

ICRU TAVSİYELERİ

50, 62, 83

Tülay Ercan
Gayrettepe Florence Nightingale Hastanesi

Medikal Fizik Kongresi-Antalya-2017

ICRU raporları

- Tedaviyi tanımlama (prescribing)
- Tedavinin kaydedilmesi (recording)
- Tedavinin raporlanması (reporting)

RADYASYON ONKOLOJİSİNDE HEDEF VOLÜMLER

ICRU 50, 62 ve 83

ICRU 50

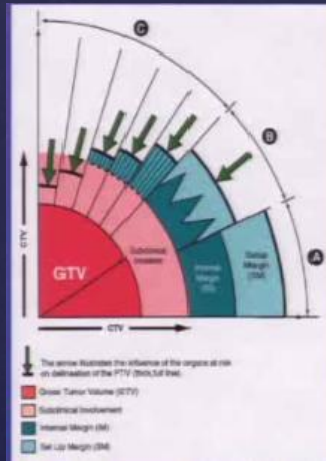
- **GTV:** Gross Hedef Volüm
- **CTV:** Klinik Hedef Volüm
- **PTV:** Planlama Hedef Volüm
- **TV:** Tedavi volümü
- **IV:** Işınlanan volüm
- **OAR:** Risk altındaki Organlar

ICRU 62

- **IM:** İnternal Marj
- **ITV:** İnternal Hedef Volüm
- **SM:** Set-up marj
- **PRV:** Planlama risk volüm

ICRU 83

RVR: Geri kalanı Risk volümü

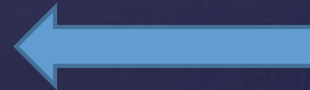


Radyoterapide basamaklar:

- 1-Klinik Değerlendirme
- 2-Tedavi Kararı
- 3-Simülasyon, Hedef Volüm Tesbiti
- 4-Tedavi Planlama
- 5-Tedavi Planının Seçimi
- 6-Kontrol-simülasyon
- 7-Tedavi Aygıtı Set-up / TEDAVİ
- 8-Tedavide Periyodik Değerlendirme
- 9-İzlem

K
A
Y
I
T
!
!
!

Sonuçların değerlendirilmesi



GTV:

Görüntülenebilir tümör volümü

- GTV primer tümör
- GTV lenf nodu
- GTV metastatik tümör

Fizik muayene

Görüntüleme yöntemleri

→ Evreleme → Doz → Yanıt

GTV:

Görüntülenebilir tümör volümü

- Tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölge
- Tanımlanması en kolay volüm
- Ancak her zaman kesin değil
- Yeni yöntemlere açık ve yöntemeye göre değişebilir (BT, MRG, PET, diğer sintigrafik yöntemler)

Right piriform sinus

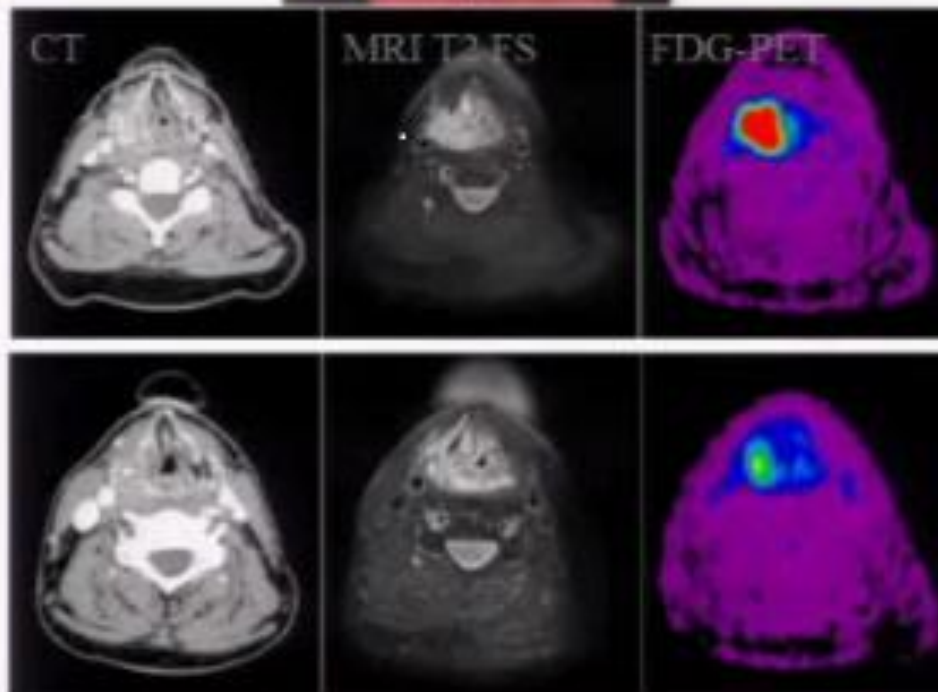
(ICDO-10: C12.9)

SCC grade 2

TNM 6th ed: T4N0M0



Fiberoptic examination



Before Rx-
CH

46 Gy (Rx-CH)

GTV/BT

- Farklı dokuları elektron yoğunluğuna göre ayırır
- Doz hesaplama algoritmalarında kullanılır
- Normal doku / tümör kontrast rezolüsyonu sınırlı
- GTV saptanmasında "inter / intraobserver" farklılıklara neden olur
- Metaller yapılardan (diş dolguları vb) olumsuz etkilenir

Gregoire et al. THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE • Vol. 48
• No. 1 (Suppl) • January 2007

GTV/MRG

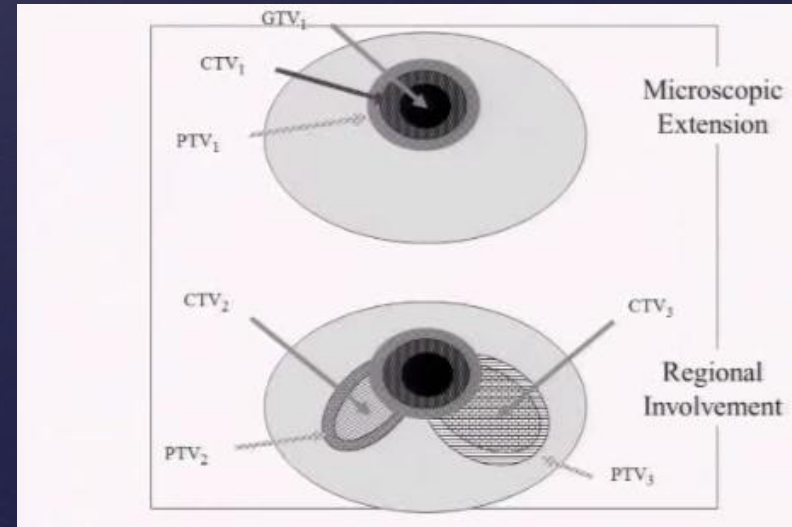
- Farklı sekanslara sahip (T1/T2- ağırlıklı, kontrastlı T1, yağ baskılı/baskısız)
- BT'yi tamamlayıcı veya yerini alabilir
- Yumuşak doku / kemik uzanımlarının saptanması
- BT'ye göre daha düşük "inter / intraobserver" farklılıkları

GTV/PET

- Özellikle ^{18}F -FDG kullanımı onkolojide hızla artmakta
- PET ile tümörlerin moleküler yayılımları; metabolik, oksijen tüketimi, reseptör veya gen ekspresyonu yöntemleri ile saptanabilir
- Klinikte evreleme, radyoterapi volümü saptamada, yanıt değerlendirmede önemlidir
- RT volüm saptanmasında özel parametrelere gereksinim vardır, gelişmeye açık

CTV: Klinik hedef volüm

- GTV+ subklinik hastalık
- GTV etrafındaki mikroskopik uzanımları
- Tümöre özgü olası perivasküler, perinöral, lenfatik yayılımları içermeli
- Tümör tipi ve yerleşime bağlı değişir
- Klinik deneyimler önemli



CTV: Klinik hedef volüm

- Küratif amaçlı tedavilerde mutlaka tedavi edilmeli
- Birden fazla CTV olabilir
- CTV sınırları görüntüleme tekniğine göre de değişebilir (BT/MRG/PET)

Klinik Hedef Volüm (CTV)



Radiotherapy and Oncology 56 (2000) 135–150

RADIOTHERAPY
& ONCOLOGY

www.elsevier.com/locate/radonc

Review article

Selection and delineation of lymph node target volumes in head and neck conformal radiotherapy. Proposal for standardizing terminology and procedure based on the surgical experience

Vincent Grégoire^{a,*}, Emmanuel Coche^b, Guy Cosnard^b, Marc Hamoir^c, Hervé Reyckler^d

^aDepartment of Radiation Oncology, Université Catholique de Louvain, St-Luc University Hospital, 30 Ave. Hippocrate, 1200 Brussels, Belgium

^bDepartment of Radiology, Université Catholique de Louvain, St-Luc University Hospital, Brussels, Belgium

^cDepartment of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery, Université Catholique de Louvain, St-Luc University Hospital, Brussels, Belgium

^dDepartment of Oral and Maxillo-facial Surgery, Université Catholique de Louvain, St-Luc University Hospital, Brussels, Belgium

Received 20 September 1999; received in revised form 28 March 2000; accepted 13 April 2000

Planlanan Hedef Volüm (PTV)

- Planlanan Hedef Volüm (PTV) geometrik bir kavramdır
- Doz dağılımlarını şekillendirmek için CTV'nin tümüne yeterli miktarda doz verileceğini garantilemek için yaratılan bir volümdür.
- Hasta pozisyonu (tedavi/tedaviler arası),
- Üç boyutlu olarak tasarlanmalı-planlanmalı

Planlanan Hedef Volüm (PTV)

- PTV hasta konturu dışına taşabilir.
- CTV içindeki anatomik yapıların fizyolojik nedenlerle oluşan şekil, boyut ve pozisyon değişikliklerini içermeli (**IM**)
- Hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişiklikleri göz önüne almalı (**SM**)
- $PTV = [CTV + \text{Internal Marj}] (ITV) + \text{Set-up Marjı}(SM).$

IM (Internal Margin)

- Fizyolojik hareketler
- Solunum
- Yutkunma
- Mesane-rektum doluluğu
- Kalp atımı
- Bağırsak hareketleri.....
- $ITV = CTV + IM$

SM: Set-up margin

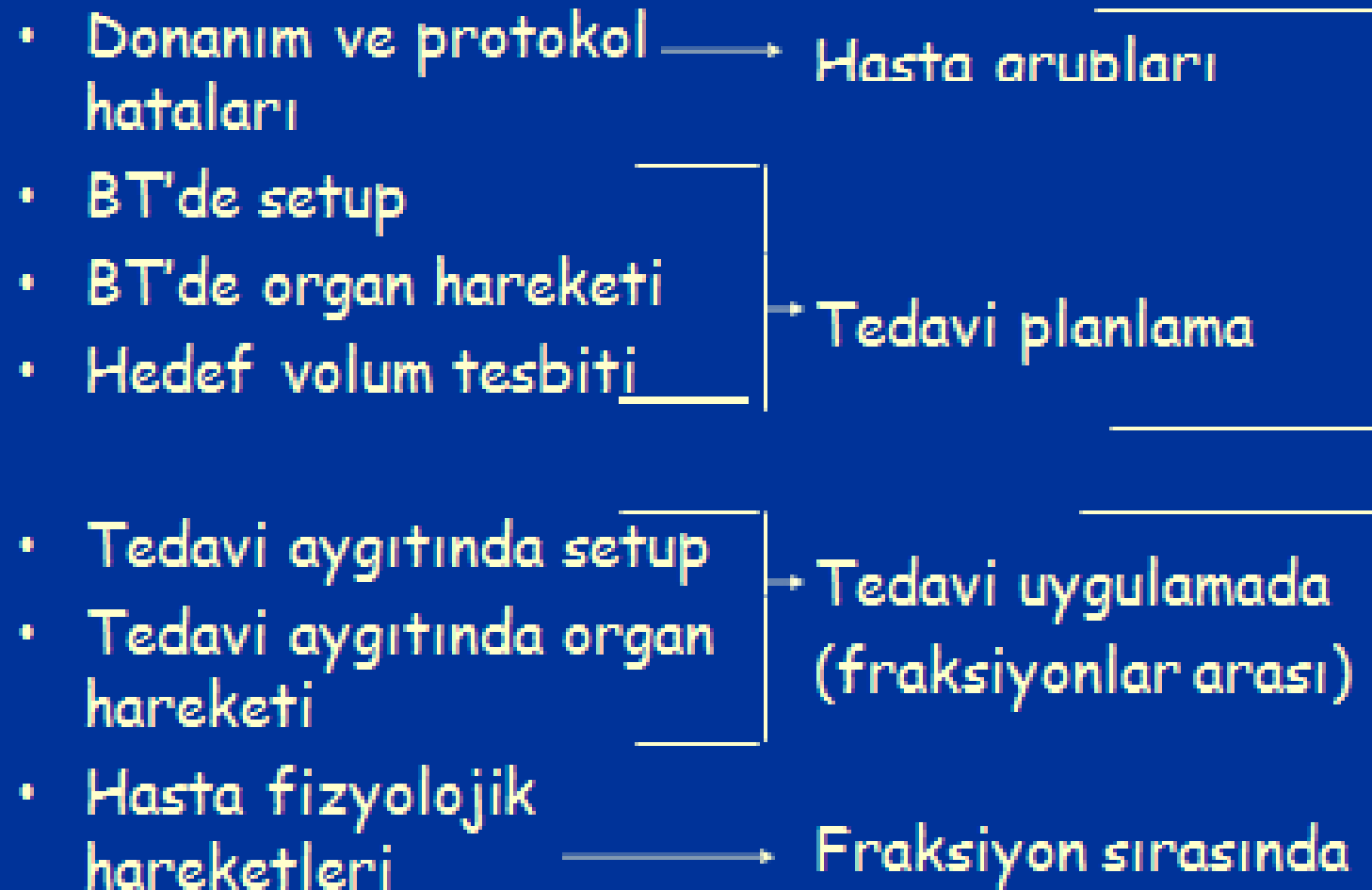
- Hasta pozisyon değişikliği
- Aygıtların mekanik farklılığı
- Set-up hataları (BT simülatör/tedavi aygıtı-koordinat aktarım problemleri)
- Her departman, her alan, her immobilizasyon yöntemine göre ayrı ölçülmeli ve hesaplanmalı

Table 4.4. Summary of various published recommendations for margins around target volumes (CTV) and OAR (modified from van Herk, 2004).

Author	Region	Recipe	Comments
Bel <i>et al.</i> (1996)	PTV	0.7σ	Statistical uncertainties only (linear approximation)—Monte Carlo.
Antolak and Rosen (1999)	PTV	1.65σ	Statistical uncertainties only, block margin?
Stroom <i>et al.</i> (1999a)	PTV	$2\Sigma + 0.7\sigma$	95 % absorbed dose to on average 99 % of CTV tested in realistic plans.
van Herk <i>et al.</i> (2000)	PTV	$2.5\Sigma + 0.7\sigma$ (or more correctly): $2.5\Sigma + 1.64$ $(\sigma - \sigma_e)$	Minimum absorbed dose to CTV is 95 % for 90% of patients. Analytical solution for perfect conformation.
McKenzie (2000)	PTV	$2.5\Sigma + \beta + (\sigma - \sigma_e)$	Extension of van Herk <i>et al.</i> (2000) for fringe dose due to limited number of beams. The factor β depends on the beam organization.
Parker <i>et al.</i> (2002)	PTV	$\Sigma + \sqrt{(\sigma^2 + \Sigma^2)}$	95 % minimum absorbed dose and 100 % absorbed dose for 95 % of volume. Probability levels not specified.
van Herk <i>et al.</i> (2002)	PTV	$2.5 + \Sigma + 0.7\sigma + 3 \text{ mm}$ (or more correctly): $\sqrt{2.7^2\Sigma^2 + 1.6^2\sigma^2} - 2.8 \text{ mm}$	Monte Carlo based test of 1 % TCP loss due to geometrical errors for prostate patients, fitted for various σ and Σ .
Ten Haken <i>et al.</i> (1997), Engelsman <i>et al.</i> (2001a, 2001b)	PRV (liver and lung)	0	No margin for respiration, but compensation by absorbed-dose escalation to iso-NTCP, reducing target-dose homogeneity constraints.
McKenzie <i>et al.</i> (2000)	PRV	A	Margin for respiration on top of other margins when respiration dominates other uncertainties.
van Herk <i>et al.</i> (2003)	PRV (lung)	0.25 A (caudally); 0.45 A (cranially)	Margin for (random) respiration combined with random setup error of 3 mm SD, when respiration dominates other uncertainties ($A > 1 \text{ cm}$).
McKenzie <i>et al.</i> (2002)	PRV	$1.3\Sigma \pm 0.5\sigma$	Margins for small and/or serial organs at risk in low (+) or high (−) absorbed-dose region.

Symbols: Σ , standard deviation of systematic uncertainties; σ , standard deviation of statistical (random) uncertainties; σ_e , describes width of beam penumbra fitted with a Gaussian function; A, peak-to-peak amplitude of respiration.

Geometrik belirsizlikler



TV ve IV

TV (Tedavi volümü):

Tanımlanan tedavi dozunu alan volüm
(Referans izodoz +%7 /- %5)

IV (Işınlanan Volüm):

Normal doku toleransına göre anlamlı doz alan
volüm (V_{20} - V_{30} ...)

OARs (Risk altındaki organlar)

Riskli organlar:

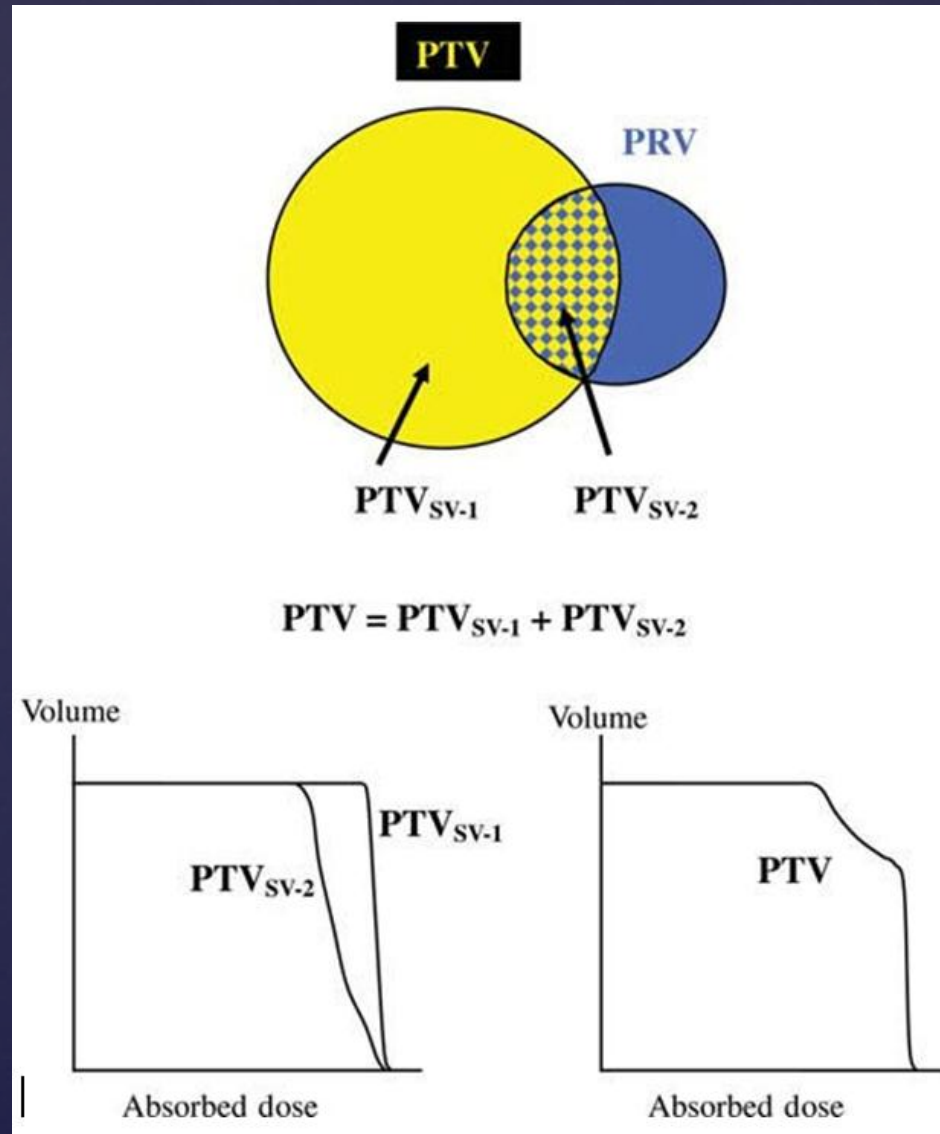
- Planlanan tedavi alanı içinde kalacak, radyasyon duyarlılığı nedeniyle tedavi planı, doz değişikliğine neden olacak yapılar
- Medulla spinalis, beyin sapı, optik sinir, akciğer, böbrek vb

PRV= Planning organ at Risk Volume

- Hasta hareketiyle riskli organlar da hareket eder
- OAR'de beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV ile çakışan OAR volümünü belirlemek optimizasyonu kolaylaştırır.

Optimizasyona rehberlik etmek için alt volümler kullanabilir mi?

PTV/PRV



RVR= Kalan risk altındaki volüm

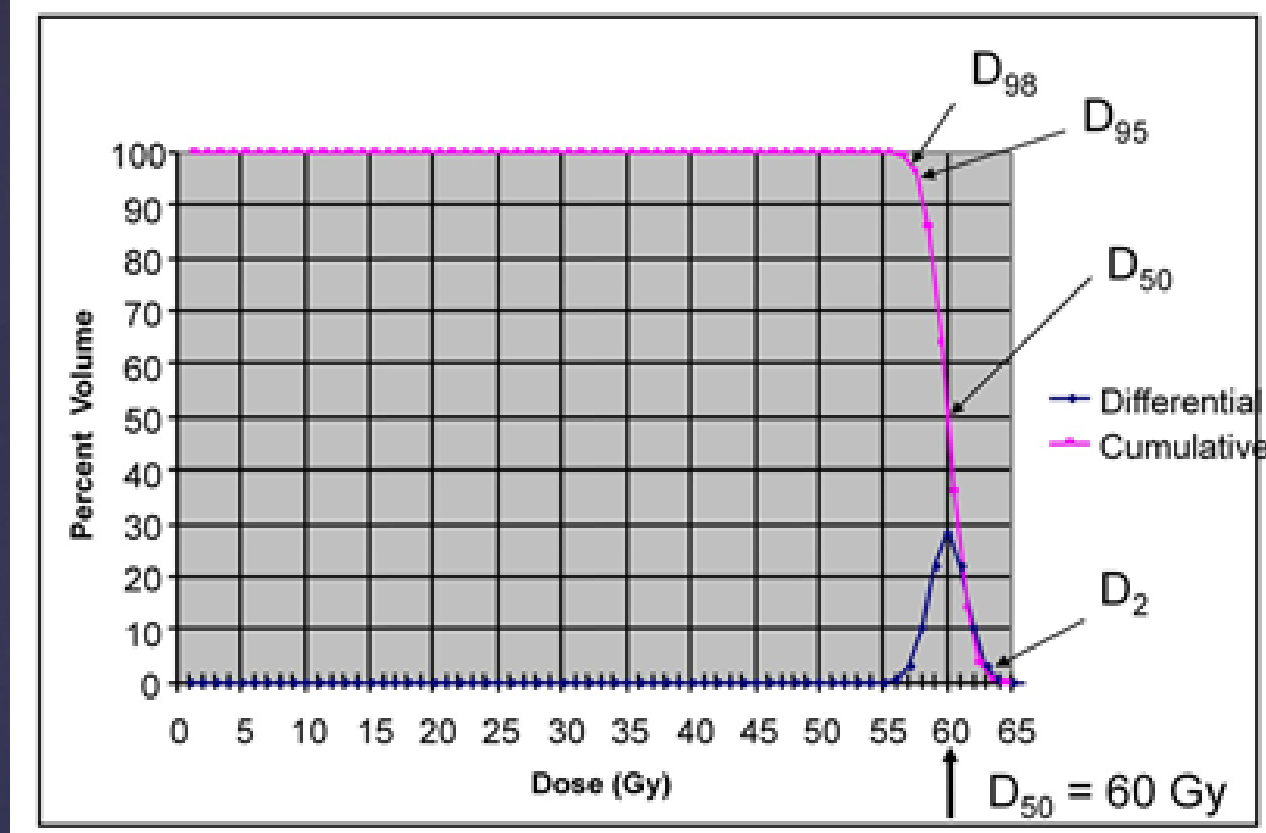
- Işınlanan volumlar dışında kalan volümdür.
- RVR'deki emilen doz, karsinogenez gibi geç etkilenme riskini tahmin etmede faydalı olabilir.
- Bu nedenle, RVR'yi konturlamak, uzun ömür beklentisi gösterebilen genç hastalar için özellikle önemlidir

Doz tanımlaması

- Tedaviyi veren doktorun sorumluluğudur.
- Düzey I= ICRU referans nokta, PTV içindeki minimum ve maksimum doz noktaları, standard izodoz eğrileri ve derin doz tablolarından yararlanılarak tahmin edilebilir
- Palyatif tedavilerde önerilir.

Doz tanımlaması

- Düzey II= İleri teknikte BT ve MR görüntülerinden yararlanılarak hedef ve risk altındaki organlar tanımlanır.
- Ayrıca tüm planlarda ve volümlerde geçerli doz dağılımlarını göstermek, inhomojenite düzeltmelerini yapmak mümkündür.
- Kalite güvenirliği programlarının olması ve uygulanması gereklidir.
- Tedavi planlama ve teslim yazılımının model ve sürüm numarasını belirtin.



PTV için Doz-Volüm Raporlama IMRT için doz hacmi raporlaması için yeni tavsiyelerdir

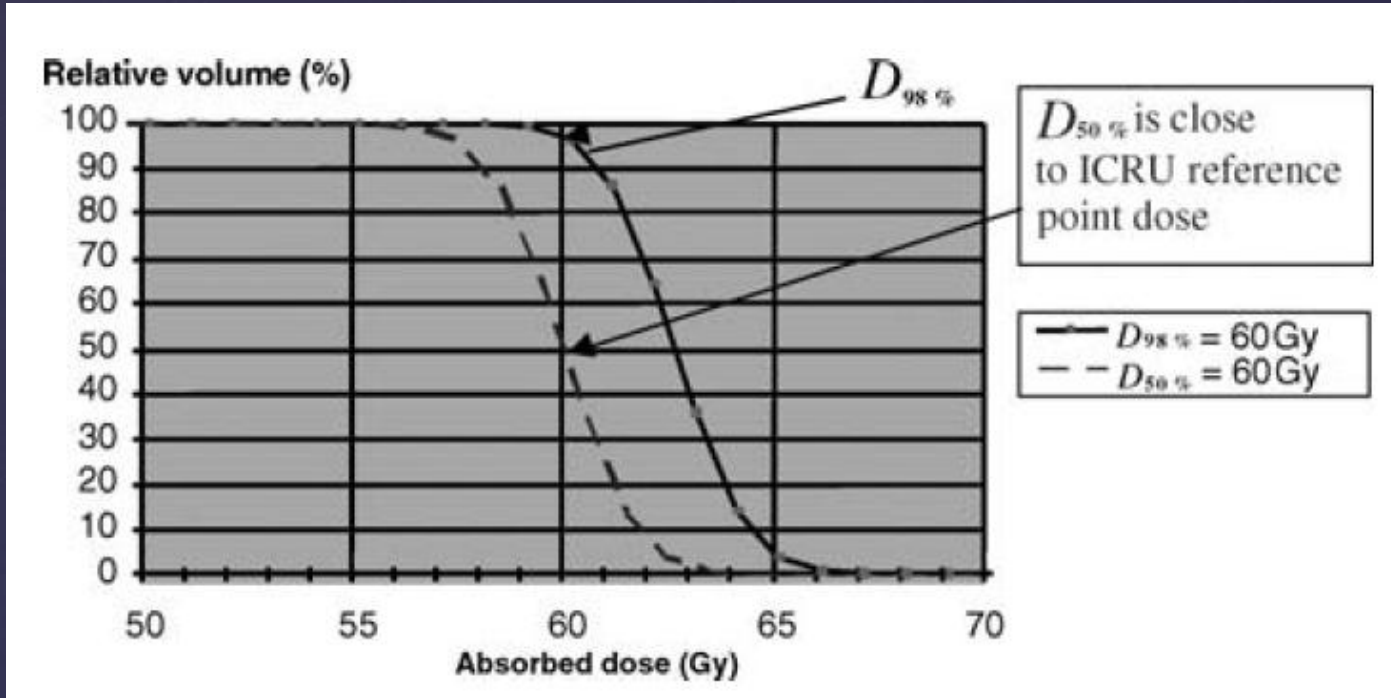
D50 DICRU-noktasını en iyi belirten noktadır

PTV median doz PTV deki tipik doz dur.

PTV mean doz ve PTV median doz yaklaşık olarak yakın yada benzerdir.

PRV ortalama dozu ve PRV medyan dozu mutlaka benzer değildir.

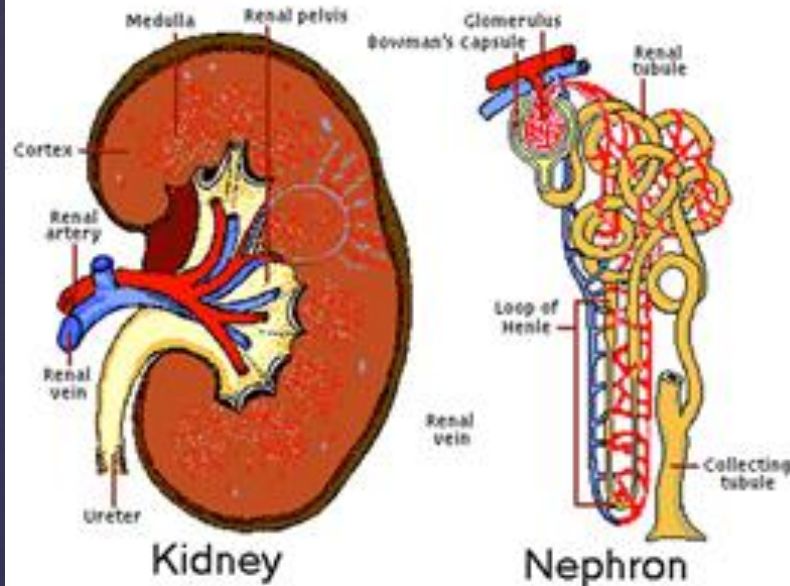
Doz-Volüm Raporlama



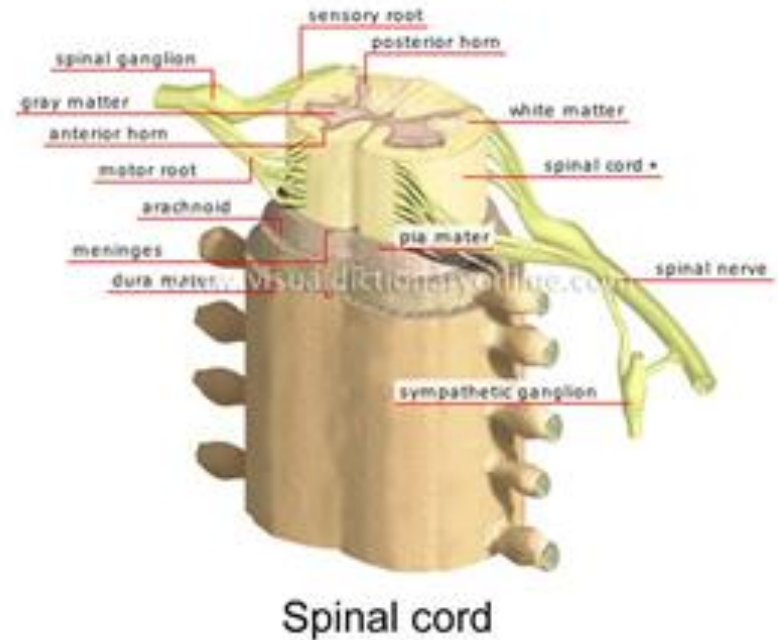
DVH'lerin iki farklı doz reçetesiyle sonuçlarını göstermektedir

- Kesikli eğri, ICRU Referans Noktasında 60 Gy'yi öngören bir tedavinin DVH iken, düz eğri, 60 Gy'nin $D_{98\%}$ 'e reçete edildiği bir tedavi için DVH'dir
- İkinci reçete yazma şekli, PTV'de, ICRU Referans Noktasında doz belirtildiğinde göre yaklaşık 3 Gy (% 5) daha yüksek bir dozda sonuç verir
- Dolayısıyla dozun hangi yolla reçete edildiği açık ve net olmalıdır.

Parallel organisation



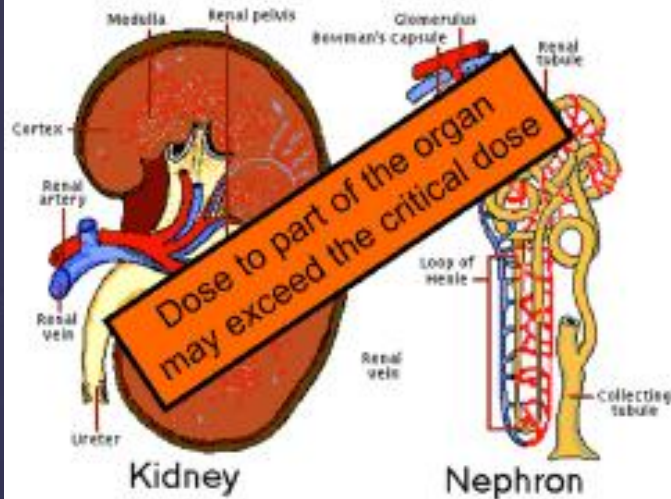
Serial organisation



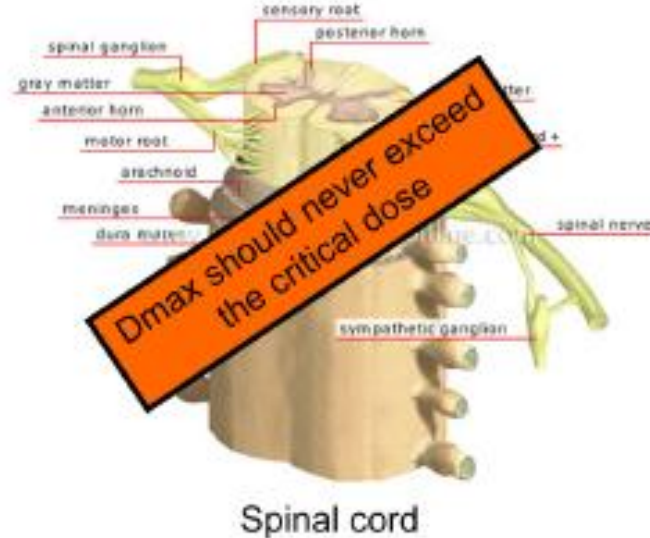
Risk altındaki bir organa yönelik farklı planların DVH. karşılaştırmak için o organın paralel/seri olduğunu bilmek gerekir

Structural organisation

Parallel organisation



Serial organisation



- Paralel veya seri organların doz hacim kısıtlamaları farklıdır

Paralel organ = mean doz, $D (\text{volum } \%) < \dots \text{ Gy}$ (kritik doz)

Seri Organ = $D_{\text{max}} < \dots \text{ Gy}$ (kritik doz)

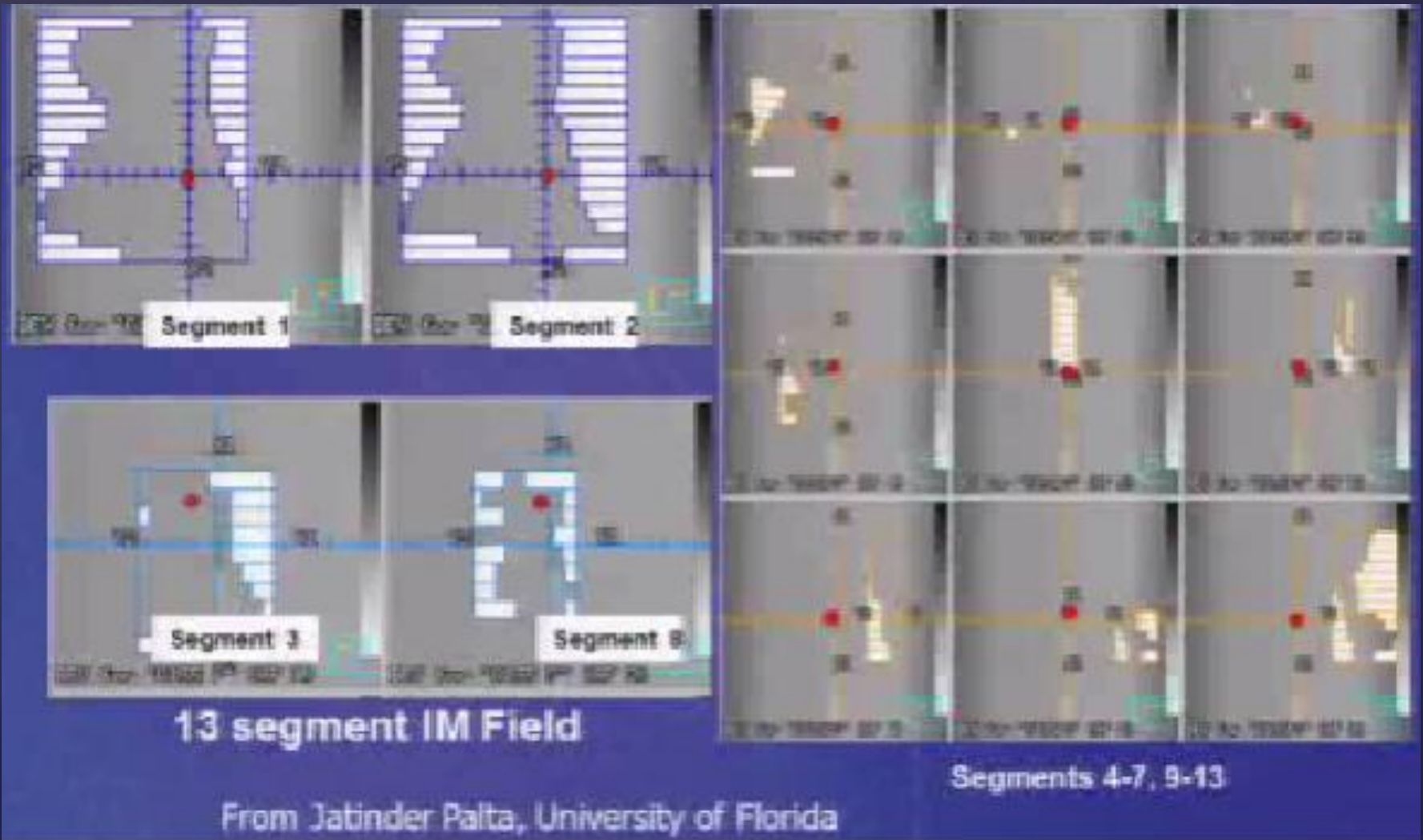
Doz tanımlaması

- **Düzey III:**
- **Gelişmekte olan teknikleri içerir.**
- **Planlanan tedavi volümü içinde doz dağılımının homojen olması gerekir ve +%7-%5 izodoz farklılığına izin verilir.**
- **Homojenlik, Conformity index**

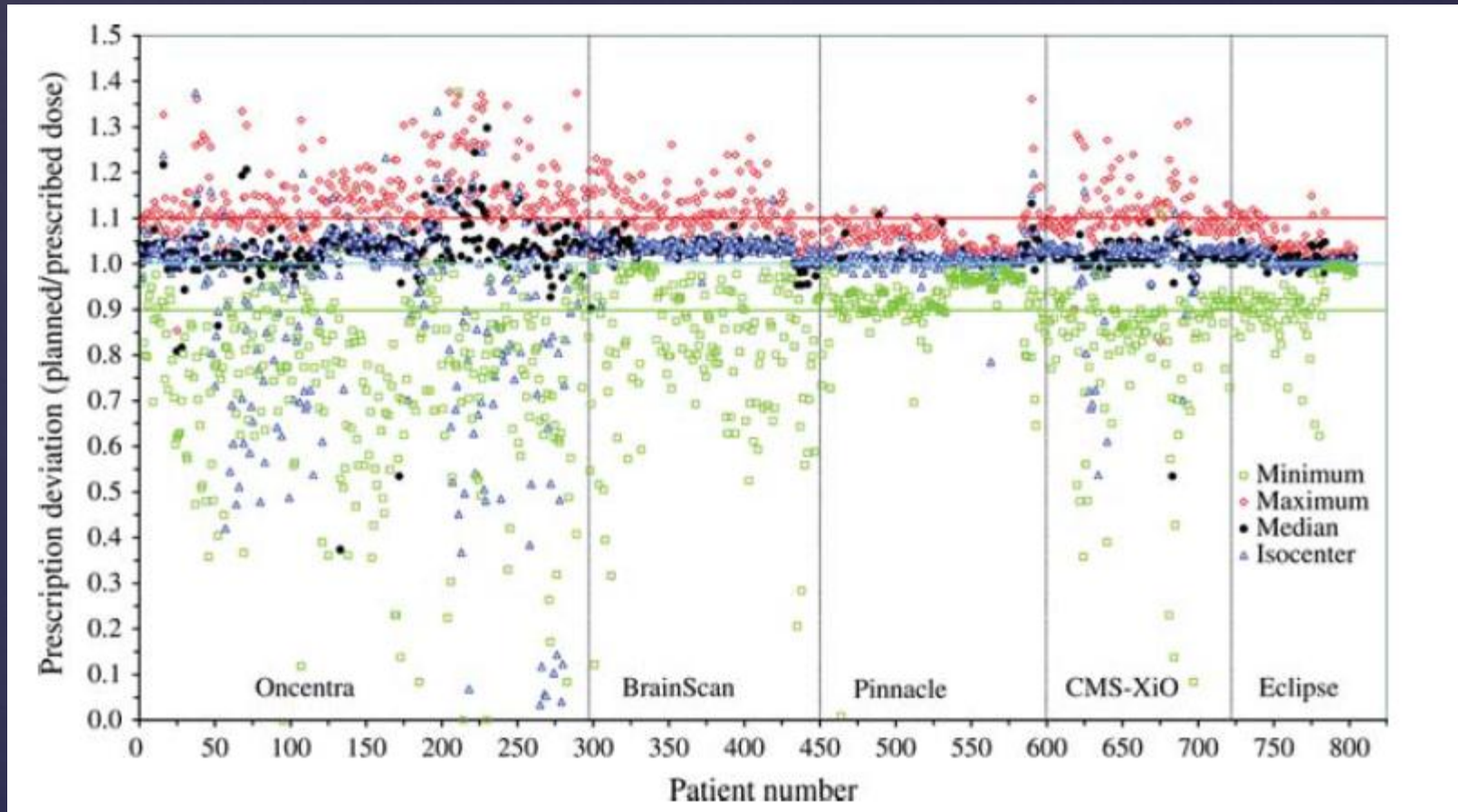
IMRT'de yeni ICRU raporuna ihtiyaç var

- Tek nokta doz reçetelemesi yetersiz
- **Biyolojik Hedef Volüm (BTV)**, C. Ling, IJROBP 2000
- **Hipoksik Hedef Volüm (HTV)**, **Proliferasyon Hedef Volüm (PTV)**, ESTRO fizik toplantısı, 2003
- Biyolojik ölçümler (örn: EUD, TCP, NTCP,...).
- Çok daha fazla kalite güvenirliğine ihtiyaç var.

ICRU Referans noktası IMRT için tipik bir nokta değildir



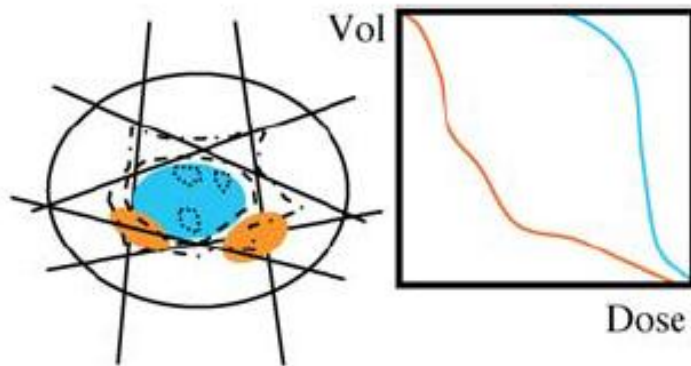
Planlama metriklerinin güvenilirliđi



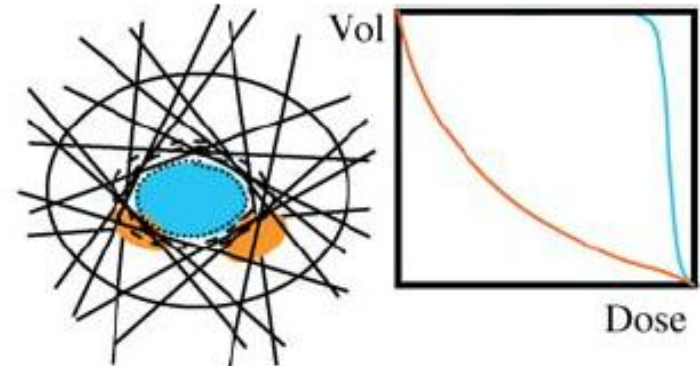
Median doz daha güvenilir

Indra Das

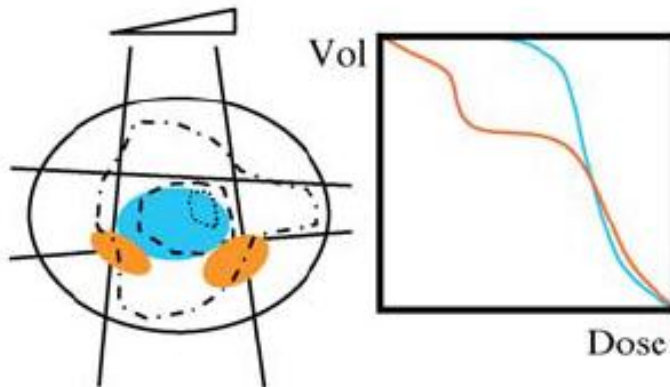
Homojenite ve uygunluk



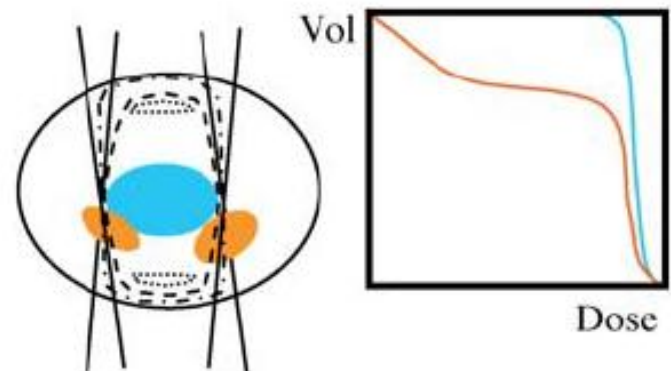
Low homogeneity-high conformity



High homogeneity-high conformity



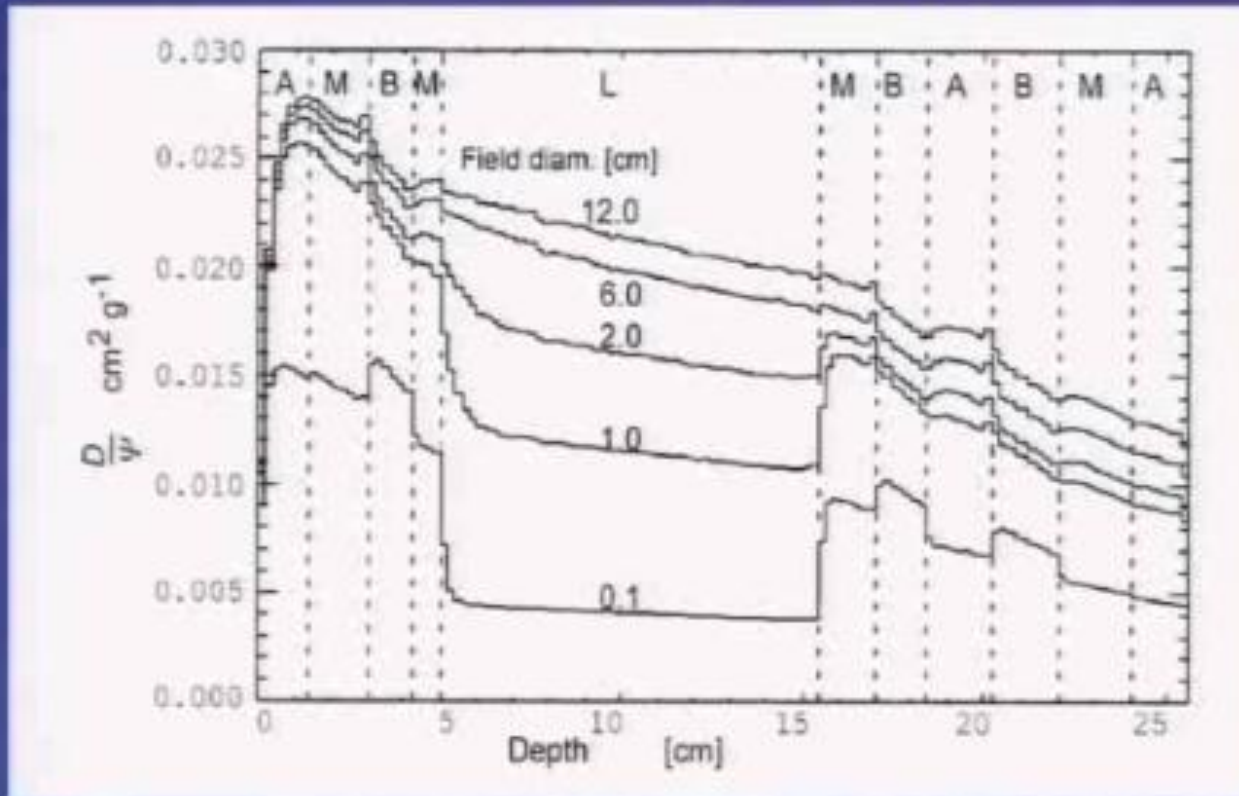
Low homogeneity-low conformity



High homogeneity-low conformity

Doku heterojeniteleri için düzeltilmiş dozların kullanılması

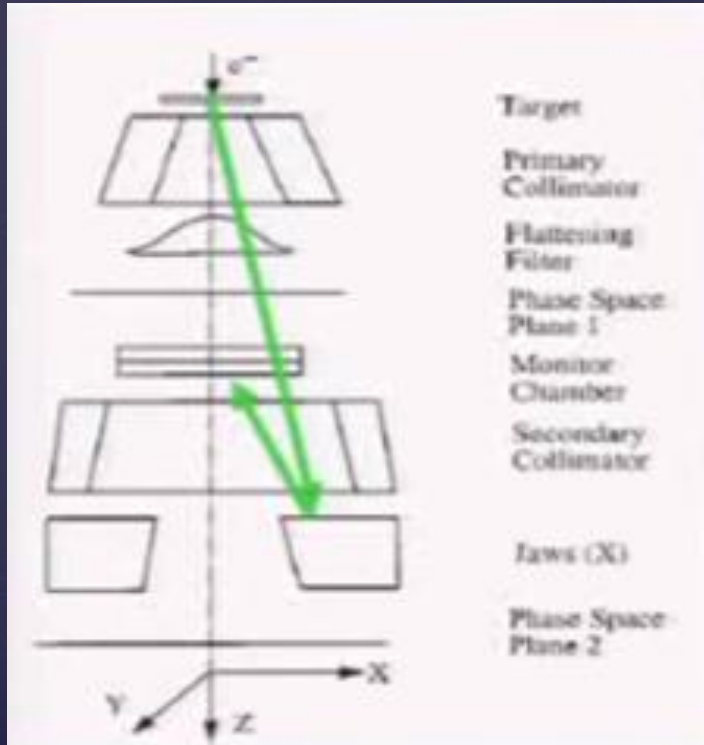
A=Adipose, M=Muscle, B=Bone, L=Lung 4 MV, Parallel Beam



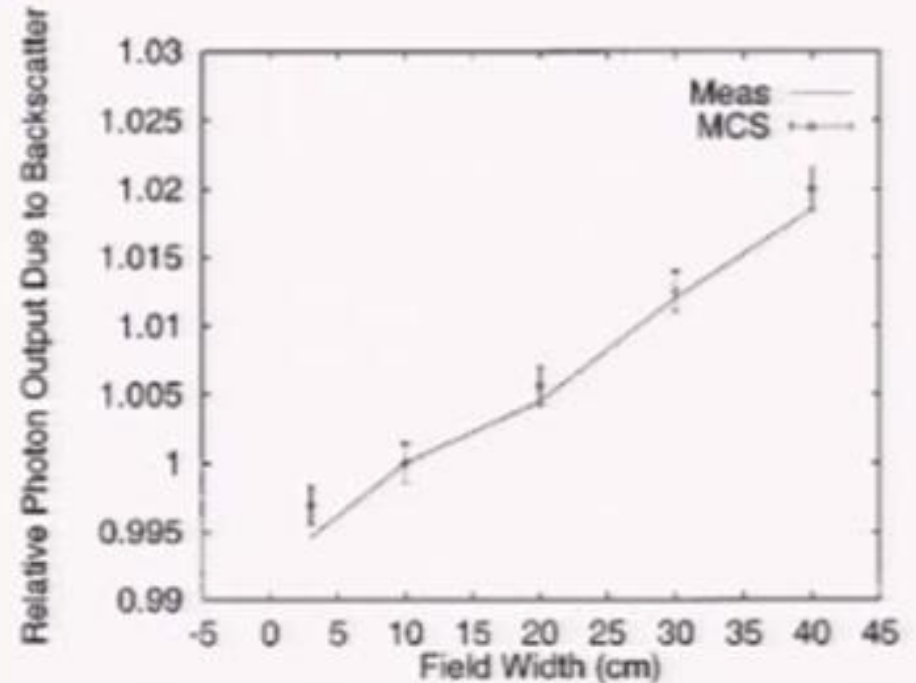
Ahnesjo and Asparadakis, 1999 Phys Med Biol 44:R99-R155

Monitor Chamber daki Geri Saçılma (IMRT)

Monitör Chamber a fotonların geri saçılması (X/Y %2)



Varian 2100-10MV. Diğer çene tamamen açıkken sonuçlar



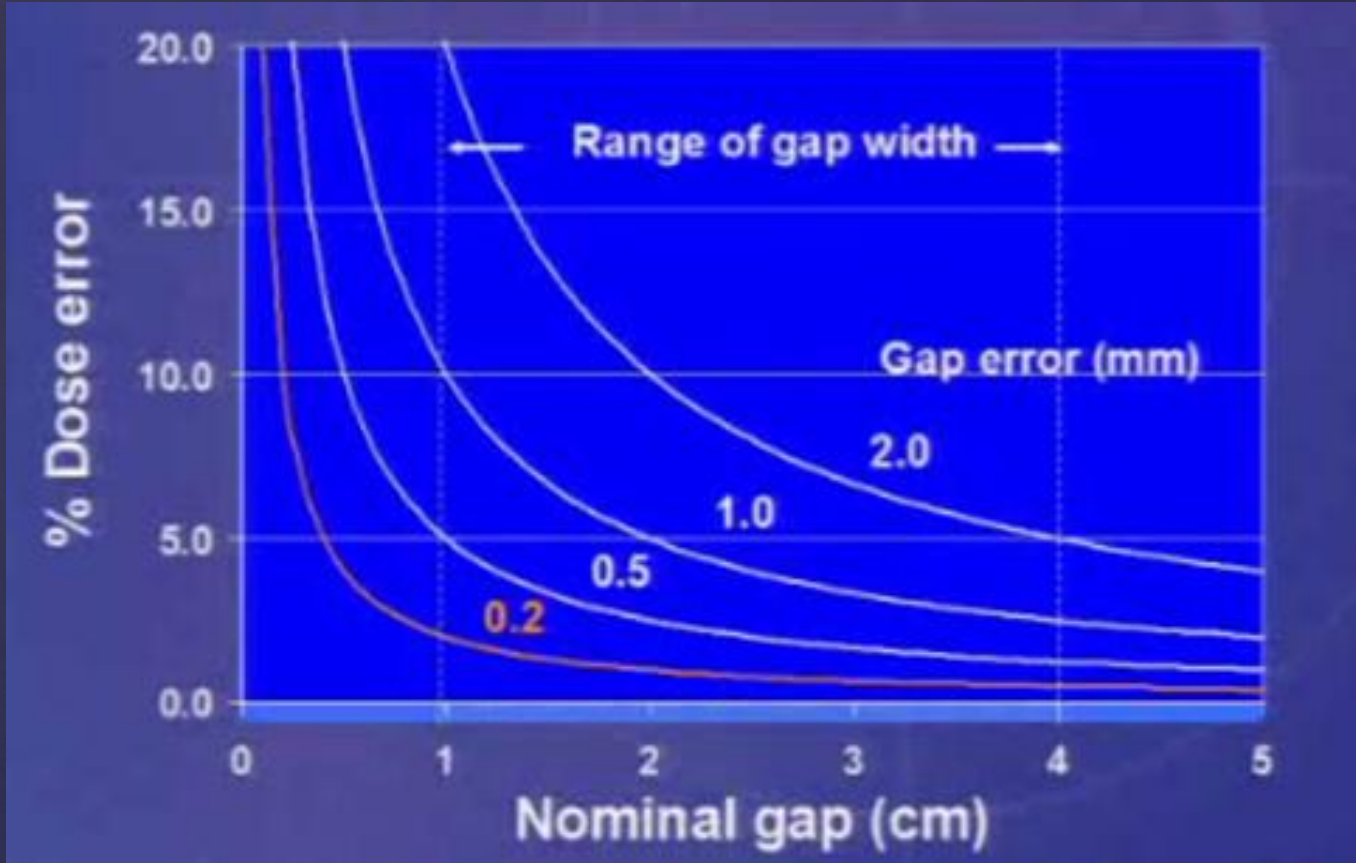
Liu ve ark.

Med Physics 2000;27:737-744

IMRT için QA

- TPS ve verme sistemlerine uygun QA
- Hasta ile alakalı QA (ideal olarak birkaç yöntem seçilmesi)

Boşluk hatası (Gap Error) geleneksel MLC'ler için önemlidir

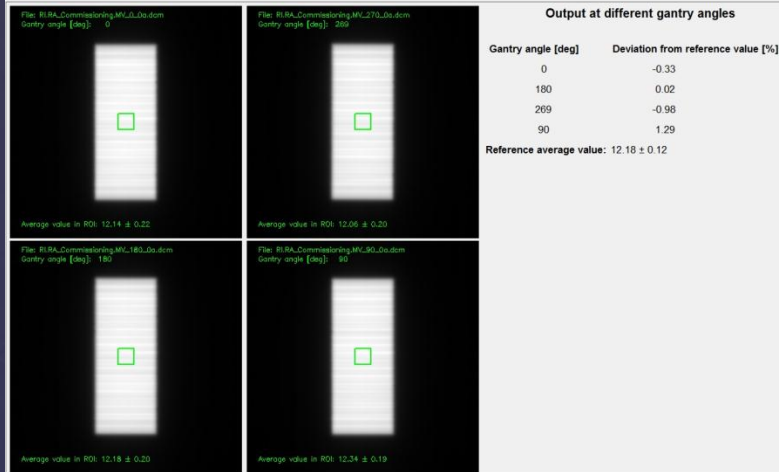


From Tom Losasso, Memorial Sloan Kettering

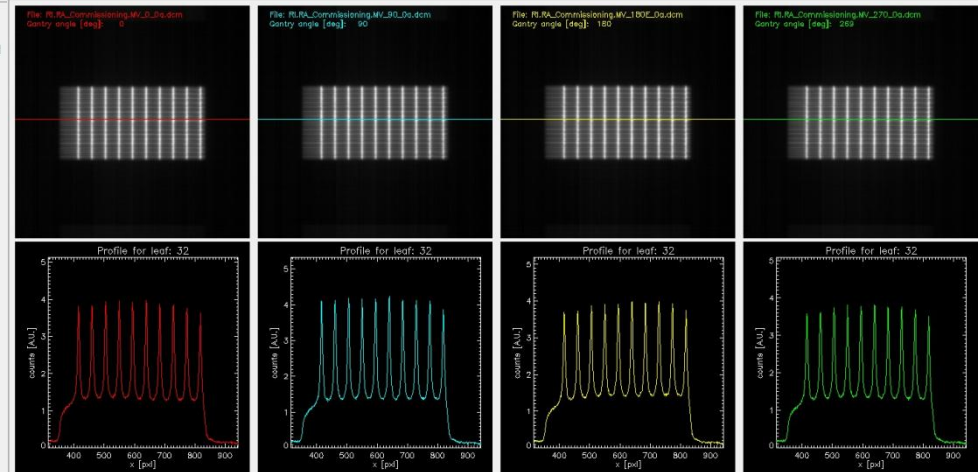
- Eğriler nominal leaf gap artması ile absorbe doz hatasının arttığını göstermektedir.

RapidArc dMLCs test (Epiqa-Artemis)

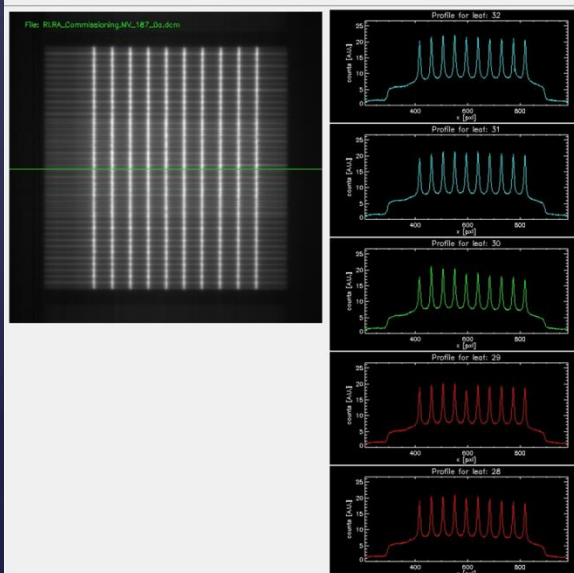
Test 0.1: dMLC Dosimetry



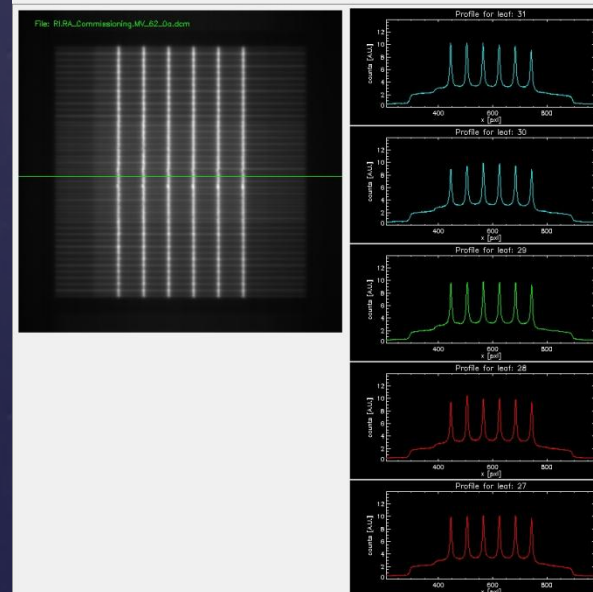
Test 0.2: Picket Fence test vs. gantry angle



Test 1.1: Picket Fence test during RapidArc

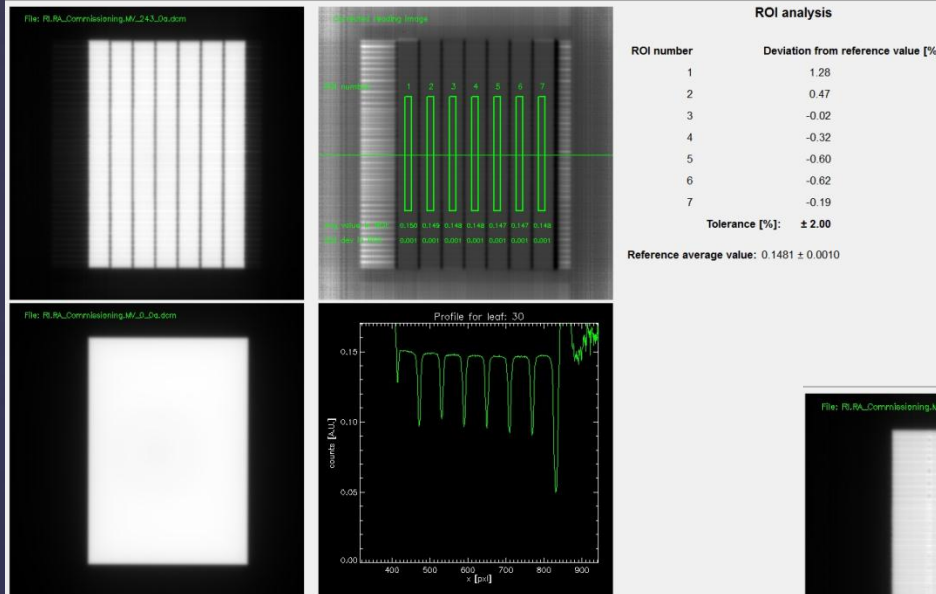


Test 1.2: Picket Fence test during RapidArc with intentional errors

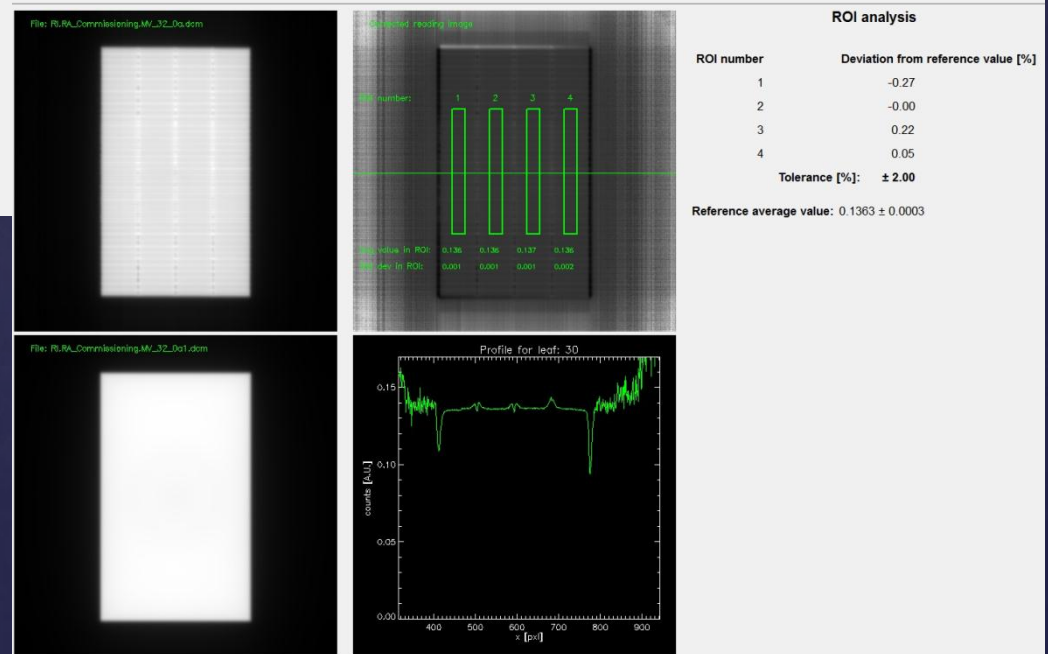


RapidArc dMLCs test (Epiqa-Artemis)

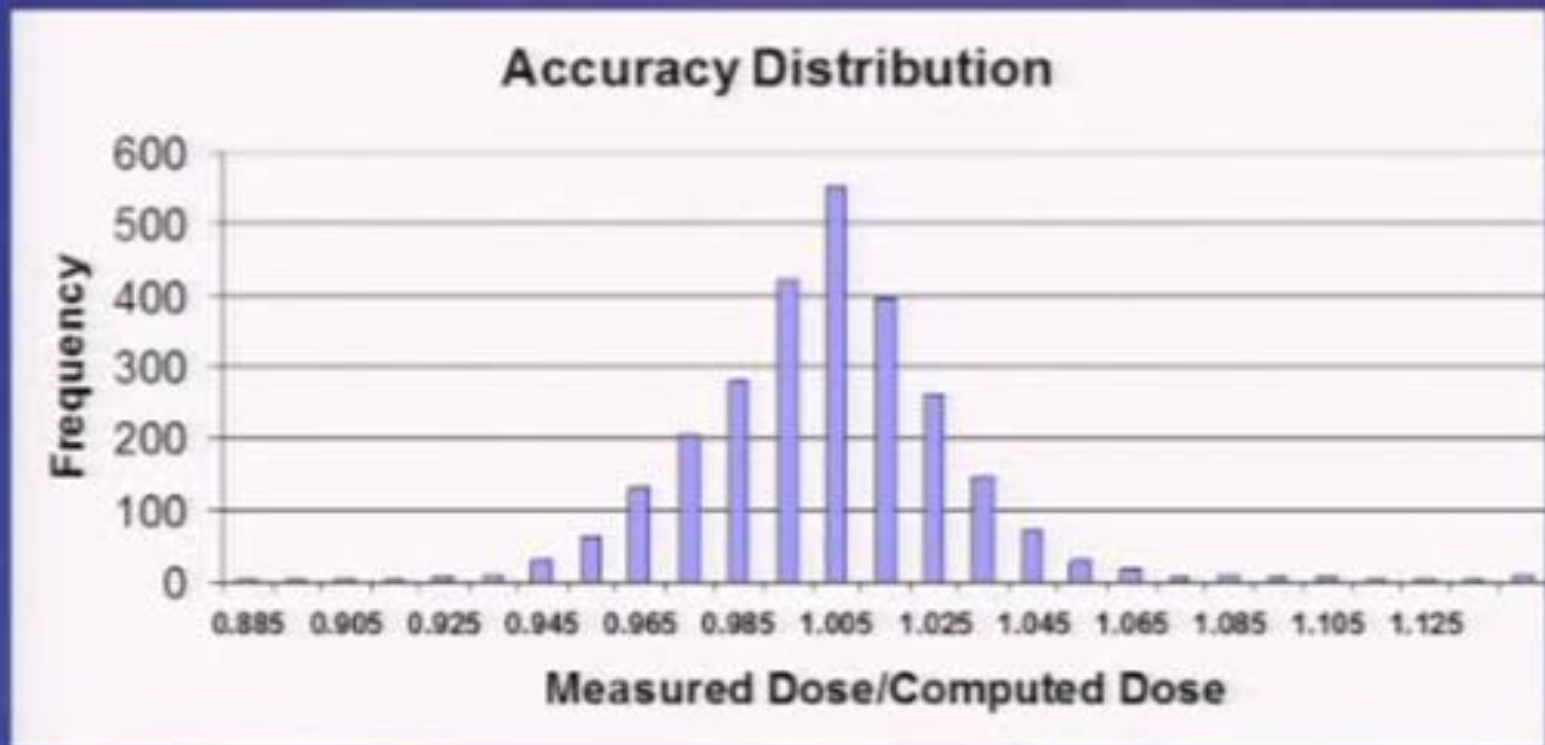
Test 2: Accurate control of Dose Rate and Gantry Speed during RapidArc delivery



Test 3: Accurate control of Leaf Speed during RapidArc delivery



Kurumlararası doz doğruluğu



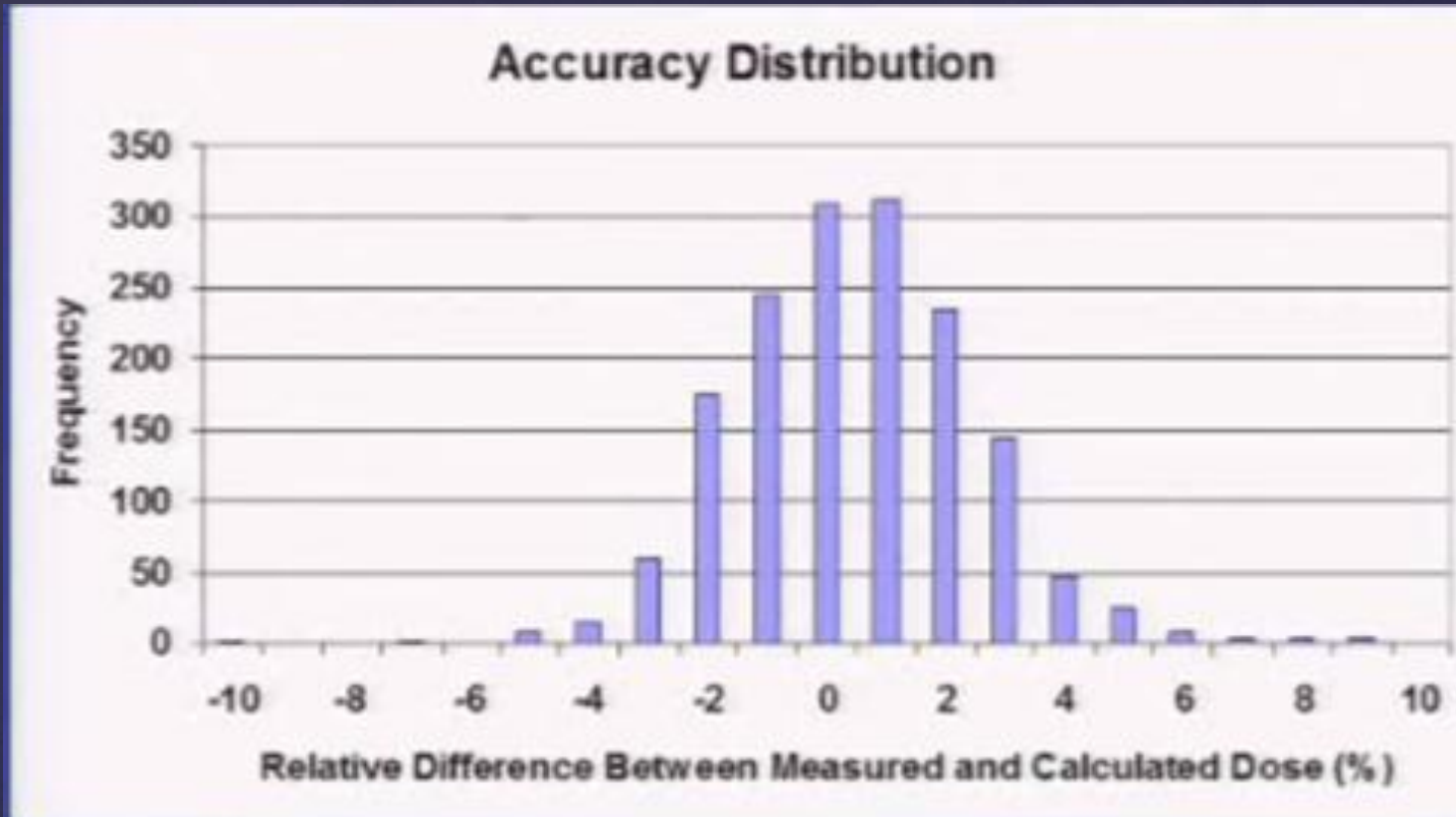
Number of Measurements = 2679

Mean = 0.995

Standard Deviation = 0.025

(Updated from Zefkili et al 2004)

Kurum içi doz doğruluğu



Number of Measurements = 1591

Mean = 0.45%

Standard Deviation = 2.5%

(Updated from Dong et al 2003)

MDACC Prostat IMRT Phantom (prostat)

Report of IMRT Prostate Phantom Irradiation

Date of Report: August 13, 2012
 Institution: Florence Nightingale Hospital
 Physician: Tulay Ercan, Ph.D.
 Radiation Machine: Varian, Unique (2011) – 6 MV
 Collimator: MLC
 IMRT Technique: VMAT
 Treatment Planning System: Varian, Eclipse(IMRT) – AAA
 Date of Irradiation: June 22, 2012

Description of procedure:

An anthropomorphic pelvic phantom incorporating a cylindrical imaging insert was placed in the supine position in a CT scanner and imaged. The imaging insert contained structures representing a prostate, a rectum and a bladder. The imaging insert was replaced by a dosimetric insert containing TLD capsules located near the center of the prostate to provide point dose information and two sheets of GAFChromic™ Dosimetry Media to provide dose distribution in the coronal and sagittal planes. The phantom included left and right femoral head structures each containing one TLD capsule. The phantom with the insert was irradiated to approximately 6 Gy using an IMRT technique.

The dosimetric precision of the TLD is 3%, and the spatial precision of the film and densitometer system is 1 mm.

Summary of TLD and film results:

Location	RPC vs. Inst.	Criteria	Acceptable
Center Prostate (Left)	0.99	0.93 – 1.07	Yes
Center Prostate (Right)	1.00	0.93 – 1.07	Yes

Film Plane	Gamma Index*	Criteria	Acceptable
Coronal	99%	≥85%	Yes
Sagittal	100%	≥85%	Yes

*Percentage of points meeting gamma-index criteria of 7% and 4 mm.

The phantom irradiation results listed in the table above **do meet** the criteria established by the RPC in collaboration with the cooperative study groups. Had you been applying for credentialing to enter patients into certain protocols that allow the use of IMRT, your institution **would have** satisfied the phantom irradiation component of the credentialing process.

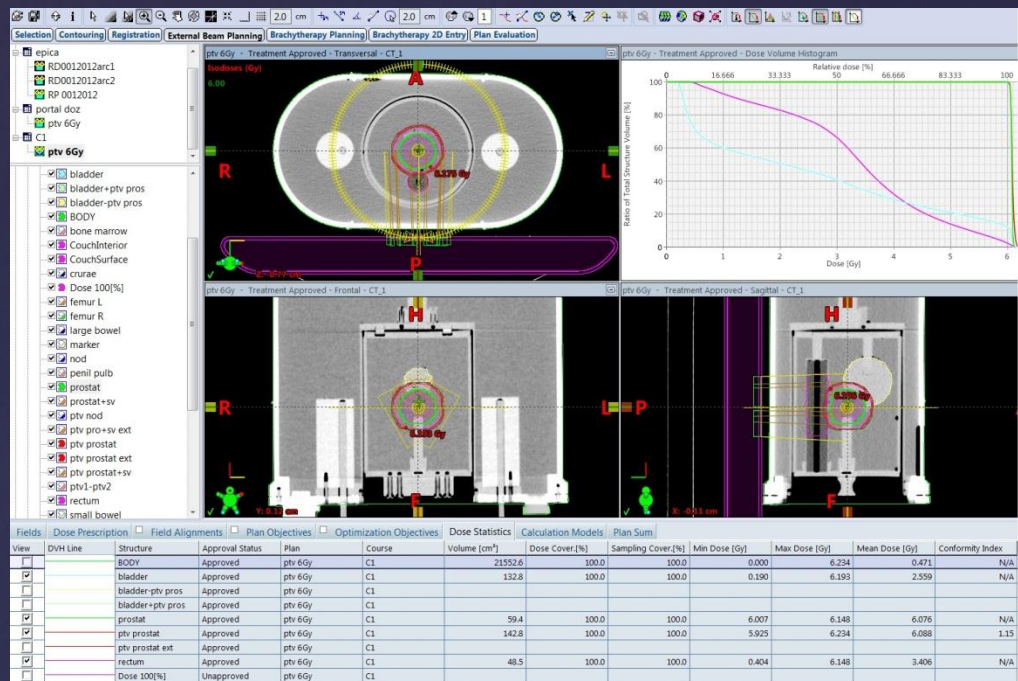
TLD and Film Analysis by: Paola Alvarez, M.S. *PA*

Report Checked by:

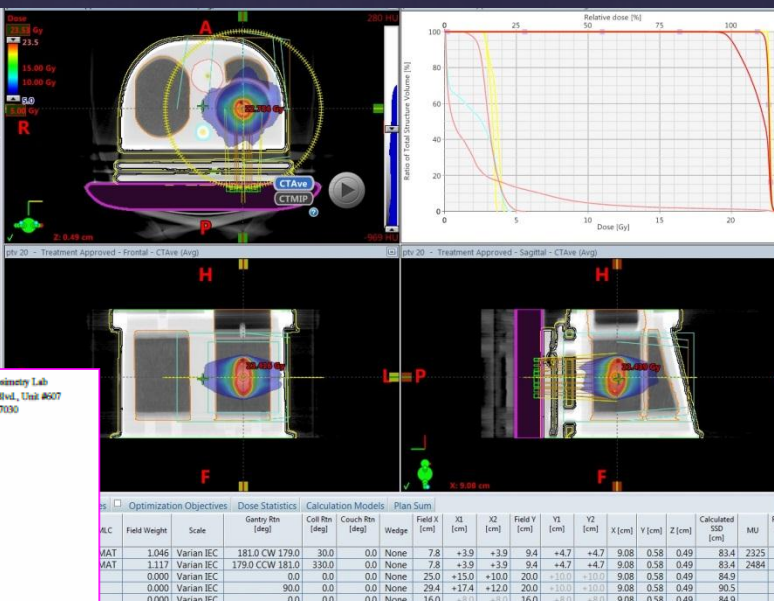
David Followill
 David S. Followill, Ph.D.
 Chief, Section of Outreach Physics

CARING INTEGRITY DISCOVERY

A Comprehensive Cancer Center Designated by the National Cancer Institute



MDACC AKC SBRT Phantom (4D-CBCT)



THE UNIVERSITY OF TEXAS
MD Anderson
Cancer Center
Making Cancer History®

MD Anderson Dosimetry Lab
1515 Holcombe Blvd., Unit #607
Houston, Texas 77030
(713) 792-3233

Report of Lung Phantom Irradiation

Date of Report: December 31, 2015
Institution: Florence Nightingale Hospital
Physicist: Tulay Ercan
Radiation Machine: Varian, TrueBeam (2055) - 10 MV FFF
Collimator: MLC
Technique: IMRT - VMAT
Treatment Planning System: Varian, Eclipse (IMRT) - AAA
Date of Irradiation: November 5, 2015
Method to account for Target Motion: ITV

Description of procedure:

An anthropomorphic lung phantom incorporating a cylindrical dosimetry insert that simulated the left lung was placed in the supine position in a CT scanner and imaged. The insert contained a spherical centered target. TLD capsules located near the center of the target provided point dose information and three sheets of GAFChromic™ Dosimetry Media provided dose distributions in the axial, coronal and sagittal planes. The phantom included heart and spinal cord structures, each one containing one TLD capsule. The right lung was also included. The phantom with the insert was irradiated to approximately 6 Gy using a IMRT technique. The analyses of the results were based on dose calculation applying correction for tissue heterogeneity. A reciprocating table connected to a motor controller was used to simulate respiratory motion. Based on the method to account for respiratory induced target motion adopted by the institution, a previously programmed breathing cycle was used during treatment and CT procedures. The dosimetric precision of the TLD is 3%, and the spatial precision of the film and densitometer system is 1 mm.

Summary of TLD and film results:

Location	IROC-H vs. Inst.	Criteria	Acceptable
PTV_TLD_sup	1.01	0.92 - 1.05	Yes
PTV_TLD_inf	1.03	0.92 - 1.05	Yes

Film Plane	Gamma index*	Criteria	Acceptable
Axial	99%	≥ 80%	Yes
Coronal	80%	≥ 80%	Yes
Sagittal	80%	≥ 80%	Yes
Average over 3 planes	86%	≥ 85%	Yes

*Percentage of points meeting gamma-index criteria of 7% and 5 mm

The phantom irradiation results listed in the table above do meet the criteria established by the IROC Houston in collaboration with the cooperative study groups. Had you been applying for credentialing to enter patients into certain protocols that allow the use of IMRT, your institution would have satisfied the phantom irradiation component of the credentialing process.

TLD and Film Analysis by: Paola Alvarez, M.S. and Tyler Keith

Report Checked by:

David S. Followill
David S. Followill, Ph.D.
Chief, Section of Outreach Physics

CARING INTEGRITY DISCOVERY
A Comprehensive Cancer Center (Designated by the National Cancer Institute)

Bireysel alanlar QA

- External diode/ ion-chamber arrays
- Entegre dedektör sistemleri
- Portal dozimetri



IMRT de Kayıt

- En azından hastanın ömrü boyunca elektronik arşivleme veya 5 yıl süre ile - hangisi daha uzun ise.
- Tedavi teknik verileri, plan ve teslimat kayıtlarının tamamı kaydedilmelidir.
- Bilimsel Klinik araştırmalar için uygunsa uzun süre arşivleme yapılmalıdır.

ICRU 50 & 62 ve IMRT ICRU 83 arasındaki değişikliklerin özetini verecek olursam:

- İstatistik üzerine daha fazla vurgu yapılmaktadır.
- Doz hacmi spesifikasyonları ile tanımlama ve raporlama bulunmaktadır.
- ICRU referans noktası kullanılmamaktadır.
- Medyan doz D50 raporlanması istenmektedir
- Model tabanlı doz hesaplamaları kullanılmalıdır
- Doku heterojenitelerinin etkisi eklenmelidir.

Volume 14 No. 2 2014

ISSN 1473-6691 (print)
ISSN 1472-3422 (online)

Journal of the ICRU

ICRU REPORT 91

Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams

OXFORD
UNIVERSITY PRESS



OXFORD UNIVERSITY PRESS

INTERNATIONAL COMMISSION ON
RADIATION UNITS AND
MEASUREMENTS