

ConeBeam CT'de kV Görüntüleme Kalite Kontrolü

Hüseyin ÇETİN

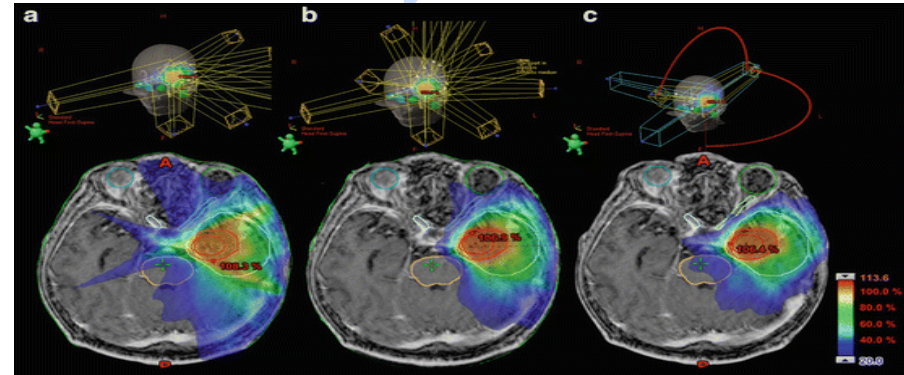
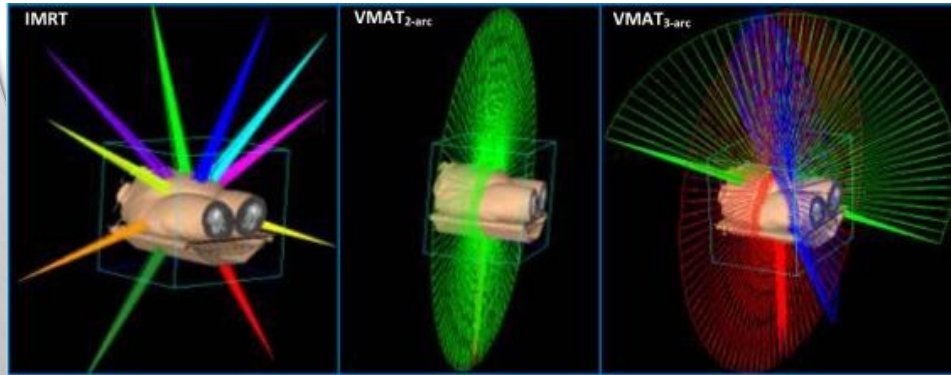


- Temel prensip; normal dokuların etkilendiği ışın dozunu azaltmak, tümöre en yüksek dozu vermek
- 3D konformal RT ve IMRT tekniklerinin etkin kullanımı ve iyi bir fizik planlama ile artan tümör dozu, azalan normal doku dozu / toksisite
- Hipofraksiyon ile maliyet ve tedavi süresinden kazanç

Konvansiyonel
RT

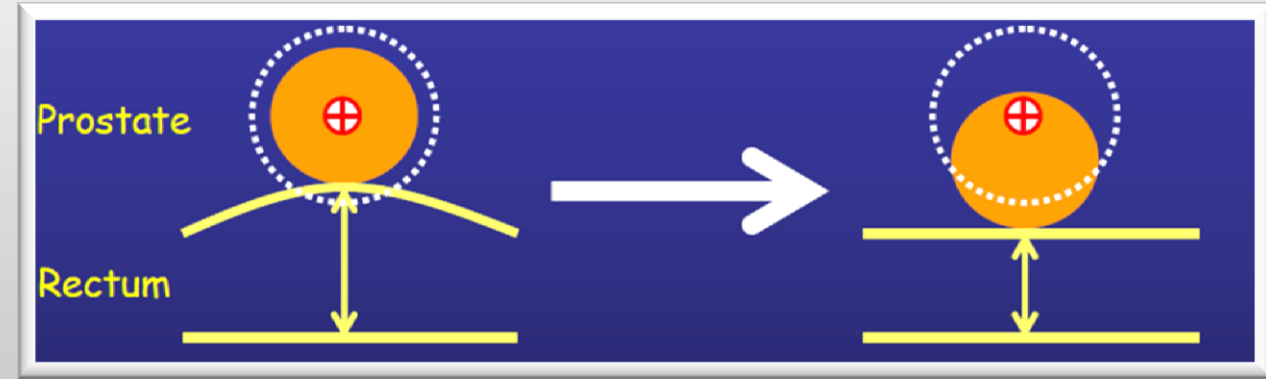
3D Konformal
RT

IMRT / VMAT



NEDEN IGRT

- TEDAVİ BÖLGESİNDEKİ HAREKETLERİ DIKKATE ALINMALI VE SETUP HATALARINI ÖNEMSENMEİ
- ALAN KENARLARINDAKİ KESKİN DOZ DÜŞÜMLERİ
- IMRT'DE HER PLAN İÇİN VERİFİKASYON YAPILARAK VERİLEN DOZUN DOĞRULUĞU SAPTANIR
- ORGAN HAREKETLERİ VE SETUP HATALARI İÇİN TEK BİR KONTROL YETERSİZDİR



IGRT

- TEDAVI SİRASINDA TEDAVİ ODASINDA UYGULANAN İKİ VE ÜÇ BOYUTLU ANATOMİK GÖRÜNTÜLEME VE TEDAVİ ALANLARININ KONTROL İŞLEMİDİR
- TEDAVİ ODASINDA YAPILAN GÖRÜNTÜLEME İLE TEDAVİ ÖNCESİNDE, SİRASINDA VE SONRASINDA GÖRÜNTÜLEMENİN KARŞILAŞTIRILIP, UYGULANAN RADYOTERAPİNİN DOĞRULUĞUNU, KURULUM HATALARINI (SİSTEMATİK VE RASTGELE) VE FRAKSİYONLAR ARASI ORGAN HAREKETLERİ DİKKATE ALINARAK RADYOTERAPİNİN UYGULANMASIDIR



- DOĞRULUK ORANI YÜKSEK,
- KULLANIMI VE YORUMLAMASI KOLAY,
- KULLANICIDAN BAĞIMSIZ,
- TEDAVİ SİSTEMİNE ENTEGRE,
- HIZLI GÖRÜNTÜLEME YAPAN,
- ANLIK GÖRÜNTÜ ALABİLEN,
- UYGULANAN RADYASYON DOZU AZ OLAN,
- GÖRÜNTÜ KALİTESİ DEĞERLENDİRME İÇİN KALİTELİ OLAN,
- GÖRÜNTÜLERİ PLANLAMA VE DEĞERLENDİRME İÇİN KULLANILABİLEN,
- BİRÇOK TÜMÖR LOKALİZASYONUNDA KULLANILABİLİYOR OLMASI
GEREKMEKTEDİR

İDEAL IGRT SİSTEMİ

CBCT SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROLÜ

- KALİTE GEREKSİNİMLERİNİN KARŞILANDIĞINI PERİYODİK OLARAK KONTROL ETMEK,
- BELIRSIZLIKLARI VE HATALARI AZALTMAK
- KAZALARIN OLASILIĞINI AZALTMAK İÇİN

KALİTE GÜVENCESİNİN ÖNEMLİ BİR PARÇASIDIR.



KALITE GÜVENCENİN (QA) AMACI

- RADYASYON ÇALIŞANLARINA, HASTA RADYASYON DOZU KONUSUNDA, ÜRETİCİ SPESİFİKASYONLARINA UYGUN OLARAK VE MEVCUT TALEPLERİ YERİNE GETİREN TUTARLI VE GÜVENİLİR TANISAL GÖRÜNTÜ KALİTESİ SAĞLAMAKTIR.
- QA, BİR CİHAZIN İHTİYAÇ VE SATIN ALMA ŞARTLARININ ANALİZİ İLE BAŞLATILIR, TEMEL ÖLÇÜMLERİN YAPILDIĞI BİR CBCT ÜNİTESİNİN KURULUMUNA DEVAM EDER VE İŞLEVSELLİĞİ SAĞLAMAK İÇİN ÖMRÜNÜN SONUNA KADAR DEVAM EDER.
- QA, GEREKTİĞİNDE DÜZELTİCİ BAKIMI İŞLEMİ BAŞLATMAK İÇİN YARARLI BİLGİLER SAĞLAYACAKTIR.

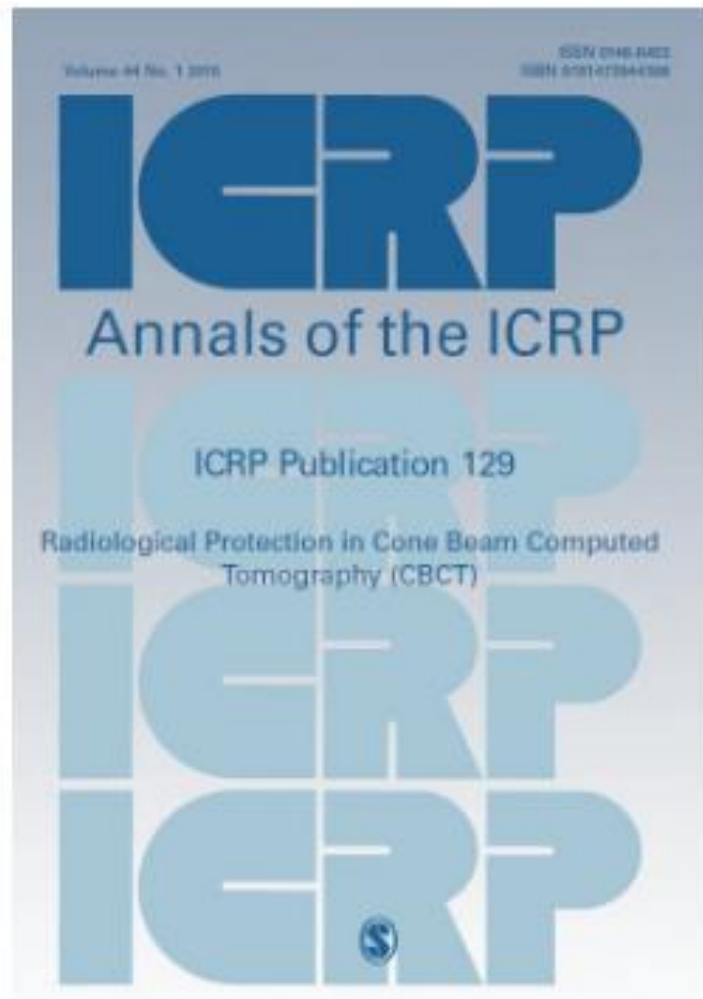
KALITE KONTROL (QC)

- KALITEYİ KORUMAK VEYA GELİŞTİRMEK İÇİN YAPILAN OPERASYONLARIN (PROGRAMLAMA, KOORDINE ETME, UYGULAMA) TÜMÜDÜR.
- TANIMLANABİLEN, ÖLÇÜLEBİLEN VE KONTROL EDİLEBİLEN CİHAZ PERFORMANSININ TÜM ÖZELLİKLERİNİN İSTENEN SEVİYELERİNDE İZLEME, DEĞERLENDİRME VE BAKIMI İŞLEMLERİNİ İÇERİR.
- BU İŞLEMLERİ FARKLI UYGULAYICILAR GERÇEKLEŞTİREBİLİR. ANCAK SON DURUMU MEDİKAL FİZİKÇİLER DEĞERLENDİRMELİDİR.

- CBCT'NİN RADYOTERAPİ, GİRİŞİMSEL RADYOLOJİ VE KILAVUZLU CERRAHİ UYGULAMALARINDA DÜNYA ÇAPINDA UZUN SÜREDİR DEVAM EDEN DENEYİM EKSİKLİĞİ NEDENİYLE, BU YÖNTEMLER İÇİN ÖNERİLEN AKSIYON SEVİYELERİ HALA DENTAL ALANDA OLDUĞU KADAR İYİ KURULMAMIŞTIR.

IGRT SİSTEMLERİ İÇİN KALİTE KONTROL KILAVUZLARI

- TG-58 (PORTAL GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ İÇİN)
- TG-104
- TG-142 (LINAC SİSTEMLERİ İÇİN)
- TG-148 (TOMOTHERAPHY İÇİN)
- TG-135 (ROBOTİK RADYOCERRAHI İÇİN)
- TG-154 (ULTRASON İÇİN)
- **TG-179 (CT TABANLI IGRT İÇİN)**



Annals of the ICRP

ICRP PUBLICATION 129

Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

Editor-in-Chief
C.H. CLEMENT

Associate Editor
N. HAMADA

Authors on behalf of ICRP
M.M. Rehani, R. Gupta, S. Bartling, G.C. Sharp, R. Pauwels,
T. Berris, J.M. Boone

PUBLISHED FOR

The International Commission on Radiological Protection

by

 **SAGE**

Please cite this issue as 'ICRP, 2015. Radiological Protection in
Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129.
Ann. ICRP 44(1).'

EUROPEAN COMMISSION

RADIATION PROTECTION N° 162

Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy

Directorate-General for Energy
Directorate D — Nuclear Safety & Fuel Cycle
Unit D4 — Radiation Protection
2012

DEUTSCHE NORM		January 2013
	DIN 6868-161	DIN
ICS 11.040.50; 37.040.25		
Image quality assurance in diagnostic X-ray departments – Part 161: RøV acceptance testing of dental radiographic equipment for digital cone-beam computed tomography, English translation of DIN 6868-161:2013-01		
Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 161: Abnahmeprüfung nach RøV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie, Englische Übersetzung von DIN 6868-161:2013-01		
Assurance de la qualité d'image dans les services de radiologie – Partie 161: RøV test d'acceptance sur des installations radiologiques dentaires pour la tomographie volumétrique numérique, Traduction anglaise de DIN 6868-161:2013-01		
Document comprises 32 pages		
DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR) DIN-Sprachendienst		
© No part of this translation may be reproduced without prior permission of DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin. Beuth Verlag GmbH, 10773 Berlin, Germany. has the exclusive right of sale for German Standards (DIN-Normen).		
English price group 14 www.din.de www.beuth.de		
		

DEUTSCHE NORM		
	DIN DIN 6868-15	
Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 15: Konstanzprüfung nach RøV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie		
In case of doubt, the German-language original should be consulted as the authoritative text.		
© No part of this translation may be reproduced without the prior permission of DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin. Beuth Verlag GmbH, D-10772 Berlin, has the exclusive right of sale for German Standards (DIN-Normen).		

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

Radiothérapie Guidée par l'Image
Contrôle de qualité des équipements à rayons X

RAPPORT SFPM N° 29

Société Française de Physique Médicale.
Centre Antoine Bécère, 45 rue des Saints Pères, 75270 Paris Cedex 06
<http://www.sfpm.asso.fr/>

1

Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179

Jean-Pierre Bissonnette¹⁾
Task Group 179, Department of Radiation Physics, Princess Margaret Hospital, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada, MSG 2M9

Peter A. Balter and Lei Dong
Department of Radiation Physics, The University of Texas M.D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas 77030

Katja M. Langen
Department of Radiation Oncology, M. D. Anderson Cancer Center Orlando, Orlando, Florida 32806

D. Michael Lovelock
Department of Medical Physics, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, New York, New York 10021

Moyed Miften
Department of Radiation Oncology, University of Colorado School of Medicine, Aurora, Colorado 80045

Douglas J. Moseley
Department of Radiation Physics, Princess Margaret Hospital, University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada, MSG 2M9

Jean Pouliot
Department of Radiation Oncology, UCSF Comprehensive Cancer Center, 1600 Divisadero St., Suite H 1031, San Francisco, California 94143-1708

Jan-Jakob Sonke
Department of Radiation Oncology, The Netherlands Cancer Institute—Antoni van Leeuwenhoek Hospital, Plesmanlaan 121, 1066 CX Amsterdam, The Netherlands

Sua Yoo
Department of Radiation Oncology, Duke University, Durham, North Carolina 27710

(Received 11 August 2011; revised 19 January 2012; accepted for publication 10 February 2012; published 20 March 2012)

Purpose: Commercial CT-based image-guided radiotherapy (IGRT) systems allow widespread management of geometric variations in patient setup and internal organ motion. This document provides consensus recommendations for quality assurance protocols that ensure patient safety and patient treatment fidelity for such systems.

Methods: The AAPM TG-179 reviews clinical implementation and quality assurance aspects for commercially available CT-based IGRT, each with their unique capabilities and underlying physics. The systems described are kilovolt and megavolt cone-beam CT, fan-beam MVCT, and CT-on-rails. A summary of the literature describing current clinical usage is also provided.

Results: This report proposes a generic quality assurance program for CT-based IGRT systems in an effort to provide a vendor-independent program for clinical users. Published data from long-term, repeated quality control tests form the basis of the proposed test frequencies and tolerances.

Conclusion: A program for quality control of CT-based image-guidance systems has been produced, with focus on geometry, image quality, image dose, system operation, and safety. Agreement and clarification with respect to reports from the AAPM TG-101, TG-104, TG-142, and TG-148 has been addressed.

© 2012 American Association of Physicists in Medicine. [<http://dx.doi.org/10.1118/1.3690466>]

Key words: quality assurance, cone-beam CT, fan-beam MVCT, CT-on-rails

I. INTRODUCTION

The goal of radiation therapy (RT) is to deliver accurately a curative or palliative dose distribution to a well-defined target volume. Unlike dose calculation and measurement accuracy, the geometric accuracy of RT has been a challenge that could only recently have been quantitatively and pragmatically ascertained.¹ Lately, medical linear accelerators (linacs)

manufacturers and third-party vendors have developed integrated imaging systems to improve and facilitate internal patient anatomy visualization, enabling efficient positioning of these anatomical structures relative to the treatment room. These systems often use the accelerator isocenter as a reference point. The initial use of daily computed tomography (CT) has been for assessing internal organ position and defining the subsequent isocenter shifts to be performed at

Table 1

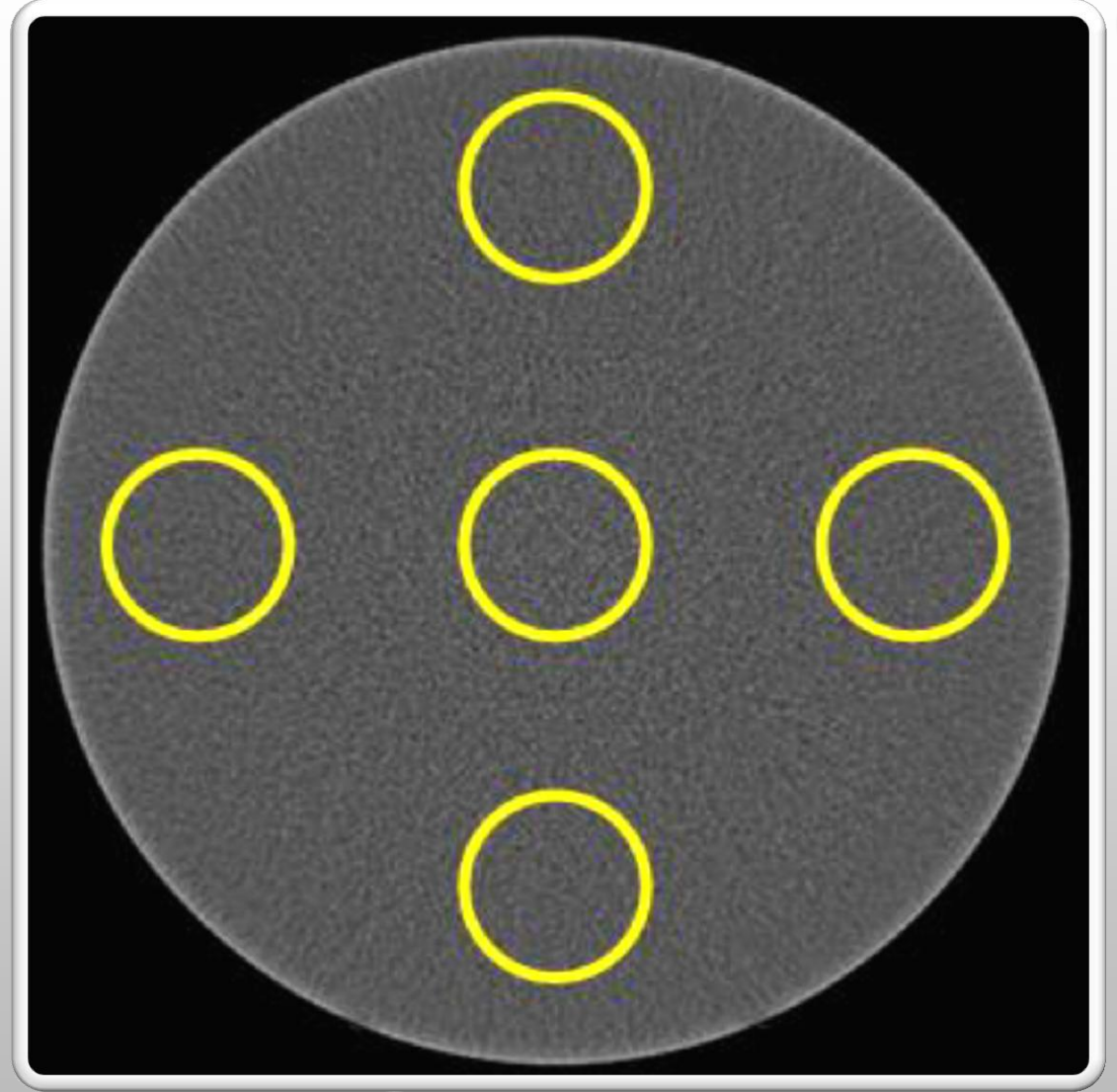
Summary of recommended image quality tests.

Parameter	Procedures	Frequency [*]			Action level		
		Dental	Interventional radiology	Radiotherapy	Dental	Interventional rad.	Radiotherapy
3.1 Uniformity	XYZ uniformity curves	Annual		Monthly	Manufacturer specifications, or >10% difference air water		Deviation from baseline >10 HU
3.2 Geometrical precision	DIN method	Annual (or none) (not relevant)		Monthly	Uniformity parameter U < 5		>2 mm for conventional treatments, >1 mm for SRS/SBRT
	Geometrical accuracy				>1 mm	>2 mm	
	Linearity				(not relevant)	(not relevant)	
3.3 Voxel density values	Spatial Stability			Monthly (coincidence of isocentres daily)			
3.4 Noise	Voxel values for different materials	Annual		Monthly	Manufacturer specifications, or >25% difference air water		Deviations >50 HU from the baseline value (still under research)
3.5 Low contrast resolution	ROI standard deviation	Annual		Monthly	Differences from baseline >20%		
3.6 Spatial resolution	Contrast-to-noise ratio	Annual			Differences from baseline >40%		
	Frequency at 10% of the modulation transfer function	Annual			Acceptance indicator <100 [§]		
					<10 lp/cm (high resolution mode)		<5 lp/cm

^{*} Depending on the complexity of the treatment techniques used and the weight of CBCT for image guidance, the monthly tests in radiotherapy facilities may be carried out quarterly or every half a year. In addition to the indicated frequency, the tests should be performed at acceptance of the device as well as after maintenance work or upgrades that could affect the integrity of the system.

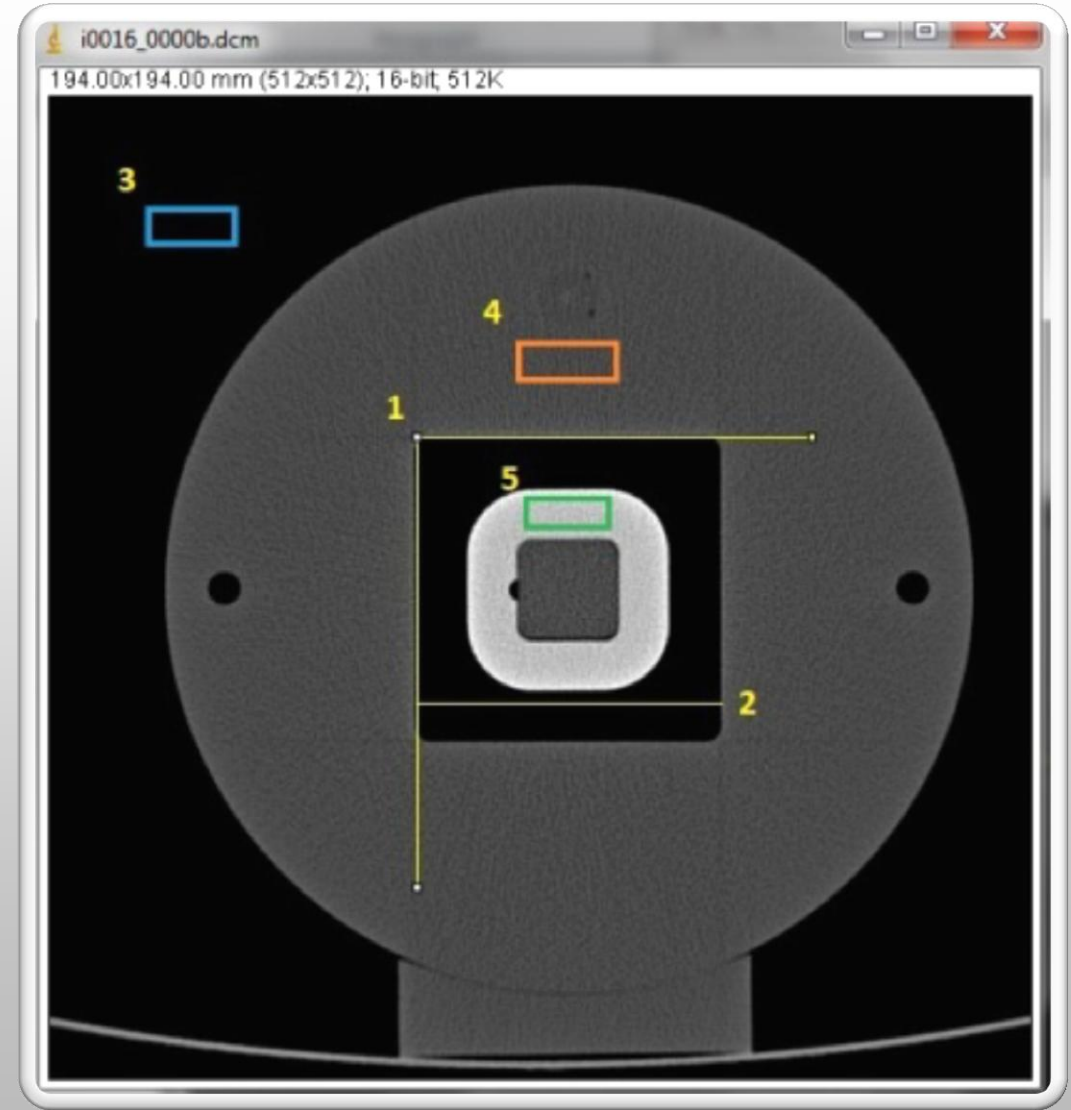
UNIFORMITY

- CBCT'DE RADYASYONUN TOPUK ETKİSİ, IŞIN SERTLEŞMESİ, FOV DIŞINDAKİ VOLÜM,... VS GİBİ PARAMETRELERDEN DOLAYI UNIFORMİTE BOZULABİLİR.
- İLK YÖNTEM, BU ROI'LERİN ORTALAMA GRI DEĞERLERİNİ (VEYA HU) Z KOORDİNATINA KARŞI DEĞERLENDİRİR.
- İKİNCİ YÖNTEM, ROI DEĞERLERİ VE BUNLARIN ORTALAMASI ARASINDAKİ MAKSİMUM FARKLARI HESAPLAYARAK SONUÇLARI KONTRAST-GÜRÜLTÜ ORANINA GÖRE ÖLÇEKLENDİRİR.
- BU PROSEDÜR, FARKLI GRI ÖLÇEKLERLE ELDE EDİLEN DEĞERLER ARASINDA DOĞRUDAN BİR KARŞILAŞTIRMA SAĞLAR.



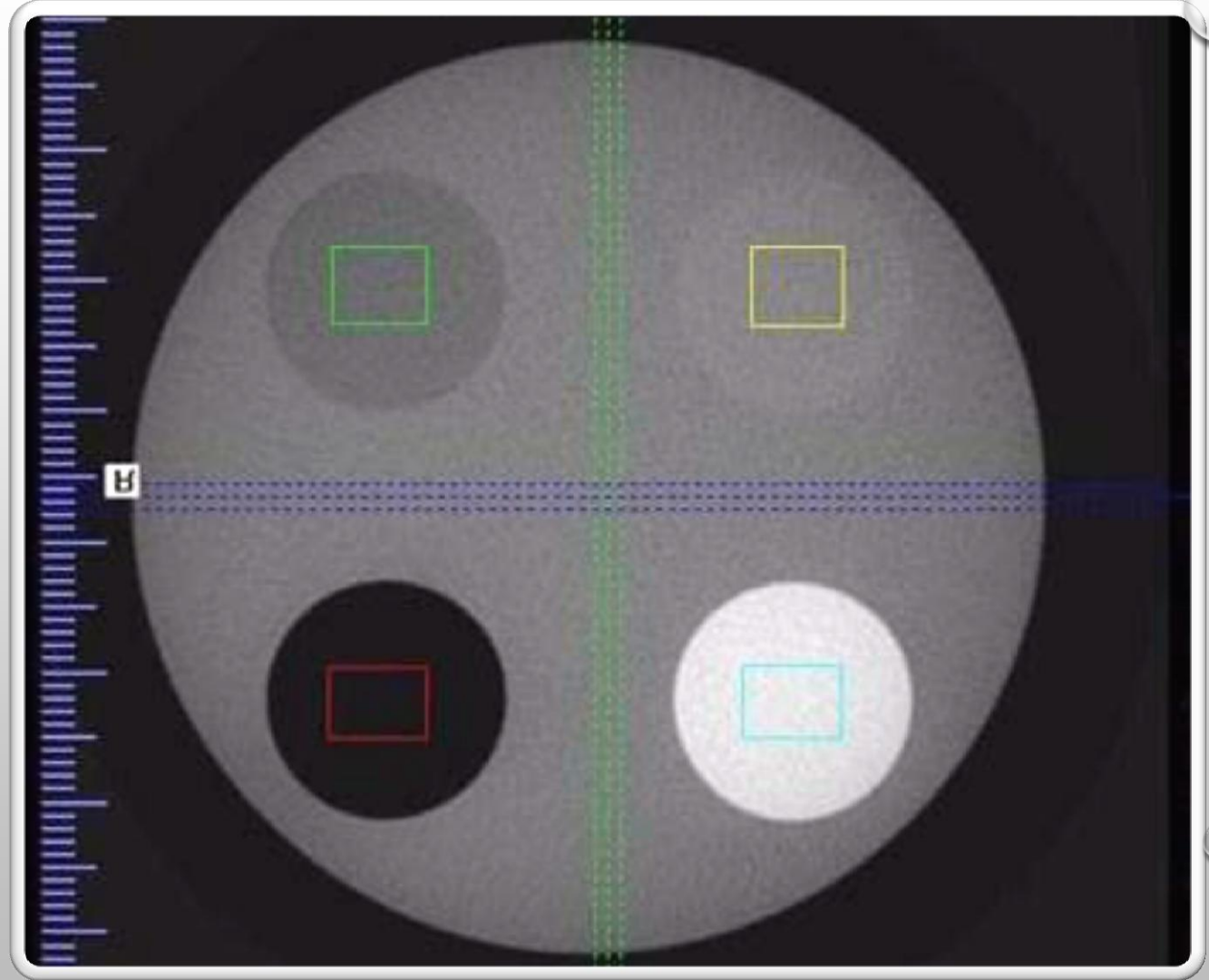
GEOMETRİK DOĞRULUK

- CBCT'NİN DEĞERİ, HASTA ANATOMISININ ÜÇ BOYUTLU BİR TANIMINI ÜRETME KABİLİYETİNE DAYANIR.
- BU BAKIMDAN, GÖRÜNTÜDEKİ İÇ YAPILARIN RÖLATİF UZAYSAL İLİŞKİSİNİN GÖRÜNTÜLENEN YAPILARIN TEMSİLCİSİ OLMASI VE GÖRÜNTÜNÜN CİHAZIN KOORDİNAT SİSTEMİ İLE DOĞRU BİR ŞEKİLDE BAĞLANTILI OLMASI ESASTIR.
- CBCT KOLLARININ HEM MEKANİK SARKMASI HEM DE BÜKÜLMESİ VE YENİDEN YAPILANMA ALGORİTMALARININ SINIRLAMALARI CBCT GÖRÜNTÜLERİNİN GEOMETRİK DOĞRULUĞUNUN SINIRLANDIRILMASINDAN SORUMLUDUR.



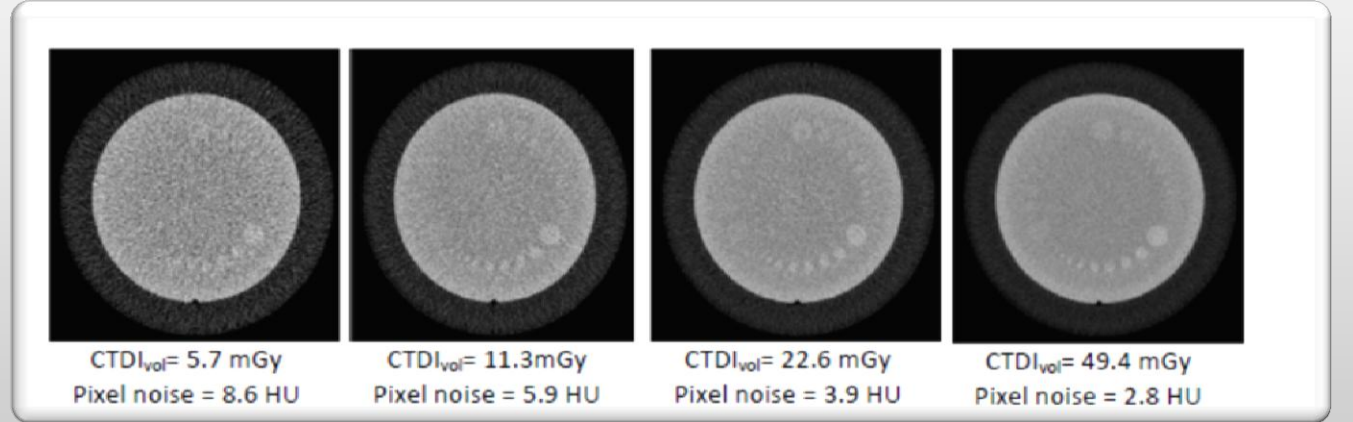
VOKSEL YOĞUNLUĞU

- AMAÇ; SİSTEMİN, VERİLEN MALZEMELER İÇİN BEKLENEN VOKSEL YOĞUNLUK DEĞERLERİNİ YENİDEN ÜRETİP ÜRETEMEDİĞİNİ KONTROL ETMEKTİR.
- SİSTEM Hİ SKALASINA UYGUNLUK İDDİA ETMİYORSA, BU TESTİN AMACI SADECE BELİRLİ BİR MALZEMEYE ATANAN YOĞUNLUK DEĞERLERİNİN TEMEL DEĞERLERDEN SAPMADIĞINI KONTROL ETMEKTİR.
- FARKLI ELEKTRONİK YOĞUNLUKLARA SAHİP BİRKAÇ MATERYAL İÇEREN BİR TEST FANTOMU GEREKLİDİR



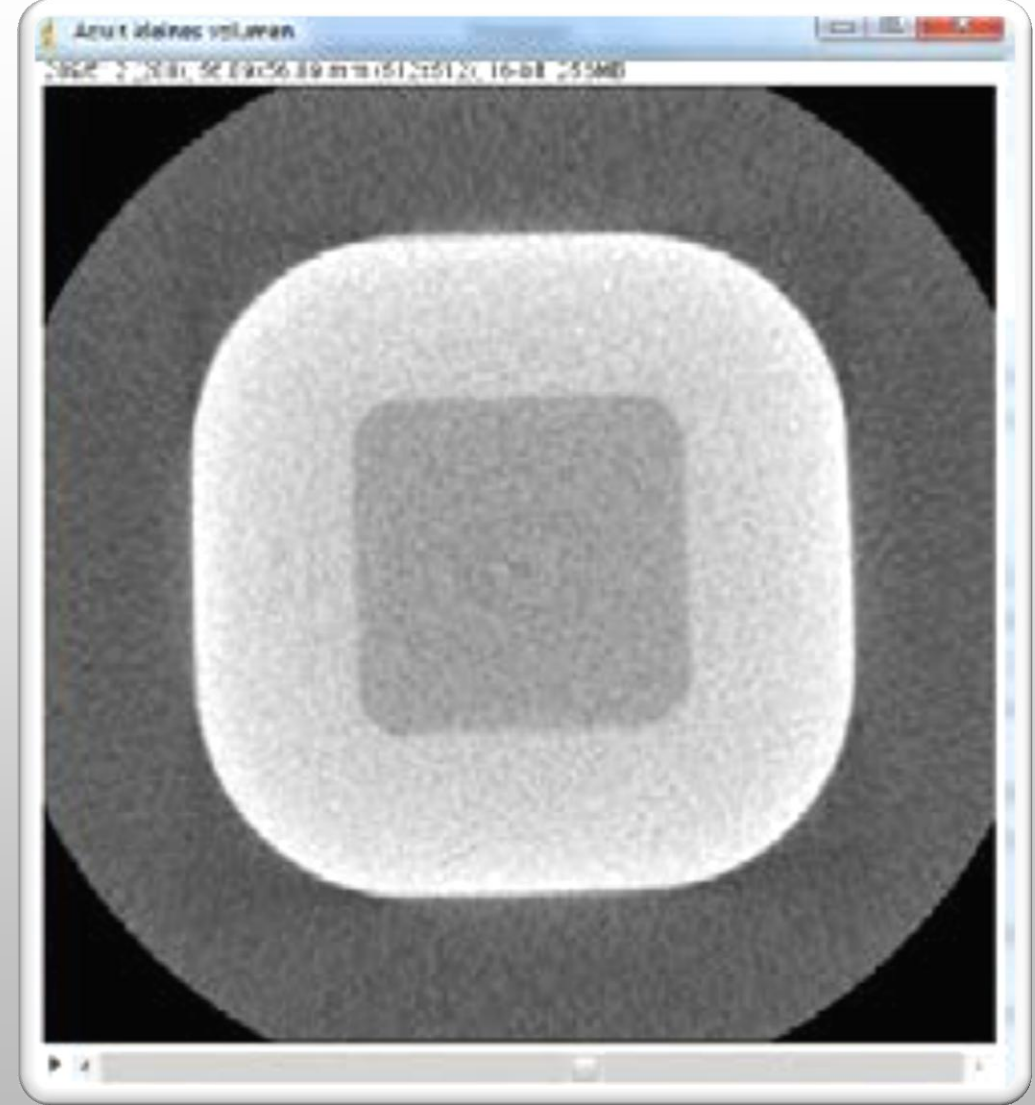
GÜRÜLTÜ

- KUANTUM GÜRÜLTÜ, RADYASYONUN STOKASTİK YAPISI İLE İLİŞKİLİ PİKSEL DEĞERLERİNİ TEMSİL EDER.
- GÜRÜLTÜ ÖLÇÜMÜ, DEĞERLERİ ÖLÇÜLEN TEMEL PERFORMANSLA KARŞILAŞTIRILARAK, X-IŞINI CİHAZININ PERFORMANSINDAKİ ARIZALARI TESPİT ETMEK İÇİN BASİT BİR YÖNTEMDİR.
- AMAÇ, GÖRÜNTÜDEKİ GÜRÜLTÜNÜN İLGİLİ YAPILARIN VEYA LEZYONLARIN GÖRÜNÜRLÜĞÜNDEN ÖDÜN VERMEMESİNİ SAĞLAMAKTIR.



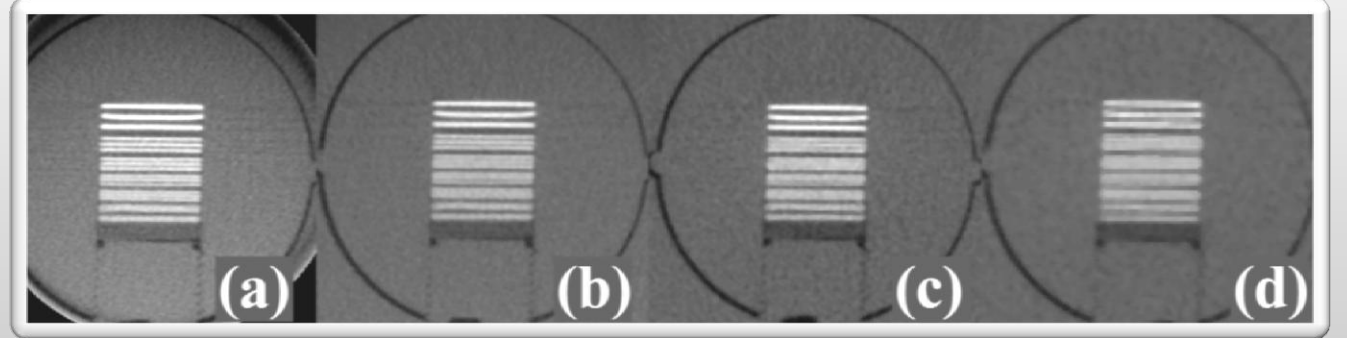
DÜŞÜK KONTRAST ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ

- TÜP PERFORMANSINDAKİ DEĞİŞİKLİKLERİN DOLAYLI BİR GÖSTERGESİDİR.
- GELENEKSEL YÖNTEM, GÜRÜLTÜLÜ FAKAT UNIFORM BİR BACKGROUND İÇİNDEKİ İNCE SINYALLERİ TESPİT ETMEYE DAYANIR.
- GELENEKSEL YÖNTEM ÖZNEL BİR DEĞERLENDİRMEDİR.
- OBJEKTİF TEKNİKLER İÇİN SÜBJEKTİF YÖNTEMLERİN KULLANILMASI, GÖRÜNTÜ KALİTESİ KONTROLÜ İÇİN PROSEDÜRLER BELİRLENİRKEN YÜKSEK BİR ÖNCELİKTİR.
- EN PRATİK YÖNTEM, İYİ TANIMLANMIŞ POZİSYONLARIN İKİ ROI'Sİ VE ELEKTRONİK YOĞUNLUK ARASINDAKİ CNR'YI ÖLÇMEKTİR.



UZAYSAL ÇÖZÜNÜRLÜK

- GÖRECELİ OLARAK YÜKSEK UZAYSAL ÇÖZÜNÜRLÜK CBCT TEKNOLOJISİNİN ANA AVANTAJLARINDAN BİRİDİR.
- DEĞERİ, ZAMAN İÇİNDE DEĞİŞEBİLECEK ODAK NOKTASI BOYUTU VE DEDEKTÖR PERFORMANSI GİBİ DONANIMIN TEKNİK ÖZELLİKLERİNE BAĞLIDIR.
- AMAÇ; TOMOGRAFİK BİR KAZANIMDAN VOLUMETRİK BİR VERİ KÜMESİNDE ÇÖZÜLEBİLEN EN KÜÇÜK NESNENİN BOYUTUNUN NİCEL BİR DEĞERLENDİRMESİNİ SAĞLAMAKTIR.
- SINIRLAYICI UZAYSAL ÇÖZÜNÜRLÜK GENELLİKLE MODÜLASYON TRANSFER FONKSİYONUNUN (MTF) MAKSİMUM DEĞERİNİN BELİRLİ BİR SEVİYESİNE (GENELLİKLE% 10) DÜŞTÜĞÜ FREKANSLA İLİŞKİLİDİR.



X IŞINI POTANSİYELİ (TÜP VOLTAJI DOĞRULUĞU)

- KLINİK OLARAK KULLANILAN TÜM KV AYARLARINI İÇEREN DİJİTAL BİR KV METRE KULLANARAK, X-IŞINI TÜPÜ POTANSİYELİ ÖLÇÜLÜR.
- AYARLANAN VE ÖLÇÜLEN ARASINDAKİ FARKIN YA ± 5 KILOVOLT YA DA $\pm \%10$ ARASINDA OLMASI BEKLENİR.



PIRANHA RADIOGRAPHY/FLUOROSCOPY

Included in main unit	Yes
Total Filtration	60–120 kVp, 1–90 mm Al or 2 mm Cu
Auto Compensation	
Dose/Dose Rate	50–150 kVp, 1–90 mm Al or 2 mm Cu
kVp	50–150 kVp, 1–90 mm Al or 2 mm Cu
Dose	
Range	0.1 nGy–1500 Gy*
Inaccuracy	5 %
Dose Rate	
Range	1 nGy/s–320 mGy/s*
Resolution	0.2 nGy/s*
Trig Level	40 nGy/s
Inaccuracy	5% or 0.25 nGy/s
kVp	
Range	35–160 kVp
Minimum Dose Rate	0.1 μ Gy/s
Inaccuracy	1.5%

SIZINTI RADYASYON SEVİYESİ

- UYGUN BİR DETEKTÖRÜ KULLANARAK, ODAK NOKTASINDAN 1 M MESAFEDEKİ SIZINTI RADYASYON SEVİYESİ ÖLÇÜLEBİLİR.
- BU, ÜRETİCİ TARAFINDAN BELİRTİLEN VE HER BİRİ 100 CM²'DEN BÜYÜK OLMAYAN BİR ALANIN ORTALAMASI ALINARAK YAPILIR VE 1 MGY/H'YI AŞMAMASI BEKLENİR.

TOPLAM FILTRASYON

- UYGUN BİR HVL VEYA ALÜMİNYUM FİLTRE SETİ KULLANARAK, BELİRLİ BİR X IŞINI POTANSİYELİ İÇİN EŞDEĞER ALÜMİNYUM DEĞERİ ÖLÇÜLÜR VE TOPLAM FILTRASYONU BELİRLEMEK İÇİN KULLANILIR.
- ALTERNATİF OLARAK, TOPLAM FILTRASYONU DOĞRUDAN ÖLÇEN UYGUN BİR ÖLÇÜM CİHAZI DA KULLANABİLİRSİNİZ. TOPLAM FILTRASYON EN AZ 2.5 MMAL'YE EŞİT OLMALIDIR.

HVL

Range	0.72–13 mm Al
Minimum Dose Rate	0.1 μ Gy/s
Inaccuracy	10% or 0.2 mm Al
Quick HVL in one exposure	Yes

Total filtration

Range	1.0–90 mm Al
Minimum Dose Rate	0.1 μ Gy/s
Inaccuracy	10% or 0.3 mm Al

Pulses

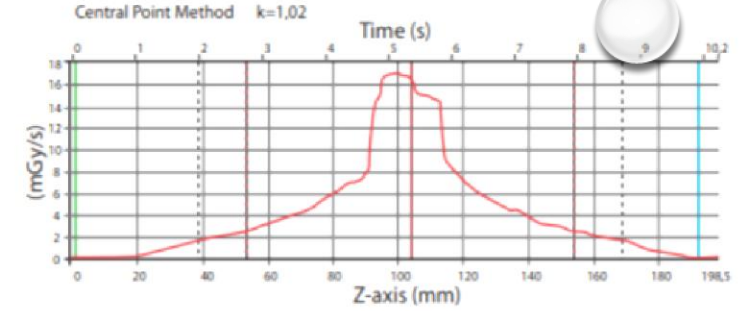
Range	1–65535 pulses
Minimum Peak Dose Rate	0.23 μ Gy/s
Minimum Pulse Width	0.5 ms at 1.8 μ Gy/s*

RADYASYON ÇIKIŞ DOZUNUN TEKRARLANABİLİRLİĞİ

- BİR RADYASYON DOZİMETRESİ KULLANILARAK, SABİT IŞINLAMA PARAMETRELERİ İLE EN AZ ÜÇ DEFA IŞINLAMA YAPILIR VE TÜP RADYASYON ÇIKIŞININ TUTARLILIĞI BULUNUR.
- HESAPLANAN DEĞİŞİM KATSAYISI %5'TEN KÜÇÜK VEYA BUNA EŞİT OLMALIDIR.

PIRANHA CT

kV	
Range	45–160 kVp
Inaccuracy	1.5%
PPV	Yes
Time	
Range	0.1 ms–3400s
Resolution	≥0.5 ms
Bandwidth	≤1 kHz
Inaccuracy	1% or 0.5 ms
CTDI	
Dose Profile**	Yes**
Maximum Beam Width	Unlimited**
Dose Length Product	
Range	1.8 nGycm**–22 kGycm** at 10 mm collimation
Inaccuracy	5% **
Dose	
Range	1.8 nGy–22 kGy**
Inaccuracy	5% **
Dose Rate	
Range	67 µGy/s–2.2 mGy/s**
Inaccuracy	5% **
Waveforms	
Resolution	≥0.5 ms
Bandwidth	≤1 kHz



Dose (mGy) (C2-C1)	42,88		
DLP (mGycm)	655	CTDI _{vol} (mGy)	38,5
CTDI ₁₀₀ (mGy)	36,6	CTDI _w (mGy)	37,3



RADYASYON ÇIKIŞ DOZUNUN TEKRAR ÜRETİLEBİLİRLİĞİ

- BU TEST, X-İŞİNİ TÜPÜ POTANSİYELİ, AKIM VE IŞINLAMA SÜRESİNİN RADYASYON ÇIKIŞI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİ İZLER.
- BİR RADYASYON DOZİMETRESİ KULLANILARAK TÜP RADYASYON ÇIKIŞI ÖLÇÜMLERİ BİR X İŞİNİ POTANSİYELİ VE BİR DİZİ MA VE S KOMBİNASYONUNDA YAPILIR.
- HESAPLANAN DEĞİŞİM KATSAYISI %10'A EŞİT VEYA DAHA AZ OLMALIDIR.



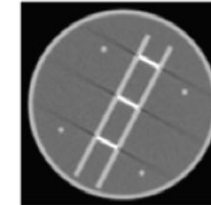
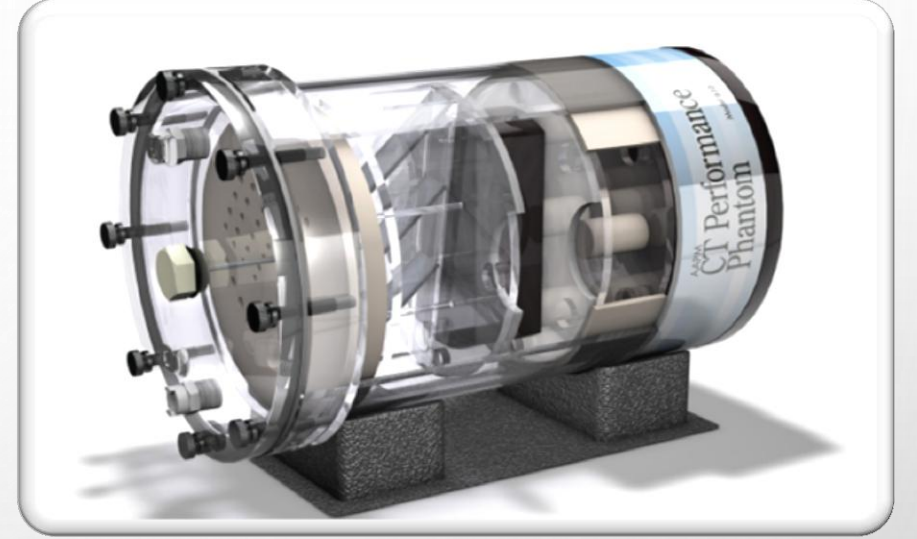
X İŞİNİ ALANI UYGUNLUĞU

- CBCT'DE, RADYASYON ALANININ DEDEKTÖRÜN BOYUTLARINDAN DAHA BÜYÜK OLMADIĞINI KONTROL ETMEK ÖZELLİKLE ÖNEMLİDİR.
- FLORESAN EKRANLAR, FILM VEYA YAKIN ZAMANDA GELİŞTİRİLEN ELEKTRONİK X-İŞİNİ CETVELİ BU AMAÇLA KULLANILABİLİR.
- YOĞUNLUĞUN MAKSİMUM DEĞERİNİN YARISINA DÜŞTÜĞÜ POZİSYONUN, KENARIN GERÇEK POZİSYONU OLDUĞU KABUL EDİLİR.
- BU KONUM IDEAL OLARAK ODAK-DEDEKTÖR MESAFESİNİN %2'SINDEN DAHA FAZLA SAPMAMALIDIR. BUNUNLA BİRLİKTE, TOPLAM SAPMA (DÖRT KENARIN HEPSİNDE) ODAK-DEDEKTÖR MESAFESİNİN %4'ÜNDEN BÜYÜK DEĞİLSE BİR KENARDA %2'DEN DAHA BÜYÜK BİR SAPMA KABUL EDİLEBİLİR.



GÖRÜNTÜLENEN KESİT KALINLIĞI DOĞRULUĞU

- Z YÖNÜNDEKİ PROFİLİN KESİT KALINLIĞINI BELİRLEMEK İÇİN AÇILANDIRILARAK KONUMLANDIRILMIŞ BİR FANTOM GEREKLİDİR.
- ÖLÇÜLEN DEĞER İLE AYARLANAN DEĞER ARASINDA EN ÇOK ± 1 MM VEYA $\pm \%20$ FARK OLABİLİR.



**SLICE THICKNESS INSERT
PART NO. 610-04**

7.5" OD x 3.5" L Contains three 0.02" x 1.00" aluminum strips angled at 45°, positioned on center and aligned vertically.

GÖRÜNTÜ ARTEFAKTLARI

- HER TÜRLÜ X IŞINI CİHAZINDA ARTEFAKTLARIN YOKLUĞU DÜZENLİ OLARAK KONTROL EDİLMELİDİR.
- ANCAK, HALKA VE HILAL ARTEFAKTLARI TARIF EDİLEN TESTLERLE TESPİT EDİLEMEYEBİLİR.
- BU NEDENLE, AÇIKLANAN TÜM TESTLER GEÇMİŞ OLSA BİLE GÖRÜNTÜLERİN GÖRSEL OLARAK EK BİR İNCELEMESİ ÖNERİLİR.

TEŞEKKÜRLER...

huseyin.cetin@epsilon-landauer.com.tr