



Stefania Cora

U.O. Fisica Sanitaria

Ospedale "S. Bortolo"

“TPS commerciali e Monte Carlo a confronto”

email: stefania.cora@ulssvicenza.it

*Corso per l'utilizzo del codice MonteCarlo
in campo medico
ISS Roma 6-7 dic 2007*



- **Quanto accurato deve essere il calcolo della dose;**
- **analisi degli algoritmi di calcolo e loro classificazione;**
- **analisi del metodo Monte Carlo applicato al calcolo della dose in paziente (MCTP);**
- **Confronto tra TPS commerciali e metodo MCTP.**



Quanto accurato deve essere il calcolo della dose

Report 85 AAPM (2004): “**1% accuracy improvement in dose results in 2% increase in cure rate for early stage tumors.**”
(Boyer and Schultheiss, 1988)

Source of Uncertainties	Uncertainty at Present (%)	Uncertainty in Future (%)
Dose at the calibration point in water	2.5	1.0
Additional uncertainty for other points	0.6	0.3
Beam Monitor stability	1.0	0.5
Beam flatness	1.5	0.5
Patient data	1.5	1.0
Patient set up and organ motion	2.5	2.0
Overall (excluding dose calculation)	4.3	2.5
Dose calculation algorithm (multiple levels)	1.0 / 2.0 / 3.0 / 5.0	1.0 / 2.0 / 3.0
TOTAL	4.4 / 4.7 / 5.2 / 6.6	2.7 / 3.2 / 3.9

Se l'accuratezza globale richiesta nella dose rilasciata a un volume tumorale deve essere max 5% → accuratezza nel calcolo della dose deve essere max 1%-2%.



Quanto accurato deve essere il calcolo della dose



➤ Se l'accuratezza globale richiesta nella dose rilasciata a un volume tumorale deve essere max 5% → accuratezza nel calcolo della dose deve essere max 1%-2%.

➤ Questo grado di accuratezza è molto difficile da raggiungere per molti algoritmi, specialmente in assenza di equilibrio elettronico.

❖ *Una standardizzazione della dose assoluta rilasciata non può essere raggiunta se variabili quali anatomia, geometria, e densità associate ai singoli pazienti non sono adeguatamente considerate.*

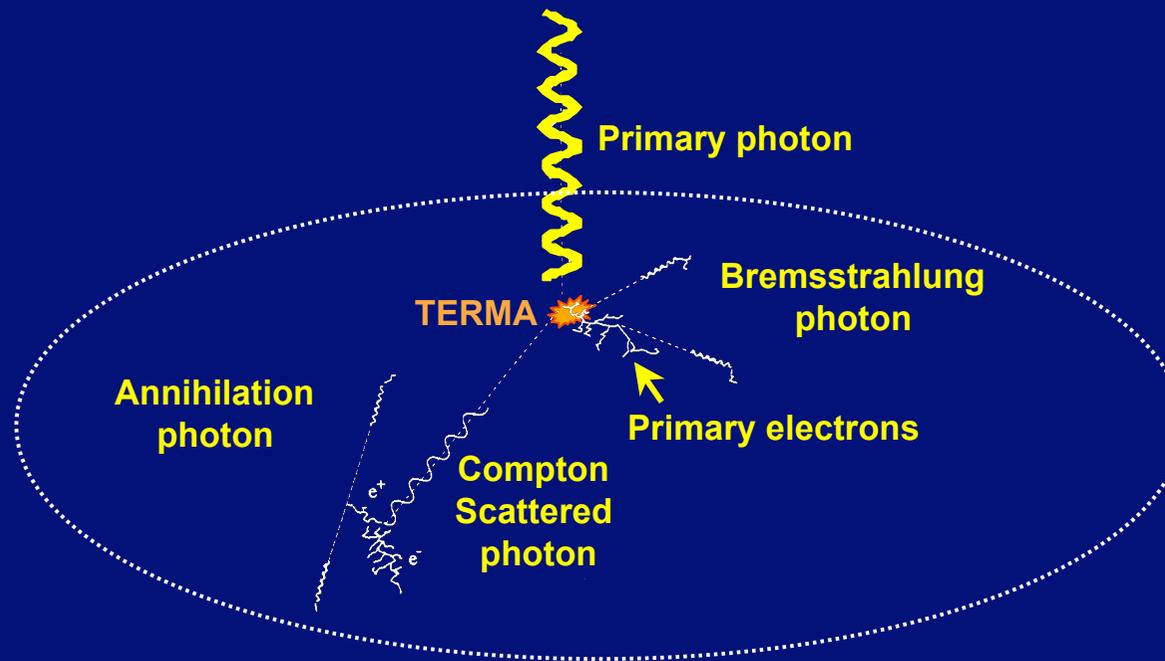


Valutazione del calcolo della dose in presenza di disomogeneità

Richiamo sui processi di rilascio e deposizione di energia a seguito dell'interazione di un fotone in un mezzo

➤ Deposizione di energia in tessuto (processo a due step)

➤ nel primo step, il fotone incidente rilascia un'energia nel sito di interazione: TERMA (Total Energy Released per unit MAss)



➤ nel secondo step, l'energia rilasciata nel punto d'interazione viene distribuita nell'intorno da particelle cariche messe in moto dal fotone e da fotoni diffusi, fotoni di bremsstrahlung e fotoni di annichilazione. La funzione che descrive questo deposito di energia per unità di TERMA è detta anche Dose Spread Function. La dose primaria è data dall'energia depositata dagli elettroni primari lungo le loro tracce.



Classificazione degli algoritmi di calcolo

	TERMA	DOSE
1D	<i>Local energy deposition (No electron transport)</i> Category 1 1.1 Linear attenuation 1.2 Ratio of TAR (RTAR) (Equivalent path length, effective SSD, isodose shift) 1.3 Power law (Batho)	<i>Non-local energy deposition (Electron transport)</i> Category 3 3.1 Convolution (pencil beam) 3.2 FFT techniques
3D	Category 2 2.1 Equivalent TAR (ETAR) 2.2 Differential SAR (DSAR) 2.3 Delta volume (DVOL) 2.5 3D Beam Subtraction Method	Category 4 4.1 Superposition/Convolution 4.2 Monte Carlo 2.4 Differential TAR (dTAR)



Classificazione degli algoritmi di calcolo

	TERMA
1D	<i>Local energy deposition (No electron transport)</i> Category 1 1.1 Linear attenuation 1.2 Ratio of TAR (RTAR) (Equivalent path length, effective SSD, isodose shift) 1.3 Power law (Batho)

$$\frac{D}{M}(\dots)_{eterogeneo} = CF(\dots) * \frac{D}{M}(\dots)_{acqua}$$

I parametri con cui si caratterizzano i fasci di fotoni usati nella radioterapia a fasci esterni (dati CAX e OAX) sono riferiti a fantocci ad acqua omogenei.

L'approccio più semplice per tenere conto delle disomogeneità del paziente è quello di considerare la disomogeneità come una perturbazione della quale tenere conto attraverso opportuni fattori correttivi (CF)



Classificazione degli algoritmi di calcolo

	TERMA
1D	<i>Local energy deposition (No electron transport)</i> Category 1 1.1 Linear attenuation 1.2 Ratio of TAR (RTAR) (Equivalent path length, effective SSD, isodose shift) 1.3 Power law (Batho)

$$\frac{D}{M}(\dots)_{eterogeneo} = CF(\dots) * \frac{D}{M}(\dots)_{acqua}$$

Sono metodi di correzione 1D nel senso che le correzioni avvengono a partire dalle variazioni di densità nel paziente lungo la direzione dei fotoni primari.

Il paziente viene schematizzato come una serie di strati diversi per ogni direzione primaria.



Classificazione degli algoritmi di calcolo

	TERMA
	<i>Local energy deposition (No electron transport)</i>
3D	Category 2 2.1 Equivalent TAR (ETAR) 2.2 Differential SAR (DSAR) 2.3 Delta volume (DVOL) 2.5 3D Beam Subtraction Method

APPROSSIMAZIONI:

- correzione per le disomogeneità ancora basate su metodi correttivi (applicazione di fattori correttivi a dosi calcolate in acqua);
- si propongono di tener conto in modo esplicito della variazione della dose diffusa causata dalla modifica della geometria del fascio (dimensioni e forma), effettuando una separazione tra dose primaria e dose diffusa;
- informazioni 3D (CT) sulla densità (no slab-like geometry) per calcolare in modo esplicito il contributo della dose diffusa;
- **no trasporto degli elettroni** (si assume l'equilibrio elettronico oppure che gli elettroni sono assorbiti nel punto in cui sono creati).



Classificazione degli algoritmi di calcolo

	TERMA
	<i>Local energy deposition (No electron transport)</i>
3D	Category 2 2.1 Equivalent TAR (ETAR) 2.2 Differential SAR (DSAR) 2.3 Delta volume (DVOL) 2.5 3D Beam Subtraction Method

LIMITI:

errori nel calcolo della dose:

- ETAR → errori fino al 70% nella regione del seno mascellare e del 20% per campi piccoli nel polmone;
- per gli altri metodi semi-empirici gli errori sono inferiori, ma non vanno bene in assenza di equilibrio elettronico laterale.

Classificazione degli algoritmi di calcolo

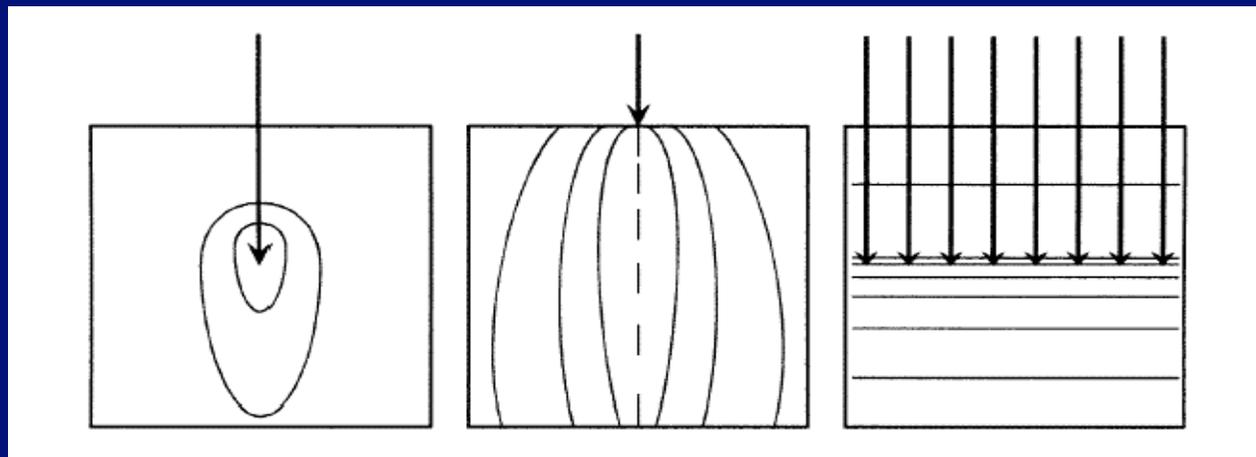
	DOSE
1D	<i>Non-local energy deposition (Electron transport)</i> Category 3 3.1 Convolution (pencil beam) 3.2 FFT techniques

❖ Metodi di convoluzione sono basati su una separazione del calcolo dell'energia rilasciata dal fotone da quello della successiva deposizione di energia attorno al punto d'interazione. Le funzioni che descrivono questa deposizione di energia sono dette Dose Spread Kernel.

POINT KERNEL

PENCIL KERNEL

PLANAR KERNEL





Classificazione degli algoritmi di calcolo



	DOSE
1D	<i>Non-local energy deposition (Electron transport)</i> Category 3 3.1 Convolution (pencil beam) 3.2 FFT techniques

- ❖ Un pencil kernel descrive la deposizione di energia in un punto nel paziente, per una data energia E , punto sulla superficie s , direzione di incidenza Ω , da un fascetto di fotoni elementare puntiforme monodirezionale.
- ❖ Pencil beam si possono ottenere o da calcoli MC o da un'integrazione di Point Spread Kernel.
- ❖ Gli algoritmi di calcolo basati su pencil kernel effettuano una correzione per le disomogeneità del tipo 1D, ossia correggendo solo per la densità lungo il percorso del raggio primario, o tenendo conto dello scatter solo sulla fetta su cui si trova il punto di calcolo.



Classificazione degli algoritmi di calcolo



	DOSE
1D	<i>Non-local energy deposition (Electron transport)</i> Category 3 3.1 Convolution (pencil beam) 3.2 FFT techniques

- ❖ Un metodo di convoluzione basato su tecniche Fast Fourier Transform (FFT) ha il vantaggio di essere veloce.
- ❖ In un mezzo disomogeneo, viene utilizzato un metodo di campionamento della densità di tipo 1D per correggere la fluenza primaria o TERMA.
- ❖ FFT effettua una convoluzione assumendo che i Kernel siano spazialmente invarianti, e li corregge per tener conto della fluenza primaria e della densità nel punto di interazione.



Classificazione degli algoritmi di calcolo



DOSE	
<i>Non-local energy deposition (Electron transport)</i>	
3D	Category 4
	4.1 Superposition/Convolution
	4.2 Monte Carlo
	2.4 Differential TAR (dTAR)

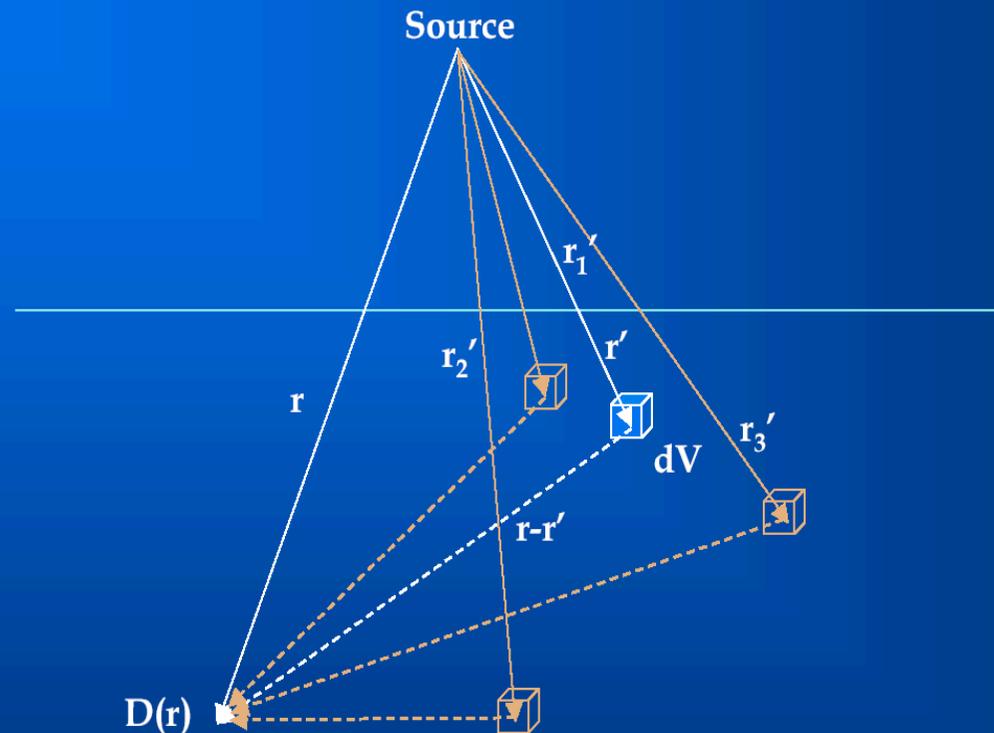
- ❖ Questa categoria di algoritmi utilizza modelli complessi per incorporare le informazioni sulla densità di tipo 3D a partire da dati CT, sia per il calcolo della dose dovuta a fotoni diffusi sia per la dose primaria.
- ❖ Il principio di convoluzione/sovrapposizione è basato sull'integrazione della distribuzione del TERMA moltiplicata per il kernel sull'intero volume del paziente.
- ❖ Il calcolo è effettuato sullo spazio radiologico (densità*distanza), ossia vengono riscalati per le densità sia il TERMA che il kernel.



Classificazione degli algoritmi di calcolo



Convolution Geometry

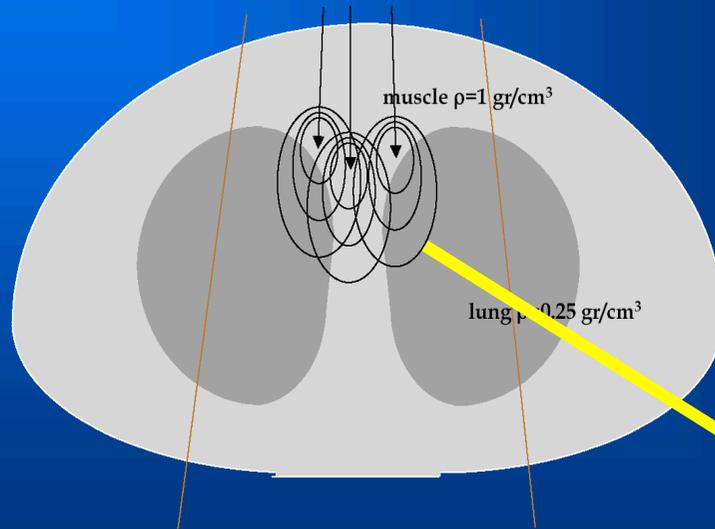


$$D(\vec{r}) = \sum \left\{ \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}_1')\Psi(\vec{r}_1')K(\vec{r} - \vec{r}_1') + \frac{\mu}{\rho}(\vec{r}_2')\Psi(\vec{r}_2')K(\vec{r} - \vec{r}_2') + \dots \right\}$$

Nikos Papanikolaou, Ph



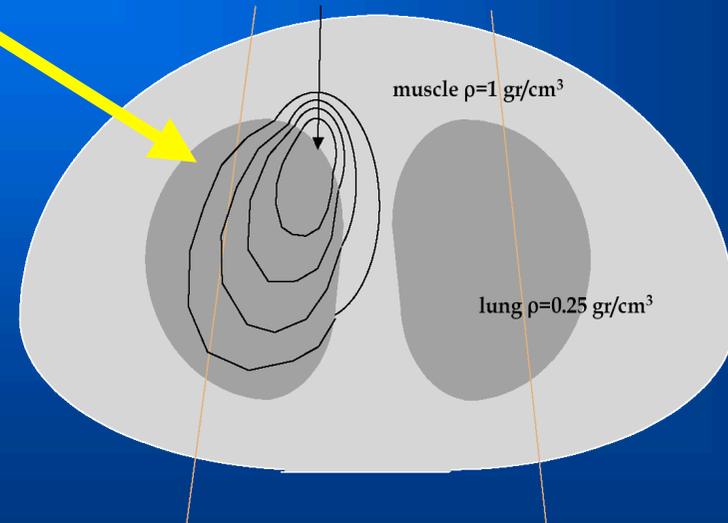
Convolution: Dose Computation



Nikos Papanikolaou, Ph



Convolution/Superposition: Heterogeneities



Nikos Papanikolaou, Ph



Classificazione degli algoritmi di calcolo



DOSE	
<i>Non-local energy deposition (Electron transport)</i>	
3D	Category 4
	4.1 Superposition/Convolution
	4.2 Monte Carlo
	2.4 Differential TAR (dTAR)

La tecnica MC del trasporto di radiazione si basa sull'utilizzo di distribuzioni di probabilità note che governano le singole interazioni di fotoni ed elettroni per simulare il loro trasporto attraverso la materia. **La simulazione di un gran numero di particelle (dette "storie") fornisce una descrizione delle proprietà medie del trasporto e delle distribuzioni associate, quali la deposizione di dose.**



Algoritmi di calcolo espliciti basati su MC

Le interazioni delle particelle modellizzate dai codici MC basati su EGSnrc, per un fascio di fotoni sono:

- **Rayleigh (Coherent) scattering, Compton (Incoherent) scattering, photo-electric effect, electron-positron pair/triplet production, atomic relaxations**
- **Elastic and inelastic electron and positron interactions, bremsstrahlung, positron annihilation**



Algoritmi di calcolo MC: modellizzazione esplicita



- ✓ Dettagliato trasporto dei fotoni
- ✓ Procedura mista per il trasporto di elettroni/positroni (class II condensed history MC method):
combinazione di valori di cut-off per l'angolo di scattering θ_c e per le perdite di energia W_c da selezionare tra
 - ☉ simulazione dettagliata di interazioni “dure” ($\theta > \theta_c$ and $W > W_c$)
 - ☉ metodo delle storie condensate per la simulazione di interazioni “molli” ($\theta < \theta_c$ and $W < W_c$)



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo applicato



al calcolo della dose in paziente

- ❖ Per applicare il MC come TPS, occorre simulare il trasporto di radiazione sia nella **testata** sia nel **dataset CT** che rappresenta il paziente.
- ❖ Esistono diversi codici Monte Carlo “general purpose” sviluppati per simulare il trasporto di radiazione: **EGS4** (Nelson et al 1985), **EGSnrc** (Kawrakow 2000), **BEAM** (simulazione della testata di un acceleratore, Rogers et al 1995), **PENELOPE** (Salvat et al 1996), **ETRAN/ITS** (Berger e Seltzer 1987), **MCNP** (Hendricks 1984), **FLUKA**, **GEANT4** ecc.
- ❖ L’implementazione di questi codici nei **TPS** per il **calcolo della dose** ha una limitazione principale legata al **tempo di calcolo**. Per questo motivo sono stati sviluppati dei codici basati sempre su MC per velocizzare il calcolo:

- Macro Monte Carlo (MMC)
- Voxel Monte Carlo (VMC++ e XVMC)
- Super Monte Carlo (SMC)
- MCDOSE
- PEREGRINE
- DMP



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo applicato



al calcolo della dose in paziente

Il guadagno in efficienza di questi codici deriva da:

- una semplificazione della descrizione della testata di trattamento;
- una semplificazione dei meccanismi di base del trasporto di radiazione;
- applicazione di metodi di riduzione della varianza;

Utilizzo di sistemi in parallelo, con un investimento extra in componenti hardware.

L'obiettivo finale è velocizzare il tempo di calcolo, per rendere utilizzabili nella routine clinica questi codici.



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo applicato



al calcolo della dose in paziente

Problema principale del MC: calcolo della dose è affetto dal “rumore statistico”, ossia dalle fluttuazioni statistiche legate al numero di particelle simulate $\rightarrow \sigma =$

$$\sqrt{\frac{1}{N}}$$

Ad es. il n° di particelle nello spazio delle fasi al di sotto dei collimatori per un campo 6x6 cm² (fascio di fotoni 15 MV) è di circa 5 milioni per avere un'incertezza statistica < 0.5% (1 σ) \rightarrow **influisce sul tempo di CPU.**

Table 1. The CPU time (hours) required by MCDOSE and BEAM/DOSXYZ for the beam modifier simulation investigated in this work on a Pentium III 450 MHz personal computer. The statistical uncertainties of the maximum doses are 1%.

	Modifier			
	45° wedge	60° wedge/block	E-shaped compensator	Butterfly-shaped electron cutout
BEAM + DOSXYZ	31.5 + 6.1	247.5 + 7.9	10.3 + 10.9	37.9 + 1.4
MCDOSE	2.3	13.0	5.3	2.5
Ratio	16.3	19.4	4.0	15.7



Calcolo della dose con MC

Maggiore accuratezza nel calcolo della dose con MC:

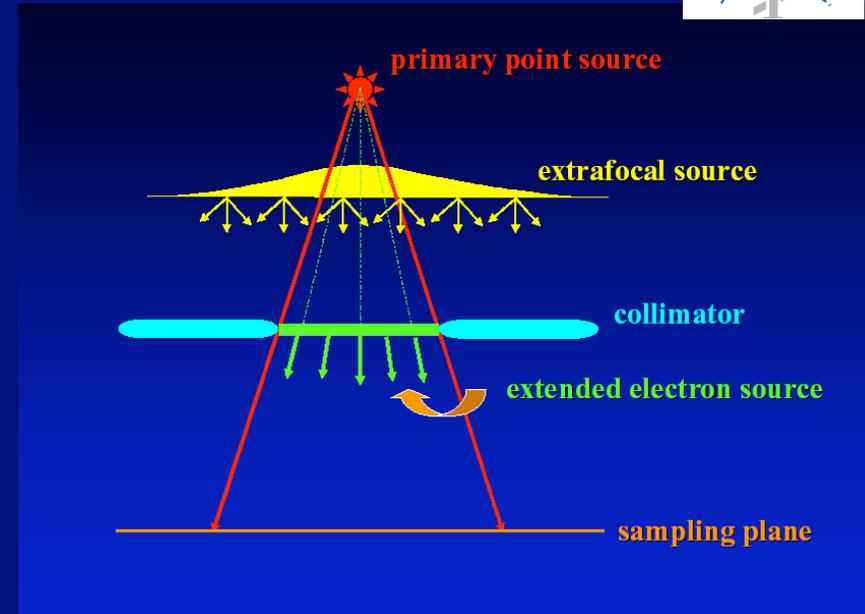
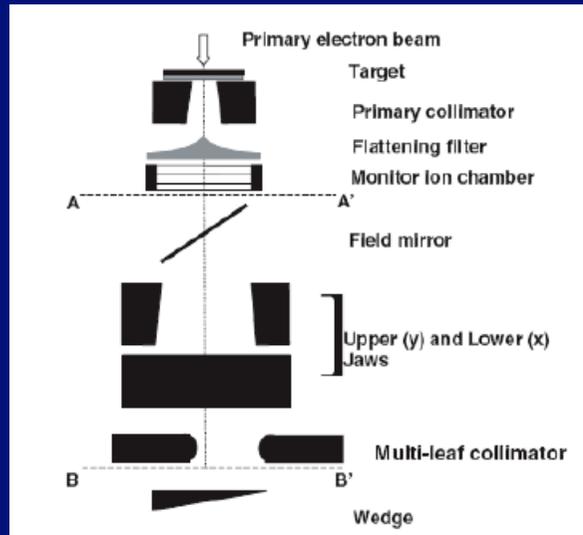
- eterogeneità: simula il trasporto della radiazione all'interno dei materiali che sono rappresentati nella scansione CT;
- sistema di collimazione: il trasporto di radiazione viene simulato anche nel MLC;
- mancanza di equilibrio elettronico laterale: nessuna ipotesi a priori viene fatta nel MC → è accurato anche in condizioni di mancanza di equilibrio elettronico laterale.



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Modellizzazione del fascio di radiazioni:



1) Costruzione di uno spazio delle fasi:

metodo più preciso, ma richiede un'accurata descrizione della testata e tempi di calcolo più lunghi.

Problema della scelta dei parametri iniziali (energia e dimensioni della sorgente, non forniti dalla ditta).

2) modelli di sorgenti virtuali:

la testata viene sostituita con modelli che la dividono in più sorgenti che descrivono i principali effetti delle componenti della testata sulla radiazione di fotoni.

Introducono delle approssimazioni, ma sono più veloci nella simulazione.



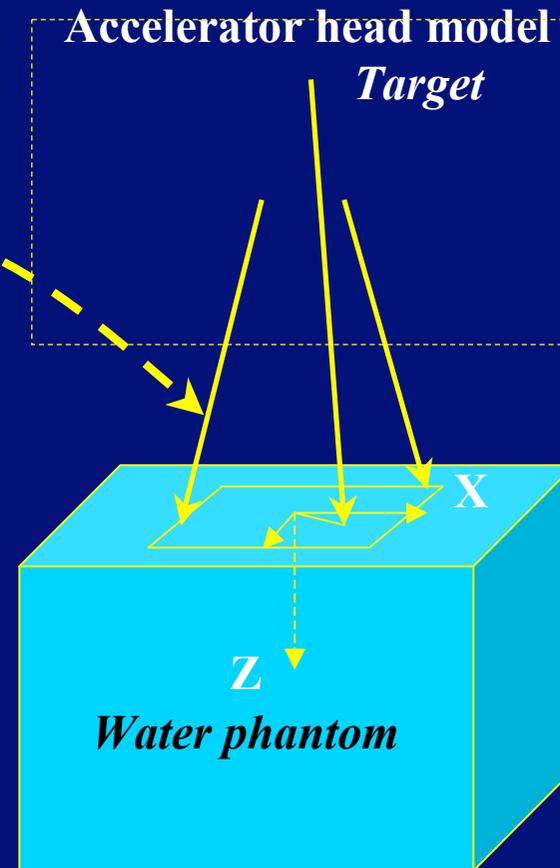
Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Modellizzazione della testata con mappe di fluenza:

Es. con mappe di fluenza prodotte dal TPS per ricostruire uno spazio delle fasi approssimato.

Incidence fluence map: $I = f(E, x, y)$
3 variabili (E, x, y) e i corrispondenti
valori di intensità I per fotoni che
viaggiano lungo i raggi che connettono
la sorgente al punto (x, y) sul piano
incidente.





Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



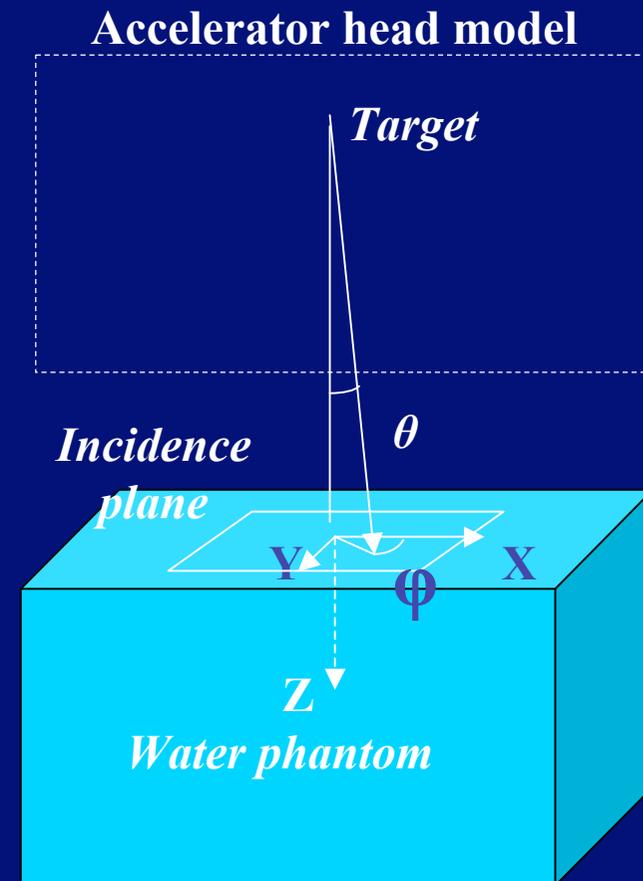
Modellizzazione della testata con mappe di fluenza:

Es. con mappe di fluenza prodotte dal TPS per ricostruire uno spazio delle fasi approssimato.

Gli angoli φ e θ sono calcolati dai parametri spaziali iniziali assumendo che i fotoni viaggino lungo i raggi che connettono la sorgente al punto (x, y) sul piano incidente.

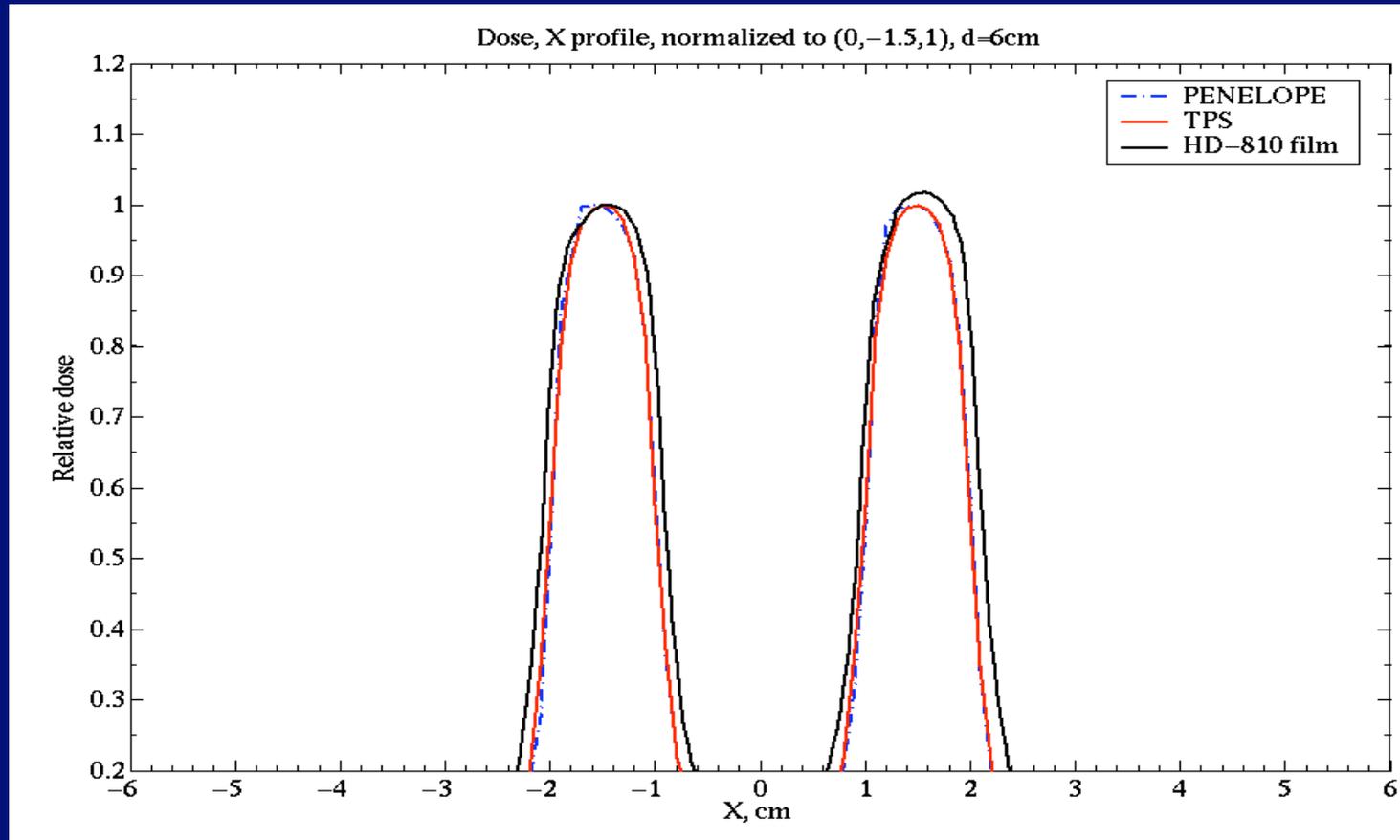
$$\tan \varphi = \frac{y}{x},$$

$$\tan \theta = \frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{\text{SSD}},$$





Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



I profili attraverso campi piccoli e nelle regioni di penombra di campi grandi, mostrano che la dose misurata è $> 10\%$ della dose calcolata con l'approssimazione della distribuzione angolare con i raggi divergenti.



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Modellizzazione della testata con mappe di fluenza :

Approssimazioni introdotte:

- a seconda del TPS usato, l'informazione sulla contaminazione elettronica può essere o no registrata nella mappa di fluenza.
- Si assume che la distribuzione angolare della direzione iniziale dei fotoni sia quella dei raggi divergenti.
- Non si tiene conto del leakage dal MLC e dell'effetto T&G.

Vantaggi:

Maggiore efficienza di calcolo.



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Calcolo della dose in paziente:

- Codice che consenta il calcolo della dose in un fantoccio costruito secondo una geometria a voxel rettilinei (per poter utilizzare i voxel CT con cui viene rappresentato il paziente);
- effettuare una conversione da numeri CT al materiale contenuto nei voxel della TAC per poter utilizzare le sezioni d'urto dei materiali (o tramite dati inseriti dall'utente o direttamente a partire da una tabella di conversione numeri CT - densità elettronica);
- trasporto delle particelle in paziente:
 - a partire dalla simulazione delle interazioni di ogni singola particella del fascio (**più accurato ma time-consuming**)
 - introducendo tecniche di riduzione della varianza, quali photon interaction forcing, photon splitting e Russian Roulette, o metodi semplificati nel trasporto delle particelle quali correlated sampling, electron track repeating
 - parallelizzazione del codice senza hardware aggiuntivo (DMP)
- Smoothing/denoising delle distribuzioni di dose



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Calcolo della dose in paziente:

➤ calcolo della dose in un fantoccio costruito secondo una geometria a voxel rettilinei:

- qual è l'errore introdotto dalle dimensioni dei voxels?

Maggiori sono le dimensioni, più elevata è la statistica (MC calcola la dose media nel voxel), ma minore è la risoluzione, e l'accuratezza nel calcolare il trasporto degli elettroni nelle zone di interfaccia.

(vedi Shaart P.M.B. 2002 (47) 1459-1484, relativo a MCNP code)



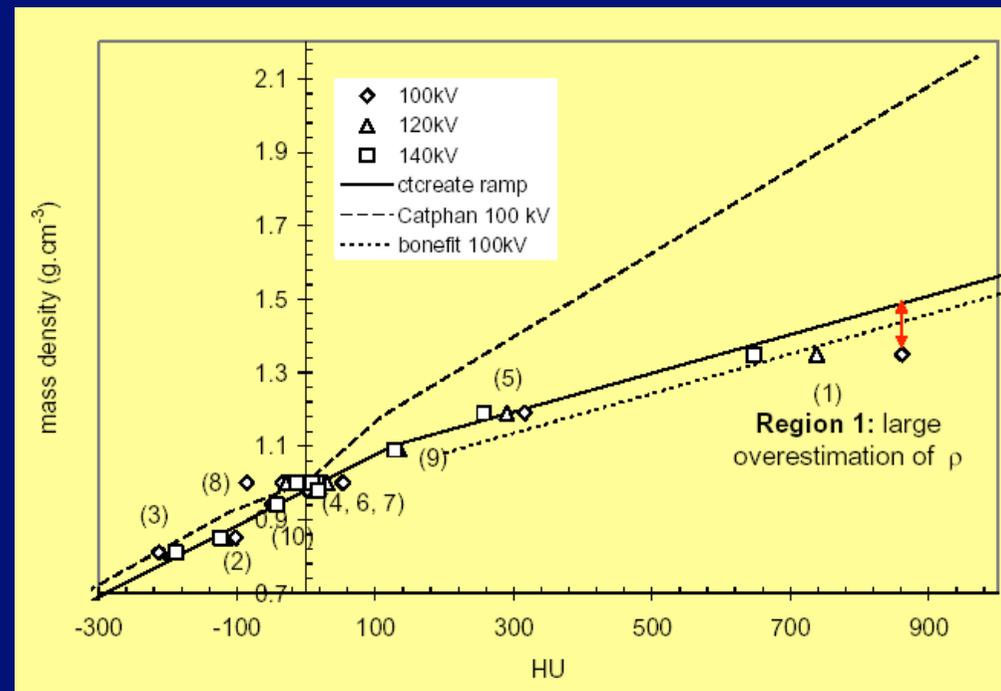
Caratteristiche del Metodo Monte Carlo

Calcolo della dose in paziente:



➤ effettuare una conversione da numeri CT al materiale contenuto nei voxel della TAC:

✓ fare attenzione all'assegnazione dei materiali, basandosi sulla relazione HU-densità dei materiali





Caratteristiche del Metodo Monte Carlo

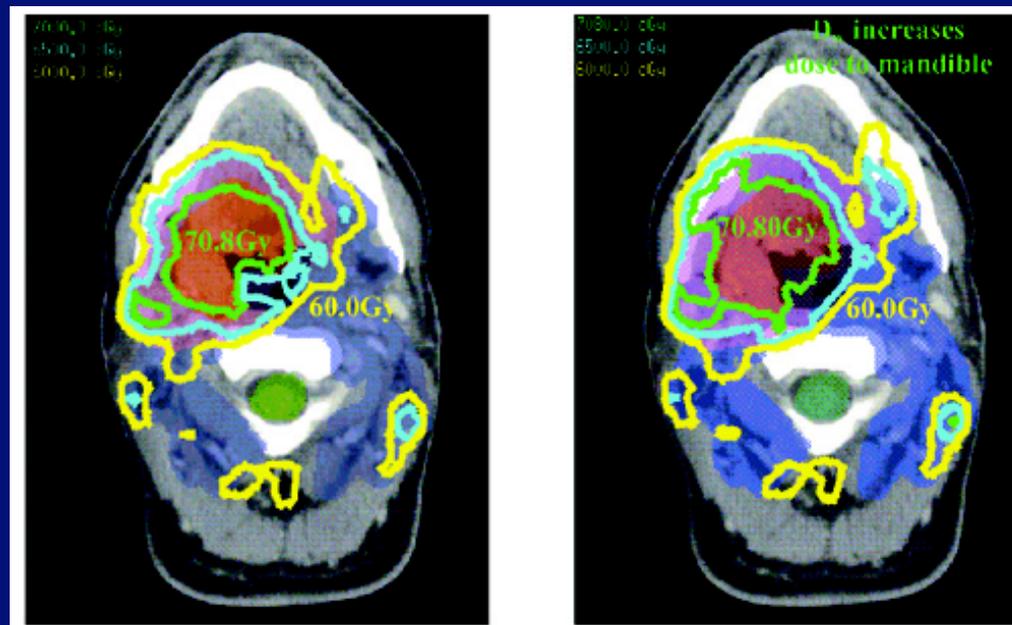
Calcolo della dose in paziente:



➤ effettuare una conversione da numeri CT al materiale contenuto nei voxel della TAC:

✓ dibattito: è meglio calcolare la dose in tessuto o la dose in acqua variando solo la densità in funzione del numero CT, come fanno i vari TPS?

Dose in acqua aumenta la dose alla mandibola....





Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Calcolo della dose in paziente:

- calcolo della dose: riduzione dei tempi di calcolo

introducendo tecniche di riduzione della varianza, quali photon interaction forcing, photon splitting e Russian Roulette, correlated sampling, electron track repeating



Confrontare le dosi ottenute con queste approssimazioni/semplificazioni con i risultati ottenuti con i TPS standard.



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo

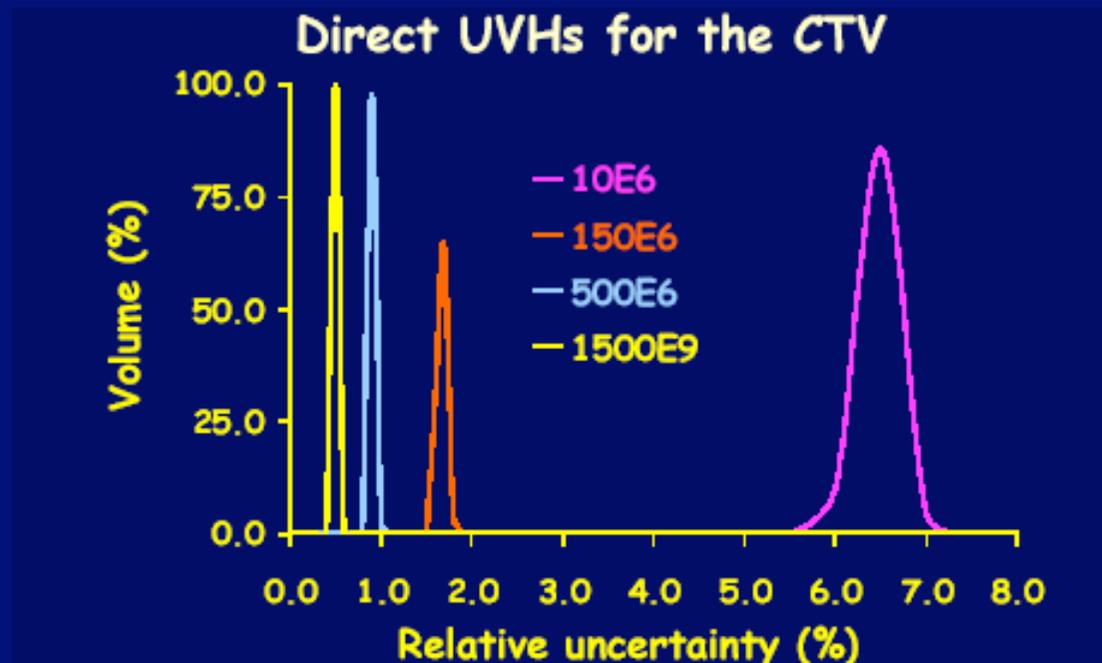


Calcolo della dose in paziente:

➤ calcolo della dose:

L'incertezza statistica come influisce sulla distribuzione di dose?

(Chetty, Int. J. Rad.Onc. Biol. Phys. 2006 (45), 1249-1259)





Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Calcolo della dose in paziente:

➤ calcolo della dose:

Metodi di denoising/smoothing della distribuzione di dose
(vedi De Smedt, Med. Phys. 2006 (33), 1678-1687)



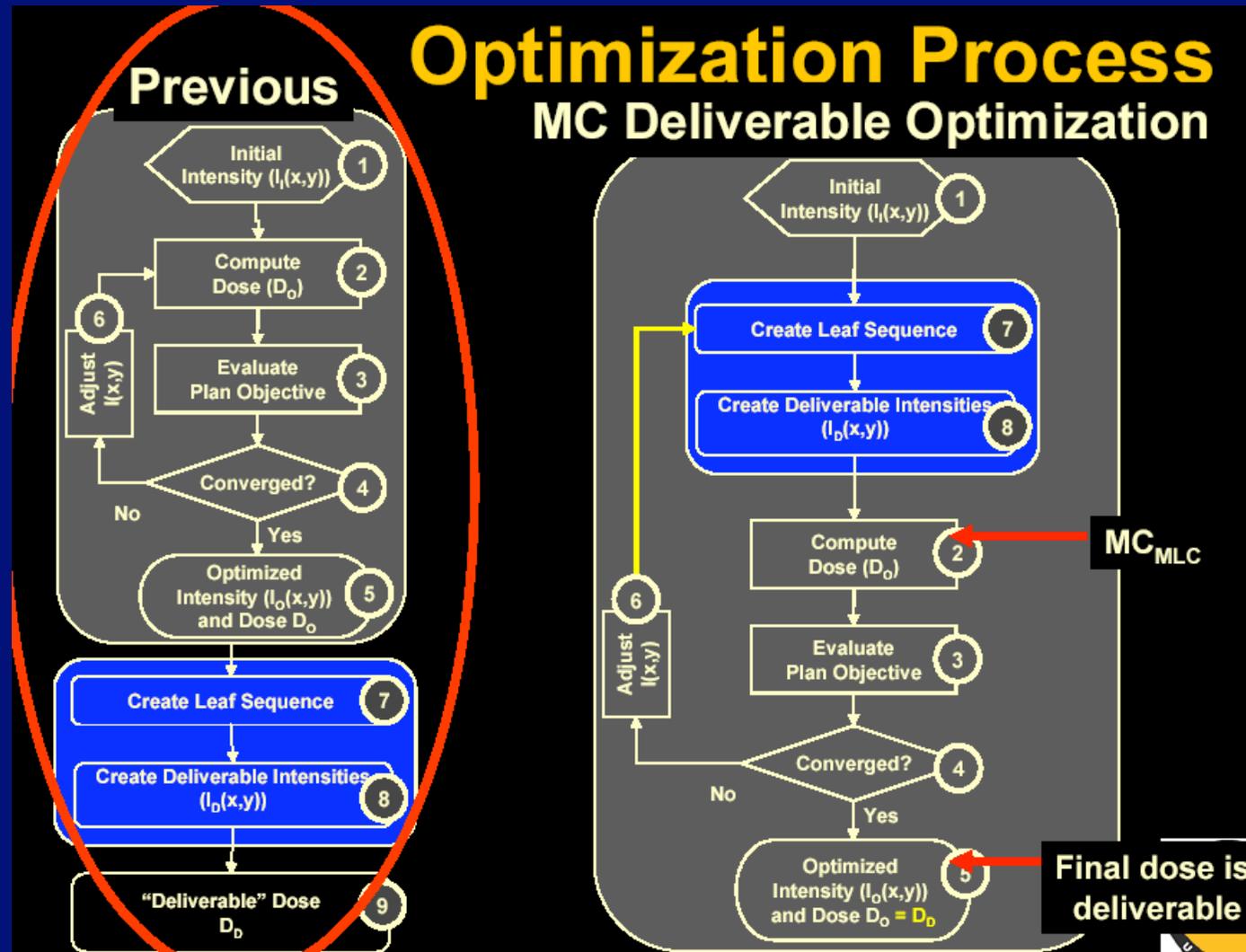
La scelta del tipo di algoritmo utilizzato può introdurre un errore sistematico nella distribuzione di dose, soprattutto in regioni ad alto gradiente di dose



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo

Calcolo della dose in paziente: IMRT

- Sistemi di calcolo ibridi nell'inverse planning:





Caratteristiche del Metodo Monte Carlo

Calcolo della dose in paziente: IMRT



➤ Sistemi di calcolo ibridi nell'inverse planning:

Ricalcolo finale della dose con MC

RT algorithm

MultiPlan® System

Load Fuse Contour Align Plan Visualize Plan QA Settings Help

Beams Ball-cube Plan Reference Plan Animation

Active Plan [MC_HR_2un_tr] - Beams [126], Total MU [18439.81] Reference Plan [fc15_RT_LargeGrid] - Beams [126], Total MU [17651.64]

Plan list

Plan Name	Ref. Dose
MC_lowR_2un	3245
MC_lowR_4un	3298
MC_reopt	3259
MC_reopt_finetu	3259
MC_reopt_restor	3244
fc15	3250
fc15_RT_LargeG	3250
fc15_RT_high	3250

Load Reference Plan

Reference Dose Calculation

Algorithm: Ray-Tracing

Resolution: High

Uncertainty (%): 0

Calculate

Target Volume: PTV

Target Volume: PTV

Volume: 13673 mm³

80% (260) 50.24% Vol

50%

Volume: 13673 mm³

80% (2600.00cGy) Dose: 97.00% Vol

97%

Critical Volume: pol dx netto

Critical Volume: pol dx netto

Volume: 2180558 mm³

Volume: 2180558 mm³

Dose Statistics Table

VOI	Min(cGy)	Max(cGy)	CI	nCI	HI	Coverage
PTV	1897.67	3250.00	1.08	2.16	1.25	50.24%
GTV	2294.22	3224.21	2.74	3.44	1.25	79.85%
shell ptv	62.26	1985.90	n/a	n/a	n/a	n/a
midollo	12.99	232.26	n/a	n/a	n/a	n/a
polmone dx 1	0.00	3197.22	n/a	n/a	n/a	n/a
spine trackin	0.00	389.93	n/a	n/a	n/a	n/a

Dose Statistics Table

VOI	Min(cGy)	Max(cGy)	CI	nCI	HI	Coverage
PTV	2378.25	3250.00	1.16	1.20	1.25	97.00%
GTV	2522.99	3241.90	4.68	4.83	1.25	96.91%
shell ptv	72.24	1875.67	n/a	n/a	n/a	n/a
midollo	17.31	217.62	n/a	n/a	n/a	n/a
polmone dx 1	2.57	3250.00	n/a	n/a	n/a	n/a
spine trackin	2.59	458.37	n/a	n/a	n/a	n/a

Patient: MARIO COSTA, 070914_141246

Plan: MC_HR_2un_tr, 2007-12-03 05:04:57

Rx: 80%, 2600.00 cGy

©2007 Accuray Inc. All rights reserved.



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Calcolo della dose in paziente: IMRT

➤ Sistemi di calcolo ibridi nell'inverse planning:

Riottimizzazione della dose con MC

RT algorithm

MultiPlan® System

Beams Ball-cube Plan **Reference Plan** Animation

Active Plan [MC_reopt_restored] - Beams [97], Total MU [21908.46]

Reference Plan [fc15_RT_high] - Beams [126], Total MU [17651.59]

Plan list

Plan Name	Ref. Dose
MC_lowR_4un	3298
MC_reopt	3259
MC_reopt_finetu	3232
MC_reopt_restor	3241
fc15	3250
fc15_RT_high	3250
fc15_RT_low	
fc15gg	

Reference Dose Calculation

Algorithm: Ray-Tracing

Resolution: High

Uncertainty (%): 0

Calculate

Target Volume: GTV

Volume: 3394 mm³

91%

Critical Volume: All Critical Regions

Volume: 3753957 mm³

Dose Statistics Table

VOI	Min(cGy)	Max(cGy)	CI	nCI	HI	Coverage
PTV	2316.68	3250.00	1.17	1.27	1.25	91.88%
GTV	2320.36	3193.54	4.73	5.18	1.25	91.23%
shell ptv	84.57	2492.73	n/a	n/a	n/a	n/a
midollo	8.41	198.94	n/a	n/a	n/a	n/a
polmone dx 1	0.00	3250.00	n/a	n/a	n/a	n/a
spine trackin	0.00	502.40	n/a	n/a	n/a	n/a

Target Volume: GTV

Volume: 3394 mm³

97%

Critical Volume: All Critical Regions

Volume: 423400 mm³

Dose Statistics Table

VOI	Min(cGy)	Max(cGy)	CI	nCI	HI	Coverage
PTV	2378.24	3249.99	1.16	1.20	1.25	97.00%
GTV	2522.98	3241.89	4.68	4.83	1.25	96.91%
shell ptv	72.24	1875.66	n/a	n/a	n/a	n/a
polmone dx 1	7.27	3249.99	n/a	n/a	n/a	n/a
col dx netto	7.27	2972.35	n/a	n/a	n/a	n/a

©2007 Accuray Inc. All rights reserved.



Caratteristiche del Metodo Monte Carlo



Calcolo della dose in paziente: disomogeneità

In presenza di **disomogeneità**, il problema principale nel calcolo della dose si pone alle **interfacce** di due mezzi diversi. Qui i vari coefficienti di attenuazione, di assorbimento energetici e gli stopping power collisionali massici sono diversi nei due lati dell'interfaccia.

Nella simulazione Monte Carlo, il **trasporto delle particelle cariche** è importante in quanto particelle cariche messe in moto su un lato dell'interfaccia possono migrare sull'altro lato e depositare l'energia lì.

Un'inadeguata modellizzazione del trasporto delle particelle cariche può risultare in un'inaccurata predizione degli effetti di sotto o sovradosaggio alle interfacce.



Confronto tra TPS convenzionali e MC



Calcolo della dose in paziente: disomogeneità

- MC usato come verifica della accuratezza degli algoritmi implementati nei TPS.
- MC usato come algoritmo di calcolo della dose in paziente.

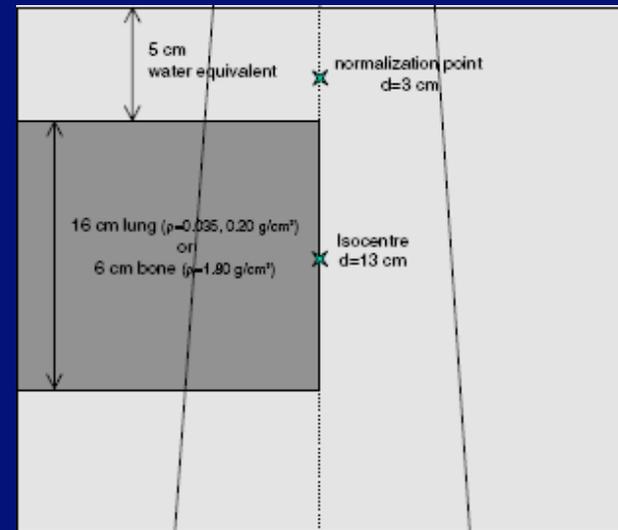
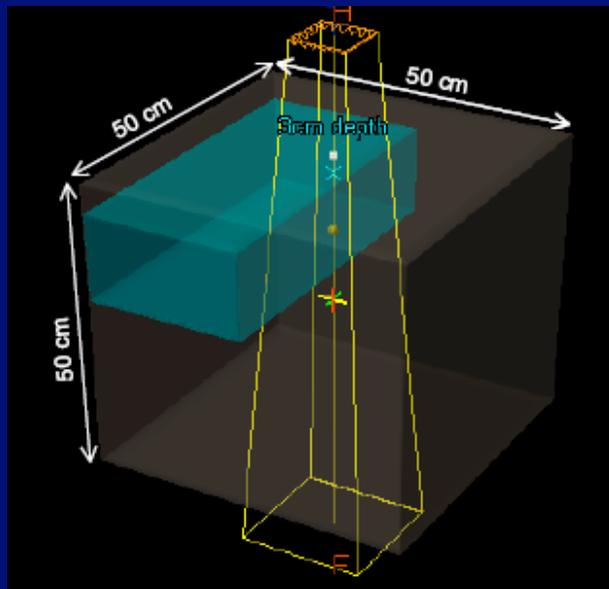


Confronto tra TPS convenzionali e MC



Calcolo della dose in paziente: disomogeneità

- MC usato come verifica della accuratezza degli algoritmi implementati nei TPS.



Antonella Fogliata et al, Phys. Med. Biol. 52 (2007) 1363–1385.



Confronto tra TPS convenzionali e MC



Varian Eclipse TPS:	Eclipse 1 single pencil-beam convolution (PBC-ECL) with the modified Batho correction,	Eclipse 2 anisotropic analytical algorithm (AAA-ECL),
Elekta PrecisePlan (PPLAN) (in PMB 2006)	EPL correction for inhomogeneities	
Philips Pinnacle TPS:	collapsed cone (CC-PIN), release 7.6c.	'fast convolve' and 'adaptive convolution' methods
CMS XiO TPS:	multigrid superposition/convolution (MGS-XiO), release 4.2.0;	fast Fourier transform convolution (FFTC-XiO), release 4.2.0.
Nucletron Oncentra MasterPlan (OMP): (discendente da Helax-TMS TPS)	2D pencil beam convolution with EPL correction for primary dose	Collapsed Cone Convolution



Confronto tra TPS convenzionali e MC



Accuratezza nel calcolo della dose dipende da diversi fattori:

- Energia
- Dimensioni del campo
- Tipo di disomogeneità (densità del mezzo, estensione, composizione)



Situazioni più critiche si hanno in condizioni di mancanza di equilibrio elettronico (dove è più difficile modellizzare il trasporto degli elettroni) →

- alte energie (>6 MV)
- campi piccoli
- basse densità del tessuto

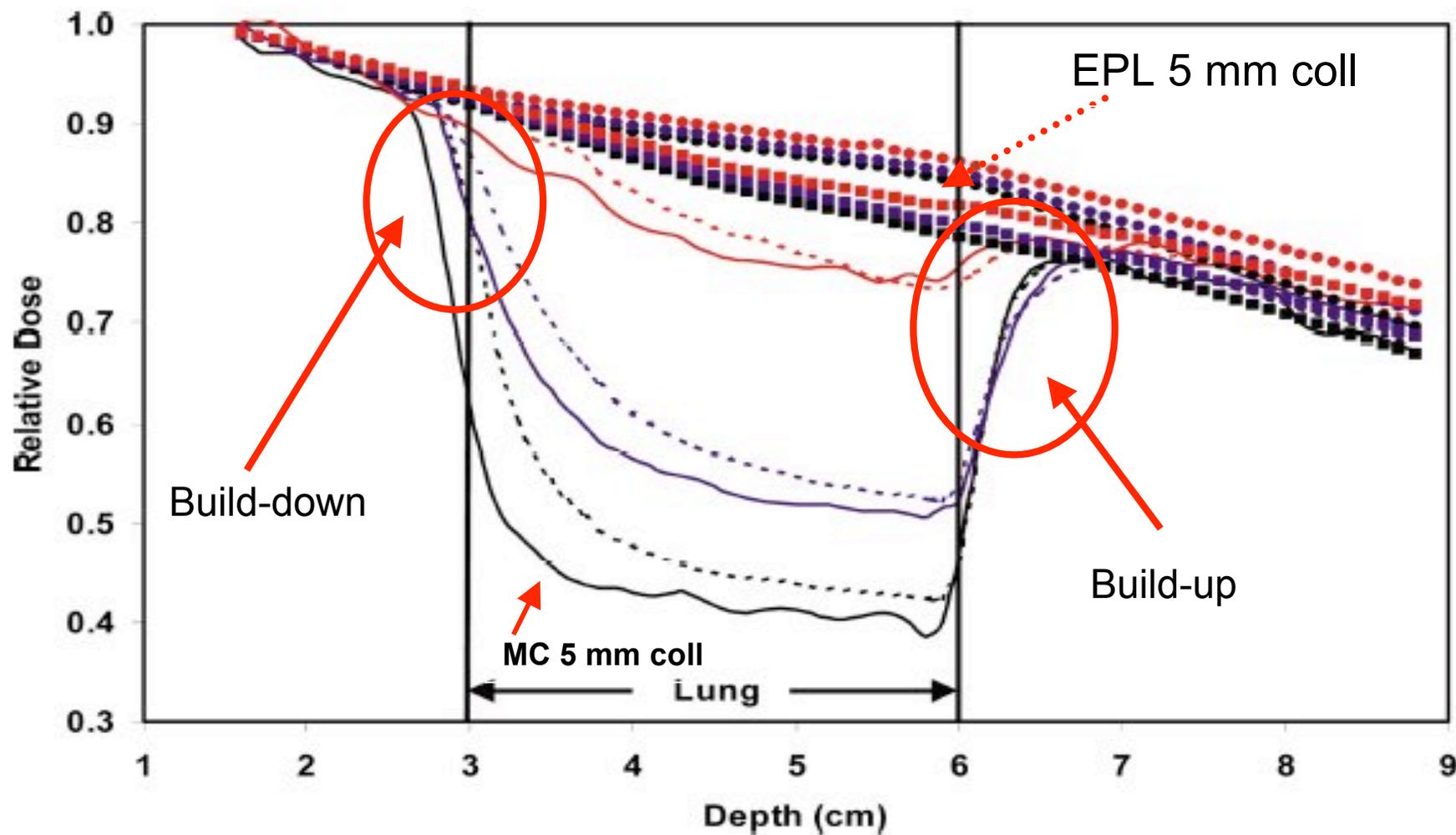


Confronto tra TPS convenzionali e MC



- **Tipo di disomogeneità: basse densità**

- ✎ Gli algoritmi basati su pencil beam e Fast Fourier transform o correzioni per le disomogeneità di tipo 1D falliscono nel calcolo della dose all'interno della disomogeneità (**sovrastima della dose**) e non presentano la **zona di build-down** prima della disomogeneità e la **zona di re-buildup** dopo la disomogeneità;
- ✎ Tra gli algoritmi che modellizzano in modo implicito il trasporto degli elettroni, quelli che hanno implementato il metodo "**collapsed cone**" sono quelli più accurati, anche se presentano ancora una sovrastima della dose rispetto al MC soprattutto ad alte E (15 MV es.) e per campi piccoli.
- ✓✎ I CS (Convolution/Superposition) sono più consistenti con MC rispetto a AAA nel caso di alte E e campi piccoli.



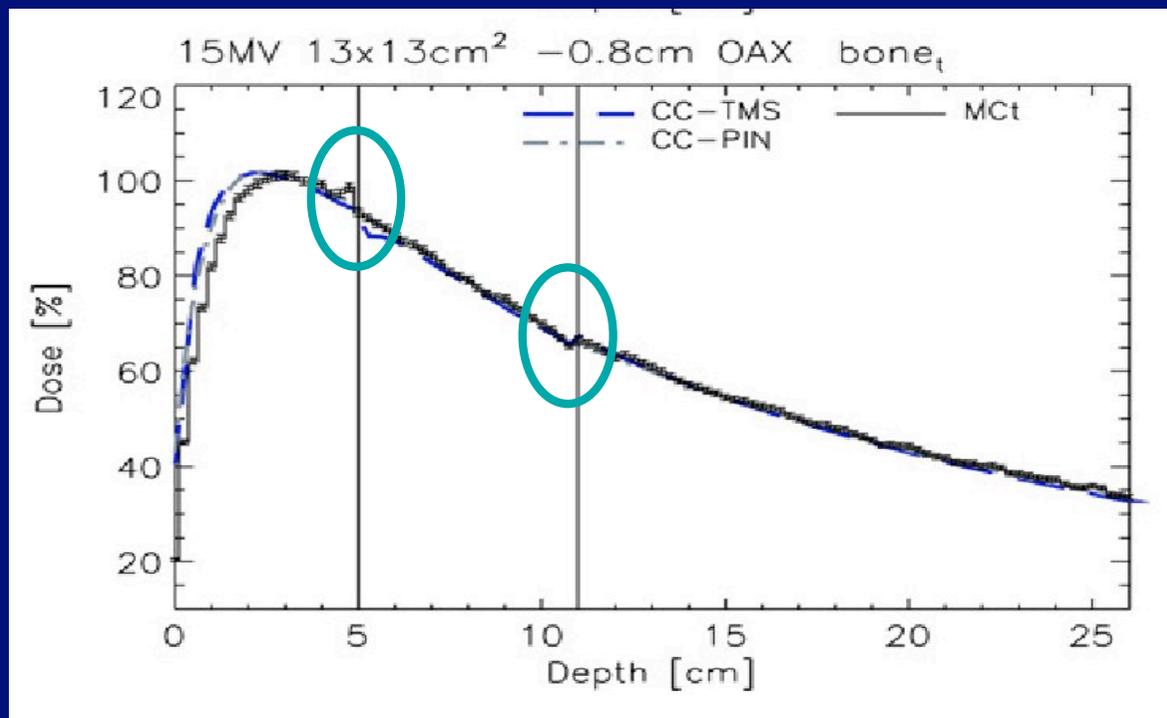
From Jones and Das, Med. Phys. March 2005



Confronto tra TPS convenzionali e MC



- **Tipo di disomogeneità:** nel caso di disomogeneità con osso
 - ✎ Tutti gli algoritmi hanno un buon accordo con MC;
 - ✎ Tra gli algoritmi che modellizzano il trasporto implicito degli elettroni, quelli che hanno implementato il metodo "collapsed cone", mostrano delle discontinuità alle interfacce in accordo con il MC; AAA-ECL e MGS-XiO non presentano tali discontinuità.





Confronto tra TPS convenzionali e MC

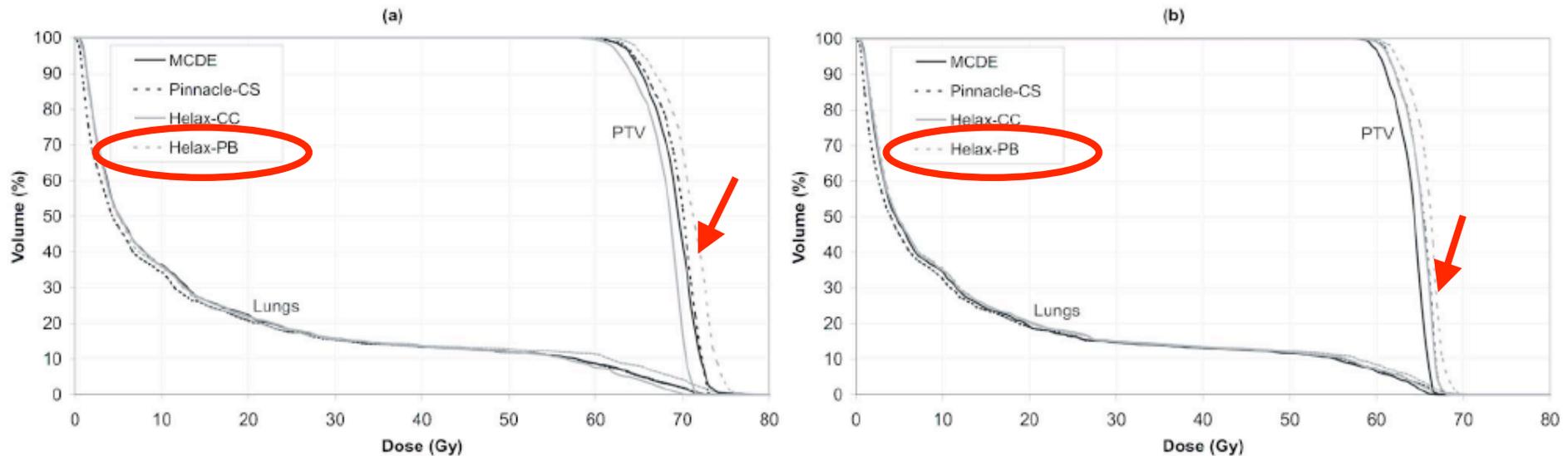


- **Confronto su pazienti reali: caso del lung**
(Vanderstraeten, Med. Phys. 33, 2006)

TPS: - Pinnacle – CS (Philips)
- Helax TMS (CC, PB) (Nucletron)

MC: **MCDE** (basato su BEAMnrc e DOSXYZnrc, modificati parzialmente)

6 MV



Dose to real CT values

Dose replacing all CT voxels with water



Confronto tra TPS convenzionali e MC

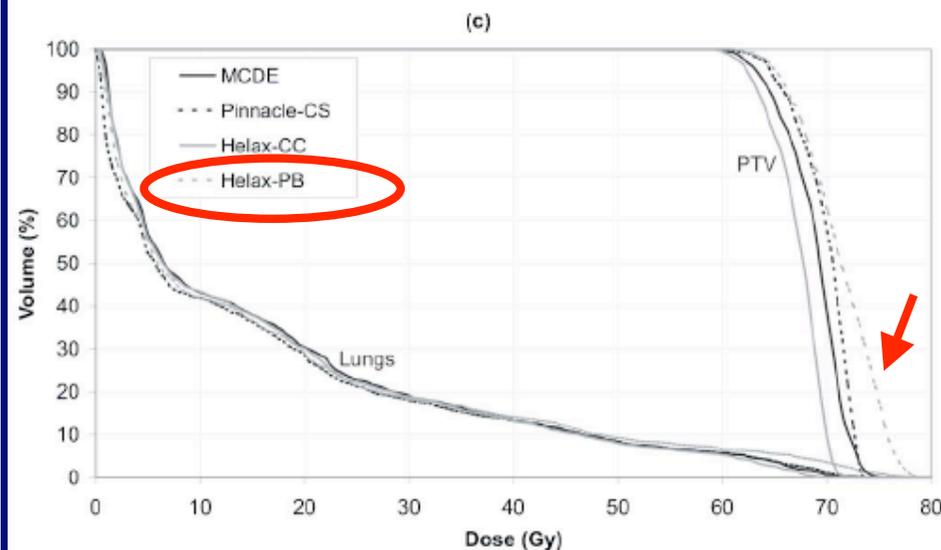


- **Confronto su pazienti reali: caso del lung**
(Vanderstraeten, Med. Phys. 33, 2006)

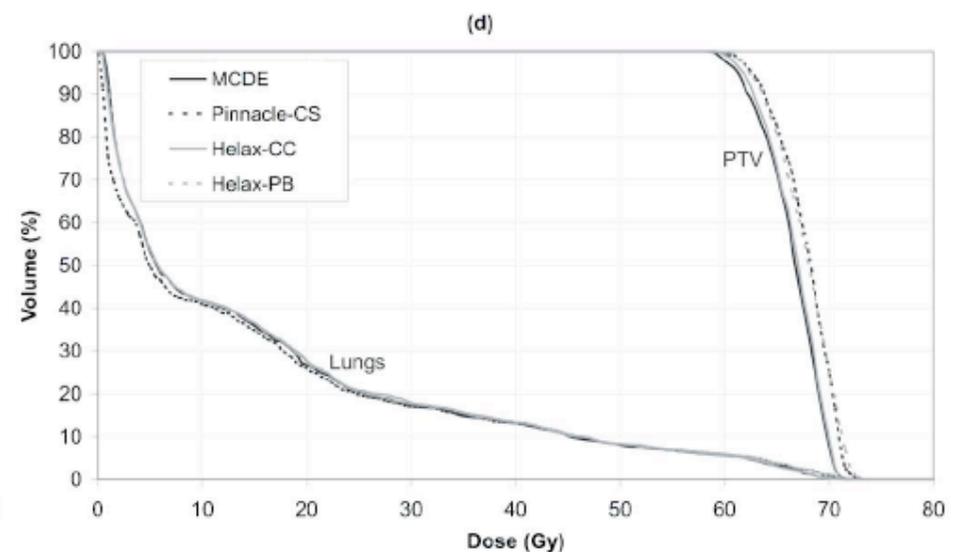
TPS: - Pinnacle – CS (Philips)
- Helax TMS (CC, PB) (Nucletron)

MC: **MCDE** (basato su BEAMnrc e DOSXYZnrc, modificati parzialmente)

18 MV



Dose to real CT values



Dose replacing all CT
voxels with water



Confronto tra TPS convenzionali e MC



- **Confronto su pazienti reali: caso H&N**

Knöös, PMB 2006 (51)

- presenza di cavità d'aria anche nel PTV;
- campi stretti;
- missing tissue;
- molta differenza negli SP di aria rispetto ad acqua → dose to tissue è meglio!

100% dose

TPS rispetto al MC:

- ❖ PB sovrastima la dose rispetto a MC di ca 3% sia a 6 MV che a 15/18 MV;
- ❖ CC sovrastima meno (ca 1.7%)

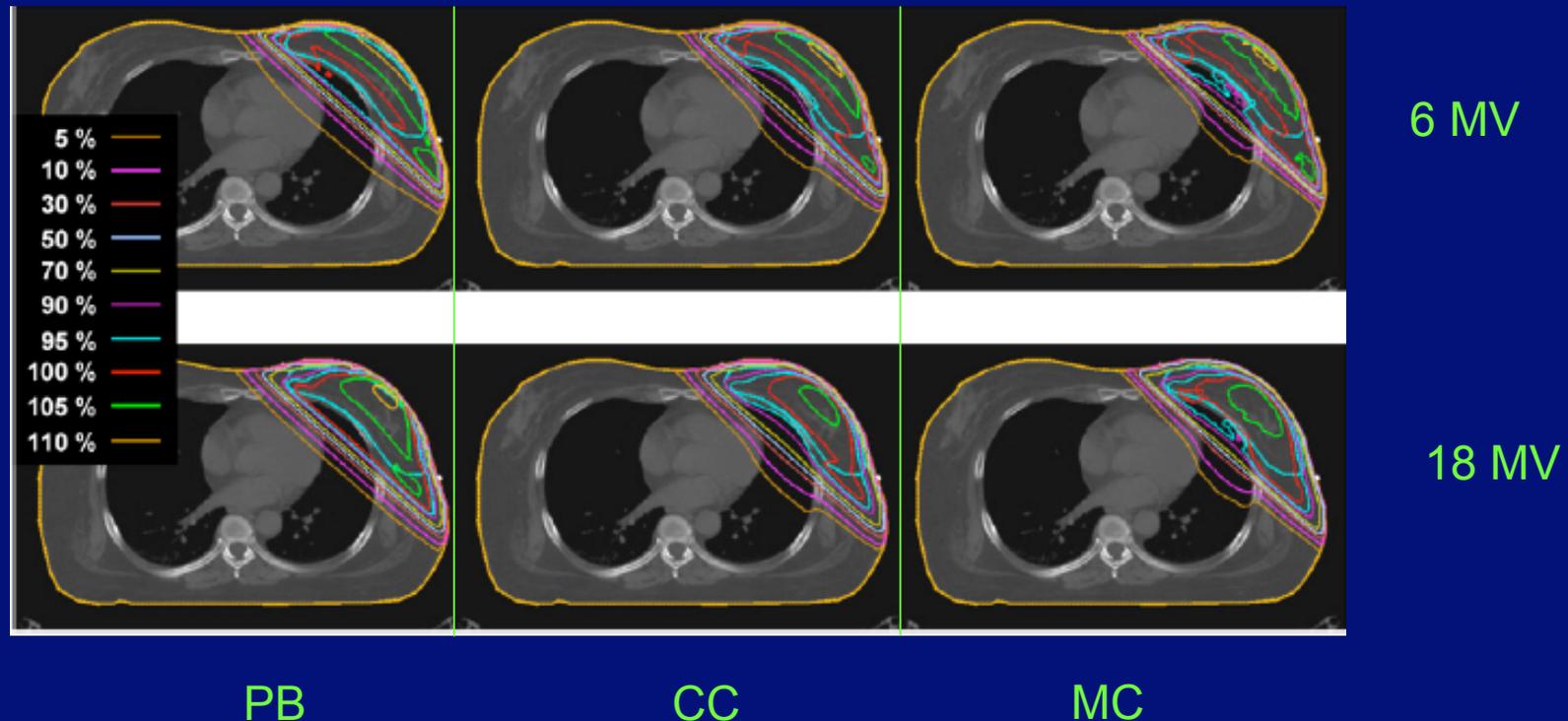


Confronto tra TPS convenzionali e MC



- Confronto su pazienti reali: caso breast

Knöös, *PMB* 2006 (51) ➤ interfaccia polmone-tessuto;



TPS rispetto al MC:

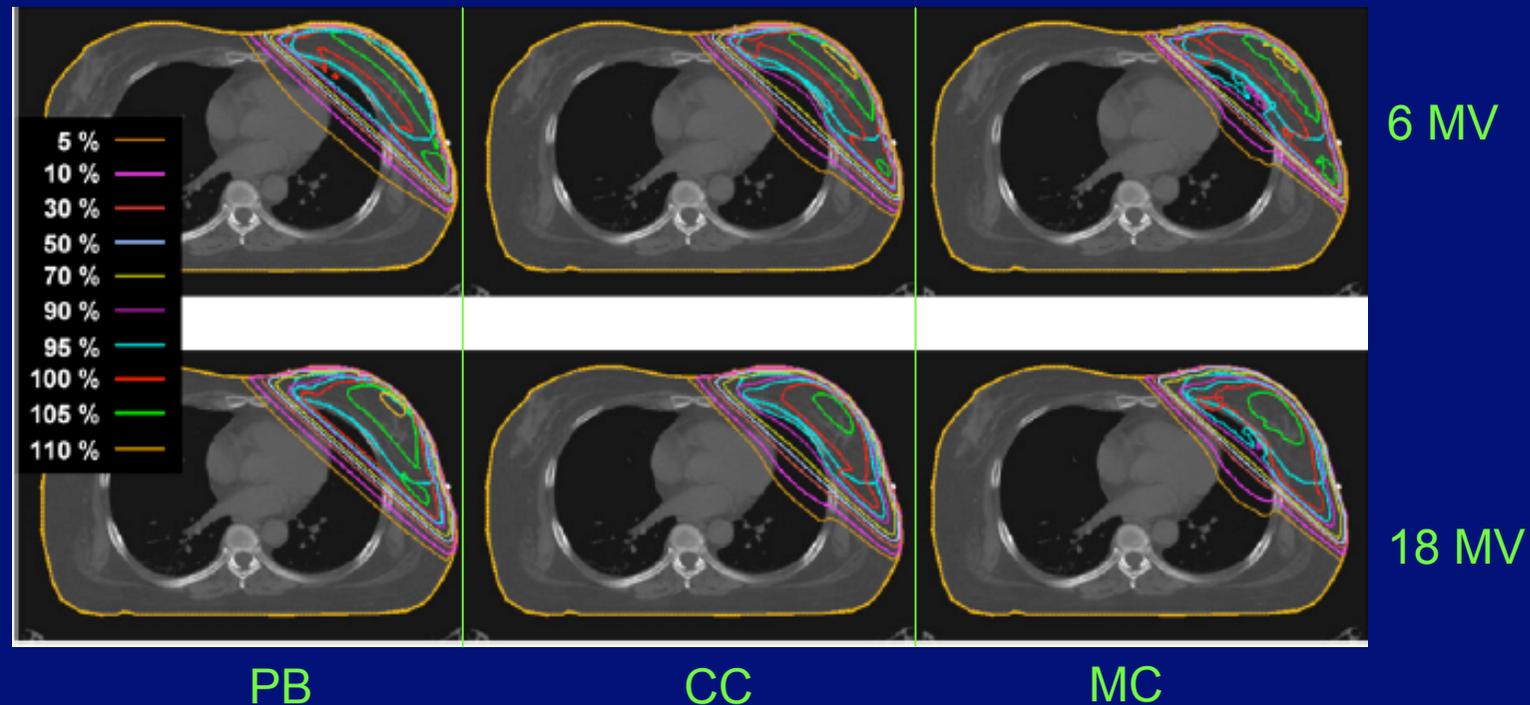
- ❖ PB sovrastima la dose al PTV di ca 1.4% a 6 MV e 4% a 15/18 MV;
- ❖ CC sottostima la dose al PTV di ca -0.4% a 6 MV e -1.2% a 15/18 MV;



Confronto tra TPS convenzionali e MC

Confronto su pazienti reali: caso breast

Knöös, *PMB* 2006 (51) ➤ interfaccia polmone-tessuto;



TPS rispetto al MC: nel polmone

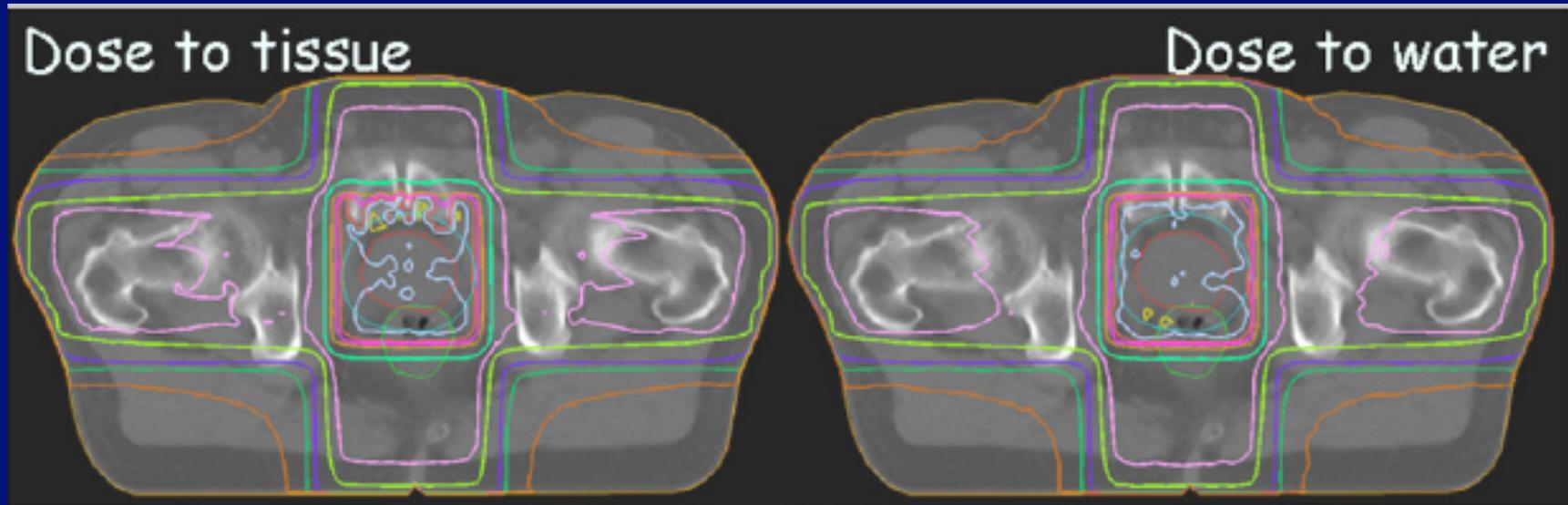
- ❖ PB non calcola adeguatamente le basse dosi nel polmone sia a 6 MV che a 15/18 MV;
- ❖ CC tende a fare uno spread dell'energia troppo elevato in basse densità e ad alte energie 15/18 MV, risultando in una penombra più ampia rispetto a MC;



Confronto tra TPS convenzionali e MC

- **Confronto su pazienti reali: caso prostata**

Knöös, PMB 2006 (51)



TPS rispetto al MC:

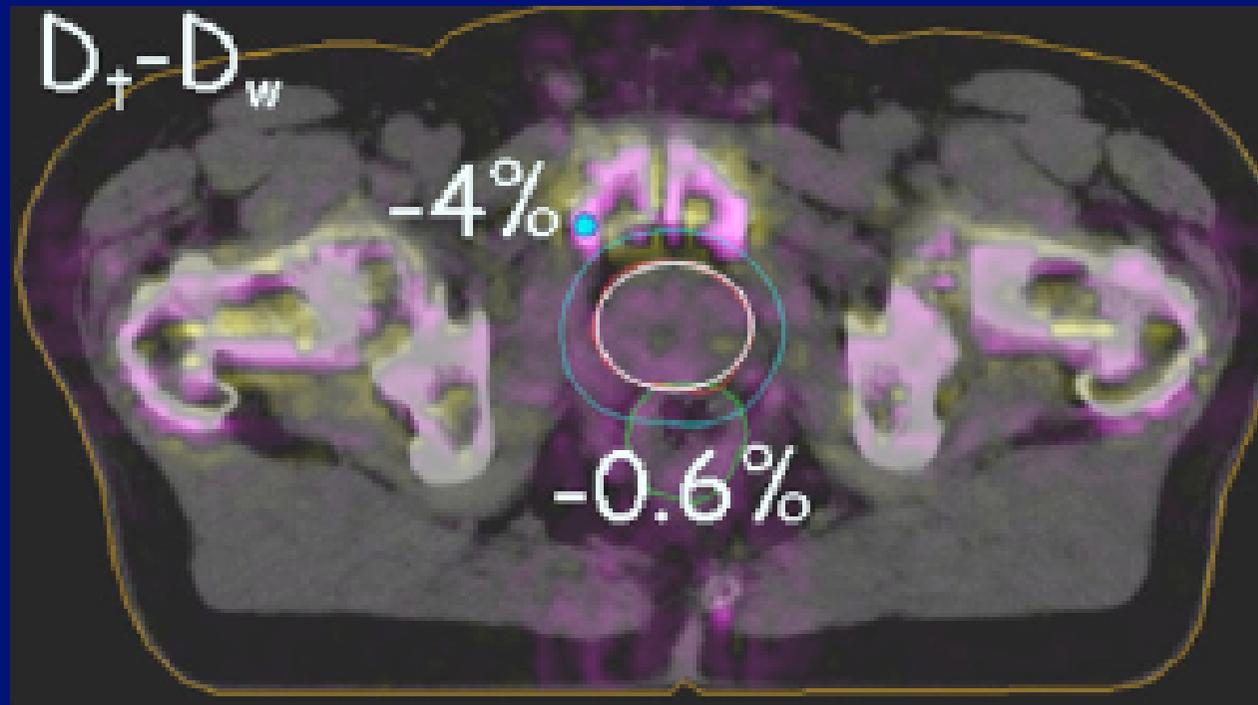
- ❖ tutti gli algoritmi (sia PB che CC) sono entro il $\pm 1\%$ \rightarrow la scelta dell'algoritmo non è critica per il trattamento della pelvi.



Confronto tra TPS convenzionali e MC

- **Confronto su pazienti reali: caso prostata**

Knöös, PMB 2006 (51)



Dose to tissue – Dose to water:

- ❖ differenze anche del 4% in dose in punti vicini al “cortical bone” al di sopra della prostata.



Confronto tra TPS convenzionali e MC



Conclusioni

Conoscenza dei limiti degli algoritmi nel calcolo della dose importante per sapere se:

✓ sono adatti al particolare tipo di sede anatomica da trattare (valutare se pelvi, polmone, o capo-collo.....)

✓ sono adatti al tipo di tecnica di irradiazione (IMRT o radiochirurgia o IMAT):

presenza di campi piccoli e stretti, tipo di energia se bassa (6 MV) o alta (15/18 MV)....



Confronto tra TPS convenzionali e MC



Conclusioni

Nella maggioranza dei trattamenti analizzati nei vari lavori pubblicati, i TPS che adottano algoritmi avanzati (CS) forniscono generalmente dosi accurate rispetto al MC entro il 5% anche nei casi polmonari.



- Questa discrepanza è ancora accettabile anche in caso di dose escalation?
- Qual è l'impatto di una riduzione dell'errore nel calcolo del TCP o NTCP?
- Il MC deve sostituire completamente gli attuali TPS commerciali o deve essere utilizzato solo nei casi più complessi dove si sa che i TPS falliscono o sono meno accurati?