel computer di iView GT™, entrare in modalità service, per personalizzare i parametri meccanici e di acquisizione
- impostare un campo con MLC completamente aperti, di dimensioni di minimo di 2 cm più grandi della dimensione del fantoccio
- in questa acquisizione sono stati impostati i seguenti parametri:

tipo di energia	Raggi X
energia	6 MV
fascio	Fascio appiattito (flattening filter) 15 UM
dimensioni del campo	35 cm x 35 cm
filtro	Out
gantry	90°
collimatore	0°

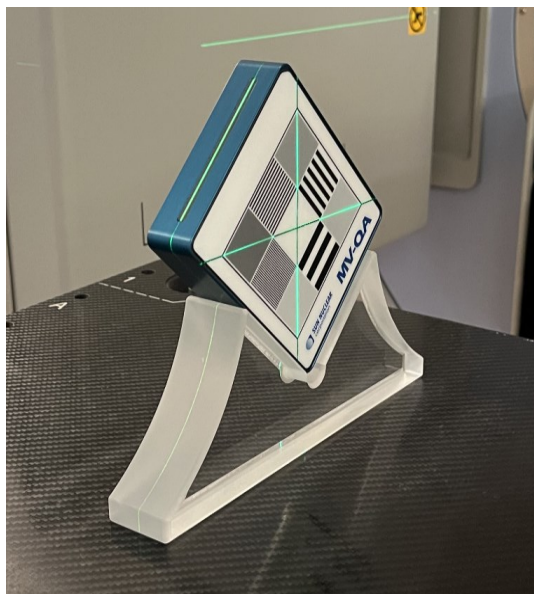


Figura 5.9: posizionamento fantoccio su supporto e centratura dei laser.

5.4 RISULTATI DELLE ANALISI FANTOCCIO SUN NUCLEAR

Sull'immagine ottenuta del fantoccio Sun Nuclear 1251 MV-QA (Figura 5.10), sono state effettuate analisi su risoluzione spaziale, mentre sulle quattro aree di diversi transmission rate, dati da differenti spessori del materiale, sono state analizzate uniformità e rumore.

Risultati di tali analisi, risultando essere le prime effettuate, rappresenteranno la baseline per i futuri controlli periodici che verranno effettuati, per valutare la qualità dell'imaging portale 2D, con questo fantoccio.

La valutazione della risoluzione spaziale viene effettuata attraverso un'analisi qualitativa di osservazione delle coppie di linee per millimetro valutabili.

In riferimento alla Figura 5.8, nell'acquisizione ottenuta nello studio (Figura 5.10), sono valutabili le ROI 2, 8 e 6. In base a questa analisi la risoluzione spaziale è corrispondente ad un valore di coppie di linee per mm pari a 0,5. Per le analisi di uniformità e rumore è stato utilizzato il software Image J, mediante il quale, dall'acquisizione ottenuta, sono state definite 4 ROI, di uguali dimensioni, sulle 4 corrispondenti aree di diversi transmission rate (Figura 5.10). Rappresentando, anche questa metodica di analisi, la baseline per le future, alcuni parametri dell'immagine di analisi sono stati annotati, in quanto dovranno essere ugualmente impostati nelle future misure, per mantenere la riproducibilità dell'analisi. Valore dimensione immagine impostato su Imagej=78,3%;

Posizionamento delle ROI salvato su file, in modo che nelle successive misurazioni, acquisendo il fantoccio con gli stessi parametri di questo studio, le ROI analizzeranno le analoghe aree, mantenendo un'attendibile riproducibilità di analisi.

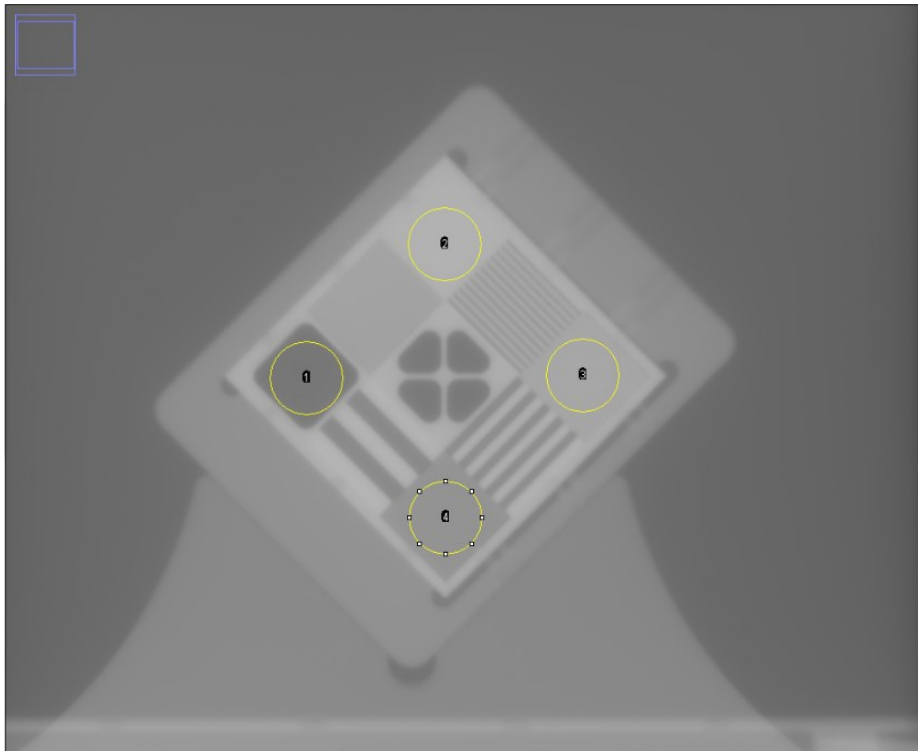


Figura 5.10: immagine di acquisizione fantoccio Sun Nuclear, con ROI su aree di diversi transmission rate.

Sulle 4 ROI il software di Image j ha effettuato un'analisi dei pixel aventi, a causa di diversi spessori del materiale, livelli di attenuazione differenti. L'analisi ha riportato ai risultanti valori di: valore medio dei pixel, deviazione standard, valore minimo e valore massimo, riportati in Figura 5.11.

	Area	Mean	StdDev	Min	Max
1	0.464	35128.950	344.985	34702	37214
2	0.464	48055.348	96.645	47543	48229
3	0.464	45583.574	53.001	45415	45711
4	0.464	41241.730	63.011	41087	41529

Figura 5.11: valori ottenuti dalle 4 ROI.

Per ricavare i valori dei parametri di immagine, in relazione ai risultati ottenuti da questa analisi, sono state applicate le seguenti relazioni:

$$\text{uniformità} = 100 \times \left(1 - \frac{\text{max} - \text{min}}{\text{max} + \text{min}} \right)$$

$$\text{rumore} = \frac{\text{deviazione standard}}{\text{media}} \times 100$$

Ottenendo i seguenti risultati:

ROI	uniformità	rumore
1	96,5%	0,9%
2	99,3%	0,2%
3	99,7%	0,1%
4	99,5%	0,2%

Questo studio, ottenuto con entrambi i metodi, ha permesso la verifica di parametri di qualità di immagine aggiuntivi rispetto a quelli valutati in fase di accettazione, che verranno considerati come riferimento per i successivi controlli di qualità.

Conclusioni

Le apparecchiature utilizzate per applicazioni di Radioterapia sono integrate con sistemi di imaging per la verifica del corretto posizionamento del paziente in corso di trattamento, in modo da garantire un confronto con le immagini acquisite in fase di centratura ed utilizzate per i calcoli dosimetrici di pianificazione. Vista la loro importanza in relazione al percorso di cura radioterapico, richiedono una costante garanzia della qualità, attraverso l'esecuzione di controlli periodici sul corretto funzionamento. L'obiettivo di questo studio è stato la determinazione di procedure operative in modo da ottimizzare l'esecuzione dei controlli di qualità con lo scopo di renderli più efficienti e riproducibili. Sono quindi state eseguite verifiche atte a valutare l'accuratezza dell'isocentro MV, in riferimento alla rotazione di componenti quali gantry, collimatore e lettino. Nell'effettuare queste misure, sono stati confrontati i risultati ottenuti con i fantocci Elekta Synergy Basic Calibration Kit MRT 1599 (ball bearing) e PTW ISOBALL isocenter marker T42037, a parità di modalità di acquisizione e di analisi. Lo scopo di questa analisi è stato quindi definire quale dei due fantocci sia più preciso ed accurato nella determinazione della posizione dell'isocentro. I risultati ottenuti mostrano, in entrambi i LINAC ed in tutte le modalità di analisi (gantry, collimatore, lettino), una maggiore accuratezza con l'utilizzo del fantoccio ball bearing, il quale verrà quindi indicato per i futuri controlli periodici. Successivamente è stata effettuata un'analisi su acquisizioni ripetute, utilizzando il metodo già determinato, per verificare la riproducibilità delle misure. I risultati ottenuti dimostrano la robustezza del metodo anche in caso di acquisizioni eseguite da diversi operatori.

Sono state effettuate verifiche sulla qualità delle immagini, acquisite con il sistema di imaging portale (EPID), utilizzando i fantocci Elekta Las Vegas e Sun Nuclear 1251 MV-QA. Con tali fantocci sono state effettuate rispettivamente valutazioni dei seguenti parametri: risoluzione di contrasto per il primo, risoluzione spaziale, uniformità e rumore per il secondo. In termini di risoluzione di contrasto i risultati delle acquisizioni sono stati confrontati con quelli ottenuti in fase di accettazione delle apparecchiature. Per quanto riguarda risoluzione spaziale, uniformità e rumore, i controlli hanno portato alla definizione di procedure operative e valori di riferimento per l'esecuzione delle future verifiche periodiche.

Bibliografia

- [1] Decreto legislativo 31 luglio 2020, numero 101 (2020), Gazzetta Ufficiale.
- [2] Guizzi G. Morra R, Fasciolo A., Morlando A., Lepone F., Spinello D. Visciano V.. Castaldi M. (2014) La Moderna Radioterapia. Società editrice Radiologia e Futuro.
- [3] ICRU Report 50: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (1993).
- [4] ICRU Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to (CRU Report 50) (1999).
- [5] https://it.wikipedia.org/wiki/Radiografia_digitale
- [6] Procedura operativa per la verifica dei trattamenti radianti a guida d'immagine (IGRT) e definizione delle tolleranze U.O.C Radioterapia ospedale San Bortolo
- [7] ELEKTA oncology iViewGT™ R3.02-R3.4, corrective maintenance manual
- [8] Isocheck_Epid_V1.1 user manual
- [9] https://it.wikipedia.org/wiki/Trasformata_di_Hough
- [10] Klein et al.: Task Group 142 Report: QA of Medical Accelerators
- [11] Commissioning and periodic quality assurance of a clinical electronic portal imaging device. Daniel A. Low, PH.D., Eric E. Klein, M.S., Derek K. Maag, William E. Umfleet, B.S. and James. A. Purry, Ph.D.
- [12] iView GT™ Customer Acceptance Tests, Versa HD Ospedale San Bortolo Vicenza ©2020 Elekta.

[13] Sun Nuclear corporation, SNC Phantoms™ User's guide. Professional TG-142 Imaging QA and Constancy Phantoms.