

FISICA DELLA MEDICINA NUCLEARE E DELLA RADIOTERAPIA - IV

Giovanni Di
Domenico

IMPATTO DELL' IGRT NEL
TRATTAMENTO DEI CARCINOMI:
ANALISI DEGLI ERRORI DI SET-UP
E
VALUTAZIONI DOSIMETRICHE

IMAGE-GUIDED RADIOTHERAPY

- I tessuti si muovono all'interno del corpo
- L'immobilizzazione da sola non è sufficiente per localizzare organi interni
- Il piano di trattamento si basa sulla posizione del target al momento della TAC 0 'freezerata'
- si deve localizzare il target al momento del trattamento

IMAGE-GUIDED THERAPY: PRINCIPI

- La guida delle immagini assicura che le posizioni relative dell'isocentro effettivo durante il trattamento siano le stesse del piano di cura
- Questo potenzialmente consente di:
 - ridurre i margini di trattamento
 - aumentare la dose
 - ridurre la tossicità
 - evitare i geographical miss

PERCHÉ IGRT?

- Il paziente presenta ogni giorno delle incertezze:
 - deformazione dei tessuti molli
 - difficoltà di set-up
 - aumento/diminuzione del tumore
 - respirazione irregolare
 - movimenti spontanei

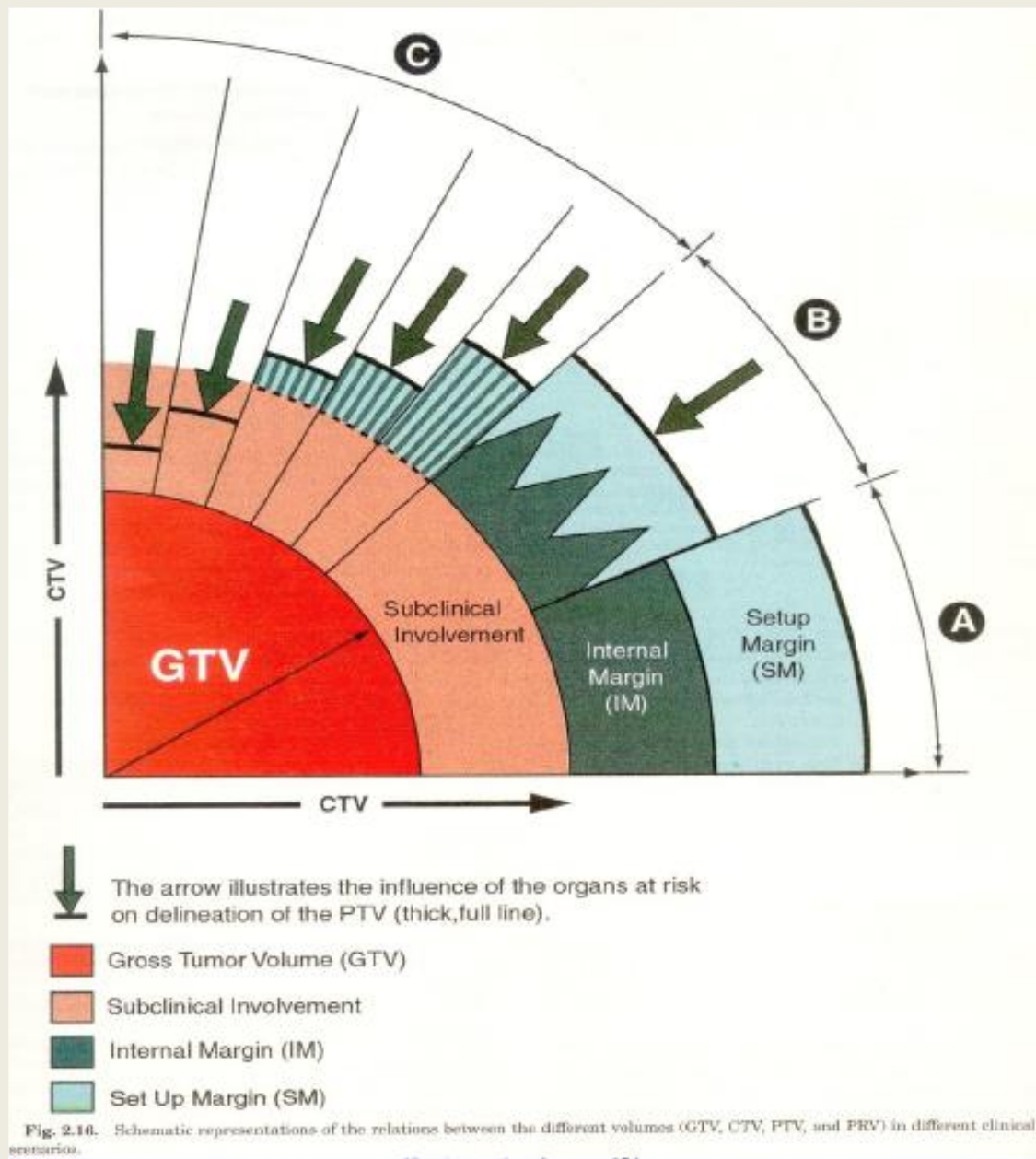


Irradiare il TARGET del giorno

**Posizionamento
del paziente**



**Posizionamento del
volume bersaglio**



ICRU Report 62

MAMMELLA

- Spesso non delineato il GTV mentre il CTV è rappresentato da tutto l'organo
- La definizione del PTV è “soggettiva” ed “intuitiva”
 - Definire il tumore primario (letto operatorio) tramite clips chirurgiche;
 - Utilizzare reperi radiopachi per definire la mammella (per palpazione) durante la fase di simulazione \Rightarrow riduce la variabilità nell'estensione; (maggiori difficoltà in direzione craniale)
- La mammella è un organo esterno soggetto a movimento dovuto al respiro ed al ciclo cardiaco
 - Necessità di un margine esterno alla mammella acquisita in CT
 - Acquisizione lenta della CT
 - Utilizzo di un sistema di irradiazione con sincronizzazione del respiro
- OAR: primariamente polmone e cuore

IDENTIFICAZIONE DEGLI ERRORI

- Σ 10÷20 mm : individuazione CTV e margine PTV-CTV= maggior fonte di errore
 - $\Sigma \approx 1$ mm: CT- Linac errore sistematico dovuto alla dimensione del laser e quindi al tatuaggio identificato; differenza sistematica tra il sistema di simulazione ed il linac Σ
 - $\Sigma_{\text{set-up}}$ (definito sul campione): : ex legati alla struttura del lettino
 - Σ_{motion}
 - $\sigma_{\text{set-up}}$: fortemente dipendente dal sistema di immobilizzazione:
 - σ_{motion}
- σ Possono essere valutati tramite EPID ma non possono essere corretti off-line e perciò debbono essere inclusi nella definizione del margine

EPID \Leftrightarrow DRR come strumento di Verifica

Ricostruzione DRR

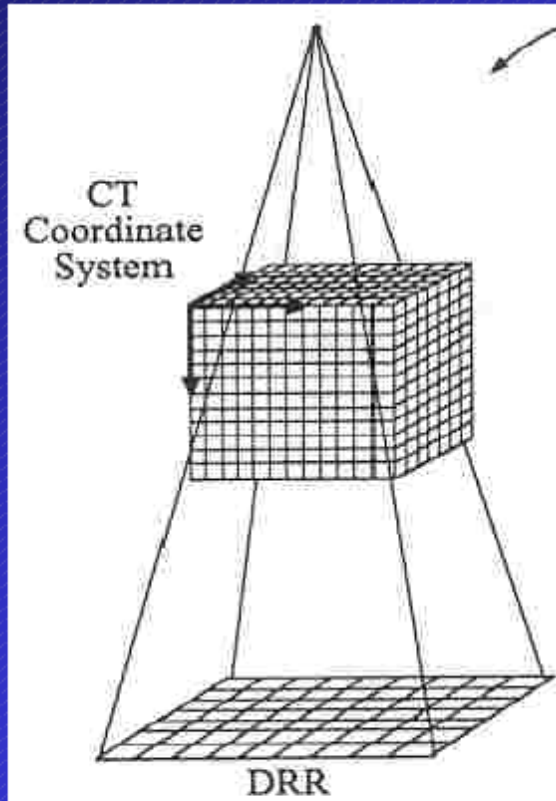
ALGORITMO

Modello fisico di attenuazione

Da una sorgente viene generato un fascio di raggi X virtuale che va ad incidere sul “modello paziente” (CT data set).

In ogni VOXEL avviene una attenuazione virtuale del fascio dipendente dal μ (si tiene conto solo della componente primaria del fascio)

Il fascio così attenuato genera un'immagine radiologica (DRR).



PROSTATA

- Stretta interconnessione con gli organi a rischio limitrofi: vescica e retto
- La posizione varia pesantemente in relazione al riempimento degli organi
- E' stato dimostrato che le variazioni AP sono pesantemente correlate con il riempimento vescicale e rettale
- Le variazioni CC sembrano correlate con il riempimento vescicale

IDENTIFICAZIONE DEGLI ERRORI

- $\Sigma \approx 10 \text{ mm}$: imaging multimodale permette l'individuazione del GTV
- $\Sigma \approx 1 \text{ mm}$: CT- Linac errore sistematico dovuto alla dimensione del laser e quindi al tatuaggio identificato; differenza sistematica tra il sistema di simulazione ed il linac Σ
- $\Sigma^2_{\text{tot}} = \Sigma^2_{\text{set-up}} + \sigma^2_{\text{set-up}}$ fortemente dipendenti dal
Sistema di immobilizzazione

Ridurre gli errori di set-up tramite correzione on-line

EPID \Leftrightarrow DRR come strumento di Verifica + Markers

PARAMETRI PER LA VALUTAZIONE DELL' ERRORE DI SET-UP

EPID \Leftrightarrow DRR come strumento di Verifica + Markers

- **Reperi ossei: ~~femore~~ \Rightarrow pube** (acquisizione con doppia esposizione)
- **Sovrapposizione del bordo campo e shift** (margin automatico)

SOMMARIO

- **tecniche IGRT**
 - **tracking ottico**
 - visualizzazione di marcatori interni al tumore
 - tracking elettromagnetico
 - sistemi a ultrasuoni
 - cone beam CT
- **tecniche di controllo della respirazione**
 - deep inspiration breath -hold

TRACKING OPTO-ELETTRONICO A MARKER PASSIVI PROCEDURA CLINICA

1. Posizionamento dei marcatori sul paziente in corrispondenza di specifici punti di repere cutanei (artificiali e/o naturali)

1.

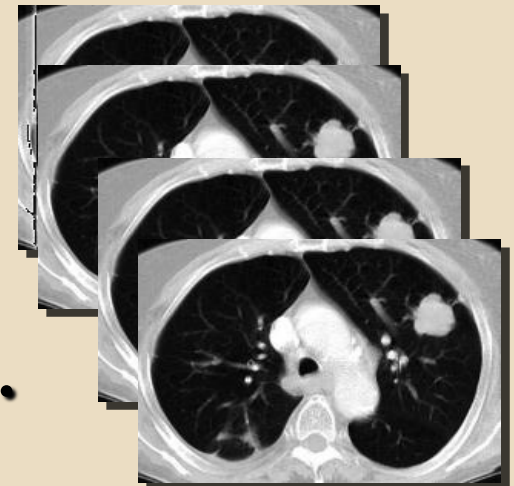


2. Scansione TC "frameless" 2.



3. Trasferimento scansioni TC al sistema di treatment planning

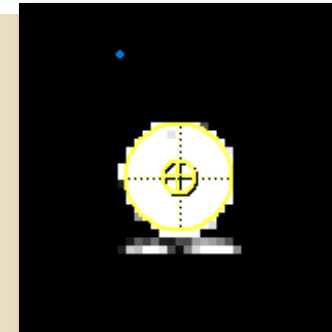
3.



TRACKING OPTO-ELETTRONICO A MARKER PASSIVI PROCEDURA CLINICA

4. Localizzazione 3-D (manuale o automatica) dei marcatori esterni sulle scansioni TC (configurazione di riferimento)

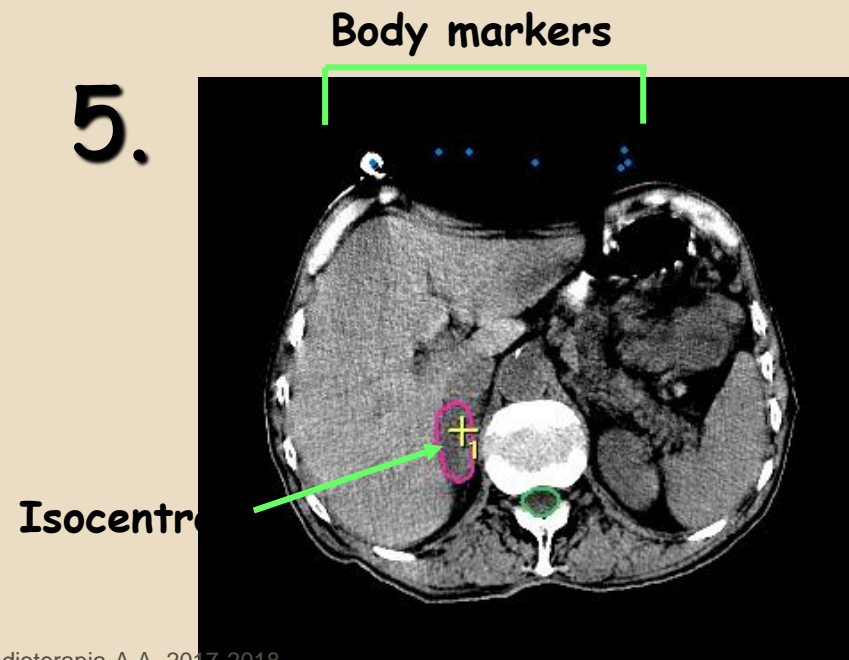
4.



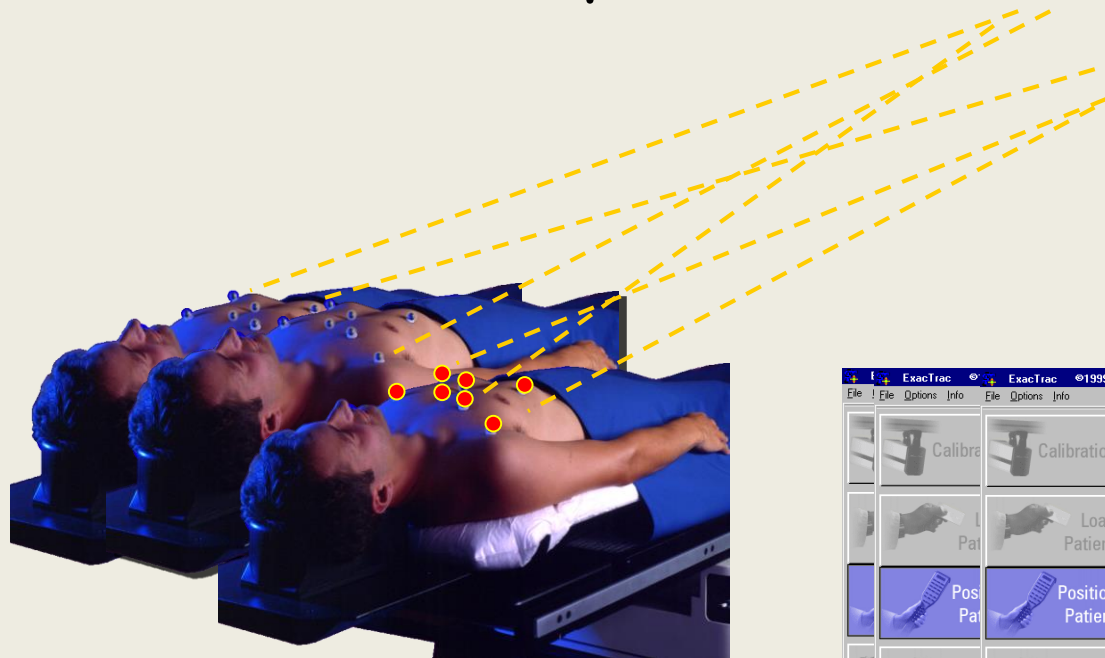
5. Pianificazione del trattamento:

- contorni
- definizione isocentro
- definizione modello di localizzazione isocentro tramite i marcatori esterni

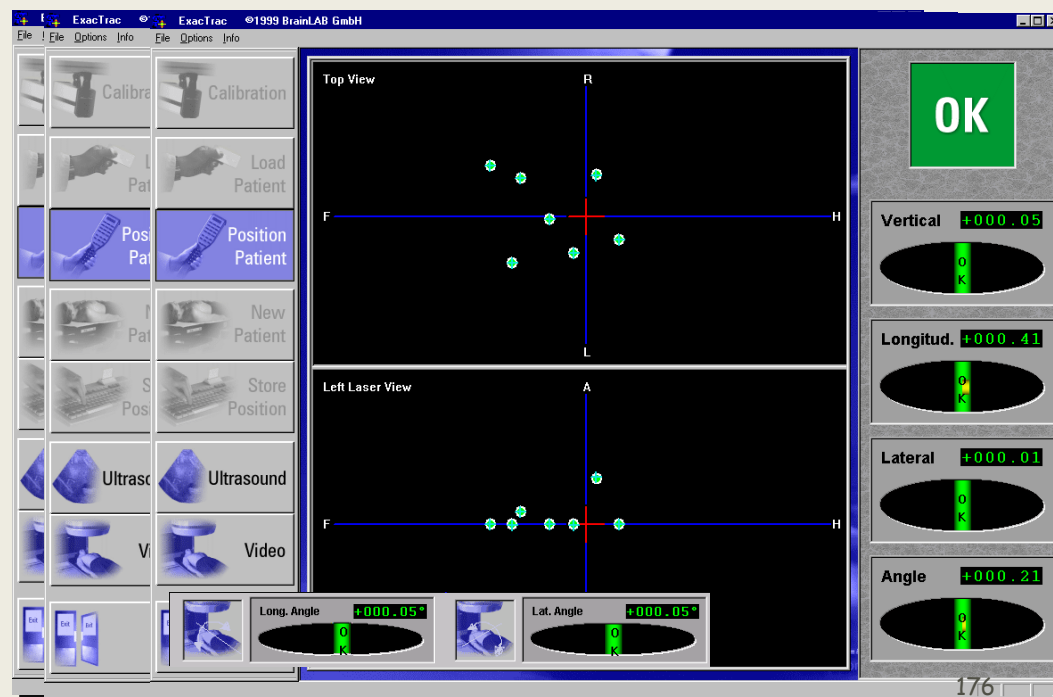
5.



Tracking opto-elettronico a marcatori passivi



- ExacTrac™ X-ray 6D (BrainLAB) installed at LINAC room
- ELITE™ (BTS, Milano) installed at CT and LINAC rooms



Tracking opto-elettronico

Il tracking ottico consente di determinare in tempo reale la posizione del paziente o di un oggetto e di verificarla durante il trattamento



TRACKING OTTICO DELLA SUPERFICIE

ALIGNRT (Vision RT)

- ricostruisce in tempo reale la posizione 3D della superficie del paziente
- Non invasivo: non utilizza marcatori e radiazione ionizzante
- imaging in tempo reale può essere acquisito con respiratory gating

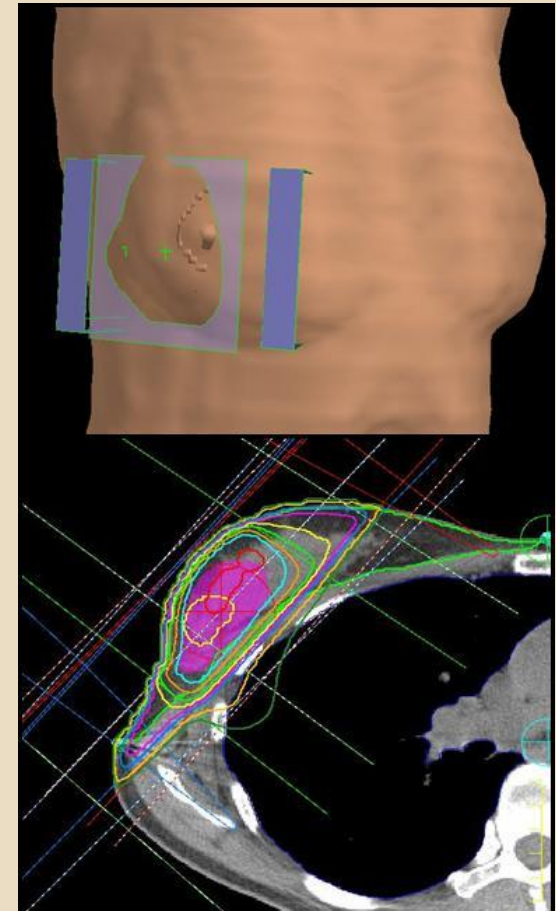


TRACKING OTTICO DELLA SUPERFICIE

ALIGNRT (Vision RT)

utilizzato principalmente per:

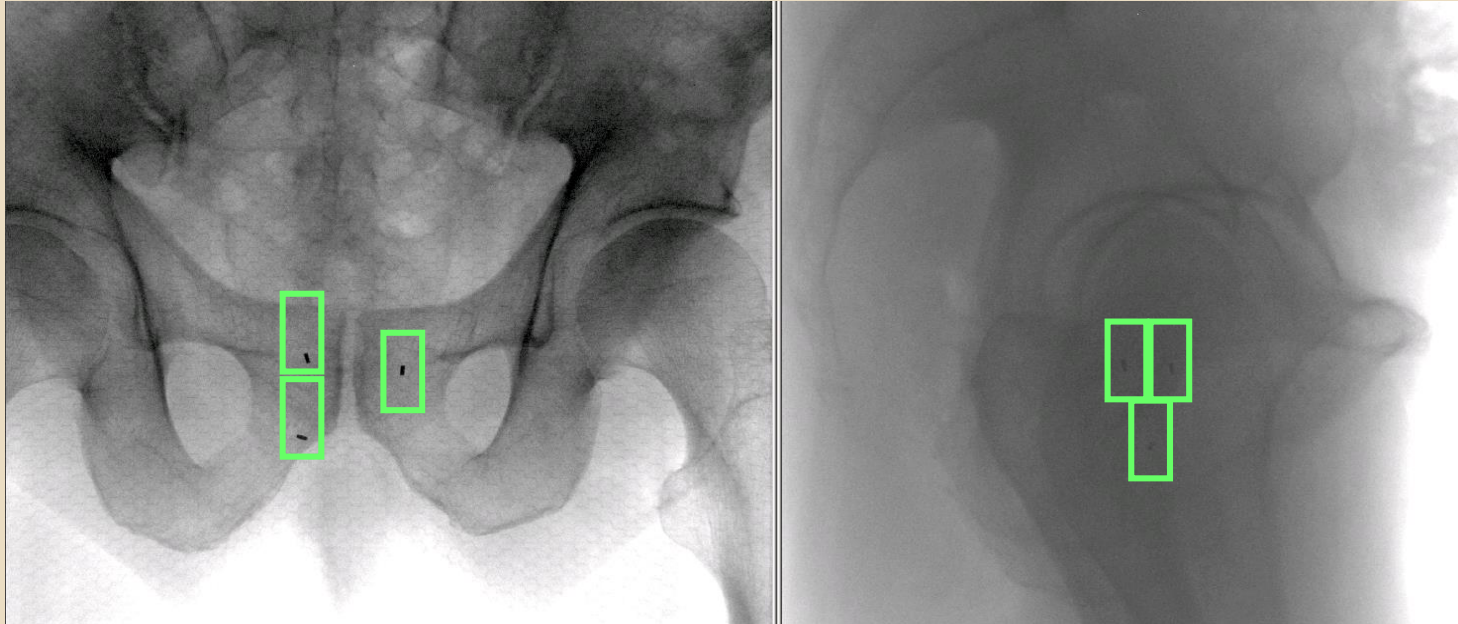
- mammella, PBI
- trattamenti stereotassici encefalici



SOMMARIO

- **tecniche IGRT**
 - tracking ottico
 - **visualizzazione di marcatori interni al tumore**
 - tracking elettromagnetico
 - sistemi a ultrasuoni
 - cone beam CT
- **tecniche di controllo della respirazione**
 - deep inspiration breath -hold

VISUALIZZAZIONE DI MARCATORI RADIOPACHI INTERNI

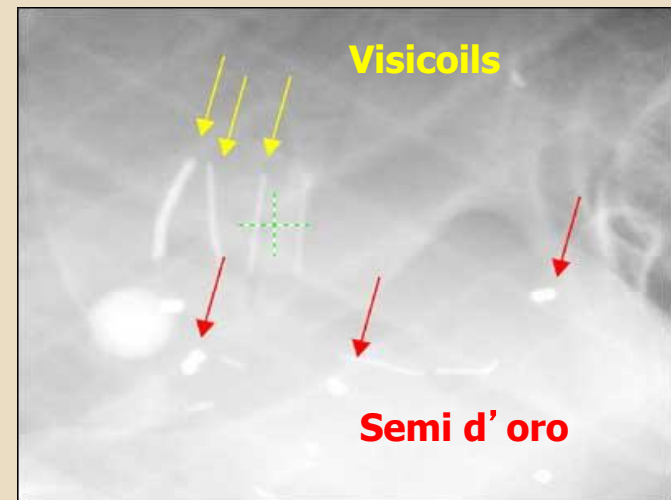
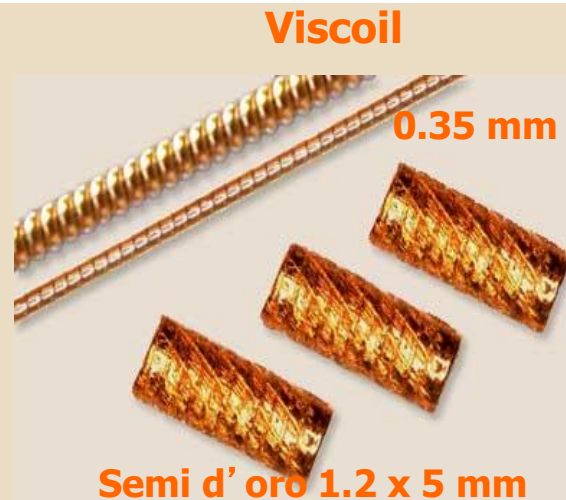


Mediante:

- portal imaging (MV)
- dispositivi a raggi X (Exactrac X-ray, OBI, CBCT)

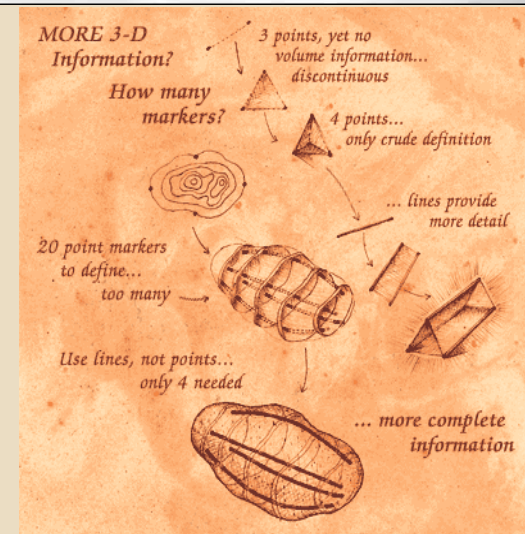
MARCATORI RADIOOPACHI INTERNI

- Semi d'oro
- VISICOILS



Vantaggi dei VISICOILS rispetto ai semi d'oro:

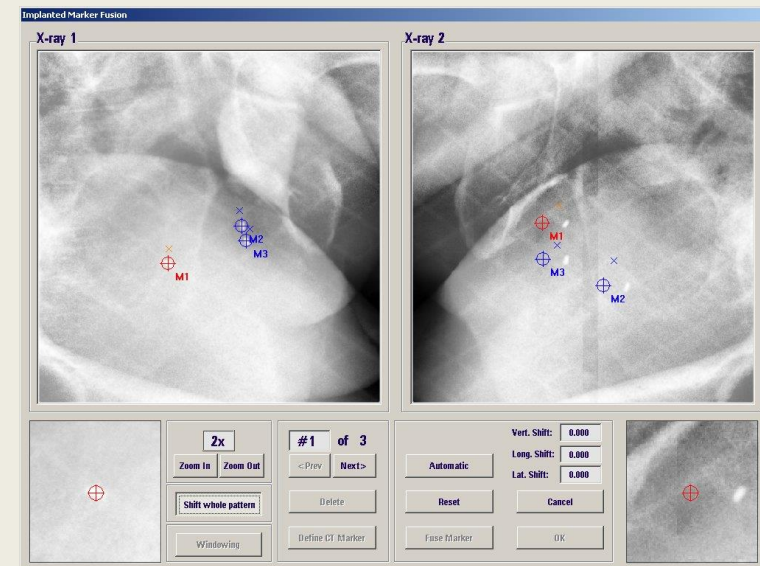
- maggior visibilità
- maggior informazione volumetrica
- maggior stabilità nei tessuti molli
- elevata flessibilità per adattarsi bene nei tessuti molli



Confronto DRR / immagini radiologiche

Algoritmo di fusione automatico:

- sulle ossa: verifica set-up
- sui marcatori interni: verifica posizione target



Imaging a raggi X con visicoils

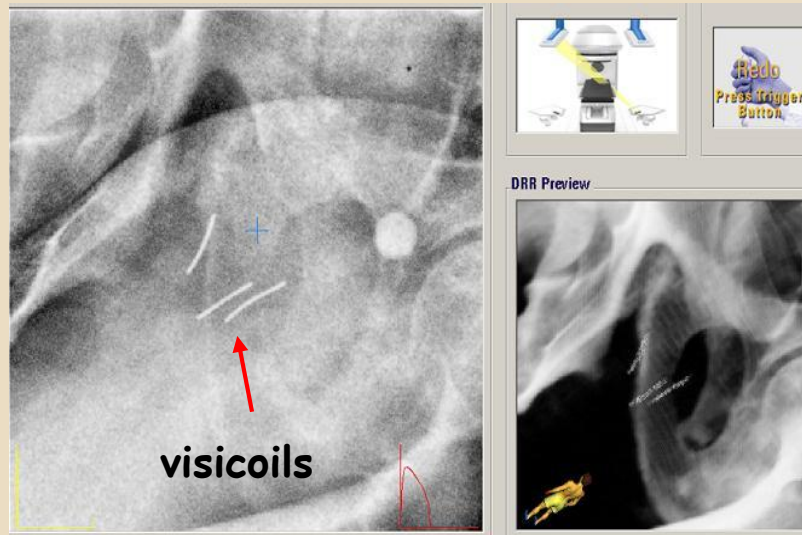
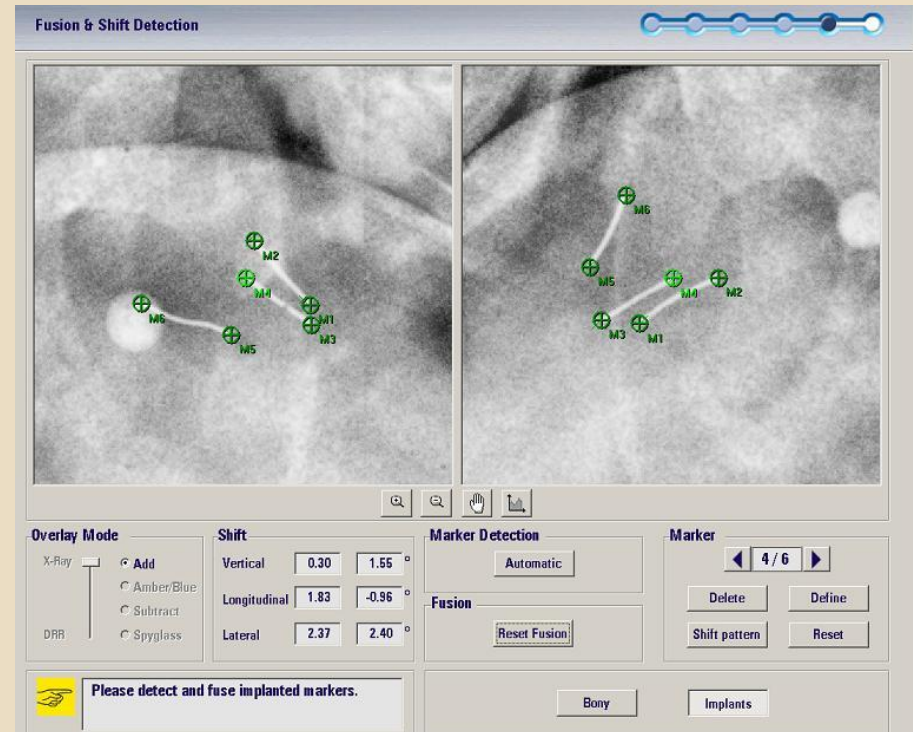


Immagine RX

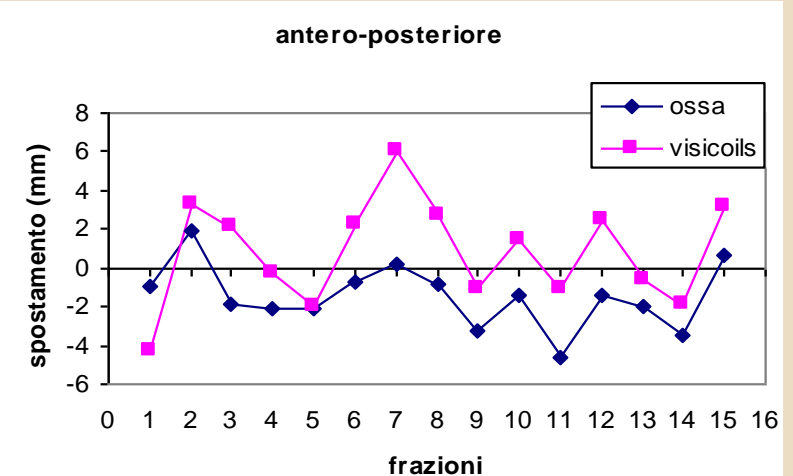
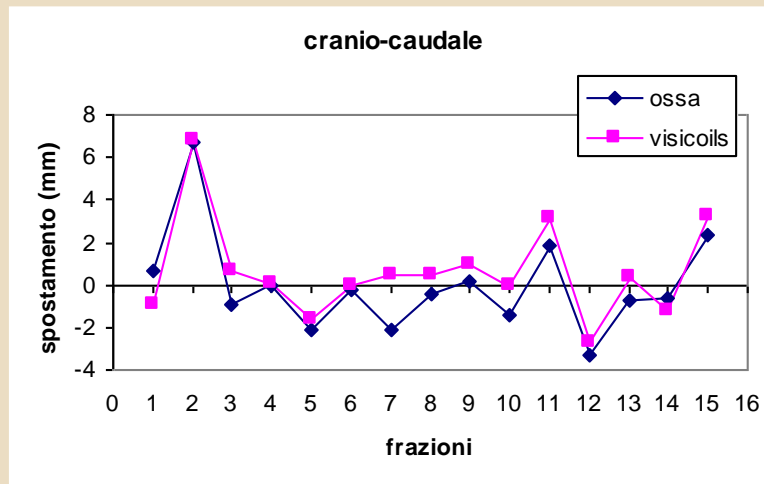
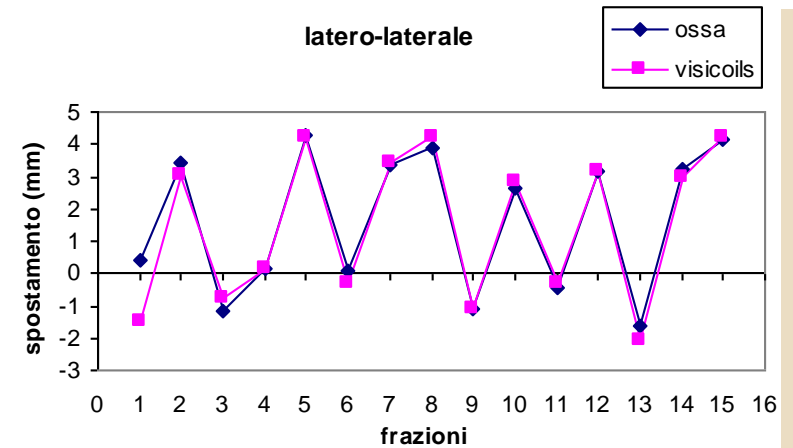
DRR



Imaging a raggi X con visicoils

traslazioni

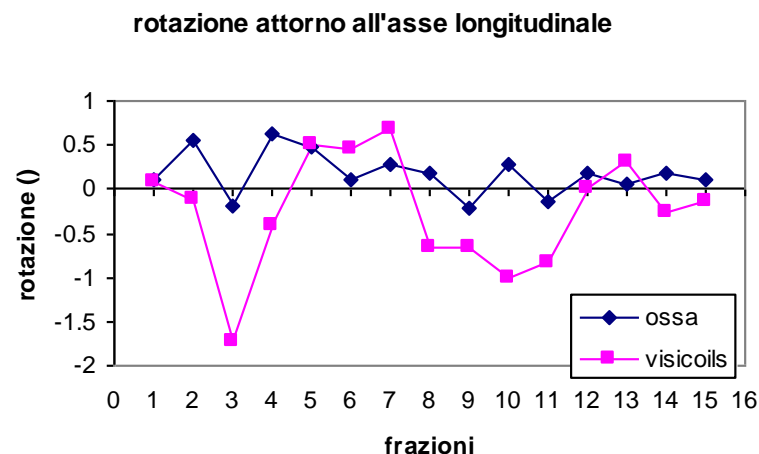
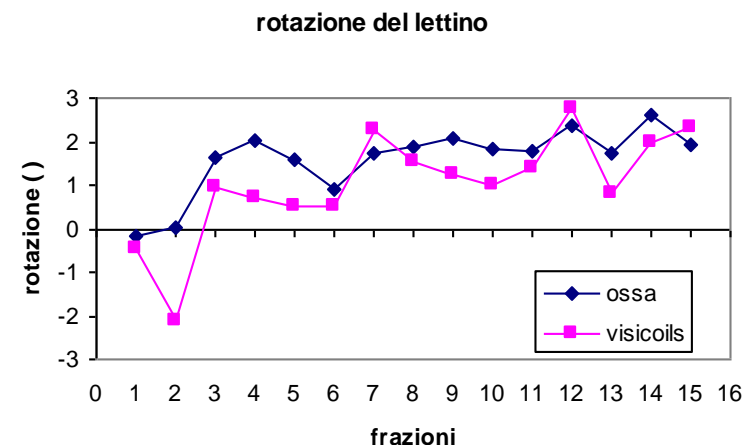
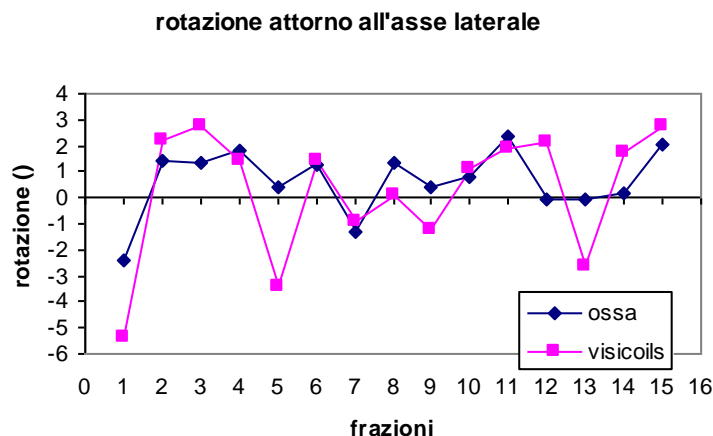
	LL (mm)	CC (mm)	AP (mm)
Set-up	$1,6 \pm 2,2$	$-1,5 \pm 1,7$	$0,0 \pm 2,4$
Localizzazione prostata	$1,5 \pm 2,3$	$0,8 \pm 2,7$	$0,6 \pm 2,3$



Imaging a raggi X con visicoils

rotazioni

	Table (°)	Roll (°)	Pitch (°)
Set-up	$1,6 \pm 0,8$	$0,2 \pm 0,3$	$0,6 \pm 1,3$
Localizzazione prostata	$1,0 \pm 1,2$	$-0,3 \pm 0,6$	$0,3 \pm 2,5$



MARCATORI ELETTROMAGNETICI IMPIANTATI

Calypso 4D Localization System

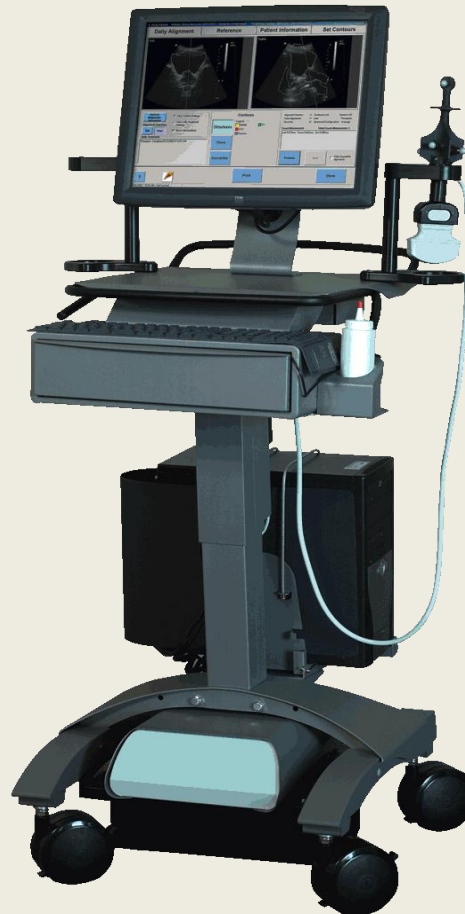
- Si basa sulla rilevazione di marcatori elettromagnetici impiantati nel tumore o nelle vicinanze.
- i marcatori sono localizzati rispetto all'array, a sua volta localizzato rispetto all'isocentro mediante tracking ottico a infrarosso
- Consente il tumour tracking continuo durante il trattamento con radiazioni non ionizzanti



marcatori impiantati nella prostata

DISPOSITIVI A ULTRASUONI

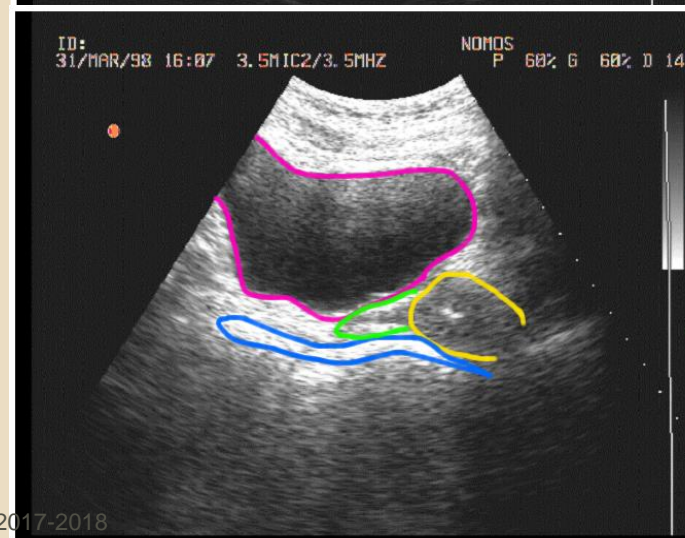
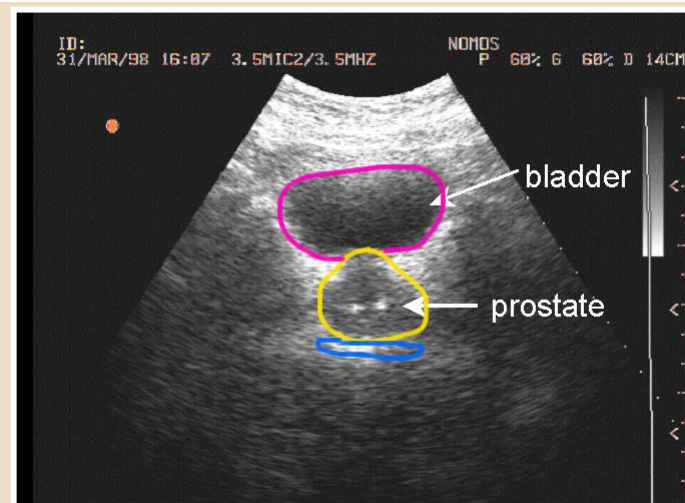
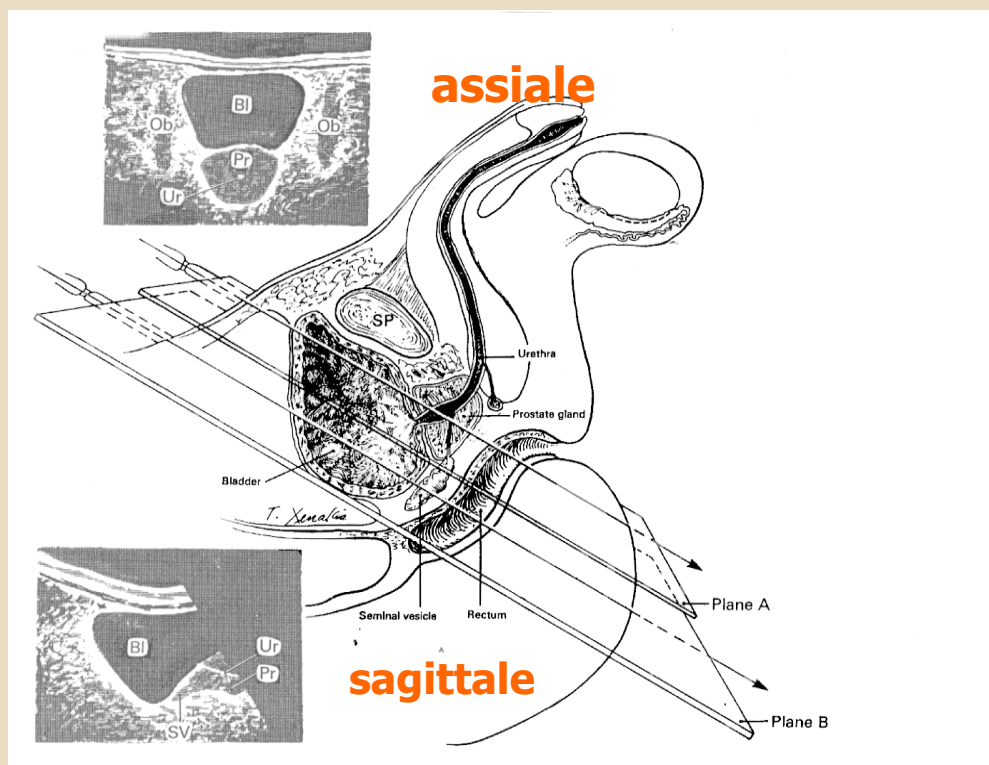
SonArray (Varian) 3D-US



**Tracking ottico
della sonda US**

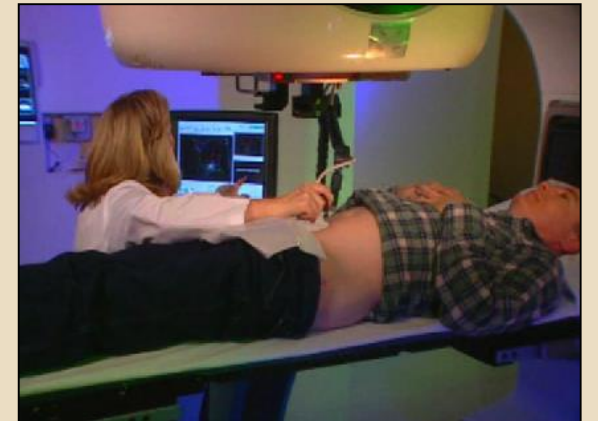
• B-MODE ACQUISITION and
TARGETING ULTRASOUND
SYSTEM
BAT (Nomos) 2D-US

Imaging US della prostata



DISPOSITIVI A ULTRASUONI

- + Non invasivo
- + tempo reale
- + nessuna esposizione aggiuntiva per il paziente
- + procedura veloce (~ 3 min)
- + basso costo
- curva di apprendimento
- operatore - dipendente
- differenze tra contorni TC e US
- qualità dell'immagine non sempre buona



IGRT CON ULTRASUONI: APPLICAZIONI CLINICHE

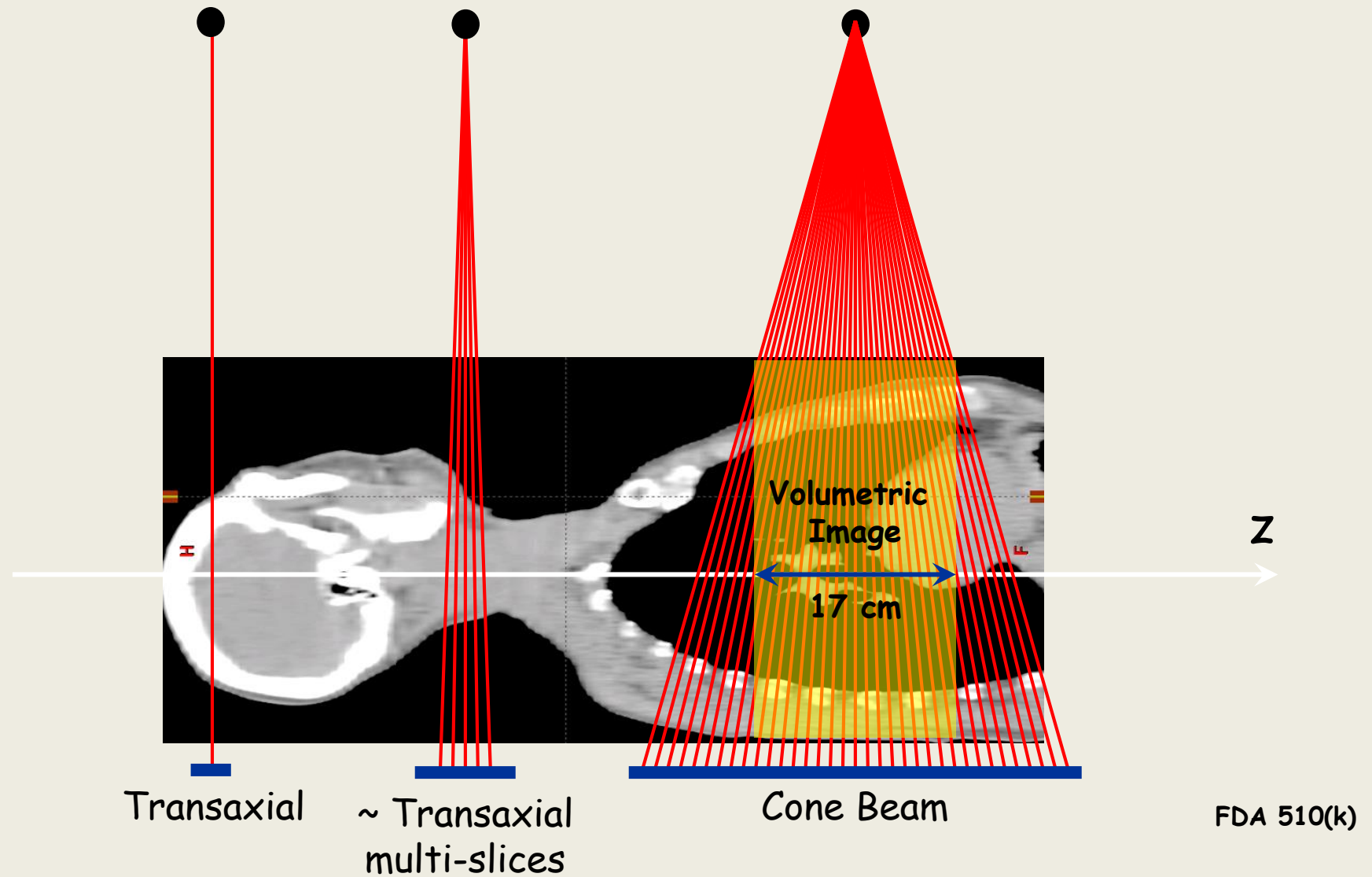
- prostata
- addome superiore
- lesioni paraspinali
- lesioni pelviche
- parete toracica



Visualizzazione di strutture vascolari in prossimità della lesione

Fuss et al. IJROBP 2004

CONE BEAM CT



CONE BEAM CT

KV CBCT

Sorgente: tubo a raggi X
installato sul gantry a 90°
rispetto alla testata del linac

Synergy (Elekta)

Trilogy (Varian)

Artiste (Siemens)

Groh et al. Med. Phys. 2002

Cho et al. Med Phys 2005

Hawkins et al. IJROBP 2006

Sorcini et al. Cancer Radiother. 2006

MV CBCT

Sorgente: testata del linac

ONCOR Expression
(Siemens)

Seppi et al. IJROBP 2003

Pouliot et al. IJROBP 2005

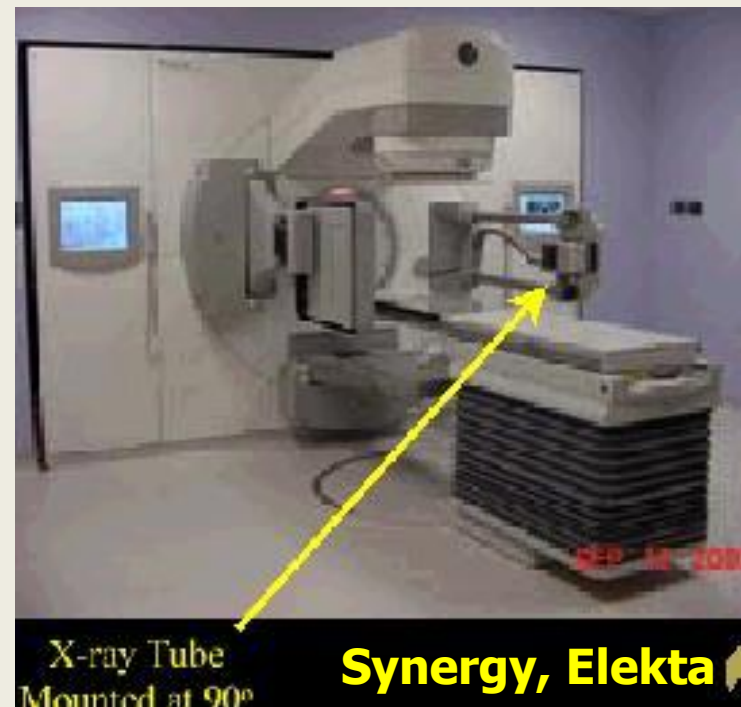
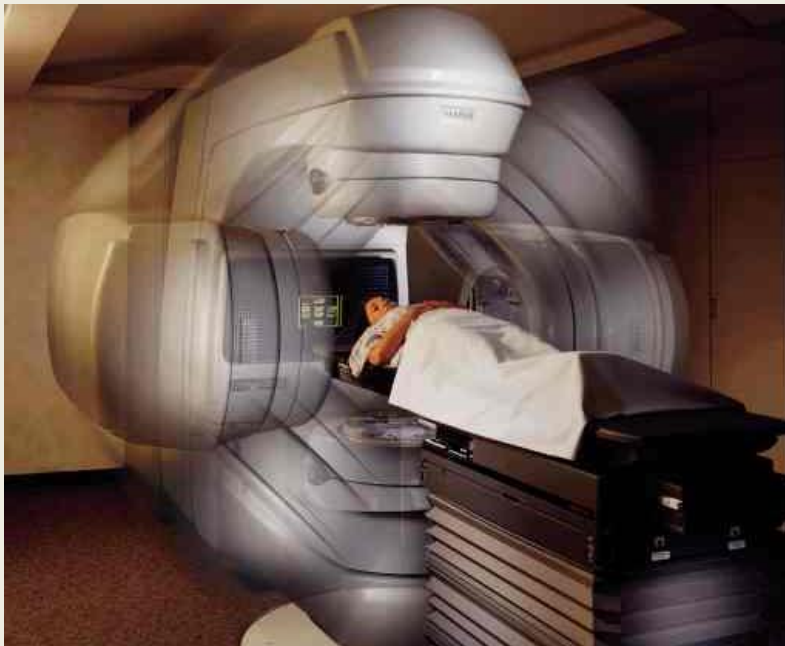
Hansen et al. IJROBP 2006

Chang et al Med. Phys. 2006

Morin et al. Med. Dosim. 2006

CONE BEAM CT

- 1 singola rotazione attorno al paziente produce un set completo di dati 3D
- 1 rotazione ($\sim 1-2$ min) = 500-1000 proiezioni
- più proiezioni = più elevata qualità dell'immagine TC (maggior tempo di ricostruzione)



QUANDO E' UTILE LA CBCT ?

- visualizzazione 3D di tessuti molli (es. prostata)
- stereotassi (target piccoli senza marcatori interni)
- schemi ipofrazionati
- adaptive planning
- monitorare variazione anatomica del tumore (testa/collo, sarcoma)

INDICAZIONI CLINICHE PER LA CBCT

- testa/collo (IMRT): per valutare eventuale variazione anatomica del paziente
- torace/polmone: preferibilmente con gating
- prostata / pelvi (IMRT, ipofraz.)
- addome (IMRT, ipofraz.)
- fegato: solo con gating

FEGATO

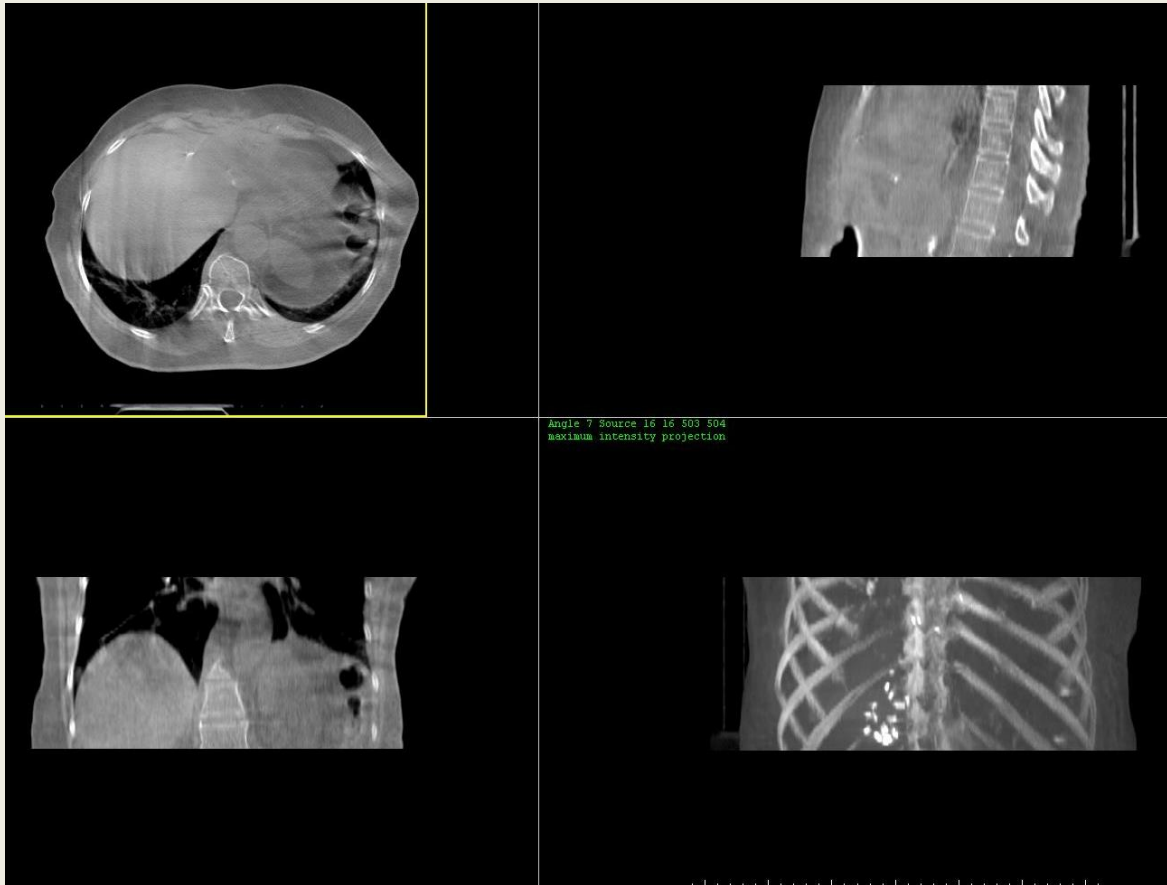


Non-gated
Liver
Cone Beam CT

FDA 510(k)

Images courtesy
Duke University, Durham NC
USA

FEGATO



Breath-Hold
RPM respiratory
gated Liver
Cone Beam CT

3 rotation segments of
20 seconds

Images courtesy
Duke University, Durham NC
USA

PROBLEMI LEGATI ALLA CBCT

- Field of View del rivelatore (FOV ~ 25 cm)
 - rivelatori off-axis per aumentare il FOV
 - qualità dell'immagine migliore in modalità full fan
- Elevato X-ray scatter
 - rumore e artefatti di Cupping
 - griglie e algoritmi
- movimento respiratorio durante l'acquisizione

TEMPISTICA DI ESECUZIONE CBCT

• set-up paziente	5 min
• predisposizione OBI	2 min
• Acquisizione e ricostruzione	4 min
• Tempo totale di acquisizione (da mode-up alla registrazione delle immagini)	8 min
• analisi immagini co-registrate (sovrapposizione manuale)	5 min
tempo totale:	18 min

DOSI EROGATE nelle tecniche IGRT

	EPID (MV)	KV-CBCT	MV-CBCT	CT conv.
Testa/collo	5-7 cGy	0,5 cGy	5-10 cGy	0,5 cGy
corpo	5-7 cGy	3 cGy	15 -20 cGy	1,5 -1,7 cGy

MV CBCT VS. KV CBCT

Vantaggi

- Calibrazione lineare voxel intensity/densita' elettronica
- Importata nel TPS puo' essere usata come verifica della dose assorbita dal paziente
- Assenza di artefatti da materiali ad alto Z (impianti metallici, ecc.)
→ distribuzione realistica della dose
- Utilizza la testata dell'acceleratore

Svantaggi

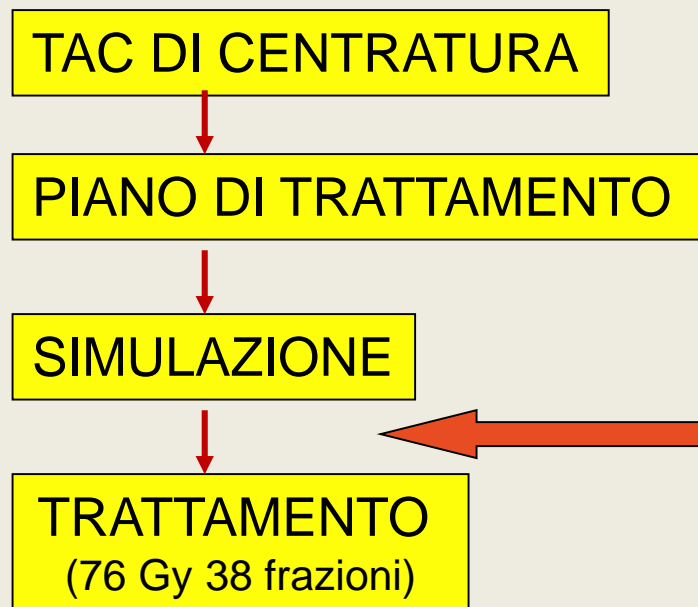
- Ridotta qualita' dell'immagine
- Maggior dose erogata al paziente

IMPATTO DELL'IGRT NEL TRATTAMENTO DEL CARCINOMA PROSTATICO: ANALISI DEGLI ERRORI DI SET-UP E VALUTAZIONI DOSIMETRICHE

- CA della prostata. Tumore maschile più frequentemente diagnosticato: in Italia al primo posto per incidenza, con 43000 casi diagnosticati nel 2005 con circa 9200 decessi attesi⁽¹⁾.
- Sedi elettive per tecniche di RT guidata dalle immagini (IGRT)

(1) SiUro Update Series Vol 4, Maggio 2008

PROCEDURA PER LA FORMULAZIONE DI UN PIANO DI TRATTAMENTO PROSTATICO



DA' INFORMAZIONI ANATOMICHE PER LA DEFINIZIONE DEI VOLUMI BERSAGLIO E DEGLI ORGANI CRITICI LIMITROFI

OPPORTUNAMENTE CALIBRATE E PRIVE DI ARTEFATTI LE IMMAGINI CT FORNISCONO INFORMAZIONI SULLA DENSITA' ELETTRONICA DEI TESSUTI, DATO NECESSARIO PER UN CALCOLO CORRETTO DI UNA DISTRIBUZIONE DI DOSE CHE TENGA CONTO DELLA FORMA E DELLA PRESENZA DI DISOMOGENEITA'

Image Guided Radiation Therapy **IGRT**

OBIETTIVO: POSIZIONARE CORRETTAMENTE IL VOLUME BERSAGLIO AL MOMENTO DELL'IRRADIAZIONE

→ Irradiare il TARGET del giorno

Posizionamento
del paziente



Posizionamento del
volume bersaglio

INCERTEZZE DI TRATTAMENTO



NELLA PIANIFICAZIONE

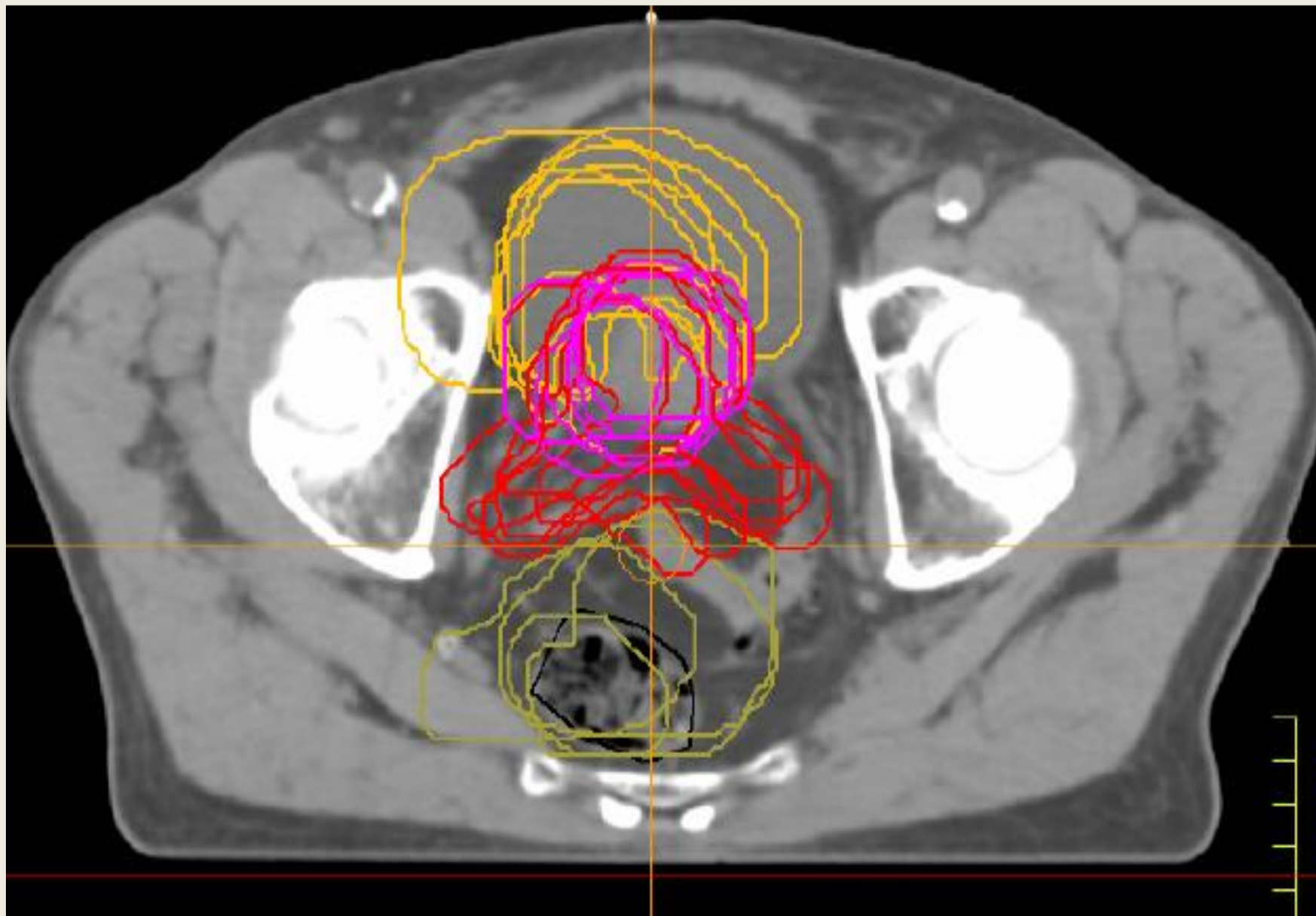
(DELINEAZIONE DEI VOLUMI DI INTERESSE)

- VARIABILITA' INTER-OPERATORE NELLA DELINEAZIONE DEI VOLUMI BERSAGLIO
- VARIABILITA' INTER-OPERATORE NELLA PIANIFICAZIONE

NELL' ESECUZIONE

(ERRORI DI SET-UP E MOVIMENTO D' ORGANO)

- ERRORI DI TIPO MECCANICO
- ERRORI LEGATI AL SISTEMA DI IMMOBILIZZAZIONE
- MOVIMENTI D' ORGANO ED EVENTUALI MODIFICAZIONI DEL TARGET
- MOVIMENTI DEL PAZIENTE DURANTE IL TRATTAMENTO



COMPONENTE SISTEMATICA:

DEFINITA COME LA DEVIAZIONE MEDIA TRA LA GEOMETRIA DI IRRADIAZIONE E LA GEOMETRIA DEL PIANO DI TRATTAMENTO
(SI PRESENTA CON LA STESSA ENTITA' E NELLA STESSA DIREZIONE E VERSO IN TUTTE LE FRAZIONI DEL TRATTAMENTO)

COMPONENTE CASUALE (RANDOM):

DEFINITA COME LA DISPERSIONE DELLA DISTRIBUZIONE DELLE DEVIAZIONI NELLE VARIAZIONI GIORNALIERE TRA LA GEOMETRIA DI IRRADIAZIONE E LA GEOMETRIA DEL PIANO DI TRATTAMENTO
(SI PRESENTA CON ENTITA', DIREZIONE E VERSO DIFFERENTE TRA FRAZIONE E FRAZIONE, VARIABILE MENO CRITICA)

MOVIMENTI D'ORGANO: ADDOME-PELVI

Sec Minuti Ore Giorni Mesi



Respiro>

Peristalsi>

Riempimento stomaco-intestino>

VARIAZIONI DI VOL ORGANI INTERNI
VARIAZIONI DI VOL DEL TUMORE

..... MOVIMENTI DEL PAZIENTE/ SET-UP

Intra-fraction Inter-fraction



PROTOCOLLI IGRT

Correzione a posteriori

solo errori sistematici

IGRT durante numero limitato di frazioni

analisi delle immagini a posteriori

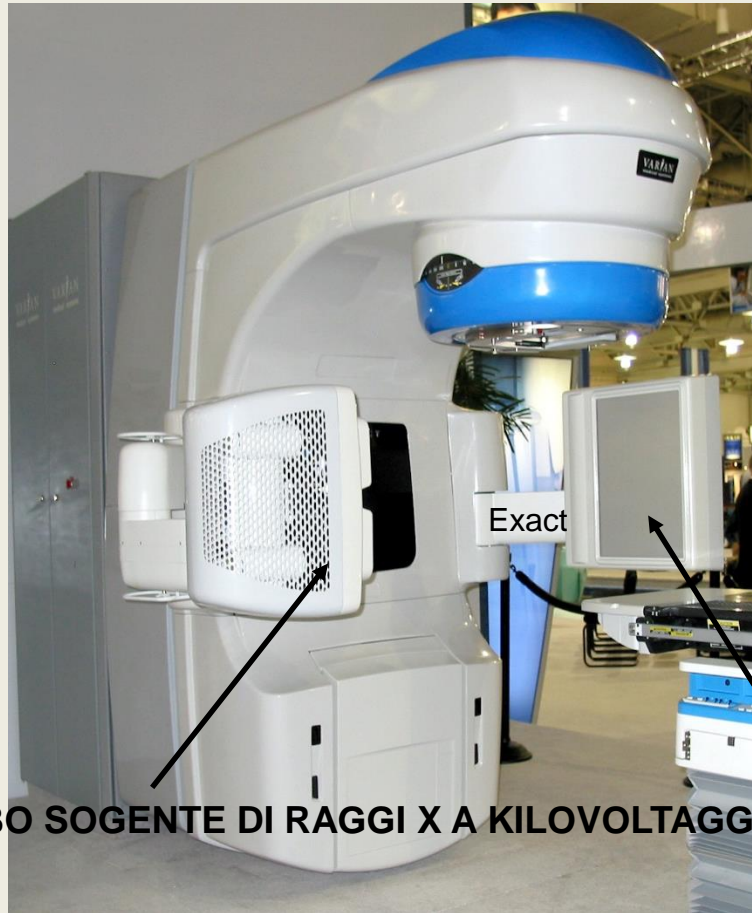
Correzione in tempo reale

errori sistematici e casuali

IGRT tutte le frazioni

acquisizione giornaliera delle immagini di verifica e co-registrazione (match) con l'immagine di riferimento

DETERMINAZIONE DEGLI SHIFT SU PAZIENTI CON PROTOCOLLO IGRT PLANARE E VOLUMETRICO (1/7)



SISTEMA On-Board Imager (OBI) (Varian Medical Systems)

40-125 kVp, 10-80 mA, 4-250 ms

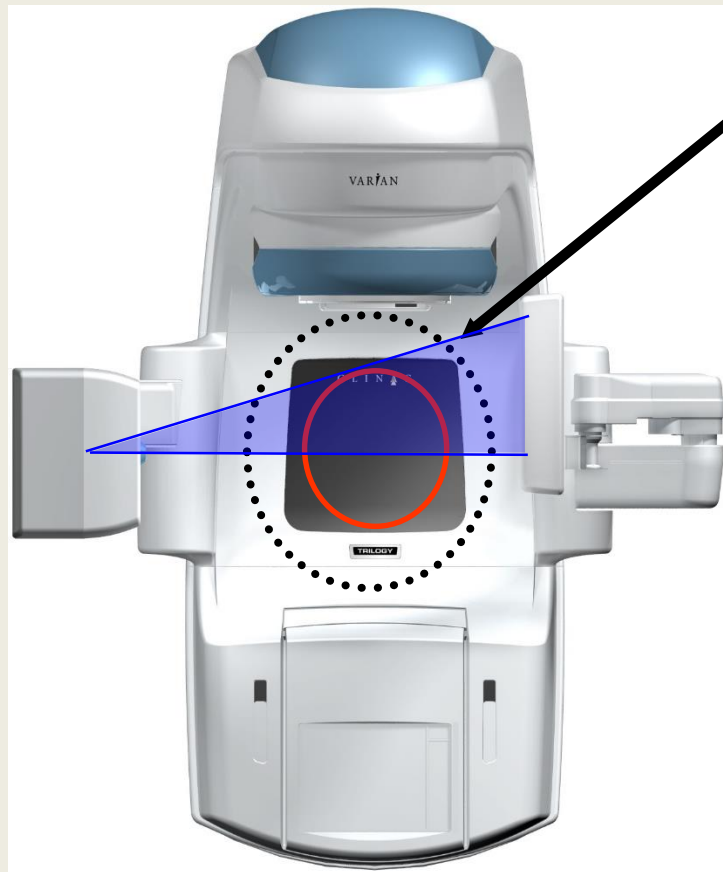
Per la modalità Cone Beam CT adottati i
parametri di acquisizione:
125 kVp e 80 mA

3 modalità di imaging: 2D mediante tecnica
radiografica, 3D con cone beam computed
tomography CBCT, fluoroscopica (per la
verifica dei movimenti intra frazione)

TUBO SOGENTE DI RAGGI X A KILOVOLTAGGIO

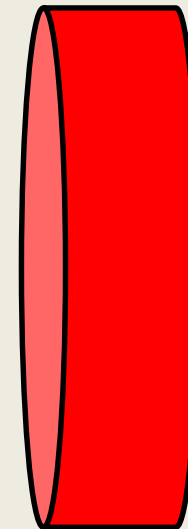
DETTETTORE AL SILICIO AMORFO

DETERMINAZIONE DEGLI SHIFT SU PAZIENTI CON PROTOCOLLO IGRT PLANARE E VOLUMETRICO (2/7)



Apertura fisica: 83 cm

14 cm



diametro
45 cm

Volume
Ricostruito

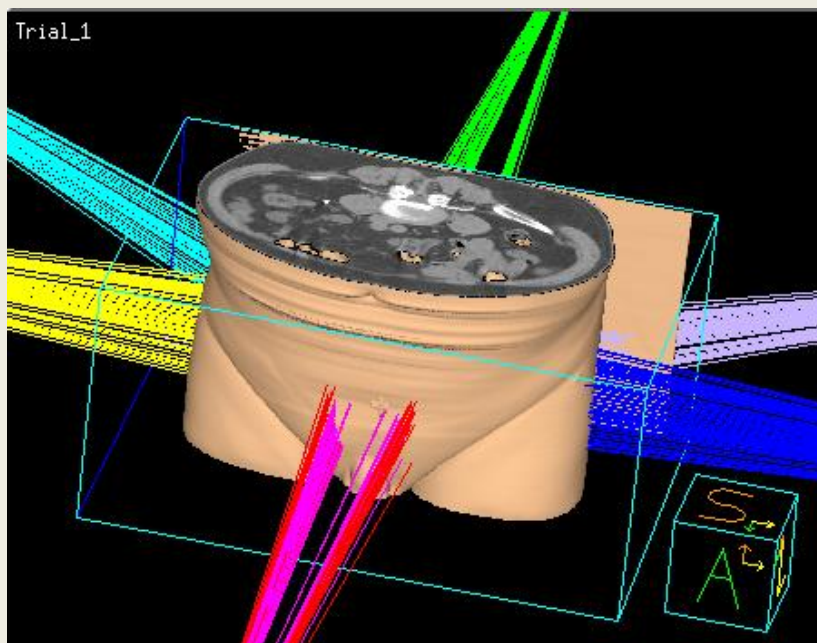
MODALITA' HALF-FAN

(in questa modalità è visualizzata solo una parte dell'oggetto
in ognuna delle proiezioni)

650-700 proiezioni

ROTAZIONE COMPLETA DEL GANTRY (60'')

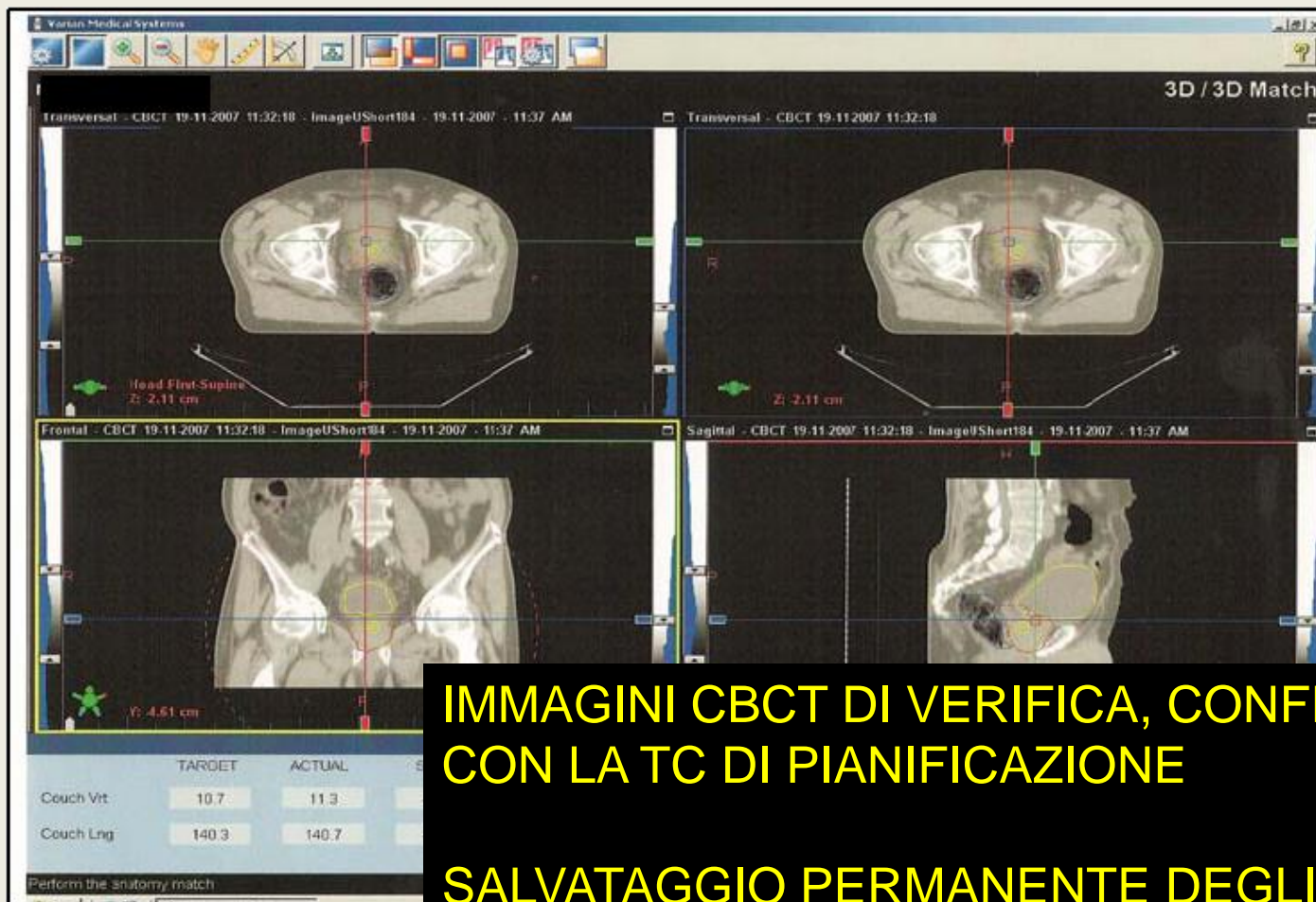
DETERMINAZIONE DEGLI SHIFT SU PAZIENTI CON PROTOCOLLO IGRT PLANARE E VOLUMETRICO (3/7)



26 PAZIENTI

- fotoni 15 MV, 76 Gy somministrati in 38 frazioni.
- box (fino a 66Gy) + boost (fino a 16Gy)
- conformazione dei campi ottenuta con dispositivo MLC 120 lamelle (5mm)
- analisi di una media di 27 verifiche di posizionamento per paziente (min 7, max 36)

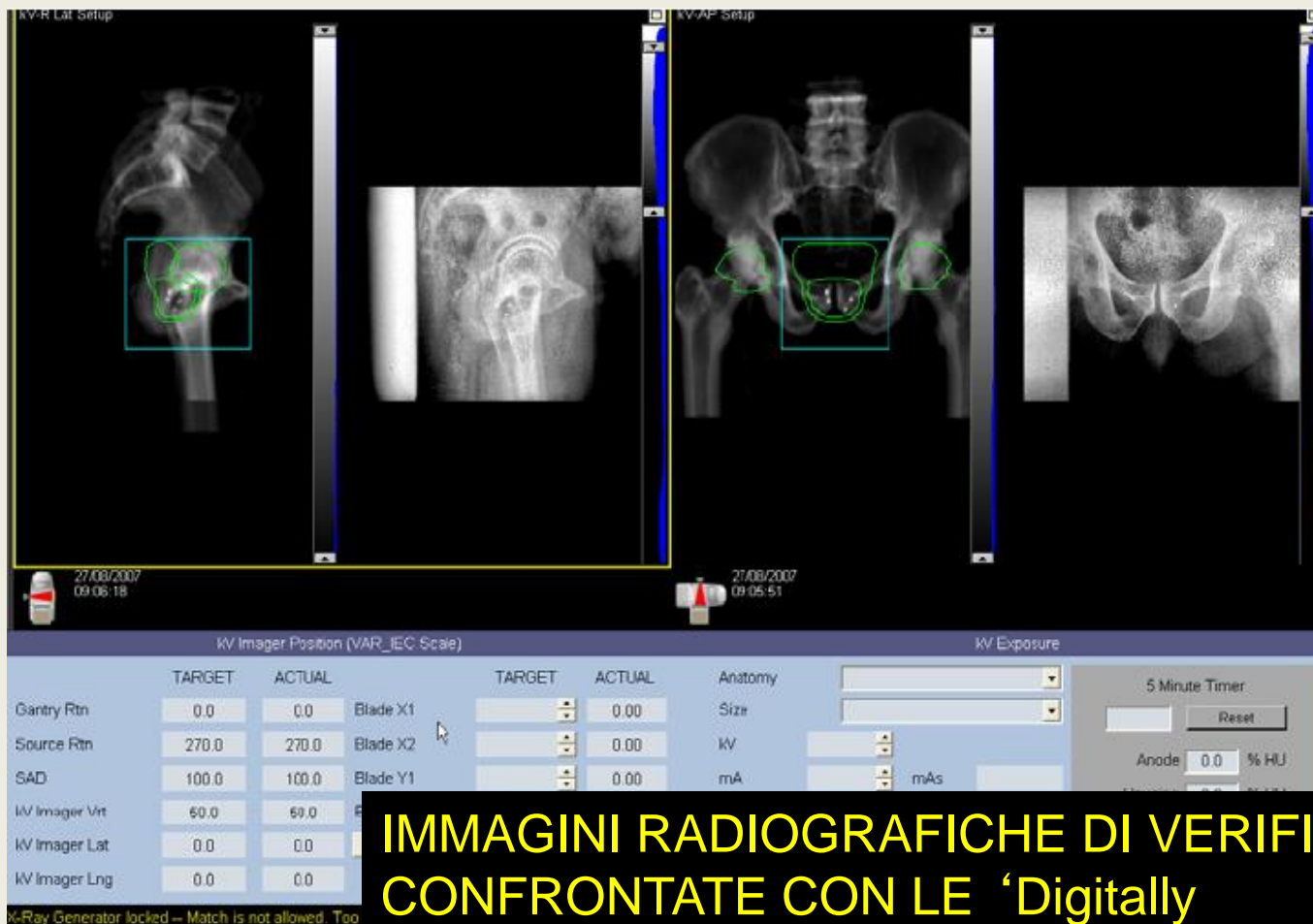
DETERMINAZIONE DEGLI SHIFT SU PAZIENTI CON PROTOCOLLO IGRT PLANARE E VOLUMETRICO (4/7)



IMMAGINI CBCT DI VERIFICA, CONFRONTATE CON LA TC DI PIANIFICAZIONE

**SALVATAGGIO PERMANENTE DEGLI SHIFT
(OBIETTIVO: RIMUOVERE LA COMPONENTE SISTEMATICA CORREGGENDO L'ERRORE DI SET-UP DALLA PRIMA SEDUTA)**

DETERMINAZIONE DEGLI SHIFT SU PAZIENTI CON PROTOCOLLO IGRT PLANARE E VOLUMETRICO (5/7)



IMMAGINI RADIOGRAFICHE DI VERIFICA, CONFRONTATE CON LE 'Digitally Reconstructed Radiographies' (DRR)

DETERMINAZIONE DEGLI SHIFT SU PAZIENTI CON PROTOCOLLO IGRT PLANARE E VOLUMETRICO (6/7)

- Per il confronto tra metodica CBCT volumetrica (con salvataggio permanente degli shift) + 2D-2D match e sola metodica 2D-2D match senza salvataggio permanente degli shift sono stati raccolti i dati riferiti ai medesimi pazienti (nel secondo caso sono stati sottratti gli spostamenti permanenti registrati)
- Per ogni paziente sono stati calcolati, relativamente alle 3 direzioni e per le due metodiche a confronto:

$$\mu_P = \frac{\sum_1^N d_k}{N}$$

ERRORE SISTEMATICO INDIVIDUALE

$$\sigma_P = \sqrt{\frac{\sum (d_k - \mu_P)^2}{N-1}}$$

ERRORE RANDOM INDIVIDUALE

DETERMINAZIONE DEGLI SHIFT SU PAZIENTI CON PROTOCOLLO IGRT PLANARE E VOLUMETRICO (7/7)

- Per l'intera popolazione dei 26 pazienti sono stati calcolati nelle 3 direzioni i seguenti parametri:

$$\mu = \frac{\sum_1^N (N_i * \mu_{Pi})}{\sum N}$$

ERRORE SISTEMATICO COMPLESSIVO

Calcolato come valore medio pesato di tutti gli errori sistematici relativi ai singoli pazienti

$$\Sigma = \sqrt{\frac{\sum (\mu_P - \mu)^2}{N-1}}$$

LA DISPERSIONE ERRORE SISTEMATICO COMPLESSIVO

Espressa dalla ds delle deviazioni medie individuali

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_1^N \sigma_P^2}{N}}$$

ERRORE RANDOM COMPLESSIVO

espresso dalla radice quadratica media, “root mean square” (RMS), degli errori random individuali.

International Commission of Radiation Units and Measurement ICRU 62

TUTTE LE INCERTEZZE DOVUTE AGLI ERRORI DI SET-UP DEVONO ESSERE CONSIDERATE NELLA PIANIFICAZIONE DEL TRATTAMENTO, AGGIUNGENDO UN ADEGUATO MARGINE AL Clinical Target Volume (CTV) Planning Target Volume (PTV), ovvero il volume da trattare



Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 52, No. 5, pp. 1407–1422, 2002
Copyright © 2002 Elsevier Science Inc.
Printed in the USA. All rights reserved
0360-3016/02/\$—see front matter

PII S0360-3016(01)02805-X

PHYSICS CONTRIBUTION

INCLUSIO

T NEL 90% DI PAZIENTI DI UNA POPOLAZIONE TRATTATA,
L' INTERO VOLUME DEL CTV RICEVE ALMENO IL 98% DELLA
Equivalent Uniform Dose (EUD)

MARCEL VAN HERK, PH.D

Radiotherapy Department, The Netherlands Cancer Institute/Antoni van Leeuwenhoek Hospital, Amsterdam, The Netherlands

Purpose: To correctly evaluate realistic treatment plans in terms of absorbed dose to the clinical target volume (CTV), equivalent uniform dose (EUD), and tumor control probability (TCP) in the presence of execution (random) and preparation (systematic) geometric errors.

L'ACCURATEZZA CON CUI VIENE ESEGUITA LA CO-REGISTRAZIONE TRA LE IMMAGINI DI VERIFICA E LE IMMAGINI DI RIFERIMENTO E' FONDAMENTALE AI FINI DELLA CORRETTA DETERMINAZIONE DEGLI ERRORI DI SET-UP.



PER 8 PAZIENTI CONFRONTO ALGORITMO M.I. VARIAN CON ALGORITMO M.I. DISPONIBILE SUL TPS PINNACLE

(il match con CBCT può essere eseguito solo in tempo reale e non in offline)

VARIAN TIENE CONTO DI UNA SOLA DELLE 3 COMPONENTI DI ROTAZIONE (ASSE VERTICALE)

TPS PINNACLE



RISULTATI FERRARA - ERRORI DI SET-UP

METODICA SOLO 2D (mm)

	VERT	LONG	LAT	PUNTO
M(mi)	-0.1	-3.0	0.9	9.4
DS(mi)	4.2	4.3	9.2	7.0
RMS(dsi)	3.4	3.8	6.7	
DS(dsi)	1.5	1.6	3.6	

-Errore Sistemático

prossimo allo zero in VERT e LAT
in LONG riscontrabile un errore sistematico in direzione negativa rilevato con entrambe le metodiche IGRT

Notevole riduzione della dispersione

-Errore Random

riduzione inferiore al mm applicando la correzione permanente settimanale

METODICA CBCT (correzione permanente) + 2D (mm)

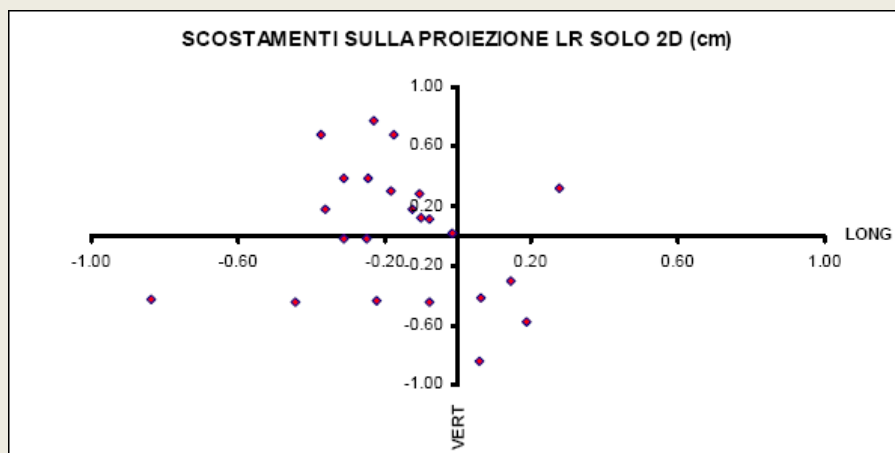
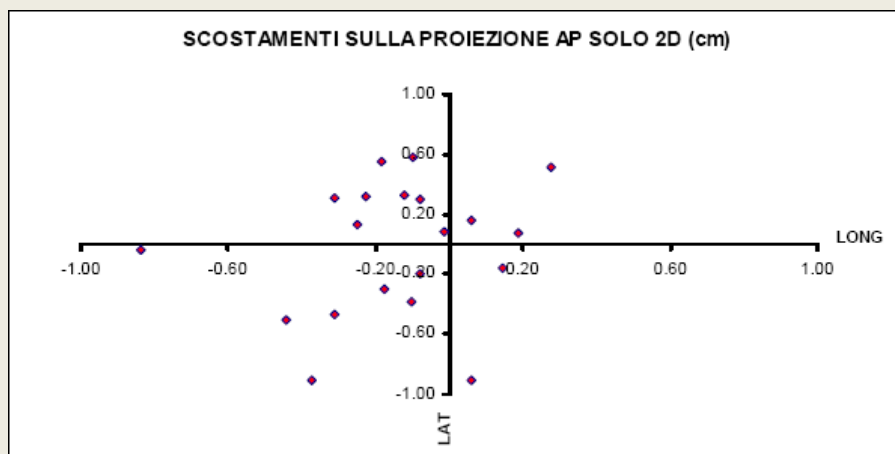
	VERT	LONG	LAT	PUNTO
M(mi)	-0.3	-1.8	0.0	2.9
DS(mi)	1.3	1.7	1.6	1.2
RMS(dsi)	2.9	3.1	5.6	
DS(dsi)	1.2	0.9	3.2	

1.9 1.0 1.5 Quiewen Wu⁽³⁾

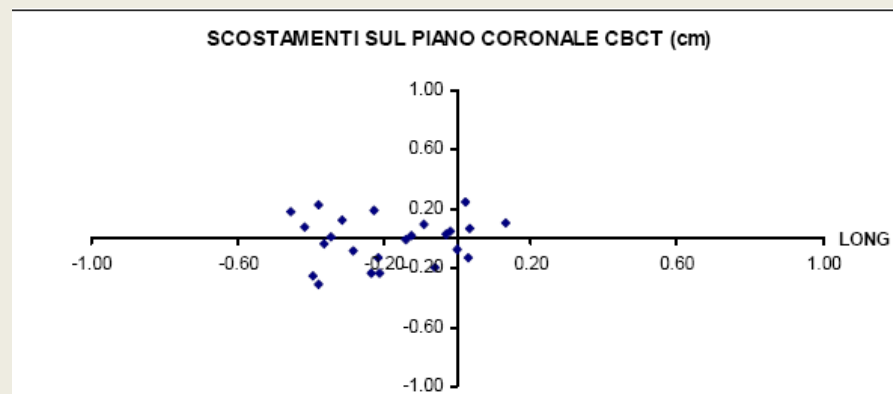
Valori <2 mm van Herk con EPID⁽²⁾

CAMPIONE DI PAZIENTI CONSISTENTEMENTE MINORE?....

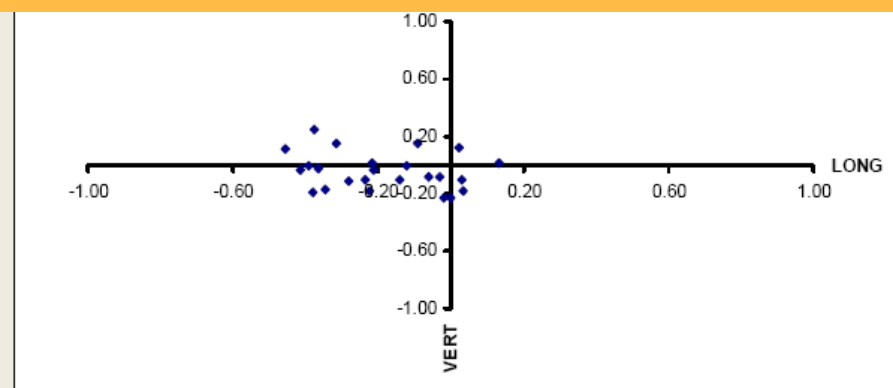
2D-2D MATCH



3D-3D MATCH



**DRASTICA RIDUZIONE NELLA DISPERSIONE DEGLI
SCOSTAMENTI MEDI
OTTENUTI CON CORREZIONE PERMANENTE**



RISULTATI -MARGINI

Presso il nostro centro i medici radioterapisti adottano per la realizzazione del PTV dal CTV segmentato, espansioni non isotropiche di 8 mm in anteriore e latero-laterale, di 5 mm in posteriore (per preservare maggiormente il retto) e di 10 mm in superoinferiore ovvero nella direzione longitudinale.

	<i>ERRORI SISTEMATICI (mm)</i>			<i>ERRORI CASUALI (mm)</i>		
	VERT (AP) dY	LONG (SI) dZ	LAT (LR) dX	VERT (AP) dY	LONG (SI) dZ	LAT (LR) dX
Delineazione target	2.0	2.8	1.7			
Traslazioni d'organo	2.7	1.7	0.9	2.7	1.7	0.9
Errori di set-up nostra struttura	-0.3	-1.8	0.0	2.9	3.1	5.6
Deviazioni totali	3.6	3.7	2.5	3.0	1.9	3.3

VALORI CHE NON COMPRENDONO CONSIDERAZIONI RIGUARDANTI LA ROTAZIONE COMPLESSIVA DEL TARGET ATTRIBUIBILE SIA AL MOVIMENTO D'ORGANO CHE ALL'ERRORE DI SET-UP ROTAZIONALE

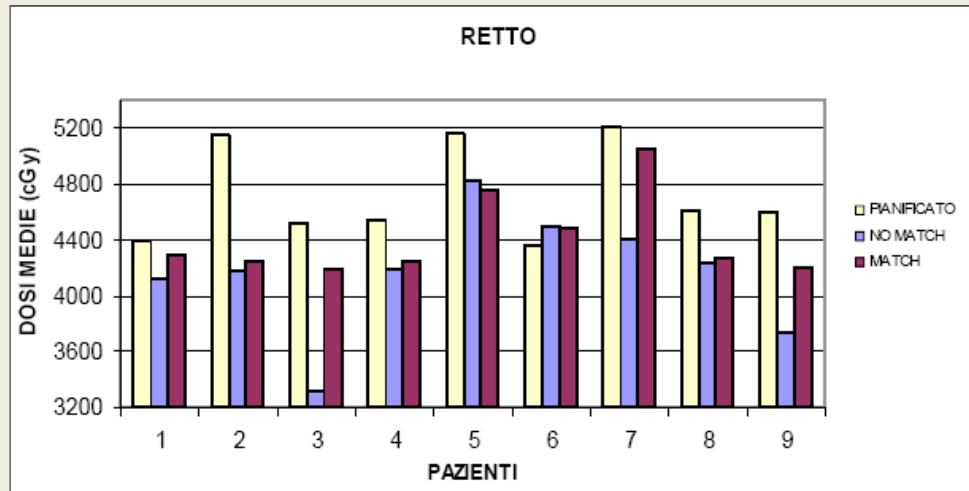
MARGINE (mm)	VERT (AP)	LONG (SI)	LAT (LR)
m(PTV)=2.5S+0.7s-3mm con tecnica CBCT + 2D	8.1	7.6	5.6
paragone letteratura van Herk ⁽³⁵⁾	9.5	8.7	6.5



OTTIMO RISCONTRO CON LA LETTERATURA

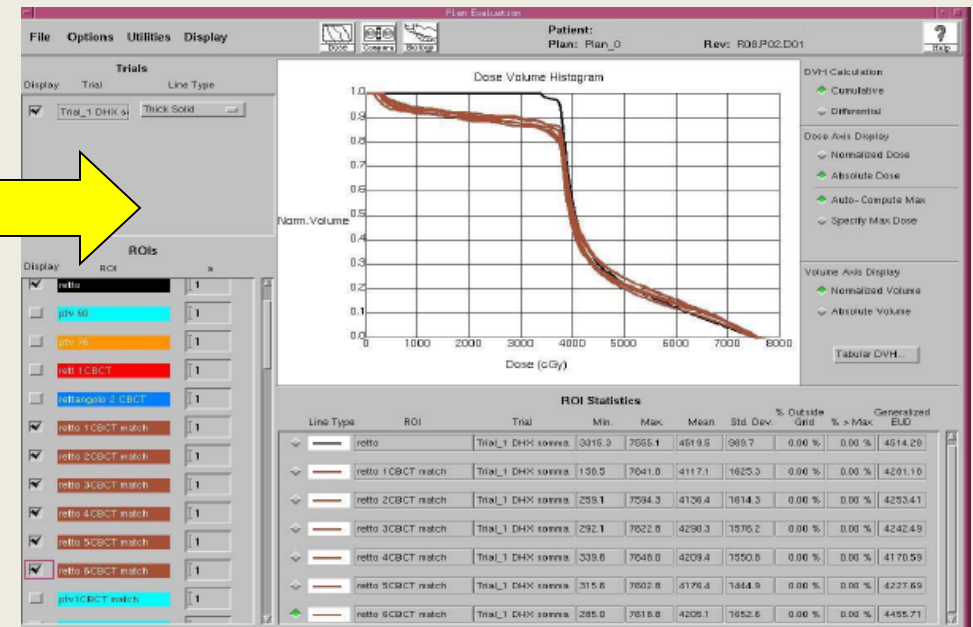
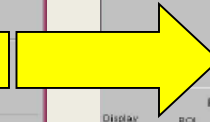
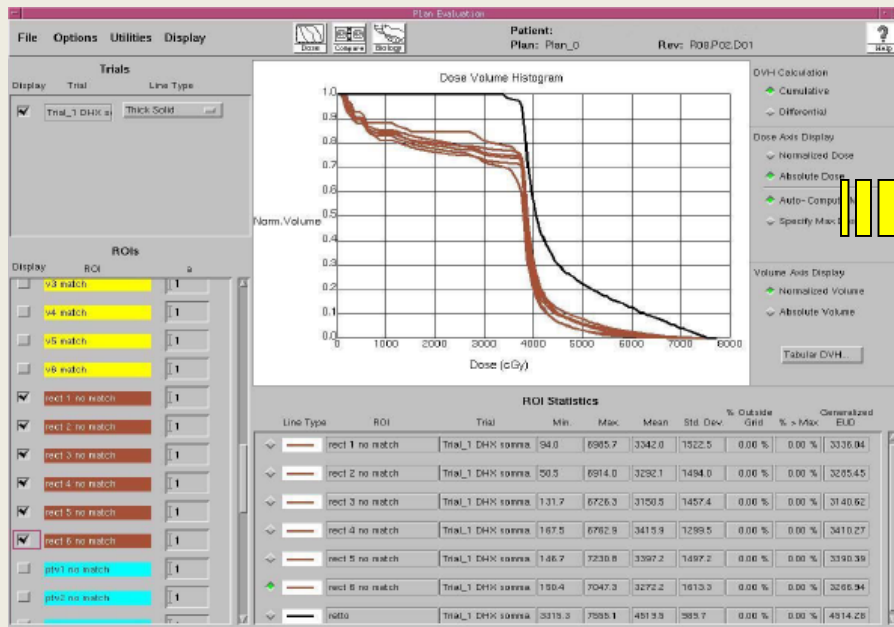
In conclusione si può dire che i margini di espansione applicati al CTV presso il nostro centro sono adeguati e cautelativi, con l'eccezione del margine posteriore che risulta inferiore di 3mm a quello ideale stimato ma che rappresenta tuttavia un compromesso con l'esigenza di evitare tossicità rettale.

RISULTATI - CONFRONTI DOSIMETRICI

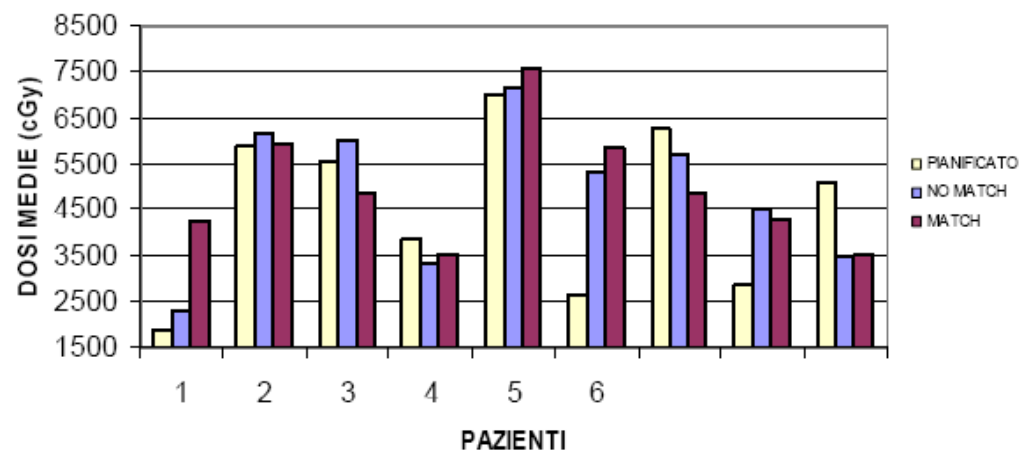


AVVICINAMENTO DELLE DOSI MEDIE RISPETTO A QUELLE PIANIFICATE

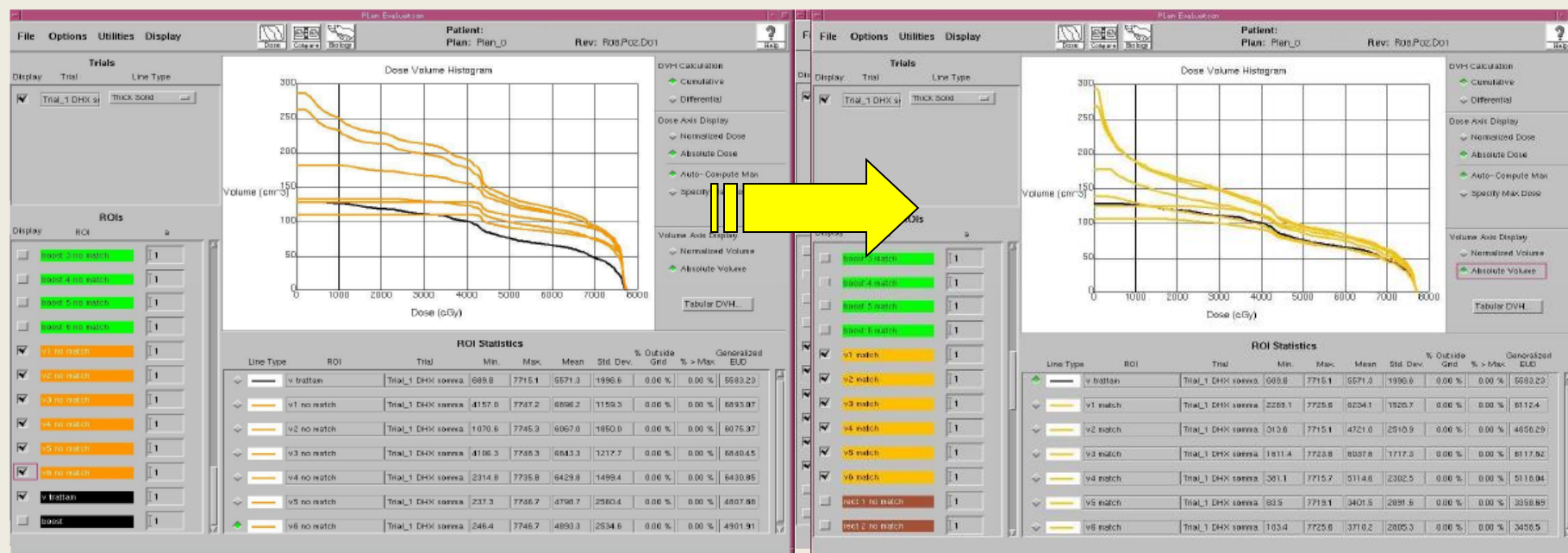
AVVICINAMENTO DELLE CURVE DI DOSE-VOLUME ALLA CURVA NOMINALE RELATIVA AL PIANO APPROVATO



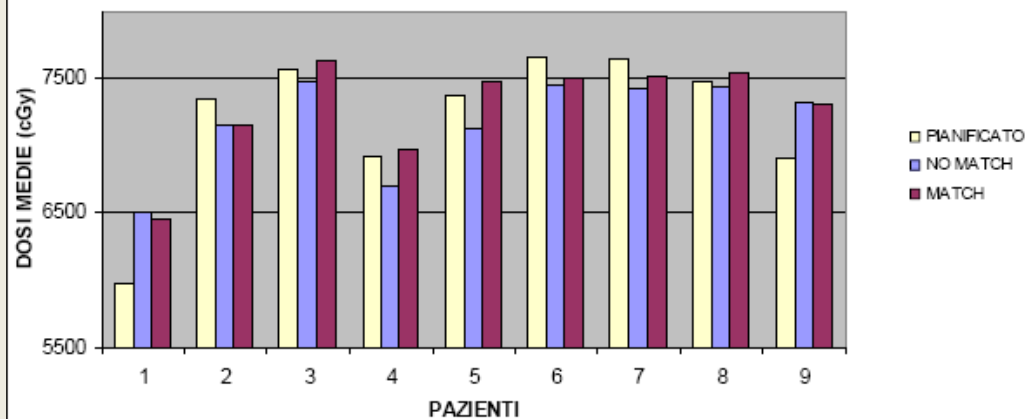
VALORI MEDI SU 9 PAZIENTI: VESCICA



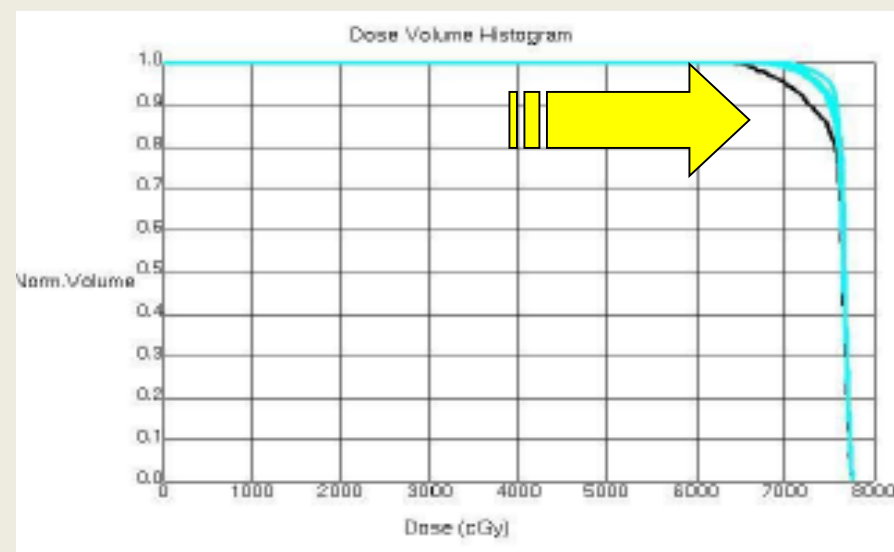
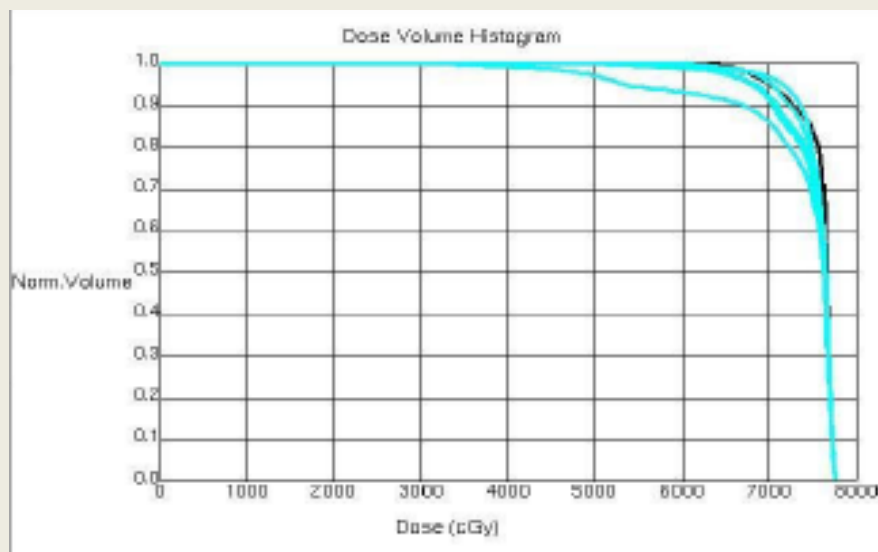
MINOR DISPERSIONE DELLE CURVE DOSE-VOLUME ANCHE PER OAR, NEL CASO DI CORREZIONE PER GLI SHIFT



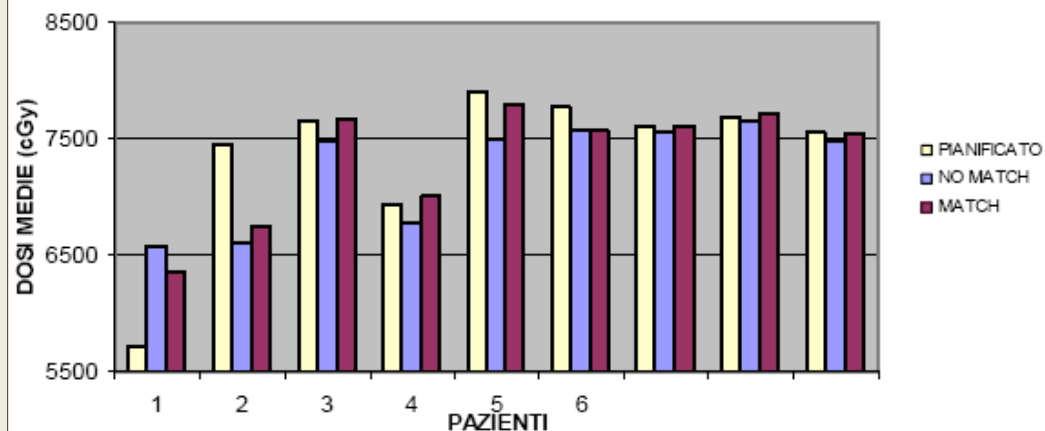
VALORI MEDI SU 9 PAZIENTI: PROSTATA+VESCICHETTE



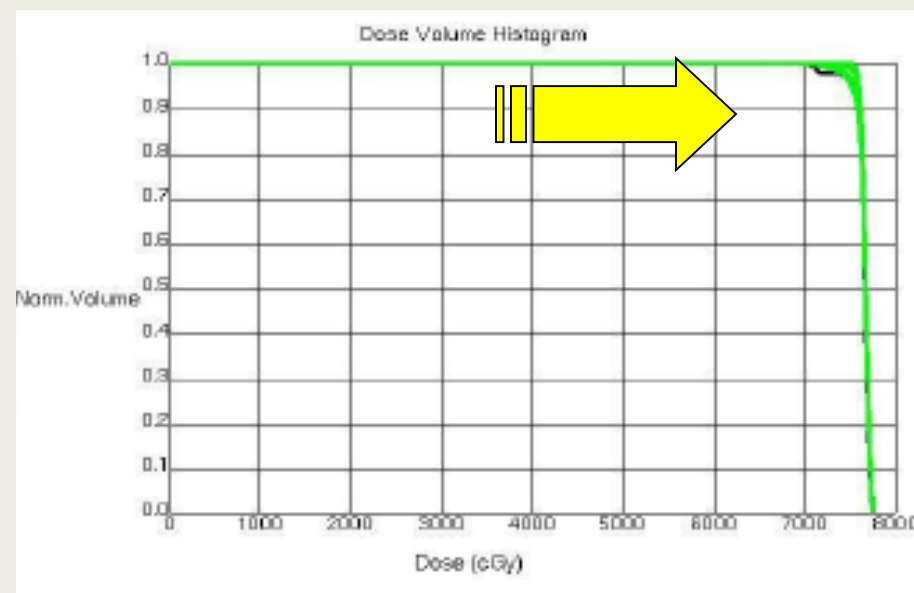
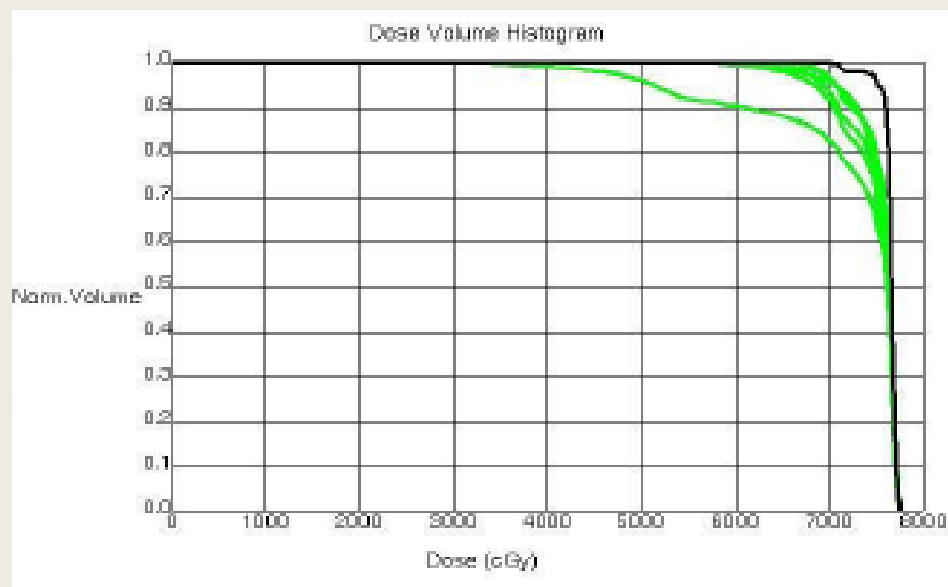
NETTO MIGLIORAMENTO DELLA
COPERTURA DEI CTV
SEGMENTATI SU CBCT



VALORI MEDI SU 9 PAZIENTI: BOOST

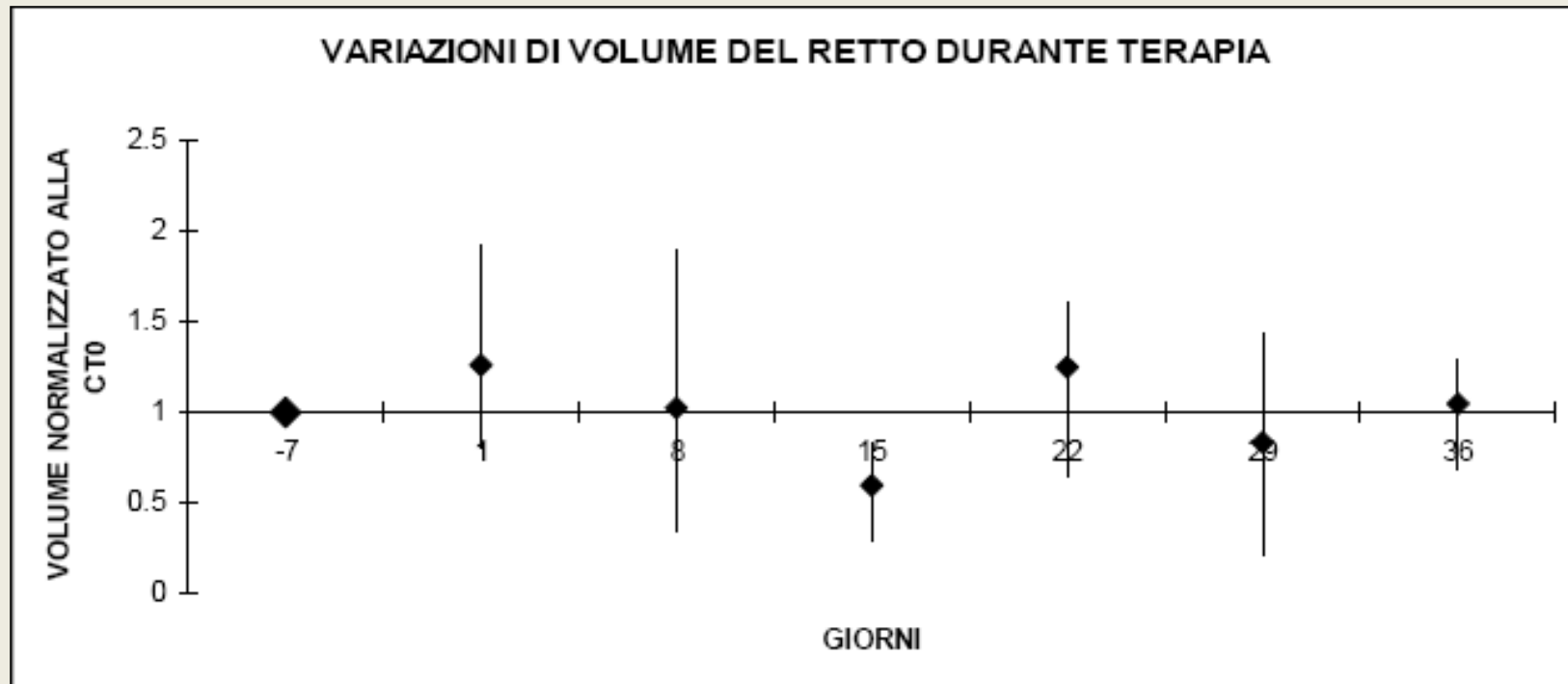


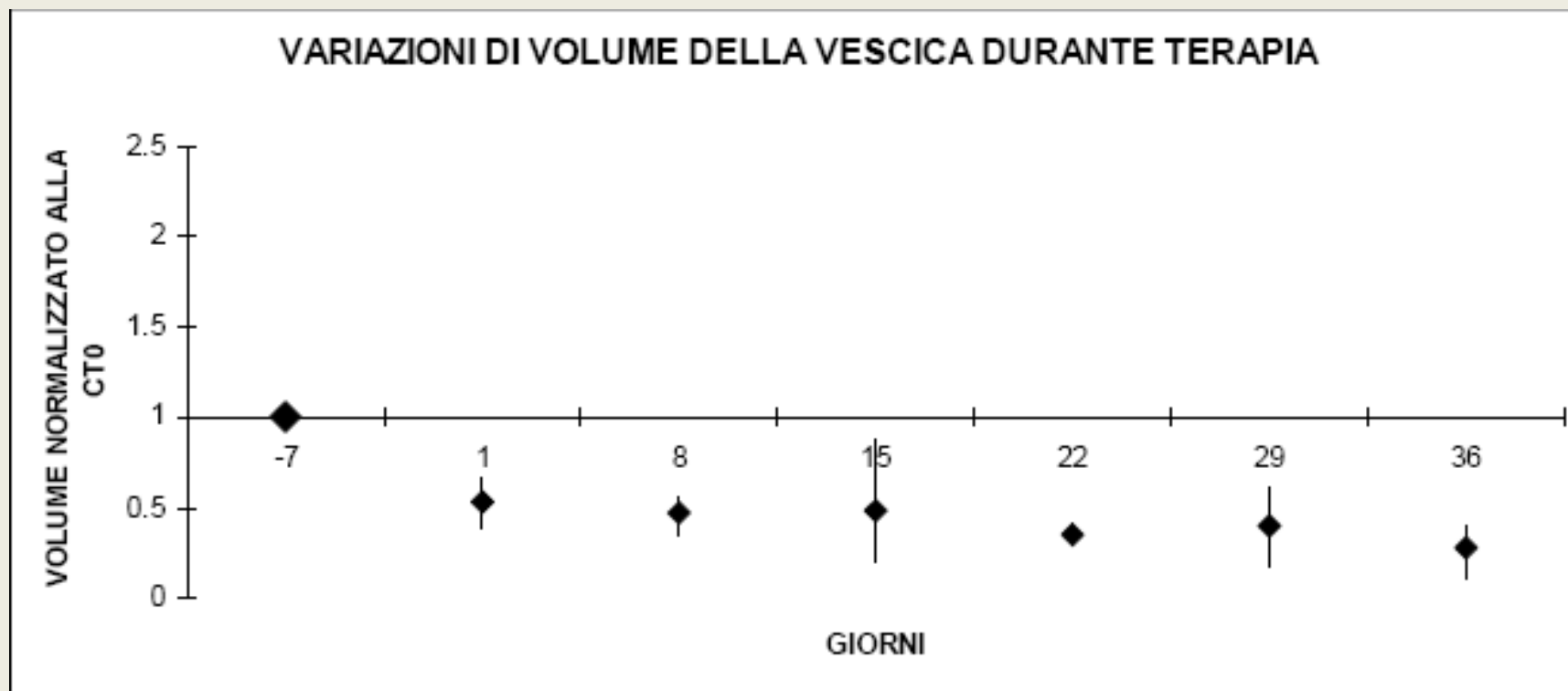
I VANTAGGI DELLE CORREZIONI AL POSIZIONAMENTO SONO PIÙ EVIDENTI PER IL BOOST, CHE TIPICAMENTE PRESENTA UN DVH A CADUTA PIÙ RIPIDA



FORTE VARIABILITA' INTERFRAZIONE NEI VOLUMI DI RETTO E VESCICA

VOLUMI NORMALIZZATI ALLA CTO (eseguita il giorno -7 rispetto all'inizio-terapia)



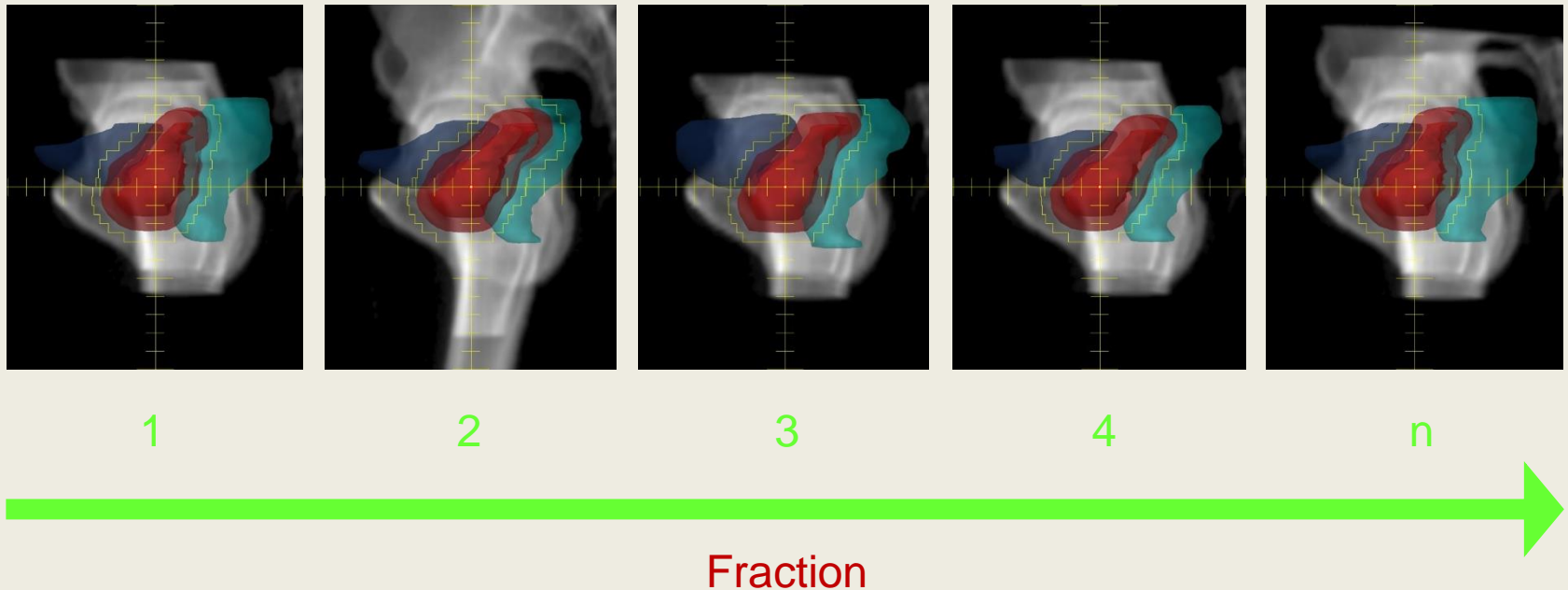


FORTE DIMINUZIONE DI VOLUME RISPETTO ALLA CT0

SENSIBILIZZARE I PAZIENTI NEL MANTENERE IL PIU' POSSIBILE LE ESATTE CONDIZIONI RICHIESTE DI VESCICA PIENA PRE-TRATTAMENTO

WORK IN PROGRESS

DYNAMIC ADAPTIVE RADIATION THERAPY (DART)



piano di cura ricalcolato per ogni frazione

Tecniche speciali in radioterapia: IMRT

- L'evoluzione tecnologica della radioterapia: dalle tecniche standard alle tecniche conformazionali (3DCRT e IMRT)
- Ottimizzazione in radioterapia
- La pianificazione inversa
- Funzione obiettivo e constraints
- Modalità di erogazione della IMRT (Step and Shoot, Sliding window, IMAT)
- Aspetti fisici e dosimetrici della IMRT

Tecniche Standard: Radioterapia Convenzionale

Il trattamento radioterapico ad intendimento radicale ha in comune con l'intervento chirurgico il carattere di terapia loco-regionale, finalizzata cioè al controllo locale della malattia. La Radioterapia convenzionale o tradizionale (RT) manca però della selettività d'azione della chirurgia.

- uso di tecniche relativamente semplici e di campi poco o nulla conformati
- consuetudine "storica" di definire i campi di trattamento a priori in simulazione e di utilizzare le informazioni CT, quando presenti (in genere poche slices), non per l'individuazione del target e degli organi a rischio ma solo a scopo dosimetrico
- mancanza dei sistemi di immobilizzazione e dei sistemi di verifica del posizionamento

Tecniche Standard: Radioterapia Conformazionale

Con la radioterapia conformazionale si è consolidata la rivoluzione iniziata con l'avvento della CT e si è passati definitivamente ad un modo di costruire il trattamento radiante in cui l'evento primario è l'individuazione del volume-tumore, seguito solo secondariamente dalla definizione, su di esso, dei campi di irradiazione ("tumor first / fields second")

3D-CRT (Conformal RadioTherapy in 3Dimensions)



CFRT (ConFormal RadioTherapy)

radioterapia conformazionale geometrica (G-CFRT)

radioterapia modulata in intensità (IMRT)

3D-CRT

'...fasci radianti con fronte d'onda uniforme o semplicemente modulati da un filtro, sono geometricamente conformati al target, fornendo distribuzioni delle alte dosi su superfici convesse'

'...fasci radianti fissi, ognuno conformato sulla proiezione del target mediante il beam eye's view (BEV). Questi fasci hanno un'intensità uniforme attraverso il campo o, tutt'al più, modificata da dispositivi semplici di modulazione della fluenza quali filtri a cuneo meccanici o dinamici e filtri di compensazione'

comune denominatore è rappresentato dalla possibilità di incrementare la dose totale erogata e quindi la possibilità di controllo locale della malattia, mantenendo contestualmente invariato il rischio di tossicità ai tessuti sani (dose escalation)

IL RAZIONALE DELLA IMRT

La RadioTerapia con Intensità Modulata o IMRT, è una forma evoluta di radioterapia conformazionale che aggiunge alla conformazione geometrica sul target, la modulazione in fluenza. Tale fluenza viene ottimizzata, per ogni fascio, sui differenti spessori di target visti nella proiezione bidimensionale del campo (BEV), tenendo conto dei vincoli di dose e dose-volume definiti all'interno del modulo di pianificazione inversa.

'PIANIFICAZIONE DIRETTA' E 'PIANIFICAZIONE INVERSA'

Nella RT e 3D-CRT con l'espressione "pianificazione di un trattamento" viene indicato un processo di tipo diretto nel quale un utilizzatore, attraverso un percorso di "try and error", modificando ripetutamente il set-up di un piano, ricerca la distribuzione di dose che meglio si conforma al tumore, nel rispetto degli organi a rischio limitrofi.

Questo processo, che può essere indicato come "ottimizzazione umana" di un piano di trattamento non fornisce, in realtà, il miglior piano di cura possibile quanto piuttosto un piano "accettabile" e funzione dell'esperienza dell'operatore e del tempo consentito per la pianificazione.

'PIANIFICAZIONE DIRETTA' E 'PIANIFICAZIONE INVERSA'

Con la IMRT l'ottimizzazione di un piano di trattamento viene posta come un 'Problema Inverso' se, partendo da una distribuzione di dose che viene considerata ottimale e clinicamente efficace, si cerca la determinazione dei parametri di trattamento che sono in grado di riprodurla su paziente.

La ricerca della migliore soluzione necessita quindi dell'introduzione di tecniche matematiche di ottimizzazione che dovranno realizzare, in presenza di 'constraints' prefissati (criteri clinici del medico radioterapista), una inversione di matrice che collega, attraverso opportuni coefficienti pre-calcolati, l'outcome del trattamento voluto alla fluenza dei fasci radianti utilizzati.

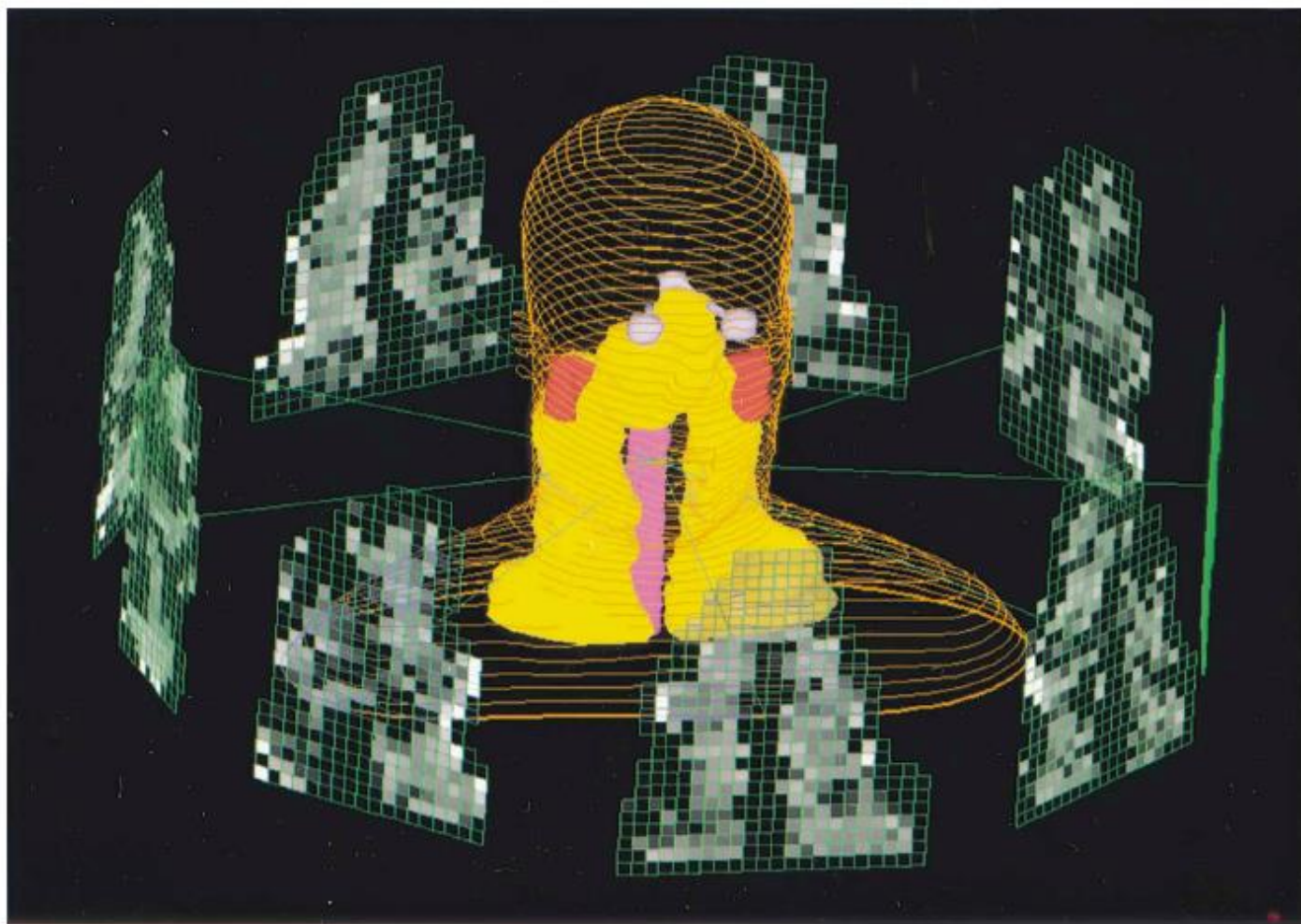
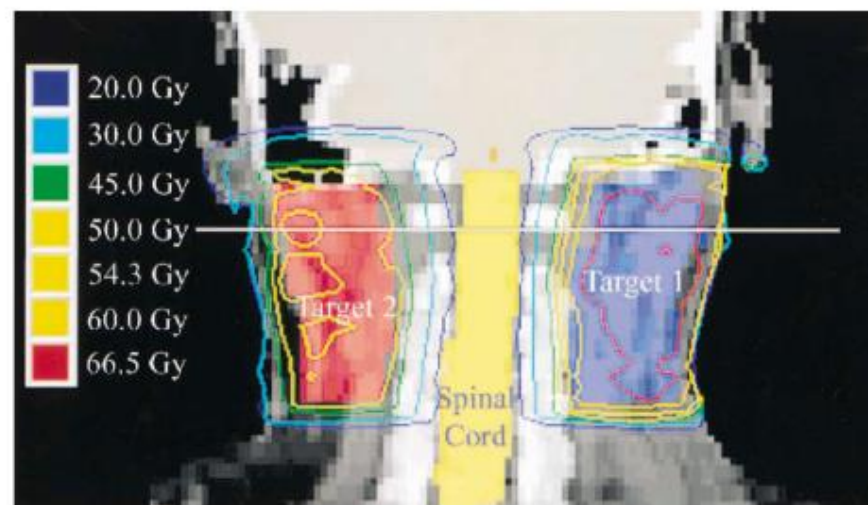
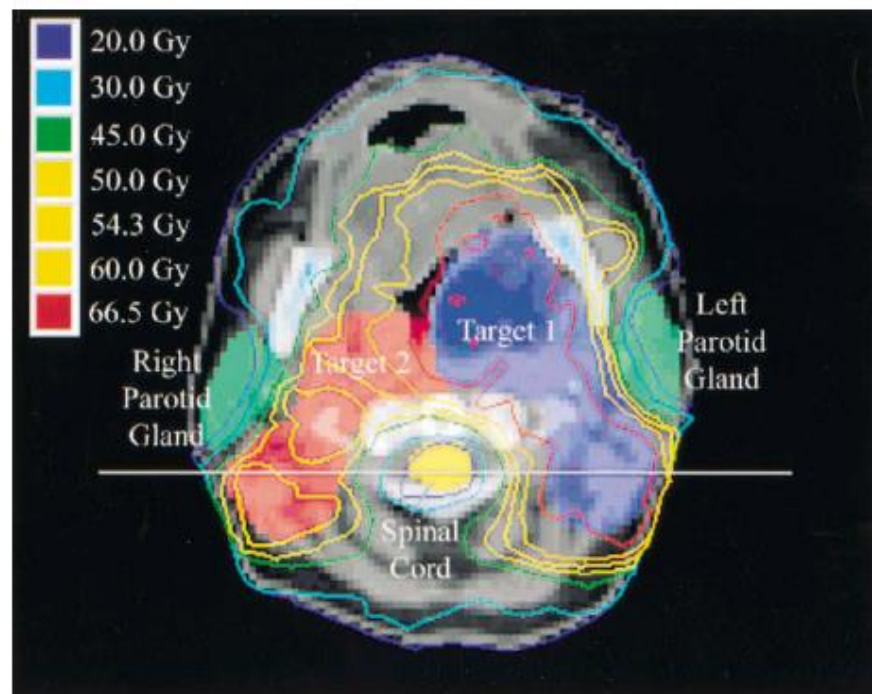


Fig. 1. Advanced form of 3D-CRT—IMRT—which is based on the use of optimized non-uniform radiation beam intensities incident on the patient. Shown is a 3D view of the patient, the PTV, spinal cord, and parotid glands, and the 9 intensity modulated beams (with gray levels reflecting the intensity value) used to generate the IMRT dose distribution.



FUNZIONI OBIETTIVO

L'introduzione delle tecniche di ottimizzazione ha richiesto la formulazione degli obiettivi clinici di un trattamento radiante in un formato matematico opportuno.

-Definizione di funzioni obiettivo la cui tipologia è spesso determinata dal tipo di algoritmo di minimizzazione implementato nel modulo di Inverse Planning.

DI TIPO 'FISICO'

esprese in termini di quantità fisiche ben definite e misurabili quali 'dose e volume'

DI TIPO 'RADIOBIOLOGICO'

quantificano la buona riuscita della terapia in termini di probabilità di controllo locale del tumore (TCP) e con danni limitati ai tessuti sani circostanti (NTCP)

TCP= Tumor Control Probability

NTCP= Normal Tissue Complications Probability

DI TIPO 'MISTO'

MODULI DI INVERSE PLANNING COMMERCIALI

La maggioranza dei moduli di Inverse Planning commerciali utilizzati per la pianificazione inversa, implementa algoritmi di ottimizzazione di tipo iterativo e funzioni obiettivo di tipo fisico.

ITERAZIONE

Sequenza di azioni che vengono ripetute, finchè è necessaria la ripetizione stessa (ciclo)

CONSTRAINTS

L'effetto del fattore di penalità sul processo di ottimizzazione, il cui valore è funzione dei singoli fattori di penalità e del gradi di violazione degli stessi, è quello di modificare la direzione di ricerca della soluzione all'interno dello spazio delle soluzioni consentite.

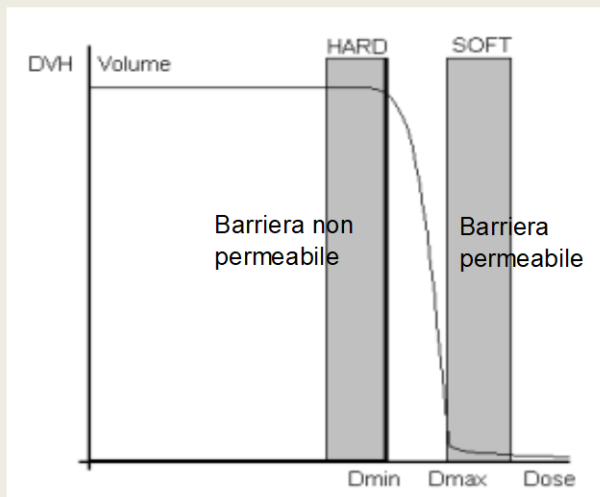
I constraints (vincoli) che si possono implementare nei moduli di IP sono classificabili in tipo "soft" e tipo "hard".

SOFT: sono vincoli che possono essere violati con una penalità e si applicano generalmente a valori di dose massima, minima o media per l'intero volume di un organo (dose constraints) o a punti dose-volume degli istogrammi DVH del tumore e degli organi critici (dose-volume constraints).

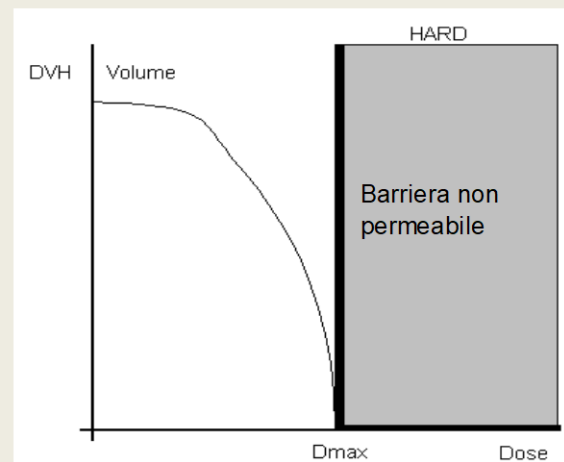
HARD: sono constraints che non possono mai essere violati in nessuna circostanza

Se il vincolo di dose-volume viene rappresentato come una barriera che l'algoritmo di ricerca non deve superare, il fattore di dose-volume viene rappresentato come una barriera che l'algoritmo di ricerca non deve superare.

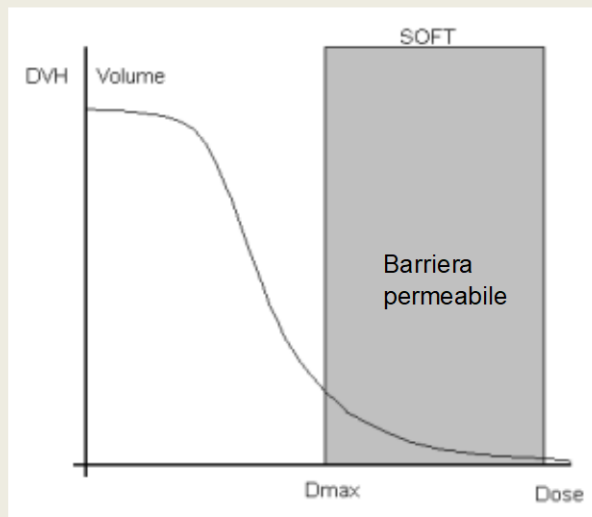
IL PESO: ne descrive il grado di permeabilità.



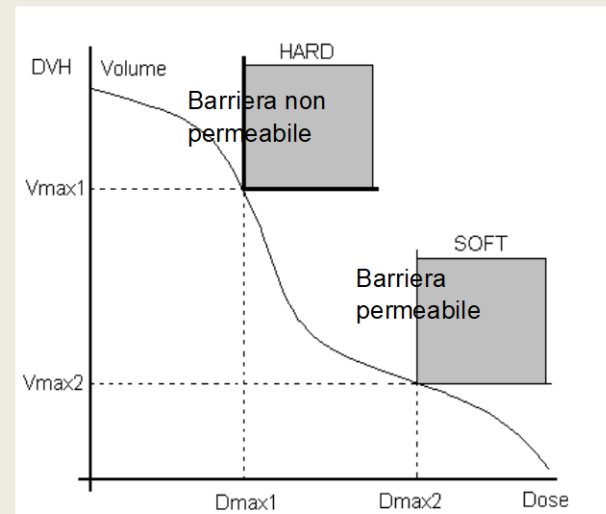
(a) - Dose-volume constraints di tipo hard sul valore di dose minima e di tipo soft sul valore di dose massima nel tumore.



(b) - Dose constraint di tipo hard sul valore di dose massima nel tumore.



(c) - Dose constraint di tipo soft sul valore di dose massima in un organo critico.



(d) - Dose-volume constraints di tipo hard sul punto (D_{max1} , V_{max1}) e di tipo soft sul punto (D_{max2} , V_{max2}) in un organo

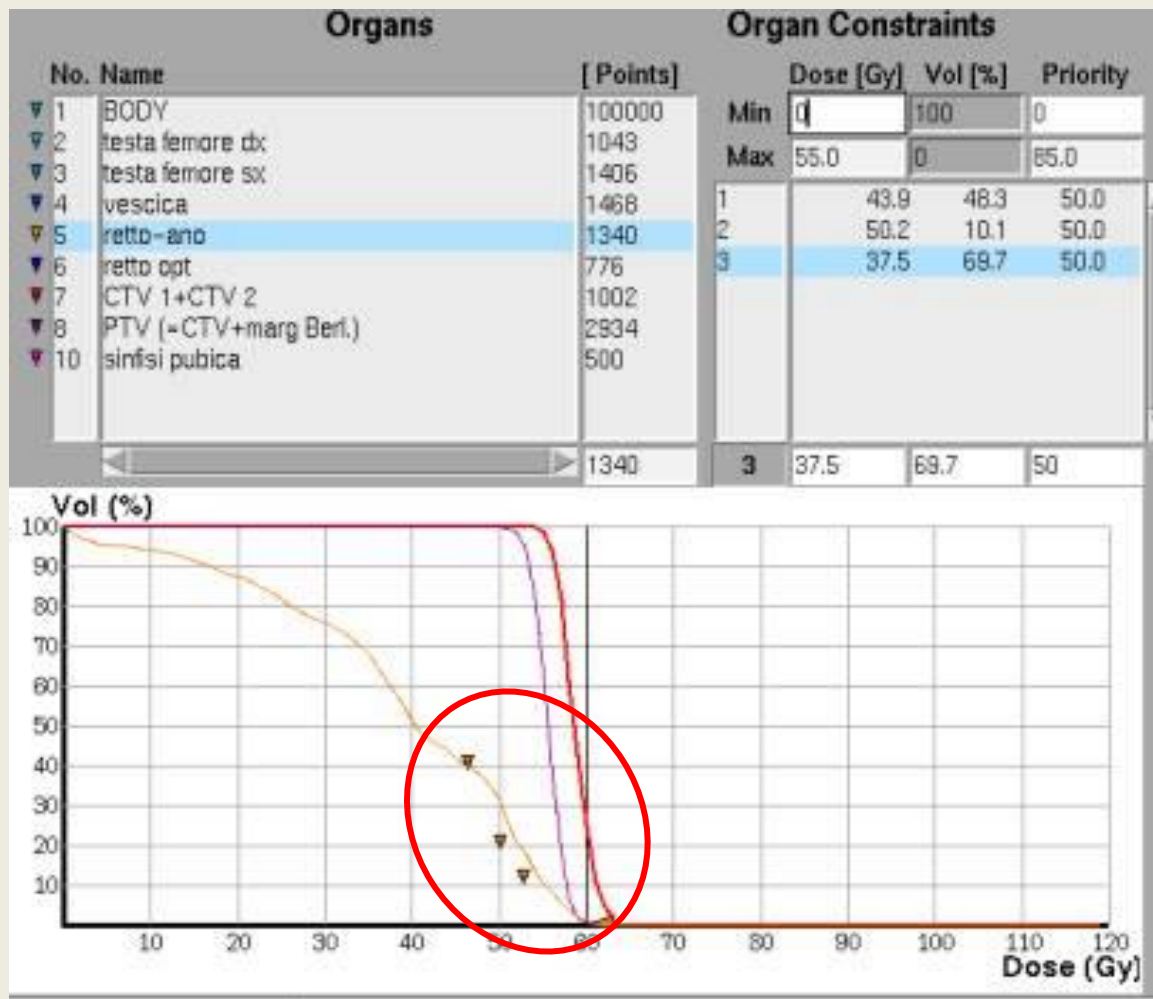
(Fig. 1) - Schematizzazione di differenti Dose e Dose-volume constraints

- **'Dose Constrains'** sui valori di dose massima, minima o media per l'intero volume di un organo;
- **'Dose-Volume Constrains'** a punti dose-volume degli istogrammi DVH del tumore e degli organi critici;

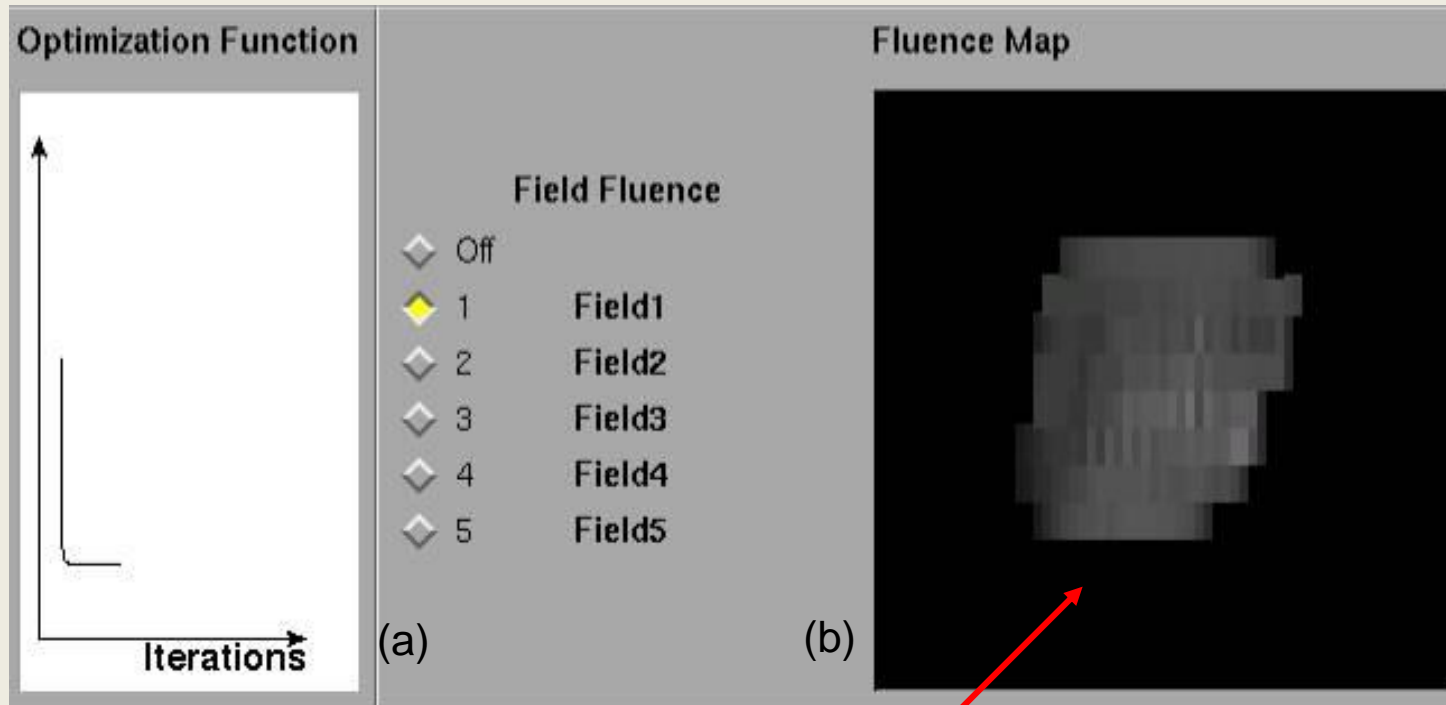
QUINDI.....

Il modulo di Inverse Planning (IP) è il sistema di calcolo che ricerca la soluzione "ottimale" al problema inverso pre-impostato, utilizzando i vari algoritmi di ottimizzazione implementati nel modulo, nel rispetto degli obiettivi clinici specificati matematicamente con le funzioni obiettivo.

Nel sistema vengono normalmente definiti i volumi di interesse, sia in termini di PTV che di OAR, e per ciascuno di essi vengono proposti i valori di dose o di dose-volume che il sistema deve rispettare.



Il modulo di Inverse Planning calcola, per ogni voxel di interesse del volume di trattamento, i coefficienti di dose assorbita per unità di fluensa di un dato fascio. Il processo di ricerca continua fino all'ottenimento di quel dato che minimizza (o massimizza) la distanza tra l'outcome (o DVH) desiderato e l'outcome (o DVH) calcolato.



Mappa di fluenza teorica del campo 1, relativa ad una fase del processo di ottimizzazione

E DOPO LA FASE DI OTTIMIZZAZIONE..... 'SEQUENCER'

Al termine dell'ottimizzazione, dopo aver ottenuto DVH di forma soddisfacente ed aver calcolato le mappe di fluenza teorica di ogni campo radiante, il modulo di IP calcola la distribuzione di dose sull'intero volume CT reale utilizzando gli algoritmi propri del TPS.

Nel passaggio al TPS, per tenere conto delle reali caratteristiche meccanico-dosimetriche dell'MLC, la maggior parte dei sistemi convertono la fluenza teorica in fluenza reale, ed è con questa che ricalcolano la distribuzione di dose.

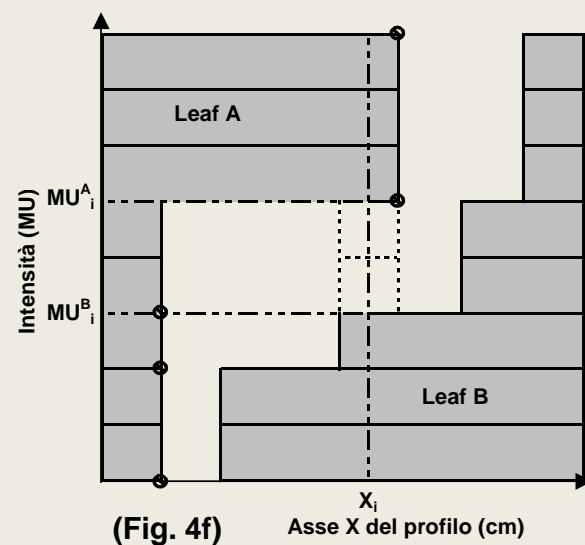
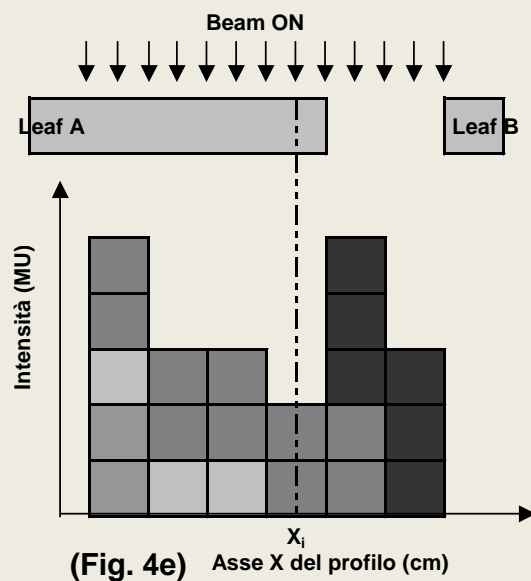
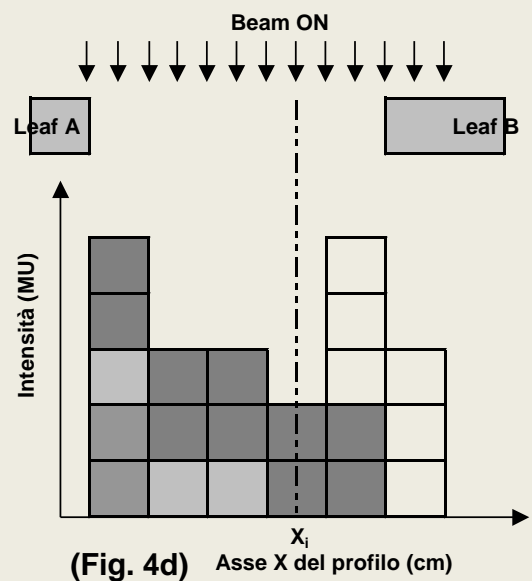
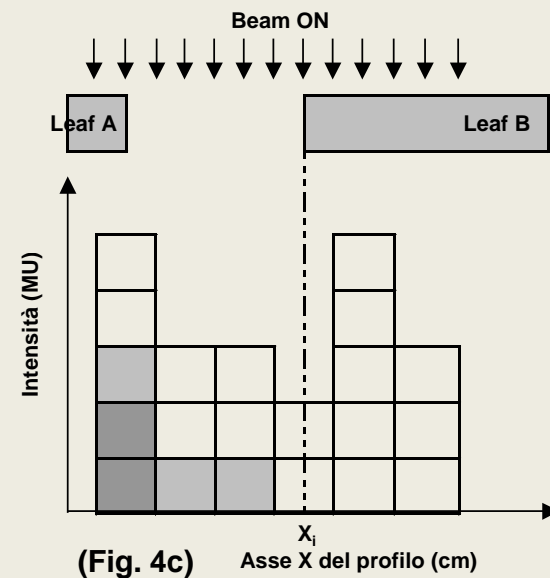
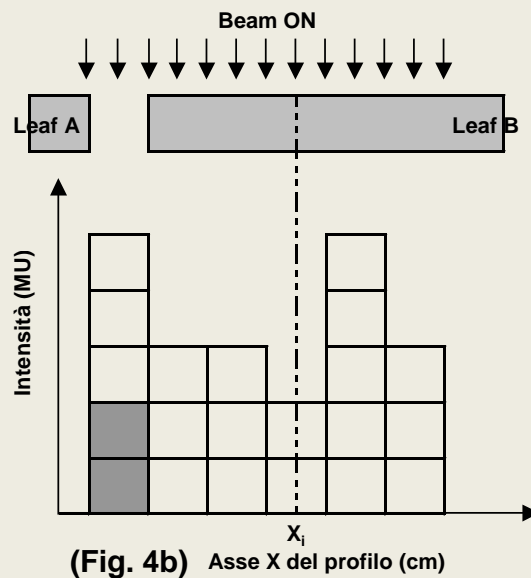
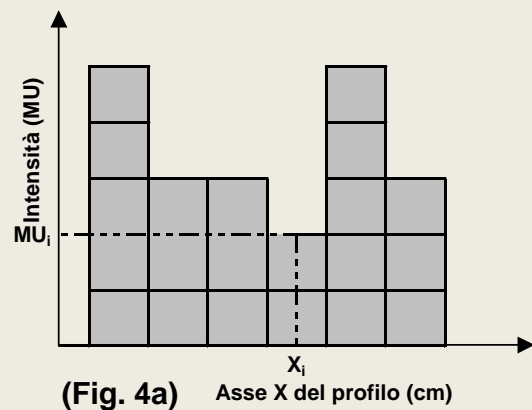
E DOPO LA FASE DI OTTIMIZZAZIONE..... 'SEQUENCER'

La conversione della fluenza ed il calcolo del set di istruzioni per guidare l'MLC a realizzarla, cioè la creazione di file contenenti la posizione delle lamelle in funzione delle MU erogate, viene effettuata dal sequencer o modulo interprete.

L'interprete, tenendo conto dei vincoli dovuti alle limitazioni di tipo meccanico, fisico e dosimetrico dell'MLC impiegato, ricerca la mappa di fluenza reale, fisicamente realizzabile dall'MLC, che più si avvicina alla mappa di fluenza teorica calcolata dall'Inverse Planning.

MODALITA' DI EROGAZIONE DELLA IMRT

1) Sequenze di campi multipli statici conformati (SMLC, MSF/MLC, Step and Shoot, Stop and Shoot, Move and Shoot). In questa modalità di erogazione la modulazione viene realizzata erogando, in sequenza, campi multipli statici (segmenti o steps) con il fascio radiante OFF nelle fasi di passaggio tra due differenti segmenti di modulazione



I vantaggi della metodica step and shoot, probabilmente la più utilizzata nei trattamenti IMRT, sono da ricercarsi nella sua "affinità", sia in termini di controllo dosimetrico che di erogazione del fascio, con la radioterapia conformazionale.

Tutte le ditte che commercializzando sistemi IMRT supportano questa modalità di erogazione.

MODALITA' DI EROGAZIONE DELLA IMRT

2) Tecniche statiche con MLC dinamico (DMLC, Sliding Window, Sweeping Variable Gap) e Tecniche ad arco con MLC dinamico (IMAT).

La modulazione viene realizzata utilizzando campi dinamici a posizione di stativo fisso nei quali il fascio radiante rimane ON durante tutte le fasi di movimentazione delle lamelle del MLC. Anche in questa modalità sono possibili diverse tecniche di movimentazione delle lamelle, ma quella più diffusa ed ampiamente utilizzata è la "sliding window".

MODALITA' DI EROGAZIONE DELLA IMRT

La "sliding window" si caratterizza per la scelta del punto di partenza e del punto di arrivo di ogni coppia di lamelle che partiranno da un lato del campo, per muoversi unidirezionalmente, con differenti velocità, verso l'estremo del lato opposto.

VANTAGGI DELLA IMRT

- 1) capacità della IMRT di produrre isodosi di prescrizione con superfici concave in tutte e tre le dimensioni, contrariamente a quanto si ha nella 3D-CRT in cui le superfici delle isodose di prescrizione, a cui contribuiscono tutti campi, sono convesse;
- 2) possibilità di compensare parzialmente la penombra del fascio, e quindi di ridurre le dimensioni dei campi, grazie ad un incremento della fluenza ai bordi del target;
- 3) minore influenza della direzione dei fasci sulla distribuzione di dose, che permette di modellare più adeguatamente le basse isodosi intorno alle strutture critiche.

VANTAGGI DELLA IMRT

4) facoltà di variare i gradienti di dose e la loro posizione all'interno del volume irradiato. Questo consente di erogare simultaneamente (cioè nella stessa seduta di trattamento) una dose alta alla malattia primitiva e una dose più bassa alla malattia subclinica o alle regioni trattate in elezione (Simultaneous Integrated Boost, SIB).

E' infatti intuitivo che la conformazione sul volume ad alta dose è decisamente migliore se attuata sin dall'inizio del trattamento e non solo nelle poche frazioni aggiuntive che normalmente costituiscono il boost, quando una larga porzione di dose è già stata erogata su volumi ampi.

STATIC IMRT → **GANTRY FISSO** → **STEP&SHOOT**
No movimenti
durante
l'irradiazione

DYNAMIC IMRT → **GANTRY FISSO** → **SLIDING WINDOW**
Movimenti durante
L'irradiazione

→ **GANTRY IN ROTAZIONE**

↓ **IMAT** ↓ **TOMOTHERAPY**

IMAT

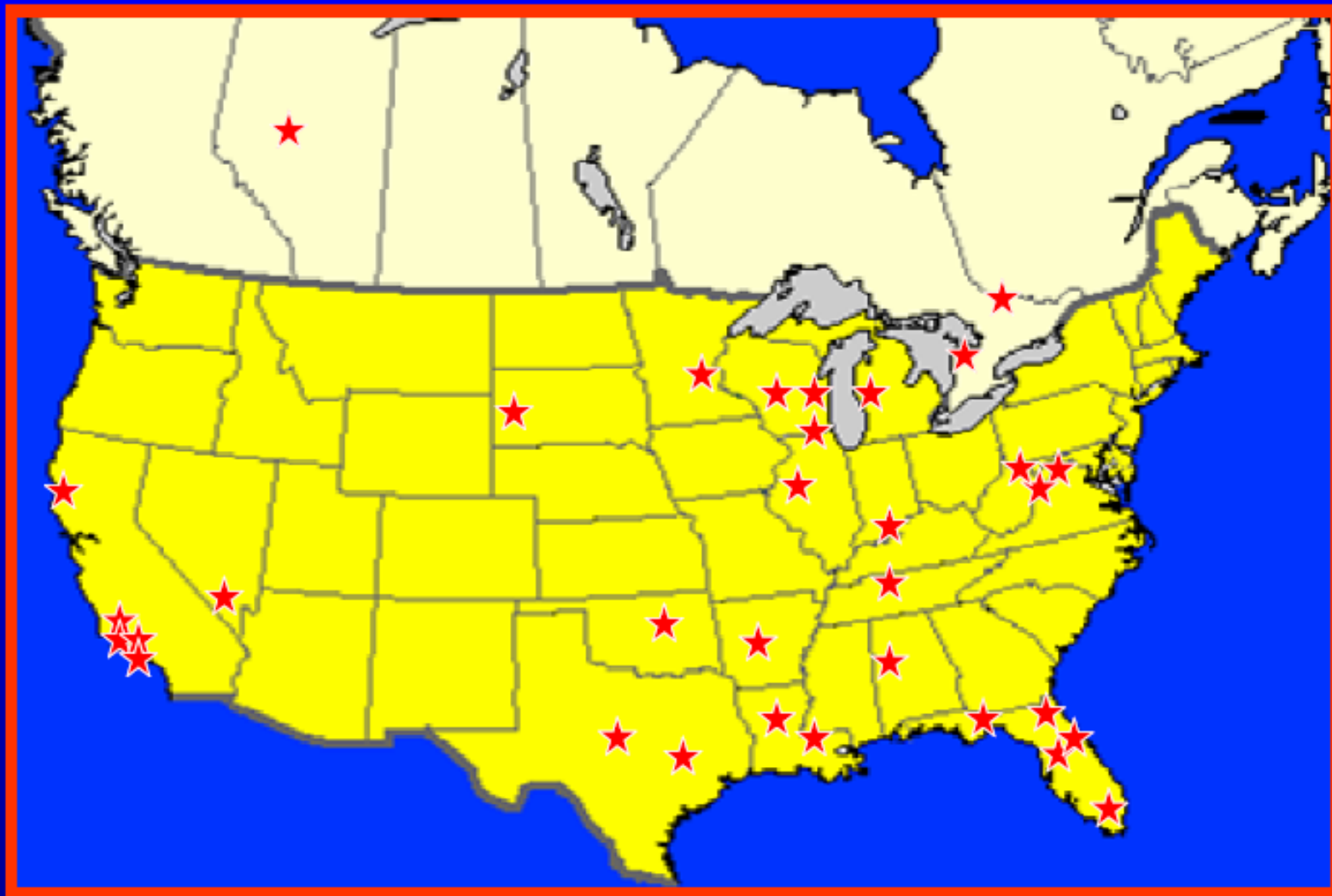
Nella IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) la modulazione del fascio viene realizzata con campi dinamici a posizione di stativo variabile dove la movimentazione delle lamelle dell'MLC avviene con fascio ON, e con lo stativo che ruota più volte attorno al paziente, con un numero di rotazioni che è funzione della complessità della fluenza da erogare. Anche nella IMAT, come nella SMLC, ogni campo è suddiviso in sottocampi di intensità uniforme e durante l'esecuzione della terapia ad arco verranno erogati, in successione, tutti i sottocampi della stessa intensità. Durante la rotazione dello stativo, la conformazione dell'MLC cambia continuamente, normalmente ogni 5° - 10° .

TOMOTERAPIA

- Aspetti tecnici-funzionali di un'Unità di Tomoterapia
- Aspetti fisico-dosimetrici
- Helical delivery

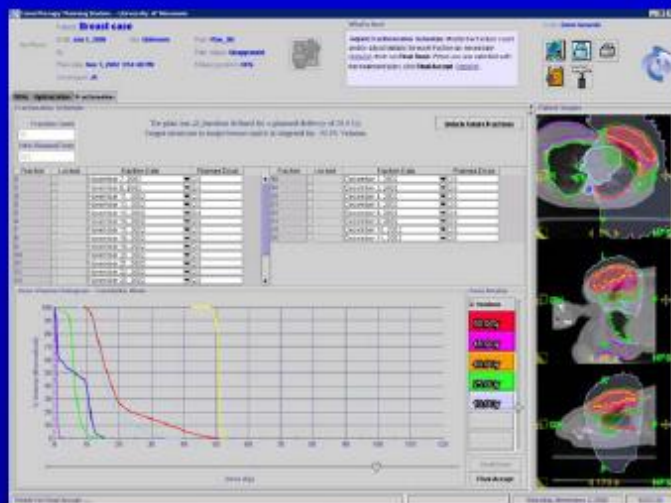
Tomoterapia

- **1990 – TomoTherapy Project Research at UW**
 - Patents and IP development,
- **1992 – Wisconsin Alumni Research Foundation (WARF) files first patent**
- **1992 – Geometrics is founded**
 - First 3D RTP system – Pinnacle³
- **1993 – Seminal paper on Tomotherapy**
 - (Mackie et al, MedPhys, 20(6),1,709-19)
- **1996 – Sale of Geometrics (Pinnacle³) to ADAC**
- **1997 – Mackie and Reckwerdt found TomoTherapy Inc.**
- **1998 – Build Investors**
- **2001 – Install Unit at UW,**
- **2002 – January 29th FDA grants approval**
 - Install 2 Units in Canada,
- **2003 – Begin delivery of production systems,**

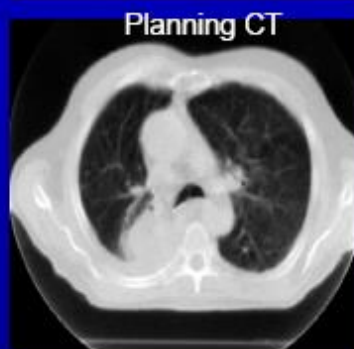
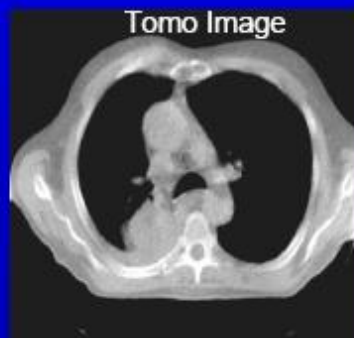


febbraio 2005 : 27 installazioni 250 pazienti // giorno

un Sistema integrato per pianificazione , imaging , trattamento.



Pianificazione



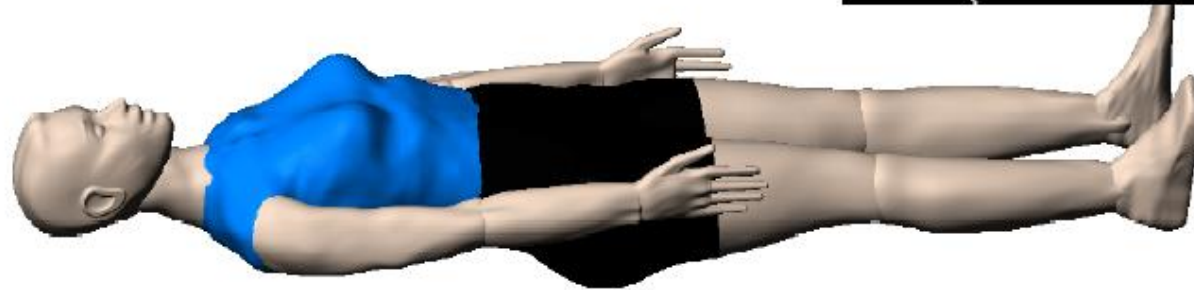
Imaging



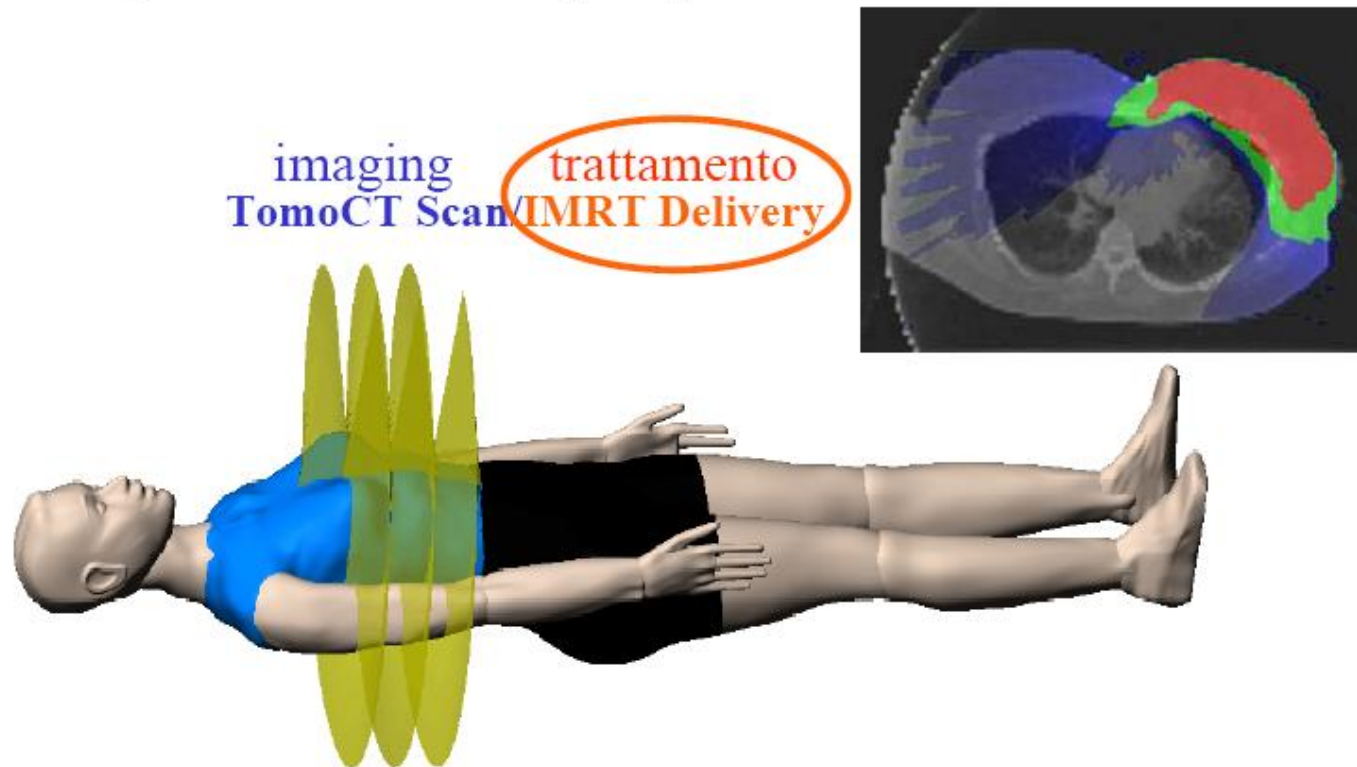
trattamento

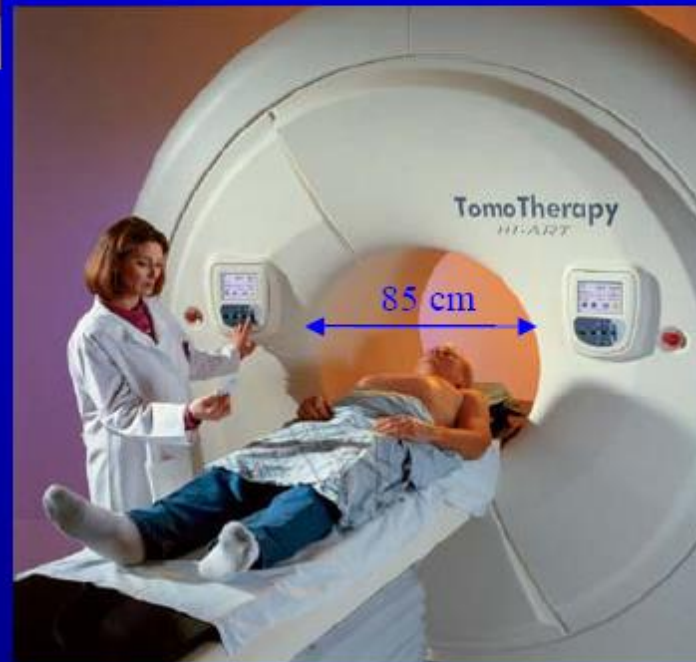
Integrazione imaging - trattamento

imaging
TomoCT Scan trattamento
IMRT Delivery

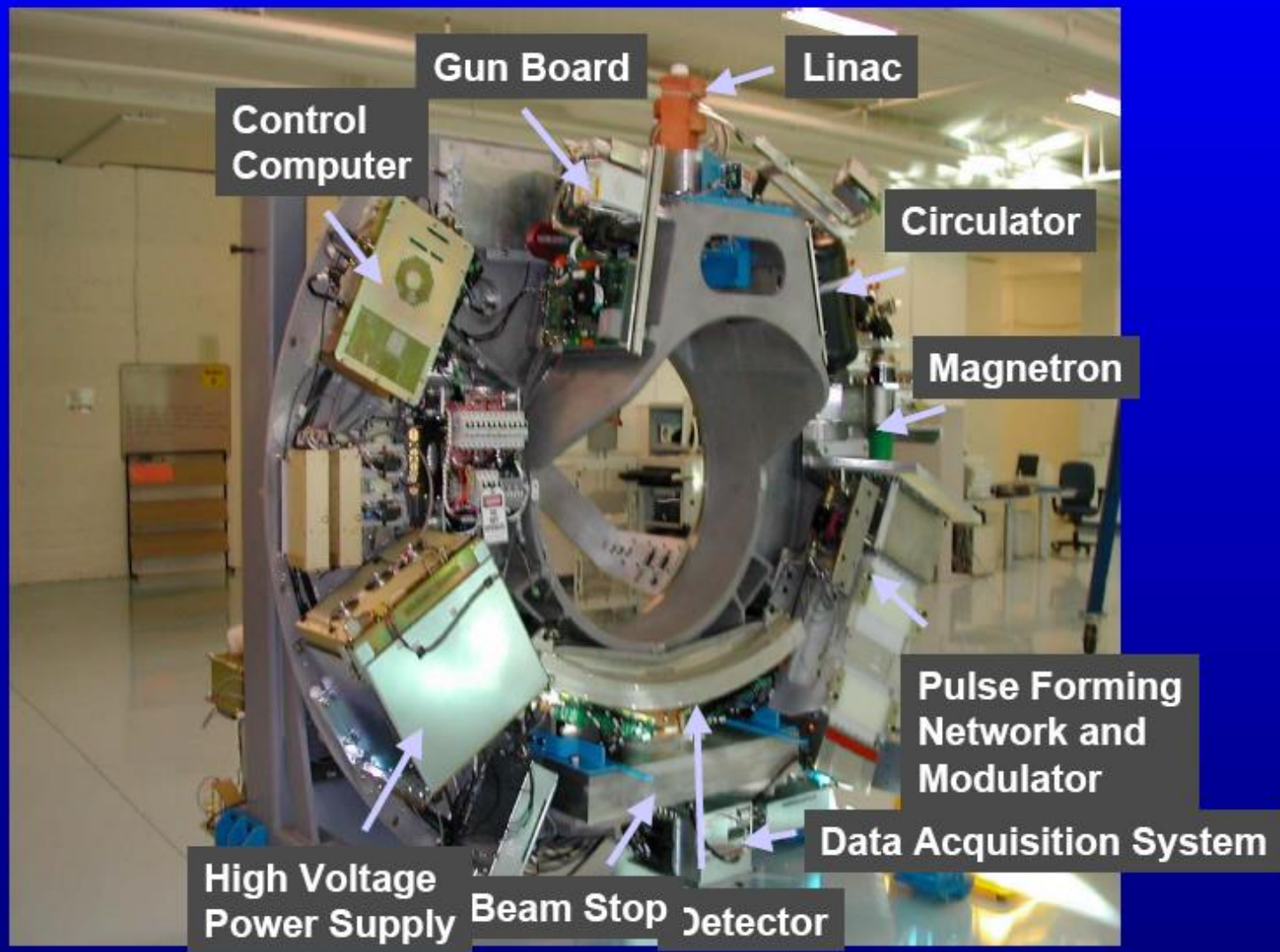


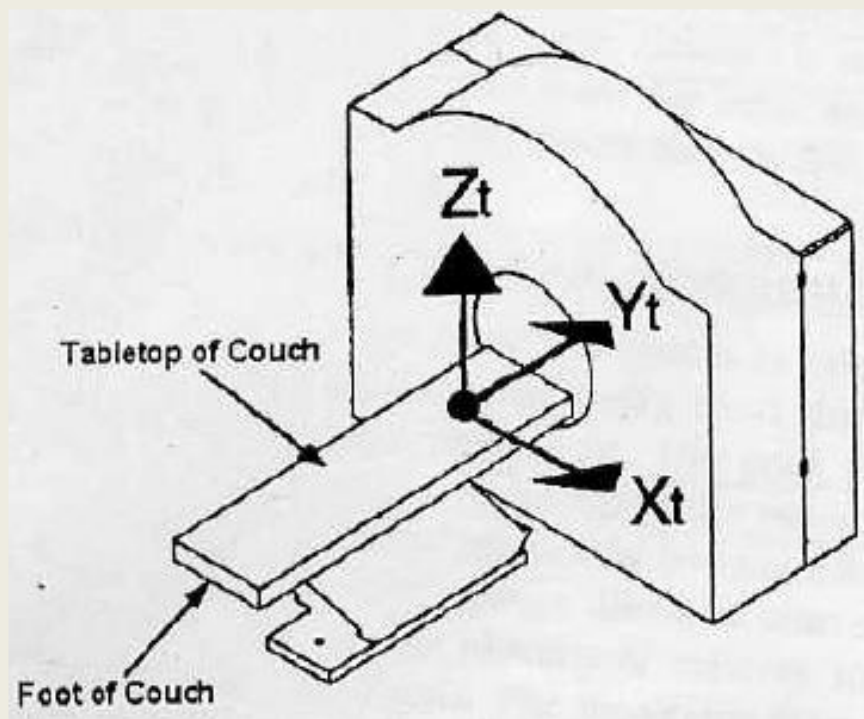
Integrazione imaging - trattamento



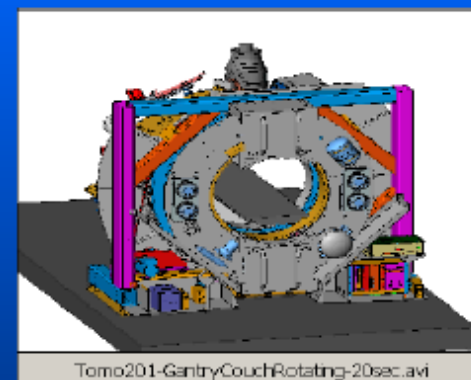
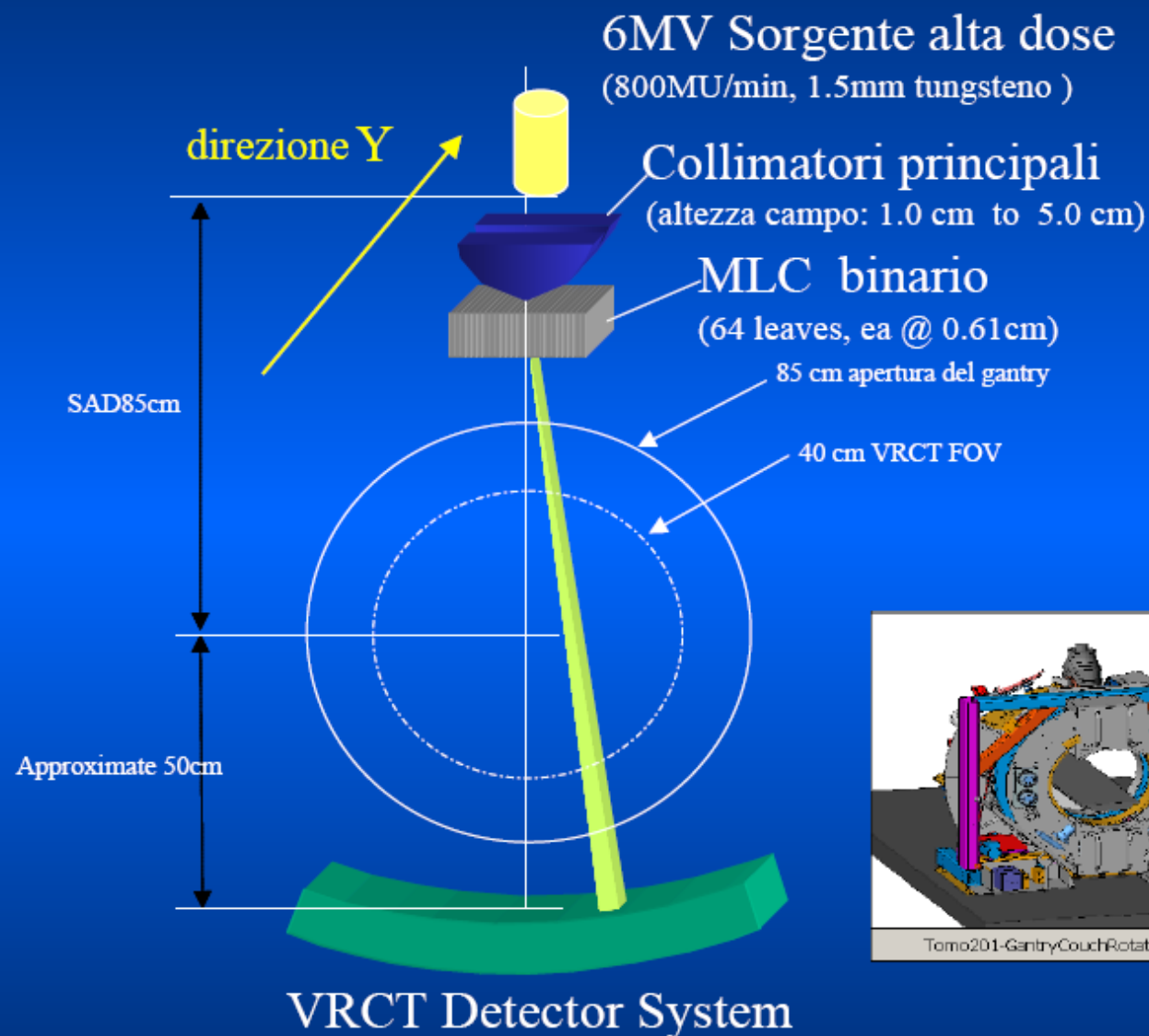


85 cm apertura del gantry

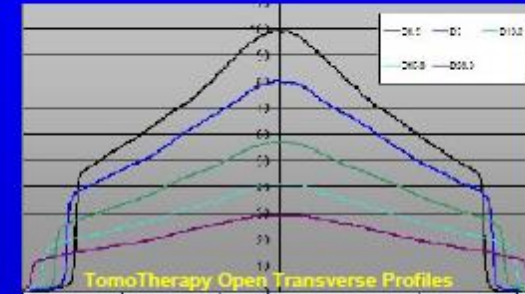
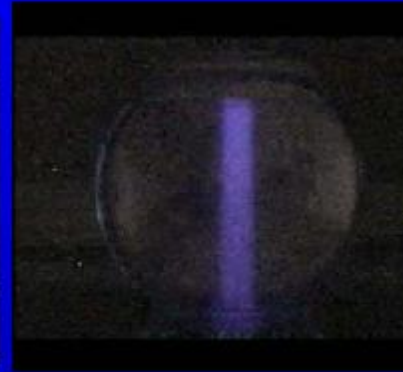
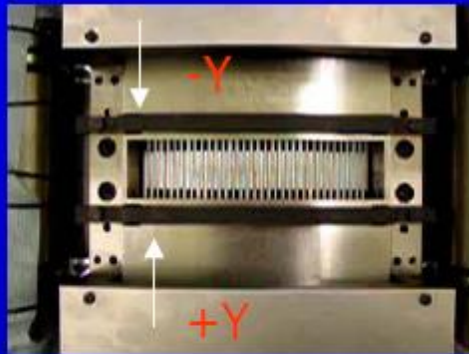




Principio di funzionamento



Caratteristiche MLC



assenza di flatness filter

Collimatore MLC : tipo binario in tungsteno

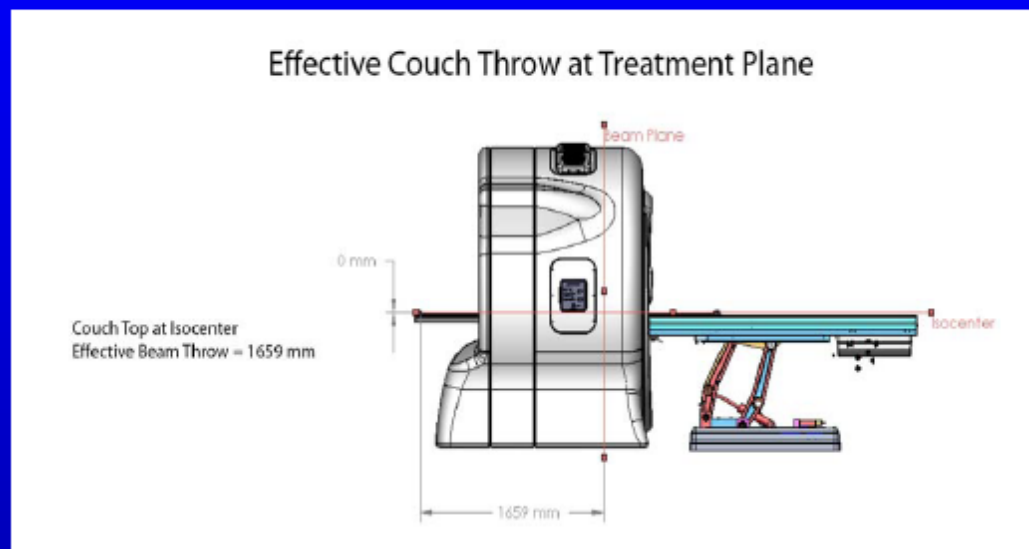
Movimenti MLC (lungo la direzione Y) : aria compressa

Velocita' apertura chiusura < 25 msec per un campo di altezza 5 cm

Numero lamelle: 64 Dimensione lamella: 0.61 cm di larghezza e 10 cm di spessore

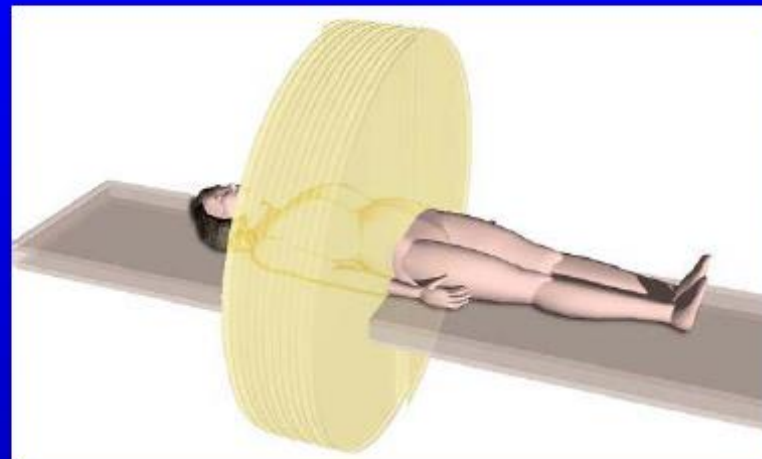
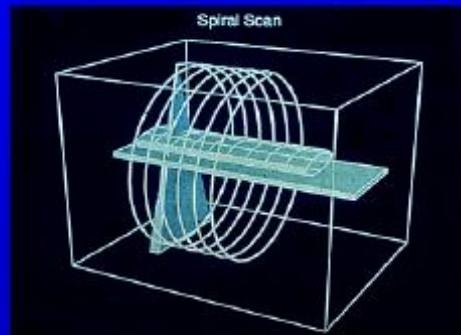
Geometria: Tongue-Groove

Parametri di trattamento



- Energia radiazione X : 6 MV (trattamento) ; 3.5 MV (imaging)
assenza di flatness filter
- VELOCITA' DI SCANSIONE : 1 –10 rotazioni / minuto
- ALTEZZA (direz. Y) del fascio all'isocentro: (direzione longitudinale) 1 2.5 , 5 cm
- LARGHEZZA (direz. X) del fascio all'isocentro : 0 a 40 cm a step di 6 mm
- PITCH frazione della percorrenza lungo la direzione longitudinale per rotazione
- Volume di trattamento : 40 cm diametro x 160 cm lunghezza

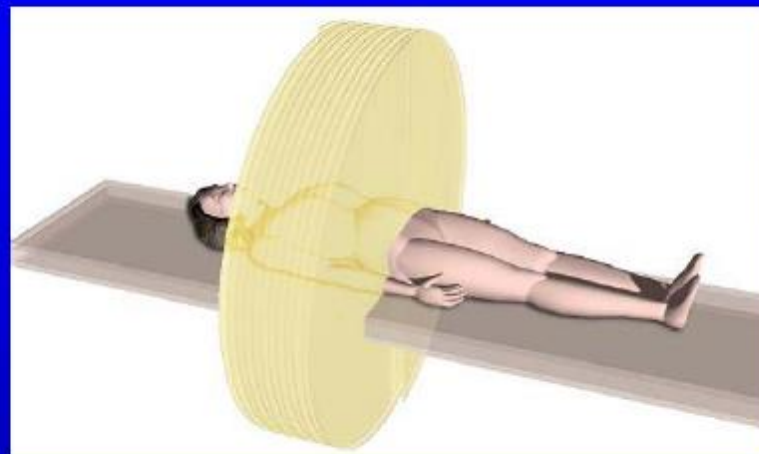
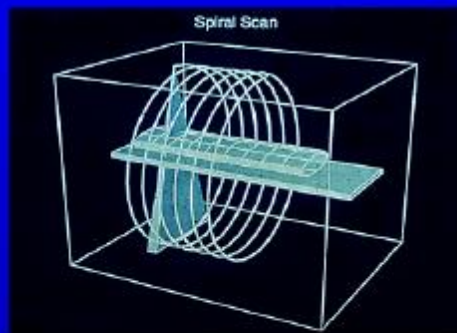
Helical Delivery



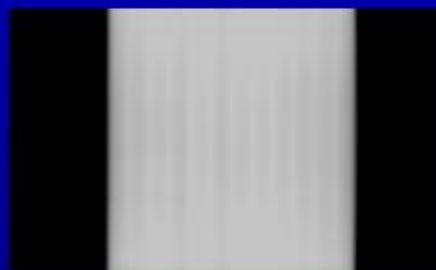
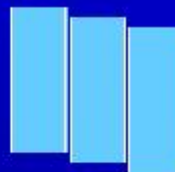
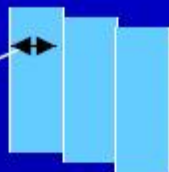
- Tipo di irradiazione: rotazionale a 360°
- Segmenti di arco: **51** → ogni 7°
- durante ogni rotazione la dose viene somministrata da **51** porte d'ingresso
- ogni porta d'ingresso può essere composta da 64 “**beamlet**” (corrispondenti alle 64 lamelle)



Helical Delivery



altezza fascio



**Helical
pitch 1.0**

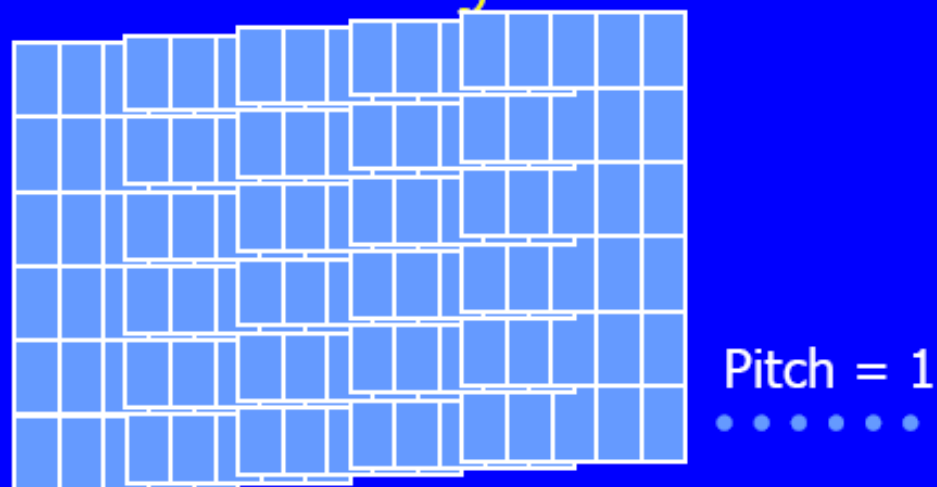


**Axial 0.2 mm error
in table indexing**



**Helical
pitch 0.5**

Helical Delivery Benefit

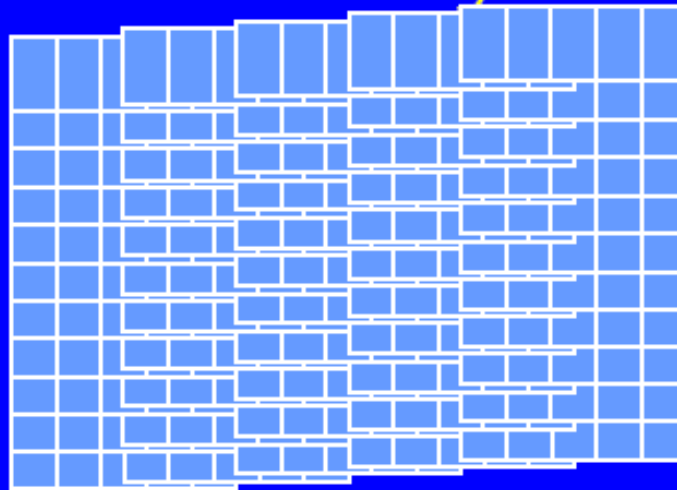


Single "beam" with 5 "beamlets"

In this example:

51 angles x 5 beamlets x 6 rotations = 1530 total beamlets

Helical Delivery Benefit



Pitch = 0.5



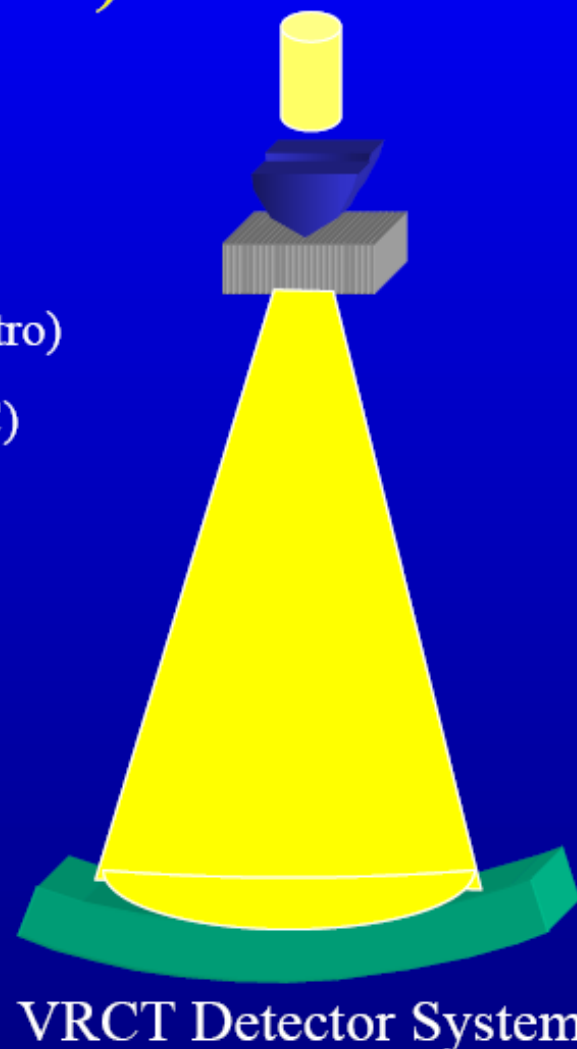
Single "beam" with 5 "beamlets"

In this example:

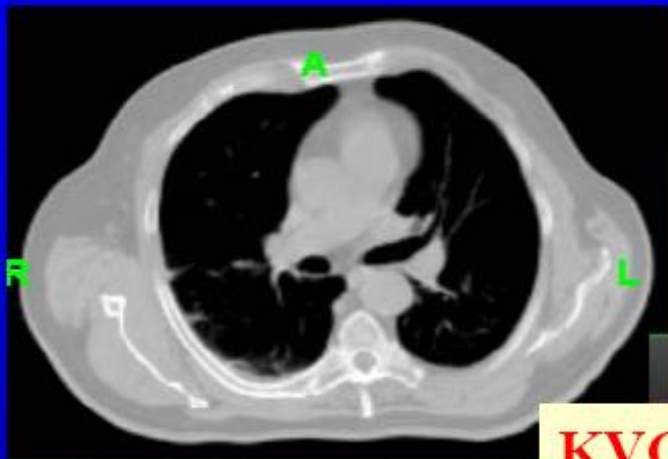
51 angles x 5 beamlets x 11 rotations = 2805 total beamlets

Parametri di Imaging (MVCT)

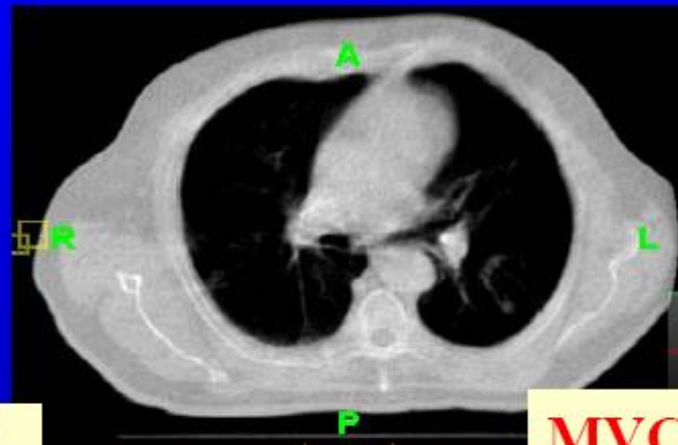
- raggi X : 3.5 MV
- Rivelatori CT : Rivelatori a xenon disposti ad arco, 738 canali (1.21 mm centro-centro; 0.73 mm all'isocentro)
- FOV= 40 cm (limite imposto dalla larghezza del MLC)
- Distanza Source - Array CT ~ 135 cm
- Periodo di rotazione: 10 sec.
2 slice ricostruzione per rotazione
- Modalità di acquisizione : Fine/ Normal/ Course;
(2, 4, 6 mm)



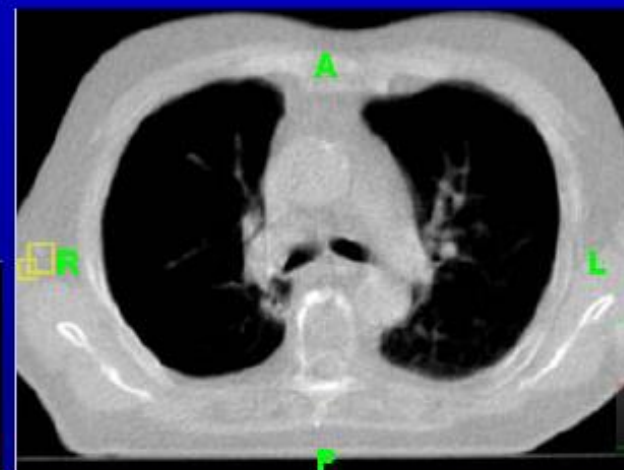
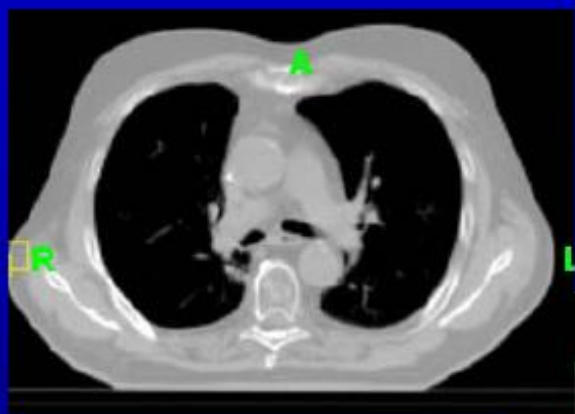
Immagini regione polmonare



KVCT

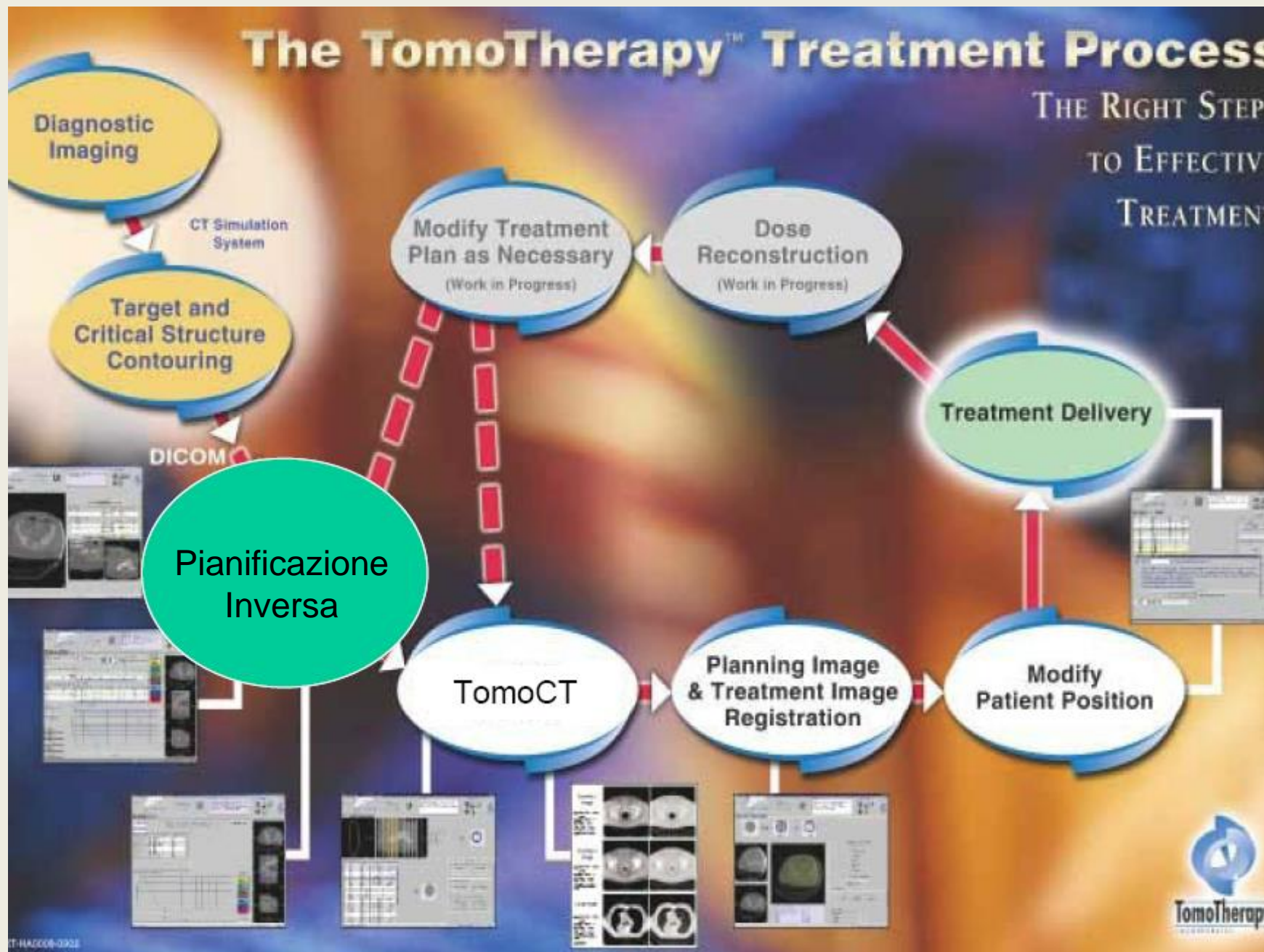


MVCT



The TomoTherapy™ Treatment Process

THE RIGHT STEPS
TO EFFECTIVE
TREATMENT



Pianificazione Inversa

TomoTherapy Planning Station -- University of Wisconsin

Patient: **pepe** DOB: Sex: **Unknown** Plan: **Plan_03** User: **system user**

ID: **03-0231-3** Plan date: **Oct 14, 2003 8:24:16 PM** Plan status: **Unapproved** DQA plan: What's Next

Oncologist: Patient position: **HFS** Define Rx Constraints

- Define constraints for tumors (details)
- Define constraints for sensitive structures (details)
- Set isodose display options (details)

When you are satisfied, click Start to begin optimization.

ROIs Optimization Fractionation Delivery QA Setup Delivery QA Analysis

Prescription

• % Vol for **PTV** **95** % will receive **28.0 Gy**

Field Width: **2.53 cm - Jaws(0.95, 1.15)** Pitch: **0.332** Dose Calc Grid: **Normal**

Tumor Constraints

Name	Display	Color	Blocked	Use?	Importance	Max Dose [Gy]	Max Dose Pen.	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	Min Dose [Gy]	Min Dose Pen.
Prostate	<input checked="" type="checkbox"/>	Red	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	28.0	1	95.0	28.0	27.0	1
Ant Rect/Post R	<input checked="" type="checkbox"/>	Cyan	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	25.2	1	95.0	25.2	24.2	1
PTV	<input checked="" type="checkbox"/>	Magenta	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	28.0	1	95.0	28.0	27.0	1

Sensitive Structure Constraints

Name	Display	Color	Blocked	Use?	Importance	Max Dose [Gy]	Max Dose Pen.	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	DVH Pt Pen.
Rectum	<input checked="" type="checkbox"/>	Brown	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	28.0	1	30.0	5.0	1
Bladder	<input checked="" type="checkbox"/>	Yellow	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	28.0	1	50.0	14.0	1
Inf Border	<input checked="" type="checkbox"/>	Orange	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	28.0	1	50.0	25.0	1
Femoral Heads	<input checked="" type="checkbox"/>	Blue	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	28.0	1	50.0	25.0	1

Optimize

Optimization Mode: **60 cm (Dose)**

☒ Beamlet

Modulation Factor: **2.000**

Start **Pause** **Resume** **Get Full Dose** **Abort**

Dose-Volume Histogram - Cumulative Mode Relative

Vol Max < 0.0 > Vol Max < 100.0 > Gy Min < 0.0 > Gy Max < 32.0 >

Patient Images

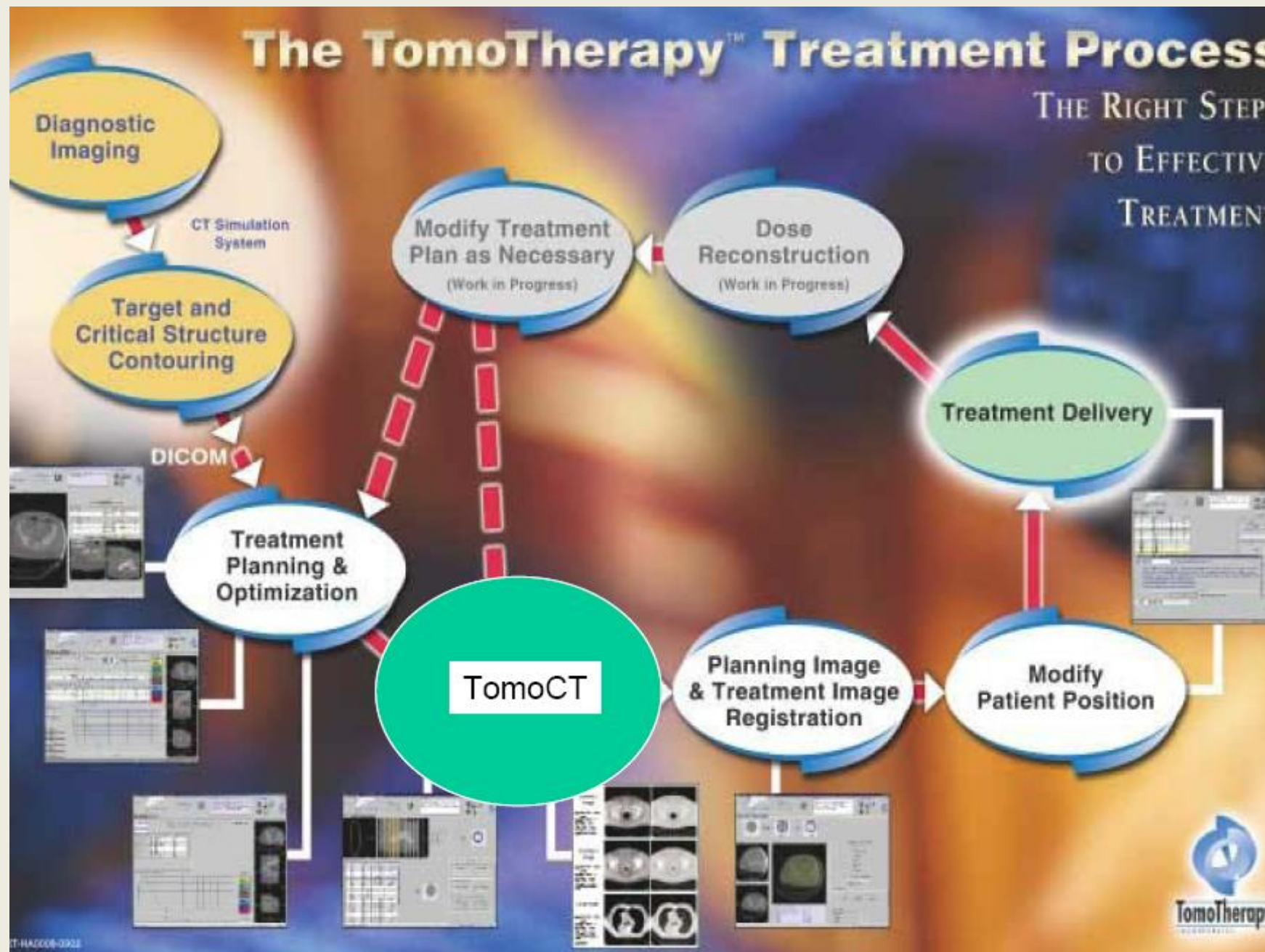
Isodose

120

Tuesday, October 14, 2003 18:29:17

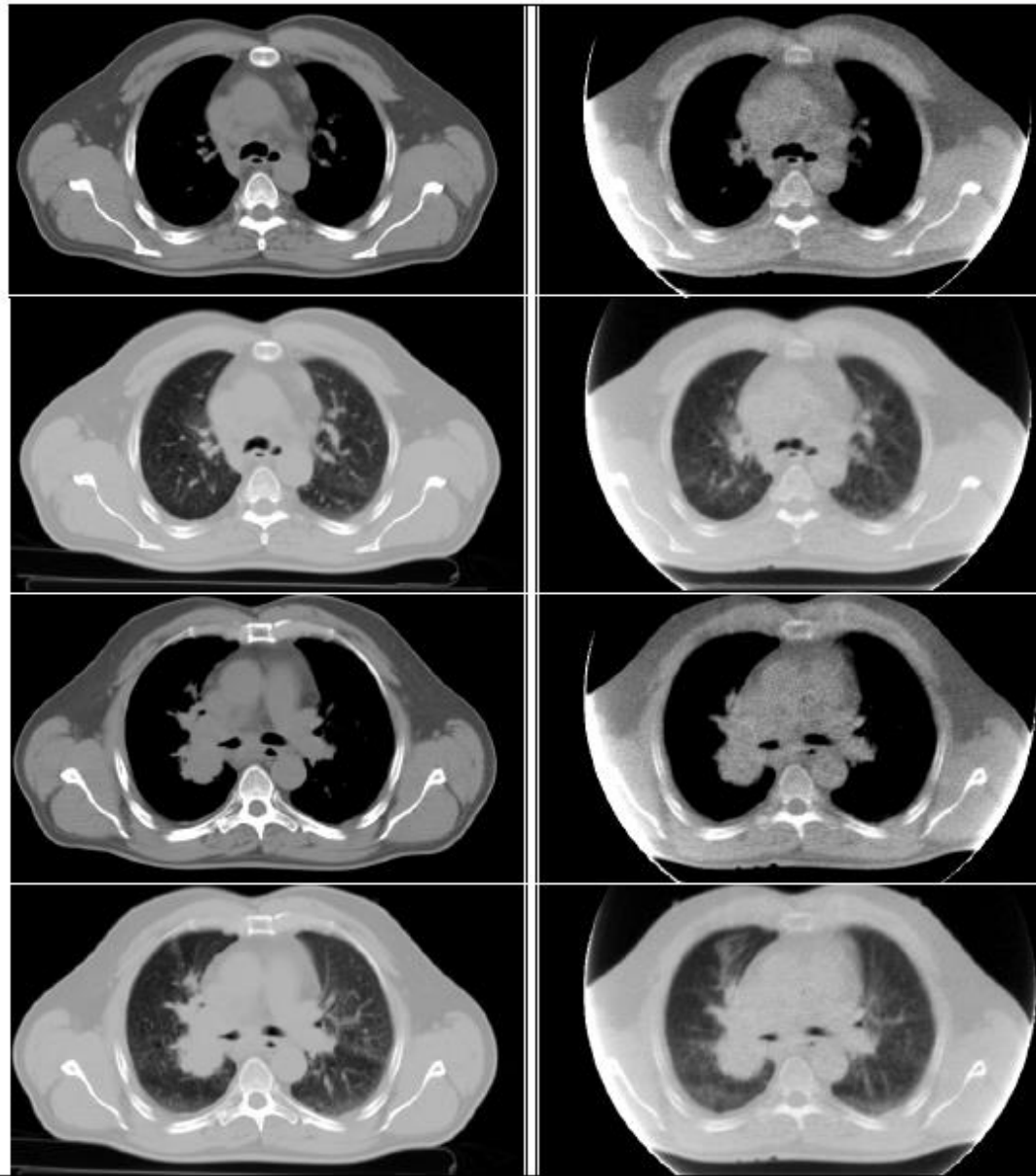
The TomoTherapy™ Treatment Process

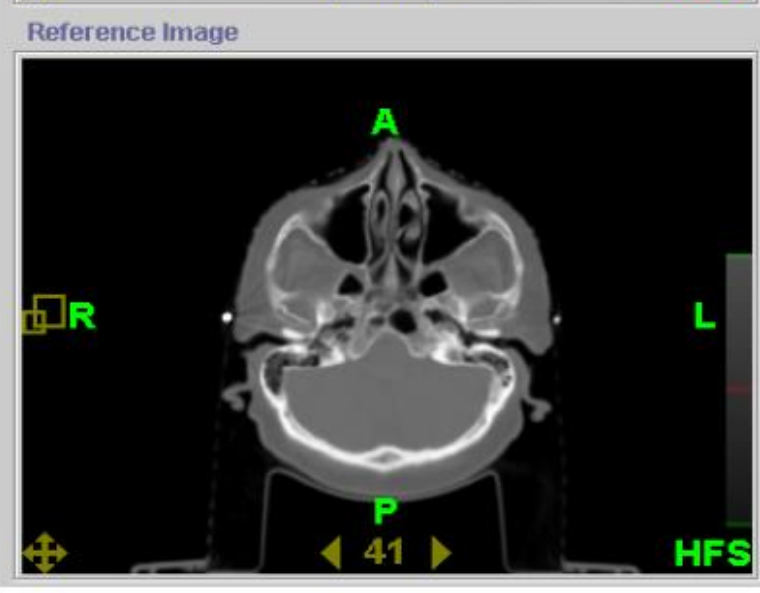
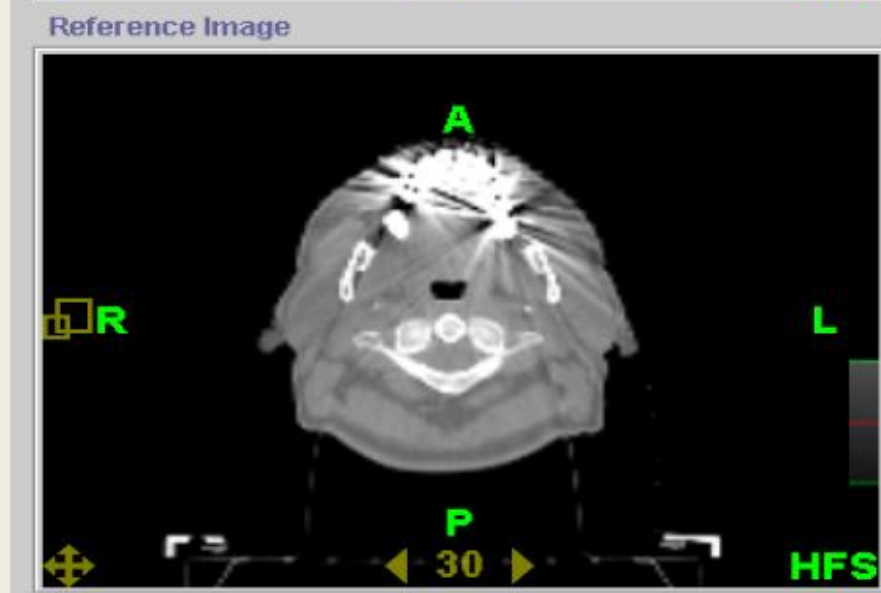
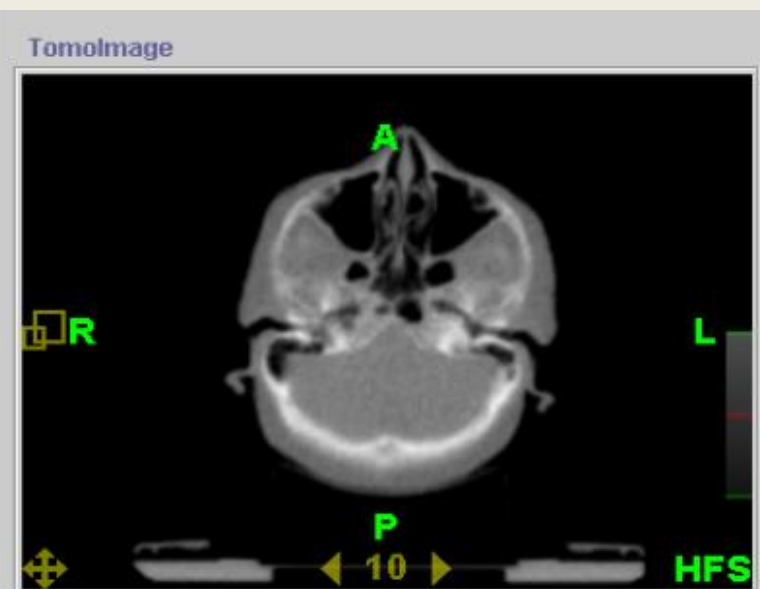
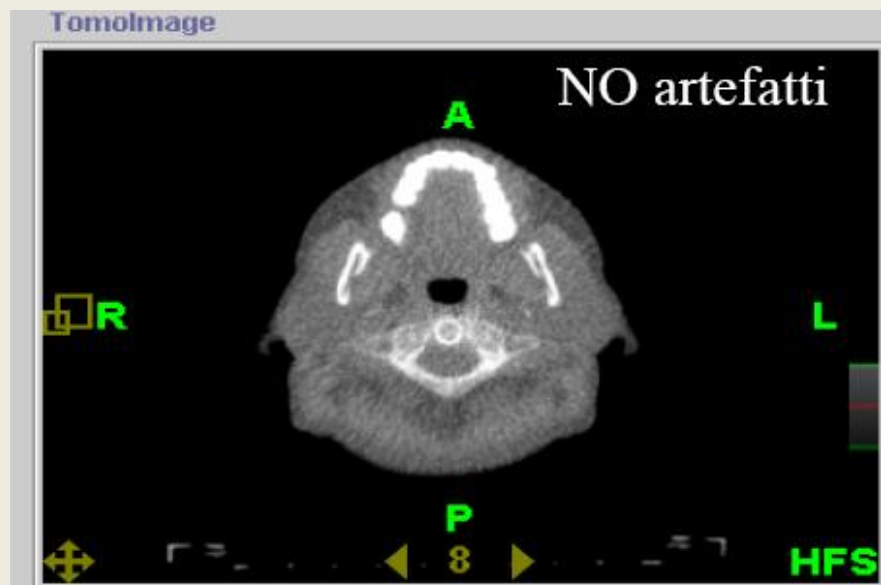
THE RIGHT STEPS
TO EFFECTIVE
TREATMENT



CT

TomoCT 2cGy

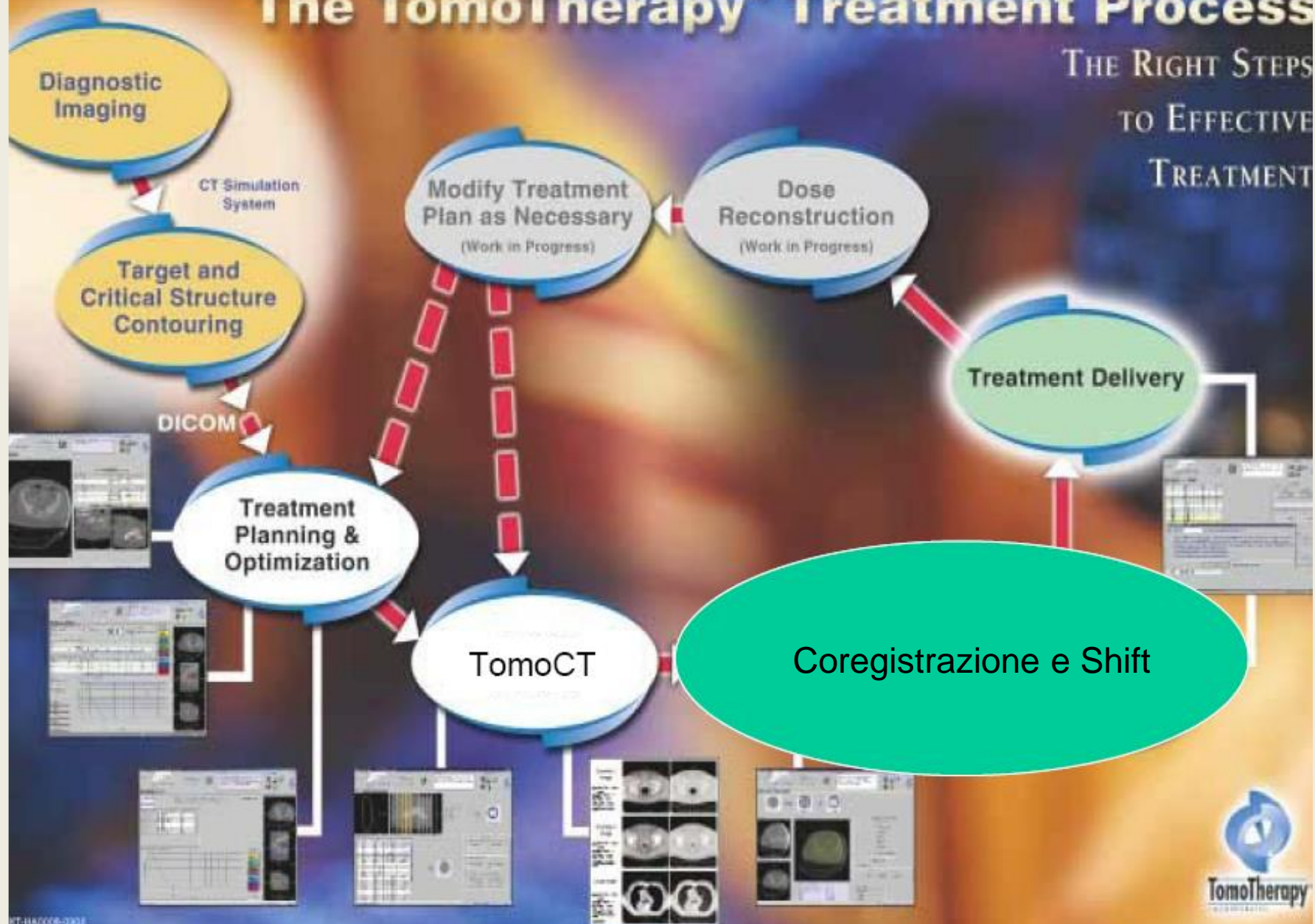




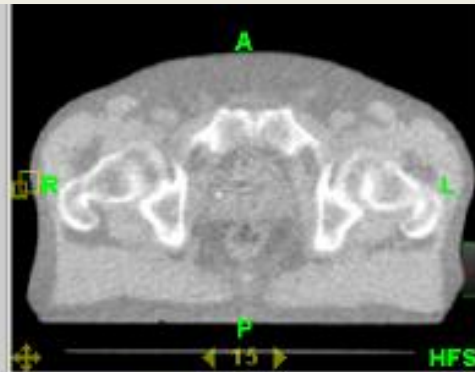
Head and Neck Images

The TomoTherapy™ Treatment Process

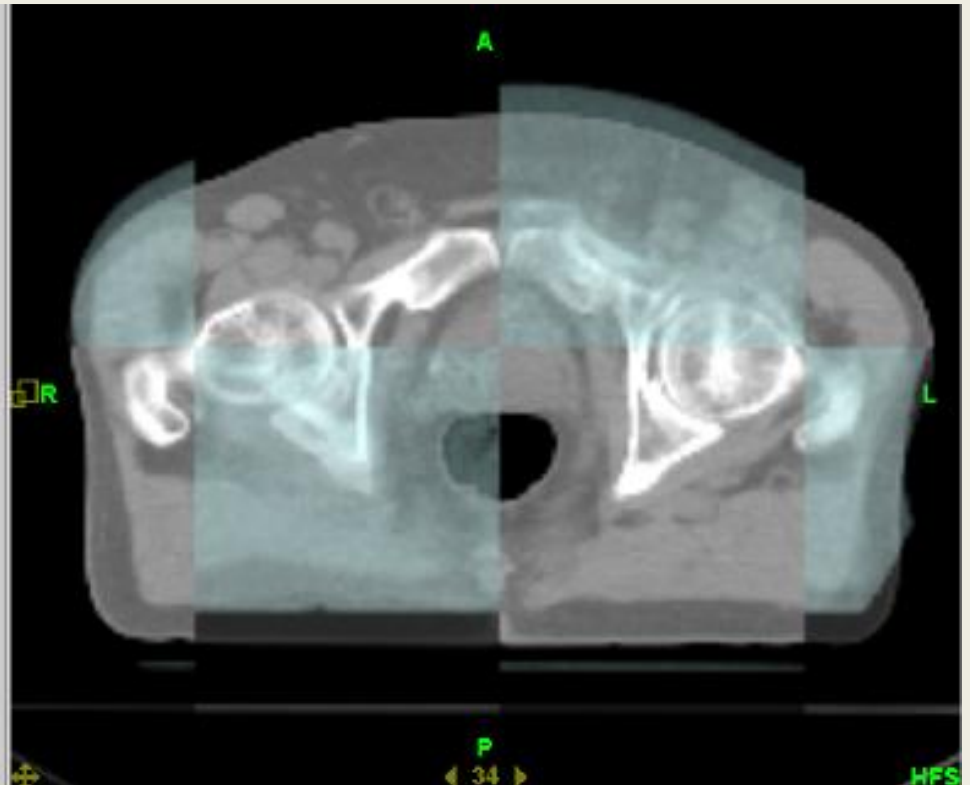
THE RIGHT STEPS
TO EFFECTIVE
TREATMENT



TomoCT

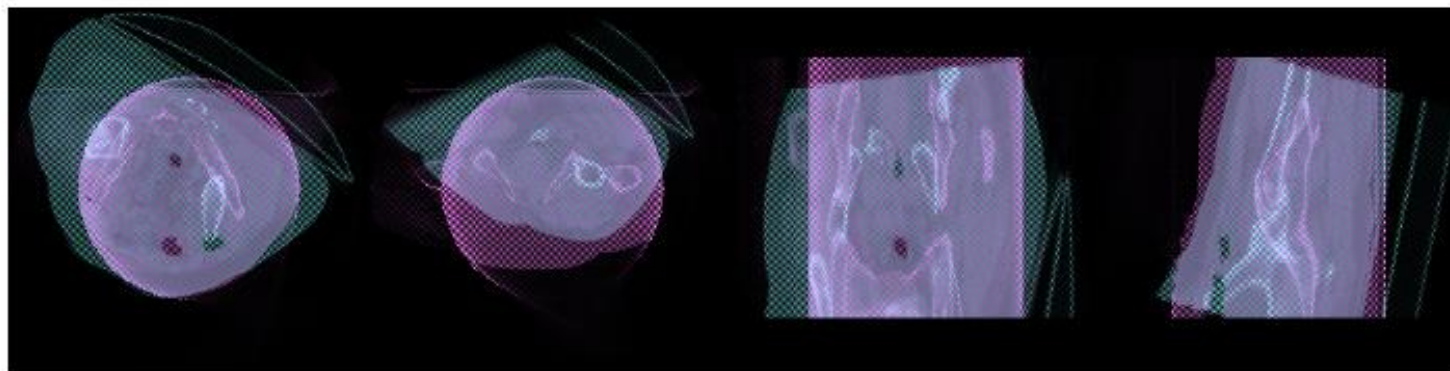


PlanningCT



Registrazione automatica

Reference CT Image to TomoCT image

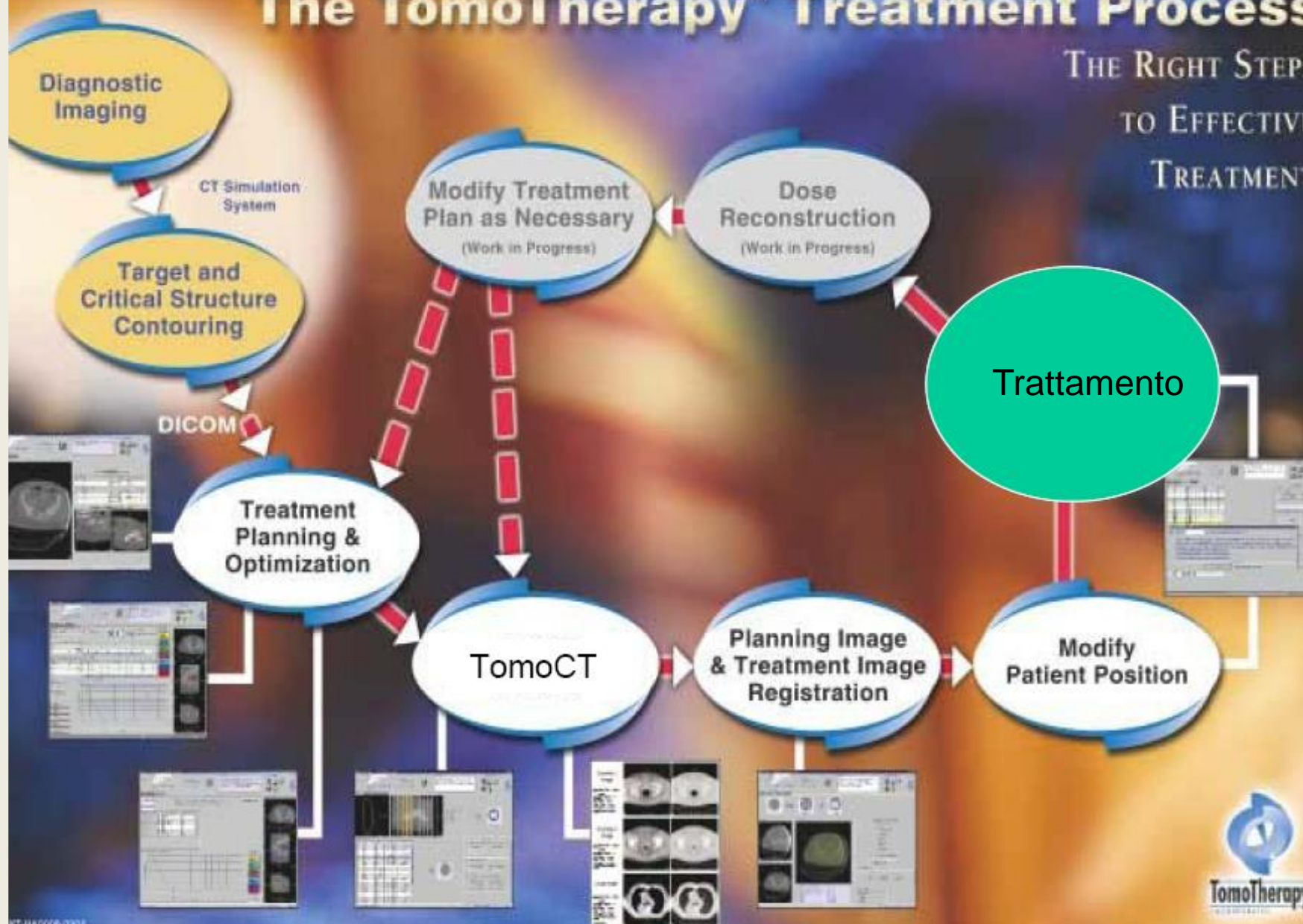


X-offset= 4.2 cm | Y-offset= 4.2 cm | Z-offset= 2.6 cm

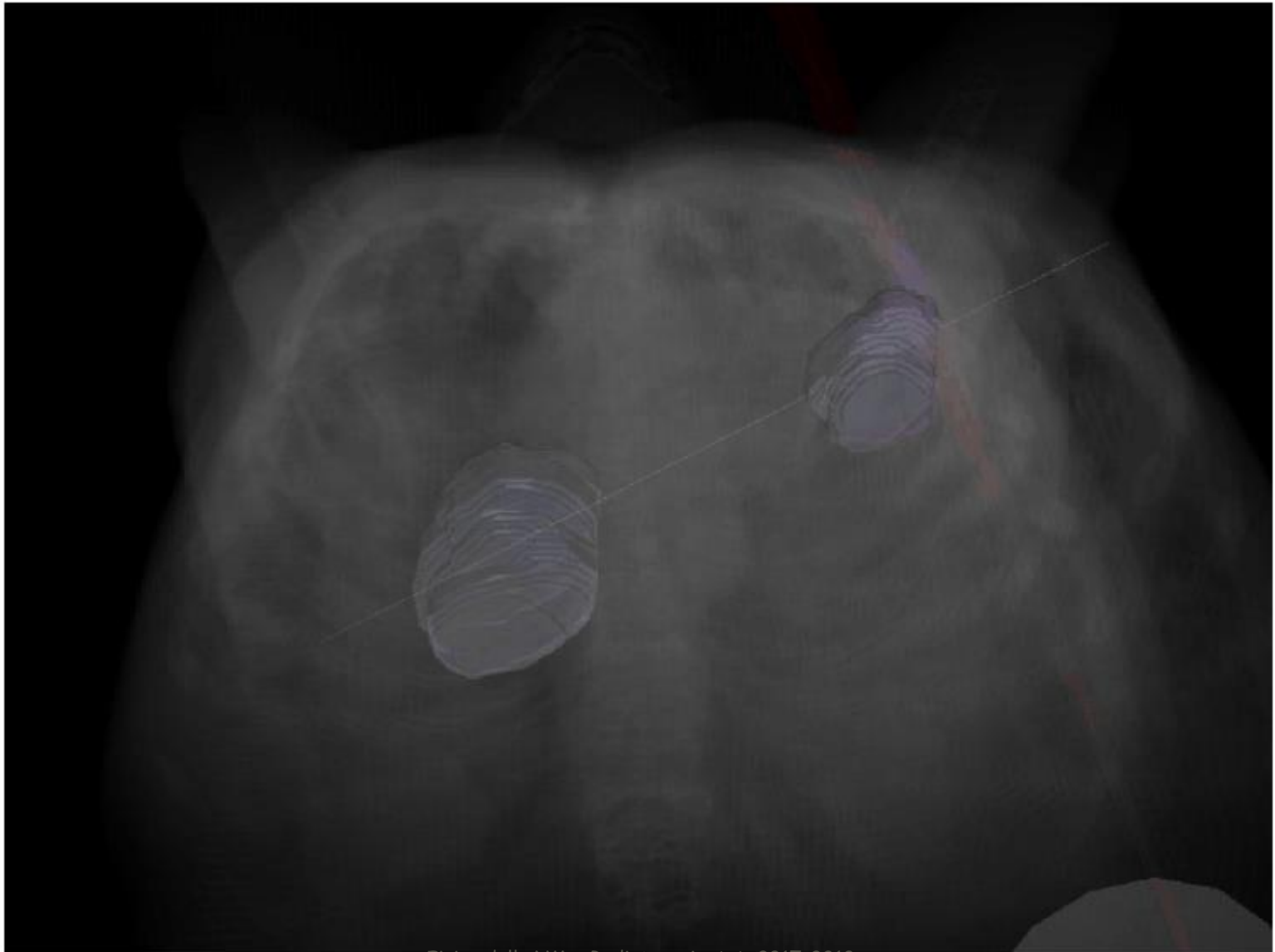
(Adjustment of patient table)

The TomoTherapy™ Treatment Process

THE RIGHT STEPS
TO EFFECTIVE
TREATMENT



The Tomo Process: trattamento



The TomoTherapy™ Treatment Process

THE RIGHT STEPS
TO EFFECTIVE
TREATMENT

