

IMRT con Linac: tecniche statiche e tecniche dinamiche

Fabrizio Banci Buonamici
U.O.C. Fisica Sanitaria
Azienda Ospedaliera Universitaria Senese
f.banci@ao-siena.toscana.it



Azienda Ospedaliera
Universitaria Senese

Complesso Ospedaliero
di Rilievo Nazionale e di Alta Specializzazione
Policlinico Santa Maria alle Scotte



IMRT: “not a treatment philosophy but a delivery technology. IMRT uses non-uniform fluence profiles incident to the patient to shape the dose distribution to the target volume and in the adjacent normal structures. It may be used to obtain a broad range of dose distributions that not necessarily involve high conformality (e.g., not uniform dose within a regularly shaped target, the so-called Simultaneous Integrated Boost)”

Adattato da Bentzen, R&O 77 (2005), 227-230

Razionale della IMRT:

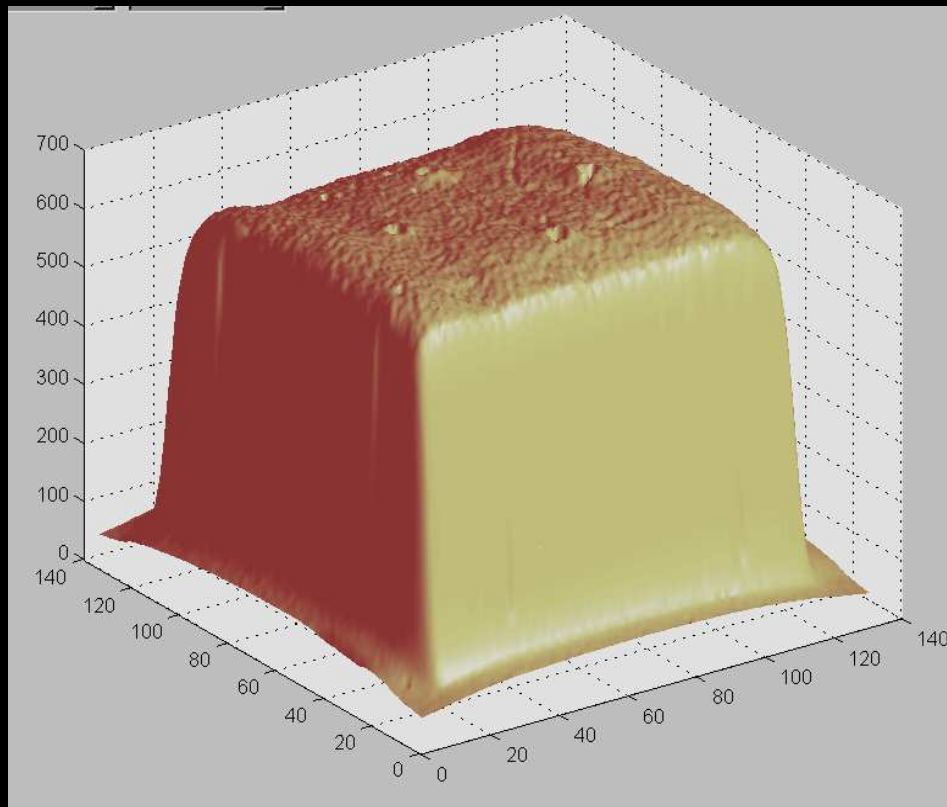
- trattamento di target concavi che “avvolgono” un organo critico
- trattamento di volumi a dosi per frazione differenziate (SIB)

Esempi tipici:

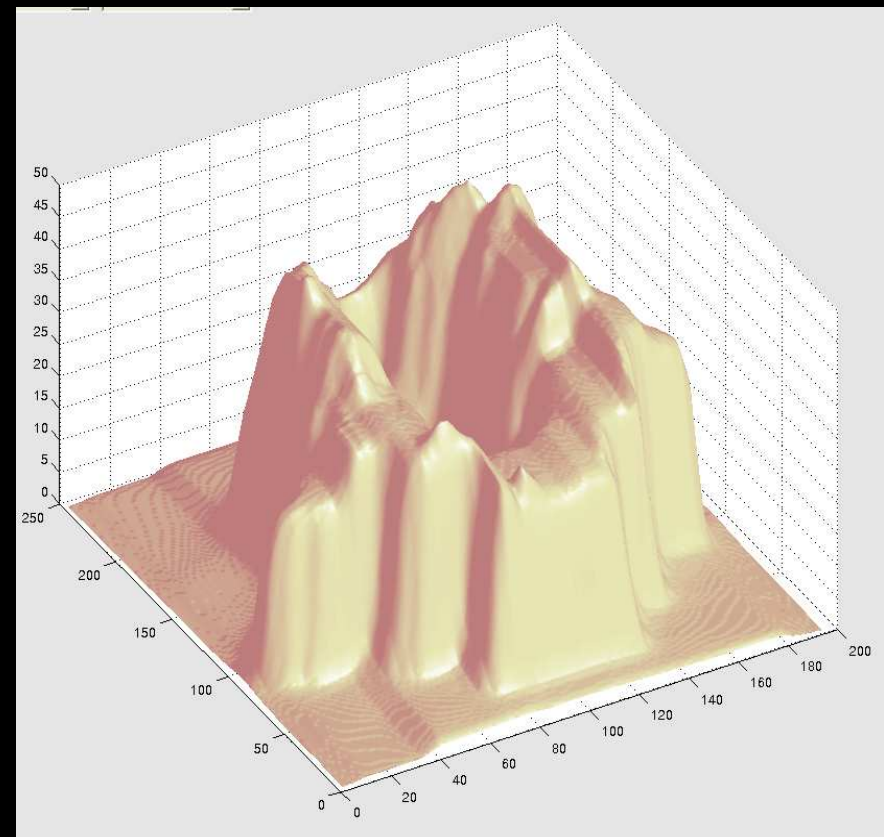
- Tumori di testa e collo (OAR midollo, parotidi, ...)
 - Prostata (OAR retto, vescica)
- Mammella (polmone omolaterale, cuore)
 - Pancreas (OAR rene)
- Mesotelioma (OAR fegato, polmone residuo, midollo)
 - Tumori paraspinali (OAR midollo)
- Tumori pelvici (OAR tenue, retto, vescica...)

Questo obiettivo viene raggiunto sostituendo agli ordinari profili di dose omogenei prodotti da un acceleratore lineare profili opportunamente modulati, cioè modificati in intensità

Distribuzione di dose campo standard



Distribuzione di dose campo a modulazione di intensità



IMRT con LINAC:

- “convenzionale” (numero di porte di ingresso fissato e limitato)
 - “rotazionale” ad arco singolo (VMAT, RapidArc) – relazione dott.ssa Broggi

Il processo globale di una pianificazione IMRT con Linac

- (1) Il radioterapista impone i vincoli di dose sul PTV e sugli OAR
- (2) Si determina la soluzione (modulazione dei singoli fasci) che consente di approssimare maggiormente i vincoli di dose precedentemente definiti; questo è un problema puramente matematico
- (3) Si realizza praticamente (sul LINAC) la modulazione dei singoli fasci determinata teoricamente

Il problema posto ai punti (2) e (3) può essere formulato come segue:” data una combinazione fissata di fasci (porte di ingresso, energia) ed una distribuzione di dose teorica ottimale, definita dai vincoli imposti, determinare e realizzare la modulazione dei fasci che meglio approssima la distribuzione “ideale“

La soluzione del problema (2) è nota come **“inverse treatment planning”**. Invece che, come di solito, cercare di ottimizzare il peso, l’angolo di ingresso, lo wedge, ecc., si posizionano i fasci e si lascia al TPS il compito di “modularli al meglio”, minimizzando una “funzione costo” definita genericamente come somma quadratica degli scarti tra distribuzione richiesta e distribuzione ottenuta

Esistono due procedure per passare dai vincoli di dose alla modulazione di intensità finale:

- ottimizzazione della fluenza + conversione della fluenza in sequenza di lamelle (“sequencer”)
- ottimizzazione diretta della posizione delle lamelle e del peso dei singoli segmenti partendo da una conformazione iniziale sulla base del BEV (DAO, “direct aperture optimization”)

Direct aperture optimization: A turnkey solution for step-and-shoot IMRT

D. M. Shepard, M. A. Earl, X. A. Li, S. Naqvi, and C. Yu
*University of Maryland School of Medicine, Department of Radiation Oncology, 22 South Greene St.,
Baltimore, Maryland 21201-1595*

1007 Med. Phys. 29 (6), June 2002

0094-2405/2002/29(6)/1007/12/\$19.00

© 2002 Am. Assoc. Phys. Med. 1007

Teoricamente DAO è superiore in quanto elimina il noto problema del degrado nel DVH da fluenza a dose effettivamente erogata. Inoltre i metodi DAO permettono di evitare minimi locali nel processo di ottimizzazione con l'impiego di un algoritmo statistico, detto “simulated annealing”, che consente di accettare anche variazioni che aumentano il valore della funzione costo

A seconda della modalità di erogazione della modulazione di intensità richiesta, distinguiamo:

- IMRT statica (“step&shoot”), nella quale ciascun angolo di gantry viene suddiviso in un numero limitato di segmenti statici
 - IMRT dinamica (impropriamente “sliding window”), nella quale ciascun angolo di gantry viene irradiato dinamicamente, con fascio acceso durante il movimento delle lamelle

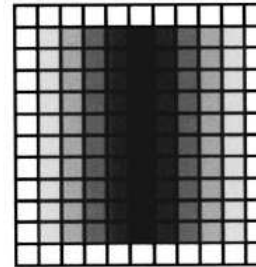
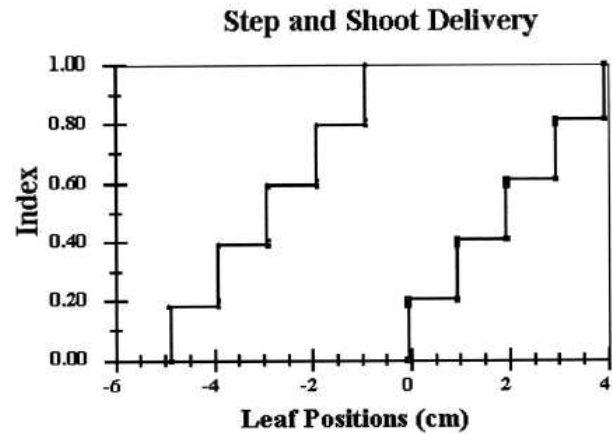


FIG. II.6. The leaf trajectory as a function of dose index for step-and-shoot MLC delivery (SMLC-IMRT); (b) is the intensity map. Reprinted with permission from Xia and Verhey (Ref. 59).

2097 Ezzell *et al.*: Clinical implementation of IMRT

2097

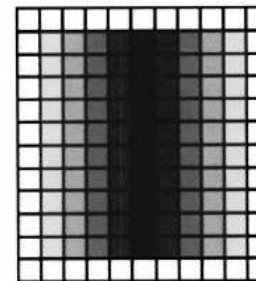
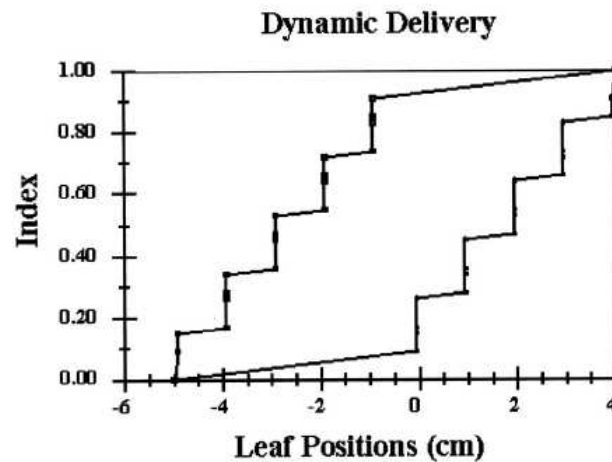
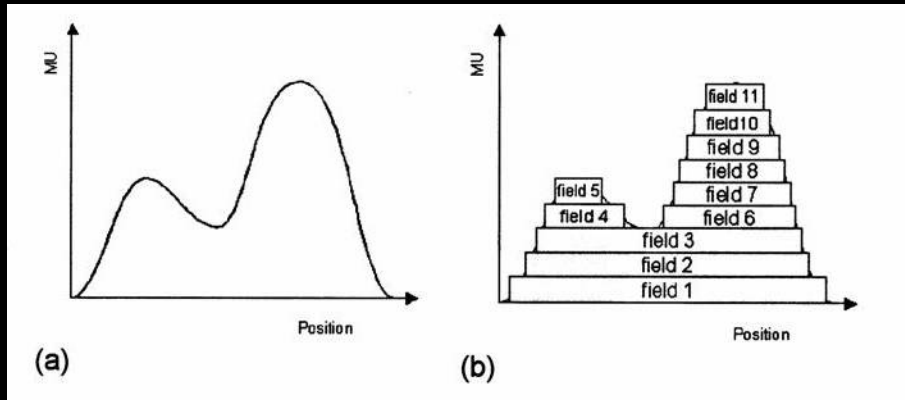
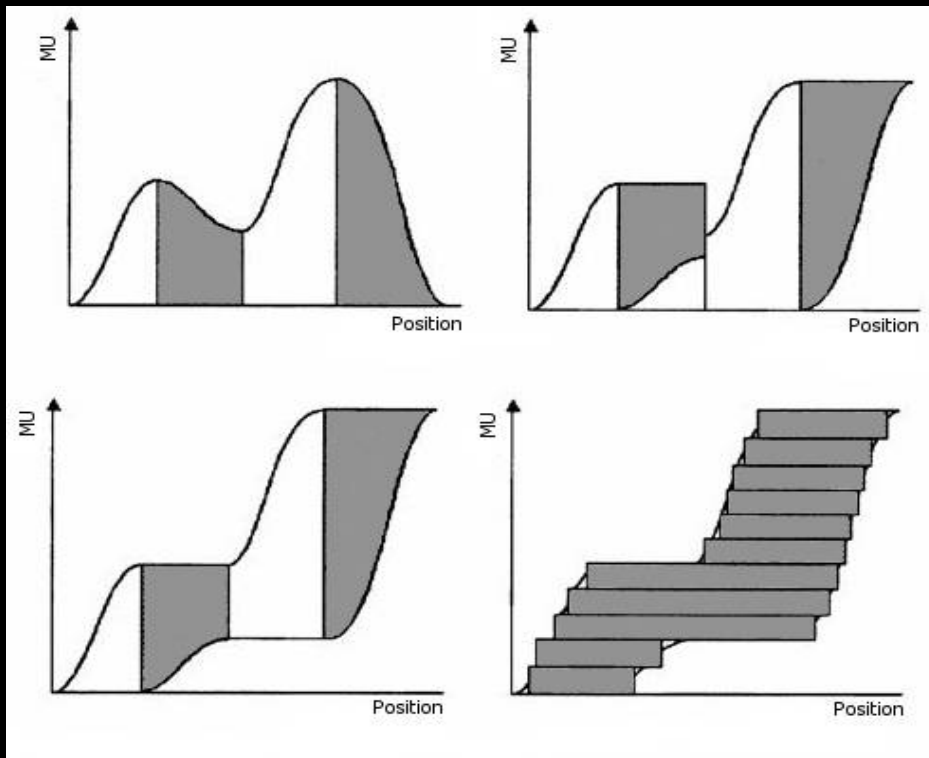


FIG. II.5. The leaf trajectory of opposing leaves as a function of dose index for dynamic MLC delivery (DMLC-IMRT). A nonzero slope indicates leaf motion during irradiation; (b) is the intensity map. Reprinted with permission from Xia and Verhey (Ref. 59).



Step & shoot



Dinamica

In modalità statica:

- occorre porre attenzione al numero minimo di MU per ciascun segmento (nel mio centro 5)
- occorre porre attenzione alla dimensione minima dei segmenti (sempre nel mio centro, $\geq 1.5 \text{ cm}^2$)
- occorre un QA specifico per le basse MU e per l'accuratezza nella posizione delle lamelle (errore max in posizione $\leq 1 \text{ mm}$)

In modalità dinamica:

- diventa fondamentale la verifica della velocità delle lamelle, della stabilità del dose-rate, della stabilità del gap e degli effetti di accelerazione e decelerazione
- a differenza di quanto avviene per la modalità statica, questi test sono specifici della IMRT dinamica (Lo Sasso, Chui, 1998 – 2001)
- La velocità massima delle lamelle ed il dose rate limitano il range delle posizioni disponibili per ciascun control point

In entrambe le modalità:

- le caratteristiche del collimatore MLC sono fondamentali per la qualità della distribuzione di dose ottenuta
 - risultano particolarmente critiche:
 - la dimensione delle lamelle
 - le possibilità meccaniche di movimento delle lamelle (leaf travel, velocità massima, interdigitazione)

Alcuni riferimenti bibliografici:

Radiotherapy and Oncology 75 (2005) 112-119
www.elsevier.com/locate/radonline

Medical physics

IMRT with the sliding window: Comparison of the static and dynamic methods. Dosimetric and spectral analysis

Giorgia Nicolini, Antonella Fogliata, Luca Cozzi*

Medical Physics Unit, Oncology Institute of Southern Switzerland, Bellinzona, Switzerland

Radiotherapy and Oncology 75 (2005) 106-111
www.elsevier.com/locate/radonline

Medical physics

Intensity modulated radiation therapy with multileaf collimators of different leaf widths: a comparison of achievable dose distributions

Simeon Nill^{a,*}, Thomas Tücking^a, Marc W. Münter^b, Uwe Oelfke^a

^aDepartment of Medical Physics, German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Germany,

^bDeutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Clinical Cooperation Unit Radiotherapeutical Oncology, Heidelberg, Germany

I. J. Radiation Oncology • Biology • Physics Volume 48, Number 3, Supplement, 2000

218 A comparison between 'step-and-shoot' and 'sliding windows' leaf sequencing algorithms in IMRT

J. Ting, A. Iwinski, N. Papanikolaou, S. Ghavidel, L. Davis

Tabella 1. Riferimenti bibliografici per test di verifica

Test	SMLC	DMLC	IMAT
Trasmissione		Arnfield 2005	
Penombra	Arnfield 2005	Arnfield 2005	
Leaf position offset	Boyer 1997	Graves 2001, Sastre-Padro 2007, Zygmanski 2001	
Accuratezza del posizionamento	Sastre-Padro 2007, Zygmanski 2001, Boyer 1997	Zygmanski 2001, Boyer 1997	Ramsey 2001, Grebe 2001
Riproducibilità del gap		LoSasso 1998, 2001	
Stabilità della velocità		LoSasso 1998, 2001	
Effetto di accelerazione e decelerazione		LoSasso 1998, 2001	
Stabilità del fascio per piccole UM	Aspradakis 2005		

Tabella 2. Parametri fondamentali e valori di tolleranza per la verifica della stabilità dell'erogazione

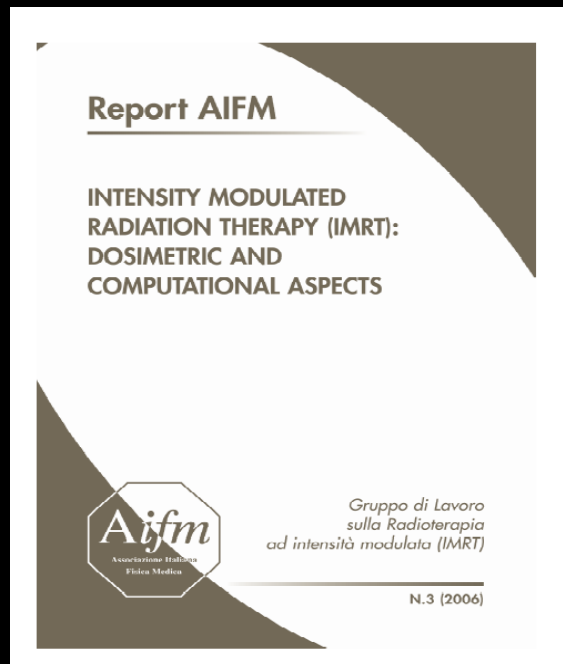
Parametri	Step-and-shoot		Dinamico	
	gruppo di lavoro ISS	Palta	gruppo di lavoro ISS	Palta
MLC				
Accuratezza della posizione	1 mm	1 mm	0,5 mm	0,5 mm
Riproducibilità della posizione	0,5 mm	0,2 mm	0,5 mm	0,2 mm
Riproducibilità del gap	0,5 mm	0,2 mm	0,5 mm	0,2 mm
Costanza della velocità	–	–	+2% (*)	1 mm/s
Isocentro	raggio 0,75 mm	raggio 0,75 mm	raggio 0,75 mm	raggio 0,75 mm
Beam				
Costanza output per piccole UM (<5)	2 % rispetto al valore a regime	(<2) 2%	3%	3%
Uniformità e simmetria per piccole UM	2 % rispetto al valore a regime	2%	2%	2%

(*) La costanza della velocità è stabilita sulla base dell'uniformità del profilo del campo dinamico (Bayouth 2003)

Indipendentemente dal metodo utilizzato ciascun trattamento IMRT richiede un numero di MU superiore a quello di un trattamento convenzionale di pari dose.

A mio parere un rapporto 1/5 tra MU open ed MU IMRT, per piani non eccezionalmente complessi, è un buon compromesso tra efficienza e modulazione ottenuta

Dove trovare informazioni e bibliografia completa sulla IMRT “tradizionale” ?



Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee

Med. Phys. 30 (8), August 2003

0094-2405/2003/30(8)/2089/27/\$20.00

© 2003 Am. Assoc. P

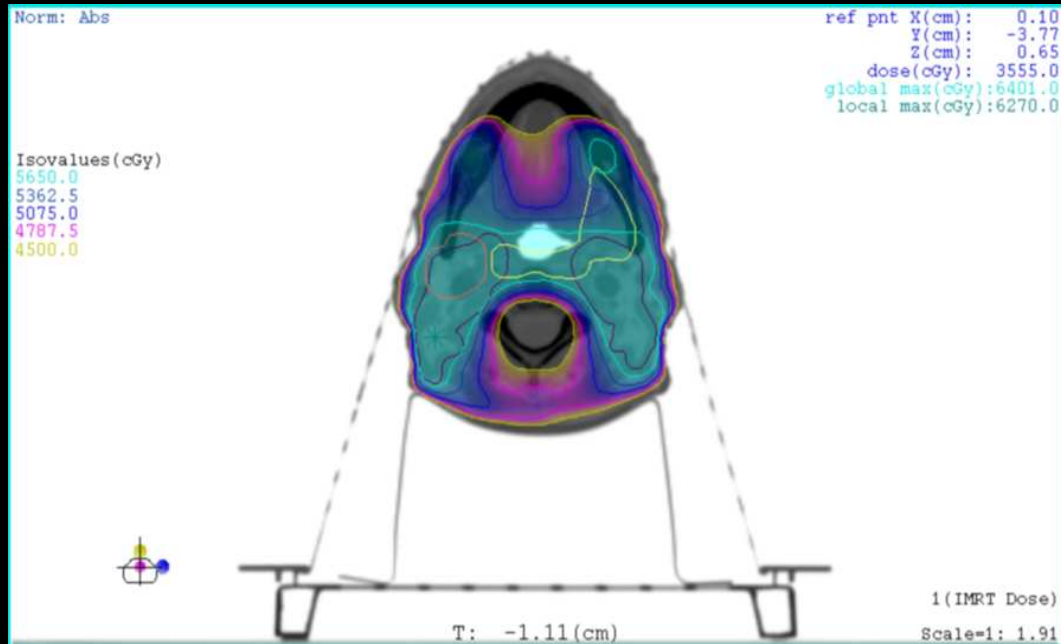
Gli esempi che seguono sono stati elaborati con il TPS XiO (CMS), che impiega **per la modalità statica** un approccio misto (ottimizzazione di fluenza + sequencer + eventuale ottimizzazione del peso dei segmenti), **per la modalità dinamica** un approccio tradizionale (ottimizzazione della fluenza + sequencer con 320 control points)

**Esempio 1: H&N, prescrizione 60 Gy a PTV60,
54 Gy a PTV54 , 30 frazioni**

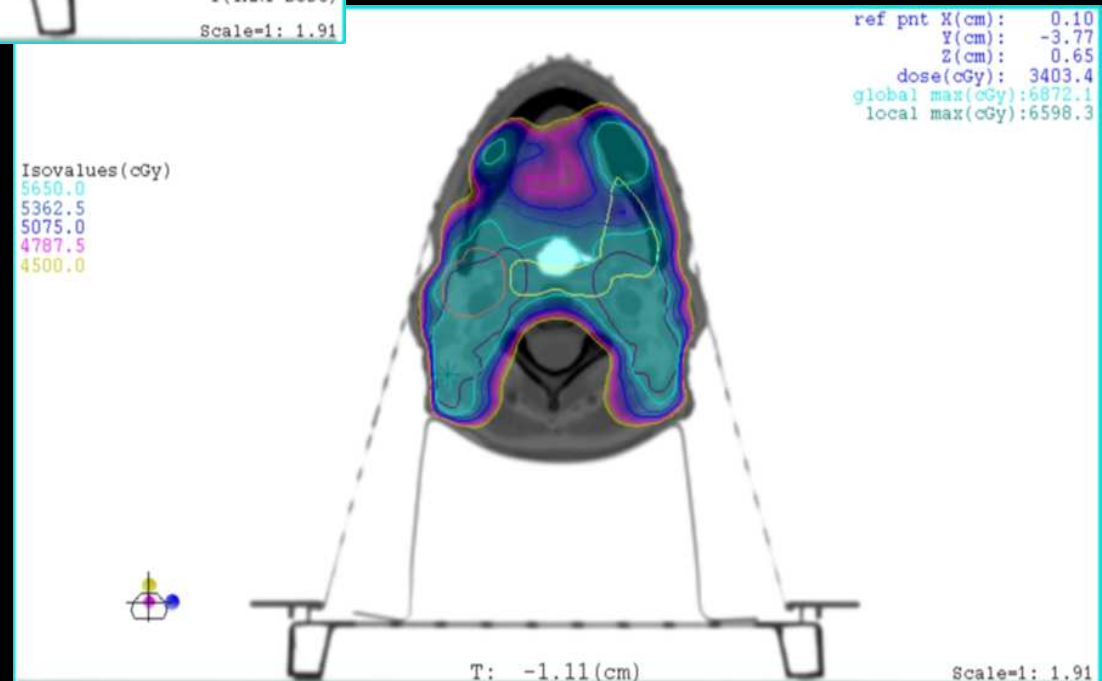
Vincoli di dose sugli organi a rischio come da
protocolli RTOG H022 ed H225

Pianificazione con TPS XiO (CMS), modalità
statica, statica con ottimizzazione del peso dei
segmenti, dinamica

Erogazione con Varian Clinac21EX, collimatore
Millenium120



Ottimizzazione della fluenza



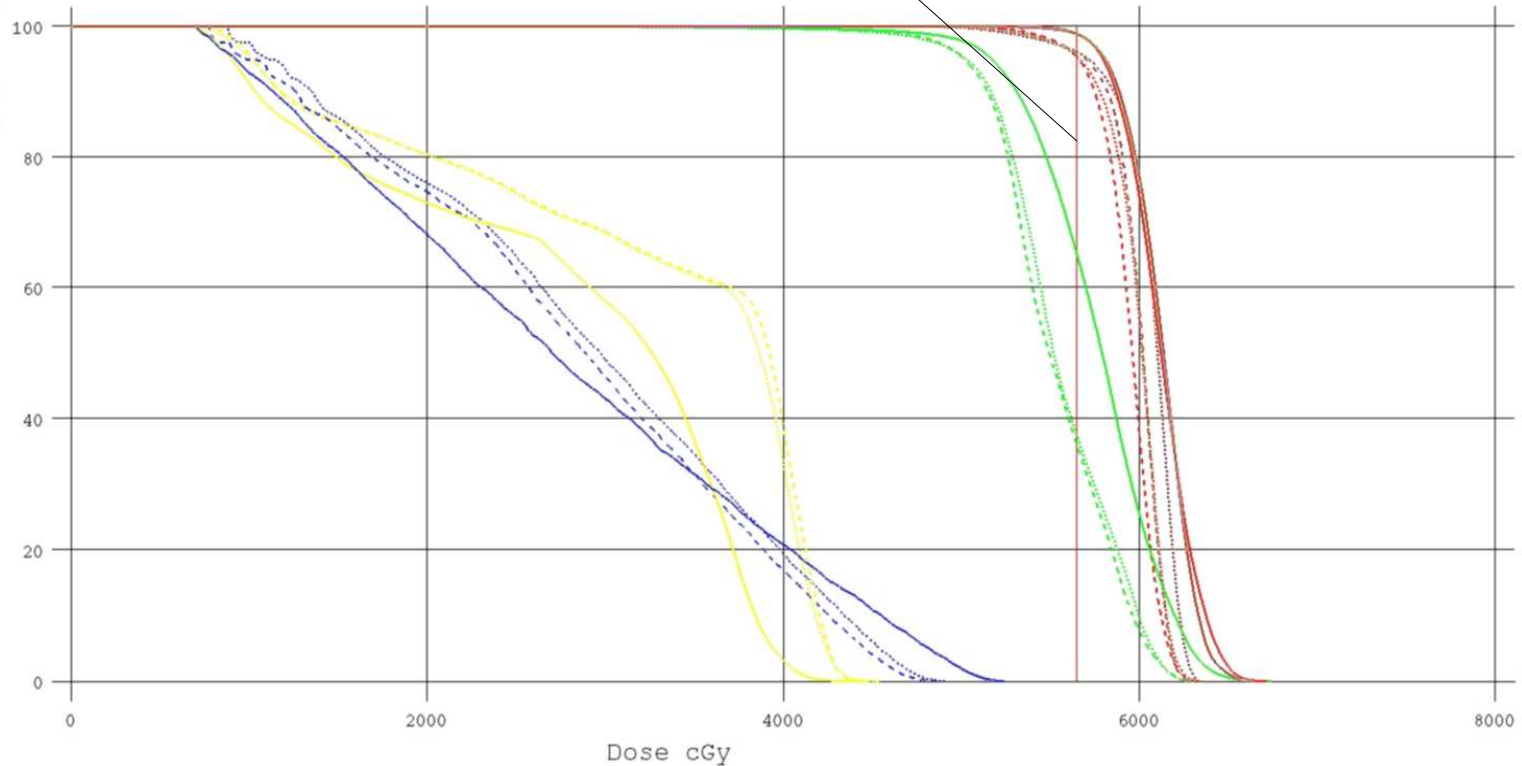
Piano finale con
 ottimizzazione peso
 segmenti

Solido: S&S con ottimizzazione del peso dei segmenti, tratteggio: S&S non ottimizzato, punto-punto: dinamica

- 1.PTV70
- 1.PTV60
- 1.ptv54
- 1.midollo al esp
- 1.midollo espans
- 2.PTV70
- 2.PTV60
- 2.ptv54
- 2Vmidollo al esp
- 2omidollo espans
- 3lPTV70
- 3uPTV60
- 3mptv54
- 3emidollo al esp
- 3.midollo espans
- %

Total Volume: 156.01 cc
 Inclusion: 100 %
 Minimum Dose: 4065.0 cGy
 Maximum Dose: 6640.0 cGy
 Mean Dose: 6118.0 cGy
 Cursor Volume: 98.76 %
 Plan ID: *272
 Line Type: Solid

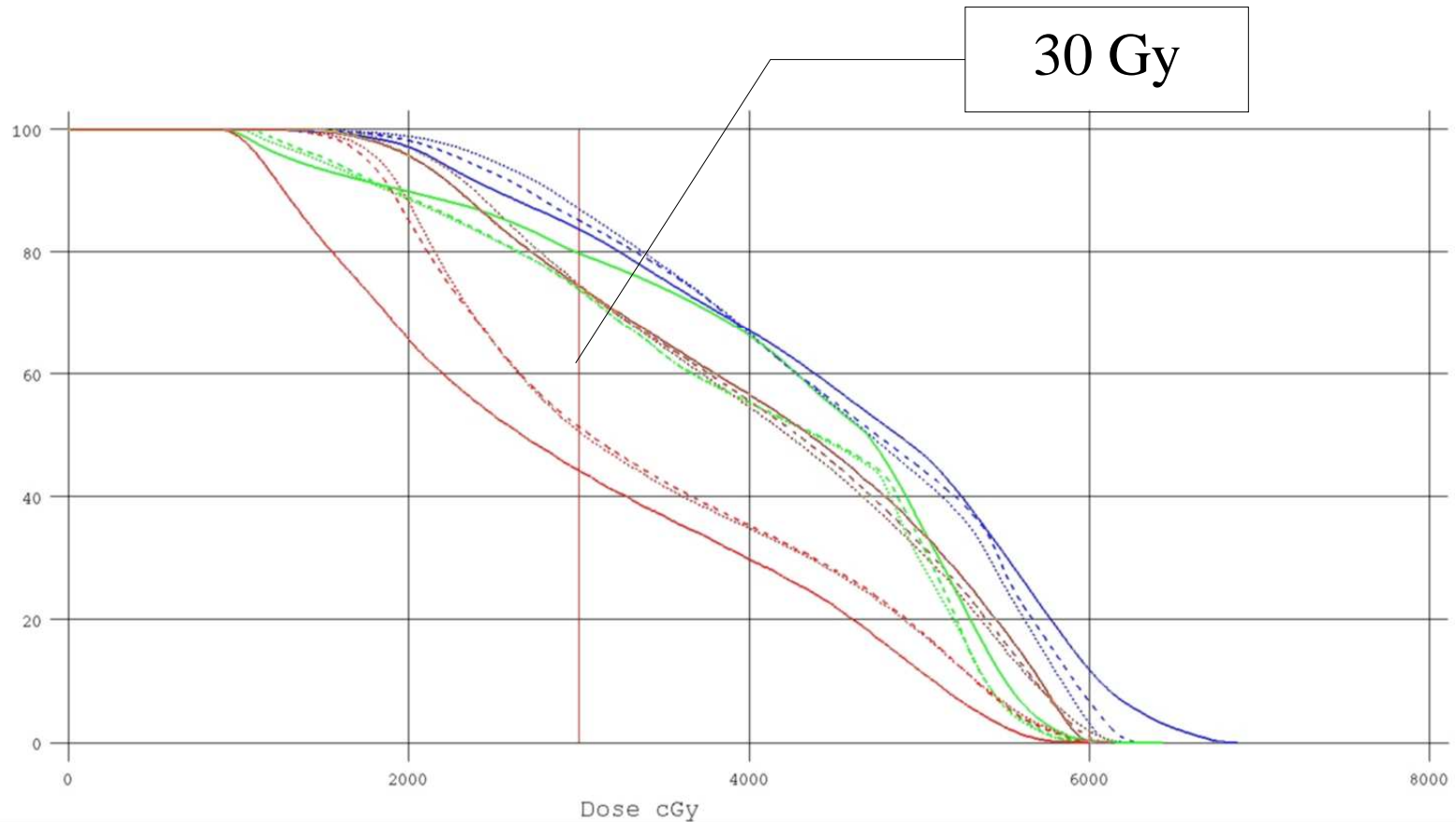
57 Gy (95%)



5650
Maximized

Solido: S&S con ottimizzazione del peso dei segmenti,
 tratteggio: S&S non ottimizzato, punto-punto: dinamica

1.parotide dx
 1.parotide sn
 1.cavo orale
 1.mandibola
 2.parotide dx
 2.parotide sn
 2.cavo orale
 2.mandibola
 3Vparotide dx
 3oparotide sn
 3lcavo orale
 3umandibola



Description: TESTA-COLLO MDC
 Plan ID: 9
 Plan Description: fase1 finale S&S 10 liv

Beam ID	Total MU	Segment #	Head Scatter Factor	Planned MU	Delivery MU	% Difference Segment	% Difference Total
8	31.05	1	1.029	3.13	3.13	-0.06	-0.01
		2	1.028	3.13	3.13	0.02	0.00
		3	1.025	3.12	3.12	-0.01	-0.00
		4	1.021	3.11	3.11	0.08	0.01
		5	1.020	3.11	3.11	0.13	0.01
		6	1.018	3.10	3.10	0.00	0.00
		7	1.013	3.08	3.08	-0.11	-0.01
		8	1.011	3.08	3.08	0.06	0.01
		9	1.008	3.07	3.07	0.05	0.01
		10	1.026	3.12	3.12	-0.15	-0.01
9	62.90	1	1.041	4.27	4.27	0.08	0.01
		2	1.042	4.27	4.27	-0.11	-0.01
		3	1.037	4.25	4.25	-0.05	-0.00
		4	1.024	4.20	4.20	0.00	0.00
		5	1.021	4.19	4.19	0.00	0.00
		6	1.009	4.14	4.14	0.00	0.00
		7	1.011	4.14	4.14	0.00	0.00
		8	1.015	4.16	4.16	0.00	0.00
		9	1.005	4.12	4.12	0.00	0.00
		10	1.005	4.12	4.12	0.00	0.00
10	68.47	1	1.049	4.30	4.30	0.00	0.00
		2	1.038	4.25	4.25	0.00	0.00
		3	1.028	4.20	4.20	0.00	0.00
		4	1.016	4.14	4.14	0.00	0.00
		5	1.011	4.11	4.11	0.00	0.00
		6	1.009	4.10	4.10	0.00	0.00
		7	1.009	4.10	4.10	0.00	0.00
		8	1.009	4.10	4.10	0.00	0.00
		9	1.009	4.10	4.10	0.00	0.00
		10	1.009	4.10	4.10	0.00	0.00

Effetto della ottimizzazione del peso dei segmenti

Plan ID: 10
 Plan Description: fase1 fin 10liv SS ettim

Beam ID	Total MU	Segment #	Head Scatter Factor	Planned MU	Delivery MU	% Difference Segment	% Difference Total		
8	11.70	1	1.020	5.85	5.85	-0.02	-0.01		
		2	1.018	5.85	5.85	-0.02	-0.01		
9	69.00	1	1.024	6.23	6.23	0.01	0.00		
		2	1.021	6.85	6.85	-0.02	-0.00		
		3	1.009	8.01	8.01	-0.02	-0.00		
		4	1.011	8.01	8.01	-0.06	-0.01		
		5	1.005	8.33	8.33	0.01	0.00		
		6	1.005	8.31	8.31	-0.04	-0.01		
		7	1.031	7.30	7.30	0.01	0.00		
		8	1.031	8.43	8.43	-0.00	-0.00		
		9	1.049	6.52	6.52	0.02	0.00		
		10	64.98	1	1.049	0.00	0.00	0.00	0.00
				2	1.038	6.24	6.24	0.00	0.00
				3	1.028	7.58	7.58	0.04	0.00
				4	1.016	7.46	7.46	-0.03	-0.00
				5	1.011	6.57	6.57	-0.07	-0.01
				6	1.009	6.21	6.21	-0.07	-0.01
				7	1.011	6.13	6.13	-0.01	-0.00
				8	1.029	0.00	0.00	0.00	0.00
				9	1.035	0.00	0.00	0.00	0.00
10	1.037			5.85	5.85	0.01	0.00		
11	1.026	7.41	7.41	0.01	0.00				
12	1.020	0.00	0.00	0.00	0.00				
13	1.009	0.00	0.00	0.00	0.00				
14	1.005	0.00	0.00	0.00	0.00				
15	1.005	6.12	6.12	0.05	0.00				
16	1.005	5.41	5.41	0.08	0.01				
17	1.009	0.00	0.00	0.00	0.00				
18	1.013	0.00	0.00	0.00	0.00				

**Esempio 2: H&N, prescrizione 70 Gy a PTV70,
60 Gy a PTV60, 54 Gy a PTV54 , 33 frazioni**

Vincoli di dose sugli organi a rischio come da
protocolli RTOG H022 ed H225

Pianificazione con TPS XiO (CMS), modalità
statica con ottimizzazione del peso dei
segmenti e dinamica

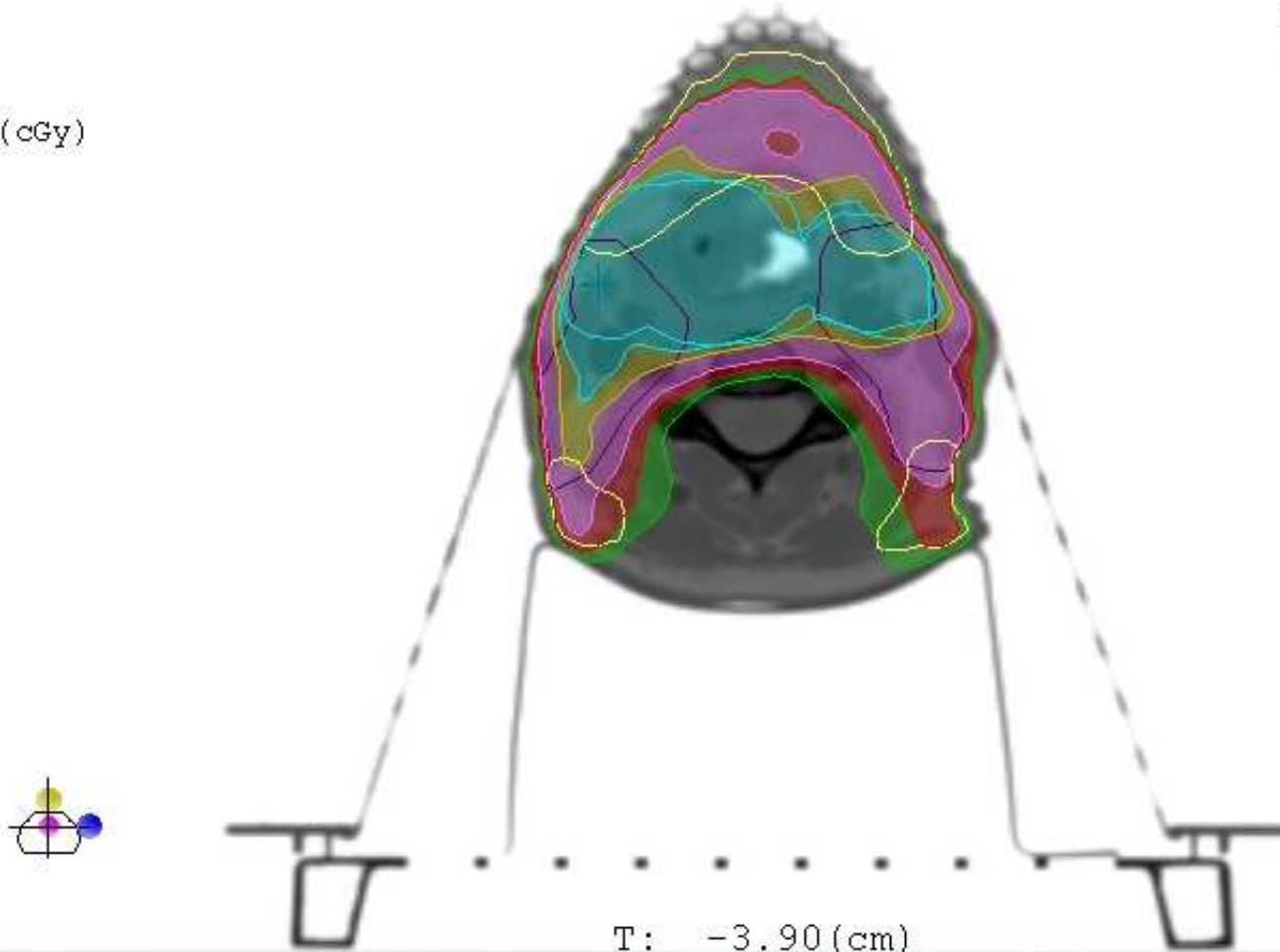
Erogazione con Varian Clinac21EX, collimatore
Millenium120

Norm: Abs

ref pnt X(cm): 0.10
Y(cm): -3.77
Z(cm): 0.65
dose(cGy): 2959.4
global max(cGy): 7820.9
local max(cGy): 7748.2

Isovalues (cGy)

7000.0
6650.0
5700.0
5130.0
4500.0



T: -3.90 (cm)

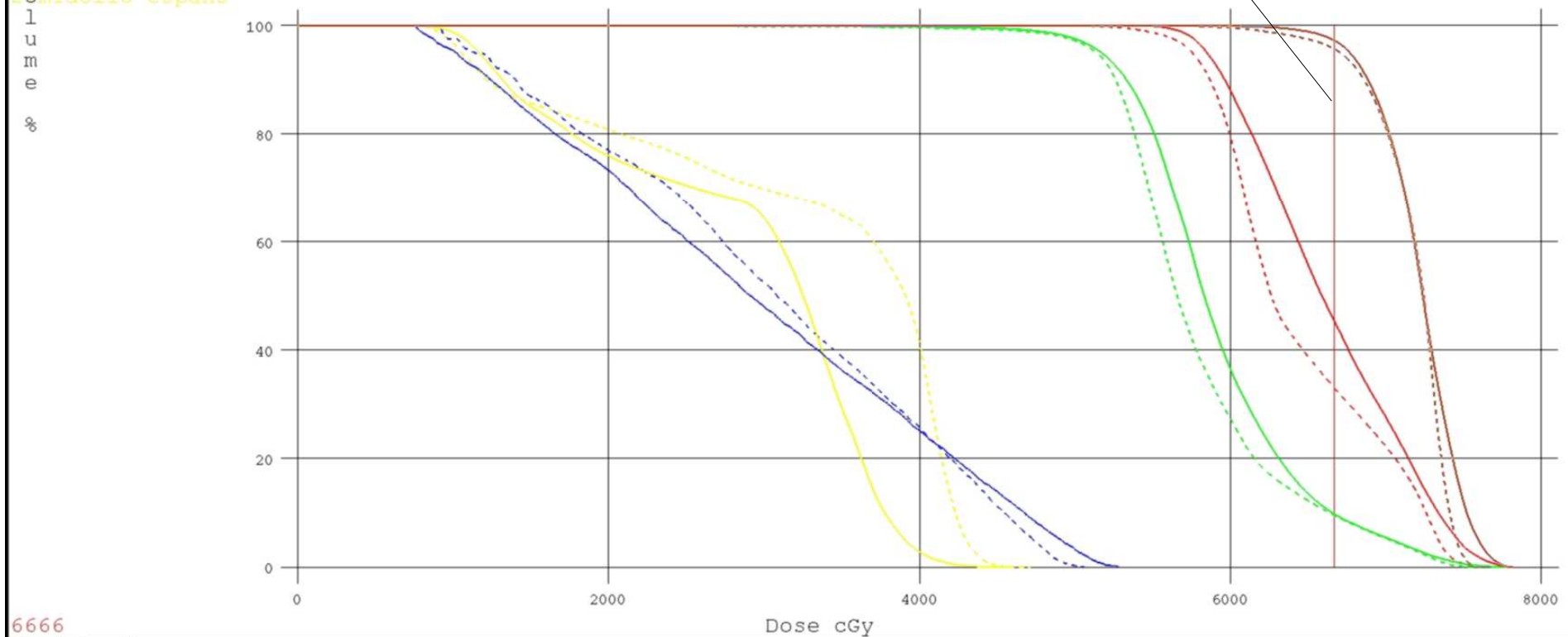
#273:12

Scale=1: 1.91

Solido: S&S con ottimizzazione del peso dei segmenti, tratteggio: dinamica

1.PTV70
1.PTV60
1.ptv54
1.midollo al esp
1.midollo espans
2.PTV70
2.PTV60
2.ptv54
2Vmidollo al esp
2Vmidollo espans

66,5 Gy (95%)



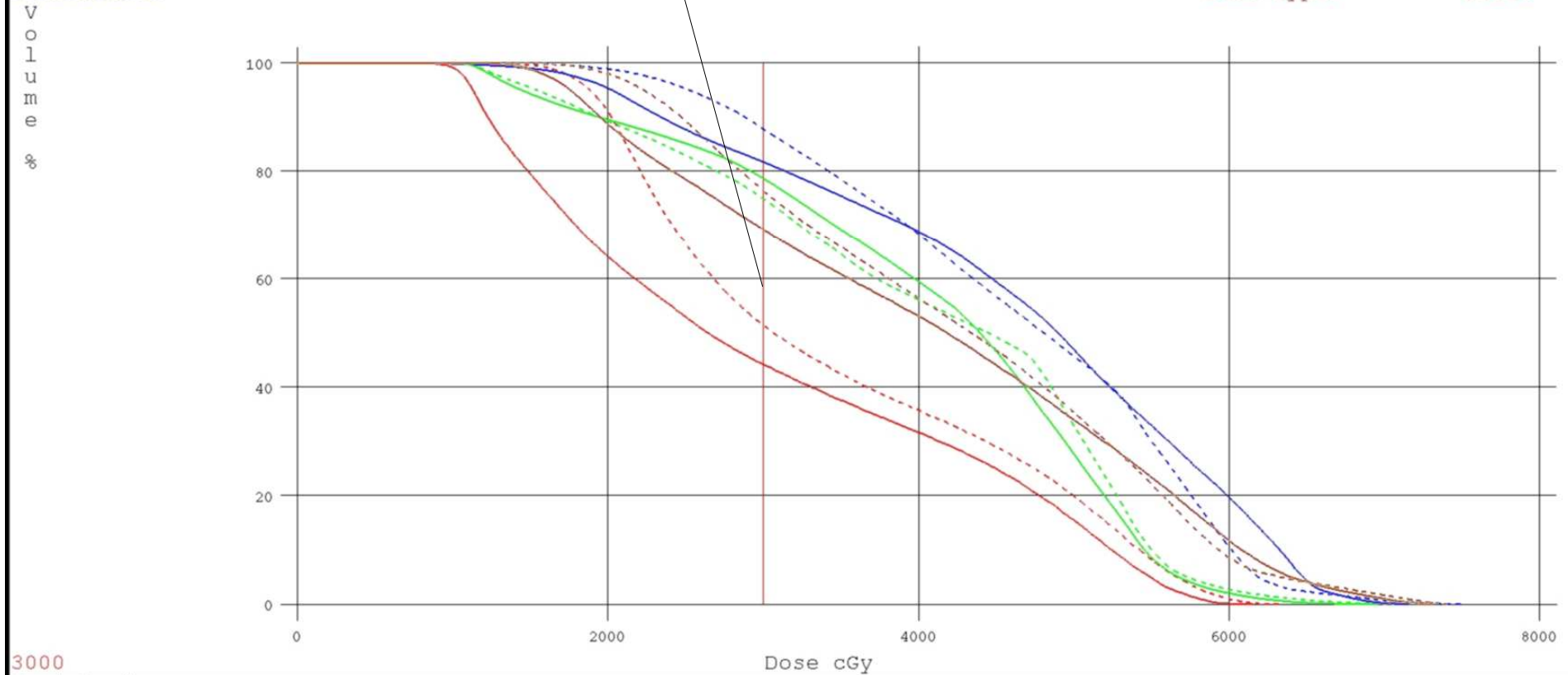
6666

Solido: S&S con ottimizzazione del peso dei segmenti, tratteggio: dinamica

1.parotide dx
1.parotide sn
1.cavo orale
1.mandibola
2.parotide dx
2.parotide sn
2.cavo orale
2.mandibola

Total Volume: 15.71 cc
Inclusion: 100 %
Minimum Dose: 768.0 cGy
Maximum Dose: 6155.0 cGy
Mean Dose: 3015.0 cGy
Cursor Volume: 44.18 %
Plan ID: *273
Line Type: Solid

30 Gy



Esempio 3: **Pelvi, prescrizione 54 Gy a PTV54**

OAR: tenue, vescica, retto, teste femorali

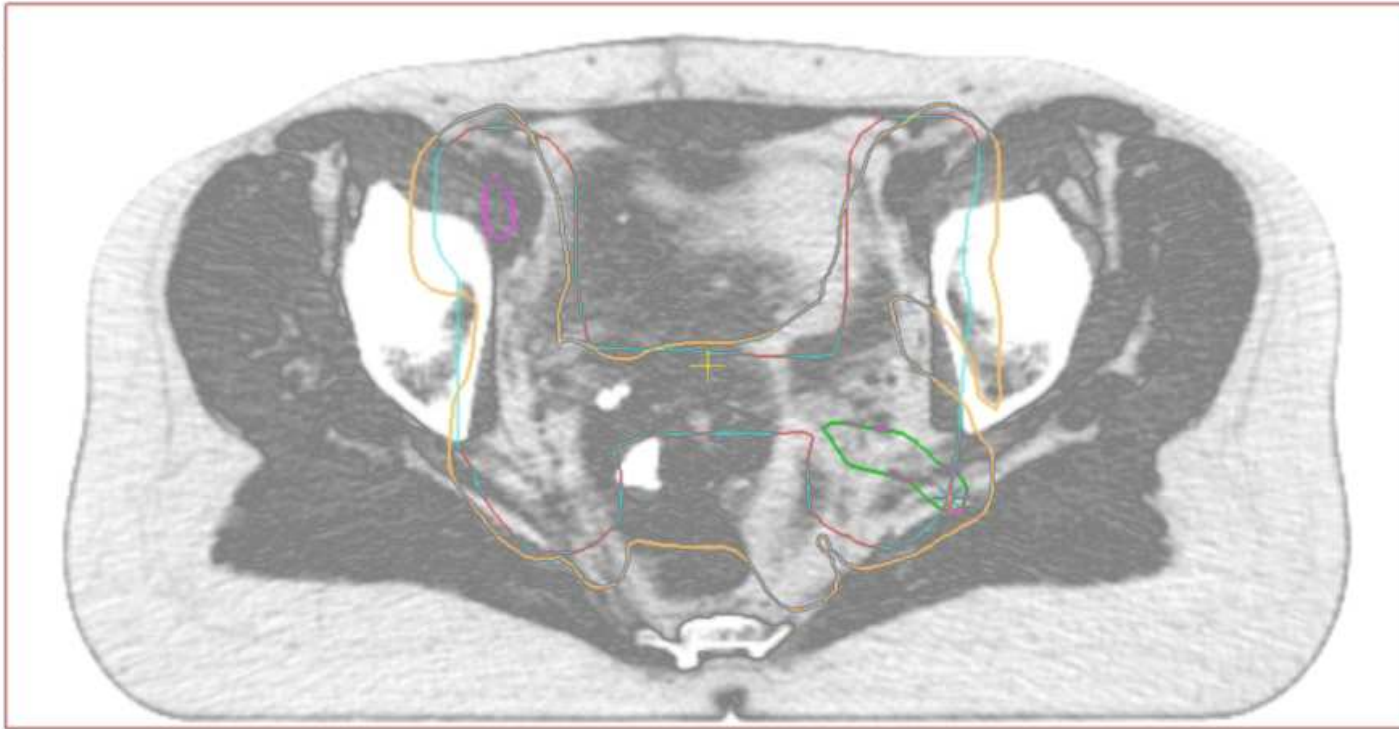
Pianificazione con TPS XiO (CMS), modalità
statica, statica con ottimizzazione del peso dei
segmenti, dinamica

Erogazione con Varian Clinac21EX, collimatore
Millenium120

Norm: Abs

ref pnt X(cm): -0.32
Y(cm): 0.60
Z(cm): 1.06
dose (cGy): 4995.6
global max (cGy): 5725.8
local max (cGy): 5576.3

Isovalues (cGy)
5392.0
4788.0



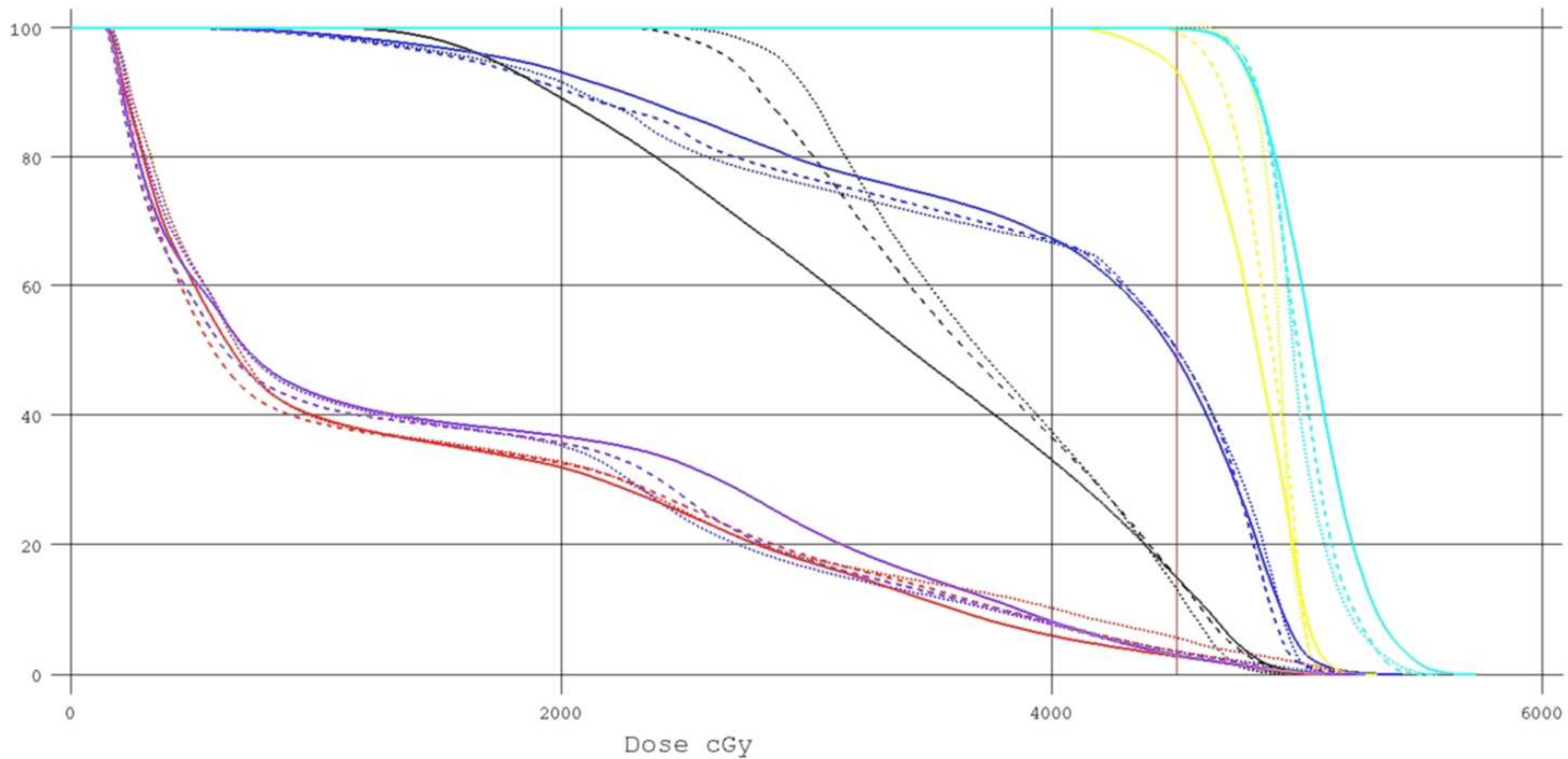
T: 0.60 (cm)

Scale=1: 1.57

Solido: S&S con ottimizzazione del peso dei segmenti, tratteggio: S&S non ottimizzato, punto-punto: dinamica

1.PTV
 1.femore dx
 1.femore sn
 1.rettoNoPTV
 1.tenueNoPTV
 1.vescicaNoPTV
 2.PTV
 2.femore dx
 2Vfemore sn
 2orettoNoPTV
 2ltenueNoPTV
 2uvescicaNoPTV
 3mPTV
 3efemore dx
 3.femore sn
 3%rettoNoPTV
 3.tenueNoPTV
 3.vescicaNoPTV

Total Volume: 483.51 cc
 Inclusion: *99 %
 Minimum Dose: 424.0 cGy
 Maximum Dose: 5351.0 cGy
 Mean Dose: 3947.0 cGy
 Cursor Volume: 50.10 %
 Plan ID: 9
 Line Type: Dotted



Confronto tra le MU

H&N 60 GY	MU (d_{max} 2 Gy/fr)
S&S non ottimizzata	651 (121%)
S&S ottimizzata	540 (100%)
Dinamica	891 (165%)
H&N 70 Gy SIB	MU (d_{max} 2.12 Gy/fr)
S&S ottimizzata	612 (100%)
Dinamica	931 (152%)
Pelvi	MU (d_{max} 1.8 Gy/fr)
S&S non ottimizzata	637 (106%)
S&S ottimizzata	601 (100%)
Dinamica	928 (146%)

A sostanziale parità di distribuzione di dose, la modalità S&S è più efficiente rispetto alla modalità dinamica. Questo risultato è specifico per l'accoppiata XiO – Varian Millennium120 ma concorda con quanto presente in letteratura

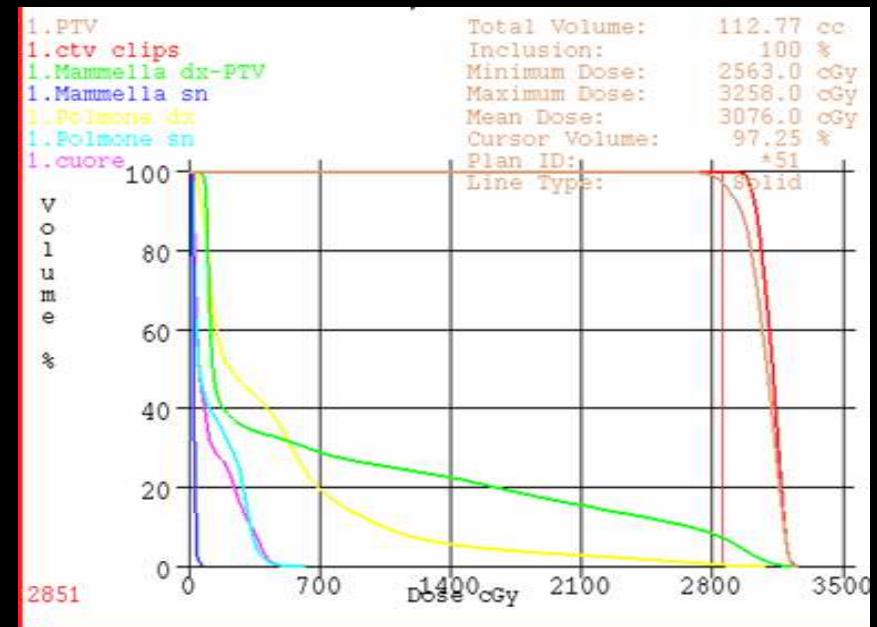
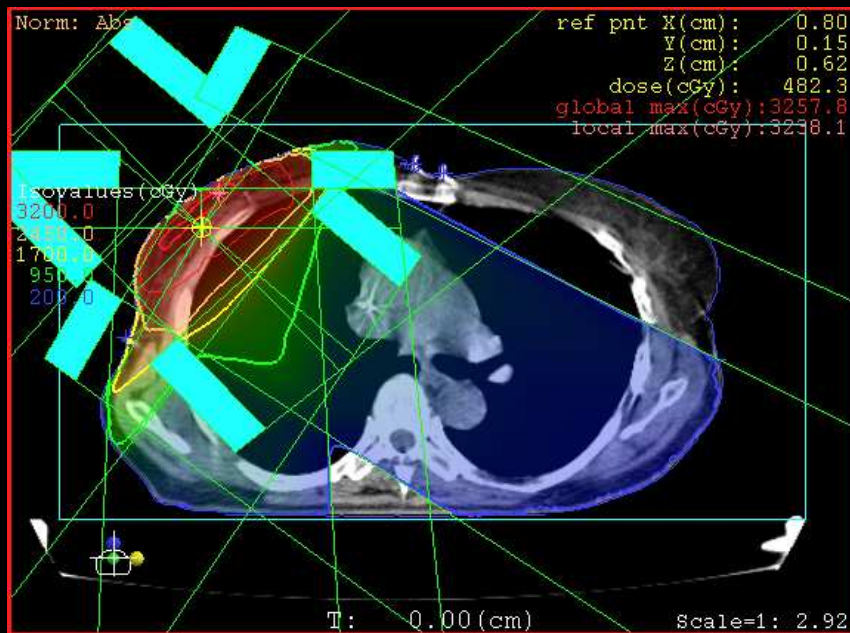
Esempio 4: **PBI (Partial Breast Irradiation) con 4 campi coplanari IMRT**

Protocollo randomizzato di fase III

In corso presso Azienda Ospedaliera
Universitaria Careggi, Azienda USL4 Prato, in
avvio presso Azienda Ospedaliera Universitaria
Senese

30 Gy / 5 frazioni in 10 giorni, 6 Gy / frazione (equivalenti
a 54 Gy in frazionamento standard da 2 Gy assumendo
 $\alpha/\beta = 3$)

Cone Beam CT prima di ogni frazione



Criteria di pianificazione

PTV coverage: at least 90% of PTV covered by 95% of prescribed dose and 95% covered by 90% of prescribed dose ($V_{28.5} = 90\%$, $V_{27} = 95\%$);

CTV coverage: at least 95% of CTV covered by 95% of prescribed dose and 100% covered by 90% of prescribed dose ($V_{28.5} = 95\%$, $V_{27} = 100\%$);

Maximum dose to PTV (i.e., dose covering at least 2% of PTV volume) $\leq 107\%$ (32.1 Gy) optimal, $\leq 112\%$ (33.6 Gy) acceptable;

Minimum dose to PTV (i.e., dose coverings 98% of PTV volume) ≥ 26 Gy;

Controlateral breast: maximum dose ≤ 1 Gy (optimal), maximum dose ≤ 2 Gy (acceptable).

Heart: no more than 10% covered by a dose greater or equal to 3 Gy ($V_3 \leq 10\%$) optimal, no more than 10% covered by a dose greater or equal to 5 Gy (acceptable).

L. Livi *et.al.*, "Accelerated Partial Breast Irradiation with IMRT: interim analysis of phase III randomized clinical trial", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010 Jun 1;77(2):509-15

Risultati

		<u>Mean CTV</u> dose (Gy)	<u>Mean PTV</u> dose (Gy)	Minimum PTV dose (Gy, 2% of PTV volume)	<u>Maximum</u> PTV dose (Gy)	% CTV >= 95% of prescribed dose (28,5 Gy)	% PTV >= 95% of prescribed dose (28,5 Gy)
<u>Mean value</u>		30.5	30.1	28.1	32.2	98.3%	96%
<u>Median</u>		30.4	30.1	28.1	32.2	100%	97%
Range	<u>Min</u>	29.4	29.4	26.2	30.3	90%	88%
	<u>Max</u>	40	30.8	29.3	34.8	100%	100%

DVH analysis of PTV and CTV coverage

		% of hearth volume ≥ 3 Gy (V3)	Dose to 10% of hearth volume	% of uninvolved breast volume ≥ 15 Gy (V15)	% of controlateral breast volume ≥ 1 Gy (V1)	% of ipsilateral lung volume ≥ 10 Gy (V10)	% of controlateral lung volume \geq 5 Gy (V5)
<u>Mean value</u>		8.3%	247	37.5%	0.3%	9.7%	1.2%
<u>Median</u>		9%	294	38%	0%	11%	0%
Range	<u>Min</u>	0%	0	11%	0%	0%	0%
	<u>Max</u>	24% (1 pz.)	610 (1 pz.)	62%	4%	21% (1 pz.)	19% (1 pz.)

DVH analysis of OARs doses

Risultati clinici

259 pazienti
randomizzati e
trattati a
settembre
2008

Risultato terapeutico (eventuale recidiva locale) non ancora disponibile per il follow-up insufficiente (max 4 anni)

Incidenza di tossicità cutanea acuta (RTOG scale): 22% G1 and 19% G2 nel braccio A (standard therapy), 5% G1 e 0.8% G2 nel braccio B (APBI). Eccellente tolleranza nel braccio APBI IMRT.

Nessun danno cutaneo cronico o complicanza cardiaca o polmonare in entrambi i bracci

I dati di tossicità non cambiano nelle pazienti con chemioterapia

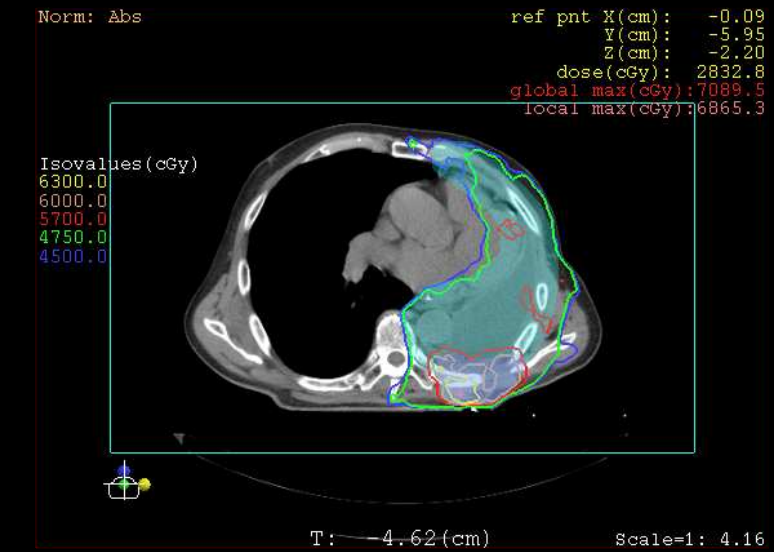
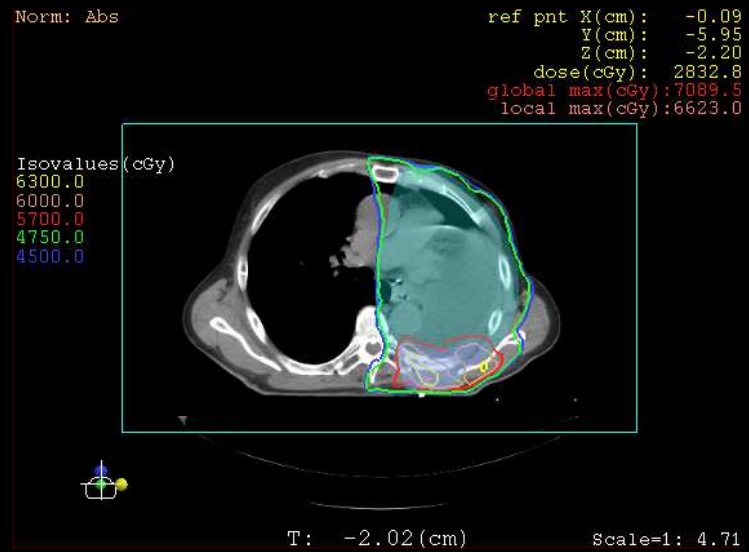
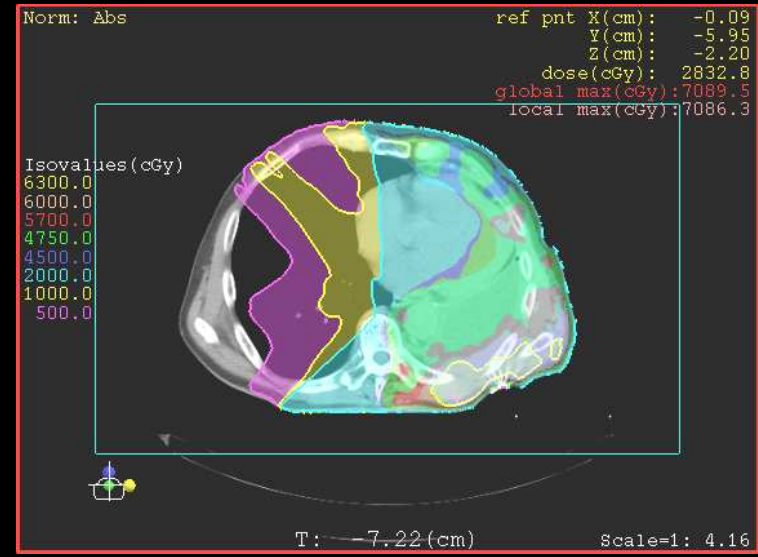
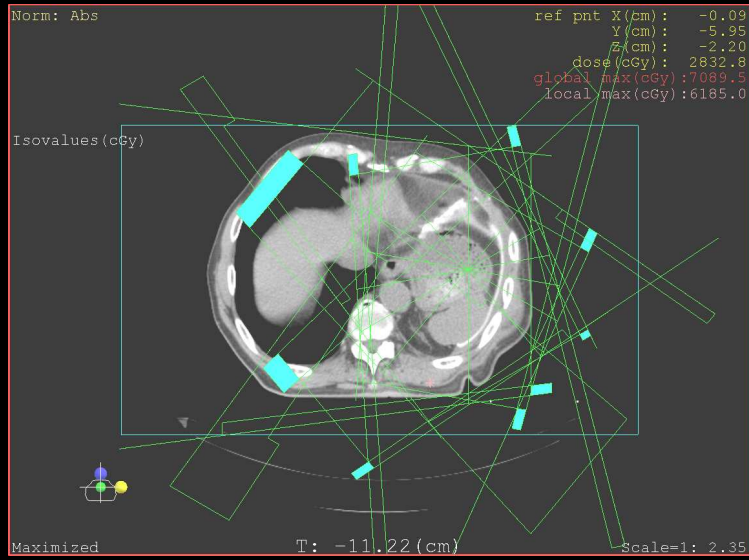
Esempio 5: **mesotelioma pleurico**

7 campi IMRT

Acceleratore lineare Elekta Precise

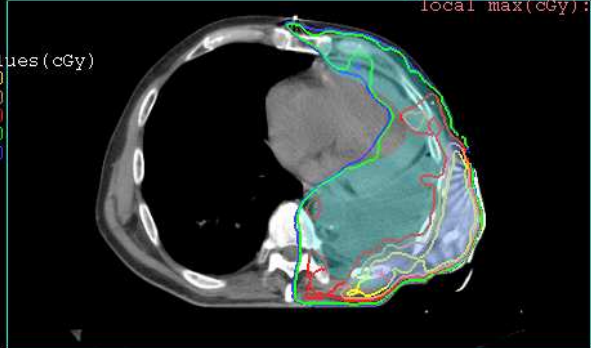
MLC standard (80 lamelle, dimensione
proiettata all'isocentro 1 cm)

(dati provenienti da A.O.U. Careggi)



Norm: Abs
 ref pnt X(cm): -0.09
 Y(cm): -5.95
 Z(cm): -2.20
 dose(cGy): 2832.8
 global max(cGy): 7089.5
 local max(cGy): 6691.5

Isovalues (cGy)
 6300.0
 6000.0
 5700.0
 4750.0
 4500.0



T: -8.22 (cm) Scale=1: 4.16

Norm: Abs
 ref pnt X(cm): -0.09
 Y(cm): -5.95
 Z(cm): -2.20
 dose(cGy): 2832.8
 global max(cGy): 7089.5
 local max(cGy): 6639.1

Isovalues (cGy)
 6300.0
 6000.0
 5700.0
 4750.0
 4500.0



T: -14.02 (cm) Scale=1: 4.16

Norm: Abs
 ref pnt X(cm): -0.09
 Y(cm): -5.95
 Z(cm): -2.20
 dose(cGy): 2832.8
 global max(cGy): 7089.5
 local max(cGy): 6605.9

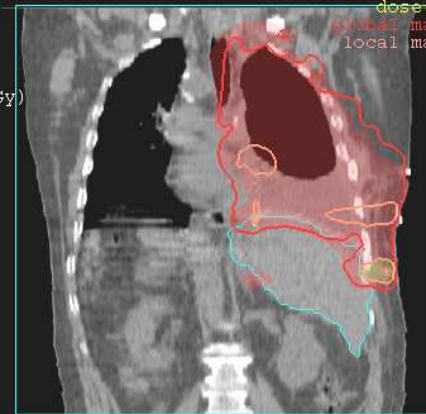
Isovalues (cGy)
 6300.0
 6000.0
 5700.0
 4750.0
 4500.0



T: -17.22 (cm) Scale=1: 4.16

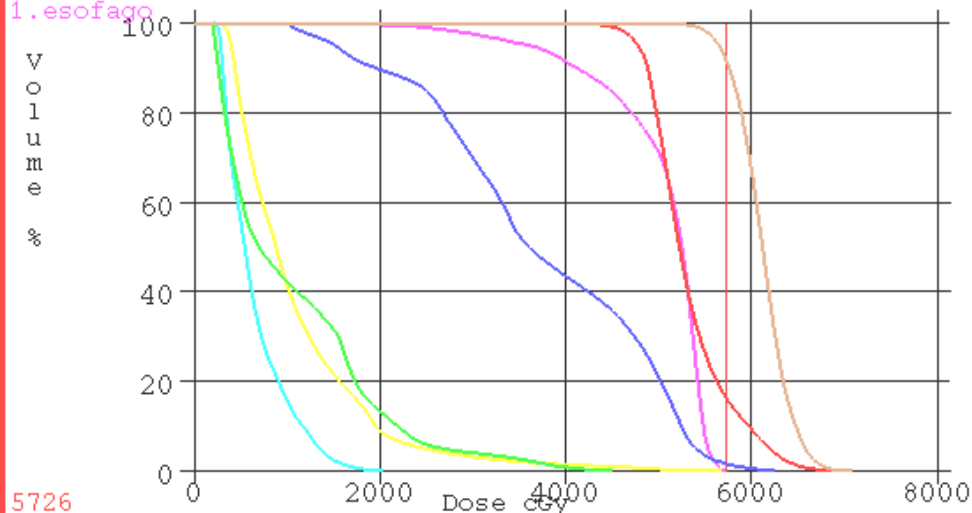
Norm: Abs
 ref pnt X(cm): 0.40
 Y(cm): -7.00
 Z(cm): 3.26
 dose(cGy): 3838.6
 global max(cGy): 8040.4
 local max(cGy): 6685.8

Isovalues (cGy)
 5700.0
 4750.0



C: 1.20 (cm) Scale=1: 4.92

1.PTV60
 1.PTV50
 1.fegato
 1.cuore
 1.Polmone dx
 1.rene dx
 1.esofago



5726

Istogrammi dose - volume

Principali vincoli di pianificazione:

Polmone residuo $V_{mean} \leq 9$ Gy, $V_{20} \leq 10\%$

Midollo pOAR (esp. Mm): $D_{max} \leq 50$ Gy

Fegato: $V_{30} \leq 30\%$

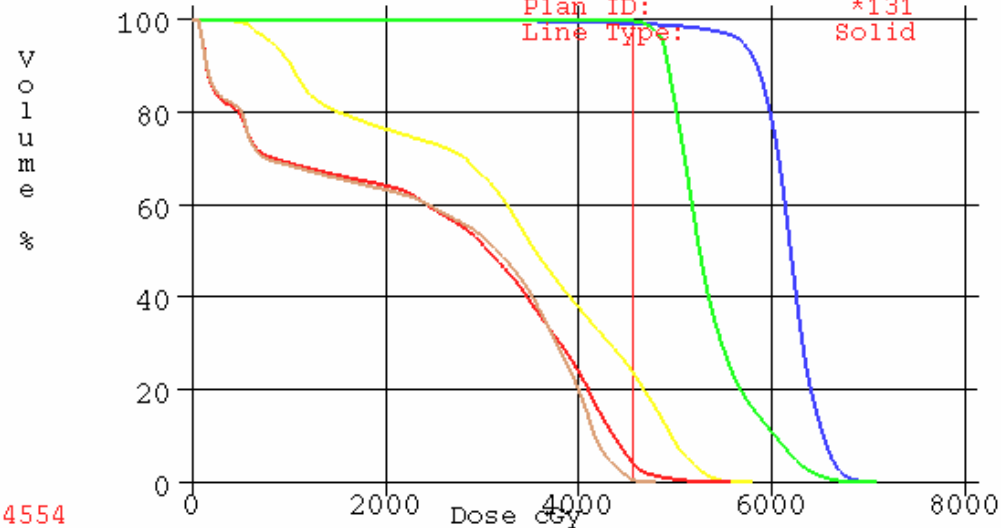
Rene controlaterale: $V_{15} \leq 20\%$

Cuore: $V_{30} \leq 30\%$

Esofago: $D_{max} \leq 55$ Gy

1.midollo
 1.midollo5mm
 1.ctv
 1.ctv boost
 1.rene sx

Total Volume: 224.84 cc
 Inclusion: *100 %
 Minimum Dose: 52.0 cGy
 Maximum Dose: 5582.0 cGy
 Mean Dose: 2511.0 cGy
 Cursor Volume: 4.23 %
 Plan ID: *131
 Line Type: Solid



4554

Patient – specific quality assurance

POINT/COUNTERPOINT

Suggestions for topics suitable for these Point/Counterpoint debates should be addressed to Colin G. Orton, Professor Emeritus, Wayne State University, Detroit: ortonc@comcast.net. Persons participating in Point/Counterpoint discussions are selected for their knowledge and communicative skill. Their positions for or against a proposition may or may not reflect their personal opinions or the positions of their employers.

Radiochromic film is superior to ion chamber arrays for IMRT quality assurance

Slobodan Devic, Ph.D.

*Department of Radiation Oncology, SMBD Jewish General Hospital, McGill University, Montréal, Québec H3T 1E2, Canada
(Tel: 514-340-8222 Ext: 2595; E-mail: slobodan.devic@mcgill.ca)*

Malcolm R. McEwen, Ph.D.

*Ionizing Radiation Standards, National Research Council, Ottawa, Ontario K1A 0R6, Canada
(Tel: 613-993-2197 Ext: 226; E-mail: malcolm.mcewen@nrc-cnrc.gc.ca)*

Colin G. Orton, Ph.D., Moderator

(Received 10 December 2009; accepted for publication 11 December 2009; published 4 February 2010)

[DOI: [10.1118/1.3298377](https://doi.org/10.1118/1.3298377)]

959 Med. Phys. 37 (3), March 2010

0094-2405/2010/37(3)/959/3/\$30.00

© 2010 Am. Assoc. Phys. Med. 959

Dosimetri a disposizione:

Film gafchromici EBT2

Matrici planari (Mapcheck, MatriXX,
Seven29)

Matrici non planari (Delta4, ArcCheck)

Camere a trasmissione

Dosimetria portatile

Parametro di comune impiego:

γ -index con limiti 3%/3mm

Matrici planari ...



SunNuclear
Mapcheck e
Mapcheck2: matrice
di diodi, $0.8 \times 0.8 \text{ mm}^2$



IBA MatriXX:
matrice di 1024 i.c.,
 $\varnothing 4 \text{ mm}$, che
coprono un campo
di $24.4 \times 24.4 \text{ cm}^2$
con spaziatura fissa
di 7.5 mm



PTW 2D array
Seven29: matrice di
729 i.c., $5 \times 5 \text{ mm}^2$,
che coprono un
campo di $27 \times 27 \text{ cm}^2$
con spaziatura fissa
di 10 mm

qualche riferimento

P.A.Jursinic et al., Medical Physics 30 (5), May 2003, 870

D. Letourneau et al., Radiotherapy and Oncology 70 (2004), 199-206

E. Spezi et al., Physics in medicine and biology 50 (2005) 3361-3373

B. Poppe et al., Medical Physics 33(4), April 2006 1005-1015

B. Poppe et al, Phys Med Biol. 2007 May 21;52(10):2921-35

J. Herzen et al. , Physics in medicine and biology 52 (2007) 1197-1208

F. Banci Buonamici et. al., Medical Physics 34(4), 2007

Dimensione dei rivelatori

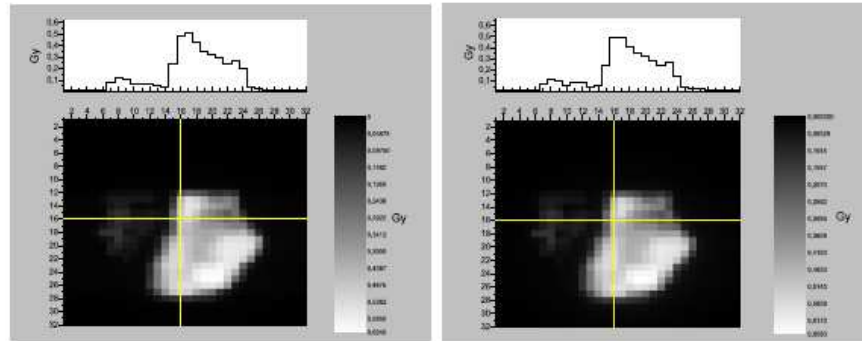


Figure 10. The dose distribution of the IMRT plan. In the left is the corrected calculated and in the right the measured dose distribution.

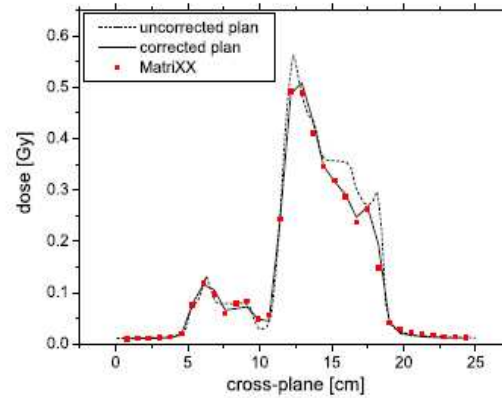


Figure 11. The comparison of the profiles of the uncorrected, corrected calculated and the measured IMRT dose distribution in the cross-plane direction.

J. Herzen et al. , Physics in medicine and biology 52 (2007) 1197-1208

Spaziatura dei rivelatori

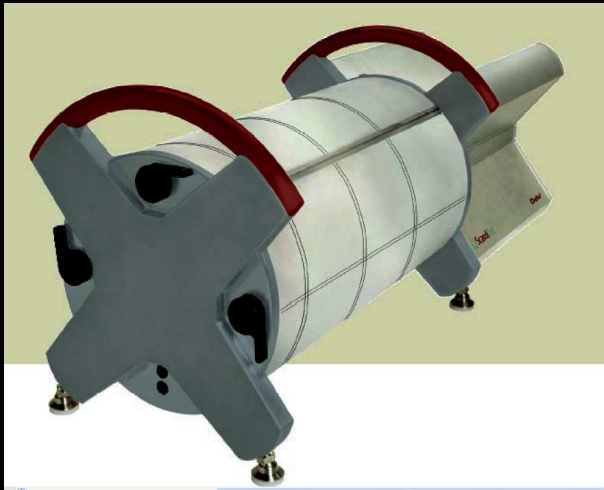
	Mean value	Standard error	Range	95% confidence interval
Film vs. "film sottocampionato MapCHECK™"	0.6 %	0.3%	-4.8 % – 6.2 %	0% – 1.1 %
Film vs. "film sottocampionato Seven29"	-0.6 %	0.3 %	-5.4 % – 4.6 %	-1.1% – 0%
Film vs. "film sottocampionato MatriXX"	0.1%	0.2 %	-4.8 % – 4.7 %	-0.3% – 0.5%

punti soddisfacenti la condizione $\gamma \leq 1$ per il confronto tra film e film campionato solo nei punti in cui è presente un rivelatore in una delle tre matrici

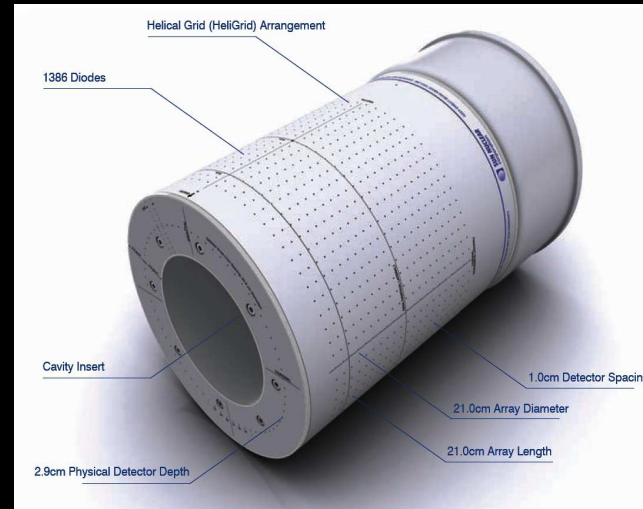
Bucciolini et. al., Medical Physics 31(1), 2004

Banci Buonamici et. al., Medical Physics 34(4), 2007

Matrici non planari ...



Scandidos Delta4



Sun Nuclear ArcCheck

Sadagopan et al.: Three-dimensional IMRT QA system, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 10, No. 2, Spring 2009

Bedford et al, Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification, Phys Med Biol. 2009 May 7;54(9):N167-76.

Létorneau *et al*, Novel dosimetric phantom for quality assurance of volumetric modulated arc therapy, Med. Phys 36(2009)",1813-1821

Camere a trasmissione ...



PTW David (multiwire)



IBA Compass (pixel chamber)

Quality assurance

Clinical performance of a transmission detector array for the permanent supervision of IMRT deliveries

Björn Poppe^{a,b}, Hui Khee Looe^{a,b,*}, Ndimofor Chofor^{a,b}, Antje Rühmann^{a,b}, Dietrich Harder^c, Kay C. Willborn^b

^aWorking Group Medical Radiation Physics, Carl von Ossietzky University Oldenburg, Germany; ^bPius-Hospital, Clinic for Radiotherapy and Oncology, Oldenburg, Germany; ^cMedical Physics and Biophysics, Georg August University, Göttingen, Germany

An integral quality monitoring system for real-time verification of intensity modulated radiation therapy

Mohammad K. Islam^{a)}

Department of Radiation Physics, Radiation Medicine Program, Princess Margaret Hospital, Toronto, Ontario M5G 2M9, Canada; Department of Radiation Oncology, University of Toronto, Toronto, Ontario M5G 2M9, Canada; and Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering, University of Toronto, Toronto, Ontario M5S 2Z9, Canada

5420 Med. Phys. 36 (12), December 2009

0094-2405/2009/36(12)/5420/9/\$25.00

© 2009 Am. Assoc. Phys. Med. 5420

Table 1

Enhancement factor of the normalized doses to superficial tissues due to the placement of transmission detectors between MLC and patient (field size $20 \times 20 \text{ cm}^2$). The DAVID chamber is compared with the COMPASS system [12].

Transmission monitor	Energy MV	SSD 70 cm depth 1.5 mm	SSD 70 cm depth 3.5 mm	SSD 90 cm depth 1.5 mm	SSD 90 cm depth 3.5 mm
DAVID	6	1.06	1.04	1.02	1.01
DAVID	10	1.13	1.08	1.05	1.03
COMPASS	6	1.37	1.16	1.10	1.04

Cosa ci si può aspettare dal QA dosimetrico ?

Patologia	% media punti con $\gamma \leq 1$	Scarto medio % in dose
<i>Prostata</i>	<i>97%</i>	<i>1.2%</i>
<i>Testa – collo</i>	<i>95%</i>	<i>< 0.5%</i>
<i>Quadrante APBI</i>	<i>99%</i>	<i>< 0.5%</i>
<i>Mammella</i>	<i>95%</i>	<i>< 0.5%</i>
<i>Mesotelioma</i>	<i>94%</i>	<i>< 0.5%</i>
<i>Altra patologia</i>	<i>95%</i>	<i>< 0.5%</i>

F. Banci Buonamici *et al*, Un protocollo di assicurazione di qualità in IMRT basato sulla verifica dosimetrica di 190 trattamenti, Atti del Congresso Nazionale AIFM, Reggio Emilia 2009

- D. A. Low et al, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Med. Phys.* 25(5), 1998
- Z. Su et al, A Systematic Analysis of Patient Specific IMRT QA Data , *Med. Phys.* 33(6), 2006, pp. 2291-2291
- P.M. Basran et al, An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures, *Med. Phys.* 35(6), 2008, pp. 2300-2307
- B. E. Nelms et al, A survey on planar IMRT QA analysis, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 8(3), 2007
- M. Bucciolini et al, Verification of IMRT fields by film dosimetry, *Med. Phys.* 31(2004), pp. 161-168
- F. Banci Buonamici et al, An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance, *Med. Phys.* 34 (2007), pp. 1372-1380

Grazie per l'attenzione