

Hasta bazlı kalite kontrol

Hilal Acar Demir
İstanbul Medipol Üniversitesi

Neden hasta bazlı QA?

- Hasta bazlı QA = End to end test : Tedavi basamaklarının herhangi bir noktasındaki hatayı bulabileceğimiz bir test
 - CT geometri hataları
 - TPS hesap hataları
 - Data aktarım hataları
 - Tedavi cihazı mekanik hataları

ESTRO BOOKLET NO. 9: GUIDELINES FOR THE VERIFICATION OF IMRT

Dosimetry tools and techniques for IMRT

Daniel A. Low^{a)}

Washington University, St. Louis, Missouri 63110

Jean M. Moran

University of Michigan, Ann Arbor, Michigan 48109

James F. Dempsey

Viewray Incorporated, Cleveland, Ohio 44106

Lei Dong

M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas 77013

Mark Oldham

Duke University Medical Center, Durham, North Carolina 27710

(Received 25 January 2010; revised 4 October 2010; accepted for publication 4 October 2010;
published 16 February 2011)

Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218

Moyed Miften^{a)}

Department of Radiation Oncology, University of Colorado School of Medicine, Aurora, CO, USA

Arthur Olch

Department of Radiation Oncology, University of Southern California and Radiation Oncology Program, Childrens Hospital of Los Angeles, Los Angeles, CA, USA

Dimitris Mihailidis

Department of Radiation Oncology, University of Pennsylvania, Perelman Center for Advanced Medicine, Philadelphia, PA, USA

Jean Moran

Department of Radiation Oncology, University of Michigan, Ann Arbor, MI, USA

Todd Pawlicki

Department of Radiation Oncology, University of California San Diego, La Jolla, CA, USA

QA için kullanılan cihazlar

- Fantomlar
- 1D : İyon Odaları, Diodlar, TLD, OSL, Mosfet
- 2D : Film, iyon odası yada diyot bazlı arrayler ve EPID
- 3D : İyon odası yada diyot bazlı arrayler ve jel dozimetre

Hasta Bazlı QA için kullanılan Fantomlar

- 1) Anthropomorphic: Hasta geometrisine en yakın geometride ölçüm yapma olasılığı verir. Doku inhomojeniteleri, yüzey düzensizliklerini içerir.
- 2) Slab fantom: Kullanışlı ancak sanal bir durumu yansıtır.
- 3) QA için özel tasarlanmış fantomlar
 - QA planı yapacağımız fantoma yüksek rezolüsyonlu (<3 mm) CT çekimi yapılmalıdır.

1D QA

- Planın fantoma aktarılarak, belirlenen noktalarda hesaplanan dozun, ölçülerek kontrolü

→ İyon Odaları

→ Diyotlar

→ TLD

Değerlendirme Kriteri

➤ % Doz Fark = $\% \frac{D_{\text{ÖLÇÜM}} - D_{\text{HESAP}}}{D_{\text{HESAP}}}$

➤ Problemler:

- Detektör pozisyonu çok önemli
- Yüksek doz gradientli alanlarda doğruluk ?

TG 120 ve TG 218: 1D QA için Tavsiyeler

- İyon odası hacmi: 0.007cc - 0.6cc,
- Oda, uniform doz bölgesine yerleştirilmeli ve yeterli uzaysal çözünürlüğe sahip olmalıdır.
- İyon odası boyunca doz gradienti $<5\%$ olmalıdır. Bu yerleşim TPS'den bulunabilir.
- İyon odası TPS de konturlanmalı ve hacimdeki ortalama doz değerlendirmeye alınmalıdır.

- İyon odası leaf junction'a pozisyonlandırılmamalıdır.
- Uzun süreli tedaviler için sızıntı düzeltmesi yapılmalıdır.
- Yüksek Z'li merkezi elektroda sahip iyon odalarının düşük enerjili saçılan fotonları over response ettiği dikkate alınmalıdır.
- MU hesabının kontrolünü yapması ve absolute doz ölçümüne olanak sağlaması en büyük avantajlarıdır.
- Tüm plan kalitesi hakkında bilgi vermemesi en büyük dezavantajıdır.

- Diod detektörler düşük enerjili fotonlara karşı aşırı duyarlılık gösterir ayrıca yön bağımlılıkları var. Bu nedenle in vivo dozimetri için kullanılabilirler ancak 1D QA absolute doz ölçümleri için önerilmez.
- TLD, %3 den daha iyi bir ölçüm hassasiyetine sahip ise kullanılabilir ancak pozisyonu çok önemlidir.

2D QA

- Her bir IMRT /VMAT alanının doz akı haritalarının doğrulaması
 - Film
 - İyon odası bazlı arrayler : MatriXX (IBA), Seven 29 (PTW)
 - Diyot bazlı arrayler: Map Check (Sun Nuclear)
 - EPID

2D QA Basamakları

- Tedavi planı onaylanır.
- Plan parametreleri QA fantomunun CT'si üzerine aktarılır.
- Plan fantom geometrisinde yeniden hesaplanır.
- QA planı ışınlanır.
- Belirli bir düzlemdeki hesaplanan doz ile ışınlanan doz karşılaştırılır.

2 D QA Değerlendirme Kriterleri

- Doz Difference (DD): Aynı noktada ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki fark
- Yüksek doz gradientli bölgelerde küçük bir mesafe hatasında bile büyük %DD değerleri elde edilebilir.
- Distance to Agreement (DTA): Aynı dozu alan ölçüm noktası ile en yakın hesap noktası arasındaki mesafe
- Düşük doz gradientli bölgelerde küçük doz farkları için bile büyük DTA değerleri elde edilebilir.

Gamma Evaluation Concept

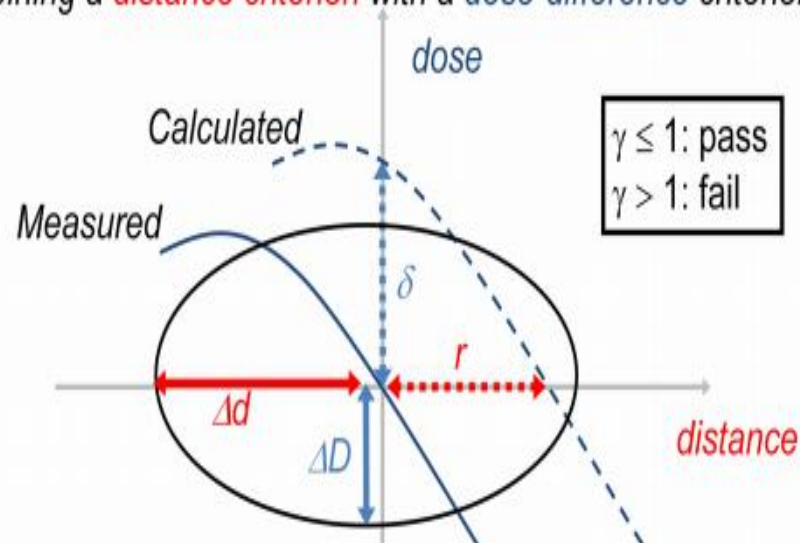
- Principle

- Dose difference for small gradients
- Distance to agreement (DTA) for large gradients

- $$\gamma = \min \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta d^2}{DTA^2}}$$

- Acceptance, if $\gamma < 1$

Combining a *distance criterion* with a *dose-difference criterion*



Generally applied values are:

$\Delta D = 3\%$ of dose maximum as dose-difference

$\Delta d = 3 \text{ mm}$ as distance-to-agreement (DTA)

D.A Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy. (1998). "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions." Med Phys 25: 656–661.

Film Ölçümü



Gafchromic Film

Avantajları

- Yüksek rezolüsyon
- Doku eşdeğeri
- Oda ışığına min duyarlılık
- Enerjiden bağımsız (keV- MeV)
- Doz aralığı : 2 cGy- 1000 cGy
- Tekrarlanabilirlik aynı batch de %1.5

Dezavantajları

- Işınlama ve scan arasında 1 saat
- Oryantasyona bağımlılık
- İş yükü

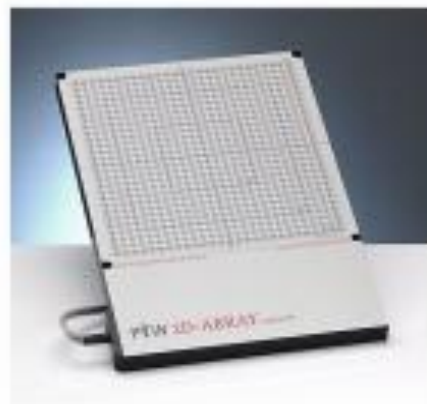
2-D matrix detectors



MapCHECK (Sun Nuclear)

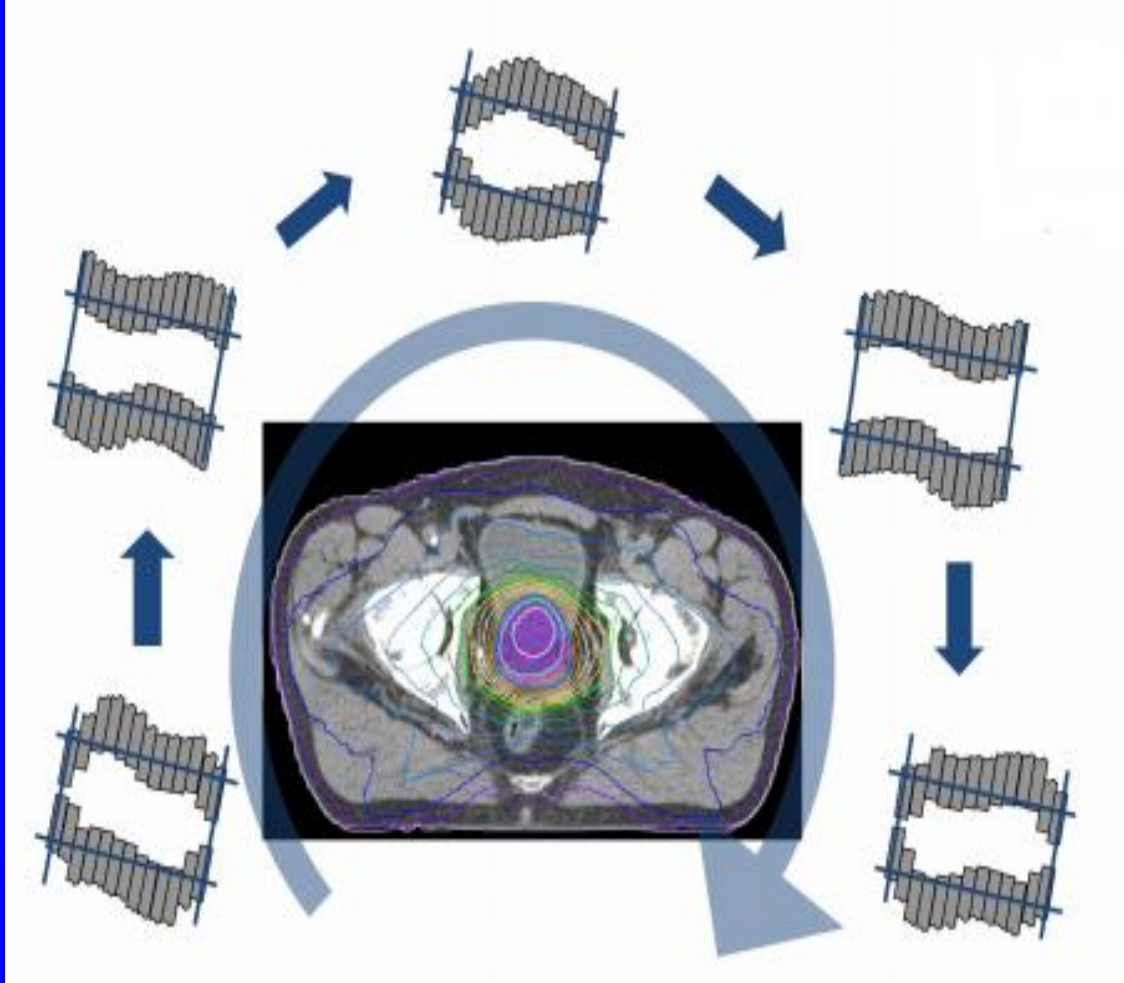


IMRT MatriXX (iba)



seven29 (PTW)

VMAT



➤ Gantry dönüşü sırasında,

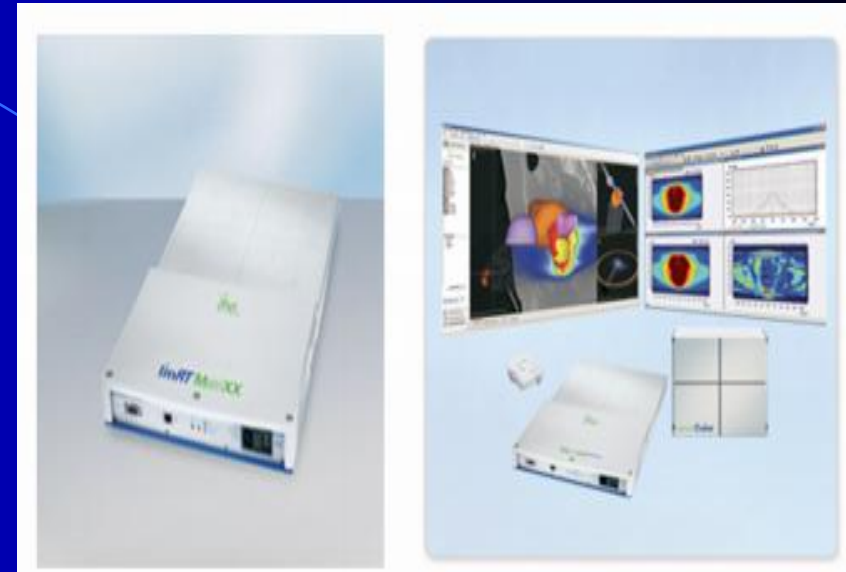
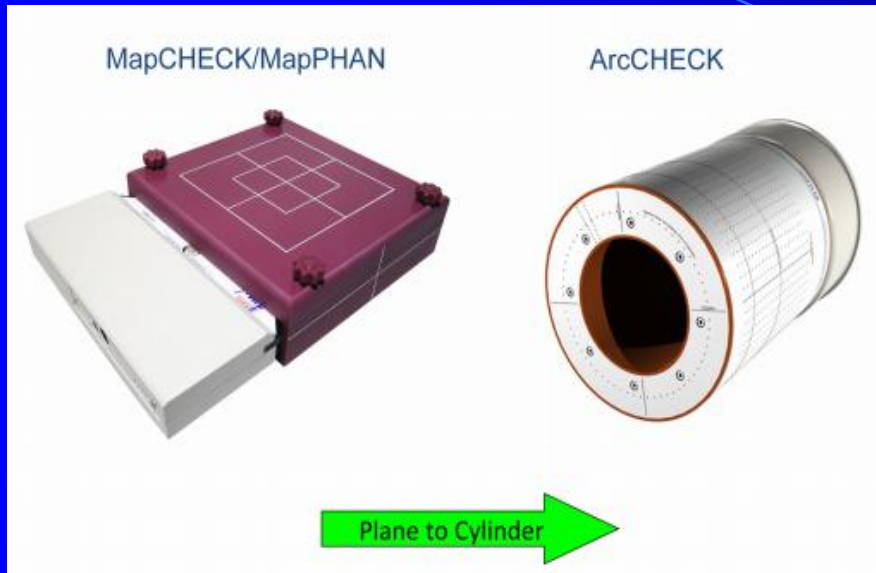
- Alan şekli
- Doz hızı
- Gantry hızı

değişir.

2D Arrays → 3D Arrays

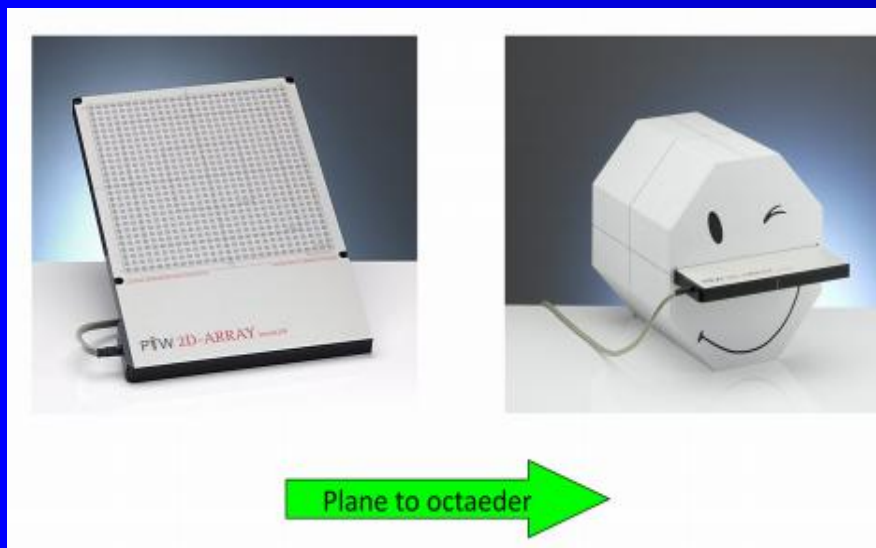
Sun Nuclear ArcCheck

IBA MatriXX



PTW Octavious

ScandiDos Delta⁴



TG 218 Tavsiyeler

- Uzaysal çözünürlükleri düşüktür. Bu durum özellikle küçük tümörlerin planlamasında ve yüksek doz gradientli bölgeler için problem yaratır.
- Arrayler mutlaka üreticinin belirttiği zaman içinde kalibre edilmeli ve absolute dozda ölçüm alınmalıdır.

EPID Portal Dozimetre

Avantajları

- Yüksek çözünürlük (<5mm)
- Büyük aktif ölçüm alanı
- Enerji ve doz lineeritesi iyi
- İlave fantom vb. gerek duyulmaması
- Set up hatasının minimum olması
- Cihazların bağlantısını sağlayan bilgisayar ağı ile tüm verilerin kaydının sağlanması.

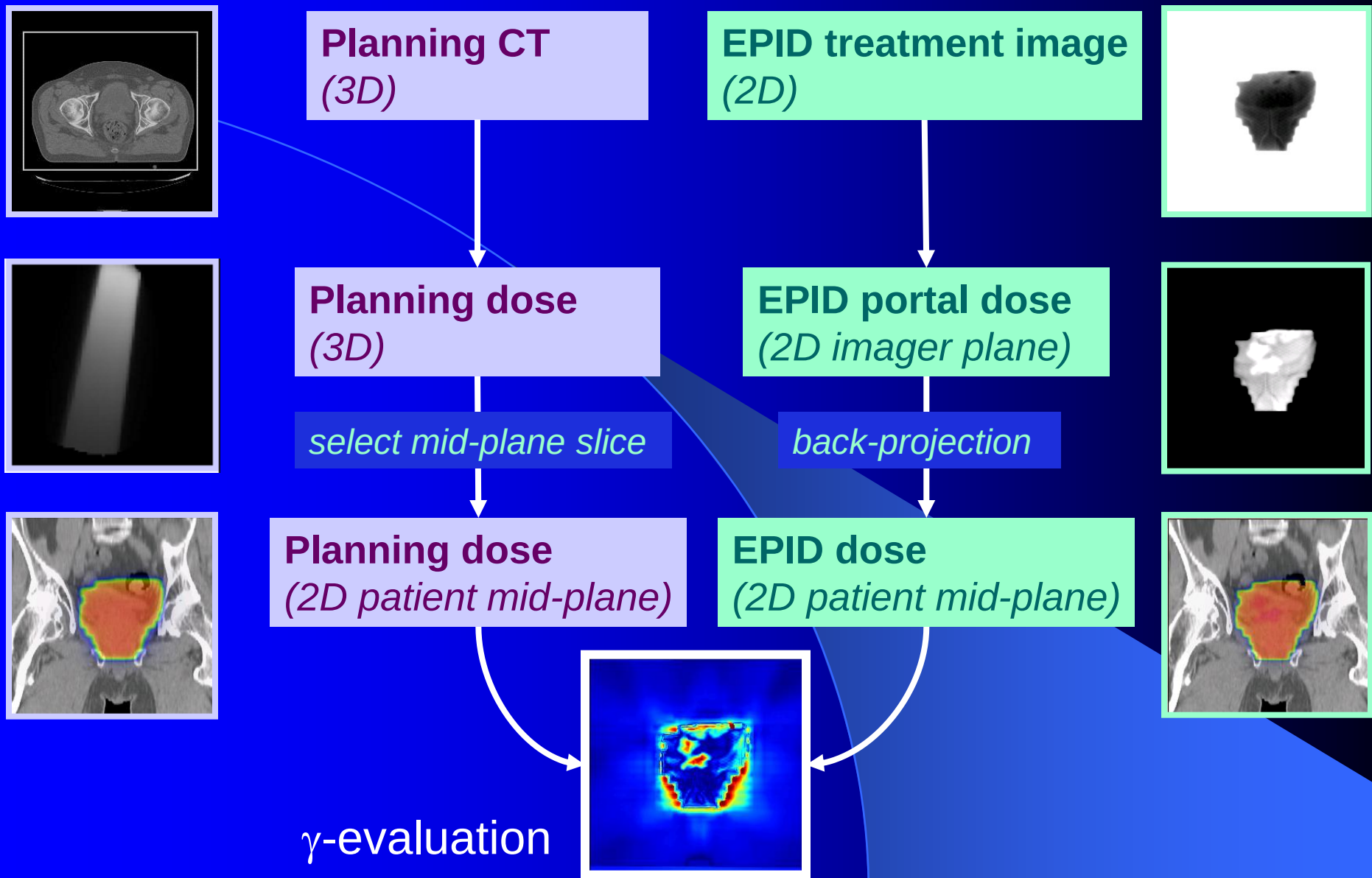
Dezavantajları

- Doz değil, akı (yoğunluk) haritası ölçülmesi
- 3D doz algoritması ile PDIP hesaplama algoritmasının farklı olması
- Planın toplam dozu yerine tek tek alanların verifikasyonunun yapılması
- Büyük alanlarda, alt alanlar tek tek ışınlандığından alanın kümülatif yoğunluğunun ölçülememesi

EPID ile in vivo Dozimetre

1. EPID transmisyon ölçümleri
2. EPID kalibrasyonu ile transmisyon ölçümlerinin doza dönüştürülmesi
3. Attenuasyon faktörlerini, hasta ve EPID deki saçılmaları dikkate alan bir algoritma ile hasta dozunun hesaplanması

In vivo EPID dosimetry: Back-projection (2D metot)



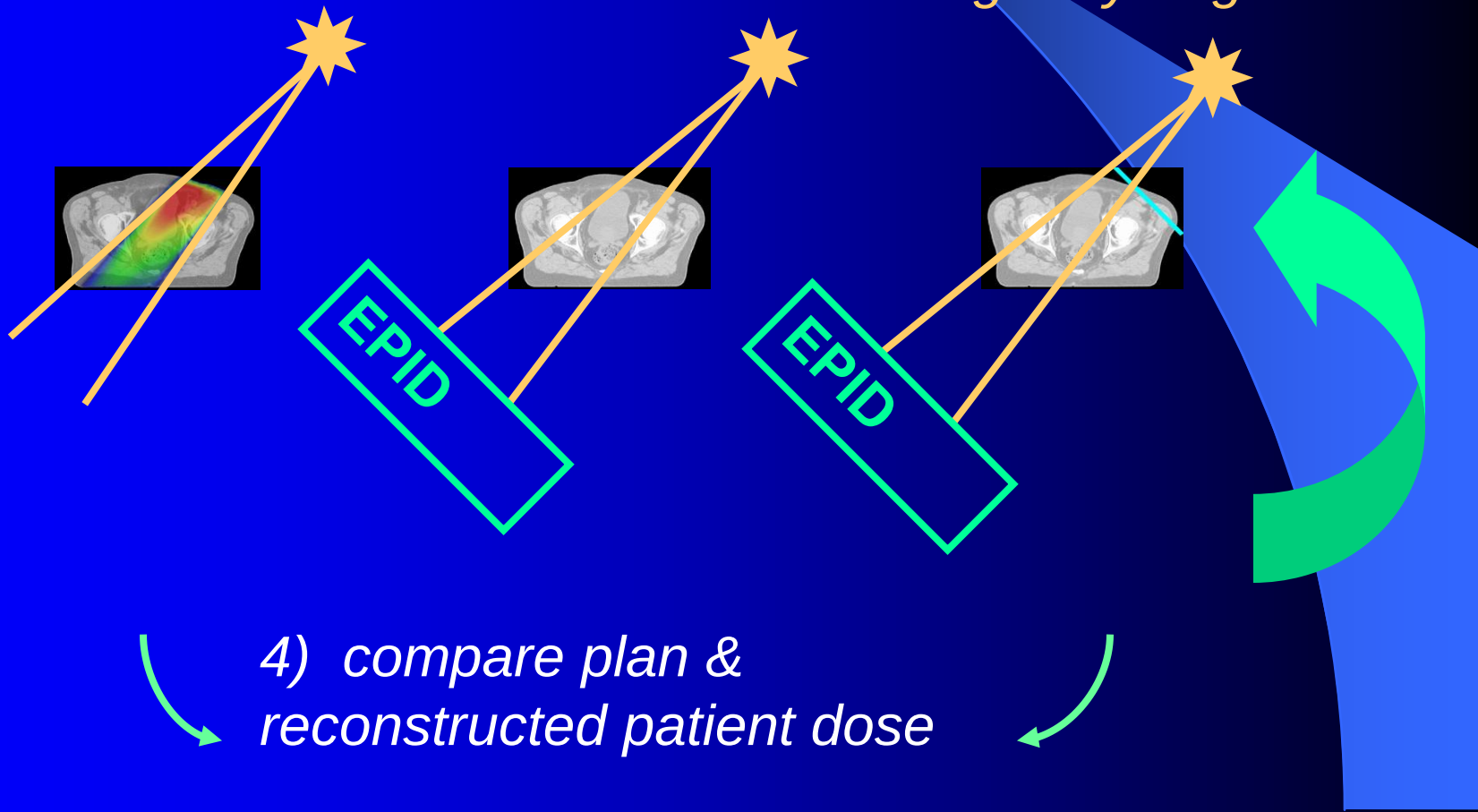
In vivo EPID dosimetry: Back-projection (3D metot)

1) calculate
plan

2) measure
EPID portal dose

3) reconstruct
dose in *many planes*
at all gantry angles

patient
(CT)



2D QA Ölçüm Metotları

Perpendicular field by field

- Cihaz masaya ya da gantry'e monte edilir.
- Radyasyon demeti ölçüm aletine dik gelir.
- Her bir IMRT alanı ışınlanır ve değerlendirilir.

Perpendicular composite

- Cihaz masaya ya da gantry'e monte edilir.
- Radyasyon demeti ölçüm aletine dik gelir.
- Bütün IMRT alanları üst üste ışınlanır ve değerlendirilir.

True composite

- Cihaz masaya yerleştirilir.
- Bütün IMRT alanları gerçek tedavi pozisyonunda ışınlanır.

TG 218 Tavsiyeler

- QA planlarının true composite modda ışınlanmasını öneriyor.
- Eğer cihazımız bu metoda uygun değil ise perpendicular field by field tekniğini öneriyor.
- Perpendicular composite tekniği ise cihazdan kaynaklanan bazı hataları maskeleyeceği için önerilmiyor.

3D Doz Çözümleri

- SunNuclear 3DVH
- IBA Compass
- PTW Octavius 4D
- Scandidos Delta4 Anatomy

- Software 2D ölçümlerini kullanarak 3D doz dağılımını elde eder.
- Fantom değil gerçek hasta geometrisinde 3D doz ve DVH QA analiz değerlerini verir.
- Her bir anatomik yapı için doz ve DVH değerleri elde edilir.
- Böylece fizikçiler ve klinisyenler için anlamlı QA sonucu elde edilir.

3DVH Example

3DVH®

PTV is cold

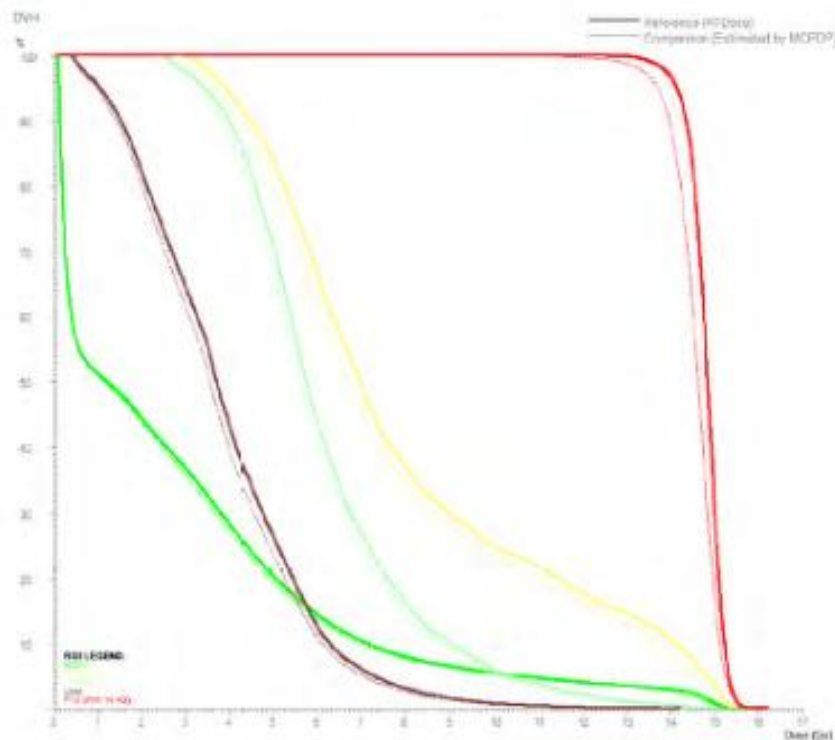
OAR dose is lower than calculated.

3DVH®

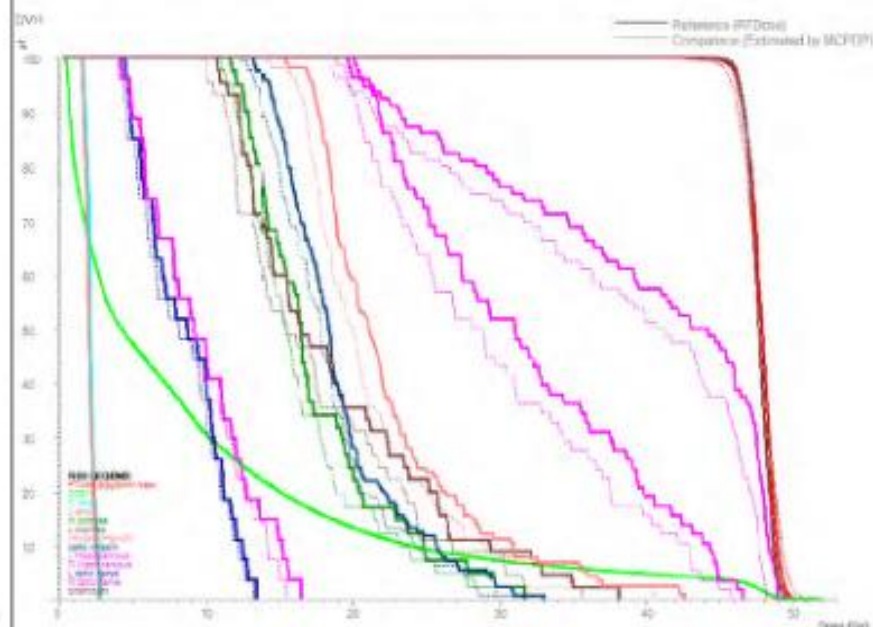
Good agreement in PTV

OAR dose is lower than calculated.

ROI Name	Volume (cc)	Quick Stat	Unit	Reference	Comparison	Diff (Abs./ %)
R Kidney	20.104	Mean	Gy	7.977	7.989	-0.277 Gy / -3.478%
R Kidney	20.104	V10Gy	%vol	34.751	33.587	-1.154 %vol / -4.862%
L Kidney	44.448	Mean	Gy	6.123	5.952	-0.171 Gy / -2.791%
L Kidney	44.448	V5Gy	%vol	85.348	84.831	-0.518 %vol / -0.594%
Liver	419.896	V5Gy	%vol	25.534	22.752	-2.772 %vol / -10.857%
PTV 3mm 54.4Gy	181.736	Mean	Gy	14.779	14.841	0.238 Gy / +1.609%
PTV 3mm 54.4Gy	181.736	Max	Gy	18.267	18.987	0.229 Gy / +1.368%
PTV 3mm 54.4Gy	181.736	D98%	Gy	13.802	13.215	-0.587 Gy / -4.111%
PTV 3mm 54.4Gy	181.736	V12.5Gy	%vol	96.070	96.680	0.610 %vol / +0.420%



ROI Name	Volume (cc)	Quick Stat	Unit	Reference	Comparison	Diff (Abs./ %)
PTV46.8Gy3mm New	137.42	Mean	Gy	47.67	47.61	-0.06 Gy / -0.11%
PTV46.8Gy3mm New	137.42	Max	Gy	51.63	52.02	0.40 Gy / +0.77%
PTV46.8Gy3mm New	137.42	D98%	Gy	45.84	45.25	-0.60 Gy / -1.30%
R lens	1	Mean	Gy	1.97	1.89	-0.08 Gy / -4.07%
L lens	0.98	Mean	Gy	1.88	1.8	-0.09 Gy / -4.58%
R cochlea	0.41	Mean	Gy	17.45	16.39	-1.06 Gy / -6.07%
L cochlea	0.45	Mean	Gy	18.8	17.47	-1.33 Gy / -7.07%
pituitary/Hypoth	1.15	Mean	Gy	22.55	21.32	-1.23 Gy / -5.45%
optic chiasm	1.28	Max	Gy	32.94	31.52	-1.42 Gy / -4.30%
L Hippocampus	0.8	Mean	Gy	38.19	37.38	-0.81 Gy / -2.13%
L Hippocampus	0.8	V25Gy	%vol	96.25	81.25	-15.00 %vol / -15.58%
R Hippocampus	0.58	Mean	Gy	31.49	29.51	-1.98 Gy / -6.28%
R Hippocampus	0.58	V25Gy	%vol	72.41	63.79	-8.62 %vol / -11.90%
L optic nerve	0.27	Max	Gy	13.49	13.23	-0.27 Gy / -1.99%
R optic nerve	0.27	Max	Gy	16.43	15.5	-0.92 Gy / -5.62%
Brainstem	14.09	Max	Gy	49.54	50.21	0.67 Gy / +1.35%



Tolerans ve Action Limitler

- Tolerance limits: Uyarı limiti
- Bu limit de devam kararı kullanıcıya aittir.
- Action limits: İşlem performansının min seviyesi
- Bu limit aşıldığında hastada klinik etki olacaktır.

ESTRO BOOKLET NO. 9:
GUIDELINES FOR THE VERIFICATION OF IMRT

Table 7.4 Proposed values of the confidence limits and action levels for IMRT treatments (from Palta *et al.*, 2003).

<i>Region</i>	<i>Confidence Limit*</i>	<i>Action Level</i>
High dose, low dose gradient	+/-3%	+/- 5%
High dose, high dose gradient	10% or 2mm DTA	15% or 3mm DTA
Low dose, low dose gradient	4%	7%
Dose fall off ($d_{90-50\%}$)	2mm DTA	3mm DTA

* The confidence limit is defined as the sum of the average deviation and 1.96 SD. The average deviation used in the calculation of confidence limit for all regions is expressed as a percentage of the prescribed dose according to the formula: $100\% \times (D_{\text{calc}} - D_{\text{meas}} / D_{\text{prescribed}})$.

Criteria for acceptability of gamma evaluations of pre-treatment verification of IMRT beams (from Stock et al., 2005)

<i>Approach</i>	<i>Average gamma</i>	<i>Maximum gamma</i>	<i>P₉₅</i>
Acceptable	< 0.5	< 1.5	0 – 5%
Need further evaluation	0.5 – 0.6	1.5 – 2.0	5 – 10%
Not acceptable	> 0.6	> 2.0	> 10%

TG 218

TABLE III. IMRT verification QA confidence limits (CL), action limits (AL), tolerance limits (TL), and corresponding γ thresholds reported in the literature.

Author year	Delivery technique	Dosimeter	Number of irradiation	Reported/recommended tolerance levels
Palta 2003 ³⁵	Fixed-gantry	Not specified	Results from an IMRT questionnaire of 30 institutions	CL and AL: $\pm 10\%/2$ mm and $\pm 15\%/3$ mm (high dose, steep gradient); CL and AL: $\pm 3\%$ and $\pm 5\%$ (high dose, low gradient); CL and AL: $\pm 4\%$ and $\pm 7\%$ (low dose, low gradient) γ index tolerance criteria: $5\%/2-3$ mm
Low 2003 ⁴³	Fixed-gantry	N/A	Simulated fields mimicking clinical fields	γ index tolerance criteria: $5\%/3$ mm
Childress 2005 ⁶⁶	Fixed-gantry	Film	858 fields	γ index (3%/3 mm): $\gamma_{\text{mean}} < 0.5$, $\gamma_{\text{max}} < 1.5$, and fraction of $\gamma_{>1}$ 0–5%
Stock 2005 ¹³⁴	Fixed-gantry	Film, IC	10 plans	γ index (4%/3 mm): $\gamma_{\Delta} [\gamma_{\text{mean}} + 1.5 \text{ SD}(\gamma)] < 1$; γ threshold (4%/3 mm): $\gamma_{<1} > 95.3\%$, $\gamma_{<1.5} > 98.9\%$, $\gamma_{>2} < 0.4\%$
De Martin 2007 ¹³⁵	Fixed-gantry	Film, IC	57 HN plans	TL: 3% AL: 5%
ESTRO 2008 ³⁸	Fixed-gantry	IC	Not specified	TL: 3% overall, 5% per-field (independent of disease site); γ threshold (3%/3 mm): $\geq 95\%$ (non-HN cases); γ threshold (3%/3 mm): $\geq 88\%$ (HN cases)
Basran 2008 ¹⁰⁸	Fixed-gantry	2D diode array	115 plans	CL: $\pm 4.5\%$ (high-dose point in PTV); CL: $\pm 4.7\%$ (low-dose point in OAR); CL: $\pm 12.4\%$ (film composite), 87.6% passing (3%/3 mm); CL: $\pm 7\%$ (per-field), 93.0% passing (3%/3 mm)
Ezzell 2009 ¹⁶	Fixed-gantry and Tomotherapy	Film, IC, 2D diode array	10 institutions, 5 from-easy-to-difficult cases per institution	γ threshold (2%/2 mm): 78.9% ($\sigma \sim \pm 3$ mm), 84.6% ($\sigma \sim \pm 2$ mm), 89.2% ($\sigma \sim \pm 1$ mm); γ threshold (3%/3 mm): 92.9% ($\sigma \sim \pm 3$ mm), 96.5% ($\sigma \sim \pm 2$ mm), and 98.2% ($\sigma \sim \pm 1$ mm).
Carlone 2013 ¹³⁶	Fixed-gantry	2D diode array	85 prostate plans (68 modified with random MLC errors)	

➤Tolerance limits: %3/2mm ve %10 doz threshold kriterleri ile γ geçme oranı $\geq$ %95,

➤Action limits: %3/2mm ve %10 doz threshold kriterleri ile γ geçme oranı $\geq$ %90

➤ IMRT tedavisinin doğruluğu:

- MLC dizaynından,
- farklı üreticilerin LINAC'larından,
- tedavi kafasından,
- cihazın yaşından
- QA cihazının dizaynından
- plan kompleksliğinden

etkilenir. Bu nedenle her klinik kendi action limitini belirlemeli ve bu limitin aşıldığı durumlarda tüm parametreleri yeniden gözden geçirmelidir.

- Limitler SRS/SBRT yapıyorsa azaltılmalıdır.

Başarısızlığın Nedenleri

- TPS commissioning sırasında girilen hatalı datalar
- Demet modellemesindeki yetersizlikler
- LINAC kapasitesini geçen planlar
- Cihaz performansı
- QA tekniği
- Set up hataları

Ölçümün İncelenmesi

- Uygun olmayan detektör kullanımı: Plandaki alan boyutuna göre detektör boyutu ve iki detektör arası mesafe
- Doğru pozisyonlandırılamama
- Cihaz kalibrasyonu

LINAC'ın İncelenmesi

- MLC pozisyonu (doğruluk ve tekrarlanabilirlik)
- Gantry, masa, izomerkez doğruluğu
- Hüzme kalibrasyonu (output, flatness, simetri)
- MLC tongue and groove etkisi
- Düşük MU'lar için demet stabilitesi
- MLC geçirgenliği

TPS'nin İncelenmesi

- Doz hesaplama grid büyüklüğü,
- Heterojenite düzeltmesi
- Commissioning datası
 - MLC yuvarlak leaf sonu modellemesi
 - Kolimatör/leaf geçirgenlik modellemesi
 - Penumbra modellemesi
 - Küçük alanlar için output

Literatür özetleri

- Geurts et al: IMRT QA ile günlük output QA arasında sıkı bir ilişki bulmuşlardır. Ancak γ geçme oranı ile tedavi parametreleri (PTV hacmi, fraksiyon dozu, alan boyutu, modülasyon faktörü, pitch, off axis mesafesi...) arasında bir ilişki bulamamışlardır.
- Yan et al; planlara random ve sistematik MLC leaf pozisyon hataları eklemişler. %3/3mm kriteri, %90 geçme oranı ve 7 mm detektör mesafesine sahip bir 2D diode array kullanarak sadece 2mm'den büyük hataları dedekte edebilmişlerdir.

- Mu et al; 20 tane basit (<50 segment) ve 5 tane complex planı (≥ 100 segment'den fazla) analiz etmişlerdir.
- 1 mm sistematik MLC pozisyon hatası için D%95'deki ort değişimin basit planlar için %4 kompleks planlar için %8 içinde bulunmuştur.
- Spinal cord ve beyin sapının D 0.1cc'deki değişim ise basit planlar için %4, kompleks planlar için %12 içinde bulunmuştur.
- 1mm sistematik MLC pozisyon hatasının bile baş boyun hastalarının planlarını (özellikle yüksek modülasyonlu olanların) etkilediğini belirtmişlerdir.

Unutma

- 1) Pek çok çalışmada, fantom tabanlı IMRT QA tekniklerinin bazı MLC leaf pozisyon hatalarına ve klinik olarak anlamlı hatalara çok da duyarlı olmadığı gösterilmiştir.
- 2) Eğer QA planı kalmıyorsa yüksek modülasyonlu plan yerine planı objective'leri daha az kompleks yoğunluk pattern'leri ile sonuçlanacak şekilde seçerek yapmalıyız.
- 3) Doz threshold klinik önemi olmayan düşük doz bölgelerinden kurtulmak için kullanılabilir ancak seçiminde dikkatli olunmalıdır. Örneğin, %10 seçmek OAR'in prescription dozun %10'undan daha fazla doz alabileceği anlamına geldiğini ve toleransını geçebileceğini unutmamak gerekir.

Sonuç olarak

- Mükemmel görünen doz dağılımı ve DVH hastada istenilen dozun tümöre verildiğini ve diğer organların korunduğunu göstermez bunu doğrulamanız gerekir.
- Mekanik ve dozimetrik hatalar hasta tedavisi başlamadan önce hasta bazlı kalite kontrol ölçümleri ile yakalanabilir.
- Hasta bazlı QA için pek çok metot ve cihaz vardır. Kullanıcı her bir teknik ve cihazın limitlerini bilmelidir.

TEŞEKKÜRLER