

Tecniche IMRT ad arco: confronto senza scontro

S. Broggi

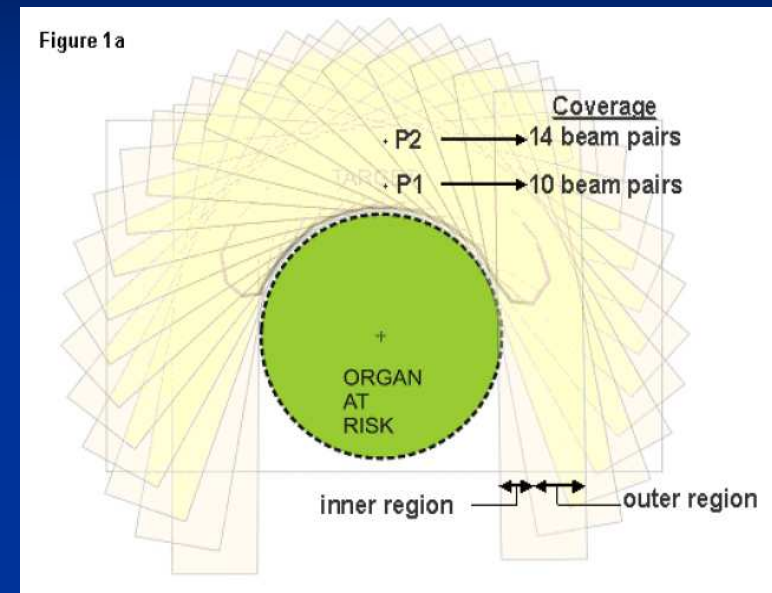
Servizio di Fisica Sanitaria
IRCCS San Raffaele

NUOVE FRONTIERE
TRA HIGH TECH
E
POST GENOMICA

Perugia, 2 Luglio 2010

Perché Tecniche ad Arco ?

- Aumento numero di campi >> aumento gradi di libertà
- Migliore conformazione della dose (target può essere trattato da tutti gli angoli; non scelta angoli)
- In caso di target concavi migliore risparmio degli OAR
- Delivery più veloce.....migliore efficienza ...riduzione MU che può comportare una riduzione della dose nei tessuti normali
- Delivery più veloce....riduzione movimenti intra-fraction



From De Neve, in "Image-guided IMRT", Springer Ed. 2007

Tecniche Arco : Cone beam & Fan Beam

■ Cone Beam

- Dose è erogata in una singola/multipla rotazione del gantry
- Durante la rotazione la fluenza è modulata:
 - Variazione forma del campo(movimento lamelle MLC)
 - Variazione dei pesi dei campi (variazione di intensità)

Tecniche Conformal Arc,
AMOA, IMAT, VMAT

■ Fan Beam

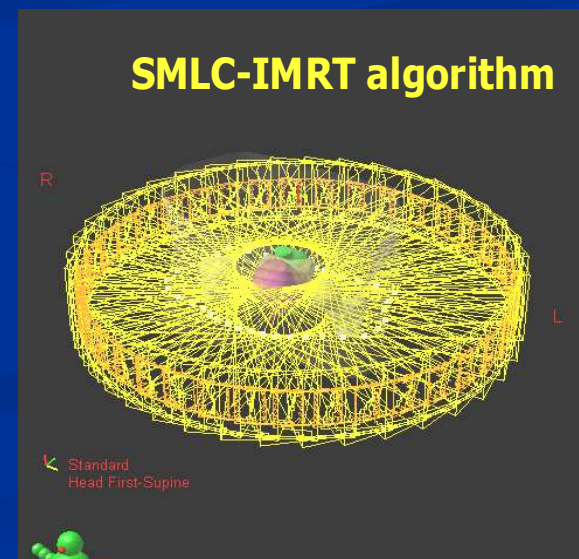
- Dose è erogata grazie ad un fan beam che ruota continuamente in concomitanza alla traslazione del lettino (sequenziale o elicoidale)
- Durante la rotazione la fluenza è modulata:
 - Variazione forma del campo (movimento delle lamelle MLC)
 - Variazione dei pesi dei beamlets (variazione grazie al movimento binario di lamelle)

Tomoterapia
seriale/elicoidale

IMAT- Cone Beam (I)

- **Tecnica Conformal ARC** (Takahashi, 1965): : apertura campo si modifica “modellando” dinamicamente le lamelle al BEV del target.
- **IMAT** (Yu , 1995) : dose erogata in una serie di archi sovrapposti, ciascuno con forma del campo variabile. Per ogni angolo del gantry, il campo modulato è suddiviso in una serie di segmenti che vengono erogati successivamente e sequenzialmente
 - > Mancanza IP sistemi commerciali...soluzioni home-made (Ghent, University Maryland, Reggio Emilia)
 - > Sistemi in grado di creare soluzioni effettivamente erogabili

Archi approssimati come “successione” di campi statici spaziatati ad angoli discreti; per ciascun angolo del fascio, il campo viene conformato sulla base del BEV del PTV/OAR (campi conformati al PTV + campi per schermare OAR) ; ottimizzazione pesi archi (inverse planning conformal arc)



IMAT- Cone Beam (II)

- Potenzialità tecniche IMAT potrebbero essere aumentate introducendo con un dose-rate e velocità rotazione gantry variabili
- Qualità piano correlata al numero di aperture del fascio (prodotto tra il n° di angoli e il n° di livelli di intensità)



Tecniche ad arco modulate volumetriche a singolo arco



- Sweeping windows arc therapy (**SWAT**) [*Cameron et al, 2005*]
- Arc- modulated cone beam therapy (**AMCBT**) [*Ulrich et al, 2007*]
- Volumetric –modulated arc therapy (**VMAT**) [*Otto et al, 2007*]

- Rapid Arc (Varian)
- Elekta VMAT
- SmartArc (Siemen)

Conformazione target:

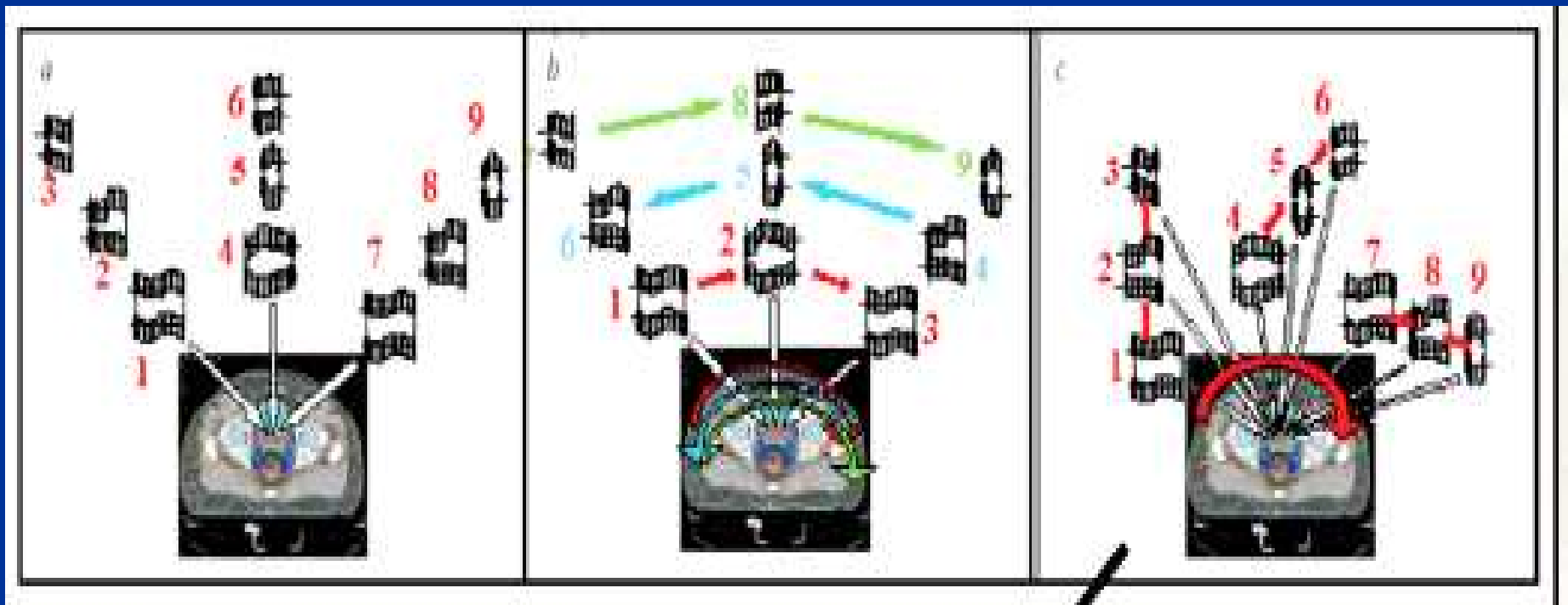
- Forma del campo/movimento lamelle varia con la rotazione del gantry
- Variazione dose-rate
- Variazione velocità gantry

IMRT- IMAT- VMAT (Single Arc)

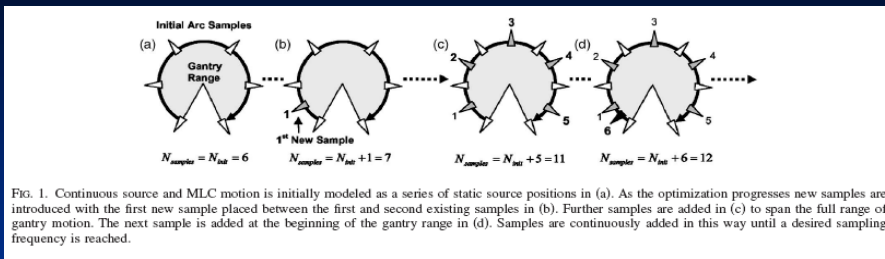
IMRT
(Angoli fissi)

IMAT
(Archi multipli)

VMAT
Single arc



VMAT (Rapid Arc)



Progressive Resolution Optimisation (PRO)
(Campionamento progressivo di gantry/MLC)

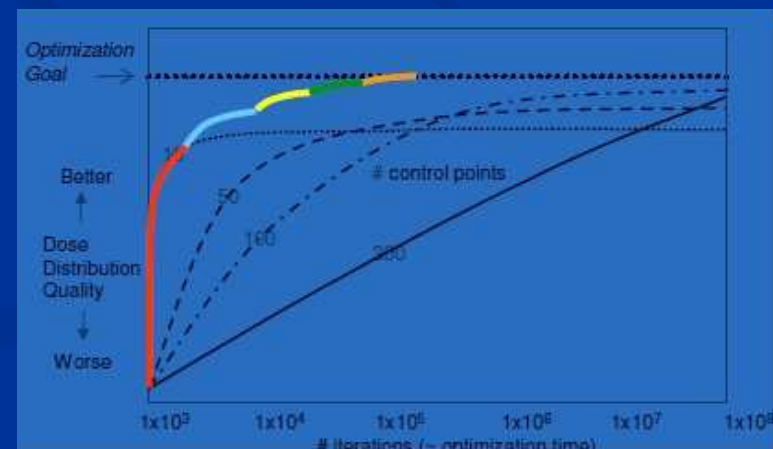
[Otto, 2008]

- Un arco è suddiviso in un numero finito di ingressi/control points (CP) sul paziente; numero complessivo 177 (ogni CP / 2°)
- L'ottimizzazione parte con numero limitato di ingressi (CP: 10)
- Graduale aumento degli ingressi durante l'ottimizzazione: il numero di CP è incrementato di circa un fattore 2 (+1)
 - Ottimizzazione parametri di delivery: posizione MLC, dose rate, rotazione gantry
 - Delivery veloce: scopo esplicito ottimizzazione

Razionale:

Basso numero CP → rapida convergenza a soluzione ottimale, alta flessibilità, bassa risoluzione

Alto numero di CP → bassa flessibilità, alta risoluzione



Ottimizzazione tiene in considerazione i constraints fisici della macchina:

Velocità gantry: max 65s per rotazione ($5.5^\circ/s$)

Velocità lamelle: max 2.5cm/s ($0.5\text{cm}/^\circ$)

Dose rate: max 600 MU/min (Clinac iX)

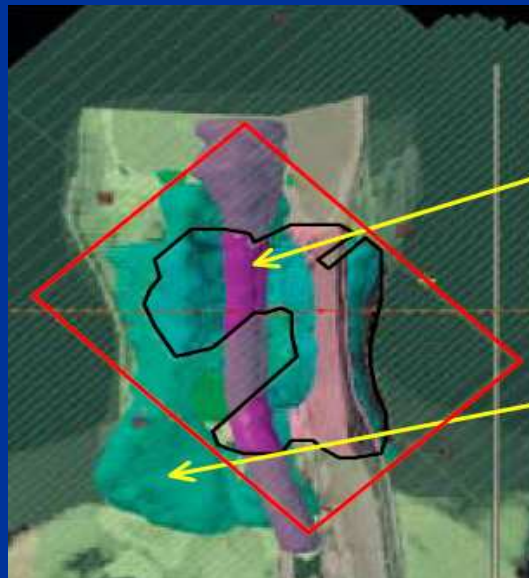
Dose per gradi: max 20 MU/ $^\circ$ -> UM massime 7200 (Clinac iX)

Numero massimo di archi: 10

Numero massimo di gradi complessivo: 1000

e i parametri:

effetto tongue&groove, leakage tra lamelle, forma arrotondata lamelle, scattering testata
Linac



Beam segment exposes spinal cord..

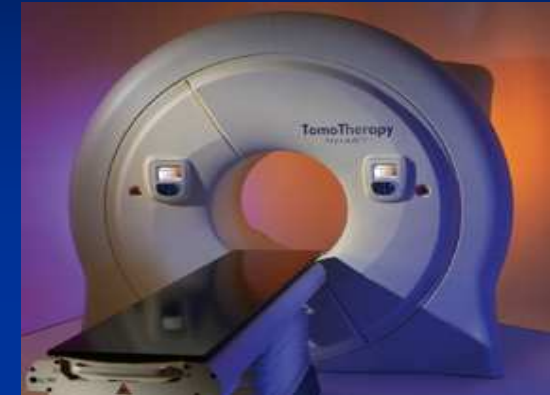
- Due to restrictions on leaf travel from segment to segment

Max field width doesn't cover target from this direction...

- Due to 15 cm leaf extension
- 360 degree delivery limited to central part of target

IMAT Fan Beam (Tomoterapia)

- Angolazioni gantry: il gantry ruota continuamente per 360° creando 51 proiezioni -> configurazione del MLC modificata ogni 7°
- Modulazione ottenuta variando la frazione di tempo per la quale ogni lamella è On/Off
- Velocità di rotazione del gantry (costante durante tutto il singolo trattamento) e tempo di trattamento dipendono dalla dose di prescrizione, dalla lunghezza del target, dal dose rate della macchina e dai parametri selezionabili dall'utente



Larghezza campo (FW) : dimensione del fascio all'isocentro lungo la direzione longitudinale

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

Fattore modulazione (FM) : rapporto tra massimo tempo di apertura delle lamelle e tempo medio in un campo

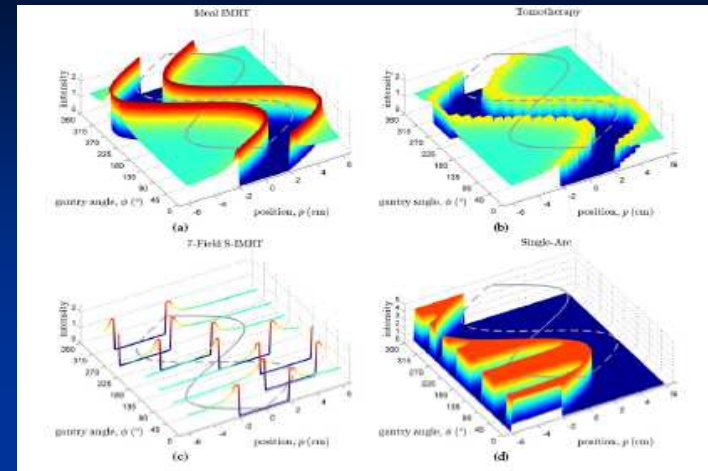
Single/Few Arc(s) vs TOMO

Phys. Med. Biol. 54 (2009) N9–N20

NOTE

Single-Arc IMRT?

Thomas Bortfeld^{1,3} and Steve Webb²



Phys. Med. Biol. 54 (2009) L31–L34

doi:10.1088/0031-9155/54/8/L01

LETTER TO THE EDITOR

Comments on ‘Single-Arc IMRT?’*

W F A R Verbakel¹, S Senan, F J Lagerwaard, J P C and B J Slotman

Phys. Med. Biol. 54 (2009) L35–L36

doi:10.1088/0031-9155/54/8/L02

LETTER TO THE EDITOR

Reply to ‘Comments on ‘Single-Arc IMRT?’

Thomas Bortfeld¹ and Steve Webb²

Phys. Med. Biol. 54 (2009) L37–L41

doi:10.1088/0031-9155/54/8/L03

LETTER TO THE EDITOR

Letter to the Editor on ‘Single-Arc IMRT?’*

Karl Otto

Phys. Med. Biol. 54 (2009) L43–L44

doi:10.1088/0031-9155/54/8/L04

LETTER TO THE EDITOR

Reply to ‘Letter to the Editor on ‘Single-Arc IMRT?’

Thomas Bortfeld¹ and Steve Webb²

Single/Few Arc(s) vs TOMO

- Tecnica VMAT può essere considerata una tecnica IMRT?
- Limitando nelle tecniche VMAT il tempo di delivery < 2minuti non si rischia di compromettere la qualità del fascio ?
- Variazione di dose – rate significa modulazione dell'intensità del fascio?
 - ❖ Quale è il compromesso tra qualità del piano e tempo di delivery?
 - ❖ Quale può essere la complessità di un caso affinché possa essere trattato con alta qualità in un tempo ridotto?

- Rapid Arc : “***beam-on*** ≤ 2 minutes”

- Assume 1-2 min for 180 projections

This yields: 0.34 – 0.67 sec per projection

Maximum leaf speed equals 2 cm / sec

**Conclusion: LEAVES CAN ONLY MOVE 0.66 – 1.34 cm
PER PROJECTION**

The beam shape can't change much in 1 second!!!

So, in principle, this yields roughly ***1 or 2 segments per
projection!!!***

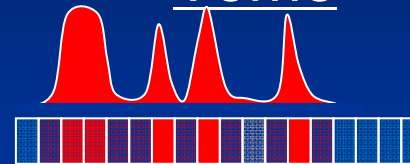
Single Arc IMRT vs Helical Tomo

RapidArc

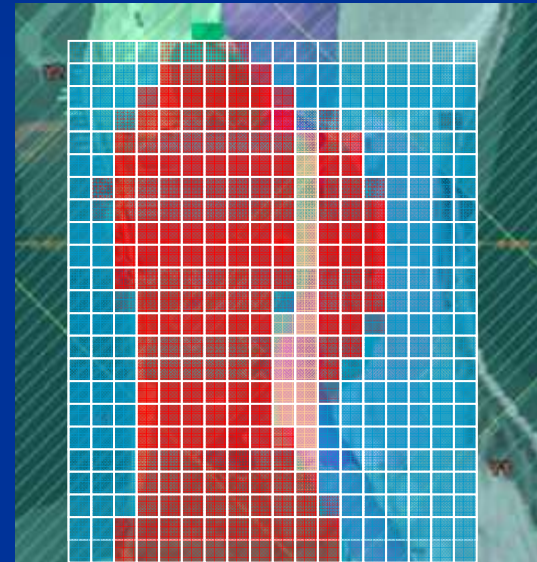


One “un”-modulated beam “segment” at each angle

Tomo



Modulated beam projection



One projection each rotation for this angle

Many (51) modulated beam projections at each angle

Single Arc IMRT vs Helical Tomo

- Assume a hypothetical PTV of $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$
- “Conventional IMRT”:
 - $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field width, 1 cm^2 beamlets
 - N beam incidences (typically 5-9)
 - $9 \times 100 = \underline{900}$ possible beamlets for optimization
- Helical TomoTherapy:
 - 1 cm^2 beamlets, 10 beamlets cover PTV
 - 51 equispaced beam directions, 10 arcs
 - Pitch 0.3
 - $51 \times 100 \times (0.3)^{-1} = \underline{17000}$ possible beamlets for optimization

Example taken from D. Verellen

- Number of bixels for optimization (from previous example):

- Helical Tomotherapy:

- 51 projections

- 10 bixels per projection

- 10 arcs, pitch 0.3

- Rapid Arc:

- 180 projections

- 10 x 10 bixels per projection

But let's not forget MODULATION

HT: \Rightarrow bixel weight varies 5-95%
 $\Rightarrow \approx$ 1500000 variables for optimization!

RA: only 1-2 segments per projection
 $\Rightarrow \approx$ 36000 (constrained!!) variables for optimization!

Confronto tra tecniche

- Differenti algoritmi di ottimizzazione
 - quale è la scelta ottimale dei pesi relativi per PTV e OAR?
 - differenti funzioni obiettivo e differenti parametri di “peso” per PTV e OAR;
 - raggiungimento minimo locale: quando?
- Esperienza/strategia pianificatore
- Studi basati sul raggiungimento della semplice funzione obiettivo....sistemi no stressati al raggiungimento della soluzione “ as much as possible”

VMAT (Single Arc) vs IMRT (5-9 campi)

- Palma al, 2008 (prostata)
 - Cozzi et al, 2008 (lesioni ginecologiche)
 - Fogliata et al, 2008 (lesioni craniche benigne)
-
- VMAT: in casi semplici (modulazione ridotta), distribuzioni di dose comparabili o superiori vs IMRT (in termini di risparmio tessuti sani)
 - VMAT : riduzione tempi di trattamento (< 2 minuti)
 - VMAT: riduzione MU; riduzione dose integrale

VMAT: Single vs Multiple Arc?

- Wu et al, 2009 (lesioni spinali)
- Guckenberger, 2009 (prostata, H&N)
- Vanetti et al, 2009 (H&N)
- Clivio et al, 2009 (canale anale)
- Verbakel et al, 2009 (H&N)
- Tang et al, 2010 (H&N, encefalo, polmone, prostata)
- Yoo et al, 2010 (prostata + linfonodi pelvici)

➤ In casi complessi (target concavi, livelli di dose differenti, lesioni multipli,..) la qualità dei piani S-Arc risulta inferiore rispetto ai piani IMRT, soprattutto in termini di copertura e omogeneità PTV;

➤ Piani M-Arc necessari per ottenere un livello di qualità del piano accettabile o superiore vs IMRT (a volte accettabile ma non meglio di IMRT)

➤ Piani M-Arc: in genere tempi di trattamento comunque inferiori rispetto ai tempi di IMRT (< 4 minuti)

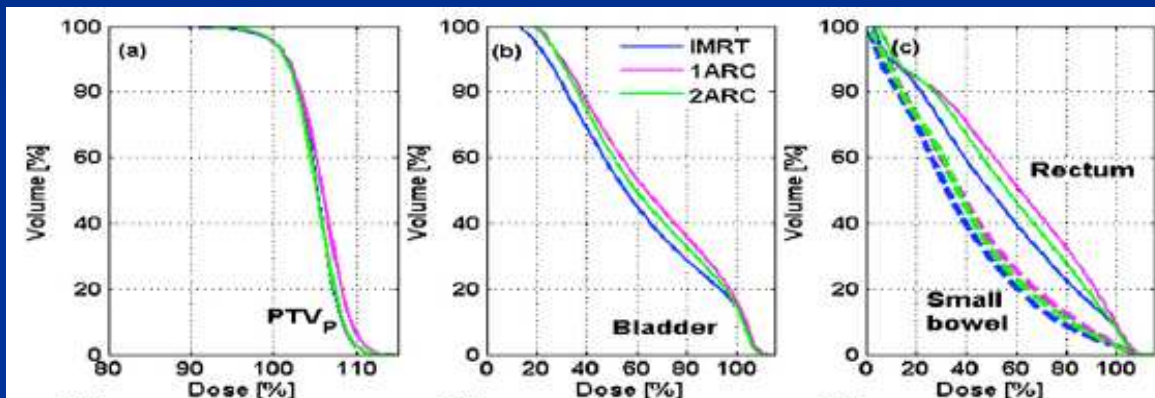
RADIOTHERAPY TREATMENT PLANS WITH RAPIDARC FOR PROSTATE CANCER INVOLVING SEMINAL VESICLES AND LYMPH NODES

SUA YOO, PH.D., Q. JACKIE WU, PH.D., W. ROBERT LEE, M.D., M.S., M.ED., AND FANG-FANG YIN, PH.D.

10 pazienti; Prostata High Risk

PTVp (P+SV+LN): 46.8 Gy; PTVboost (P+SV): 75.6 Gy

3 piani: IMRT, Single Arc (RA1), Multiple Arc (RA2)



PTVp (P+SV+LN)

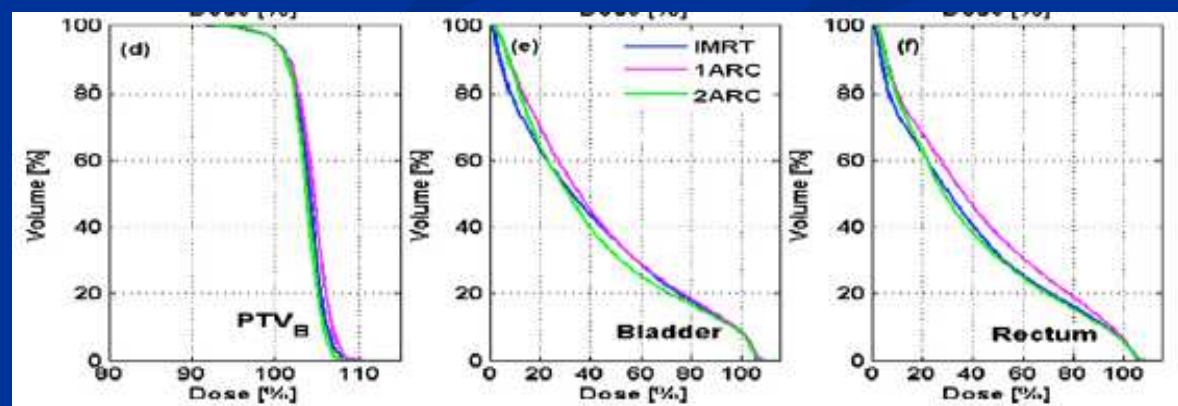
Dose media vescica, retto e small bowel
IMRT: 5.9%, 7.7%, 4.3 % più basse vs RA1
IMRT: 3.6%, 4.8%, 3.1% più basse vs RA2

PTVboost (P+SV)

Dose media vescica, retto

IMRT: 2.6% , 4.8% più basse vs RA1

IMRT: 0.6%, 0.2%, più alte vs RA2

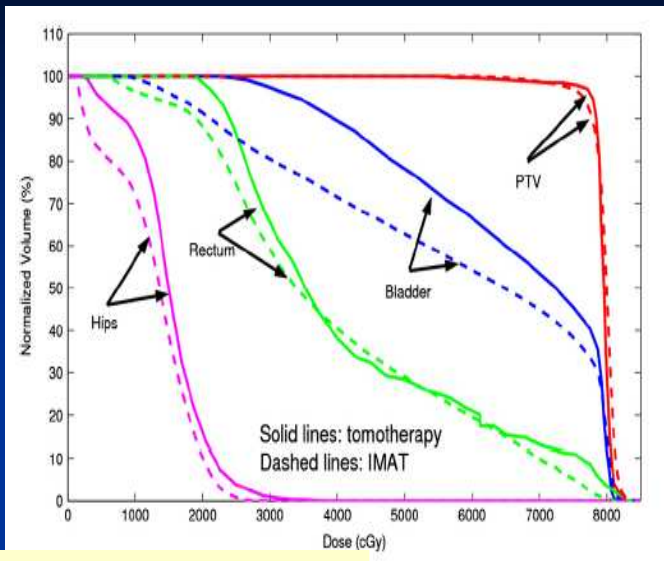


Dose integrale: 7%-9% più alta per RA vs IMRT
Tempi trattamento: inferiori di 2-7 minuti per RA

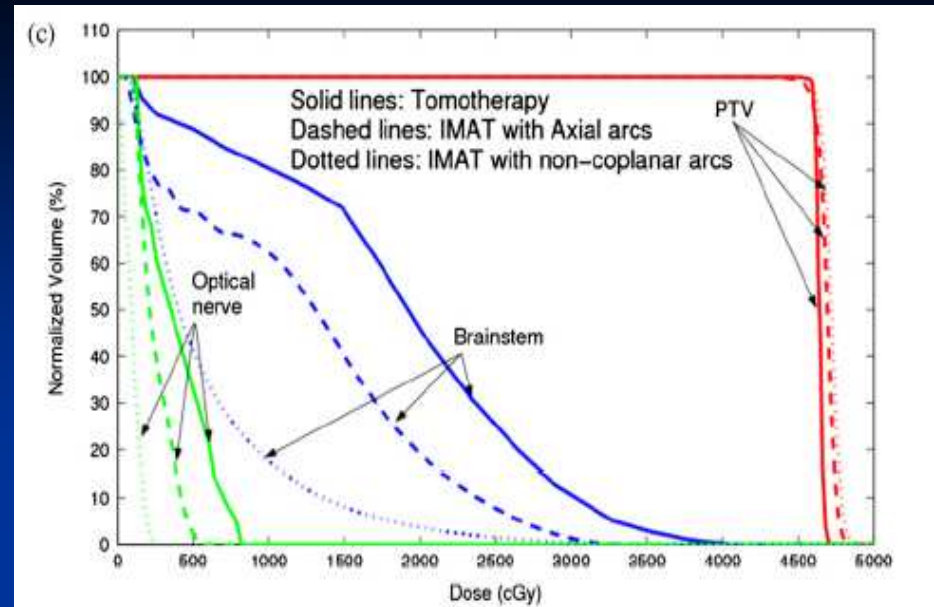
IMAT /VMAT(Single /Multiple Arc) vs HT

- Cao et al, 2007 (prostata, brain, H&N)
 - Iori et al , 2008 (prostata) [dose-rate costante)
 - Ulrich et al , 2009 (prostata, canale anale, H&N)
 - Fogliata et al, 2008 (lesioni craniche benigne)
 - Fogliata et al, 2009 (lesioni pediatriche)
-
- In casi semplici (prostata, piccole lesioni craniche) HT e IMAT (anche Single Arc) risultati comparabili in termini di qualità del piano
 - In situazioni complesse HT può comportare una migliore qualità dei piani (migliore copertura e omogeneità target) rispetto a tecniche IMAT (Single e Multiple Arc)
 - IMAT, tempi di trattamento sempre inferiori rispetto a HT
 - IMAT: dose integrale inferiore rispetto a HT; gradiente di dose limitato per HT in direzione cranio-caudale

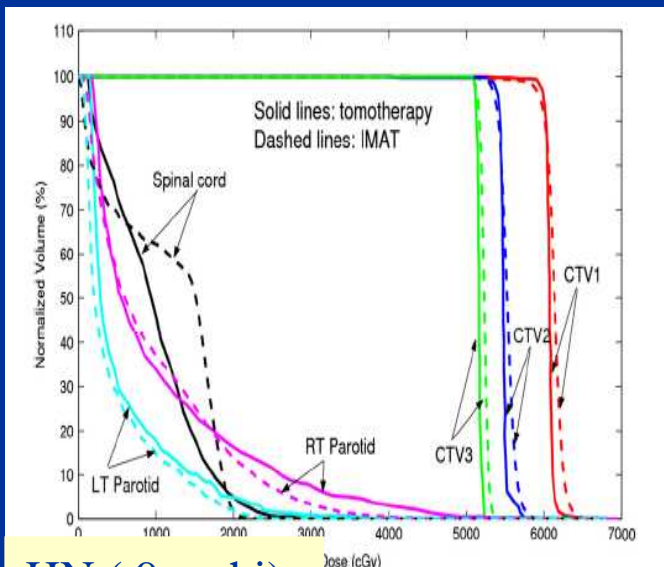
Cao et al, 2007



Prostata (5 archi)



Brain (4 non-coplanar arcs)

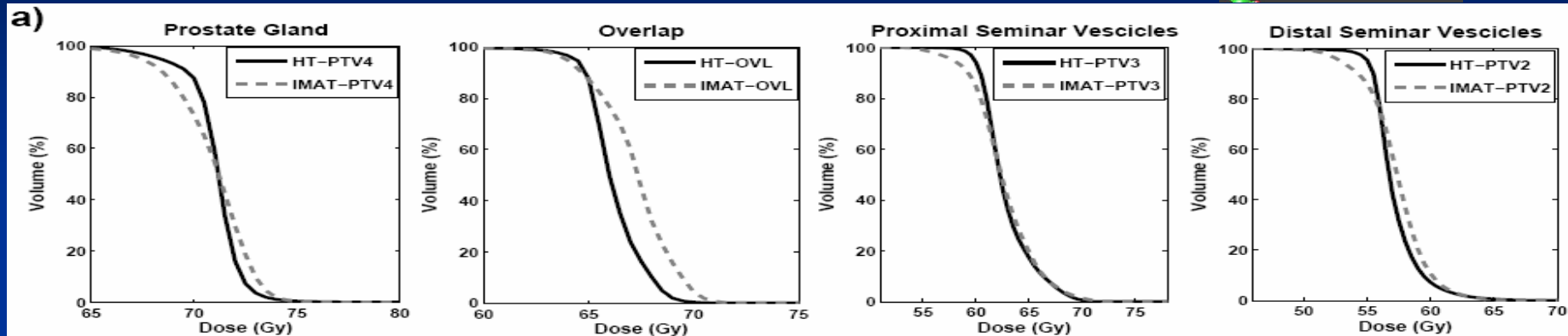
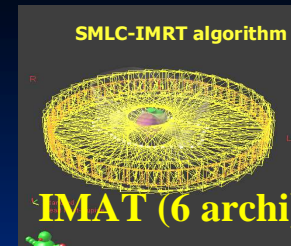


HN (9 archi)

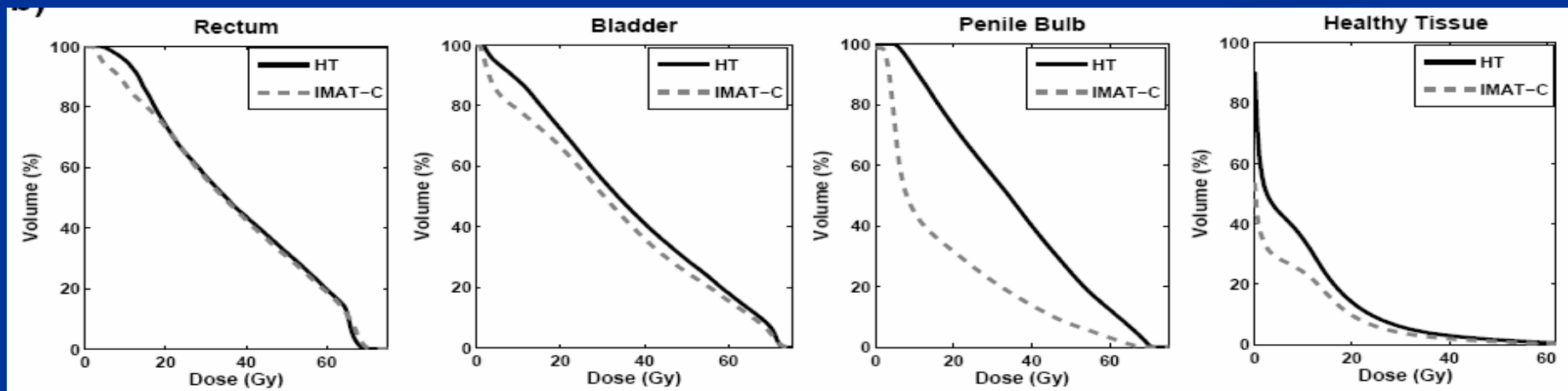
- In molti casi IMAT e HT sono in grado di produrre piani comparabili
- IMAT (archi no-coplanari) comporta un significativo miglioramento dosimetrico per lesioni craniali
- HT: migliori risultati dosimetrici (migliore omogeneità dose target e migliore risparmio OAR) in situazioni complesse (ritrattamenti, lesioni multiple, livelli di dose differenti)

Dose–volume and biological-model based comparison between helical tomotherapy and (inverse-planned) IMAT for prostate tumours

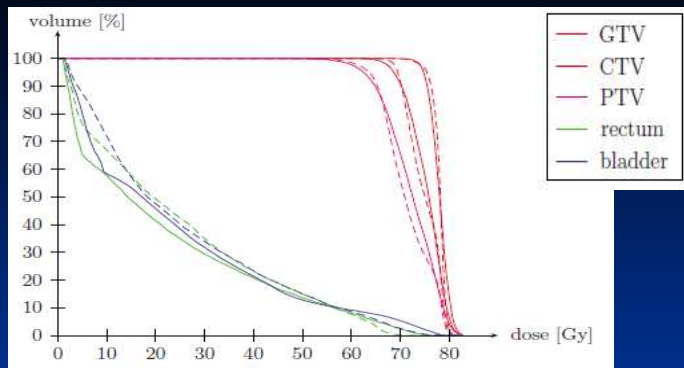
Mauro Iori^{a,*}, Giovanni Mauro Cattaneo^b, Elisabetta Cagni^a, Claudio Fiorino^b, Gianni Borasi^a, Calandrino Riccardo^b, Cinzia Iotti^c, Ferruccio Fazio^d, Alan E. Nahum^e



- HT: migliore copertura e uniformità dose nel target

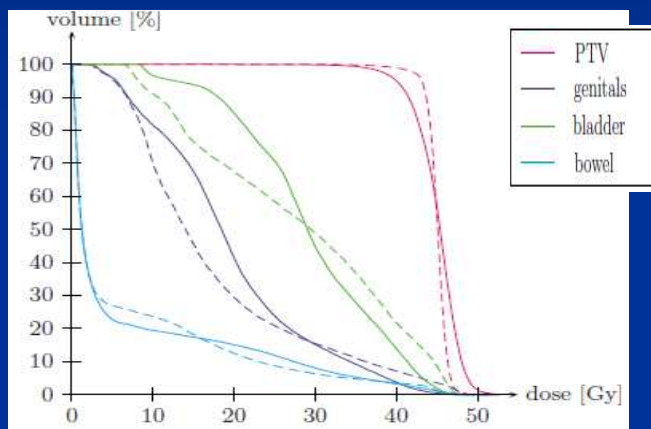


- HT & IMAT : comparabili in termini di OAR (retto/vescica)
- IMAT: maggiore risparmio bulbo (gradiente di dose in direzione longitudinale)
- IMAT: dose integrale inferiore



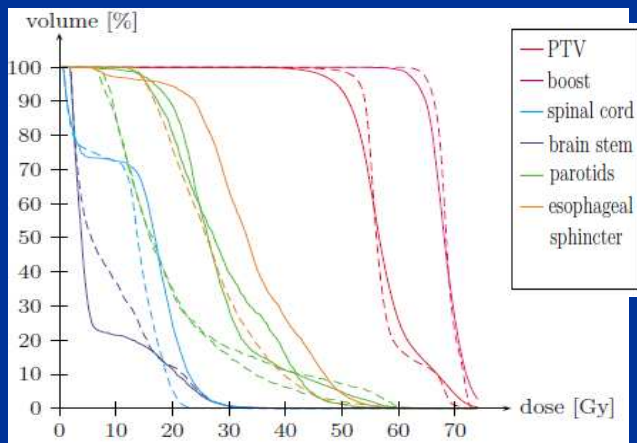
Prostata

HT e IMAT : distribuzioni comparabili;
 IMAT: erogazione più veloce
 IMAT : riduzione dose integrale



Canale Anale

HT: migliore qualità piani ; migliore
 copertura e omogeneità target; migliore
 risparmio genitali



H&N

HT: migliore qualità piani gradiente di
 dose più elevati

Solid line: IMAT

Comparison of arc-modulated cone beam therapy and helical tomotherapy
 for three different types of cancer

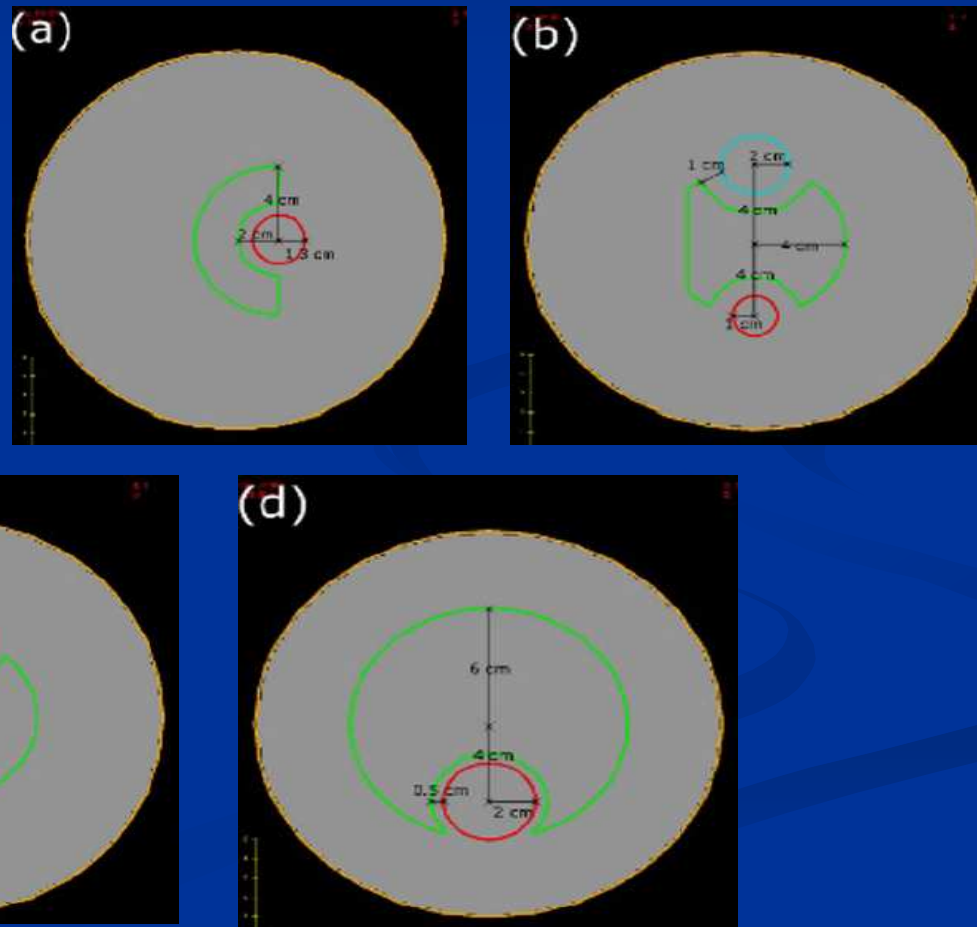
Silke Ulrich^{a)}

Medical Physics, Vol. 36, No. 10, October 2009

Comparing planning time, delivery time and plan quality for IMRT, RapidArc and tomotherapy

Mike Oliver,^a Will Ansbacher, Wayne A. Beckham

- IMRT (SW): 5 campi (IMRT5) e 9 campi (IMRT9)
250 iterazioni
- RapidArc: SingleArc (RA1) e DoubleArc (ARC2)
Passaggio al livello superiore ritardato da 1 a 5 min
- Tomoterapia FW= 2.5cm; pitch= 0.287; FM= 2.5
250 iterazioni



* HT in grado di soddisfare un numero superiore di criteri di ottimizzazione (indipendentemente dal numero di campi/archi)

HT (P1: 2/4; P2: 3/6; P4: 2/4)

RA (P1: 1/4; P2: 1/6; P4: 0/4)

IMRT (P1: 0/4; P2: 0/6; P4: 0/4)

* HT : distribuzione di dose più omogenea per tutti i fantocci (HT > RA2 > RA1 > IMRT9 > IMRT5)

* HT : tempi pianificazione più lunghi (HT ≥ RA2 > RA1 > IMRT9 > IMRT5)

* HT : tempi trattamento più lunghi (IMRT9 > IMRT5 > HT > RA2 > RA1)

		Phantom 1		Phantom 2		Phantom 3		Phantom 4	
		Plan	Deliver	Plan	Deliver	Plan	Deliver	Plan	Deliver
IMRT	5 field	6.8	3.8	6.7	3.9	6.7	4.0	7.3	4.3
	9 field	8.1	5.2	7.5	5.3	7.8	5.8	9.1	5.9
RapidArc	1 arc	45.0	1.4	38.0	1.4	30.0	1.7	53.0	1.7
	2 arc	60.0	2.8	47.0	2.8	50.0	2.8	62.0	2.8
Tomo		45.0	4.3	44.0	2.8	44.0	2.8	101.0	3.9

* HT : indice di conformità più basso (Tomo < IMRT5 < IMRT9 < RA1 < RA2)

? Gradiente di dose in direzione longitudinale

? Algoritmi di ottimizzazione: come valutano i voxel esterni ai contorni definiti

* HT : dose integrale superiore (circa 1.2 volte vs IMRT e RapidArc)

RA vs TOMO: geometria semplice e controllata

Singolo PTV attorno ad un singolo OAR:
distanza variabile tra PTV e bordo OAR;
concavità PTV variabile

Variazione Dose prescrizione / Dmax (D1%)
accettata per OAR

Ottimizzazione: variazione relativa dei
pesi/penalità di ottimizzazione per PTV/OAR

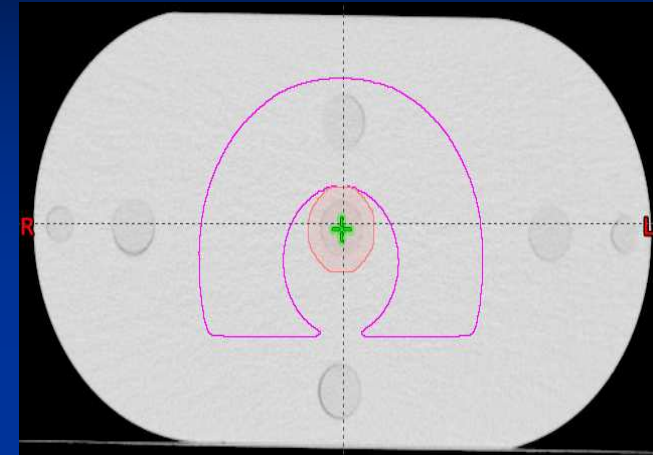
Scopo: massimizzare copertura e omogeneità
del PTV rispettando il constraint di Dmax
per OAR

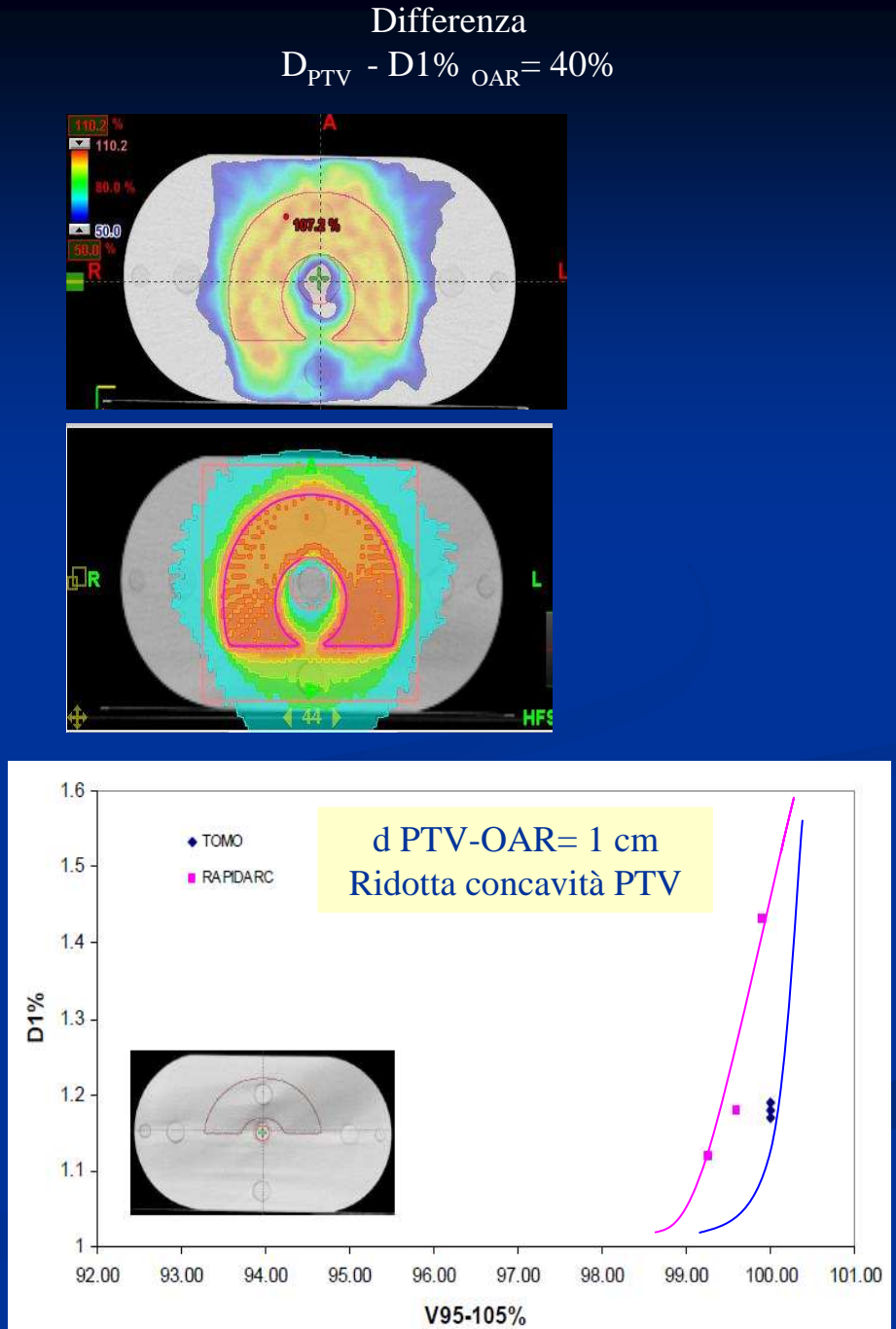
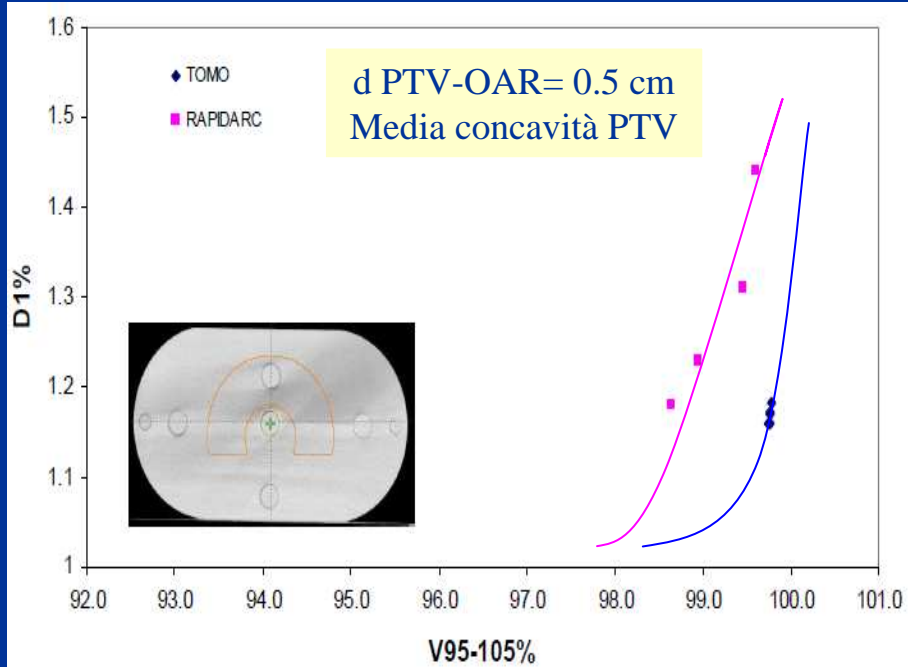
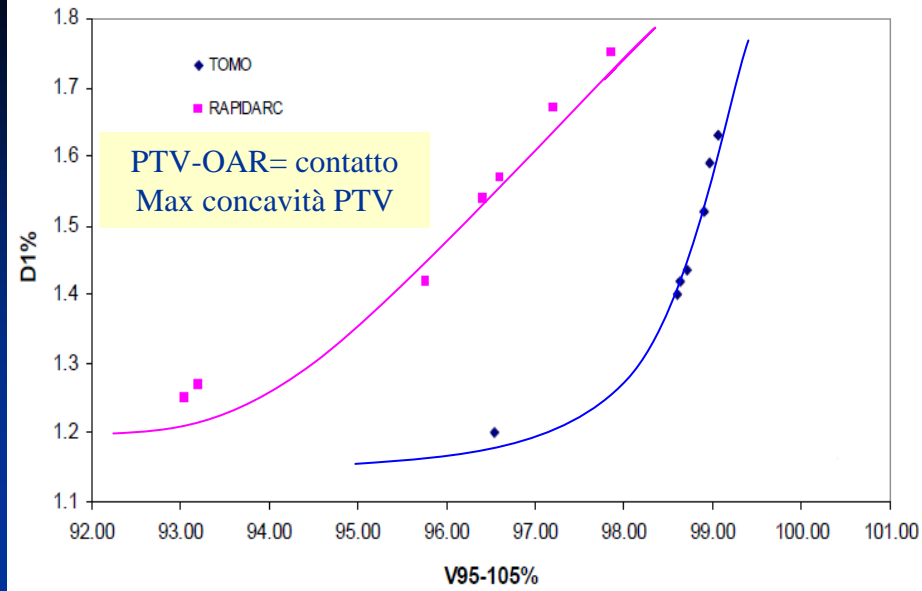
Rapid Arc: 2 archi completi; scelta automatica collimatore (45°)

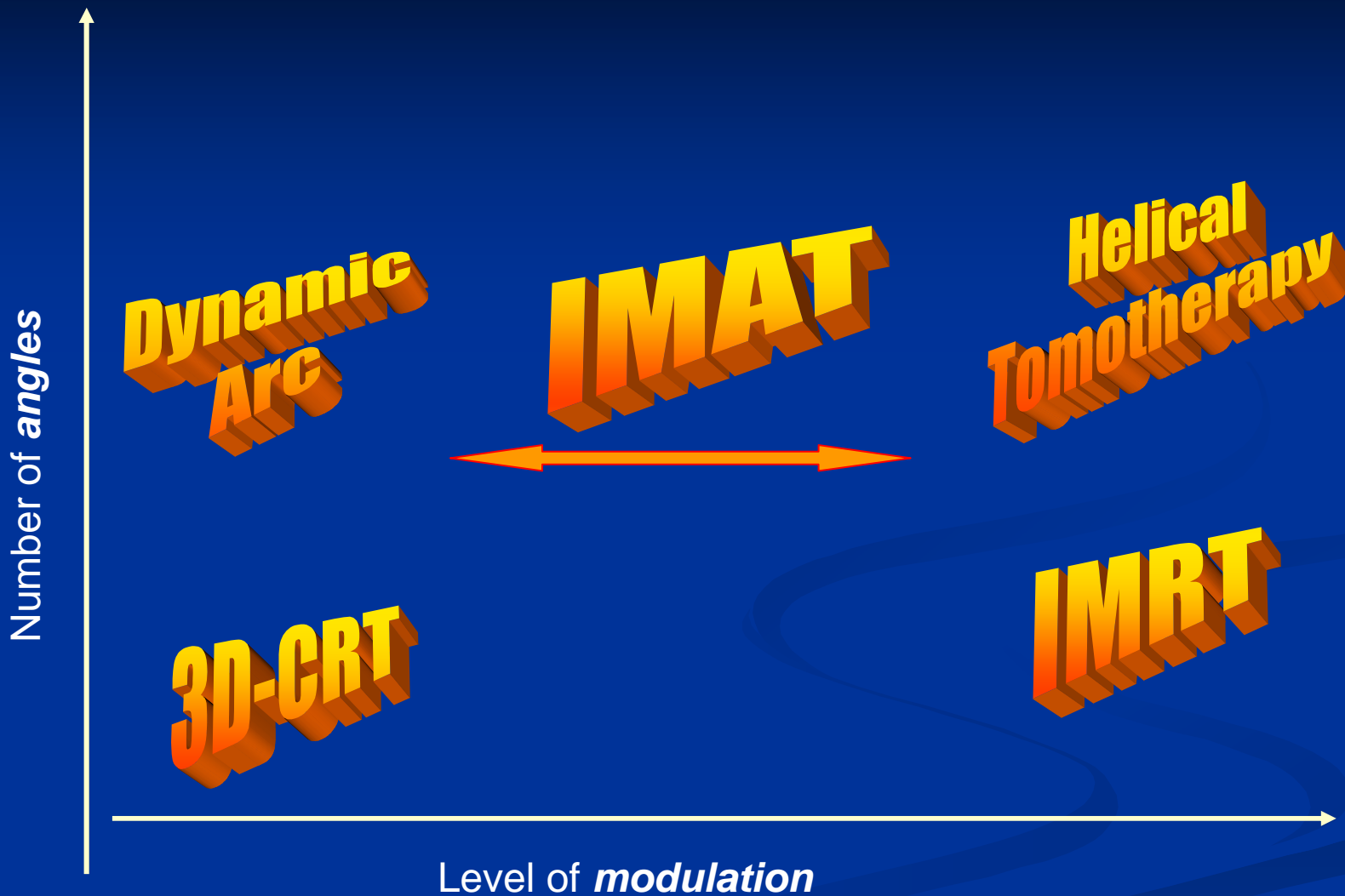
HT: campo 2.5cm, pitch 0.287; MF: 4

Generazione di un set di tutte le possibili soluzioni al variare dei parametri variabili impostati

V95%-105% PTV vs D1% OAR







Conclusioni:

Qualità piano e/o efficienza e versatilità di delivery?

Tomoterapia Eicoidale

IMAT / VMAT

Sistema dedicato per IMRT
(C-arm /MLC binario)



Sistema non dedicato..più versatile ma
C-arm e MLC no dedicati (limiti
meccanici di movimento)

Livello di modulazione
superiore...migliore copertura e
uniformità target in casi
complessi



Qualità piano può aumentare con l'aumento
del numero di archi e/o con un movimento
lamelle superiore (aumento velocità lamelle,
aumento dose-rate, riduzione velocità gantry)
(a scapito tempo di trattamento)

Riduzione FW e pitch potrebbero
migliorare il gradiente di dose lungo la
direzione cranio-caudale (a scapito del
tempo trattamento)



Riduzione dose integrale

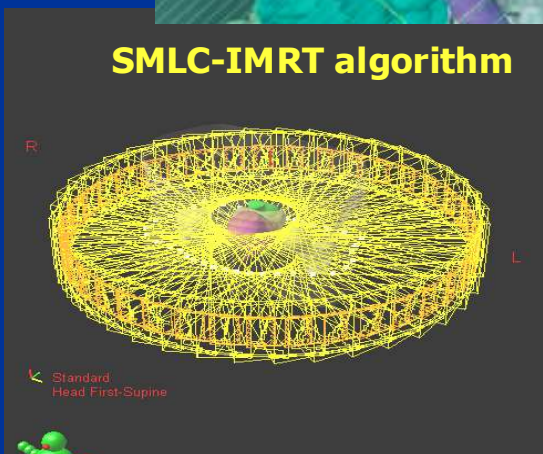
Aumento FW e pitch potrebbero
ridurre i tempi trattamento
(a scapito qualità piano)



Tempi di trattamento ridotti



SMLC-IMRT algorithm



!Grazie per l'attenzione!