IGRT'de Kalİte Kontrol

Yrd Doç Dr Hilal ACAR
Medipol Üniversitesi Sağlık Fiziği ABD

IGRT

- AMAÇ: Tedavinin kalitesini ve hassasiyetini artırmak, normal doku toksisitesini azaltırken tümör kontrolünü artırmak
- Tedaviye rehberlik eden her türlü in room görüntüleme işlemi IGRT dir.
- IGRT tüm tedavi tekniklerini kapsar.
- Hataların belirlenmesi ve düzeltilmesi
  - Fraksiyondan fraksiyona
  - Fraksiyonlar arası

IGRT nedir?

- Planlama CT görüntülerinden oluşturulan DRR ve CT planı ile EPID ve/veya OBI ile
  - tedavi öncesi,
  - tedavi ve
  - tedavi sonrası

elde edilen görüntülerin eşleştirilmesiyle tedavi alanının 2D veya volümetrik olarak kontrol edilmesi işlemidir.

Niçin IGRT

- İlk fraksiyon: Hasta setupı, tedavi hazırlığında hata ya da yanlışları tespit
- Değişimleri istatistiksel olarak değerlendirmek
- Random ve sistematik hatalar
- Sistematik Hata: Fraksiyondan fraksiyona taşınan hata (Planlama-tedavi arasındaki fark)
- Random Hata: Fraksiyondan fraksiyona değişen hata (tümör şeklindeki değişme, hasta hareketi…)
- On-line ve off-line düzeltme

Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators[a)]

Eric E. Klein[b)]
Washington University, St. Louis, Missouri

Joseph Hanley
Hackensack University Medical Center, Hackensack, New Jersey

John Bayouth
University of Iowa, Iowa City, Iowa

Fang-Fang Yin
Duke University, Durham, North Carolina

William Simon
Sun Nuclear Corp., Melbourne, Florida

Sean Dresser
Northside Hospital, Atlanta, Georgia

Christopher Serago
Mayo Clinic, Jacksonville, Florida

Francisco Aguirre
M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Lijun Ma
University of California, San Francisco, San Francisco, California

Bijan Arjomandy
M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Chihray Liu
University of Florida, Gainesville, Florida

Consultants:

Carlos Sandin
Elekta Oncology, Crawley, United Kingdom

Todd Holmes
Varian Medical Systems, Palo Alto, California

(Received 24 February 2009; revised 8 July 2009; accepted for publication 8 July 2009; published 17 August 2009)

QA BASAMAKLARI

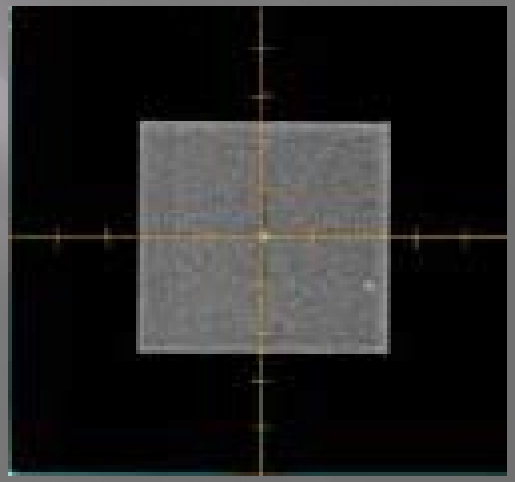
- Güvenlik ve İşlevsellik
- Geometrik Doğruluk
- Masa hareketlerinin doğruluğu
- İmaj Kalitesi
    - i. Ölçeklendirme ve mesafe doğruluğu
    - ii. Düşük kontrast çözünürlüğü
    - iii. Uzaysal Çözünürlük
    - iv. Uniformite ve gürültü

5. CT sayılarının doğruluğu
6. İmaj Registration
7. İmaj Dozu

1. Güvenlik ve İşlevsellik

2. Geometrik Doğruluk

- Winston – Lutz testi : Radyasyon alanının merkezi ile tunsten topun ortası arasındaki mesafe nedir?



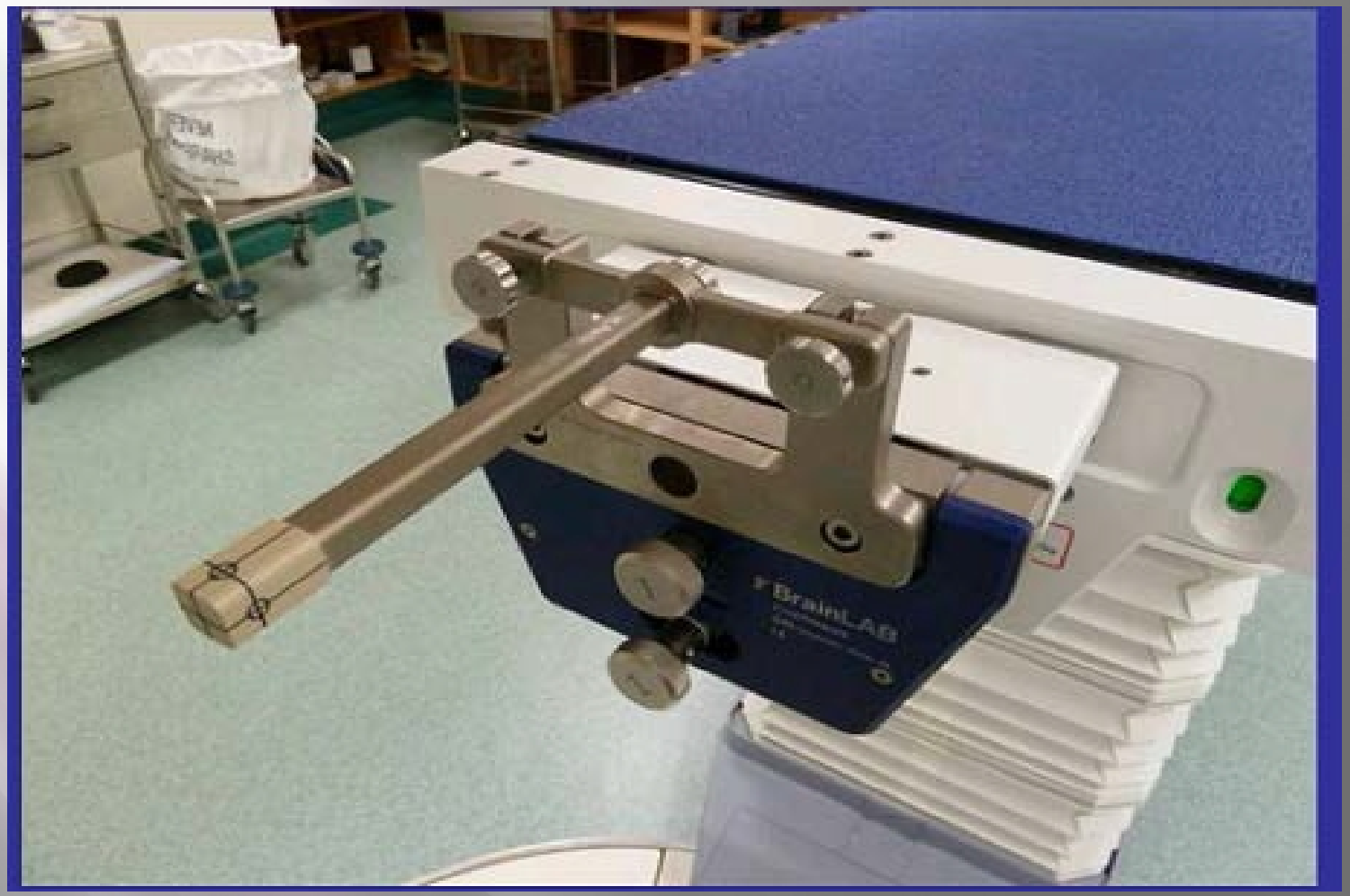
Geometrik Doğruluk

- Radyasyon izocenter'ı yakınına metal top yerleştirilir. Kardinal açılarda imajlar alınır. Jaw pozisyonundan kaynaklanabilecek hataları elimine etmek için kolimatör 180 derece yapılır.

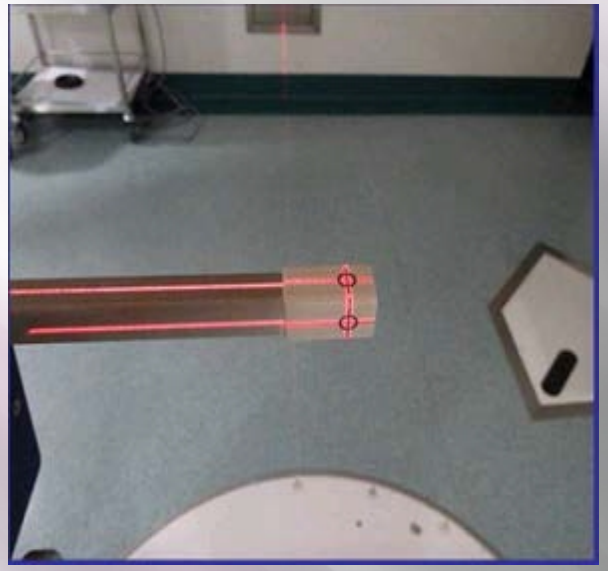
- Top bütün açılarda hızlandırıcının radyasyon merkezine gelene kadar görüntü alınarak hareket ettirilir.
- Daha sonra yeniden imaj alınır.
- Topun bütün açılardaki hareketinin analizi gantry açısının fonksiyonu olarak imaj sisteminin flexinginin ölçümünü verir.

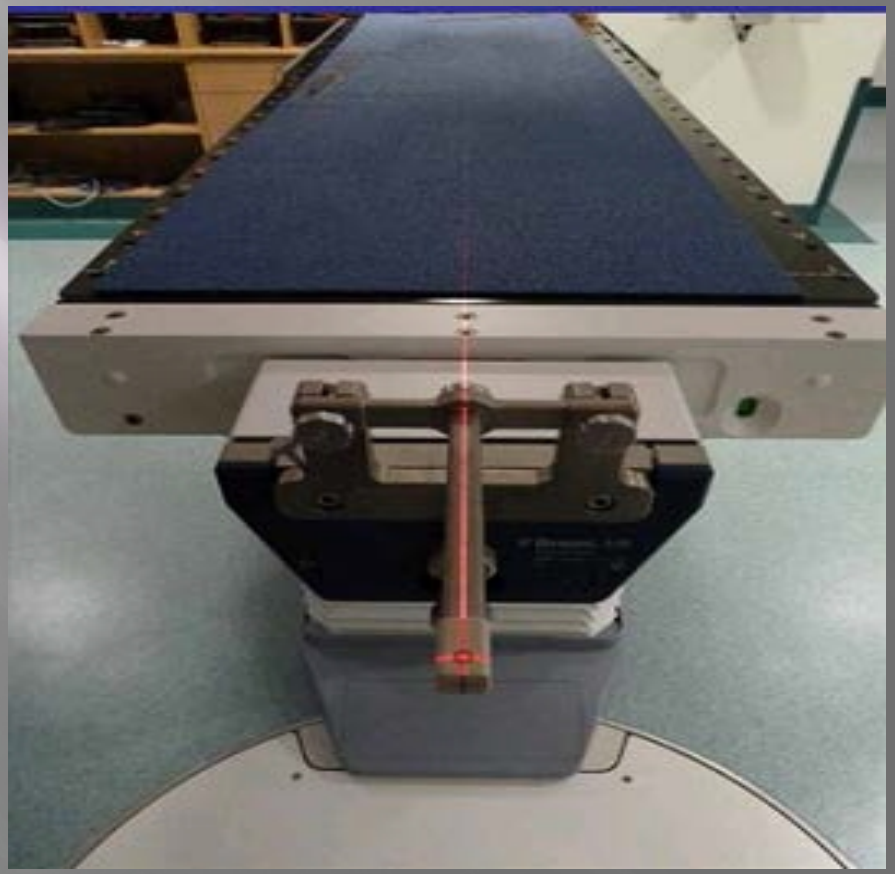
- Bu ilişki bilindikten sonra imajda izomerkez ile çakışan pixelin yeri izocenter pixeli olarak belirlenir.
- Ölçülen izocenter pixeli ile imajda izocenter ile çakışan pixel arasındaki mesafenin çizimi flexmap olarak adlandırılır. Ölçülen flexmap de belirlenen kaymalar software tarafından otomatik olarak bütün imajlara uygulanır.
- Flexmap düzeltmesi hem bulanıklığı engeller hem de imaj izomerkezini hızlandırıcının izomerkezine align eder. Flexmap commissioning sırasında ölçülür ve aylık kontrol edilir.

Winston – Lutz testi



Pointer'ın lazerlere hizalanması





MV WLT

Küçük MV alan (10 mm) ve portal görüntüleme ile Winston Lutz görüntüsü

MV WLT

Gantri açısının değişimi ve tekrar görüntü alınması

MV WLT

Yatak açısının 90 -270 dereceye değiştirilmesi ve tekrar görüntü

Geometrik Doğruluk

Monthly or upon upgrade	Geometric	Geometric calibration maps[a] OR	Replace/refresh
		kV/MV/laser alignment	±1 mm
		Couch shifts: accuracy of motions	±1 mm

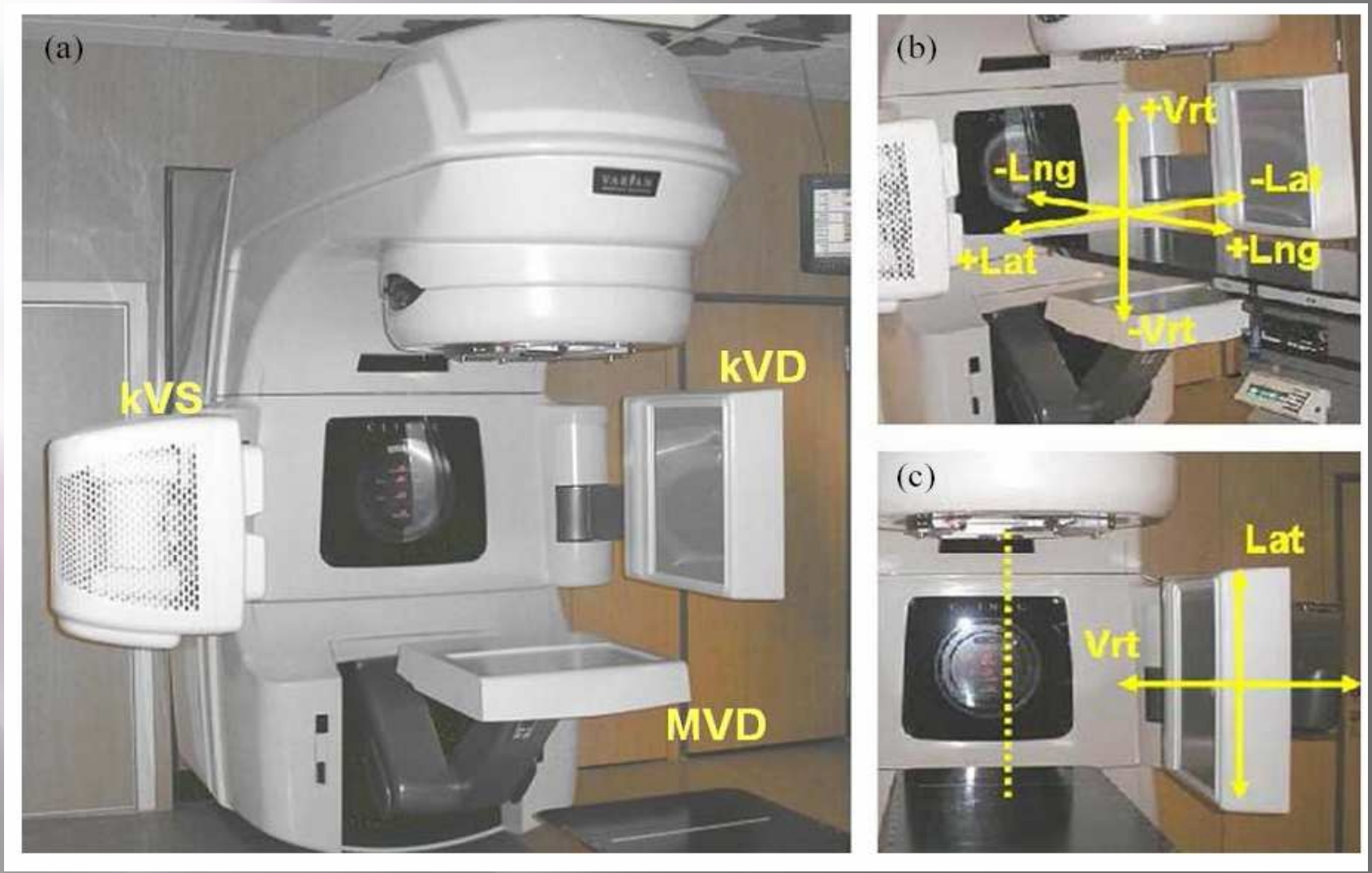
Görüntüleme Sisteminin Kalibrasyonu

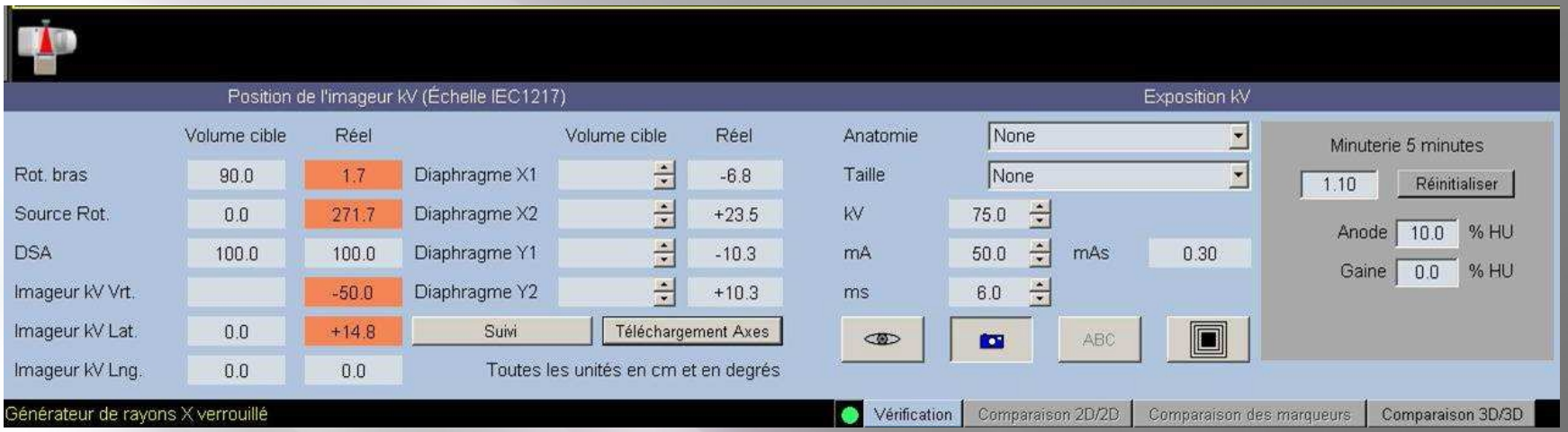
- Dark field,
- Flood field

gürültü, homojenitenin ve pixel sensitivitesinin kontrolü

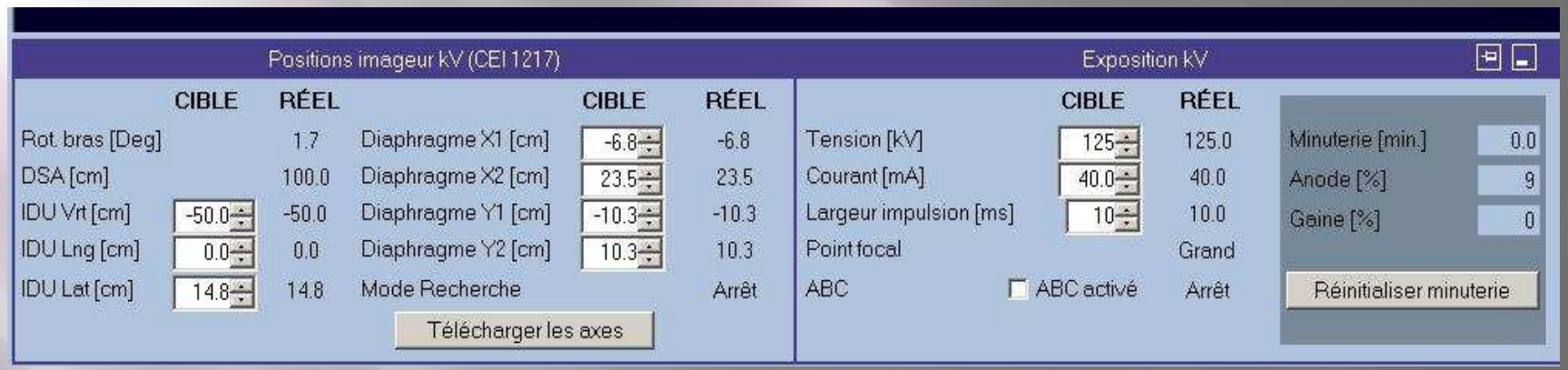
- Bozuk pixeller pixel defect map e kaydediliyor. İmaj alındığında bu bozuk pixeller yerine yakınındaki pixellerin interpolasyonu ile elde edilmiş değerleri kullanılıyor.

Geometrik Doğruluk



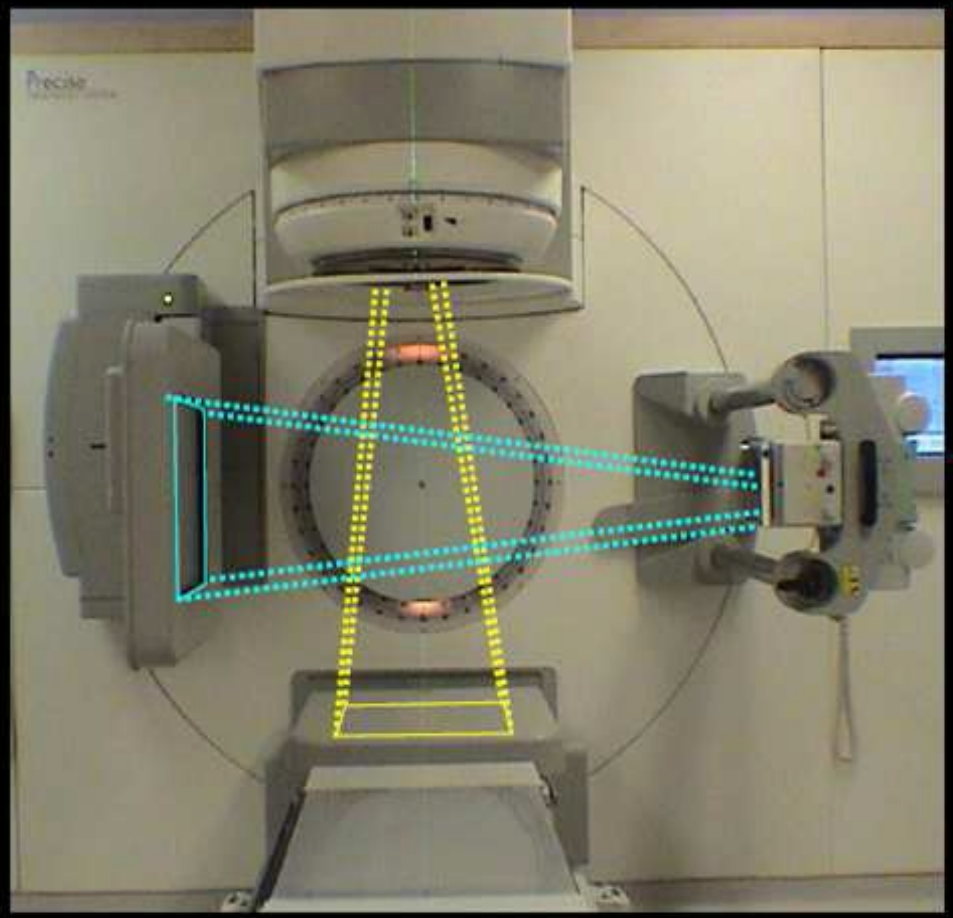


Kaynak ve dedektör pozisyonu



Software değeri ile gerçek değeri karşılaştır.

Image-guidance: MV/kV Coincidence



- Treatment is orthogonal to imaging

Princess Margaret Hospital

Küp 4 + $: $ $"! * !+! * 2 3
! + C ! ! 3

– + C " * + " $ " *+ !" 3

BI - LINAC İzomerkez Çakışması

- place Isocenter Cube tool on couch top at isocenter using lasers & crosshairs
- place kV source at 100, 0, 0 & detector at 50, 0, 0
- in OBI Maintenance take an images at four cardinal angles
- at each angle measured difference between center of steel ball & digital graticule

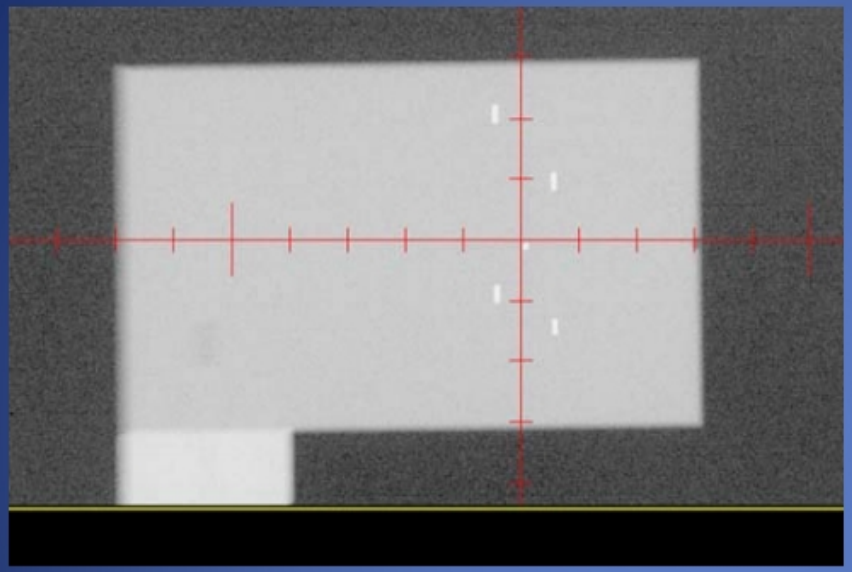
technique:	FF Last Image Hold				
kVp:	50	mA:	16.0	ms:	8.0

Gantry Angle	kV source Angle	difference (cm)	Pass/Fail (≤0.15cm)
270	180	0.11	**Pass**
0	270	0.13	**Pass**
90	0	0.07	**Pass**
180	90	0.12	**Pass**

Küp fantom izocenter a lazer ve çapraz kıl yardımı ile yerleştirilir.
kV kaynak 100,0,0 detektör 50,0,0 mesafesine getirilir.
Kardinal açılarda imajlar alınır.

Topun imajdaki yerinin merkezden kayması kontrol edilir.

V. OBI Imaging & Treatment Isocenter Coincidence



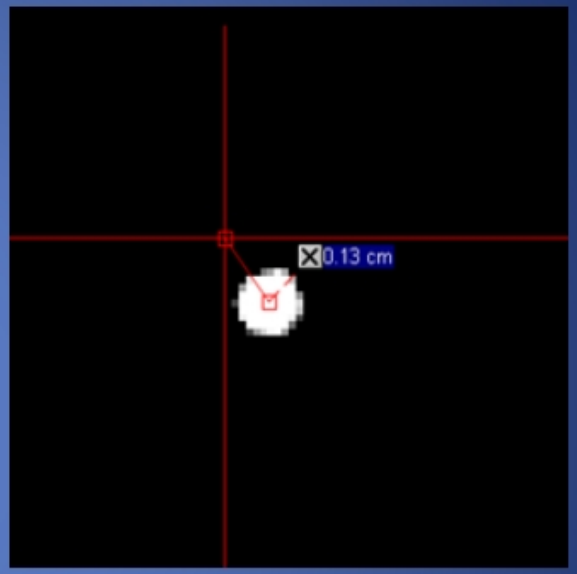


Image at all four cardinal angles

TG 142 tolerance
≤ 2 mm non SRS/SBRT
≤ 1 mm SRS/SBRT

Gantry Angle	kV source Angle	difference (cm)	Pass/Fail (≤0.15cm)
270	180	0.11	Pass
0	270	0.13	Pass
90	0	0.07	Pass
180	90	0.12	Pass

3. Masa hareketlerinin doğruluğu

- Software tarafından yapılan otomatik masa düzeltmeleri

- kV-kV
- kV- MV
- CBCT
- MV- CT

için kontrol edilir.

Marker Fantom

Masa Hareketlerinin Doğruluk ve Tekrarlanabilirliği

1. Fantomun CT si çekilir. Tedavi izomerkezi beyaz kroslara göre ayarlanır.
2. Lazerler kontrol edilir.
3. Fantomun ışık ve lazerler kullanılarak beyaz kroslara göre setup'ı yapılır.
4. Masa kırmızı veya yeşil kroslara göre fantomun setup'ı yapılacak şekilde hareket ettirilir.
5. Software tarafından verilen kayma kontrol edilir.
6. 3. ve 4. adımlar tekrar edilir. Kontrol edebilmek için masanın otomatik yer değiştirmesi uygulanır ve kontrol edilir.

4. İmaj Kalitesi

i. Ölçeklendirme ve mesafe doğruluğu

ii. Düşük kontrast çözünürlüğü

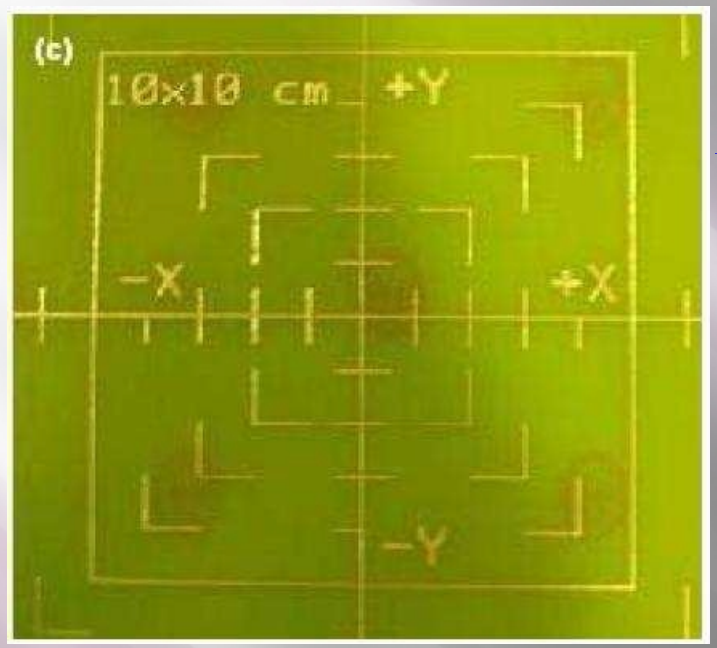
iii. Uzaysal Çözünürlük

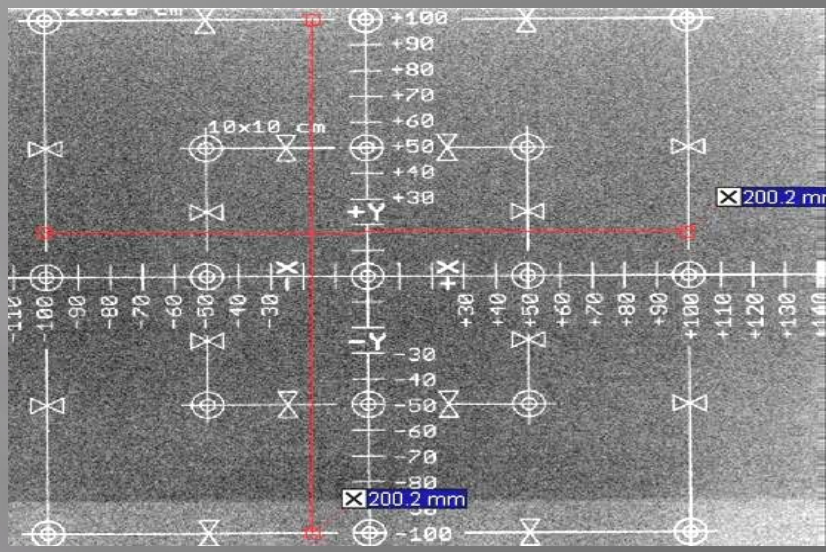
iv. Uniformite ve gürültü

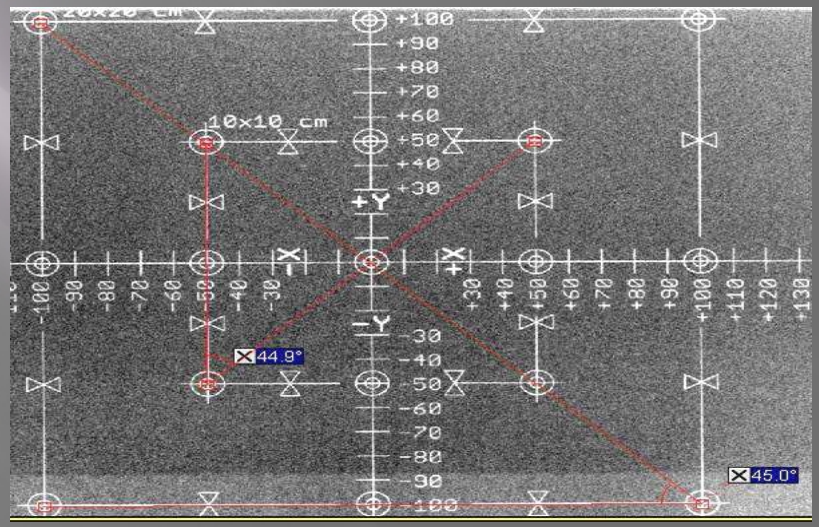
Ölçeklendirme ve mesafe doğruluğu

- Görüntülerin scale ve voxel boyut doğruluğu boyutları bilinen bir objenin görüntüsünün analizi ile belirlenir.
- Tolerans: 1 mm
- Sıklık: 6 aylık
- Hata görüntü registration doğruluğunun ve böylece hasta pozisyonlama doğruluğunun azalmasına sebep olur.

d Circuit Board Phantom







Her iki dik yönde kontrol edilmelidir.

OBI Alignment ve Scaling

1. Scaling

- setup blade calibration plate on couch top @ 100 cm SSD
- level gantry to 90° so kV detector is at floor
- place kV source at 100, 0, 0 & detector at 50, 0, 0
- in OBI Maintenance take an image using Single Pulse Full Resolution
- measure distance between 10 x 10 pair of lines in X & Y directions

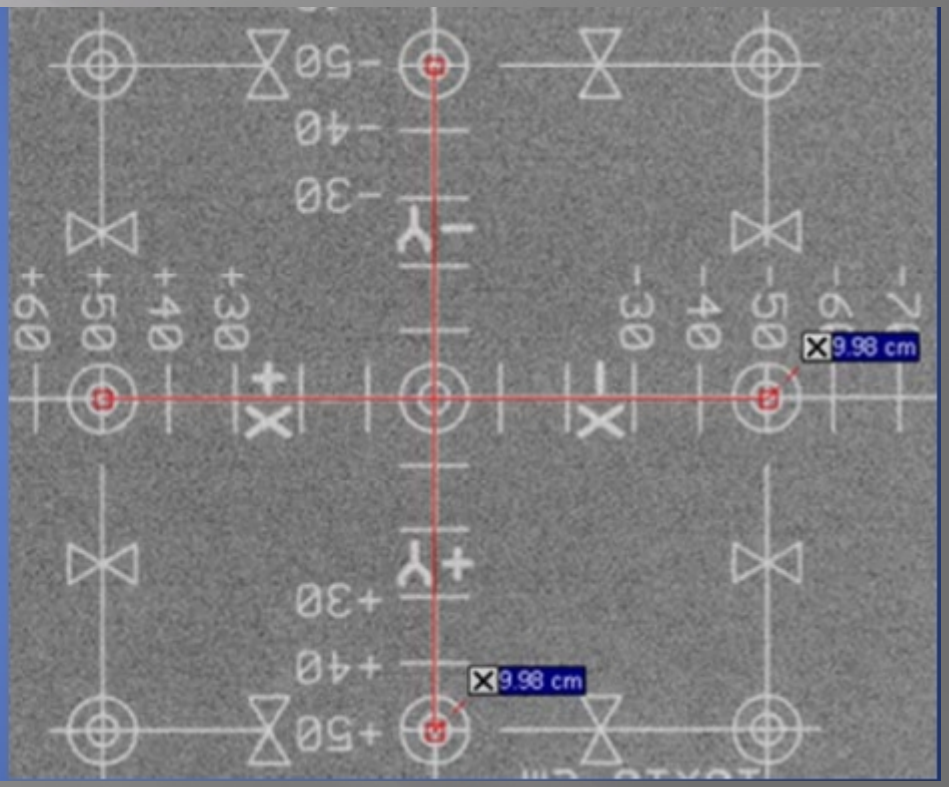
technique:	Single Pulse Full Resolution				
kVp:	60	mA:	16.0	ms:	8.0

Direction	expected (cm)	measured (cm)	diff. (cm)	Pass/Fail (<0.2 cm)
X	10.0	9.98	0.02	Pass
Y	10.0	9.98	0.02	Pass

TG 142 tolerance

≤ 2 mm non SRS/SBRT

≤ 1 mm SRS/SBRT



Printed fantom masa üzerine SSD=100 yerleştirilir.
Gantry 90 yapılır .
İmajlar alınır.

X ve Y yönlerindeki 10x10 çizgi çiftlerinin mesafesi ölçülür.

kV Imager Alignment

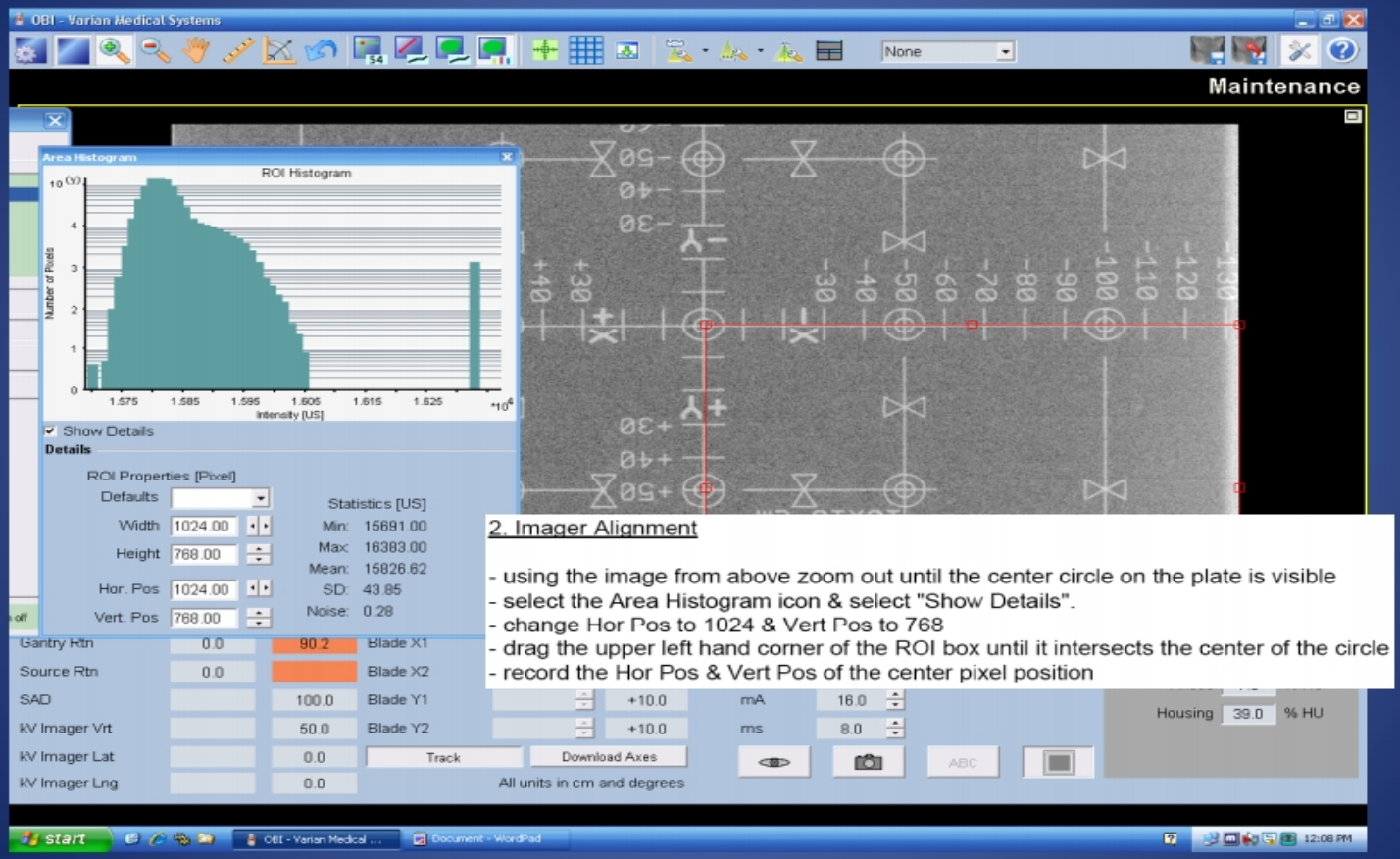
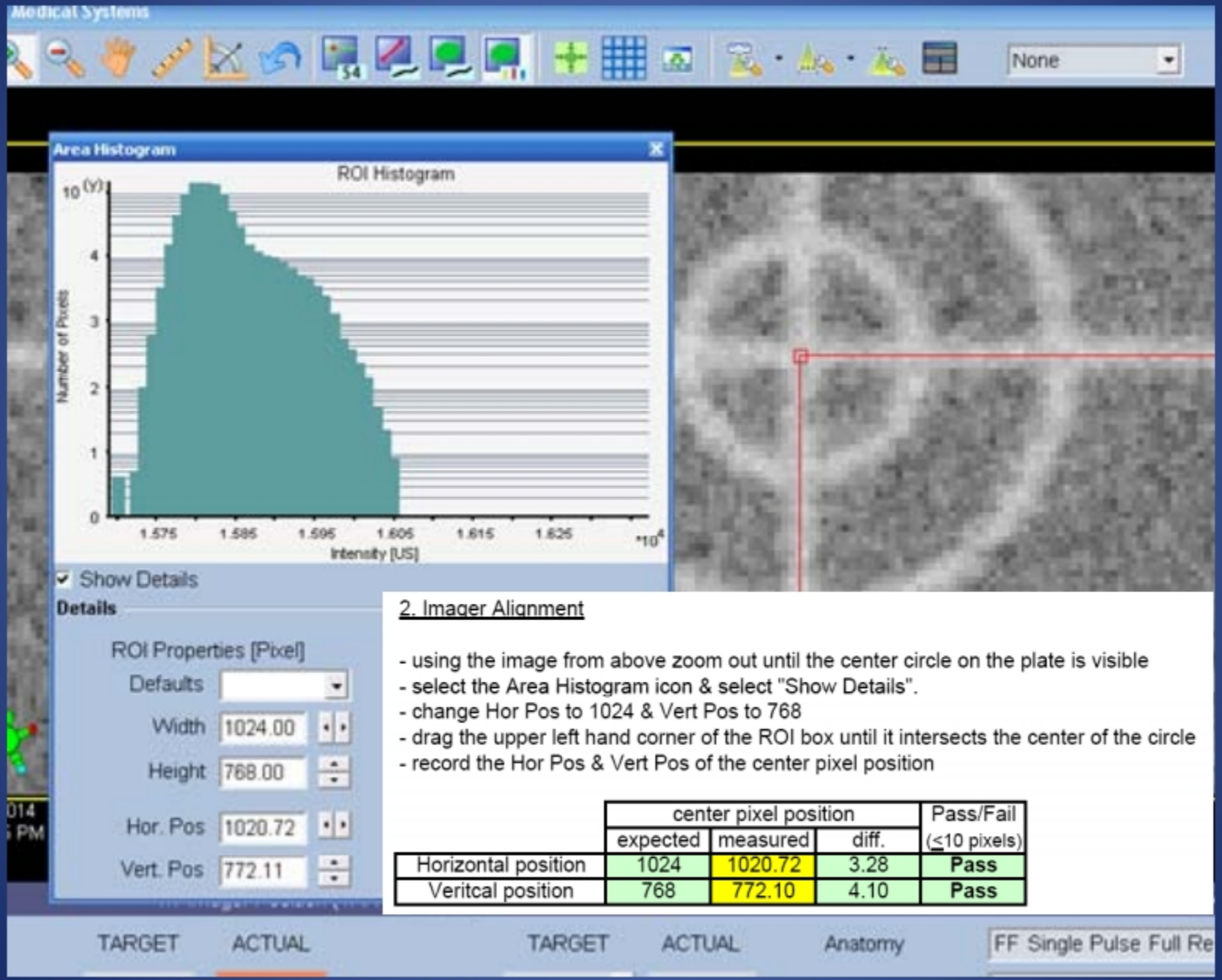


Plate in merkezi yuvarlağı görünene kadar imaj zoom yapılır.
Area histogram açılır.
Yatay 1024 vertikal pozisyon 768 yapılır.
ROI yuvarlağın merkezine getirirlir.

Merkezi pixel pozisyonunun yatay ve dikey değerleri kaydedilir

kV Imager Alignment



2. Imager Alignment

- using the image from above zoom out until the center circle on the plate is visible
- select the Area Histogram icon & select "Show Details".
- change Hor Pos to 1024 & Vert Pos to 768
- drag the upper left hand corner of the ROI box until it intersects the center of the circle
- record the Hor Pos & Vert Pos of the center pixel position

	center pixel position			Pass/Fail
	expected	measured	diff.	(≤10 pixels)
Horizontal position	1024	1020.72	3.28	**Pass**
Veritcal position	768	772.10	4.10	**Pass**

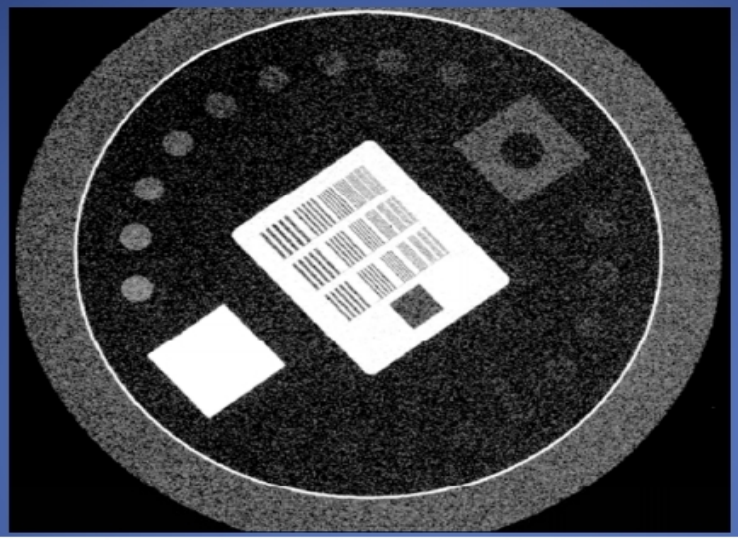
Düşük kontrast çözünürlüğü

- Farklı lineer attenuasyon katsayılarına sahip objeler içeren bir fantomun görüntüsünün alınması ile yapılır.
- Tolerans: Baseline görüntü
- Sıklık: Önce aylık, sonra 6 aylık
- Hata: Görüntüde noise veya uniformite bozukluğuna yol açar.

Düşük kontrast çözünürlüğü

- Düşük kontrast çözünürlüğü kontrastı birbirine yakın yapıları birbirinden ayırt etme yeteneğidir.
- Leeds TOR 18FG Phantom
- 18 adet 8 mm çaplı azalan kontrasta sahip dairesel disk içerir.

2. Low Contrast Resolution



TG 142 tolerance
Baseline

2. Low Contrast Resolution

- Use setup from above
- Attach 1mm Cu filter to kV source faceplate
- image and window & level to resolve the lowest contrast disc (highest disc # - see diagram)
- turn off lights & view from a distance, as necessary

technique:	Single Pulse Full Resolution				
kVp:	85	mA:	50.0	ms:	4.0

Disc # resolved	12	Pass/Fail ≥ 12	Pass

kV kaynağa 1mm bakır filtre eklenir.
İmajlar alınır.
Window level en düşük kontrasta sahip disc görünene kadar değiştirilir.

Sayabildiğimiz disklerin sayısı kaydedilir.

Uzaysal Çözünürlük

- 1-2.5 mm boyutlarındaki yüksek kontrastlı objelerin görüntüsünün analizi ile belirlenir.
- Tolerans: Baseline görüntü
- Sıklık: Önce aylık, sonra 6 aylık
- Hata : Görüntü kalitesinde düşüş

VI. Image Quality (Resolution / Contrast & Noise)

- İmager pozisyonu 40, 0, 0 jawlar 20x20
- Vegas fantom SSD 100 olacak şekilde yatağa yerleştirilir.
- 4 MU verilerek yüksek kalite imaj bütün enerjilerde 400 dose rate de alınır.

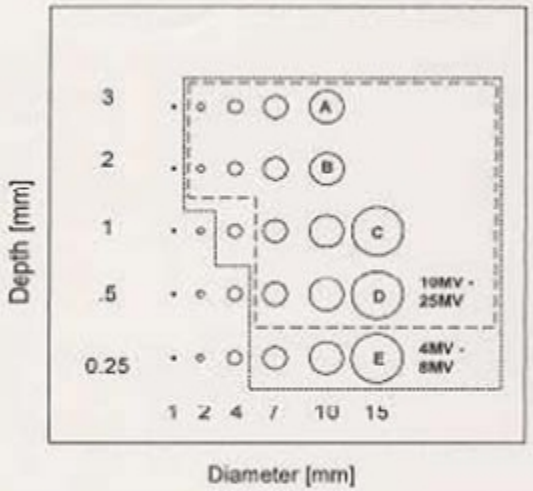
- -$ * /$. . . . " + " "- !!3
& " " $1/ . *- ! + "
3
&W " " 1/ . O ". ." *- ! !
/$. . . . 3

Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58

VI. Image Quality (Resolution / Contrast & Noise)

Energy	column dia. (mm)	row depth (mm)	% Object Contrast	Pass/Fail
6	7.0	E	0.15	Pass
18	4.0	D	0.18	Pass

Photon Energy (BJR 11)	Holes at least visible in PV Phantom
4 MV	A, B, C, D, E
6 MV	A, B, C, D, E
8 MV	A, B, C, D, E
10 MV	A, B, C, D
15 MV	A, B, C, D
18 MV	A, B, C, D
25 MV	A, B, C, D



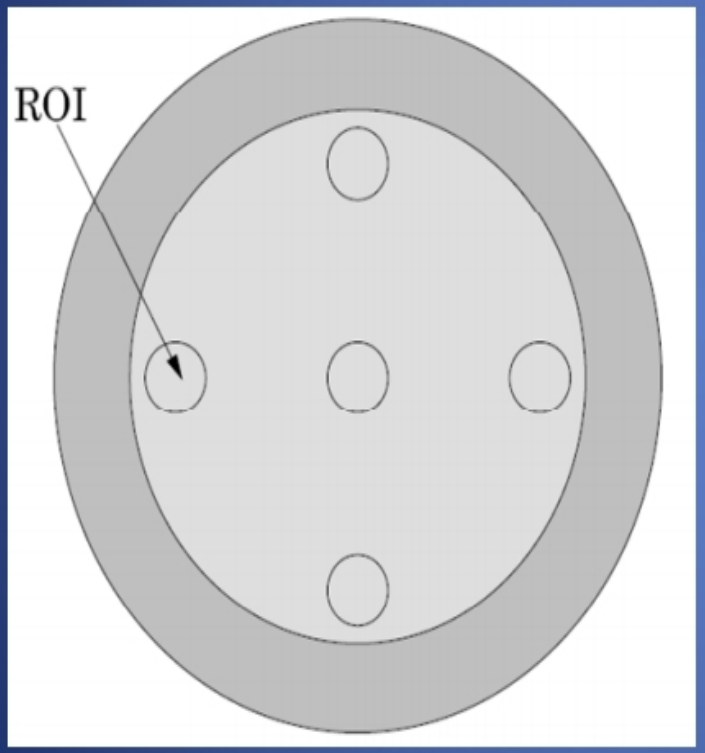
TG 142 tolerance
Baseline

TG-142: Baseline means that the measured data are consistent with or better than ATP data.

Uniformite ve gürültü

- Uniform bir fantomun görüntüsünün alınması ile yapılır.
- Tolerans: Baseline görüntü
- Sıklık: Önce aylık, sonra 6 aylık
- Hata : Doz hesap doğruluğunun azalması
- Noise: İstenmeyen sinyal, görüntünün rengi ve parlaklığını etkiler.

III. Uniformity & Noise

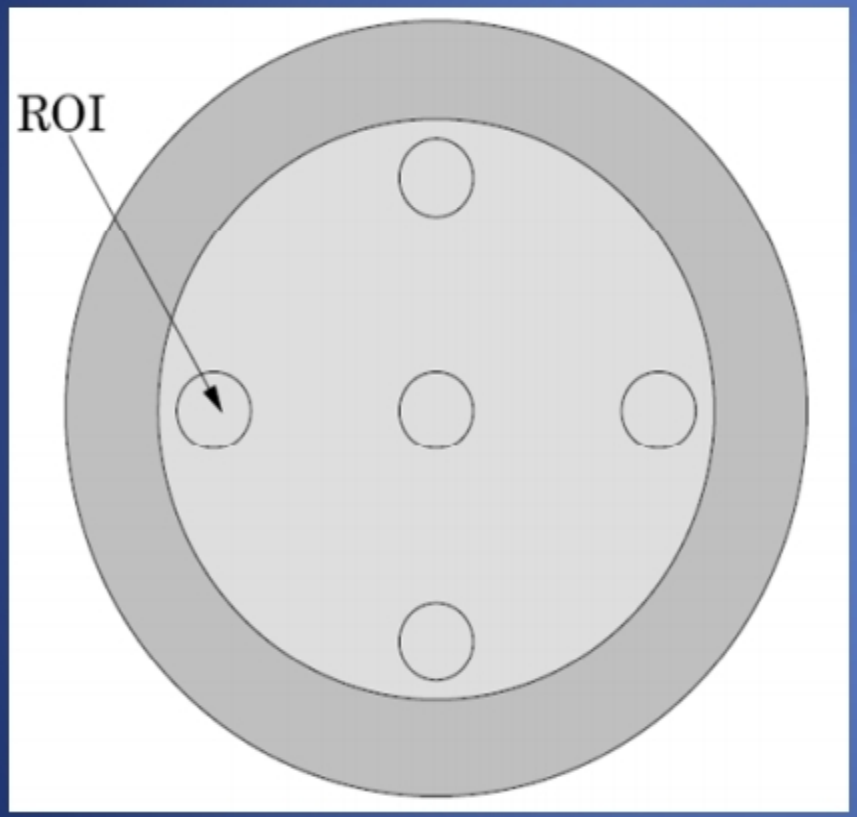


Spatial Uniformity & Noise			
Location	CT #	s	% Noise
Center	4.23	5.69	0.57
Top	4.83	7.35	0.74
Right	6.19	6.85	0.69
Bottom	6.83	6.20	0.62
Left	4.07	7.18	0.72
% SU:	0.276	Range:	**Pass**

Specification: Range: center +/- 40 HU

- Record the mean CT # & std dev for center & peripheal locations
- Use suitably sized ROI (20x20)
- Use center slice of module
- Avoid crescent shape artifact on head scans

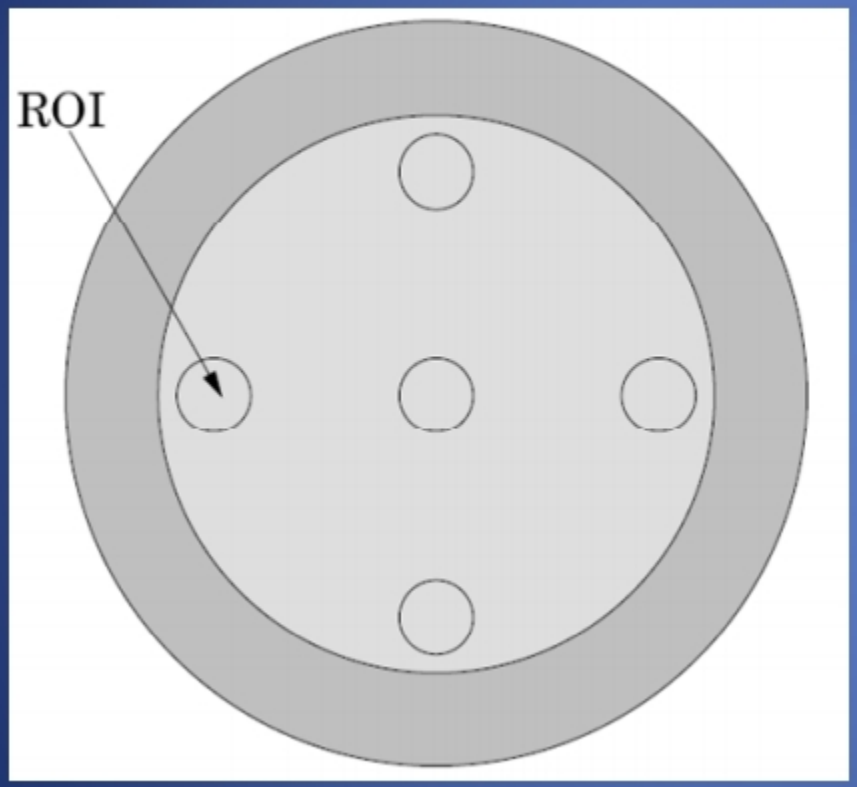
III. Uniformity & Noise



- % Spatial Uniformity is an expression of of the maximum contrast of the ROI's measured.
- % SU = $(CT\#_{max} - CT\#_{min})/10$
- Should be < 3%
- Varian spec: range +/- 40 HU from the center ROI HU

TG 142 tolerance
Baseline

III. Uniformity & Noise



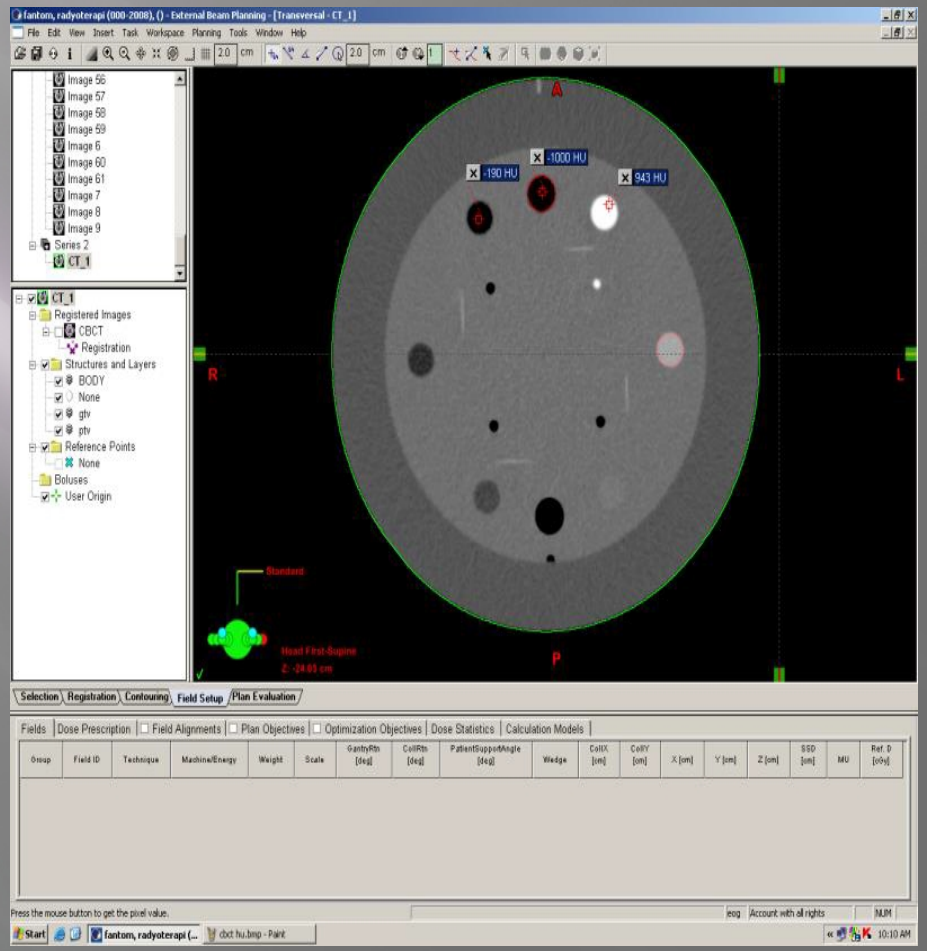
- As stated previously noise limits the visiblity of low contrast detail.
- Noise in CT is the standard deviation of CT# (σ) expressed as a % of the linear attenuation coefficient of H_20 (μ_w) corrected for contrast scale (CS).
- % Noise $\approx (\sigma \cdot CS \cdot 100)/ \mu_w$

5. CT sayılarının doğruluğu

- Farklı elektron yoğunluklarına sahip fantomun görüntüsünün alınıp CT numaralarının fantomun manuelinde verilen referans değerlerle karşılaştırılması ile yapılır.
- MV CBCT için aylık kontrol
- Tolerans: Suya yakın materyaller için 30 HU

  Akciğer ve kemik için 50 HU
- kV CBCT eğer doz hesabında kullanılacak ise kontrol edilmelidir.

CBCT için Cathphan görüntü kalitesi testleri



CBCT İmajının Kalite Kontrolü Varian (half-fan- max field-125 kV- mA- 25 s)

Uniformluk

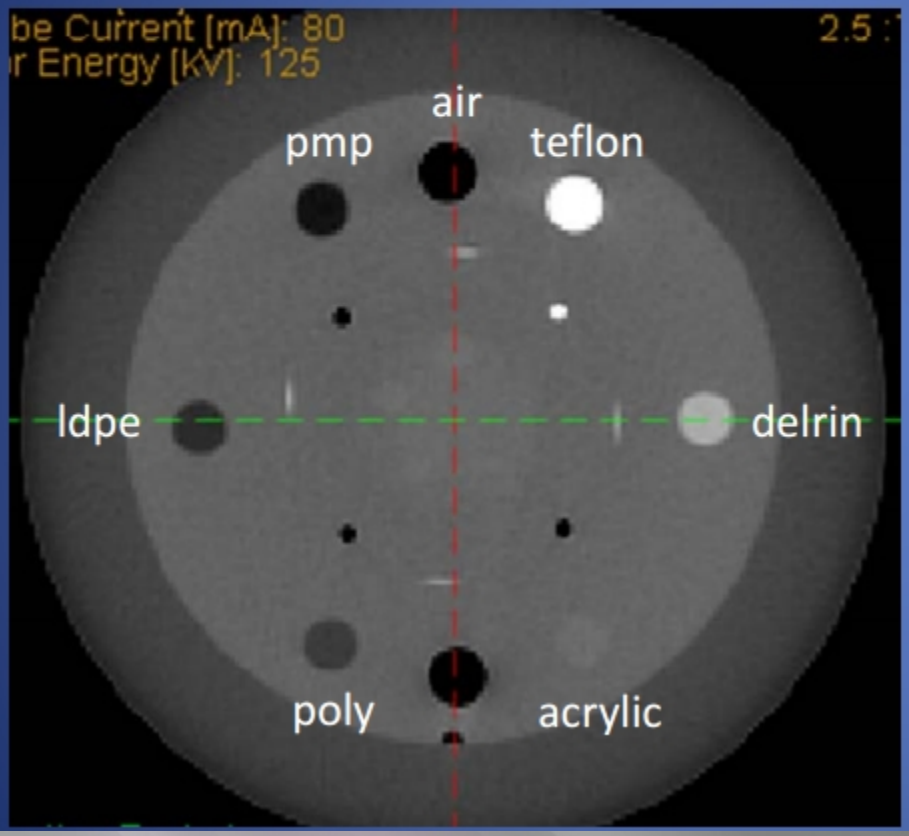
Detekte edilebilirlik & slice kalınlığı

Çözünürlük

- Elde edilen sonuçlar; sofware versiyonu ışınlama parametrelerinden (beam hardening, saçılma, enerji, doz hızı...) dolayı cihaza bağlıdır

VI. CT# Constancy, Linearity, & Contrast Scale

1. CT# Constancy & Linearity

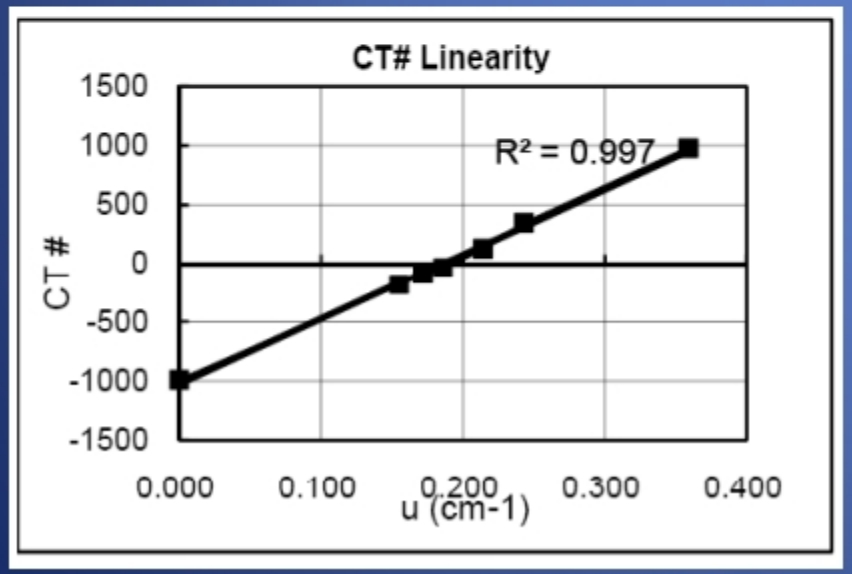


- Use center of the module to avoid partial volume effect.
  (4 wire ramps centered symmetrically in image)
- Window & level to visualize targets
- Draw ROI within target
- Measure CT# of the ROI of each target

VI. CT# Constancy, Linearity, & Contrast Scale

1. CT# Constancy & Linearity

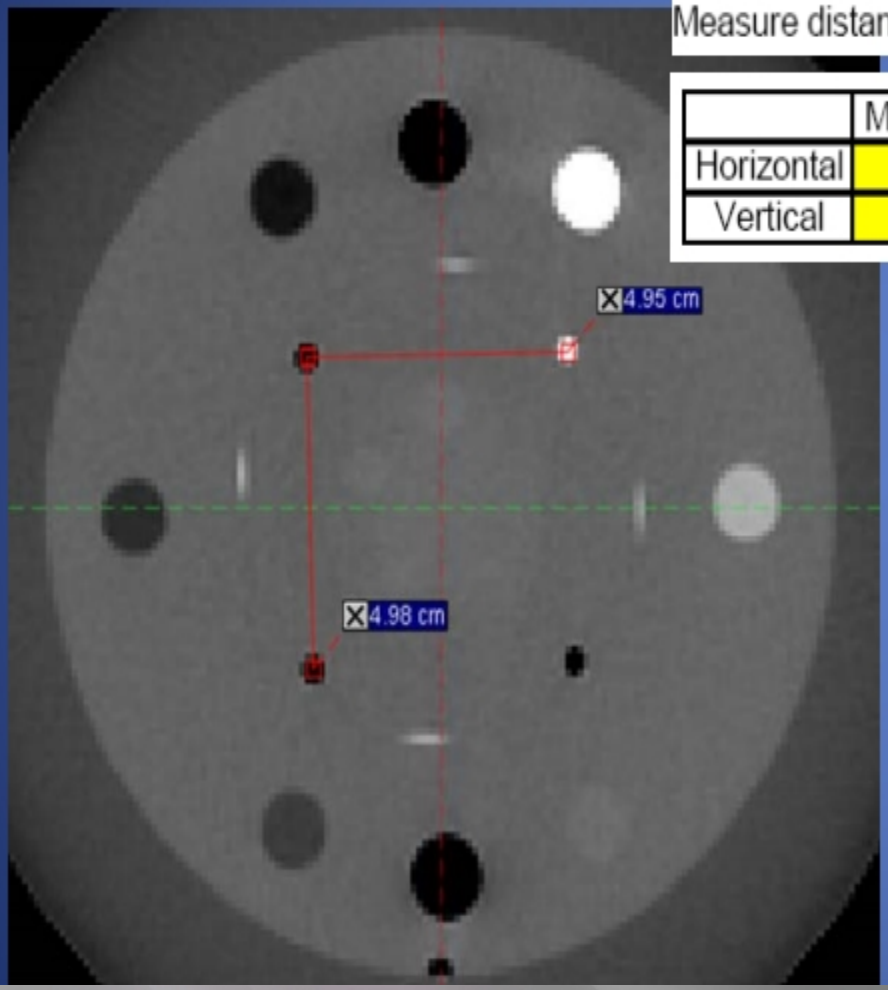
Material	u	CT #	expected	diff	Pass/Fail
air	0.000	-994.37	-1000	-5.63	**Pass**
pmp	0.155	-183.12	-200	-16.88	**Pass**
ldpe	0.172	-92.53	-100	-7.47	**Pass**
poly	0.186	-38.33	-35	3.33	**Pass**
acrylic	0.214	128.39	120	-8.39	**Pass**
delrin	0.243	346.94	340	-6.94	**Pass**
teflon	0.359	978.55	990	11.45	**Pass**



- Varian spec: measured and expected CT#'s should be within ± 40 HU
- Plot of CT# vs. μ should be linear with an R^2 value of close to 1.0

TG 142 tolerance
Baseline

V. Spatial Linearity Accuracy



Measure distance between small rods in center of CT # Constancy image

	Measured	Expected	Diff	% Diff	Pass/Fail
Horizontal	4.95	5.00	-0.05	1.0%	**Pass**
Vertical	4.98	5.00	-0.02	0.4%	**Pass**

spec: accurate to w/in 1%

TG 142 tolerance

≤ 2 mm non SRS/SBRT

≤ 1 mm SRS/SBRT

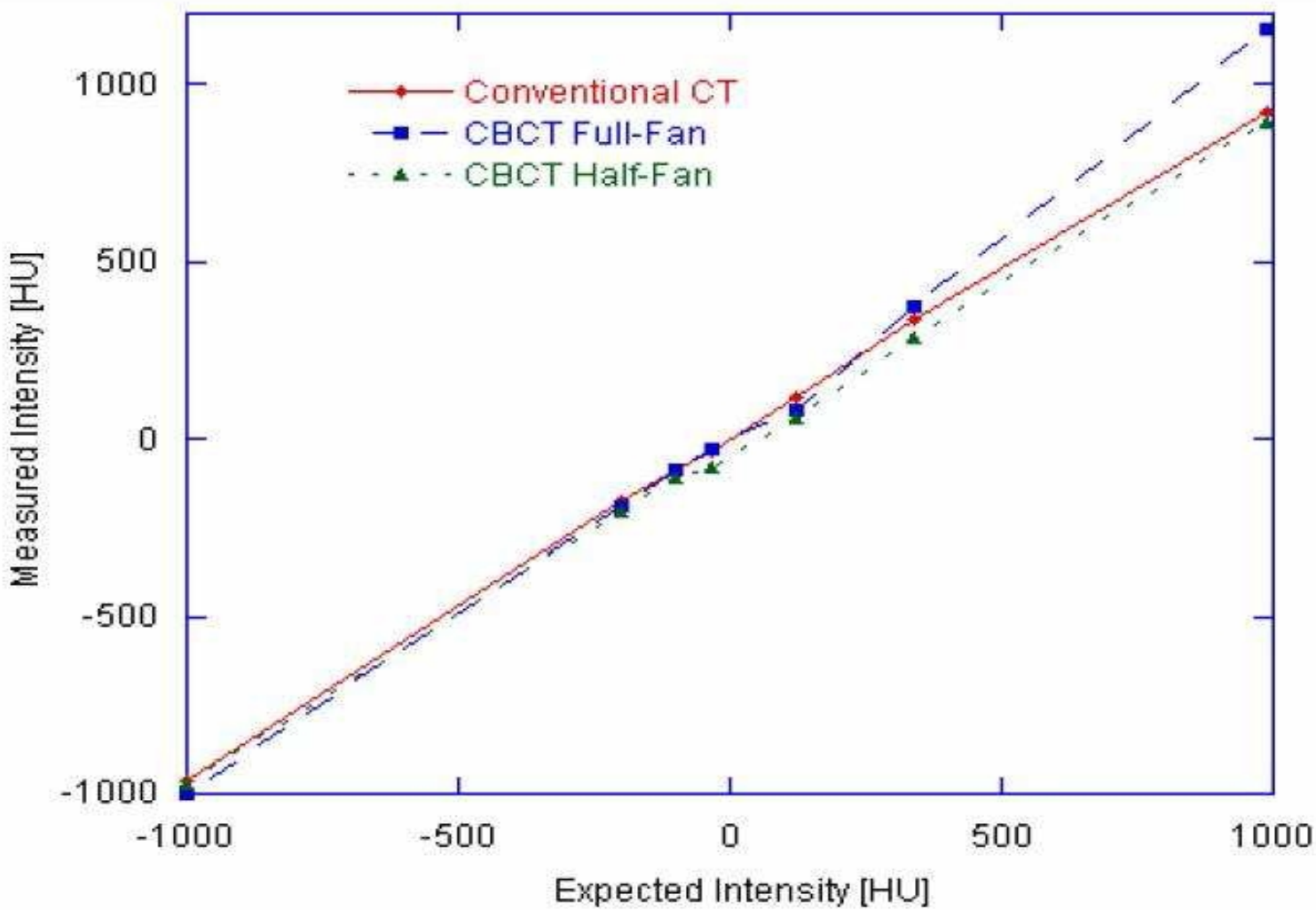


Figure 27. Measured HU versus expected HU for planning CT, full-fan and half-fan mode CBCT. Mean HU are used for the CBCT modes, n = 6.

6. Imaj Registration : Sofware Kontrolü

STEP 1 :

- Tedavi pozisyonunda fantomun CT scan'ı alınır.
- TPS'de DDR oluşturulur.
- Network aracılığı ile cihaza gönderilir.

STEP 2 :

- Fantomsuz EPID imajı alınır.
- Software kullanılarak alan şekli kontrol edilir.
- Alan şeklinin geometrik tekrarlanabilirliği kontrol edilir.

Step 3

Step 4

7. İmaj/ Hasta Dozu

- Düzlemsel Görüntüleme (portal imaging, kV-kV, MV-kV) : kV kaynağından çıkan doz hastanın cildinde en yüksektir.

- Axial Görüntüleme (CT, CBCT, MV-CT): Doz imajı alınan hacim boyunca uniform olarak dağılmıştır.

EPID Görüntüleme Dozu

- Genelde kaynak detektör mesafesi 120-150 arasındadır. => aSi panellerle alınan tek bir imaj için kümülatif doz 1-5 MU arasındadır. (AAPM, 2007)
- Günlük portal görüntüleme yapılan hasta için uygulanması gereken prosedür MU sayısının hastanın toplam MU sayısından çıkarılmasıdır. Bu genelde software tarafından otomatik olarak yapılır.

kV- kV Görüntüleme Dozu

- Radyografik mod AP ve LAT imajların alınması için kullanıldığında tekniğe bağlı olarak hastaya verilen doz yaklaşık 1-3 mGy arasındadır. (Perkins et al. 2006)
- Genelde ihmal edilir.

CBCT

- *1 CBCT(kV) □ 28 mGy
- 1 MV CBCT □ 60 mGy
- 1 MV planar görüntü □ 23 mGy
- 1 CT görüntü □ 25 mGy (yüzeyde)
- **1 CBCT 25 cm mesafede □ 2 mGy
- 1fraksiyon IMRT 25 cm mesafede □ 4 mGy

- *Cone-Beam CT guided radiation therapy: technical implementation. D. Létourneau. University of Toronto Canada. Radioth. and Oncol. (2005)
- **Comparison of peripheral dose rom CBCT to IMRT. J.Perks. UC Davis Medical Center USA. Radioth. and Oncol.(2008)

CBCT Mode

TEŞEKKÜRLER