

Tomotherapy HI-Art System (Highly-Integrated Adaptive Radiotherapy)

Applicazioni della Fisica alla Medicina | Laurea Magistrale in Fisica
Università degli studi di Milano-Bicocca

INDICE

- Cenni introduttivi sulla tecnica IMRT
- Caratterizzazione meccanica e dosimetrica del sistema Tomotherapy HI-Art
- Caratteristiche del sistema MVCT integrato
- Commissioning di un sistema di Tomoterapia Elicoidale
- Sistema di pianificazione
- QA paziente: dosimetria pre-clinica

Evoluzione della Radioterapia

1960's

The First Clinac
Collimatori Standard



Primo Linac, acceleratore lineare isocentrico. Collimazione standard. Riduzione delle complicazioni ai tessuti normali rispetto a unità di Co-60.

1970's

Cerrobend Blocking
Electron Blocking

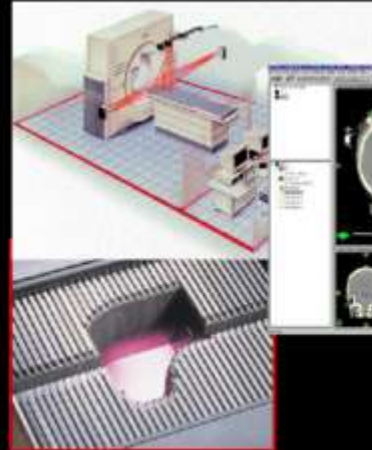


Introduzione di blocchi per ridurre la dose ai tessuti normali. Introduzione dei primi Linac con elettroni per trattamenti superficiali.

1980's

Multileaf Collimator

Computerized 3D CT
Treatment Planning



3DCRT: Radioterapia conformazionale 3D. Introduzione delle immagini TAC, di sistemi computerizzati di piani di trattamento e introduzione del MLC, per conformare la distribuzione di dose.

1990's

Dynamic MLC
and IMRT



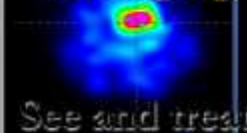
Sviluppo di tecniche IMRT: tecniche efficienti per una dose escalation al tumore con una contemporanea riduzione degli effetti ai tessuti normali

2000's

High
resolution
IMRT



Functional
Imaging



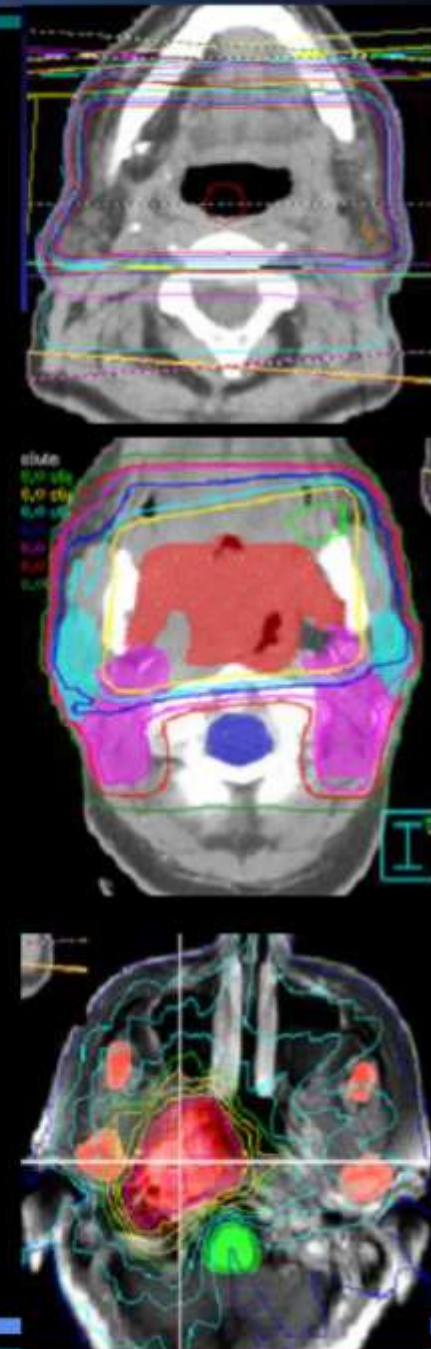
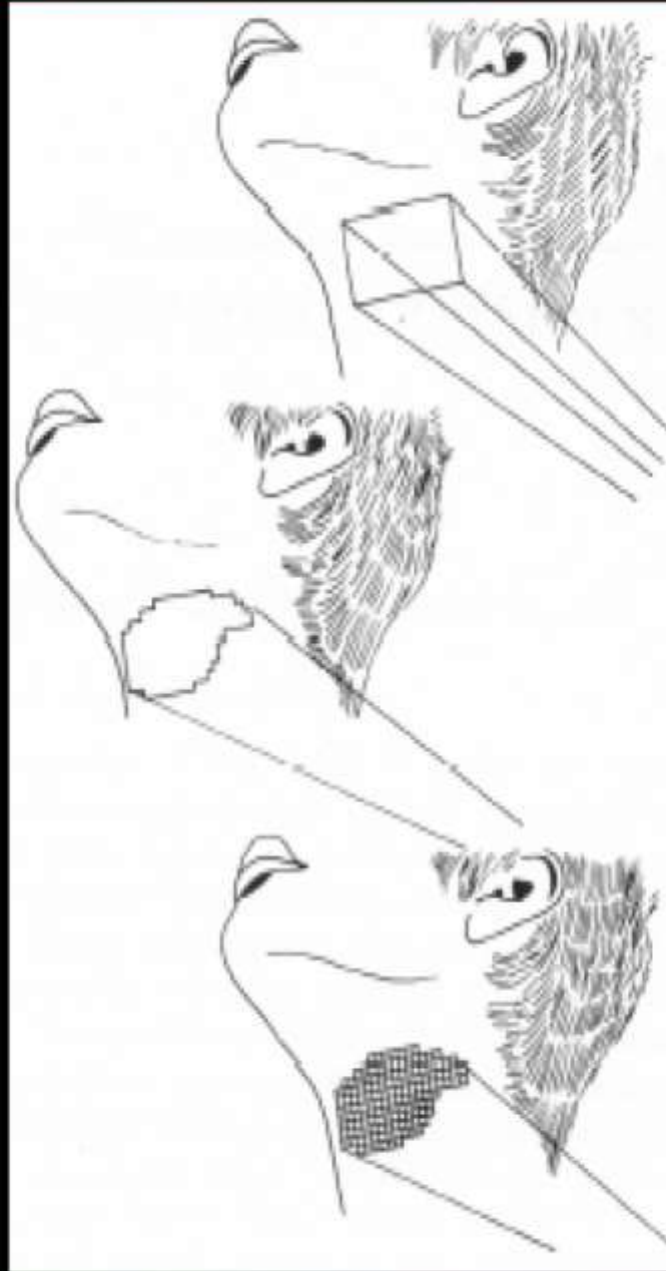
See and treat

Evoluzione di tecniche IMRT: campi sempre più piccoli e sistemi di image guided

***Radioterapia
Convenzionale***

***Radioterapia
conformazionale
3DCRT***

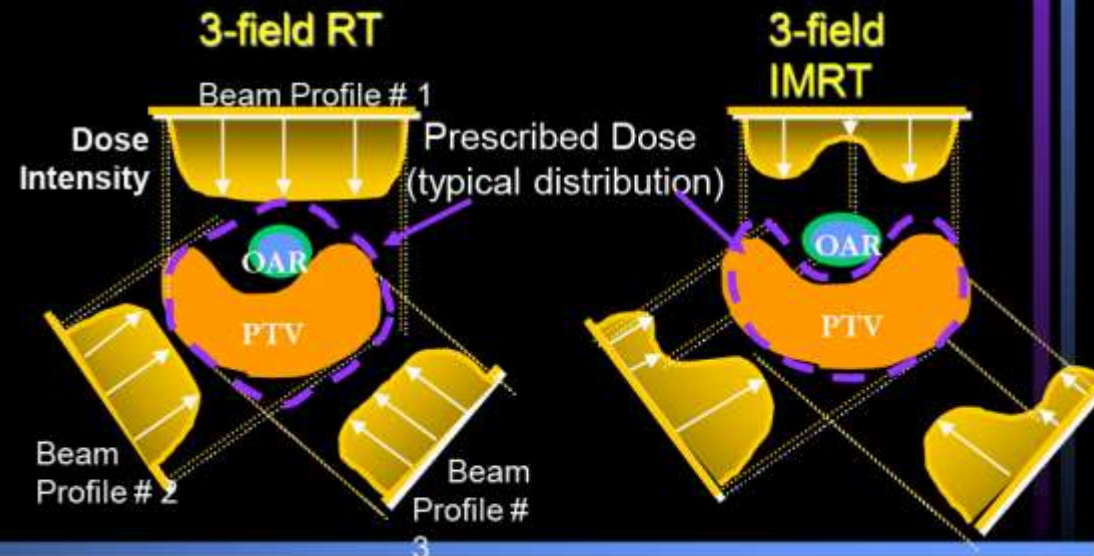
***Radioterapia a
intensità modulata
(IMRT)***



IMRT

- **IMRT**: tecnica di irradiazione conformazionale in cui l'intensità del fascio viene variata durante il trattamento
- **Perché IMRT?**
- Migliore conformazione della distribuzione di dose: creazione di isodosi concave e convesse o di aree di bassa dose circondate da regioni ad alta dose
- Riduzione dose agli OAR, pur mantenendo una buona copertura del volume bersaglio
- Migliore uniformità di dose in specifiche geometrie
- Erogazione di distribuzioni di dose disomogenee; tecniche di boost concomitante

3D-CRT vs. IMRT



Tomotherapy HI-Art System *(Highly integrated adaptive radiotherapy)*

UN PO' DI STORIA.....

- Primo MVCT scan uomo : primavera 2002
- Primo trattamento: Agosto 2002
- Unità di Tomoterapia nel mondo:



110 USA&ASIA

23 EUROPA(Belgio, Francia
Olanda, Spagna, Germania,
UK,Svizzera)

ITALIA

(Milano:Settembre2004-
Aprile2007;

Aviano:Febbraio2006; Meldola:
Luglio 2007; Reggio Emilia:
Settembre 2008; Modena 2009,
Roma 2009, Aosta 2010 Napoli,
Genova, Ancona, Firenze,
ecc...)

POTENZIALITA' INNOVATIVE DEL SISTEMA

❖ Erogazione di un fascio di radiazione elicoidale



Simultanea rotazione del gantry e traslazione del lettino attraverso il bore

❖ Modulazione in intensità IMRT

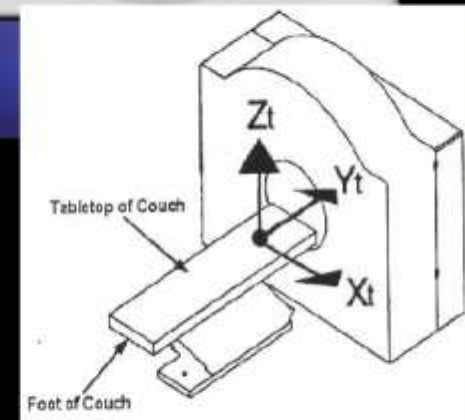


Sistema di collimazione multilamellare binario

❖ Sistema integrato di Image Guided

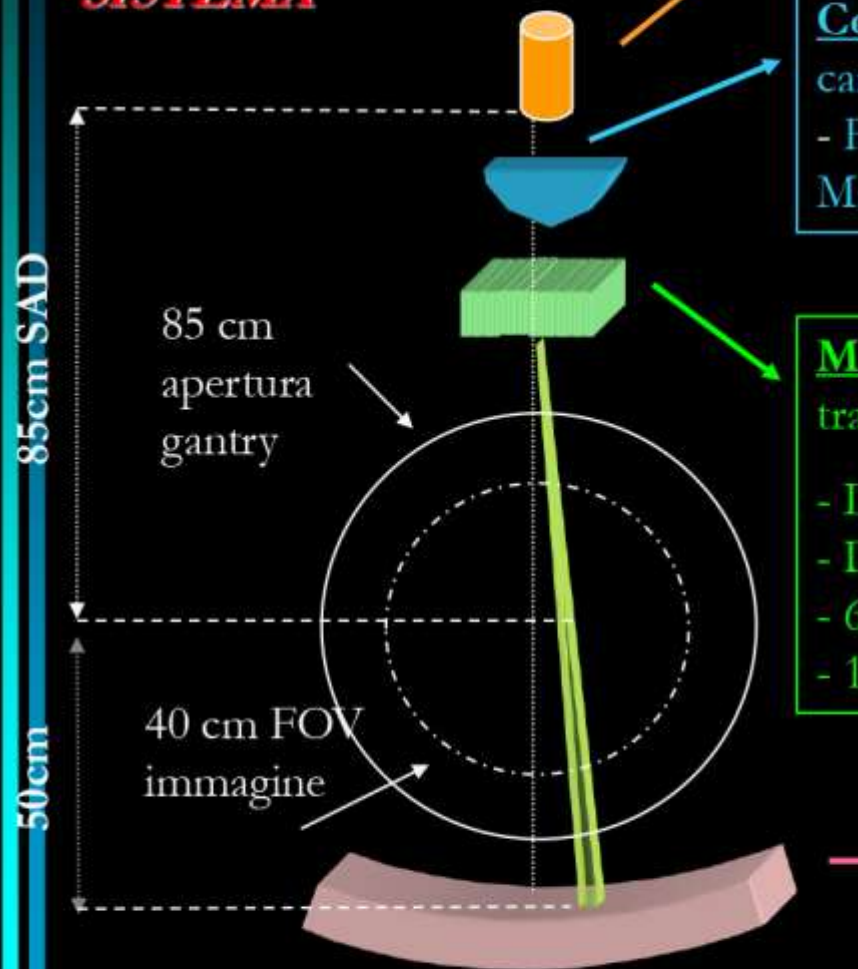


Array di rivelatori CT



IEC Coordinate System

CARATTERIZZAZIONE MECCANICA E DOSIMETRICA DEL SISTEMA



Radiation Source 6MV (800MU/min)

Trattamento: $X = 6 \text{ MV}$ ($E_{\text{med}} = 1.5 \text{ MeV}$)

Imaging: $X = 3.5 \text{ MeV}$ ($E_{\text{med}} = 1 \text{ MeV}$)

Collimatori mobili (tungsteno): definiscono il campo nella direzione longitudinale

- Field width: 0.5-5cm;

Max. Field: 40 cm(x) x 5cm(y)

MLC binario : collima il fascio nella direzione trasversale (x)

- Lamelle binarie: on or off (time < 25 msec)

- Disegno tongue-groove

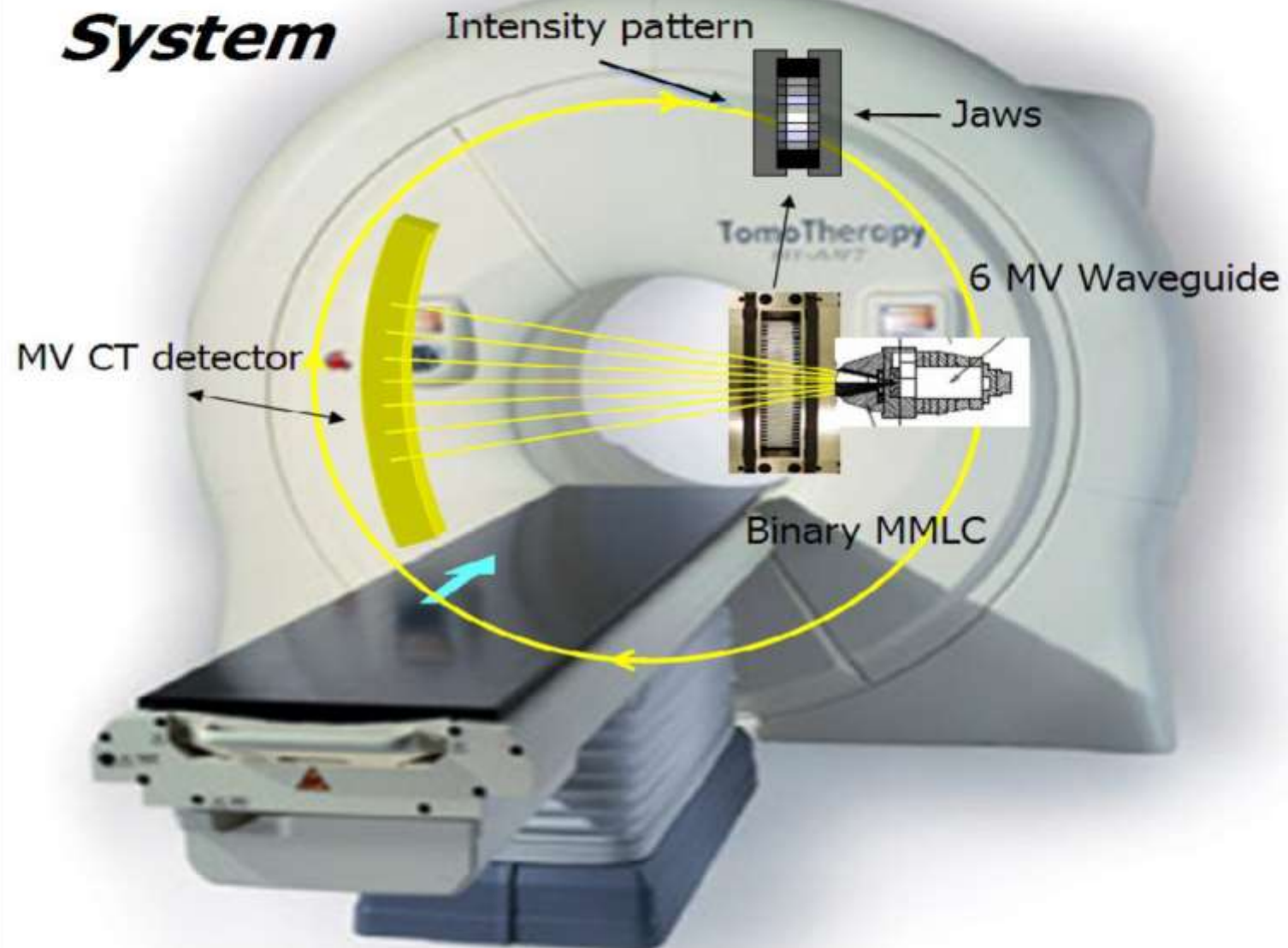
- 64 leaves (larghezza 6.25mm)

- 10 cm spessore



Array CT detector: 738 rivelatori a xenon detectors posizionati sull'anello rotante, opposti alla sorgente.

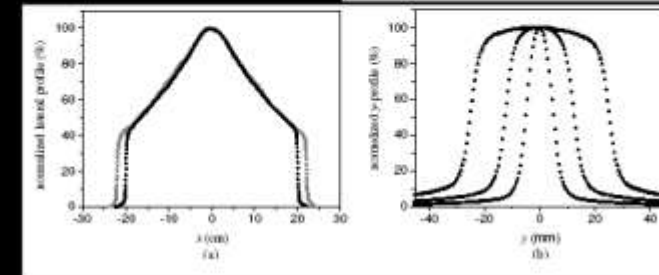
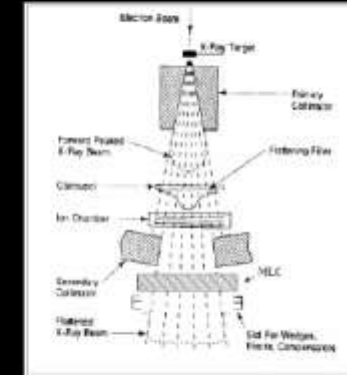
Hi-ART System



ELEMENTI DI DIFFERENZIAZIONE DELLA TOMOTERAPIA ELICOIDALE RISPETTO GLI ALTRI LINAC

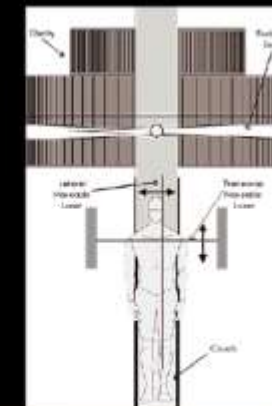
➤ ASSENZA DEL FLATTENING FILTER

- Non uniformità dell'intensità del fascio nel piano XY
- DOSE RATE più elevati per ridurre i tempi di trattamento
- Maggiore intensità delle componenti di bassa energia dello spettro X



➤ SINCRONIZZAZIONE DELLA ROTAZIONE DELLA SORGENTE E DEL MOVIMENTO DI AVANZAMENTO DEL LETTINO

I “Quality Assurance” devono prevedere controlli aggiuntivi e particolari rispetto al Linac

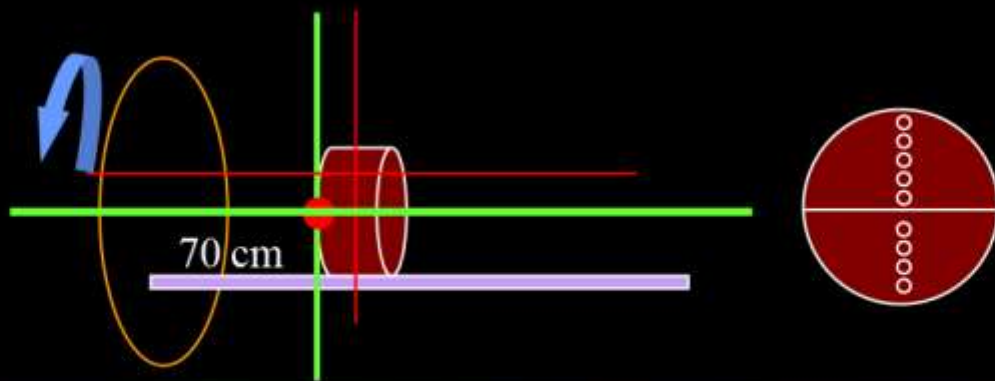


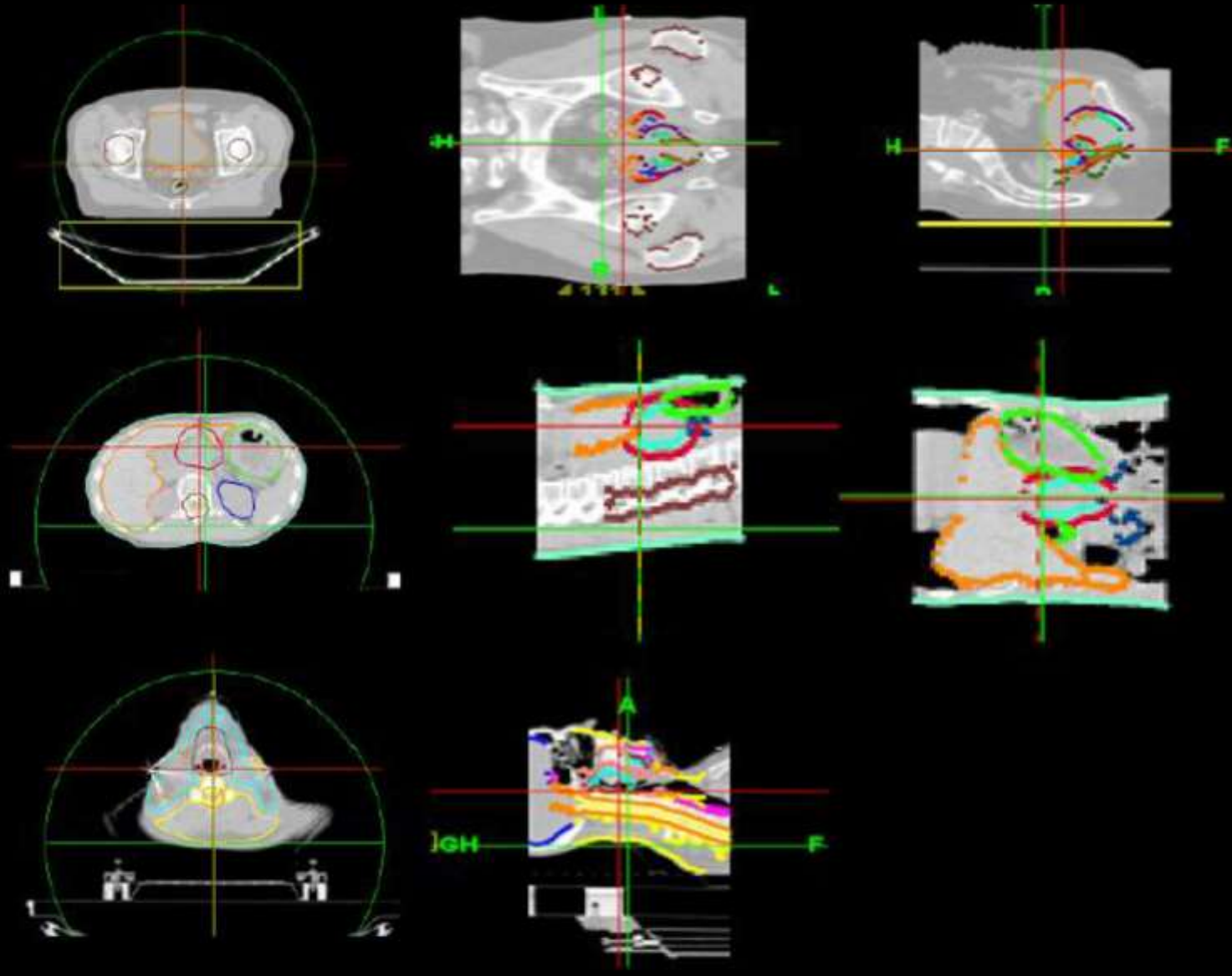
SISTEMA DI ALLINEAMENTO LASER

Il sistema è dotato di laser fissi e laser mobili.

LASER FISSI: sono i laser che definiscono l'Isocentro Virtuale della macchina, posizionato a 70 cm dall'Isocentro Radiante. Sono 2: uno sul soffitto che definisce la posizione cranio-caudale (overhead) e uno dietro la macchina che definisce la posizione laterale e l'altezza (bore).

LASER MOBILI: sono 5 laser che permettono il posizionamento del paziente; la posizione dei laser rossi rispetto ai laser verdi è dipendente dal paziente e dal piano di trattamento.





MVCT SCAN: CARATTERISTICHE TECNICHE

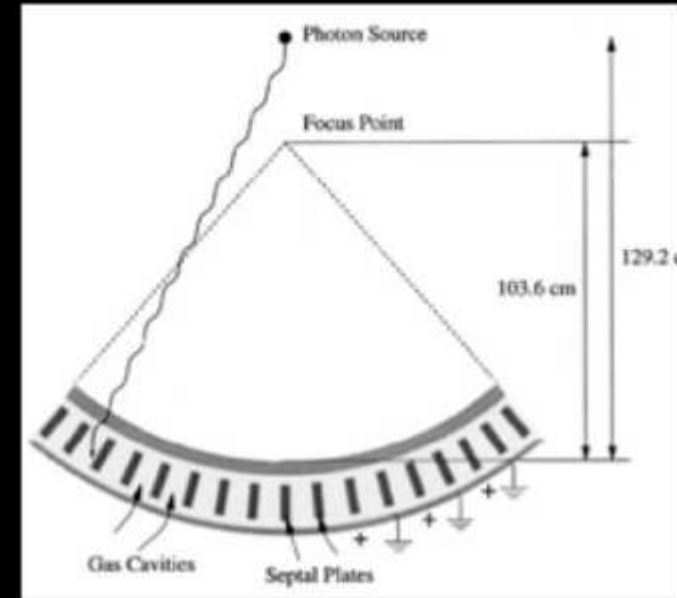


- **Energia:** 3.5 MV ($E_{\text{media}}=1$ MeV)
- **Rivelatori CT :** Rivelatori a xenon disposti ad arco,
738 canali (1.21 mm centro-centro; 0.73 mm all'isocentro)
FOV=40 cm (limite imposto dalla larghezza del MLC a 540 canali centrali)
Distanza Sogente-Array CT ~142 cm
- **Periodo di rotazione:** 10 sec.
- **2 slice ricostruzione per rotazione**
- **Modalità di acquisizione :** Fine/ Normal/ Course;
(2, 4, 6 mm)

MVCT SCAN: CARATTERISTICHE TECNICHE

- **Matrice ricostruzione immagine:** 512 x 512 (0.78 mm in-plane resolution)
- **Tempo ricostruzione:** ~ 1sec per slice, contemporanea all'acquisizione dei dati

- **Dose media :** ~ 2 cGy Fine Scan;
~ 1.2-1.5cGy Normal Scan;
<1cGy Course Scan



- **Tempi tipici:** ~ 5 minuti (Acquisizione, Ricostruzione, Registrazione)

MVCT SCAN: QUALITA' D'IMMAGINE

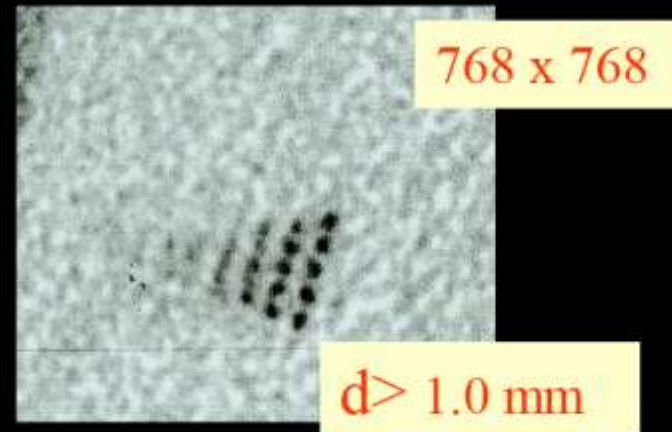
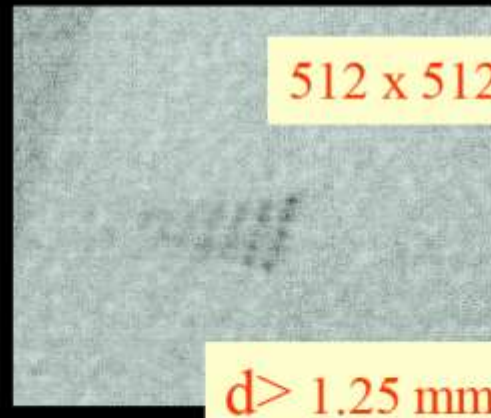
(S.L. Meeks, Med. Phys. 2005)

Uniformità immagine: Indice di Uniformità $\sim 99.5\%$ comparabile con valori di immagini KVCT; uniformità indipendente sia dal pitch utilizzato che dalla matrice di risoluzione

Rumore: $\sim 2\% - 4\%$; rumore MVCT scan leggermente superiore a quello di immagini KVCT

Risoluzione spaziale: quasi comparabile con quella di immagini KVCT

Risoluzione di contrasto: 3% per un oggetto di 3cm



MVCT SCAN: TECNICHE DI REGISTRAZIONE

- Matching (kV, MV) **automatico** e **manuale**
- Matching su visioni assiali, coronali e sagittali
- **6 possibili correzioni:**

3 traslazioni (x, y, z)

3 rotazioni intorno a questi tre assi (pitch, yaw, roll)

Pitch, yaw → movimento paziente ;

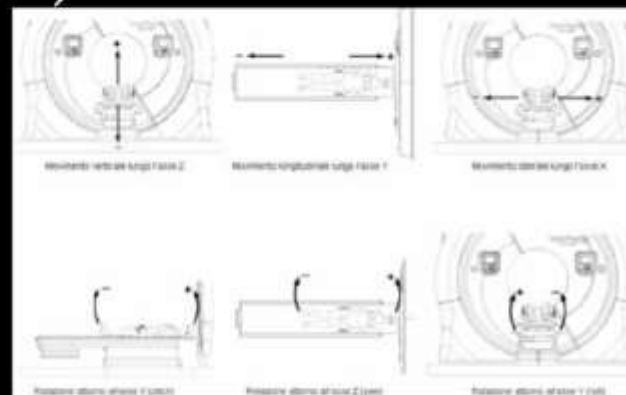
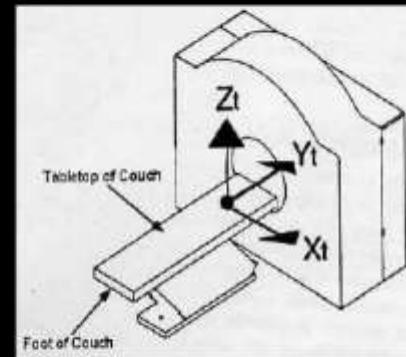
Roll → correzione automatica

(modificando l'angolo di partenza del gantry)

x Direction >>> Movimento lettino manuale

y and z direction >>> Movimenti lettino automatici

- movimenti verticali e longitudinali avvengono contemporaneamente
- Il lettino presenta un effetto di abbassamento, quando si sposta longitudinalmente



MVCT SCAN: TECNICHE DI REGISTRAZIONE

SELECTION PANEL

Tomotherapy Operator Station -- HSR

Patient: [REDACTED] Sex: Other Plan: Plan_01
 DOB: [REDACTED] Plan status: Approved
 ID: 200510113 BGA plan:
 Plan date: May 19, 2005 12:47:00 PM Patient position: HFS
 Oncologist: [REDACTED]

User: System User

What's Next
 Perform Registration
 Click the Register tab to continue to Image Registration

Scan Register Treat Calibrate

Slice Selector

Slice Thickness
☐ Fine
☒ Medium
☐ Coarse

Accept slices

Clear Selected Slices

Tomotherapy

Plan procedures:

Type	Status	Date	Time
Tomotherapy	Performed	May 26, 2005	9:46:25 AM
Tomotherapy	Performed	May 27, 2005	10:00:04 AM
TRMT	Performed	May 28, 2005	10:10:52 AM
Tomotherapy	Performed	May 30, 2005	9:22:05 AM
TRMT	Performed	May 27, 2005	10:15:35 AM
Tomotherapy	Scheduled	May 31, 2005	9:00:07 AM
Tomotherapy	Scheduled	May 31, 2005	9:04:11 AM
Tomotherapy	Scheduled	May 31, 2005	9:06:31 AM
Tomotherapy	Scheduled	May 31, 2005	9:08:31 AM
Tomotherapy	Performed	May 31, 2005	9:22:29 AM
Tomotherapy	Performed	May 31, 2005	9:29:30 AM
TRMT	Performed	May 30, 2005	9:41:17 AM
Tomotherapy	Performed	Jun 1, 2005	1:29:24 PM
TRMT	Performed	May 31, 2005	9:43:27 AM
TRMT	Performed	Jun 1, 2005	1:53:24 PM
Tomotherapy	Performed	Jun 3, 2005	10:27:33 AM
TRMT	Performed	Jun 3, 2005	10:43:44 AM
Tomotherapy	Performed	Jun 6, 2005	10:23:45 AM
TRMT	Performed	Jun 4, 2005	9:30:24 AM
Tomotherapy	Performed	Jun 7, 2005	10:17:50 AM
TRMT	Performed	Jun 6, 2005	10:44:11 AM
Tomotherapy	Performed	Jun 8, 2005	10:15:59 AM
TRMT	Performed	Jun 7, 2005	10:34:27 AM
Tomotherapy	Interrupted	Jun 8, 2005	9:44:27 AM
Tomotherapy	Interrupted	Jun 8, 2005	9:45:50 AM
Tomotherapy	Scheduled	Jun 8, 2005	9:56:39 AM
Tomotherapy	Scheduled	Jun 8, 2005	9:56:39 AM
Tomotherapy	Scheduled	Jun 8, 2005	9:56:39 AM

Prepare scan

Scan Status

Scan Progress Time (seconds)

Elapsed	Remaining

Couch Position (millimeters)

IEC Ty (longitud.)	IEC Tz (vertical)
291.0	414.6

Monitor Chamber 1 (Dose Monitor Units)

Cumulative (mu)	Rate (mu/min.)

Monitor Chamber 2 (Dose Monitor Units)

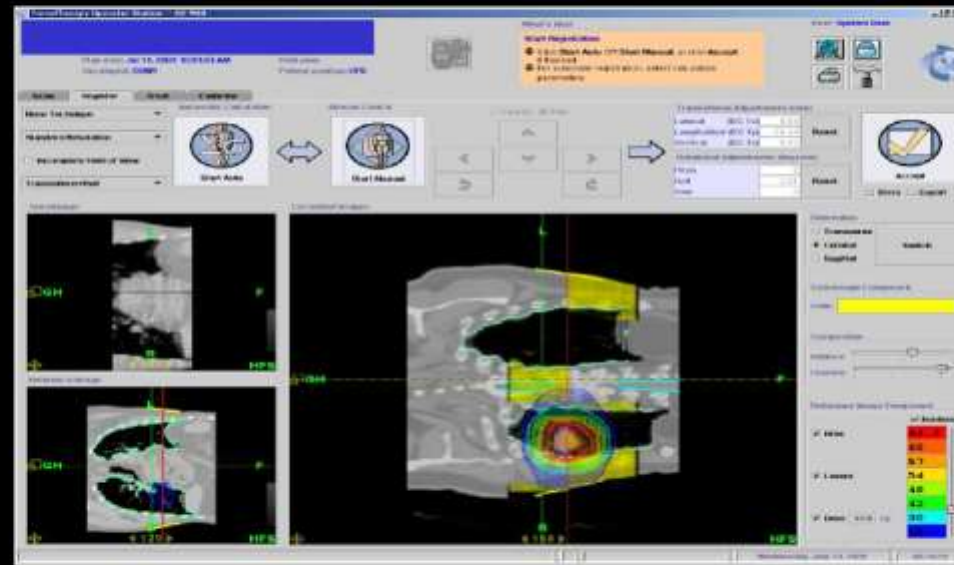
Cumulative (mu)	Rate (mu/min.)

MVCT SCAN: TECNICHE DI REGISTRAZIONE

REGISTRATION PANEL



MVCT IMAGING



- Fascio per imaging uguale a quello di trattamento (si evitano problemi di allineamento)
- Visualizzazione tessuti molli: non sono richiesti surrogati
- Imaging volumetrico 3D
- Registrazione MVCT-CT, informazioni simili
- Registrazione sia dell'anatomia che della distribuzione di dose

MVCT IMAGING: POTENZIALITA'

- ✓ Imaging per localizzazione target .



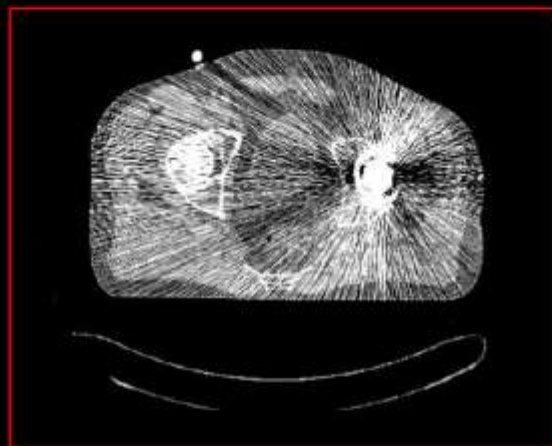
Allineamento paziente e correzione posizionamento

- ✓ Imaging per simulazione (presenza di protesi, riduzione artefatti).
- ✓ Adaptive radiotherapy: riduzione/ variazione volumi trattamento.
- ✓ Dosimetria in-vivo grazie a misure di trasmissione.



Misura di dose in uscita e ricostruzione della
dose effettivamente impartita al paziente

MVCT: MATERIALI ALTO Z



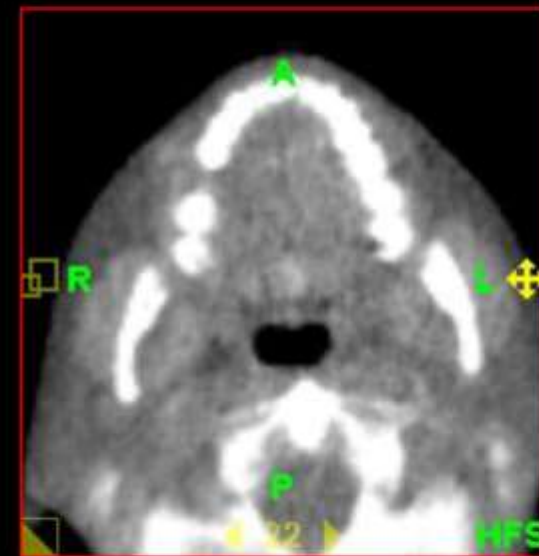
Protesi : KVCT



Protesi : MVCT



Artefatti dentali : KVCT



Artefatti dentali : MVCT

QUALITY ASSURANCE

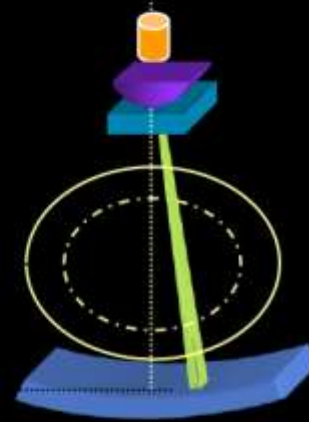
- Protocolli QA per Linac convenzionali riadattati all'unità di Tomoterapia
- Protocolli QA Tomoterapia devono riflettere le specifiche peculiarità dell' unità (sistema dedicato all'irradiazione IMRT; forma a cono, lettino in movimento, continua irradiazione,...)
- Frequenza e tipi di controlli in evoluzione

COMMISSIONING & acceptance testing procedure ATP

♦ CARATTERIZZAZIONE MECCANICA/GEOMETRICA

[Balog, Med.Phys.2003]

- Allineamento sistema laser (laser fissi isocentro radiazione; laser mobili di posizionamento)
- Allineamento componenti sistema: sorgente, collimatori mobili, MLC, array CT, piano rotazione isocentro
- Verifica accuratezza posizionamento lettino



→ Film,array CT

♦ CARATTERIZZAZIONE DOSIMETRICA

[Balog, Med.Phys.2003]

- Verifica profili trasversali/longitudinali e PDD per i possibili campi
- Misura fattori di output MLC per le diverse combinazioni di apertura e chiusura delle lamelle
- Misure curve di latenza MLC

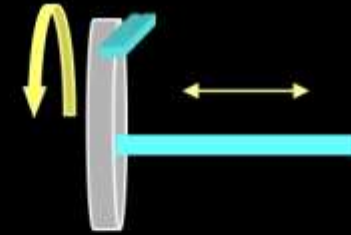
→Fantoccio acqua, array CT

COMMISSIONING & ATP

♦ CARATTERIZZAZIONE DINAMICA

[Balog, Med.Phys.2006];[Fenwick, Med.Phys.2004]

- Accuratezza e costanza della velocità di movimento del lettino;
- Accuratezza e riproducibilità di posizionamento delle lamelle;
- Misura tempi di latenza delle lamelle;
- Sincronizzazione angolo gantry e movimento lamelle;
- Sincronizzazione movimento gantry- movimento lettino;
- Sincronizzazione angolo gantry –impulso linac



→ Film

♦ CARATTERIZZAZIONE QUALITÀ' IMMAGINE

[Ruchala,, Phys. Med. Biol. 1999]

- Uniformità, risoluzione, contrasto, dose

Accuratezza dosimetrica piano IMRT: confronto tra distribuzione di dose calcolata e misurata

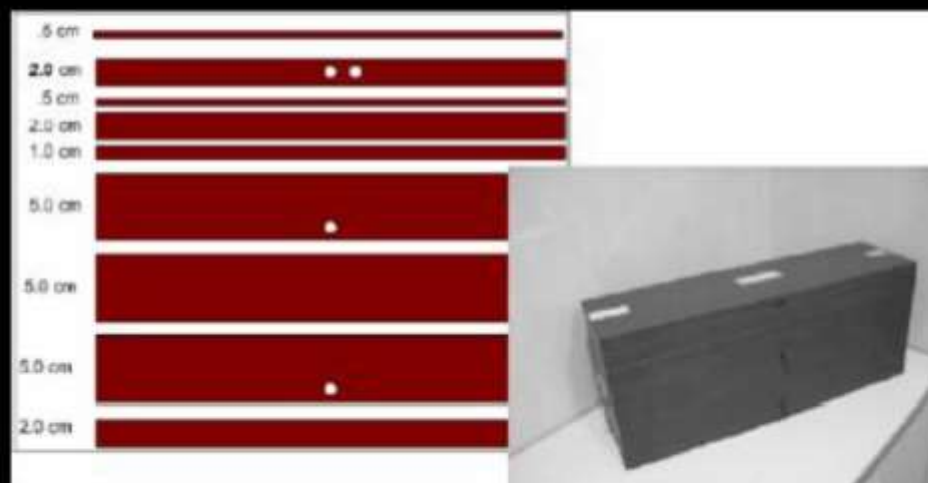


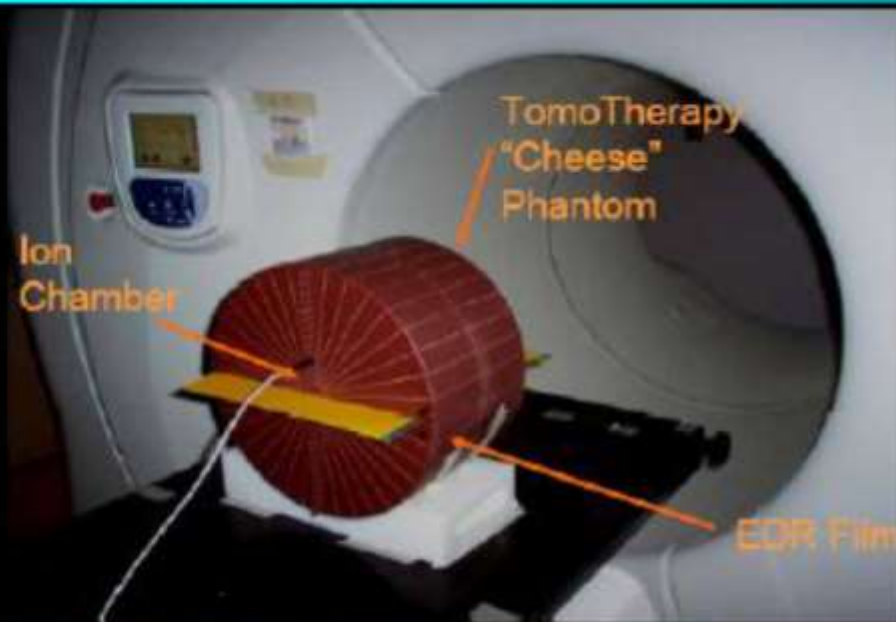
WATER PHANTOM

MODEL A1SL
EXRADIN MINIATURE SHONKA
THIMBLE CHAMBER



SLAB PHANTOM

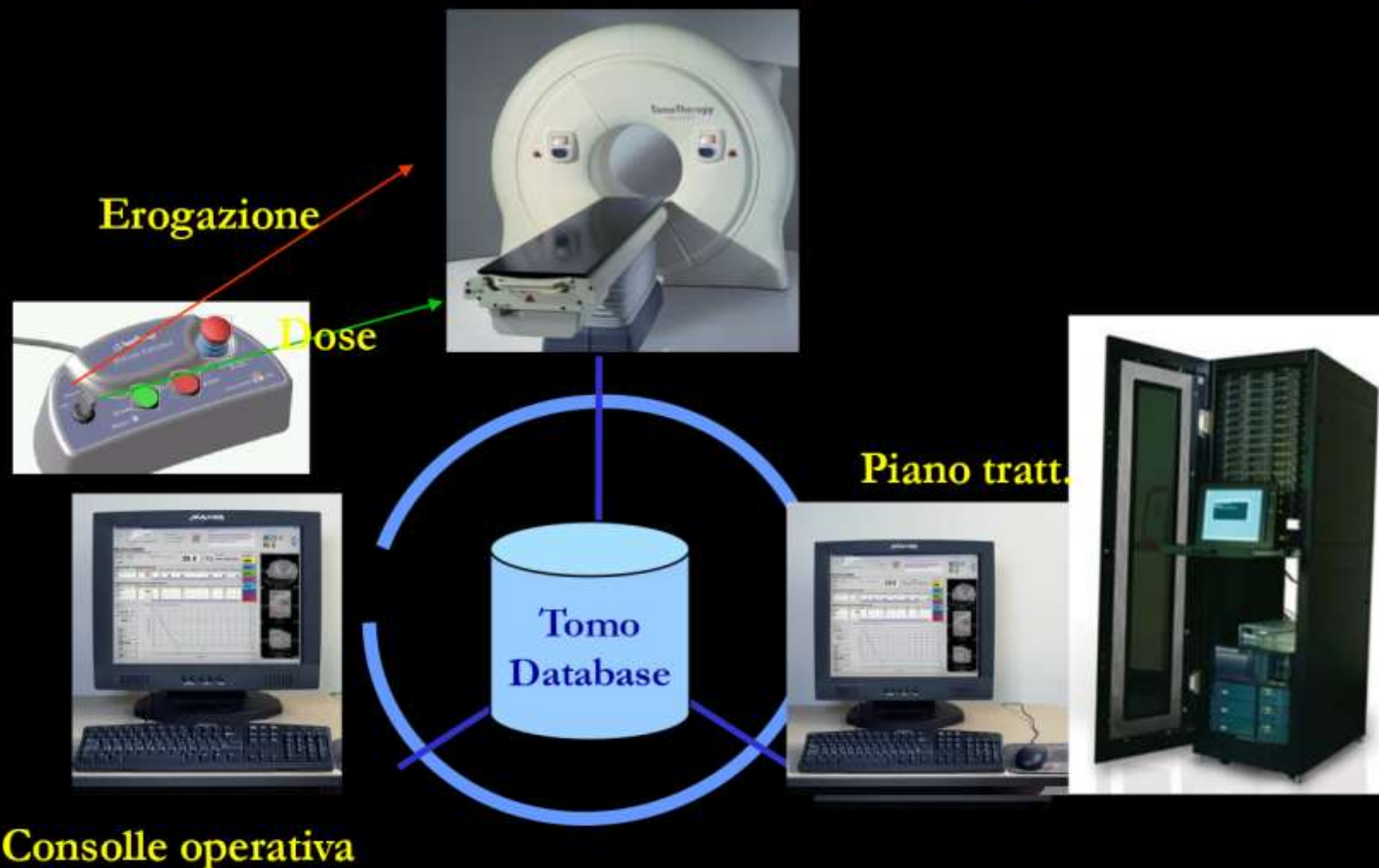




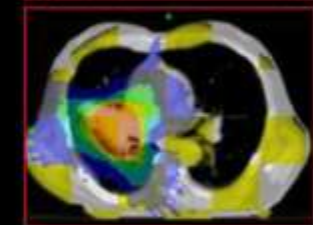
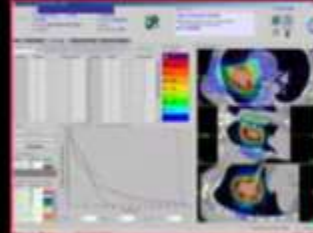
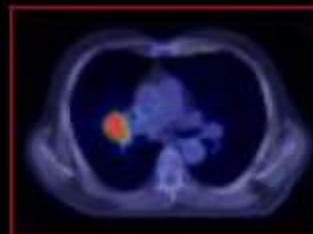
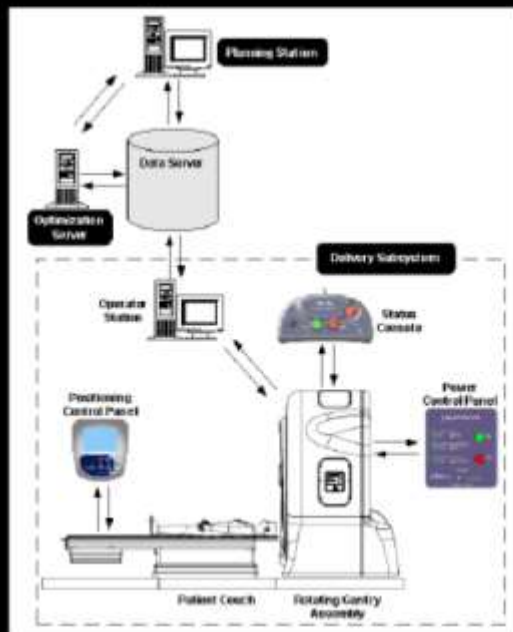
CHEESE PHANTOM



IL SISTEMA INTEGRATO Hi-ART (Highly Integrated Adaptive Radiotherapy)



WORK-FLOW



CT or PET/CT

(MRI encefalo + selezionati
pz testa-collo e prostata)

Contornamento e
trasferimento alla Tomo
WS

Pianificazione

(Algoritmo di calcolo
“CONVOLUTION/SUP
ERPOSITION”)

Dosimetria e QA

MV-CT e
trattamento

PIANIFICAZIONE

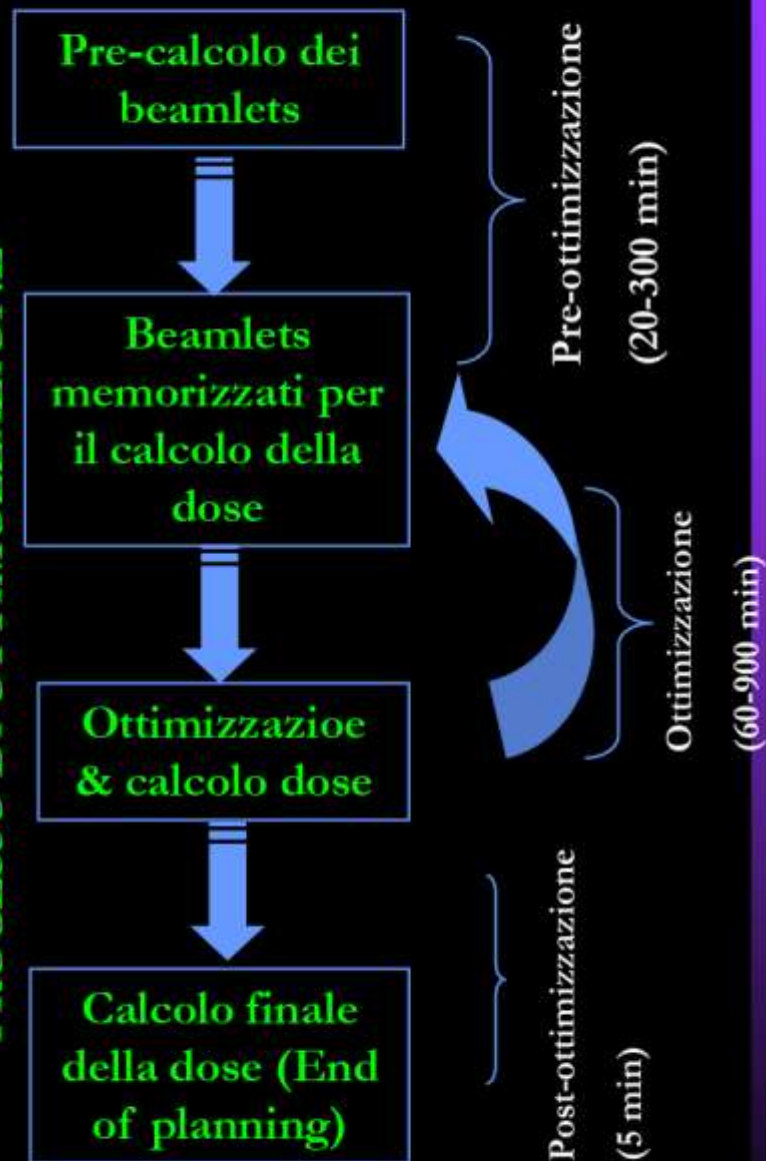
Il sistema di pianificazione dedicato consente il calcolo della dose in tre passaggi:

- Fase di precalcolo, in cui vengono elaborati i calcoli di base che descrivono i beamlets per le 51 possibili proiezioni nella rotazione del gantry definiti solo sulla forma del volume bersaglio e la loro interazione con il paziente; questo può essere fatto in automatico senza l'intervento dell'operatore.
- Fase di ottimizzazione, che viene effettuata mediante Inverse Planning soddisfacendo i constraints impostati dall'operatore.
- Fase di calcolo della distribuzione di dose, che tiene conto del tempo reale di apertura e chiusura delle lamelle del MLC e del tempo di latenza di queste ultime

INVERSE PLANNING

- L'ottimizzazione del piano di trattamento viene posto come Problema Inverso:
 - partendo da una distribuzione di dose considerata “ottimale” e clinicamente efficace, vengono determinati i parametri di trattamento che forniscono tale distribuzione di dose nel paziente.
- Intensità Modulata : equivale a trovare la migliore configurazione dei fasci e il loro relativo profilo di intensità di fluenza.

PROCESSO DI OTTIMIZZAZIONE



PIANIFICAZIONE

Parametri selezionabili dall'utilizzatore:

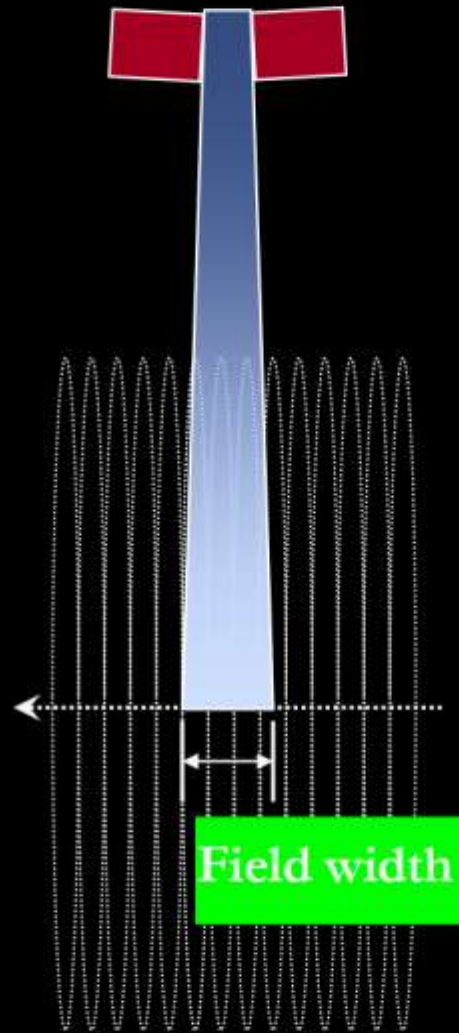
- Larghezza di campo
- Fattore di modulazione
- Pitch

Angolazioni gantry: il gantry ruota continuamente per 360° , si creano quindi 51 possibili proiezioni per rivoluzione (51 diverse configurazioni dei campi), il che significa che l'eventuale configurazione del MLC viene modificata ogni 7.06° . E' possibile evitare alcune angolazioni "Bloccando" il fascio di radiazione in corrispondenza delle corrispondenti strutture anatomiche nella fase di ottimizzazione.

Velocità di rotazione del gantry (costante durante tutto il singolo trattamento) e **tempo di trattamento** dipendono dai parametri selezionabili dall'utente, dalla dose di prescrizione, dalla lunghezza del target e dal dose rate della macchina.

Periodo di rotazione trattamento : 15-60 sec

FIELD WIDTH



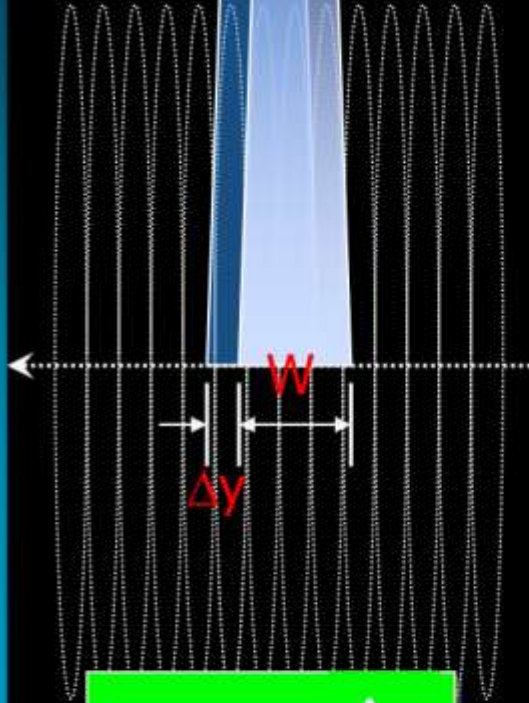
Dimensione del fascio all'isocentro lungo la direzione longitudinale, y (direzione sup-inferiore).

Rappresenta lo spessore del fascio rotante.

Field width possibili: 1cm, 2.5 cm; 5 cm

PITCH

Frazione della larghezza del campo che il fascio elicoidale percorre, nella direzione longitudinale (in y), in una singola rotazione



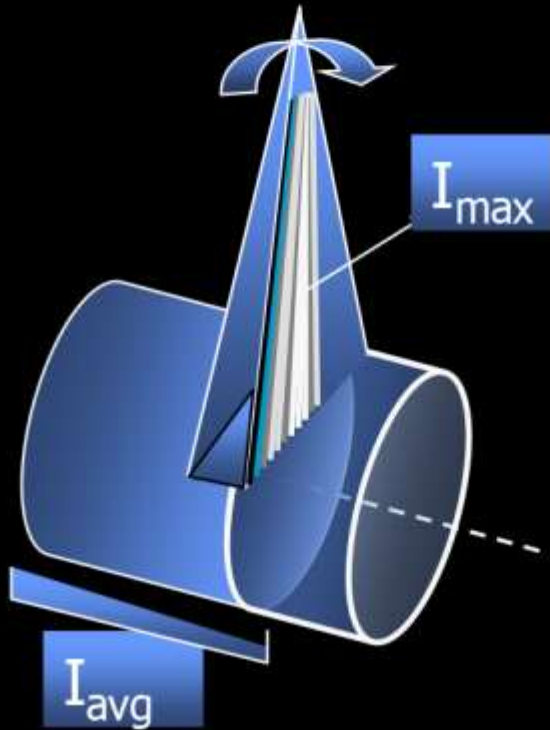
$$\text{Pitch} = \frac{\Delta y}{W}$$

PER ESEMPIO...

Pitch=1; FieldSize=1cm significa che il lettino si sposta di 1cm per ogni singola rotazione (Loose pitch)

Pitch=0.3; FieldSize=2.5cm significa che il lettino si sposta di 0.75cm per ogni singola rotazione (Tight pitch)

MODULATION FACTOR



Il rapporto tra l'intensità massima e l'intensità media (tra tutti i valori di intensità non-nulli), considerando tutte le proiezioni e tutti i beamlet per l'intero trattamento elicoidale.

Più grande è il valore del MF, più modulazione dell'intensità del fascio è necessaria e quindi più lento sarà il periodo di rotazione.

$$\text{Modulation Factor} = \frac{I_{max}}{I_{avg}}$$

PARAMETRI TRATTAMENTO ELICOIDALE: EFFETTI

PARAMETRO		EFFETTO
Field Width	▲	<ul style="list-style-type: none"> •Minore risoluzione di dose lungo la direzione longitudinale (inf-sup) •Più Brevi tempi trattamento
Field Width	▼	<ul style="list-style-type: none"> •Maggiore risoluzione di dose lungo la direzione longitudinale (inf-sup) •Più lunghi tempi trattamento
Pitch	▲	<ul style="list-style-type: none"> •Minore risoluzione di dose lungo la direzione longitudinale (inf-sup) •Più Brevi tempi trattamento (Loose helix; lettino più veloce)
Picth	▼	<ul style="list-style-type: none"> •Maggiore risoluzione di dose lungo la direzione longitudinale (inf-sup) •Più lunghi tempi trattamento (Tighter helix; lettino più lento)
MF	▲	<ul style="list-style-type: none"> •Maggiore risoluzione di dose nel piano assiale •Più lunghi tempi trattamento (Velocità di rotazione più lenta)
MF	▼	<ul style="list-style-type: none"> •Minore risoluzione di dose nel piano assiale •Più Brevi tempi trattamento (Velocità di rotazione più veloce)

Prescription

☐ W Vol

☒ State For PTV 4 the median dose will be ... **71.4 Gy**

Field Width: 2.5 cm - Jaws (1.0, 1.0) Pitch: 0.300 Dose Calc Grid: Normal Batch Beamwidths ☐

Prescrizione Dose

Indici di copertura delle strutture Target

Name	Display	Color	Blocked	Use?	Importance	Max Dose [Gy]	Max Dose P	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	Min Dose [%]	Min Dose P
PTV3	<input checked="" type="checkbox"/>	Red	None	<input checked="" type="checkbox"/>	100	61.6	8000	50.0	61.6	61.6	150000
PTV2	<input checked="" type="checkbox"/>	Orange	None	<input checked="" type="checkbox"/>	100	58.0	8000	50.0	58.0	58.0	300000
PTV 4	<input checked="" type="checkbox"/>	Purple	None	<input checked="" type="checkbox"/>	100	71.4	8000	50.0	71.4	71.4	150000
Goodies	<input checked="" type="checkbox"/>	Brown	Close	<input checked="" type="checkbox"/>	100	65.5	8000	50.0	65.5	65.5	100000

Dose max
Dose minima
Dose-volume

Importanza: è associata alla struttura

Penalità: associata a ciascun constraint definito

Indici di risparmio OAR

Name	Display	Color	Blocked	Use?	Importance	Max Dose [Gy]	Max Dose Pen	DVH Vol [%]	DVH Dose [Gy]	DVH P1 Pen
Bulbo	<input checked="" type="checkbox"/>	White	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	50.0	100200	10.0	20.0	20
CTV 3	<input checked="" type="checkbox"/>	Blue	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	61.6	20	0.0	61.6	20
CTV 4	<input checked="" type="checkbox"/>	Dark Blue	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	71.4	20	0.0	71.4	20
Fantasma	<input checked="" type="checkbox"/>	Pink	None	<input checked="" type="checkbox"/>	1	60.0	1	10.0	20.0	20

Dose max.
Dose-volume

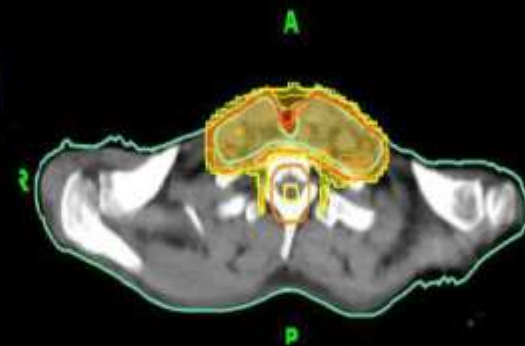
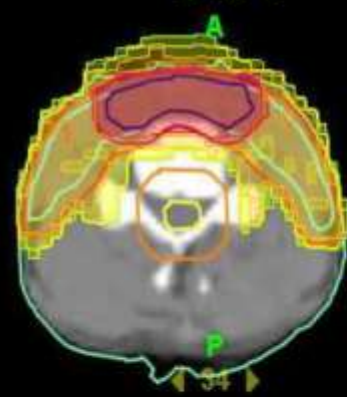
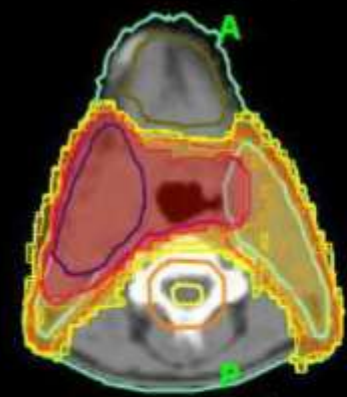
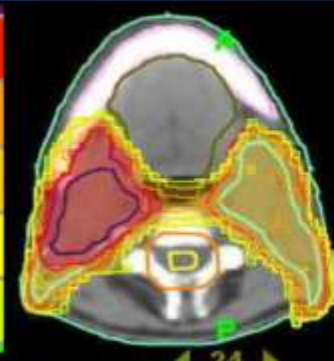
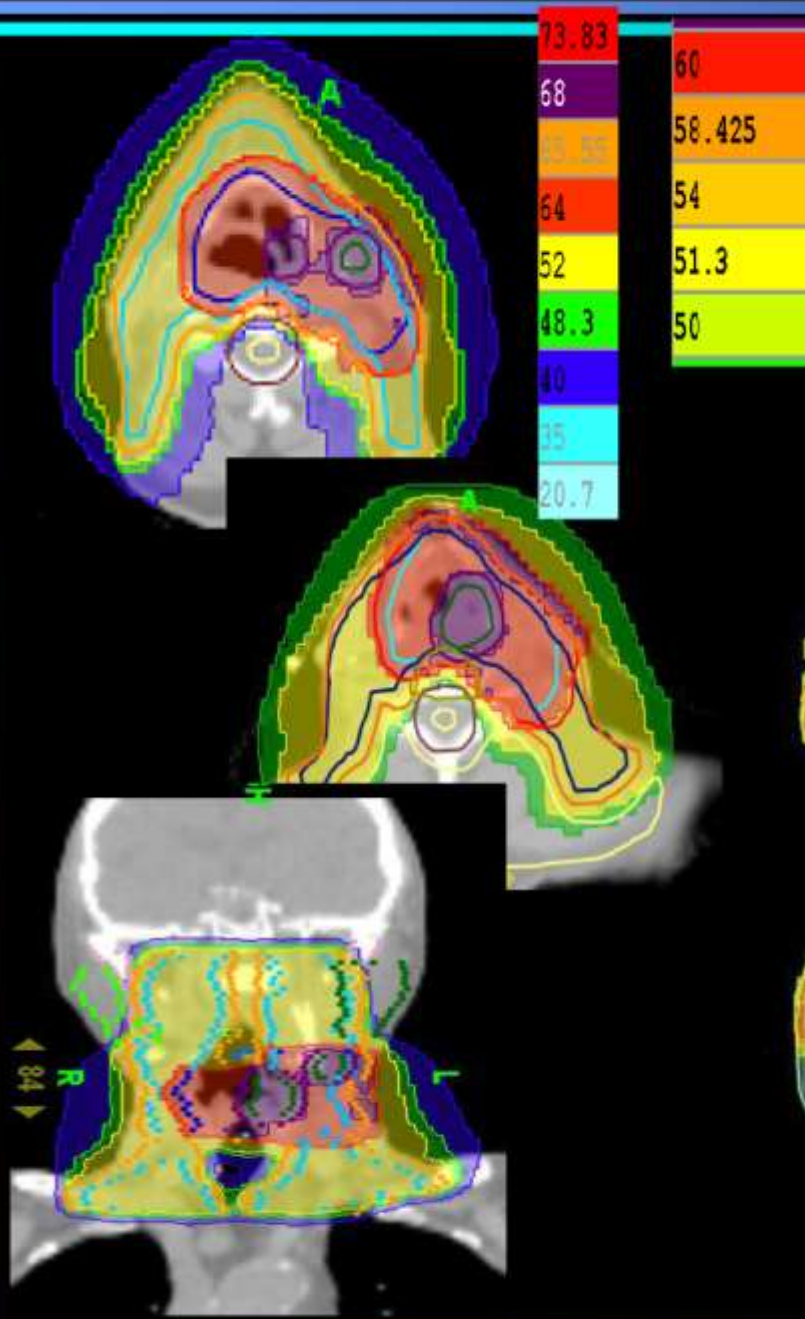
PLANNING TOMO

Vantaggi

- Distribuzioni altamente conformate con gradienti di dose elevati (dose painting/dose sculpting)
- Erogazione boost concomitanti
- Irradiazione concomitante di lesioni multiple
- Problemi di giunzione campi evitati
- Adaptive planning

Svantaggi

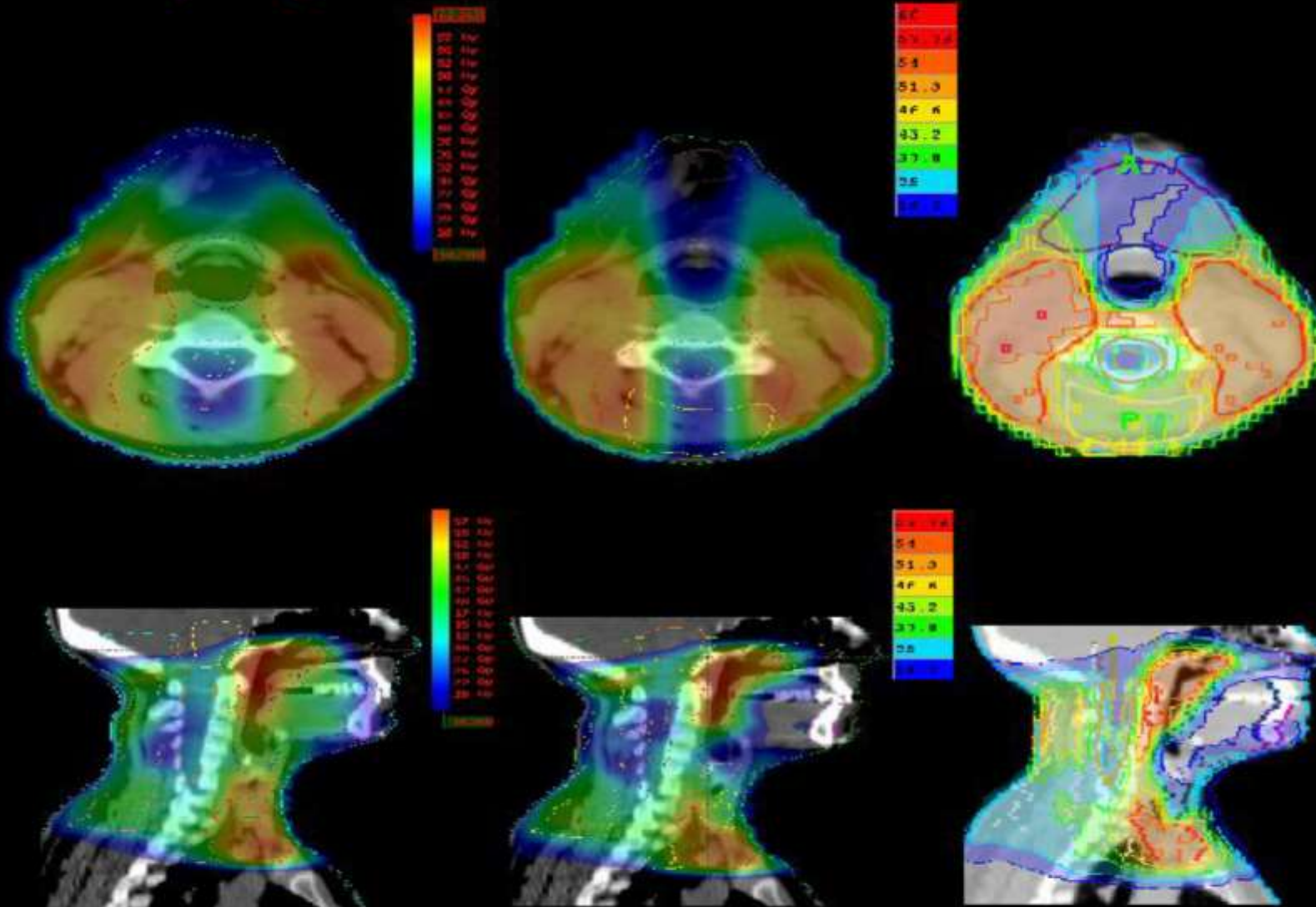
- Irradiazione altamente conforme/gradienti di dose elevati: attenzione definizione volumi
- Trattamenti non efficaci per PTV lunghi e tempi di trattamento elevati
- Gradiente di dose lungo la direzione cranio-caudale
- Dose integrale (bagno di dose delle dosi medio/basse) (è legato al numero di campi)



TESTA-COLLO

- Erogazione di differenti livelli di dose (SIB) con elevata omogeneità
- Ottima copertura target
- Risparmio OAR: parotidi, midollo mucose, laringe, tiroide

“Mucosa-sparing” Tomo

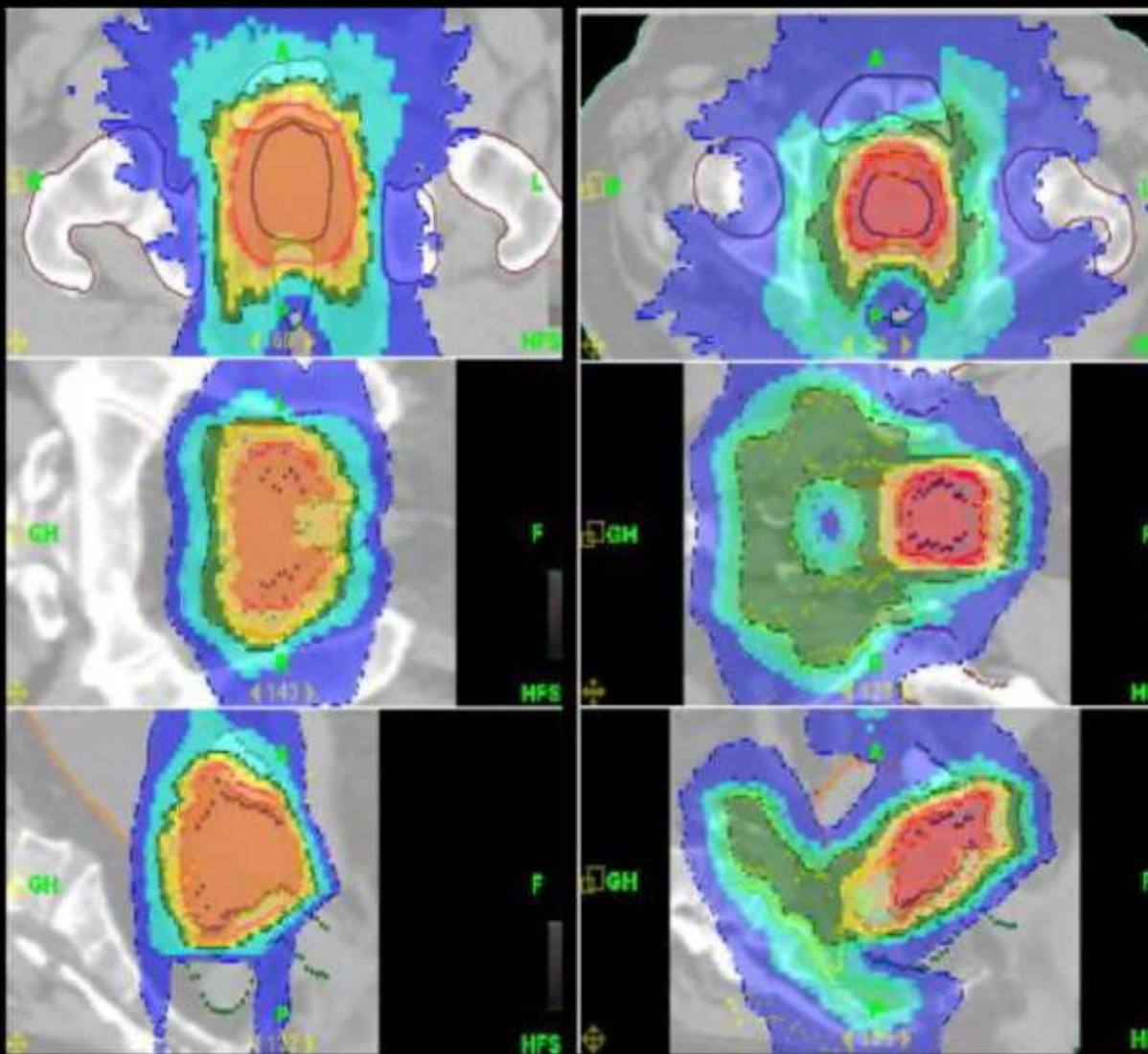


IMRT

IMRT
MUCOSA SAVING

TOMO
MUCOSA SPARING

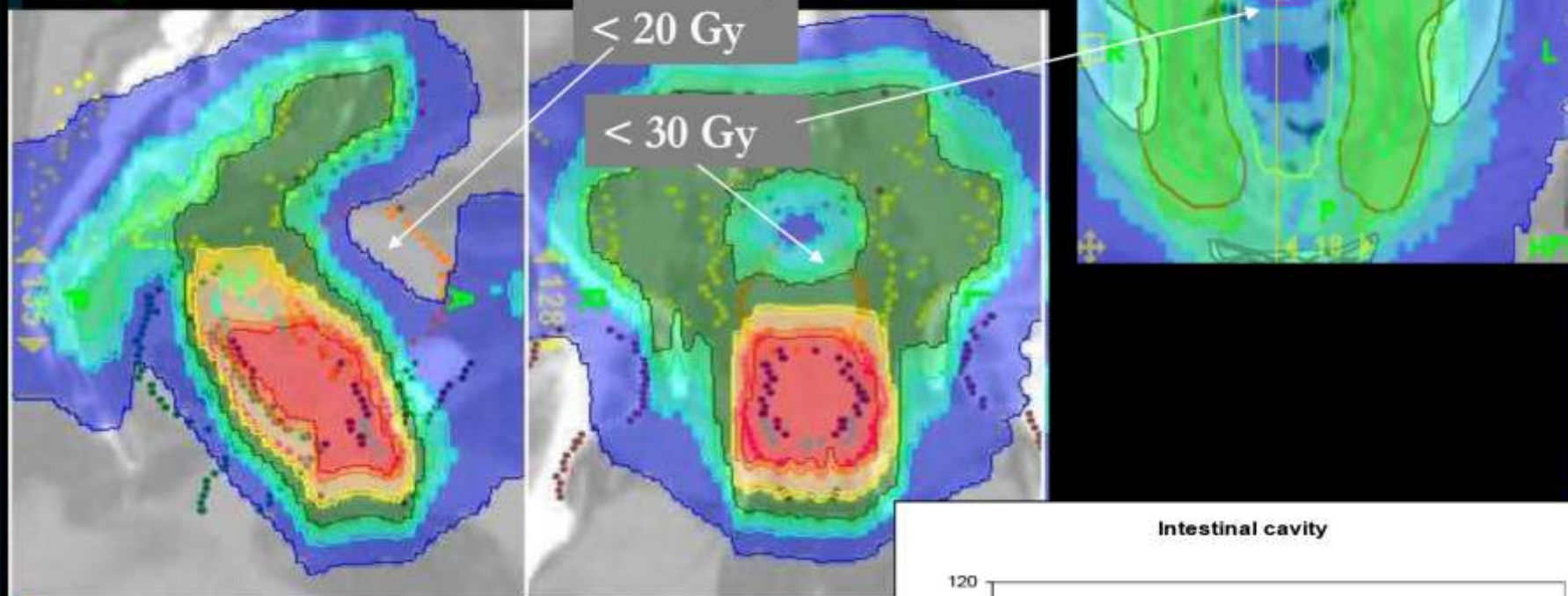
PROSTATA



- Elevata omogeneità di copertura nei PTV
- Risparmio retto e vescica
- Importante risparmio cavità intestinali, nel caso di irradiazione pelvica

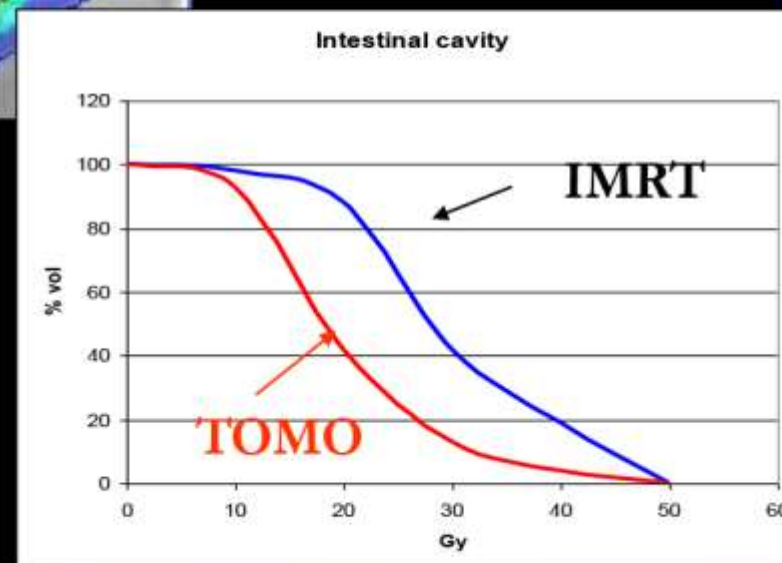
PROSTATA

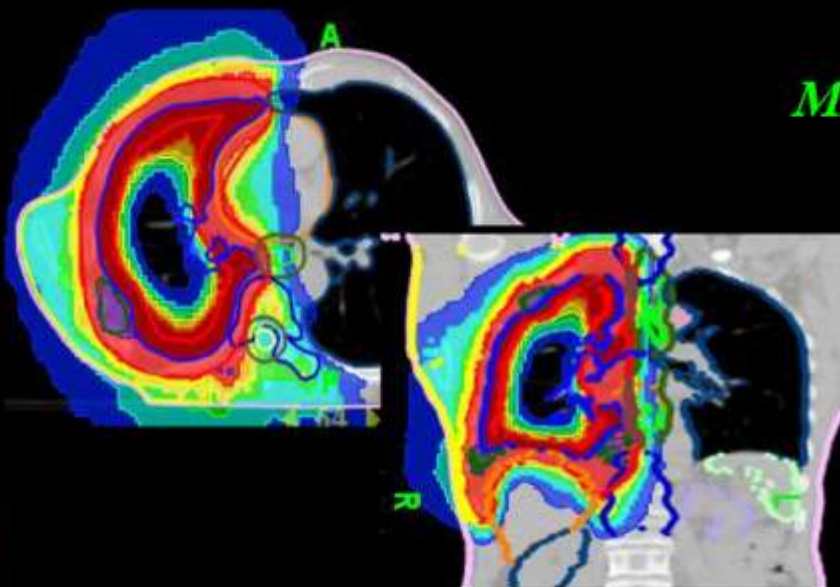
“Risparmio Cavità intestinali”



Esempio: Tomo vs 7-fields IMRT

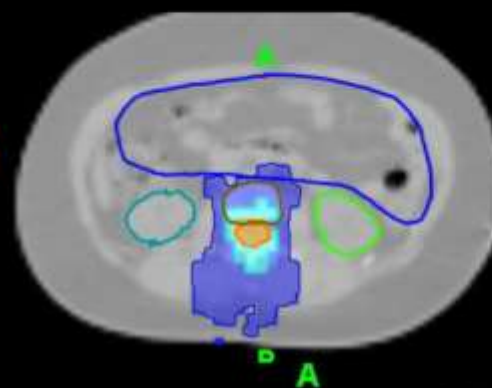
- D_{media}: 20 Gy vs 30 Gy



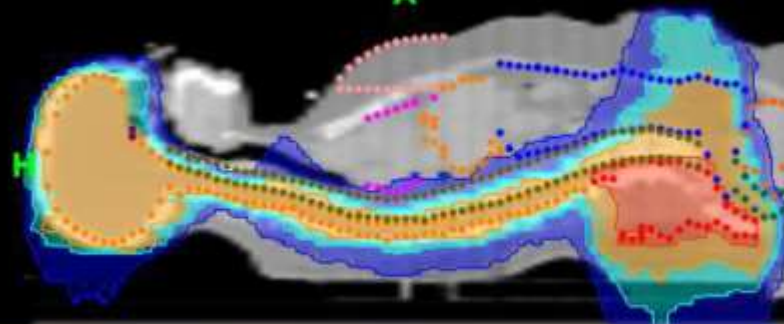
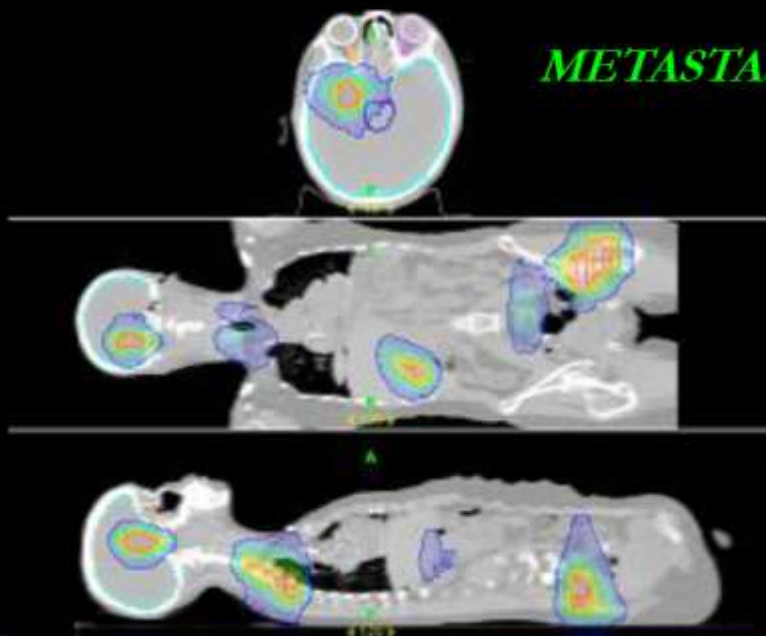


MESOTELIOMA

*IRRADIAZIONE
CRANIO-SPINALE*



METASTASI MUL



QA PAZIENTE

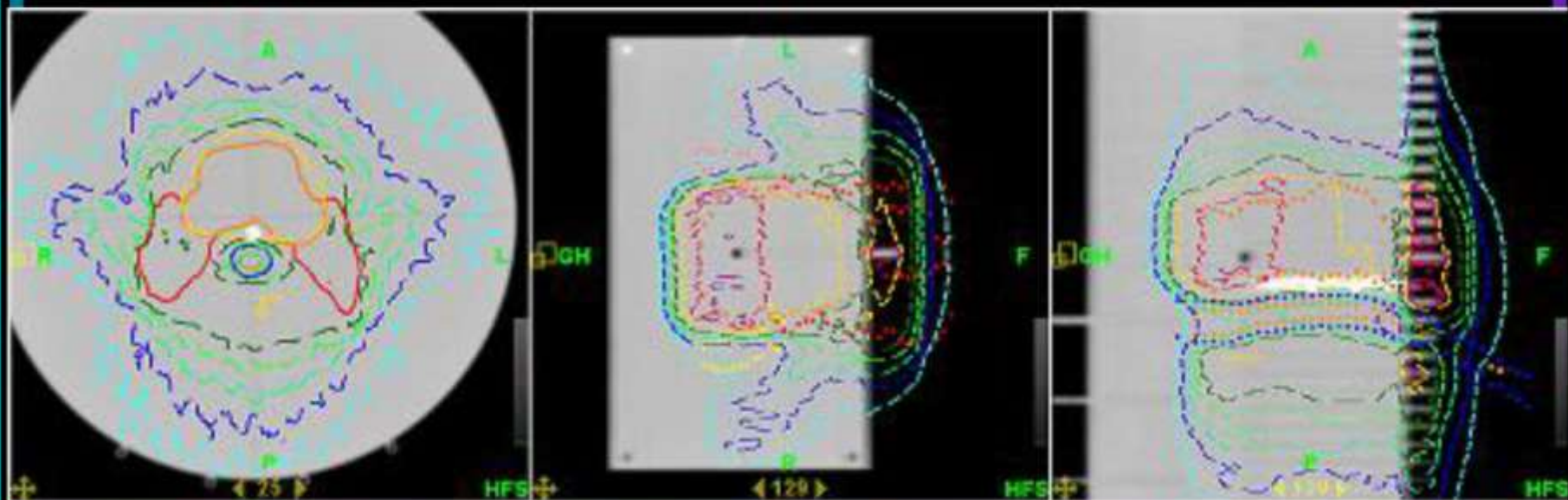
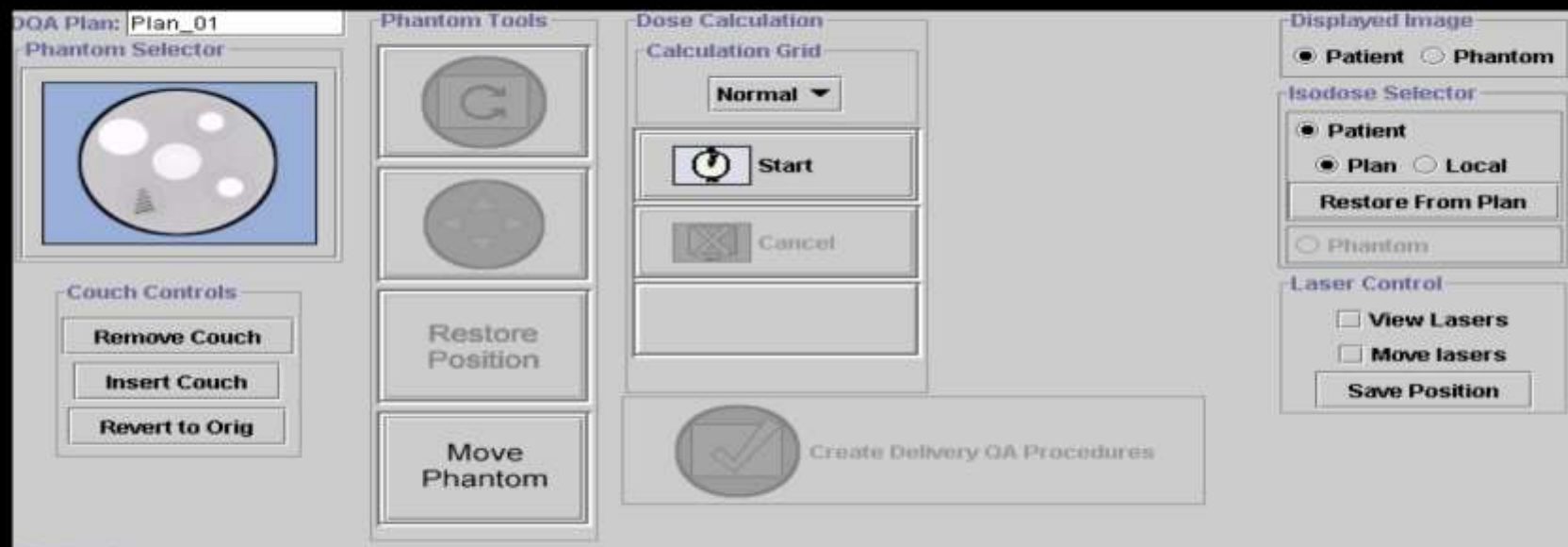
Verifica dell'accordo tra distribuzione di dose calcolata e misurata in fantoccio omogeneo. La verifica della dose viene fatta sia puntualmente con delle camere a ionizzazione che planarmente con pellicole radiografiche.

Operativamente...

- Si esegue l' export della fluenza ottimizzata sul paziente su un fantoccio omogeneo, "Cheese Phantom" (cioè si esporta sul fantoccio la stessa configurazione di gantry e lamelle che si è ottenuta su paziente)
- Si esegue il calcolo della "nuova" distribuzione di dose su fantoccio: la combinazione gantry/fasci/lamelle è uguale a quella ottenuta su paziente ciò che cambia è la dose ricevuta sul fantoccio visto che paziente e fantoccio avranno spessori e densità differenti.

Verifica accordo misurato e calcolato

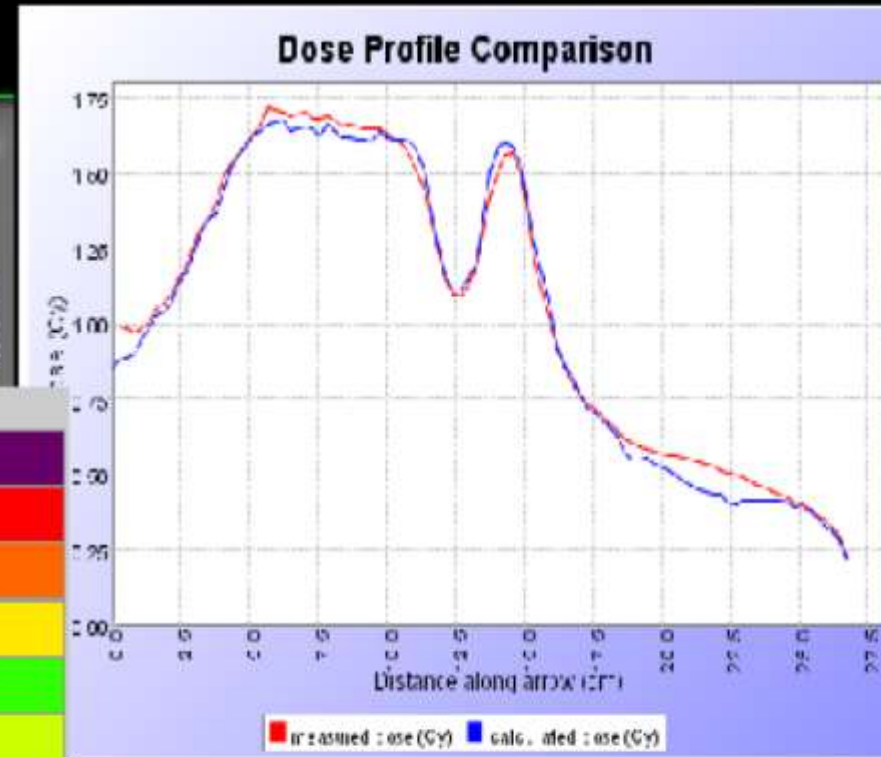
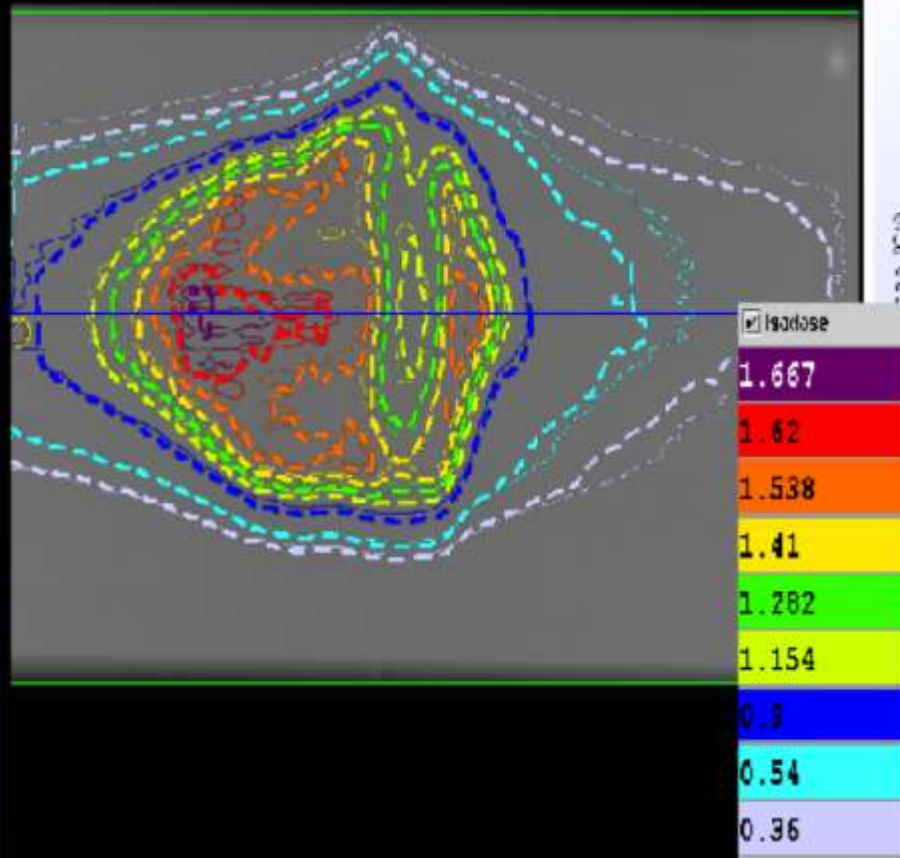
QA PAZIENTE



QA PAZIENTE

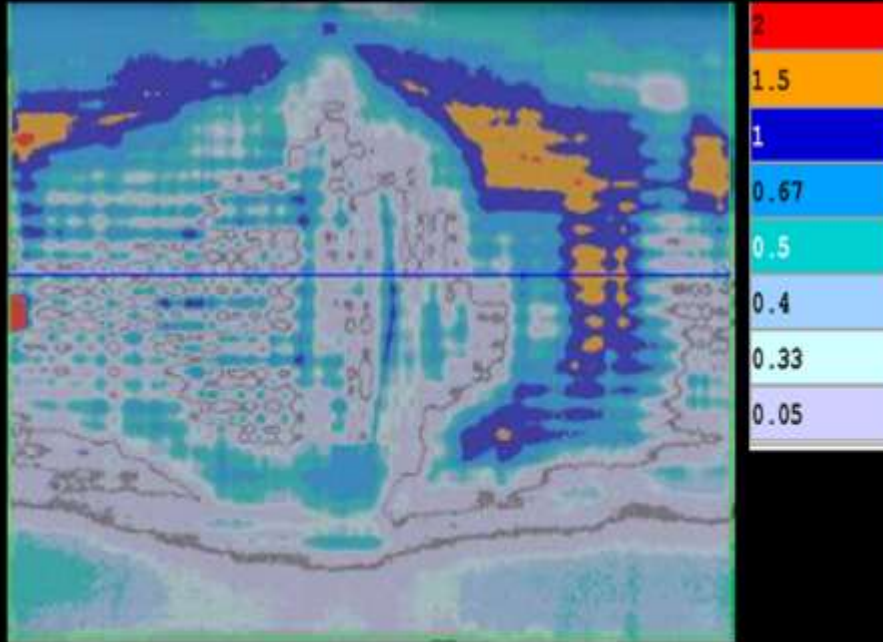
Film dosimetria: curve isodosi e profili

Cheese Phantom (film in sezione coronale, parallelo al lettino)



QA PAZIENTE

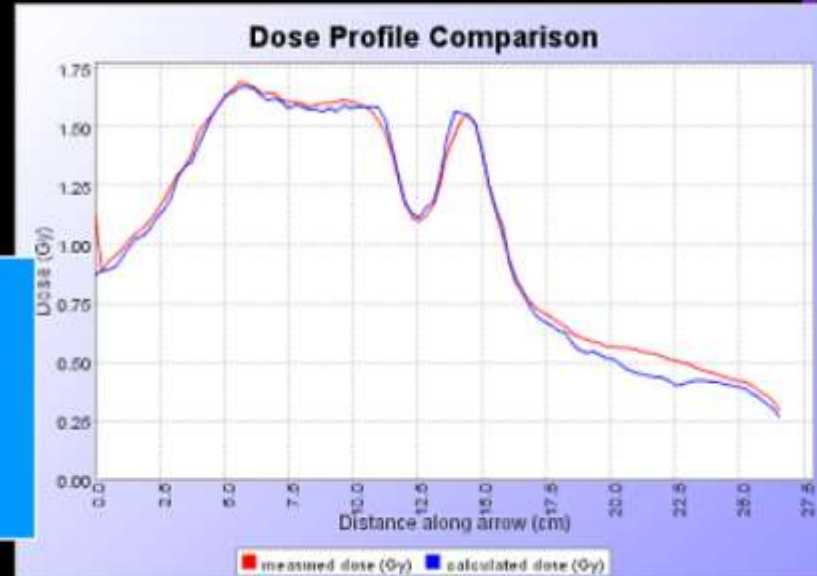
Film dosimetria: funzioni gamma

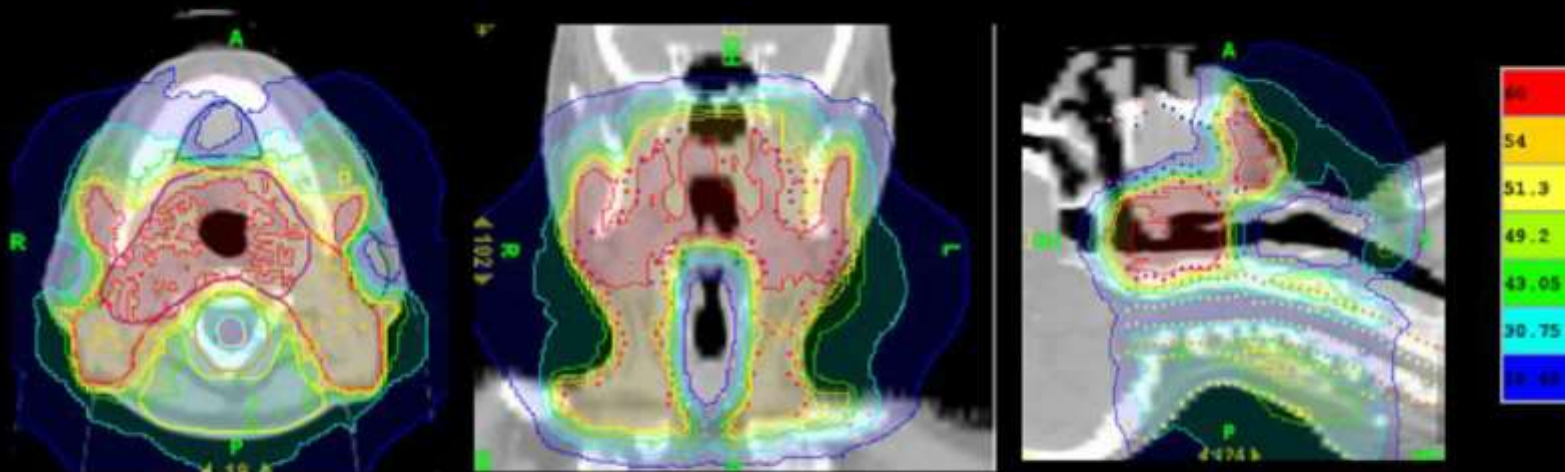


Accordo tra dose calcolata e misurata in termini di differenza % di dose (ΔD) in regioni a basso gradiente e in termini di distanza tra isodosi (Δr) in punti ad alto gradiente.

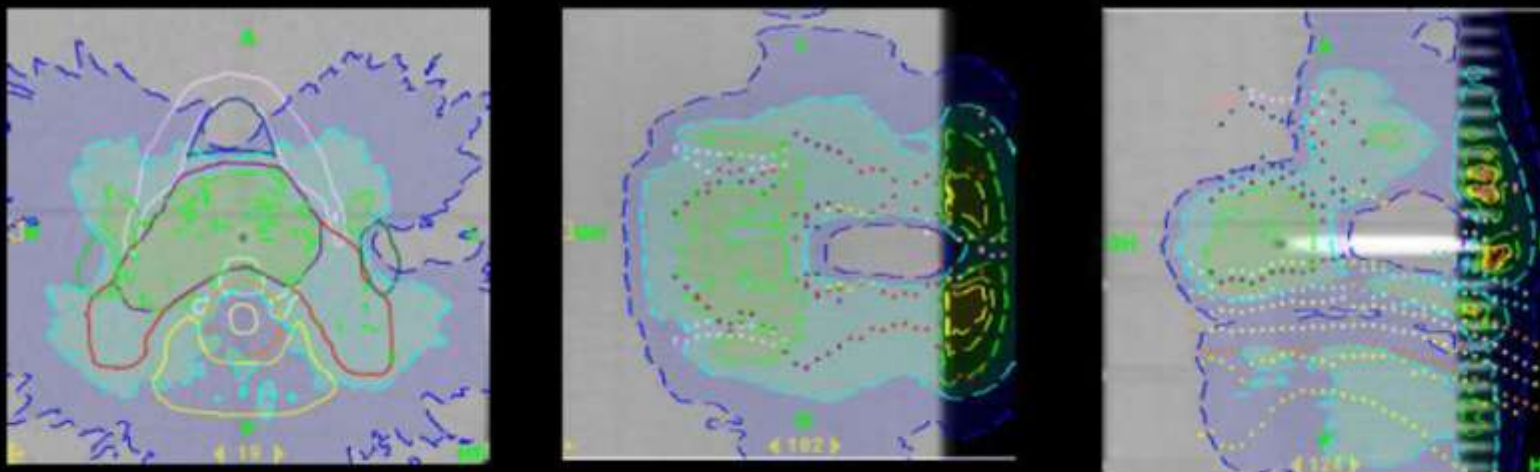
$$\gamma(r_m, r_c) = \sqrt{[\delta D(r_m, r_c)/\Delta D]^2 + [\delta r(r_m, r_c)/\Delta r]^2}$$

$$\gamma(r_m) = \min [\gamma(r_m, r_c)] \Rightarrow \text{GAMMA}$$





DISTRIBUZIONE DI DOSE 3D (PAZIENTE)



DISTRIBUZIONE DI DOSE 3D (FANTOCCIO)

CONCLUSIONI

Il sistema di Tomoterapia Elicoidale si propone come un'Unità di trattamento con il sistema di MVCT integrato dalle grandi potenzialità; caratteristiche peculiari del sistema sono: la compatezza meccanica e la semplicità del sistema IMRT, un singolo database per gestire pianificazione e trattamento. Data l'elevata tecnologia del sistema dedicato IMRT/IGRT, risulta necessaria una definizione di protocolli specifici che assicurino adeguate performance meccaniche e dosimetriche e la definizione di adeguati programmi di maintenance.

Il sistema HT consente grazie agli elevati gradienti di dose riproducibili, un aumento del controllo tumorale locale con conseguente riduzione degli effetti di detrimento per le strutture sane, presenta inoltre un significativo miglioramento vs tecniche 3DCRT e IMRT in molte situazioni cliniche data la sua elevata precisione nell'erogazione del fascio.

Inoltre, grazie al sistema MVCT integrato, consente di effettuare Adaptive Radiotherapy e una eventuale riduzione dei margini nel contornamento laddove possibile.