

Dosimetrical evaluation of rotation errors in the patient set-up in lung SBRT treatments

A. Baglivi¹, C. Capomolla¹, A. Zagari¹

¹ U.O.C. Fisica Sanitaria – P.O. “V. Fazzi”, ASL LE, piazza Muratore s.n. 73100 Lecce –
e-mail address: fisicasanitaria.polecce@ausl.le.it

Abstract

Stereotactic body radiation therapy (SBRT) is a noninvasive, well-tolerated technique in the management of lung malignancies. SBRT requires a high degree of accuracy in target localization and treatment delivery to achieve tumor control while minimizing normal tissue toxicity. Through volumetric imaging, it is possible to obtain comprehensive assessment of patient positioning uncertainties before every treatment delivery.

The purpose of this study was to quantify the magnitude of the rotational setup errors in lung SBRT using CBCT and to investigate the dosimetric impact of uncorrected rotational uncertainty. The dosimetric study was conducted on a thorax phantom.

The retrospective analysis of CBCT set-up images shows that rotational errors detected in the patient's set-up are on average small in amplitude, although a certain variability index has been observed which can't be considered negligible in the evaluation of the dosimetric impact on the target coverage.

The dosimetric study on phantom shows that the effect of uncorrected rotations on target coverage can't always be considered irrelevant and their clinical significance depends on the entity of rotation and target size.

In conclusion, the presence of rotations in the positioning of the patient must be carefully investigated before every treatment delivery, especially for small targets size.

Riassunto

La stereotassi corporea (SBRT) è una terapia radioterapica non invasiva utilizzata nella cura dei tumori al polmone. SBRT richiede un alto grado di accuratezza nella localizzazione del tumore per ottenere un maggiore controllo della malattia minimizzando la tossicità ai tessuti sani. Mediante l'uso di immagini volumetriche, è possibile valutare gli errori di posizionamento del paziente prima del trattamento.

Lo scopo di questo studio è quello di quantificare gli errori rotazionali di set up usando immagini CBCT di pazienti e valutare l'impatto dosimetrico di tali errori simulandoli su un fantoccio antropomorfo. L'analisi retrospettiva delle immagini di set up mostra che gli errori rotazionali rilevati sono in media piccoli in ampiezza, tuttavia l'indice di variabilità osservato può incidere sull'accuratezza della copertura dosimetrica del target.

Lo studio dosimetrico sul fantoccio mostra che gli effetti di errori di rotazione dal punto di vista dosimetrico dipendono dalla entità di rotazione e dalle dimensioni del target.

L'errore di rotazione dovrebbe essere valutato e corretto prima di ogni trattamento, soprattutto in presenza di lesioni di piccole dimensioni.

1. INTRODUZIONE

La radioterapia stereotassica corporea (SBRT) è una tecnica radioterapica che offre un ottimo controllo della malattia con un'accettabile tossicità ai tessuti sani [1 – 4]. Questa tecnica utilizza alti gradienti di dose e margini stretti attorno al volume tumorale (target) e perciò richiede un grado elevato di accuratezza nel posizionamento del paziente in ogni frazione del trattamento.

A tal fine vengono utilizzati adeguati sistemi di immobilizzazione che favoriscono la riproducibilità del set-up e tecniche avanzate di imaging che permettono di visualizzare il sito di trattamento.

L'imaging riveste da sempre un ruolo importante nel garantire l'accuratezza del trattamento radioterapico. Attraverso l'imaging volumetrico, come la CBCT (Cone Beam CT), è possibile visualizzare sia le strutture ossee che i tessuti molli e questo permette di ottenere una valutazione completa delle incertezze nel posizionamento del paziente.

Acquisendo immagini 3D, è possibile rilevare oltre agli errori di traslazione anche quelli di rotazione. Tuttavia, mentre le traslazioni possono essere facilmente corrette attraverso lo spostamento del lettino, la correzione dell'errore di rotazione richiede un lettino di trattamento 6D [5] o algoritmi di correzione [6 – 9] che possono non essere clinicamente disponibili.

Tenendo in considerazione gli elevati gradienti di dose e i margini stretti utilizzati nei trattamenti, l'offset rotazionale non corretto può causare importanti cambiamenti dosimetrici nel target e negli organi critici. Di conseguenza, per assicurare la qualità del trattamento risulta fondamentale conoscere e quantificare l'impatto dosimetrico degli errori di rotazione nel set-up del paziente.

Lo scopo di questo studio è stato quello di quantificare, mediante analisi retrospettiva di CBCT, gli errori di rotazione che possono essere rilevati nel set – up del paziente in trattamenti SBRT del polmone e di valutare il potenziale effetto delle rotazioni non corrette sulla distribuzione di dose erogata.

2. MATERIALI E METODI

Nell' Unità Operativa di Radioterapia del Polo Oncologico "Giovanni Paolo II" dell'Ospedale "Vito Fazzi" di Lecce i trattamenti SBRT del polmone prevedono il posizionamento del paziente centrato rispetto all'isocentro di trattamento e la sua immobilizzazione utilizzando cuscini a vuoto. Prima di erogare la dose, vengono acquisite immagini volumetriche e successivamente vengono co-registrate in modo automatico con le corrispondenti immagini acquisite nella fase di centratura iniziale. Quindi il sistema propone per ogni asse dello spazio gli eventuali spostamenti e rotazioni del lettino.

In una prima fase dello studio sono stati raccolti e analizzati i dati relativi alle rotazioni rilevate mediante CBCT nel set-up di un gruppo di pazienti.

La raccolta dati ha previsto che per ogni frazione di ciascun paziente venissero annotati i valori di rotazione proposti dal sistema. Quindi, per ogni paziente, è stata calcolata la media e la deviazione standard (SD).

Successivamente, sono stati individuati l'errore sistematico del campione (M), la deviazione standard dell'errore sistematico (Σ) e l'errore random del campione (σ).

In particolare:

- M è stato calcolato come la media degli errori medi del singolo paziente;
- Σ è stato calcolato come la deviazione standard degli errori medi del singolo paziente;
- σ è stato calcolato come la media delle deviazioni standard del singolo paziente.

Nella seconda fase dello studio è stato valutato l'effetto sulla distribuzione di dose degli errori di rotazione. Sono stati studiati due possibili scenari:

- rotazioni isocentriche (rotazioni valutate rispetto all'isocentro di trattamento);
- rotazioni non isocentriche (rotazioni valutate rispetto al centro del fantoccio).

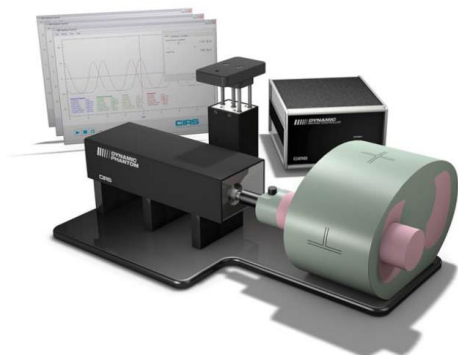


Figura 2.1 CIRS Dynamic Thorax Phantom

La valutazione è stata effettuata utilizzando il fantoccio *CIRS Dynamic Thorax Phantom* (Fig. 2.1), un modello di fantoccio che riproduce un torace umano di medie dimensioni, forma e composizione.

Le immagini TC del fantoccio (immagini di riferimento) sono state importate nel TPS (*Treatment Planning System*, sistema di pianificazione del trattamento) e sono state contornati 3 volumi bersaglio sferici concentrici di diametro pari a 1, 2 e 3 cm e come OARs (organi a rischio) il polmone omo-laterale e il cuore.

Per ogni volume bersaglio è stato elaborato un piano di cura SBRT (piano 1, piano 2 e piano 3) e questi sono stati valutati in termini di DVH, assicurandosi che il target avesse un'adeguata copertura e che i valori di dose agli OARs rientrassero nelle relative tolleranze (Fig. 2.2).

Successivamente sono state acquisite immagini TC del fantoccio ruotato rispetto al suo centro di $\pm 1^\circ$, $\pm 2^\circ$ e $\pm 3^\circ$.

Le rotazioni attorno all'asse destra-sinistra sono state indicate come rotazioni "pitch", quelle attorno all'asse superiore-inferiore come rotazioni "roll" e infine quelle attorno all'asse antero-posteriore come rotazioni "yaw".

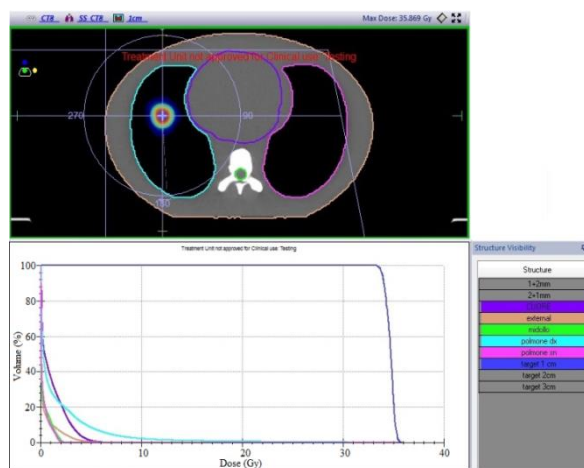


Figura 2.2 Piano di trattamento elaborato per il target di 1 cm.

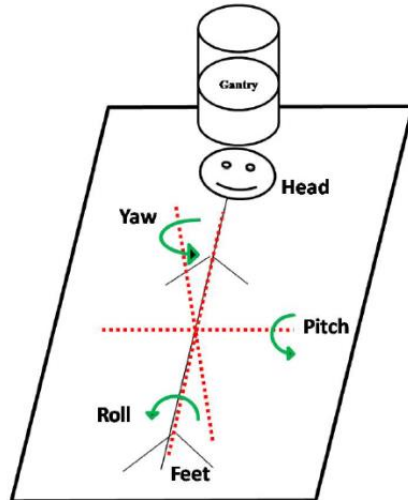


Figura 2.3 Sistema di coordinate utilizzato nello studio. Le frecce indicano rotazioni positive rispetto ad ogni asse.

Dopo aver importato le immagini nel TPS e copiato le varie strutture su queste immagini TC attraverso un'accurata co-registrazione con le immagini di riferimento, è stato posizionato l'isocentro su ogni TC del fantoccio ruotato. Nel caso di rotazioni isocentriche, l'isocentro è stato mantenuto fisso al centro del target, mentre per le rotazioni non isocentriche l'isocentro è stato individuato mantenendo la stessa distanza spaziale presente nella TC di riferimento tra il centro del fantoccio e l'isocentro (Fig. 2.4).

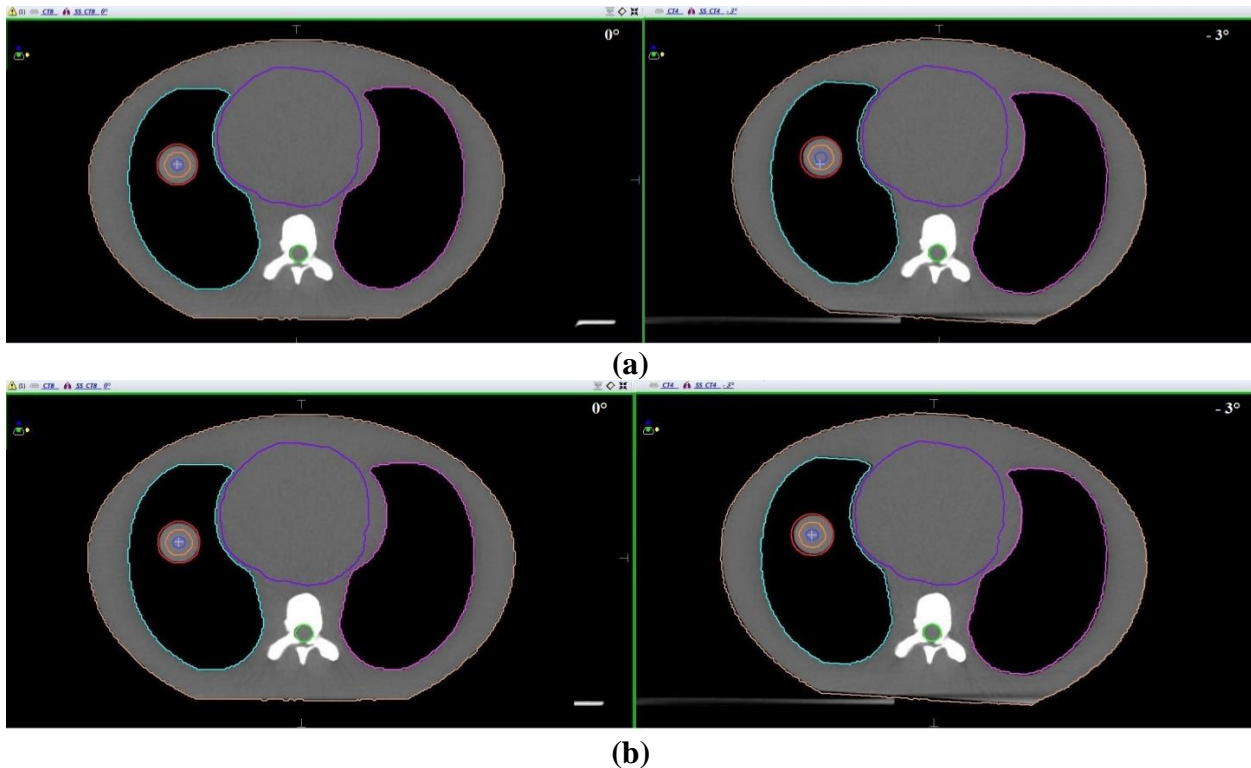


Fig. 2.4 Differenza tra rotazione isocentrica (a) e rotazione non isocentrica (b). In presenza di rotazione non isocentrica si può notare lo spostamento dell'isocentro (indicato dal simbolo croce viola) rispetto al centro del target.

E' stata esportata la fluenza di energia dei piani 1, 2 e 3 sulle TC con il fantoccio ruotato. Successivamente è stata calcolata la distribuzione di dose su di esse e questo ha permesso di confrontare i piani di trattamento elaborati nel caso di set-up corretto con quelli ricalcolati in presenza di rotazioni.

I piani di trattamento sono stati confrontati in termini di DVH. Per il target sono stati confrontati i valori di V_{95Rx} (%) e V_{100Rx} (%) (percentuale di volume a cui è associato il 95% e il 100% della dose prescritta), per il polmone omo-laterale V_{5Gy} (%) e per il cuore D_{15CC} (dose assorbita in Gy da un volume di 15cc).

3. RISULTATI

L'analisi retrospettiva delle CBCT ha messo in evidenza che, per trattamenti SBRT del polmone, gli errori di rotazione rilevati nel set-up del paziente sono in media piccoli in ampiezza.

In figura 3.1 vengono confrontati la media e la deviazione standard degli errori di rotazione registrati per ogni asse e per ogni paziente.

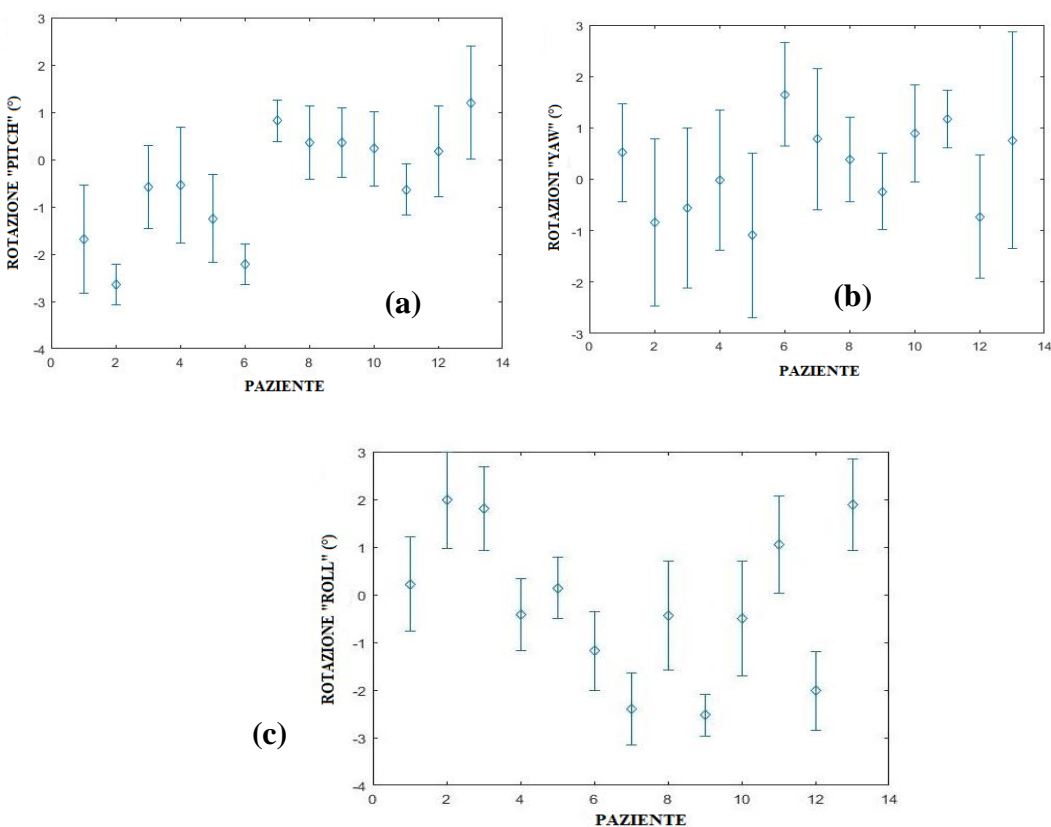


Fig. 3.1 Media (punto) e deviazione standard (barra) degli errori di rotazione registrati per ogni asse (a,b,c) e per ogni paziente

In tabella 3.1 vengono riportati i valori dell'errore sistematico del campione (M), della deviazione standard dell'errore sistematico (Σ) e dell'errore random del campione (σ).

	PITCH (°)	ROLL (°)	YAW (°)
M (Errore sistematico del campione)	- 0,5	- 0,2	0,2
Σ (Deviazione standard dell'errore sistematico)	1,1	1,7	0,7
σ (Errore random del campione)	0,8	0,9	1,2

Tab. 3.1 Valori dell'errore sistematico del campione (M), della deviazione standard dell'errore sistematico (Σ) e dell'errore random del campione (σ), per ogni tipo di rotazione considerata.

Il risultato ottenuto è dovuto al fatto che la registrazione delle immagini avviene su target sferici e la valutazione delle rotazioni risulta essere isocentrica. Tuttavia, nel campione è stato osservato un certo indice di variabilità che non può considerarsi trascurabile ai fini dell'impatto dosimetrico nella copertura del target. Occorre tenere presente che, oltre alla componente sistematica dell'errore di rotazione, è sempre presente anche una componente casuale che di frazione in frazione può contribuire in maniera più o meno importante nel determinare l'errore di rotazione nel set-up del paziente. Quindi, nonostante in media gli errori di rotazione nel posizionamento del paziente siano risultati piccoli in ampiezza, non è possibile considerarli a priori poco rilevanti nel determinare un effetto clinicamente significativo sulla distribuzione di dose. Questo perché può esserci un'elevata variabilità tra le varie frazioni del trattamento e tra i vari pazienti. Di seguito si riportano i risultati dosimetrici ottenuti dal confronto di piani elaborati sul fantoccio con set-up di riferimento e quelli sul fantoccio ruotato. Nelle tabelle sono indicati i valori delle differenze percentuali nei volumi V_{95Rx} e V_{100Rx} (%) tra il piano di trattamento di riferimento e quelli elaborati in presenza di rotazioni.

ROTAZIONI "PITCH" – ISOCENTRICHE

		DIFFERENZA PERCENTUALE IN V_{95Rx} (%)	DIFFERENZA PERCENTUALE IN V_{100Rx} (%)
TARGET DI 1 cm	0°	0	0
	± 1°	0	- 0,05
	± 2°	0	- 0,83
	± 3°	0	- 0,78
TARGET DI 2 cm	0°	0	0
	± 1°	- 0,02	- 0,05
	± 2°	- 0,91	- 0,13
	± 3°	0	- 0,24
TARGET DI 3 cm	0°	0	0
	± 1°	- 0,93	- 0,89
	± 2°	- 0,98	- 0,90
	± 3°	0	0,11

ROTAZIONI “ROLL” – ISOCENTRICHE

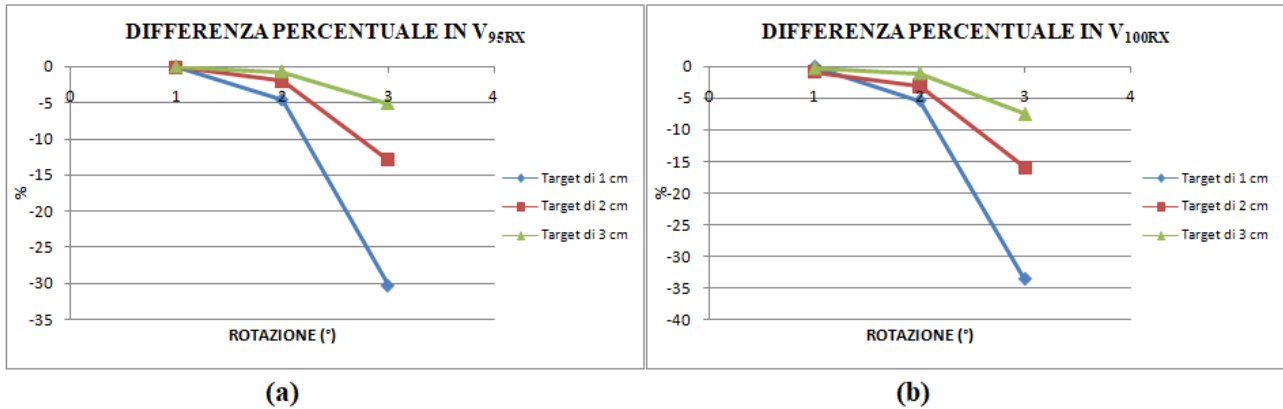
		DIFFERENZA PERCENTUALE IN V_{95RX} (%)	DIFFERENZA PERCENTUALE IN V_{100RX} (%)
TARGET DI 1 cm	0°	0	0
	± 1°	0	0
	± 2°	0	0
	± 3°	0	0
TARGET DI 2 cm	0°	0	0
	± 1°	0	- 0,54
	± 2°	- 0,12	- 0,23
	± 3°	- 0,03	- 0,17
TARGET DI 3 cm	0°	0	0
	± 1°	- 0,34	- 0,08
	± 2°	- 0,83	- 0,36
	± 3°	- 0,61	- 0,14

ROTAZIONI “YAW” – ISOCENTRICHE

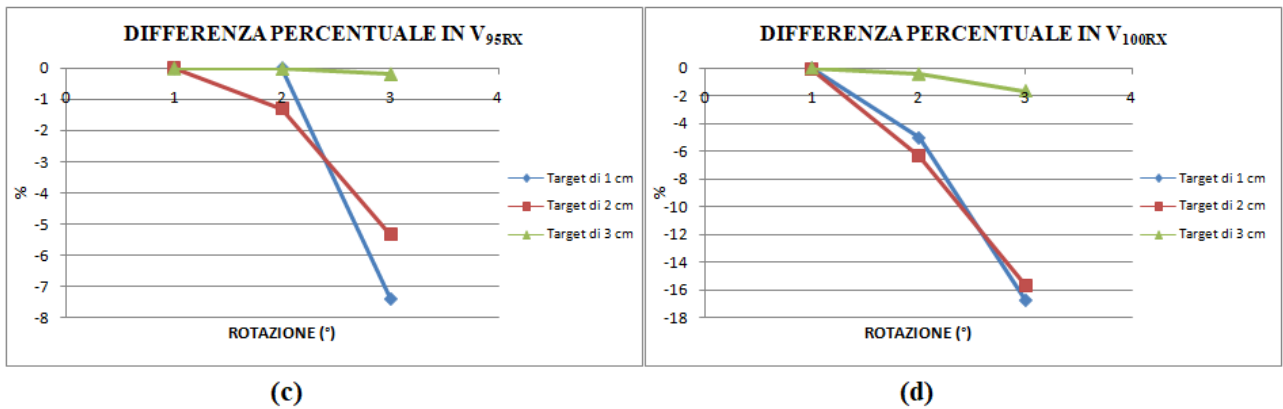
		DIFFERENZA PERCENTUALE IN V_{95RX} (%)	DIFFERENZA PERCENTUALE IN V_{100RX} (%)
TARGET DI 1 cm	0°	0	0
	± 1°	0	0
	± 2°	0	0
	± 3°	0	0
TARGET DI 2 cm	0°	0	0
	± 1°	0	- 0,02
	± 2°	0	- 0,03
	± 3°	0	- 0,01
TARGET DI 3 cm	0°	0	0
	± 1°	- 0,06	- 0,04
	± 2°	0,07	0,11
	± 3°	0	0,03

Nei grafici in figura 3.2 viene riportato l’andamento delle differenze percentuali trovate nei volumi V_{95RX} e V_{100RX} in presenza di rotazioni non isocentriche.

ROTAZIONI "PITCH" - NON ISOCENTRICHE



ROTAZIONI "ROLL" - NON ISOCENTRICHE



ROTAZIONI "YAW" - NON ISOCENTRICHE

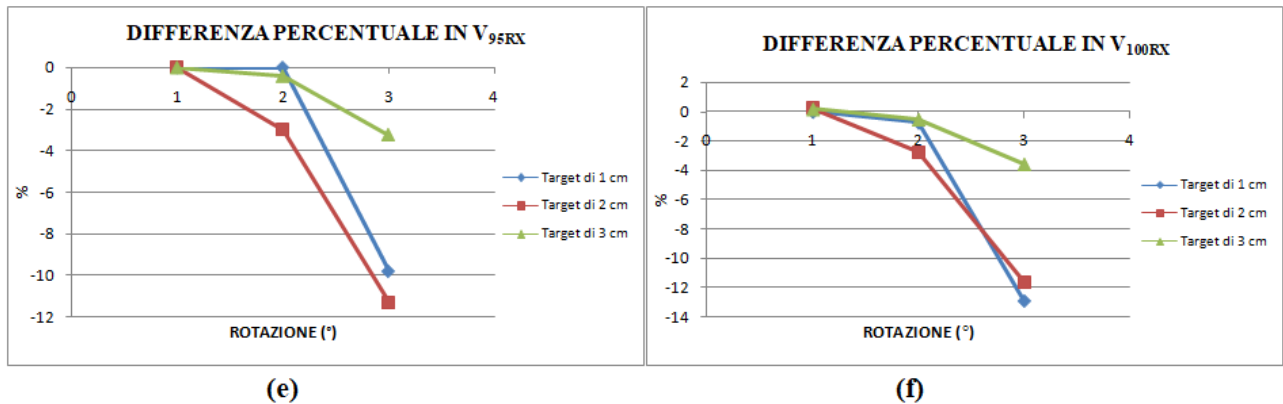


Fig. 3.2 Differenze percentuali nei volumi V_{95RX} (a, c, e) e V_{100RX} (b, d, f) tra il piano di trattamento di riferimento e quelli elaborati in presenza di rotazioni non isocentriche.

In presenza di rotazioni isocentriche, è risultato che errori di rotazione fino a 3 gradi non influenzano in maniera clinicamente significativa la distribuzione di dose al target. Al contrario, in presenza di rotazioni non isocentriche, la variazione dosimetrica che ne deriva non può ritenersi

sempre irrilevante e la significatività clinica dipende dall'entità della rotazione e dalla dimensione del target.

In particolare, per rotazioni non isocentriche superiori a 2 gradi è stato osservato un importante spostamento geometrico dell'intera distribuzione di dose che nella clinica può causare una perdita nel controllo della malattia. Infatti in queste rotazioni è possibile che l'isocentro non sia più all'interno del target.

Inoltre, in presenza di rotazioni non isocentriche è stato osservato che, oltre all'ampiezza dell'angolo di rotazione, anche la dimensione del target influisce in maniera significativa sull'effetto dosimetrico che ne consegue. Si è visto, infatti, che fissato un errore di rotazione, target di piccole dimensioni sono più sensibili alle variazioni dosimetriche. Per esempio, una rotazione "pitch" non isocentrica di 3 gradi ha comportato per il target di 1 cm una differenza percentuale nel valore di V_{100RX} pari a $-33,62\%$, mentre per il target di 3 cm pari a $-7,46\%$.

Questo risultato aumenta la probabilità di avere un "target missing" e questo è particolarmente critico soprattutto in trattamenti con un'elevata conformazione della dose al target.

Per il polmone omo-laterale e il cuore sono stati valutati i valori di V_{5Gy} (%) e D_{15CC} (Gy) rispettivamente. Come vincoli di dose per il polmone e per il cuore sono stati presi in considerazione quelli dell'RTOG 0813 [10].

Lo studio condotto sugli organi critici non ha evidenziato variazioni significative sulla distribuzione di dose, sia nel caso di rotazioni isocentriche che in quello di rotazioni non isocentriche. Questo risultato può essere spiegabile dalla dimensione ridotta del target e soprattutto dalla posizione periferica di esso.

4. CONCLUSIONI

Questo studio ha avuto lo scopo di quantificare, mediante un'analisi retrospettiva delle CBCT, gli errori di rotazione che possono essere rilevati nel set-up del paziente in trattamenti SBRT del polmone e di valutarne l'effetto sulla distribuzione di dose al target e agli OARs.

Dai risultati ottenuti si può concludere che la presenza di rotazioni nel posizionamento del paziente deve essere attentamente indagata, soprattutto per target di piccole dimensioni. Infatti, le rotazioni possono comportare variazioni dosimetriche clinicamente significative rischiando di causare il fallimento del trattamento radioterapico, soprattutto se la valutazione delle rotazioni avviene rispetto ad un punto diverso dall'isocentro di trattamento.

Di conseguenza risulta fondamentale l'impiego di protocolli rigorosi di radioterapia a guida di immagine che dovrebbero prevedere la correzione degli errori di rotazione superiore ad un preciso valore di soglia.

Referenze

- [1] Simone 2nd CB, et al. "Stereotactic body radiation therapy for lung cancer", Chest Journal, **143** (6), 1784 – 1790, 2013
- [2] S.H. Benedict, K.M. Yenice, D. Followill, et al. "Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101", Medical Physics, **37**, 4078 – 4101, 2010
- [3] D. De Ruysscher, C. Faivre – Finn, U. Nestle, et al. "European Organisation for Research and Treatment of Cancer recommendations for planning and delivery of high – dose, high – precision radiotherapy for lung cancer", Journal of Clinical Oncology, **28**, 5301 – 5310, 2010

- [4] R. Timmerman, L. Papiez, R. McGarry, et al. “*Extracranial stereotactic radioablation: results of a phase I study in medically inoperable stage I non – small cell lung cancer*”, Chest Journal, **124**, 1946 – 1955, 2003
- [5] C. Garibaldi, et al. “*Translational and rotational localization errors in cone – beam CT based image –guided lung stereotactic radiotherapy*”, Physica Medica, **32(7)**, 859 – 865, 2016
- [6] S.A. Boswell, et al. “*A novel method to correct for pitch and yaw patient setup errors in helical tomotherapy*”, Medical Physics, **32(6)**, 1630 – 1639, 2005
- [7] E.J. Rijkhorst, et al. “*Strategy for online correction of rotational organ motion for intensity – modulated radiotherapy of prostate cancer*”, International Journal of Radiation Oncology Biology, Physics, **69(5)**, 1608 – 1617, 2007
- [8] N.J. Yue, et al. “*A method to implement full six – degree target shift corrections for rigid body in image – guided radiotherapy*”, Medical Physics, **33(1)**, 21 – 31, 2006
- [9] Q. Zhang, et al. “*Feasibility study of real – time planning for stereotactic radiosurgery*”, Medical Physics, **40(3)**, 031711, 2013
- [10] J. Grimm, et al. “*Dose tolerance limits and dose volume histogram evaluation for stereotactic body radiotherapy*”, Journal of applied clinical medical physics, **12(2)**, 267 – 290, 2011