

Tedavi Planlama Sistemlerinde Kullanılan Algoritmalar

Cemile Ceylan

Anadolu Sađlık Merkezi

Giriş:

Radyoterapide amaç maksimum tümör kontrolü (TCP) sağlarken minimum normal doku komplikasyonu (NTCP) oluşturmaktır. Bu iki terim de hedef hacimde ve kritik organlarda soğurulan doza bağlıdır. Bu nedenle hastada soğurulan dozun dağılımının Yüksek doğrulukla belirlenmesi, bilinmesi ve doğrulanması gerekir.

Radyoterapide hastada oluşacak doz dağılımı tedavi planlama sistemlerinin hesaplama algoritmaları ile belirlenir. Algoritmaların doğruluğu radyoterapide bir zincir olan kalite kontrolün en önemli halkasıdır.

ICRU: Toplam hatanın $< \%5$

Linac Kalibrasyonu

Hasta Modellemesi-Pozisyonlaması

Doz Hesaplaması

Tedavi

Doz hesaplama hatası $< \%2-3$

Tarihçe...

...1940 → Ciltteki Renk Değişimi- Radiodermatitis

1940-1955 → Clarkson Metodu, %DD, izodoz eğrisi, TAR...

1955-1970 → İlk planlama sistemi, Planar doz dağılımı, MU hesabı
→ ETAR (Primary Scatter Correction)

1970-1990 → CT ile anatomik yapıların belirlenmesi,
Cunningham Metodu: TAR-SAR, IRREG,
Densite Düzeltmesi,
→ 3D Doz Dağılımı, Modelleme (Semi-Empirical)

The development of conformal radiation therapy

1990-..... Benedick A. Fraass Doz Hesaplama Algoritmaları, Kernel Hesaplamaları
Department of Radiation Oncology, University of Michigan Medical Center, Ann Arbor, Michigan 48105
Monte Carlo, Inverse Hesaplama

Soñurulan doz

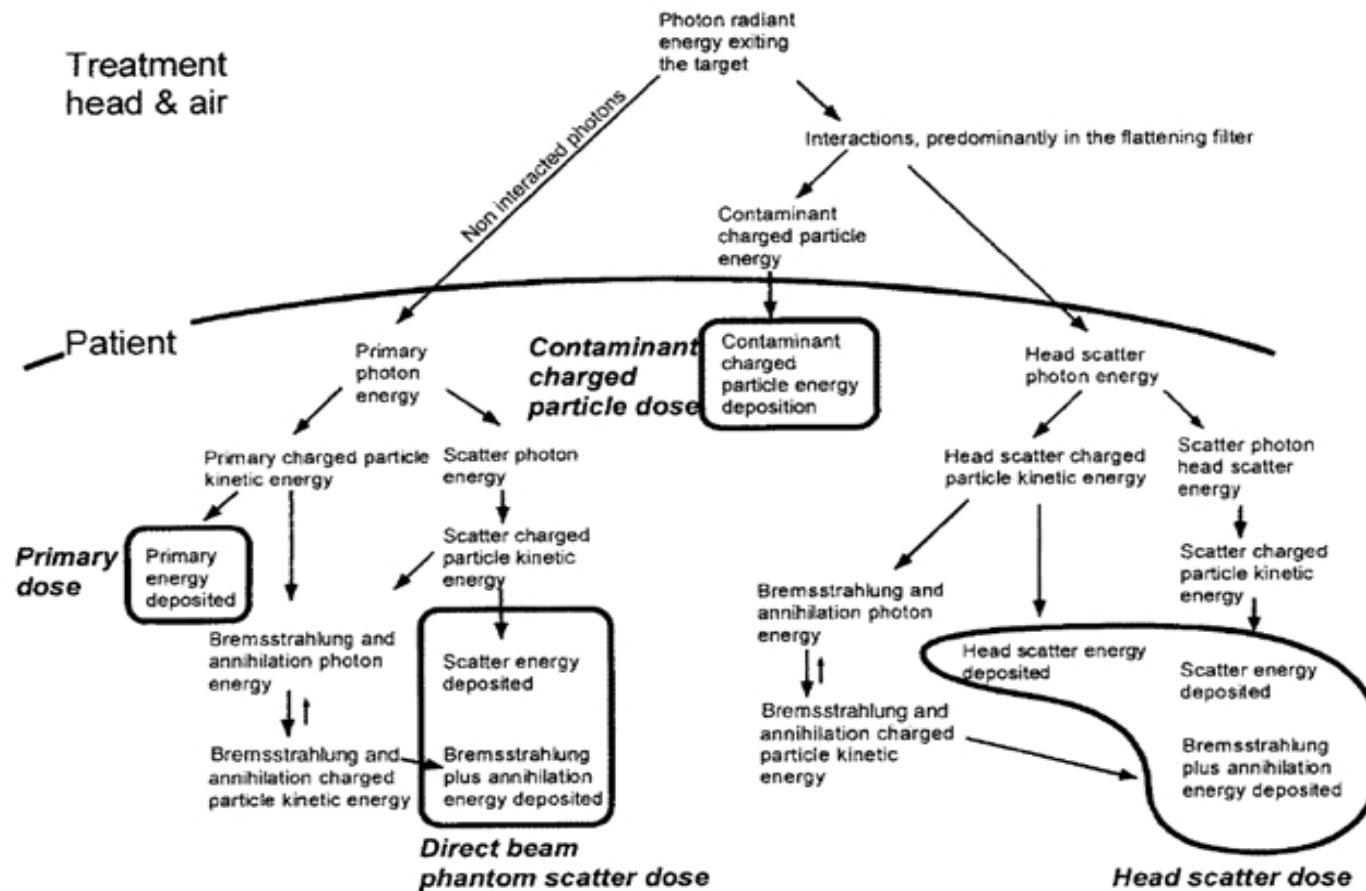


Figure 1. Interaction history of the four dose categories commonly referred to in dose calculations for treatment planning—primary dose, phantom scatter dose, contaminant charged particle dose and head scatter dose.

A Ahnesjö and M M Aspradakis

Soğurulan doz

Primer fotonlar indirekt iyonize radyasyon olduğundan doza katkı minimum olur.

Primer ya da kafadan saçılan fotonların atom ile etkileşimi ile enerji aktarılır.

Soğurulan doza maksimum katkı primer foton etkileşimleri sonucu e^- 'lardan gelir.

Elektronlarının takibi soğurulan dozun doğru tayini için önemlidir.

Saçılan fotonların etkileşimi sonucu Head Scatter Dose' un toplam doza katkısı %5-15

Soğurulan doz: Birincil Doz+Birincil Demet Saçılan Doz+Head Scatter Doz

$$\Psi_{tot} = \Psi_{direct}(x, y) \cdot \eta(x, y) + \Psi_{indirect}(A, x, y)$$

Sořurulan doz

Su Fantomunda  lç len Doz ile Hasta Dozu Hesaplama: Homojen-Düzgün Konturlu Hasta

PDD

TAR ya da TMR

Lateral Doz Profili

Sc ve Sp

Geçirgenlik Faktörleri: Wedge, Blok, Tray, MLC

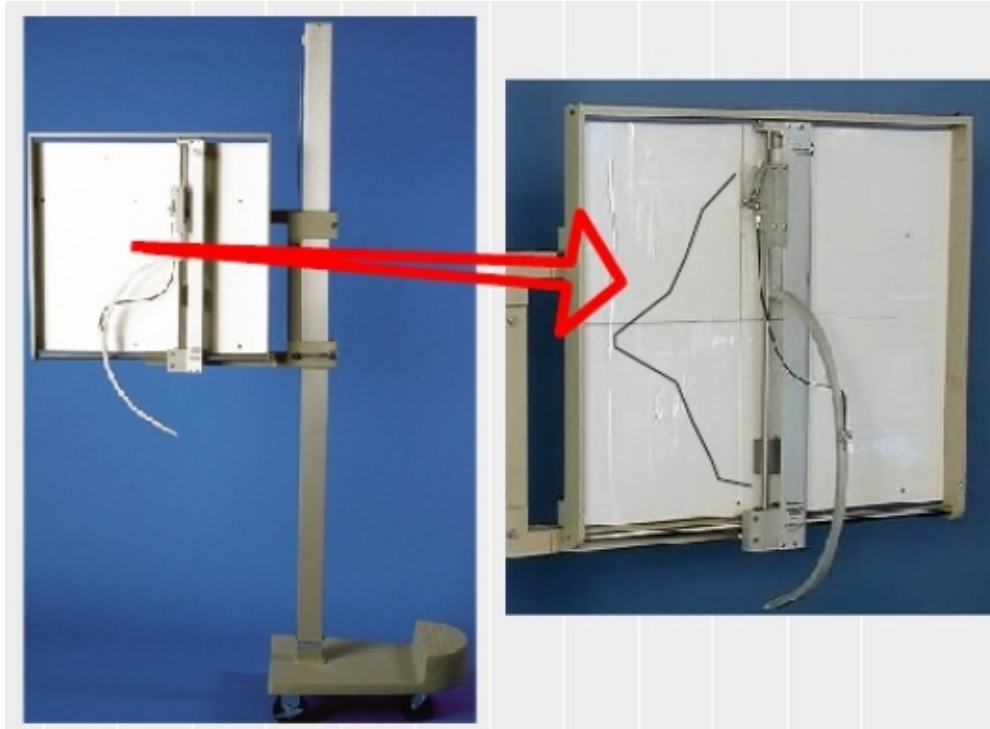
Output: MU/Gy

So urulan doz

Su Fantomunda  l  len Doz ile Hasta Dozu Hesaplama: Hasta Konturu

Planar doz hesabı: Hasta Konturunun Belirlenmesi

Düzensiz Hasta Cildi Düzeltmesi



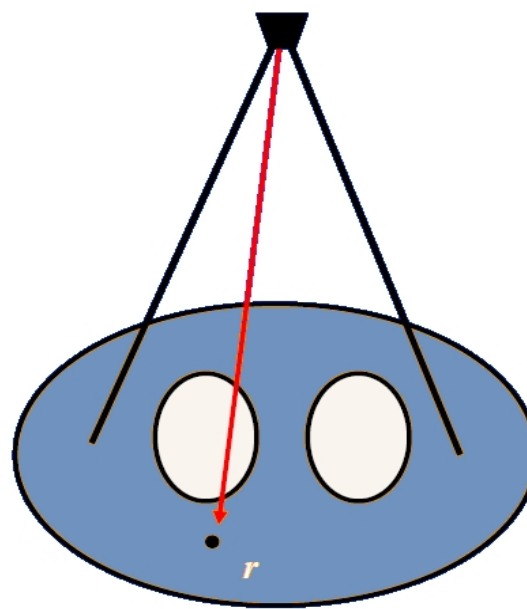
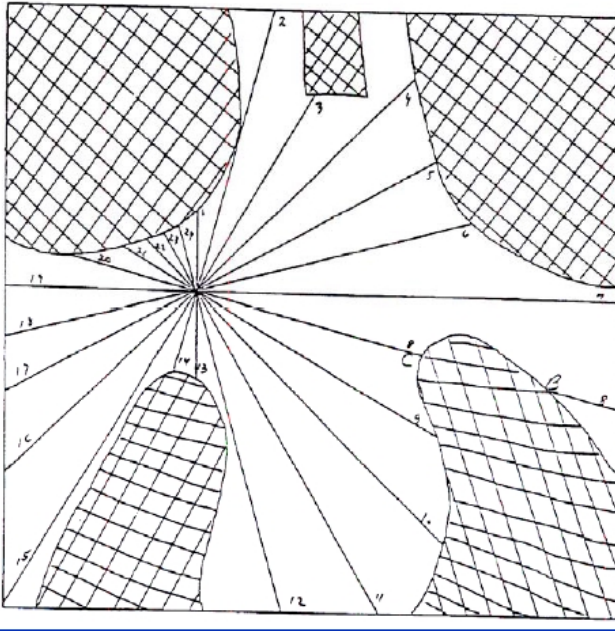
Soğurulan doz

Su Fantomunda Ölçülen Doz ile Hasta Dozu Hesaplama: Saçılan Doz Düzeltmesi

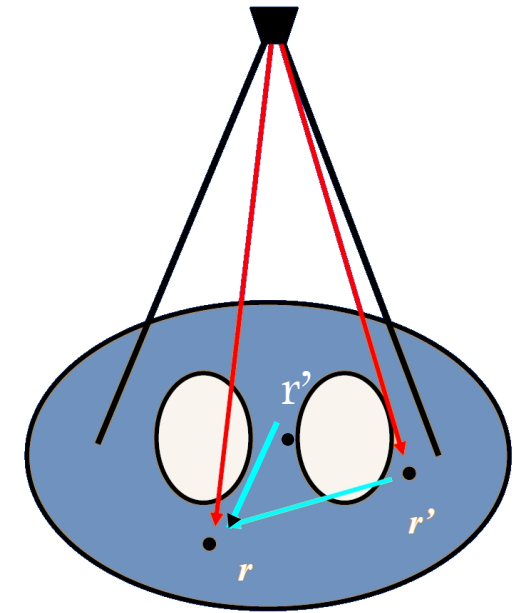
Clarkson Metodu

$$D_p : D_{\text{primary}} + D_{\text{scatter}}$$

$$\text{TAR}(z,r) = \text{TAR}_0 + \text{SAR}(z,r)$$



primary



scatter

Doz Hesaplama Algoritmaları:

Düzeltilme-Faktör Tabanlı Algoritmalar

Model Tabanlı Algoritmalar

Prensip Tabanlı Algoritmalar

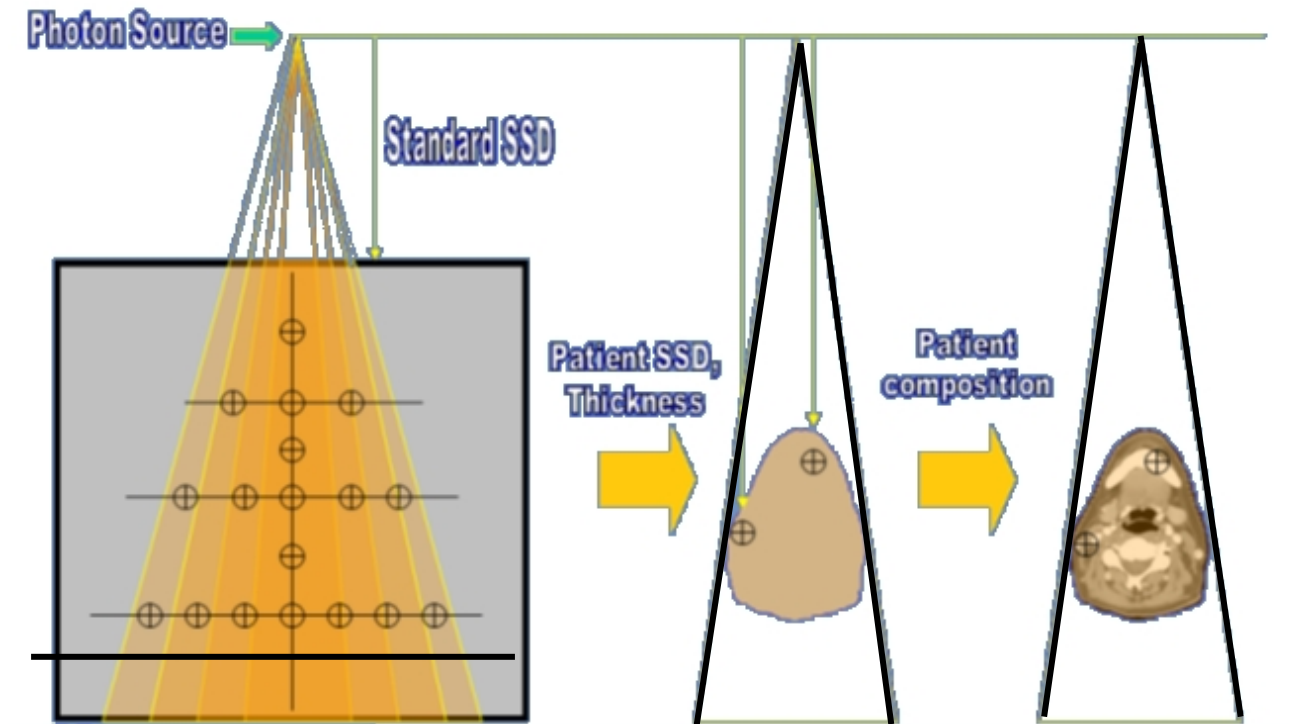
Doz Hesaplama Algoritmaları:

Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar: Yarı Deneysel Metot

Standart Ölçümler

Düzeltilme Faktörleri

Clarkson yöntemi



Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar:

Demet İkillendiriciler: Wedge-Blok-Tray Geçirgenlik Faktörleri

Cilt Konturu Düzeltmesi: Efektif SSD

TAR-TMR

İzodoz Kaydırma

Heterojenite Düzeltmesi: 1D- Lineer Azalım Yaklaşımı

Efektif Azalım Katsayısı

RTAR-Effectif Path Length Method(EPL)

Power Low Method (Batho)

3D- Etkin Doku Hava Oranı (ETAR)

Diferansiyel Saçılan Hava Oranı (dSAR)

Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar:

Cilt Konturu Düzeltmesi:

Efektif SSD:

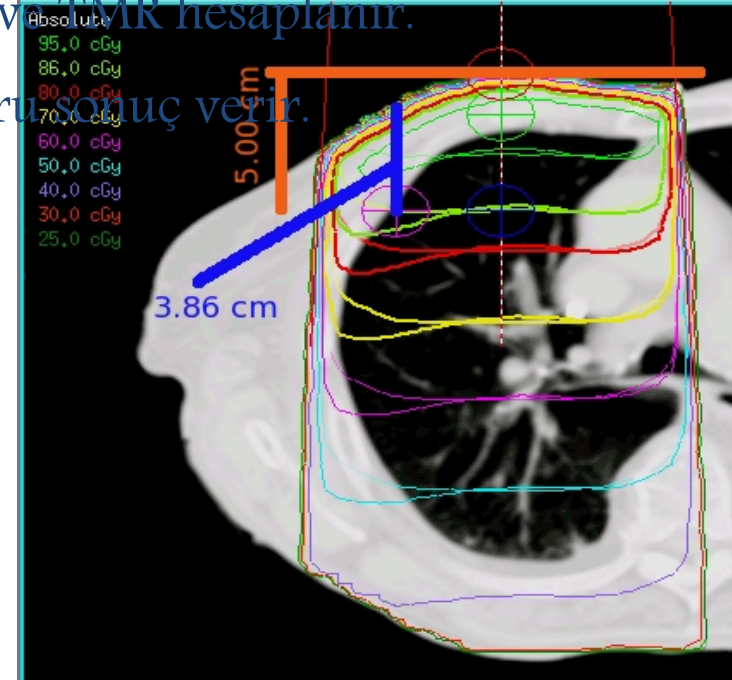
Sabit SSD ve kare alanlarda ölçülen %DD değerleri ters kare faktörü ile yeni SSD için düzeltilir.

TAR-TMR:

Farklı SSD değerleri için TAR ve TMR hesaplanır.
Efektif SSD'ye göre daha doğru sonuç verir.

İzodoz Kaydırma:

İzodoz ekrisinin manual kaydırılması ya da lineer azalım ile yapılır.



Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar:

Heterojenite Düzeltmesi: 1D

EPL : Su e⁻de⁻eri kabulü ile e⁻de⁻er derinlik

$$z' = \frac{1}{\rho_w} \int_0^z \rho(z'') dz'' \quad \longrightarrow \quad CF(z') = e^{-\mu_w(z' - z)}$$

Primer doz de⁻i⁻iminde etkili,

Lateral saçılım hesaba katılmaz..

CPE oldu⁻u varsayılır.

Yüksek enerjili alanlarda hata payı büyüktür.

Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar:

Heterojenite Düzeltmesi: 1D

Power Low Method (Batho)

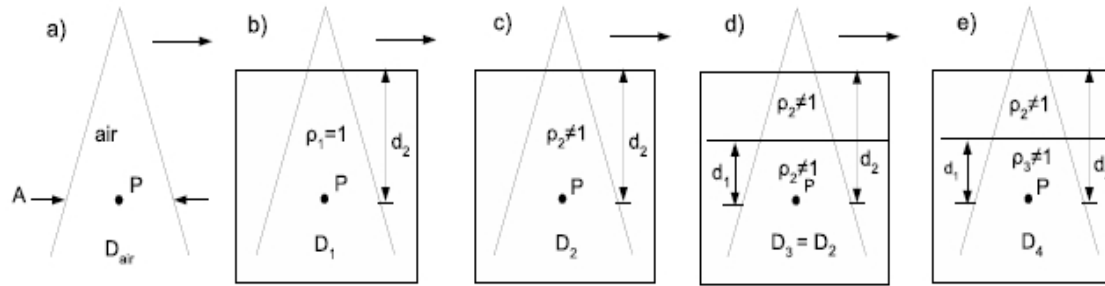


Fig. 6: Derivation for the Batho power law for a point positioned under a single heterogeneity layer but within non-water-equivalent material, (modified from [52]).

$$D_1 = D_{\text{air}} \text{TAR}(A; d_2),$$

$$D_2 = D_{\text{air}} \text{TAR}(A; d_2)^{\rho_2}.$$



$$\text{CF}(d) = e^{-\mu_w(d_{\text{eff}} - d)},$$

Lateral saçılım hesaba katılır.

Heterojenite slab (dilim) bölgelere ayrılır.

Sudan fark oranları belirlenir..

CPE olduğu varsayılır.

Küçük alanlarda hata payı yüksektir.

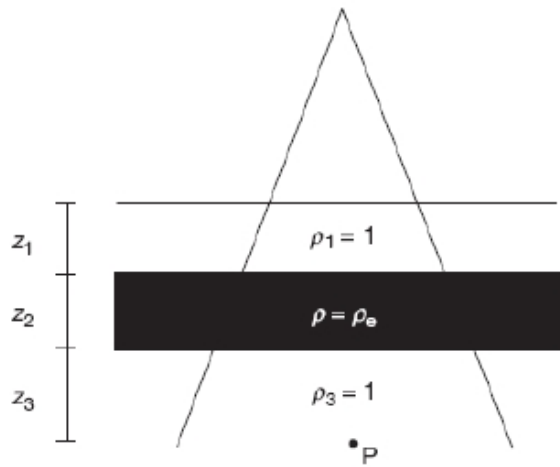
Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar:

Heterojenite Düzeltmesi: 3D

ETAR: CT bilgilerinden e- densitesi belirlenir.

Saçılan doz hesaba katılır.

CPE varsayılır..



P noktasındaki doz için CF

$$CF = \frac{TAR(z', r'_d)}{TAR(z, r_d)}$$

$$z' = z_1 + \rho_e z_2 + z_3 \quad z = z_1 + z_2 + z_3$$

Düzeltilme Tabanlı Algoritmalar:

Özet:

Saçılan doz hesaba katılmaz.

Su gibi homojen ortamlarda doğru sonuç verirken, heterojen ortamlarda hata oranı %10' a kadar çıkar.

CPE varlığında doğru çalışırken, dengenin bozulduğu ortamlarda ya da yüksek enerjilerde hata payları yüksektir.

Doz Hesaplama Algoritmaları:

Soñurulan doz

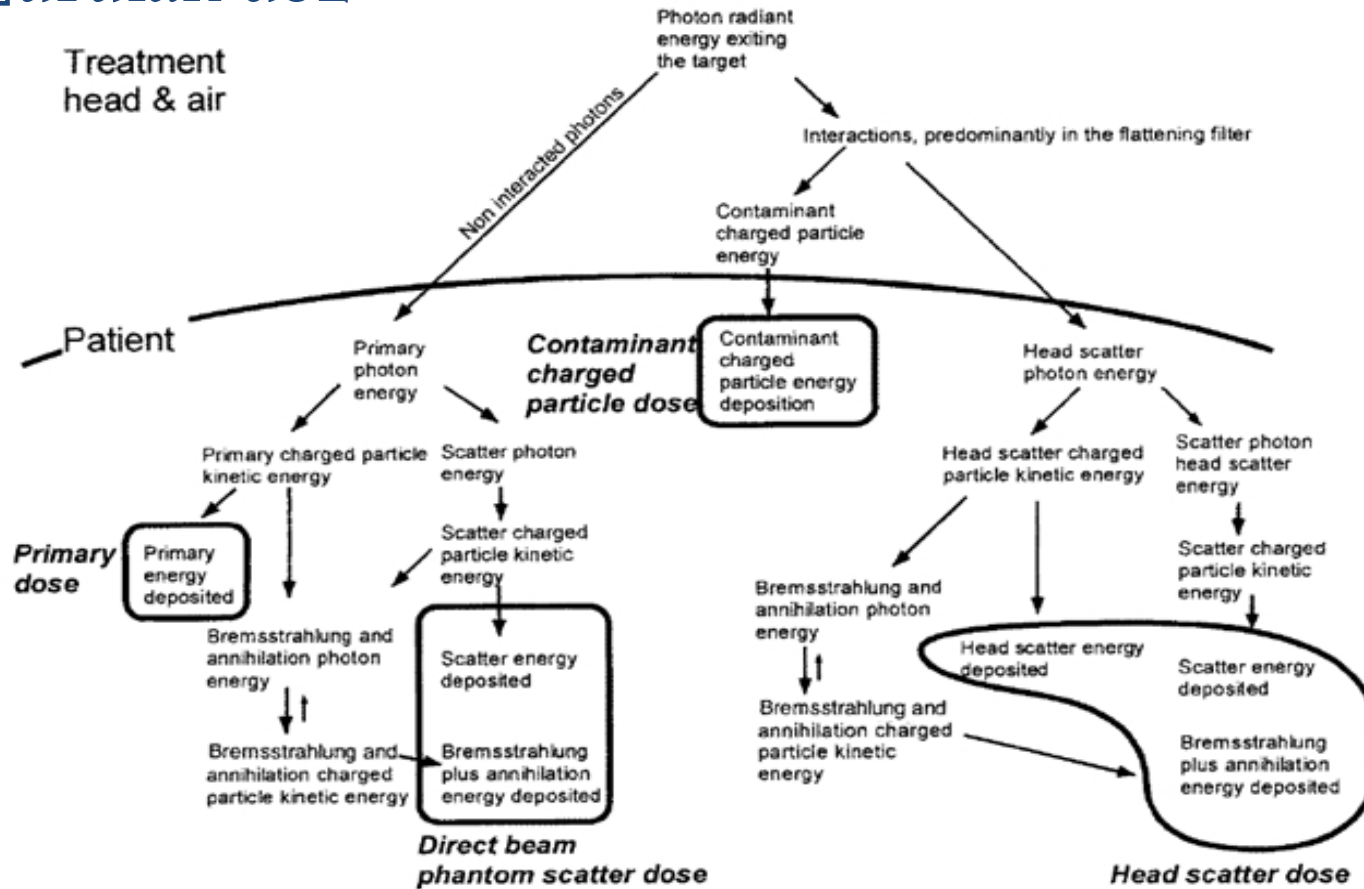


Figure 1. Interaction history of the four dose categories commonly referred to in dose calculations for treatment planning—primary dose, phantom scatter dose, contaminant charged particle dose and head scatter dose.

A Ahnesjö and M M Aspradakis

Doz Hesaplama Algoritmaları:

Model Tabanlı Algoritmalar

Demet modellemesi: Ölçümler, Enerji akısı,
Elektron kontaminasyonu

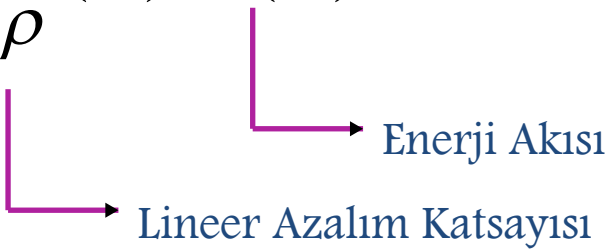
Cihaz Modellemesi: Demet karakteristiği, Kaynak Boyutu,
MLC, FF, Wedge

Hasta Modellemesi: Heterojenite-CT Bilgisi

Hesaplama: Direk demet bilgi ölçümlerinin yanında radyasyonun fiziksel etkileşim süreci hesaba katılır. Primer etkileşim bölgesinde soğurulan doz (Primer foton ve saçılan elektron/foton etkileşimleri) ortamın heterojen olması

Model Tabanlı Algoritmalar

TERMA: Primer Enerji akısı $\Psi(r')$ ile $\mu/\rho(r')$ lineer azalım katsayısı çarpımı: Total radiation Energy Released per MAss

$$T(r') = \frac{\mu}{\rho}(r') \Psi(r')$$


Lineer Azalım Katsayısı

Enerji Akısı

Model Tabanlı Algoritmalar

KERMA: Birim kütle başına yüklü parçacıklara aktarılan kinetik enerji.

Enerji kazanan yüklü parçacığın bir sonraki etkileşimden bağımsız.

<TERMA

$$K_c(s) = \int T_E(s) \frac{\mu_{en}}{\mu}(E) dE \quad \longrightarrow \quad \text{Collision KERMA: KERMA}_c$$

$$S(s) = \int T_E(s) \left(1 - \frac{\mu_{en}}{\mu}(E)\right) dE \quad \longrightarrow \quad \text{Scatter KERMA: SCERMA}$$

KERMA_c (<KERMA)

Pimer doza esas katkı KERMA_c ‘den gelirken, ikincil radyasyon katkısı yani Compton saçılması, anihilasyon fotonlarının etkileşimlerinden gelen katkı ise saçılan doz katkısı olarak eklenir.

Doz Hesaplama Algoritmaları:

Model Tabanlı Algoritmalar

Foton demetinden dokuya aktarılan enerji

1. Fotonların ortam ile etkileşmesi ve e^- kinetik enerji kazandırması,

TERMA

2. Enerji kazanan e^- lar aldıkları yok boyunca iyonizasyona ve uyarılmalara sebep olarak enerjilerini ortama aktarırlar.

Doz

Eğer yüklü parçacık dengesi (CPE) varsa TERMA ile Doz lineer orantılıdır.

Model Tabanlı Algoritmalar

KERNEL: Energy Deposited Kernel

Fotonun etkileşim noktası etrafında ikincil elektronlardan ve fotonlardan soğurulan dozun depolandığı birim hacim...

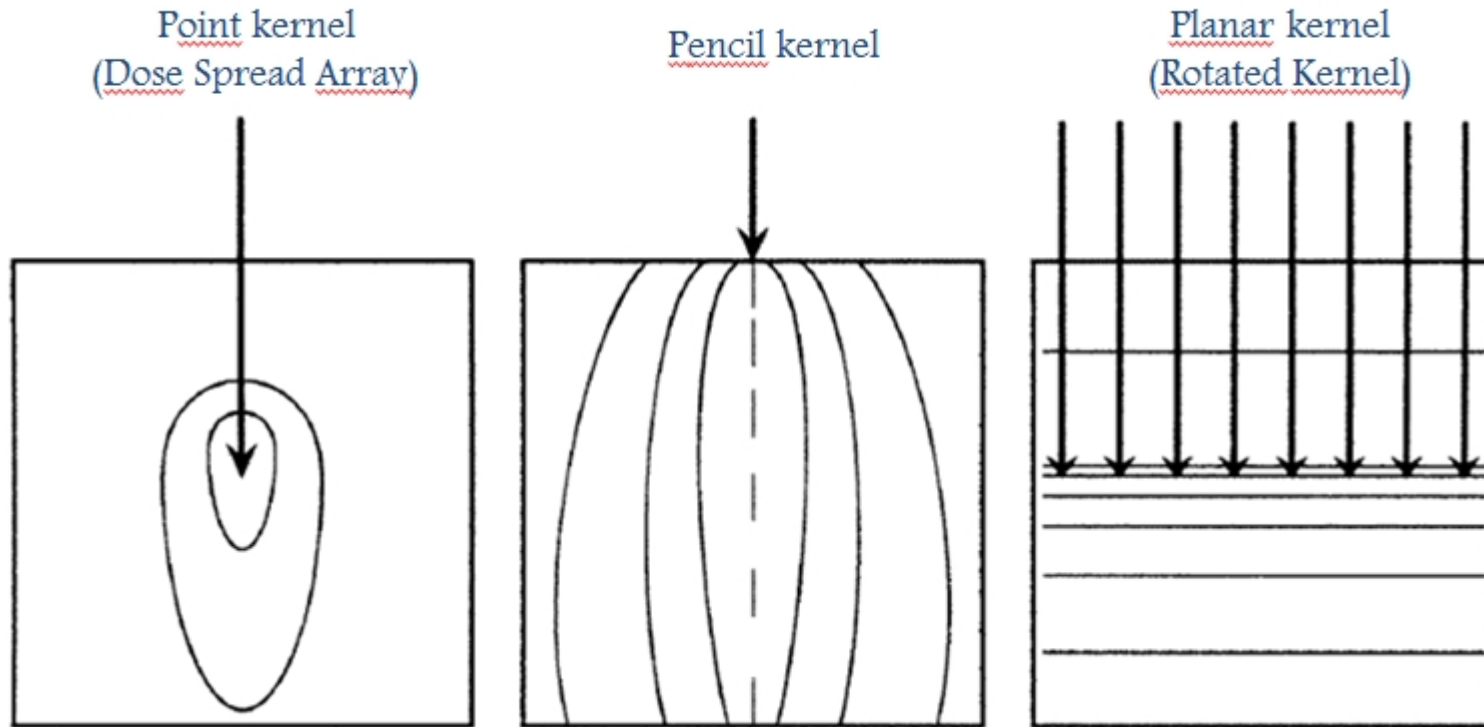
Model Tabanlı Algoritmalarda kernellerin analitik hesaplanması (Convulation–SuperPosition) ile doz dağılımları oluşturulur.

Model Tabanlı Algoritmalarda kerneller Monte Carlo ile bulunur.

Kernel: dose spread function: scatter kernels: differential pencil beams: influence function

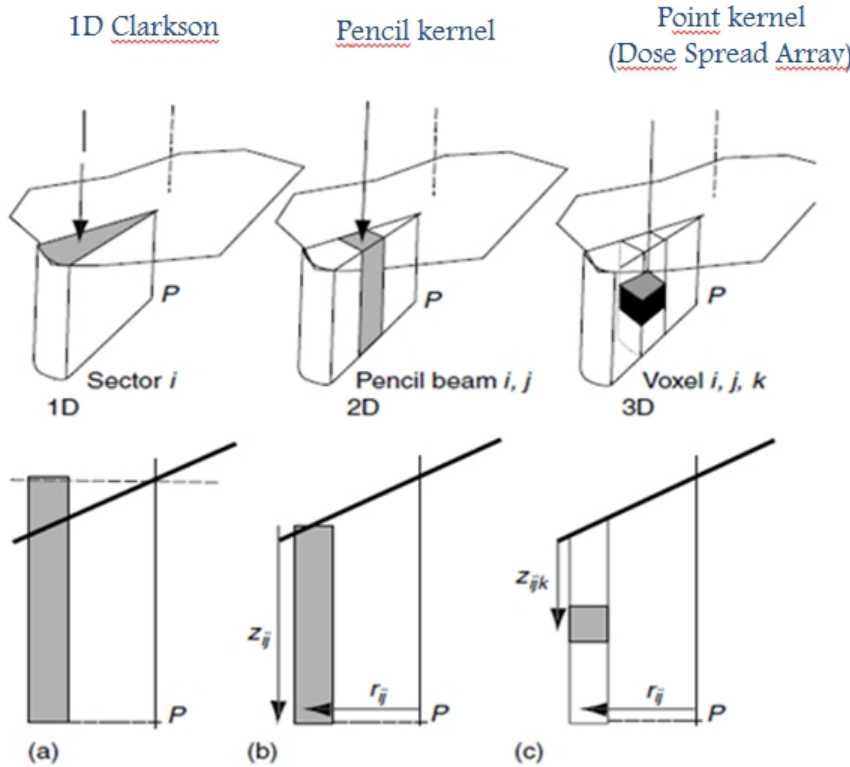
Model Tabanlı Algoritmalar

KERNEL: Etkileşim sonunda aktarılacak enerjiyi taşıyan birim demetin varsayılan geometrisine göre 3 guruba ayrılır.



Model Tabanlı Algoritmalar

KERNEL:



Pencil Kernel: Kerneller dar (pencil) demetin ilk etkileşiminden gelen enerji katkısını depolarlar. lateral saçılım, demet diverjansı ve heterojenite kaynaklı enerji dağılımlarının olmadığı, demet yolu boyunca depolanan enerjinin eğiit olduğu kabul edilir. 2D doz hesaplama yöntemidir.

Point Kernel: Kerneller fotonun ilk etkileşim noktasındaki enerjisini depolar. Ancak lineer azalım, lateral saçılma ve heterojenite katkısını içerir.

Doz Hesaplama Algoritmaları:

Model Tabanlı Algoritmalar

Pencil-Kernel Based: Pencil Beam Convolution

Point-Kernel Based: Collapsed Cone, Convolution-Superposition
Numerical Boltzman Denklemi

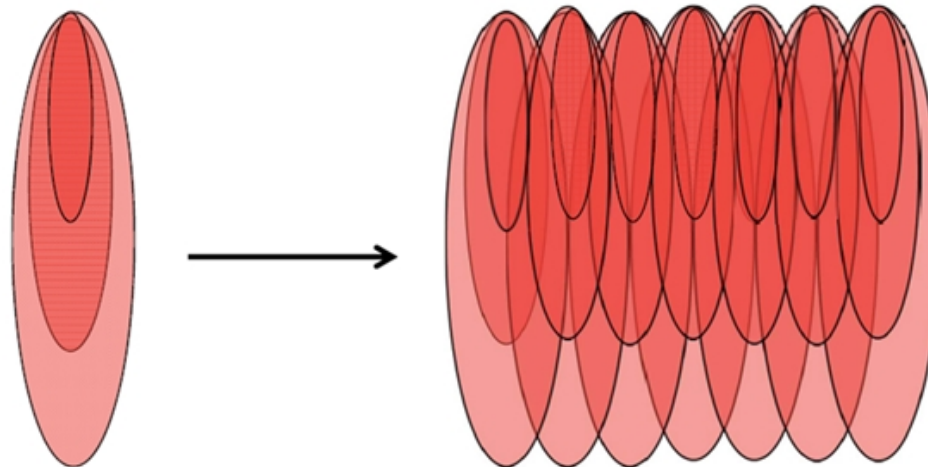
Model Tabanlı Algoritmalar

Pencil-Kernel Based: Pencil Beam Convolution

- Monoenerjik demetlerden Monte Carlo ile çoklu enerjili demet elde edilir.
- Kernellerin uzaysal dağılımında invariant olduğu kabul edilir, diverjans göz ardı edilir.

Monte Carlo kernel

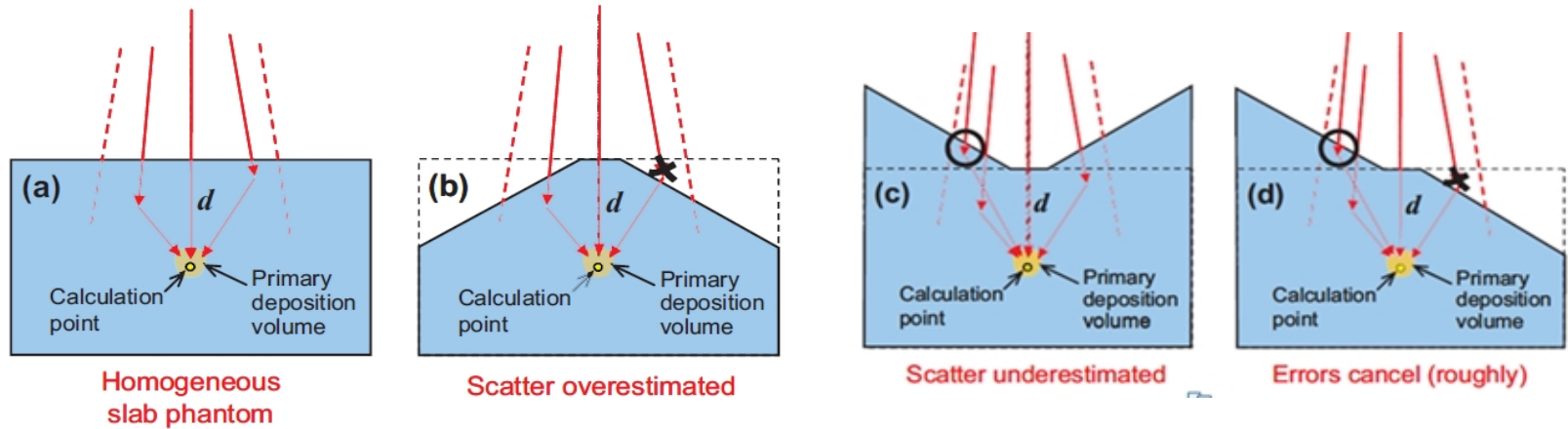
*Summation of
kernels*



Model Tabanlı Algoritmalar

Pencil-Kernel Based: Pencil Beam Convolution

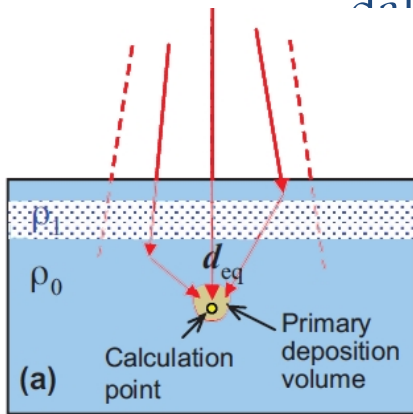
- Lateral saçılım katkısı olmaz. Saçılan elektronlar takip edilmez.



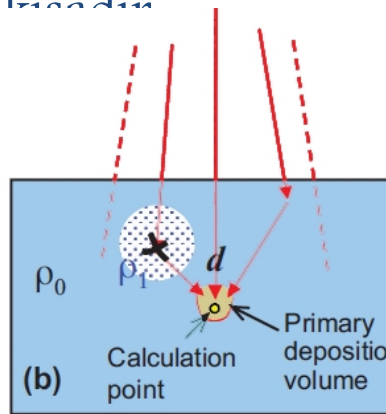
Model Tabanlı Algoritmalar

Pencil-Kernel Based: Pencil Beam Convolution

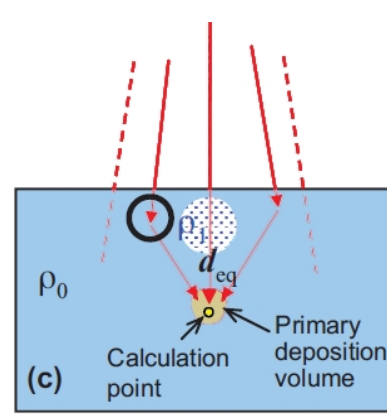
- Hesaplanan ortamın homojen olduğu varsayılır.
- Heterojenite düzeltmesi çoğunlukla EPL ya da lineer azalım ile hesaplanır (1D-Longitudinal).
- Hesaplama süresi point kernel kullanılan algoritmalara göre daha uzundur.



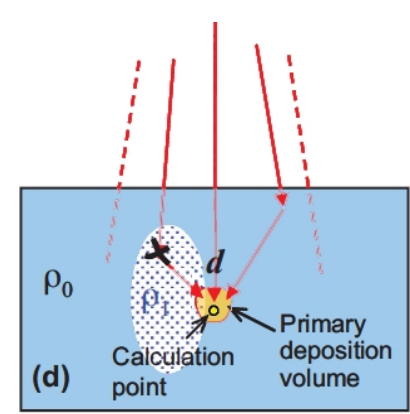
Heterogeneous slab phantom



Scatter overestimated



Scatter underestimated



Scatter and primary overestimated

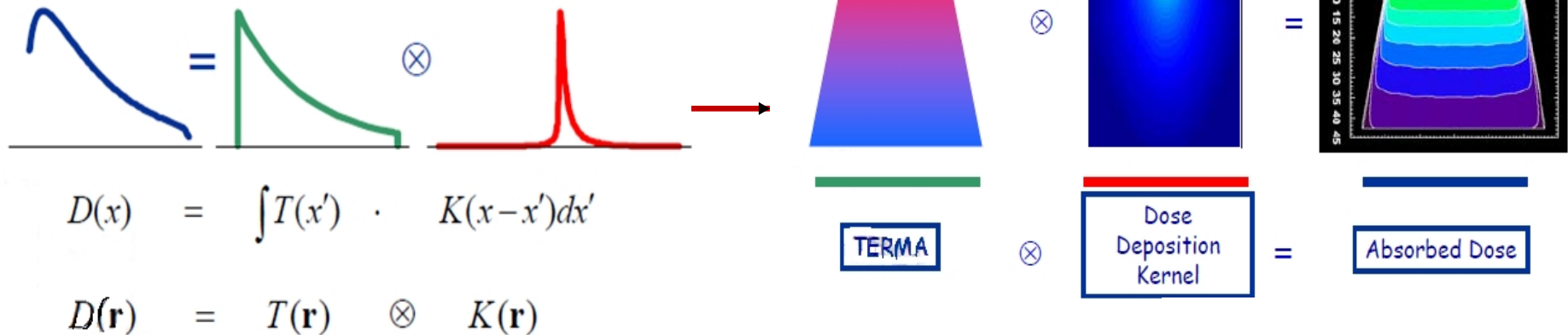
Model Tabanlı Algoritmalar

Pencil-Kernel Based: Pencil Beam Convolution

Doz Hesaplaması: Convolution , Her bir TERMA noktasındaki doz kernellerinin toplanması

$$D(x, y, z) = \underbrace{\iint \Psi(x', y')}_{\text{T}} \cdot \underbrace{\frac{\rho}{\rho_0}(x - x', y - y', z)}_{\text{K}} dx' dy' \rightarrow 2\text{D}$$

D - Dose distribution
T - TERMA distribution
K - dose deposition kernel



Model Tabanlı Algoritmalar

Point–Kernel Based: Convolution–Superposition

- Pencil kernele göre rezolüsyonu daha iyi olan point kernellerde enerji depolandığı varsayılır.
- Demet diverjanjı hesaba katılır.
- Lateral saçılım belirlenir, saçılan elektronların aldıkları yollar izlenir.
- Enerji spektrumu yani çoklu enerjili demet etkileşimi kullanılır.

Model Tabanlı Algoritmalar

Point-Kernel Based: Convolution-Superposition

- İnhomojenite düzeltmesi hem primer etkileşimde hem de sekonder etkileşimlerde uygulanır.
- Extra focal kaynaklar (Kolimatör, Flattening filter) modellenir.
- Kerneller uzaysal düzlemde deşiflen olduğundan Convolution denklemleri yerine Kernellerin superposition ile toplama yapılarak hesaplanır.

$$E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \sum_{\beta} \underbrace{(E_{ph1,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}))}_{\text{Primer foton doz katkısı}} + \underbrace{(E_{ph2,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}))}_{\text{Kafadan saçılan Foton doz katkısı}} + \underbrace{(E_{cont,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}))}_{\text{e- kontaminasyon katkısı}}$$

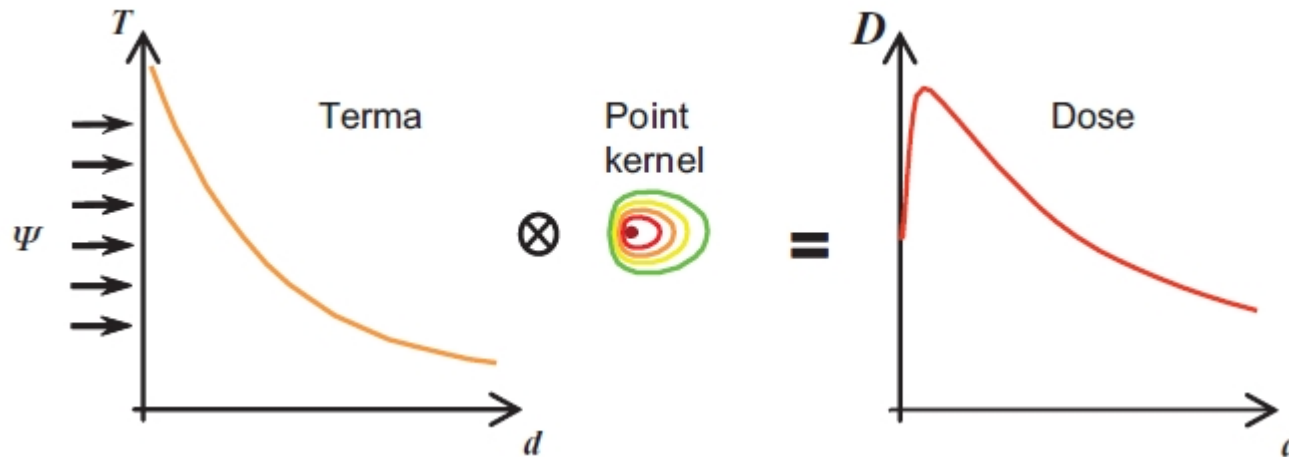
Model Tabanlı Algoritmalar

Point-Kernel Based: Convolution-Superposition

$$D(x, y, z) = \iiint T(x', y', z') \cdot \frac{\rho(x', y', z')}{\rho_w} \cdot c^2 \cdot h\left(c \cdot (x - x', y - y', z - z')\right) dx' dy' dz'$$

T Kernele ait heterojenite

Point kernel



Model Tabanlı Algoritmalar

Point–Kernel Based: Convolution–Superposition

- Çoklu enerjili demet olduğundan her bir enerji akısı ve point kernel için hesap yapıldığında hesaplama süresi çok uzar.
- Bu nedenle planlama sistemlerinde tekli ya da ikili çoklu enerji spektrum kullanılır. ($KERMA_c$ ve SCERMA)
- N^3 voxel olan bir ortamda N^7 oranında point kernellerde depolanan enerjinin belirlenmesi gerekir.
- Ancak hesaplama süresini azaltmak için Fast Fourier Trans (FFT) ya da point kernellerin kartezyan koordinatlardan polar koordinatlarda tanımlayana Collapsed Cone hesaplama yöntemleri kullanılır.

Model Tabanlı Algoritmalar

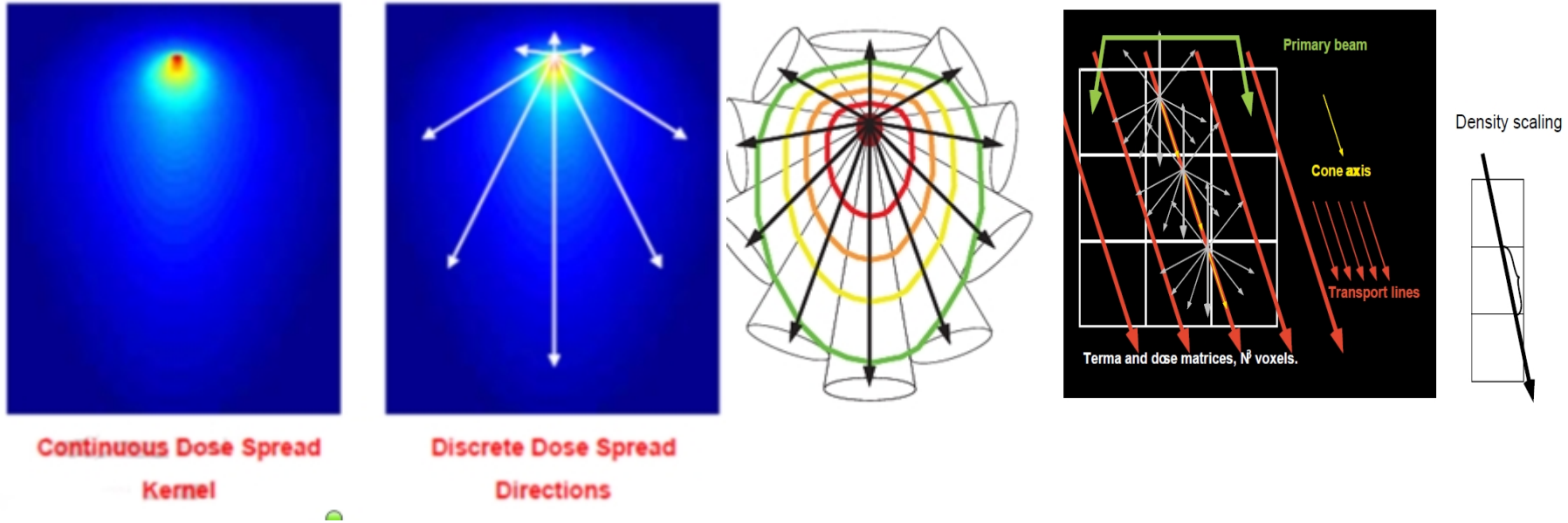
Point-Kernel Based: Collapsed Convolution

$$h(r, \theta) = \frac{A_{\theta}e^{-a_{\theta} \cdot r} + B_{\theta}e^{-b_{\theta} \cdot r}}{r^2}$$

- 3D primer ve ikincil saçılan radyasyon için heterojenite düzeltmesi yapılır.
- Kerneller bir çizgi üzerene yerleştirilen koni şeklinde varsayılır ve enerji lineer bir hat üzerinde daraltılan bu konilerde depolandığı varsayılır.

Model Tabanlı Algoritmalar

Point-Kernel Based: Collapsed Convolution



- TERMA dağılımı ile bu düz hat üzerindeki açısal kernellerin convolution hesaplanması ile doz belirlenir.
- Hesaplama süresi N^3 olan vokselleme sayısı için MN kadar hesaplama yapılır. M : Cone sayısı

Model Tabanlı Algoritmalar

Point Kernel: Numerical Boltzman Denklemi

Acuros XB

- Radyasyonun fiziksel etkileşimini Lineer Boltzmann Transport Denklemini çözerek belirler. Monte Carlo’ da olası çarpışmaları random varsayılarak model oluşturulurken, bu yöntemde sonsuz sayıda parçacığın etkileşimleri simüle edilerek denklem çözülmeye çalışılır.
- Her iki yöntemde de aynı çarpışmalar kullanılır.
- Çoğu algoritmada heterojenite düzeltmesi kernelde etkileşim sonrasında scaling ile yapılırken AXB’ de heterojenite etkileşime direk katılır.
- Eclipse TPS’ de AAA ile aynı kaynak modellemesi kullanılır. Ayrıca radyasyon transport modellemesi olmak üzere iki modelleme kullanır.

- “Dose to water” ve “dose to medium” olarak iki ayrı doz hesaplanabilir.

Model Tabanlı Algoritmalar

Point Kernel: Numerical Boltzman Denklemi

Acuross XB

$$D_i = \int_0^\infty dE \int_{4\pi} d\hat{\Omega} \frac{\sigma_{ED}^e(\vec{r}, E)}{\rho(\vec{r})} \Psi^e(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$$

Acuross XB ile HU değerinden hasta anatomisinin kütle densitesi çıkarılır ve etkileşime katılır.

Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams

Oleg N Vassiliev^{1,3}, Todd A Wareing², John McGhee², Gregory Failla², Mohammad R Salehpour¹ and Firas Mourtada¹

¹ Department of Radiation Physics, MD Anderson Cancer Center, Houston, TX 77030, USA

² Transpire, Inc., Gig Harbor, WA 98335, USA

Dosimetric validation of Acuross[®] XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations

K. Bush,^{a)} I. M. Gagne, S. Zavgorodni, W. Ansbacher, and W. Beckham
Department of Medical Physics, British Columbia Cancer Agency–Vancouver Island Center, Victoria, British Columbia V8R 6V5, Canada

Özet:

Algoritmalar	Çalışma Prensipleri	Algoritma Özellikleri
Monte Carlo <u>Acuros XB</u>	MC, <u>Boltzman</u> denklemini çözümü, Ayrıntılı-açık etkileşim simülasyonu	Yüksek doğruluk, Olasılık sayısı belirsizliği, Uzun hesaplama süresi, klinik kullanımı az, Gürültü dağılımı
<u>Convolution/Superposition</u> , <u>Collapsed Cone</u>	Daha az ayrıntılı etkileşim takibi, <u>lateral saçılım</u> katkısı, <u>lateral</u> ve <u>long</u> . yönde <u>heterojenite scaling</u> , <u>Ayrıntılı Beam</u> ve <u>Source modeling</u> ,	Yüksek doğruluk, Küçük sistematik hatalar, sık klinik kullanım, IMRT için gerekli
<u>Pencil Beam Convolution</u>	<u>Long</u> . yönde <u>heterojenite scaling</u> , Kısmen modelleme kısmen ölçüm verileri, <u>Lateral saçılım</u> modellemesi yok, Kısmi <u>source</u> modelleme	Heterojen ortamlarda doz doğruluğu düşük, Hızlı
<u>Clarkson (TAR/SAR)</u>	Yarı <u>Pencil Beam</u> Algoritması	Düzeltilme ve ölçüm tabloları, düzeltilme faktörleri
<u>1D heterojenite</u> Düzeltilmesi	<u>RayTracing</u> , homojen ortamda <u>monoenerjik</u> demetin etkileşim,	Hasta doz <u>dağılı</u> için <u>uygunda</u> değil, MU kontrolü için kullanılabilir.

Model
Tabanlı

Düzeltilme
Tabanlı

Klinik Uygulamalarda Algoritma Farklılığının Etkisi

Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations

Tommy Knöös¹, Elinore Wieslander¹, Luca Cozzi², Carsten Brink³,
Antonella Fogliata², Dirk Albers⁴, Håkan Nyström⁵ and Søren Lassen⁵

- 5 TPS : OnCentra Master Plan (OMP), Pinnacle, Eclipse I, Eclipse II, PrecisePlan(PPLAN), CMS-XiO
- 9 Algoritma: OMP/PB-OMP/CC, Pinnacle/CC, Eclipse I/Batho, Eclipse I/ETAR, Eclipse/AAA, PPLAN/PB, Xio/Conv, XiO/Super
- Prostat-4Alan box tekniği, Meme-tanjansiyel alanlar, Ba-Boyun-Karınıklı paralel lateral alanlar, Akciğer-5 alan farklı ağırlıklı alanlar: 3DCRT

Algoritmalar:

Oncentra MasterPlan–Helax TMS:

Pencil Beam Conv/Superposition (OMP/PB)

2D Pencil Beam Conv– EPL Heterojenite Düzeltmesi

Collapsed Cone Conv (OMP/CC)

Point Kernel, TERMA: KERMA ve SCERMA,

Pinnacle:

Collapsed Cone Conv (Pinnacle/CC)

Point Kernel, TERMA: KERMA ve SCERMA, 106 cc

Eclipse I:

Single Pencil Beam (ModBatho)

Batho heterojenite Düzeltmesi,

Lateral Densite Değişimi

Single Pencil Beam (Eclipse/ETAR)

(–)

ETAR heterojenite düzeltmesi,

Eclipse II:

Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)

Pencil Beam Conv. (Hibrid), EPL+Lateral Densite Değişimi,

Precise Plan

Pencil Beam Conv., (PPLAN)

EPL Heterojenite Düzeltmesi, Primary ve Scatter Düzeltmesi

Algoritmalar:

Type a: Heterojenite düzeltmesi EPL,

Elektronların lateral elektron saçılımı modellemesi yok,

Eclipse/ModBatho, Eclipse/ETAR, OMP/PB, PPLAN ve
XiO/Conv.

Type b: Lateral elektron saçılımı modellenir, Heterojenite
düzeltmesi hem primer elektronlar hem de saçılan fotonlar için
scaling (O'Connor) ile yapılır.

Pinnacle/CC, Eclipse/AAA, OMP/CC and XiO/Super

Gold Standart: Monte Carlo

Sonuçlar:

Prostat:

Table 2. Prostate: data for the PTV for all treatment planning systems and the MC benchmark. The parameters shown are the mean dose to the PTV (PTV_{mean}) and the minimum dose to 95% and 5% of the PTV ($PTV D_{95}$ and $PTV D_5$). The variation of the dose in the PTV is expressed as $PTV D_5 - D_{95}$. The average value for the dose in PTV calculated by the *type a* models is by definition 100%.

	Eclipse/ Mod Batho 1	Eclipse/ Mod ETAR 1	Eclipse/ Mod Batho 2	Eclipse/ Mod ETAR 2	OMP/ PB	PPLAN	XiO/ Conv	Average values for <i>type a</i>	Eclipse/ AAA 2	OMP/ CC	Pinnacle/ CC	XiO/ Super	Average values for <i>type b</i>	OMP/ PB-VL	OMP/ CC-VL	MC-VL
6 MV																
PTV_{mean}	99.5	99.8	99.9	99.7	101.9	98.4	100.7	100	100.6	100.5	100.0	101.1	100.5	100.6	99.1	100.0
$PTV D_{95}$	97.2	98.2	98.2	97.2	100.3	96.2	99.3	98.1	99.3	99.3	98.2	99.3	99.0	98.6	97.6	97.6
$PTV D_5$	101.4	101.4	101.4	101.4	103.4	100.3	102.4	101.7	102.4	102.4	101.4	102.4	102.1	101.8	100.7	101.8
$PTV D_5 - D_{95}$	4.2	3.1	3.1	4.2	3.1	4.2	3.1	3.6	3.1	3.1	3.1	3.1	3.1	3.1	3.1	4.2
15/18 MV																
PTV_{mean}	100.9	100.7	99.7	99.5	100.6	98.8	99.7	100	99.8	98.8	99.4	99.8	99.4	101.0	99.4	100.0
$PTV D_{95}$	99.5	99.5	97.6	97.6	99.5	96.6	98.5	98.4	98.5	97.6	98.5	98.5	98.3	99.3	97.4	97.4
$PTV D_5$	102.4	102.4	101.4	101.4	101.4	100.5	101.4	101.6	101.4	99.5	100.5	101.4	100.7	102.3	100.3	101.3
$PTV D_5 - D_{95}$	2.9	2.9	3.8	3.8	1.9	3.8	2.9	3.2	2.9	1.9	1.9	2.9	2.4	2.9	2.9	3.9

Algoritmalar arasında anlamlı farklılık yok. Protez olduğuunda dikkat!

Sonuçlar:

Bağ-Boyun:

Table 3. *Head and neck:* data for the PTV for all treatment planning systems and the MC benchmark. The parameters shown are the mean dose to the PTV (PTV_{mean}) and the minimum dose to 95% and 5% of the PTV ($PTV_{D_{95}}$ and PTV_{D_5}). The variation of the dose in the PTV is expressed as $PTV_{D_5} - D_{95}$. The average value for the dose in PTV calculated by the type a models is by definition 100%.

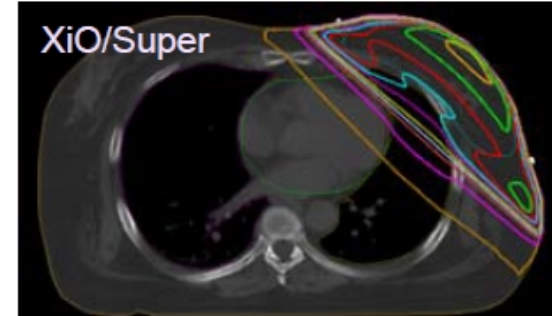
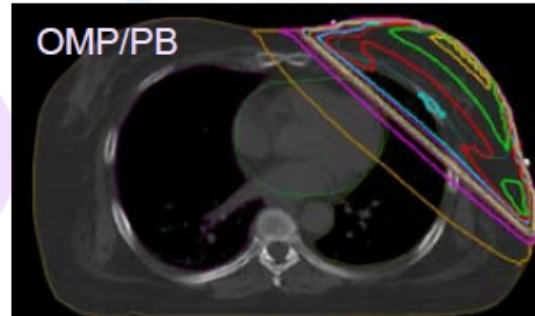
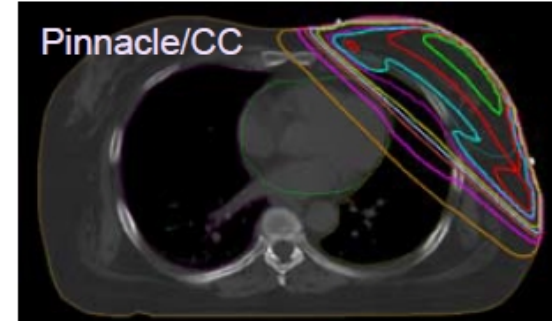
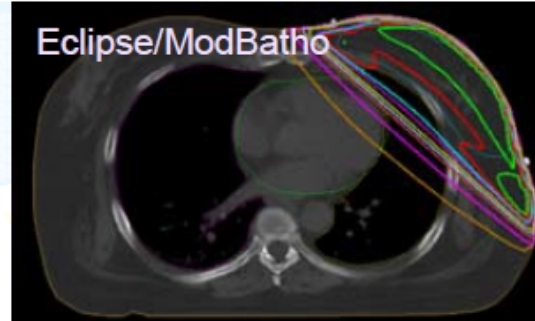
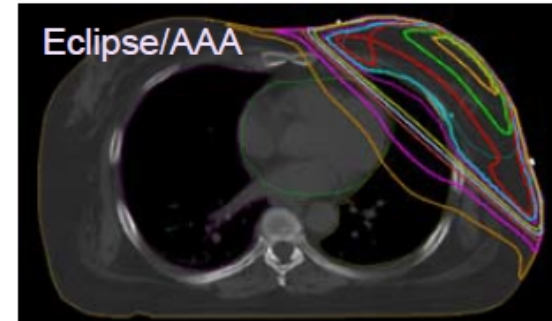
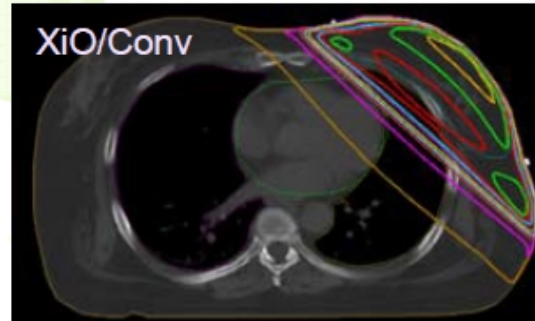
	Eclipse/ Mod Batho 1	Eclipse/ Mod ETAR 1	Eclipse/ Mod Batho 2	Eclipse/ Mod ETAR 2	OMP/ PB	PPLAN	XiO/ Conv	Average values for type a	Eclipse/ AAA 2	OMP/ CC	Pinnacle/ CC	XiO/ Super	Average values for type b	OMP/ PB-VL	OMP/ CC-VL	MC-VL
6 MV																
PTV_{mean}	101.5	99.7	101.1	98.9	100.0	98.4	100.5	100	99.6	98.6	96.5	101.1	99.0	103.3	101.8	100.0
$PTV_{D_{95}}$	73.2	70.1	72.4	69.3	72.4	68.6	70.1	70.9	67.8	67.8	65.5	70.1	67.8	75.4	70.5	71.3
PTV_{D_5}	110.4	109.6	109.6	108.9	109.6	109.6	111.2	109.8	111.2	108.9	108.9	111.9	110.2	113.6	113.6	111.2
$PTV_{D_5} - D_{95}$	37.2	39.5	37.2	39.5	37.2	41.1	41.1	39.0	43.4	41.1	43.4	41.8	42.4	38.3	43.2	39.9
15/18 MV																
PTV_{mean}	98.7	98.5	101.5	100.5	100.1	99.0	101.6	100	100.6	98.7	97.8	102.1	99.8	103.2	101.6	100.0
$PTV_{D_{95}}$	81.2	79.6	81.2	79.6	82.0	80.4	80.4	80.6	78.0	78.0	76.4	79.6	78.0	82.4	79.8	80.7
PTV_{D_5}	106.0	107.6	108.4	109.2	107.6	106.8	110.0	107.9	109.2	106.0	106.8	110.0	108.0	112.6	111.7	110.0
$PTV_{D_5} - D_{95}$	24.8	28.0	27.2	29.6	25.6	26.4	29.6	27.3	31.2	28.0	30.4	30.4	30.0	30.2	31.9	29.3

Back Scatter modellemesi yapılmadığından yüksek enerjilerde type a algoritmalarında fark yüksek !

Hava boşluğunun olduğu bölgelerde doz farklılıkları..

Sonuçlar:

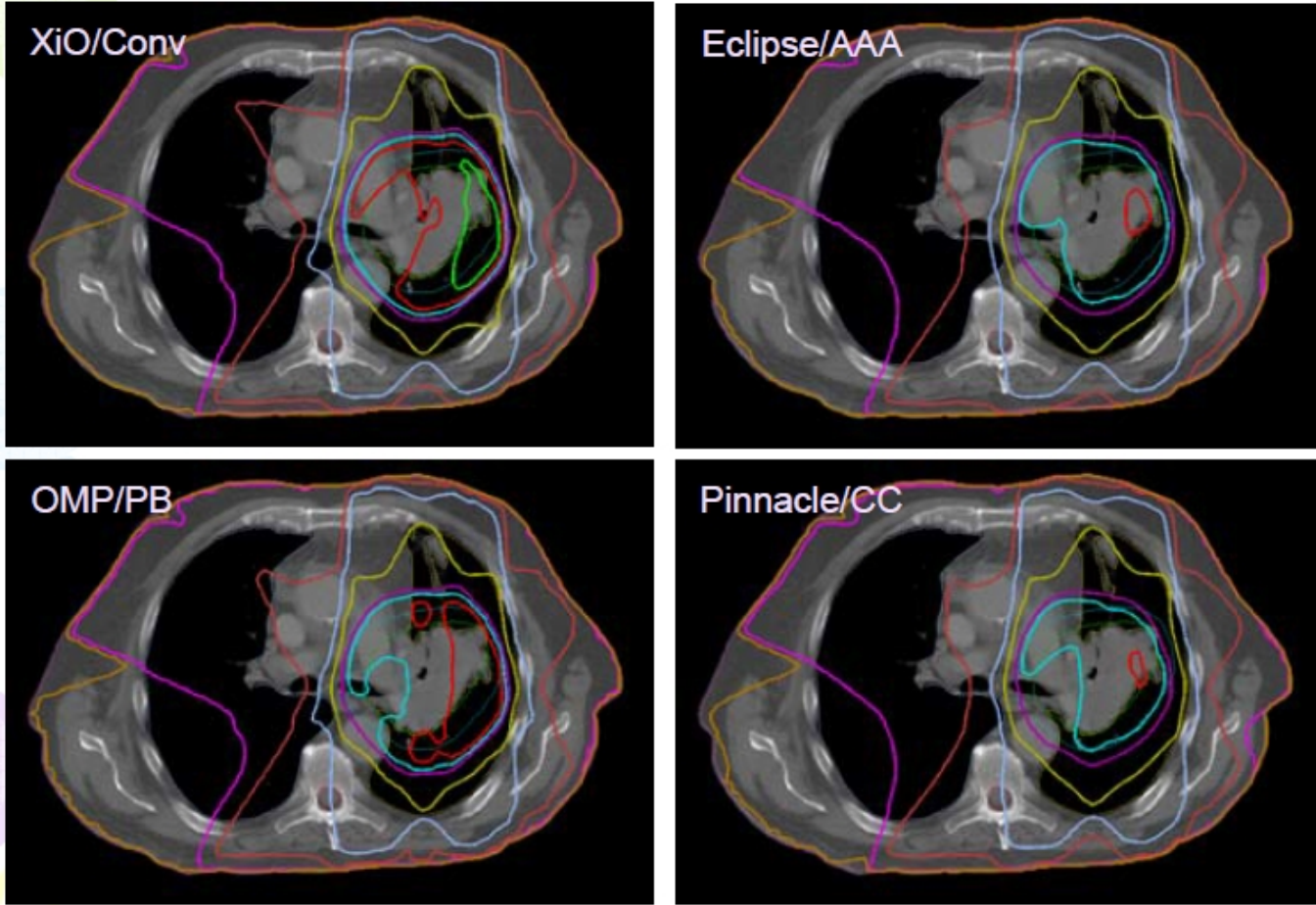
Meme:



Meme ile akciğer kesişme bölgesinde type b algoritmalarında doz düüüü..

type a:92.6 type b: 83.1

Sonuçlar:



PTV ortalama dozu %2-4 arasında daha düşük,
%50 akciğer hacmini aldığı doz %5 daha yüksek,
Düşük doz alan akciğer hacmi %10 daha fazla..

Sonuçlar:

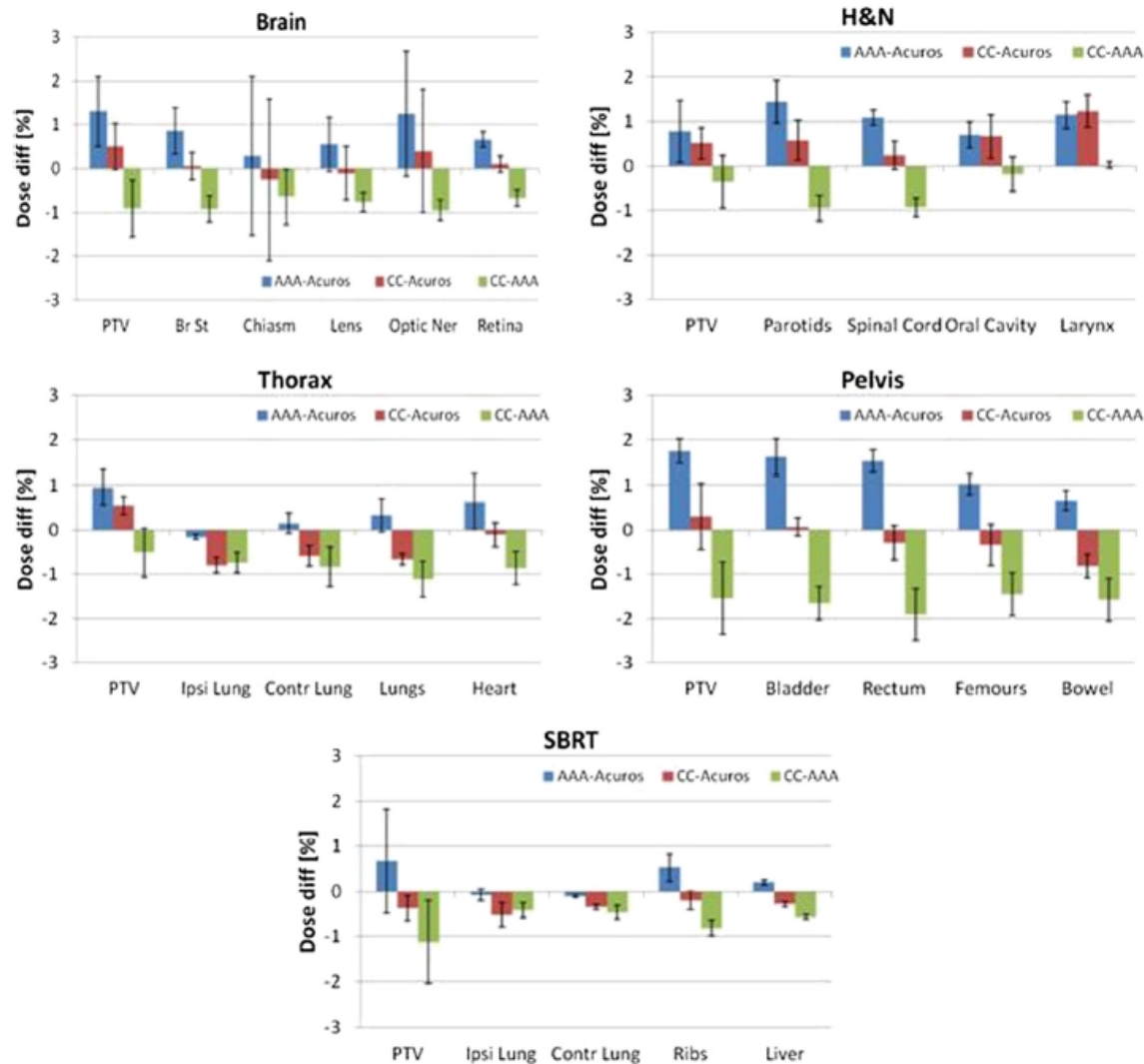
Akciğer:

Table 5. Lung: data for the PTV, the adjacent (sin) and the contralateral (dx) lung for all treatment planning systems and the MC benchmark. The adjacent lung volume does not include the PTV. The parameters shown are the mean dose to the PTV (PTV_{mean}) and the minimum dose to 95% and 5% of the PTV ($PTV_{D_{95}}$ and PTV_{D_5}). The variation of the dose in the PTV is expressed as $PTV_{D_5} - D_{95}$. For the organs at risk, i.e. the lungs, the minimum dose to 1%, 5% and 50% (Pulm sin/dx D_1 , Pulm sin/dx D_5 and Pulm sin/dx D_{50}) of the structures is shown. The average value for the dose in PTV calculated by the type a models is by definition 100%.

	Eclipse/ Mod Batho 1	Eclipse/ ETAR 1	Eclipse/ Mod Batho 2	Eclipse/ ETAR 2	OMP/ PB	PPLAN	XiO/ Conv	Average values for type a	Eclipse/ AAA 2	OMP/ CC	Pinnacle/ CC	XiO/ Super	Average values for type b	OMP/ PB-VL	OMP/ CC-VL	MC-VL
6 MV																
PTV_{mean}	100.1	99.8	99.9	98.9	100.3	97.0	103.9	100	97.8	96.7	96.5	99.0	97.5	101.6	98.2	100.0
$PTV_{D_{95}}$	93.2	92.3	93.2	91.5	93.2	89.7	95.8	92.7	91.5	90.6	89.7	93.2	91.3	94.7	91.9	93.8
PTV_{D_5}	105.5	106.4	105.5	105.5	106.4	102.8	111.6	106.2	102.8	102.0	102.0	104.6	102.8	108.3	103.7	105.5
$PTV_{D_5} - D_{95}$	12.3	14.0	12.3	14.0	13.1	13.1	15.8	13.5	11.4	11.4	12.3	11.4	11.6	13.6	11.8	11.8
Pulm dx D_{50}	7.4	7.4	7.4	7.4	8.3	6.6	8.3	7.6	7.4	7.4	7.4	7.4	7.4	7.7	7.7	7.7
Pulm dx D_5	31.1	30.2	31.1	30.2	31.1	29.3	33.7	30.9	30.2	29.3	29.3	30.2	29.8	30.3	28.5	29.4
Pulm dx D_1	44.2	44.2	44.2	43.3	44.2	41.6	45.1	43.8	41.6	41.6	40.7	43.3	41.8	43.9	41.2	42.1
Pulm sin D_{50}	12.2	12.3	15.7	15.7	10.8	14.4	18.5	14.2	20.1	19.4	17.8	21.5	19.7	13.6	19.5	17.2
Pulm sin D_5	103.0	104.4	102.0	102.6	105.1	100.4	108.6	103.7	96.2	94.6	95.2	99.1	96.3	107.5	96.8	102.0
Pulm sin D_1	106.7	108.7	105.9	106.8	108.4	104.2	114.4	107.9	100.0	98.3	98.9	102.7	100.0	111.9	101.2	105.9
15/18 MV																
PTV_{mean}	99.9	101.5	99.9	100.4	99.2	96.6	102.4	100	97.1	94.5	95.7	97.8	96.3	103.7	98.7	100.0
$PTV_{D_{95}}$	96.2	96.2	95.4	95.4	94.5	92.0	97.1	95.2	92.8	89.4	90.3	93.7	91.5	98.3	93.0	94.7
PTV_{D_5}	103.0	106.4	103.8	105.5	103.8	100.4	108.1	104.4	100.4	97.9	99.6	101.3	99.8	108.2	102.8	103.7
$PTV_{D_5} - D_{95}$	6.8	10.2	8.5	10.2	9.3	8.5	11.0	9.2	7.6	8.5	9.3	7.6	8.3	9.9	9.9	9.0
Pulm dx D_{50}	7.2	8.1	7.2	8.1	8.1	8.1	8.1	7.8	7.2	7.2	7.2	8.1	7.4	42.7	39.1	40.0
Pulm dx D_5	29.2	30.1	30.1	30.1	30.1	29.2	31.8	30.1	29.2	27.5	27.5	29.2	28.4	31.0	27.4	28.3
Pulm dx D_1	40.3	42.0	42.0	42.0	41.1	41.1	42.8	41.6	40.3	38.6	38.6	40.3	39.4	42.7	39.1	40.0
Pulm sin D_{50}	14.0	14.4	15.8	16.1	13.7	17.8	18.4	15.7	20.3	21.6	18.9	21.7	20.6	15.3	22.3	21.6
Pulm sin D_5	99.7	103.3	100.0	102.1	101.9	97.2	104.9	101.3	93.9	89.6	90.2	93.8	91.9	106.8	93.8	97.2
Pulm sin D_1	102.2	106.5	103.0	105.4	104.4	99.6	109.1	104.3	97.3	93.4	94.7	98.1	95.9	110.1	98.3	101.4

Akciğer olgularında type a algoritmaları yetersiz bulunurken, type b algoritmalarında Collapsed Cone algoritmaları MC' ya daha yakın sonuçlar bulundu.

Collapsed Cone-AAA-Acuros



AAA ortalama PTV
dozunu %0,7 daha fazla
hesaplarken, Acuros&CC
arasındaki fark %0,02

Kathirvel et al. *Radiation Oncology* 2013, 8:140
<http://www.ro-journal.com/content/8/1/140>

Dinlediğiniz için sizlere, Paylaşımlarından dolayı

Anders Ahnesjö ve Ayşe Koca' ya teşekkürler..