



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
UFUK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

BEYİN BT İNCELEMESİNDE OPTİMUM İTERATİF
REKONSTRÜKSİYON PARAMETRELERİNİN ARAŞTIRILMASI

Dr. Fikriye KOCAKURT

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI
TIPTA UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ

ANKARA

2019

TEŞEKKÜR

Başta Türkiye Cumhuriyeti'ni kuran ve bizlere insanlığa faydalı olma yolunu gösteren Mustafa Kemal Atatürk ve silah arkadaşlarına,

Bilim aşkıyla yanıp insan sevgisi ile dolu olan ve bizlere iyi bir hekim olabilme yolunu açan rahmetli Prof. Dr. Rıdvan EGE hocamıza,

Sevgisini, samimiyetini, yüreğinin sıcaklığını, ilgisini, bizlerden esirgemeyen, sadece bölüm başkanı olarak değil bizlere her konuda kol kanat geren, hekim olma yönünde hayatım boyunca bana ışık tutan bilgileri öğrendiğim değerli hocam Prof. Dr. Mehmet Ali YİNANÇ'a;

Disiplin ve çalışkanlığı öğrenmemde bana büyük katkısı bulunan Prof. Dr. Sadi GÜNDOĞDU'ya,

Bana bu çalışmayı hazırlamamda her yönlü desteğini arkamda hissettiğim Doç Dr. Gökçe Kaan ATAÇ'a,

İhtisasım boyunca bilgisinden faydalandığım Doç Dr. Ebru OZAN SANHAL'a,

Birlikte çalışmaktan onur ve gurur duyduğum, ekip olmaktan çok aile sıcaklığını bana hissettiren, her biri ayrı özel kıymetli tüm Radyoloji Bölümü çalışanlarımıza,

Beni her türlü özveri ve fedakârlıkla yetiştiren, başarılarımda büyük paya sahip kıymetli anne ve babama,

Hayatımın süsü oğluma,

Sonsuz teşekkürü borç bilirim.

Dr. Fikriye KOCAKURT

2019

ÖZET

Amaç: Beyin BT incelemelerinde görüntü oluşturulması için kullanılan Filtreli Geri Yönlendirme yöntemi (FBP; Filtered Back Projection) yanında, daha düşük ışınlama parametreleri kullanarak, oluşan resimdeki gürültüyü azaltan ve bu yolla görüntü kalitesini artıran iteratif rekonstrüksiyon (IR) yöntemleri de kullanılmaya başlamıştır. Bu yöntemde, en uygun görüntü kalitesi ve rekonstrüksiyon oranını bulmak, optimizasyon süreci için gereklidir. Beyin BT işleminde, üretici firma dahil değişik kaynaklarca önerilen protokoller kullanılırken en uygun görüntü kalitesini sağlayacak ışınlama parametreleri ve en düşük radyasyon değerlerinin bulunması amaçlanmıştır.

Gereç ve yöntem: İteratif rekonstrüksiyon destekli BT tarayıcısında, FBP ve değişik oranda IR uygulanan protokollerde oluşturulan fantom görüntü kesitlerini kalitatif ve kantitatif testlerle değerlendirdik. American College of Radiology (ACR) akreditasyon fantomu ile, BT üretici firması tarafından beyin BT incelemesi için önerilen parametrelerde (320 mA) ve diğer parametreler sabit tutularak 50, 100, 150, 200, 250 ve 300 mA sabit tüp akımlarında, ayrıca AAPM beyin BT protokolünde (140 mA) fantom görüntüleri oluşturuldu. Görüntüler sırasıyla %30, %50, %70 oranlarında iterasyon uygulayarak daha düşük gürültü içerikli resimler de elde edildi. Bu resimler ACR akreditasyon değerlendirme yazılımı ile test edildi. Resimler görüntü kalitesi parametrelerini temsil eden, BT sayısı (HU) doğruluğu, homojenite, kesit kalınlığı, uzaklık ölçüm doğruluğu, düşük kontrast çözünürlüğü ve yüksek kontrast çözünürlük için incelendi. Her protokol için Kontrast Gürültü Oranı da (CNR; contrast to noise ratio) hesaplandı. Bu görüntülerin hastaya verebileceği radyasyonu anlamak için protokollerin uygulanması sırasındaki BT tüp çıkış değerleri de ayrıca incelendi. Değerlendirmeler ayrıca ACR akreditasyon kriterlerine göre yorumlandı.

Bulgular: BT sayısı (HU) doğruluğunda kemik dansite için, bazı protokollerde minör uyumsuzluk belirlendi. Homojenlik testinde tüm protokoller yeterli bulundu. Düşük kontrast çözünürlüğü için, 50 mA ve 100 mA da görüntü kalitesi yetersiz bulundu. Güncel uygulanan protokolün AAPM protokolünden daha düşük kontrast çözünürlüğü oluşturduğu görüldü. Yazılım yüksek kontrast çözünürlüğü ve CNR

değerlerini tüm protokollerde yeterli buldu. En yüksek çözünürlük güncel uygulanan protokol ile sağlandı. Kesitlerde artefakt görülmedi. Standart protokol, AAPM, 50, 100, 150, 200, 250 ve 300mA protokollerinde CTDI_{vol} değerleri sırasıyla 59.04, 52.01, 8.83, 17.66, 26.48, 35.31, 46.13 ve 55.35 mGy olarak belirlendi.

Tartışma: Tüm protokollerde tüp çıkışı değerlerinin doz referans düzeyleri ve AAPM tarafından önerilen doz değerlerinin altında kaldığı görüldü. Uygulanan protokolün beklenenden daha aşağı düşük kontrast değeri verdiği belirlendi. AAPM tarafından önerilen protokolün bazı IR uygulanan resimlerin bundan yüksek ve yeterli düşük kontrast değeri verdiği uygulanan protokolün ise en iyi yüksek kontrast çözünürlüğü sağladığı anlaşıldı. Bu bilgiler ile mevcut ve firma tarafından önerilen Beyin BT protokolünün yeniden değerlendirilmeli düşünülmelidir. Bu çalışma ile Beyin BT incelemelerinde tüp çıkışlarının hasta dozunu düşürecek ışınlama parametrelerinin uygulanılandan daha da düşük olabileceği şekilde azaltılabileceği sonucuna varıldı.



ABSTRACT

Objective: In addition to the Filtered Back Projection (FBP), which is used for image generation in brain CT examinations, iterative reconstruction (IR) methods, which reduce the noise in the picture by using lower irradiation parameters and improve the image quality, have been introduced. In this method, finding the optimal image quality and reconstruction ratio is necessary for the optimization process. In the brain CT procedure, it is aimed to find the irradiation parameters and the lowest radiation values that will provide the most appropriate image quality when using the protocols recommended by different sources including the manufacturer.

Materials and methods: We evaluated qualitative and quantitative tests of phantom image sections generated on the iterative reconstruction-assisted CT scanner using FBP and various IR protocols. With the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom, the parameters recommended by the CT manufacturer for brain CT examination (320 mA) and other parameters are kept constant at 50, 100, 150, 200, 250 and 300 mA constant tube currents, as well as AAPM brain CT protocol (140 mA) phantom images were generated. The images were obtained by applying iteration at 30%, 50% and 70% respectively. The images obtained were tested with ACR accreditation evaluation software. Images were analyzed for CT number (HU) accuracy, homogeneity, section thickness, measurement accuracy, low contrast resolution, homogeneity, and high contrast resolution, representing image quality parameters. Contrast to noise ratio (CNR) was calculated for each protocol. CT tube output values during the application of protocols to understand the radiation that these images can give to the patient were also examined. The evaluations were also interpreted according to the ACR accreditation criteria.

Findings: Minor mismatch was detected in some protocols for bone density with accuracy of CT count (HU). All protocols were found sufficient for homogeneity test. For low contrast resolution, image quality at 50 mA and 100 mA was found to be insufficient. The current protocol was found to produce lower contrast resolution than the AAPM protocol. The software found high contrast resolution and CNR values sufficient in all protocols. Current CT protocol revealed the highest spatial resolution

between all examined possible protocols. No artifact was seen in the sections. CTDIvol values were determined as 59.04, 52.01, 8.83, 17.66, 26.48, 35.31, 46.13 and 55.35 mGy in standard protocol, AAPM, 50, 100, 150, 200, 250 and 300 mA protocols, respectively

Discussion: In all protocols, the tube output values were below the dose reference levels and the dose values recommended by AAPM. Current protocol gave lower than expected level of low contrast but AAPM and some others achieved the limits and showed good enough high contrast resolution levels. In conclusion this study told us that current exposure parameters for head CT protocols might be decreased without causing significant image quality loss.



İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. KALİTE KONTROL VE İYİLEŞTİRME	4
2.2. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE GÖRÜNTÜ KALİTESİ	6
2.3. FİZİKSEL PARAMETRELER.....	10
2.3.1. K-HOMOJENLİK	10
2.3.2. Gürültü	11
2.3.3. Uzaysal Çözünürlük (Spatial Rezolüsyon).....	11
2.3.4. Kontrast Çözünürlüğü.....	12
2.3.5. Detective Quantum Efficiency (DQE).....	12
2.4. PSİKOFİZİKSEL TESTLER.....	13
2.4.1. Tanısal Performans	13
2.4.2. Görsel Derecelendirme Analizi (Visual Grade Analysis; VGA).....	14
3. MATERYAL VE YÖNTEM	15
3.1. BT TARAYICI.....	15
3.2. ACR BT AKREDİTASYON GÖRÜNTÜ KALİTE FANTOMU	15
3.3. POZİSYONLAMA TESTİ	18
3.4. MODÜL 1: BT NUMARASI KALİBRASYONU VE KESİT KALINLIĞININ BELİRLENMESİ	18
3.4.1. BT Kesit Kalınlığının Belirlenmesi	19
3.5. MODÜL 2: DÜŞÜK KONTRAST ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ.....	20

3.6. MODÜL 3: HOMOJENİTE (UNİFORMİTY) VE DÜZLEM MESAFE DOĞRULUK TESTİ.....	22
3.7. MODÜL 4: UZAYSAL ÇÖZÜNÜRLÜK TESTİ.....	23
3.8. CTDI ve DLP ÖLÇÜMLERİ.....	25
4. SONUÇLAR.....	26
4.1. MODÜL I.....	27
4.2. MODUL II.....	29
4.3. MODUL III.....	31
4.4. MODUL IV.....	33
5. TARTIŞMA.....	37
6. KAYNAKLAR.....	40

KISALTMALAR

- AAPM : American Association of Medical Physicists
- ACR : American College of Radiology
- ALARA : As Low as Reasonably Achievable
- BB : Opak Nokta
- BT..... : Bilgisayarlı Tomografi
- CNR : Contrast to Noise Ratio
- CT..... : Computed Tomography
- CTDI : Vol Computed Tomography Dose Index Volumetric
- ÇKBT : Çok Detektörlü / Kesitli Bt
- DQE : Detector Quantum Efficiency
- DRL..... : Dose Reference Level
- EC..... : European Commission
- FBP..... : Filtered Back Projection
- HU : Hounsfield Unit
- IAEA : International Atomic Energy Agency
- ICRP..... : International Commission for Radiation Protection
- IEC : International Electrical Commission
- IR..... : Iterative Reconstruction
- LCR : Low Contrast Resolution
- OECD..... : Organisation for Economic Co-operation and Development

QA..... : Quality Assesment

QC..... : Quality Control

ROC : Receiver Operating Characteristics

ROI..... : Region of Interest

RPoP..... : Radiation Protection of Patient

SD..... : Standart Deviation

SR..... : Spatial Resolution

UÇ..... : Uzaysal Çözünürlük

VGA : Visual Grade Analysis

WL..... : Window Level

WW : Window Width

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa No
Şekil 1: ACR BT Akreditasyon Görüntü Kalite Fantomu şematik açıklaması.....	16
Şekil 2: Fantomun kullanımına ait görüntüler.....	17
Şekil 3: Protokol kesit kalınlığının belirlenmesi için kullanılan kesit (Modül 1).....	19
Şekil 4: Düşük kontrast çözünürlüğü değerlendirmesi.....	21
Şekil 5: Aynı kesite bulunan iki 0.26 mm çaplı noktasal opak dansite arasında uzaklığın tam olarak 10 cm ölçülmesi de, kesit içi uzunluk ölçümü testi için gereklidir.....	22
Şekil 6: Yüksek uzaysal çözünürlüğün değerlendirilmesi.....	23
Şekil 7: IR uygulanmamış resimlerde	24
Şekil 8: CNR değerlerinin grafik gösterimi.....	32
Şekil 9: Klinikte uygulanan protokolün düşük kontrast için karşılaştırılması	34
Şekil 10: Klinikte uygulanan protokolün yüksek kontrast için karşılaştırılması	35

TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa No
Tablo 1: BT numarası doğruluğunun değerlendirilmesi için doğru aralık değerleri tabloda gösterilmiştir.....	19
Tablo 2: Klinikte uygulanan “Standart 320 mA” isimli protokol ve diğer olası protokoller ile “AAPM 140 mA” isimli protokollerin karşılaştırılması	26
Tablo 3: Klinikte kullanılan “Standart 320 mA” isimli protokol ve diğer olası protokollerde CTDIvol ve DLP değerleri karşılaştırılması.	27
Tablo 4: BT numarası homojenliğinin değerlendirilmesi için ölçülen HU değerleri.....	29
Tablo 5: Klinikte kullanılan protokol ve diğer olası protokollerde Polietilen, kemik, hava, akrilik ve su silindirlerinin ulaştığı değerler.....	31
Tablo 6: Değişik protokollerde hesaplanan “Contrast to Noise; CNR” değerlerini gösteren tablo	32
Tablo 7: Klinikte uygulanan protokol ve diğer olası protokollerde ulaşılan düşük kontrast değerlerini, seri silindir çapları olarak gösteren tablo	34
Tablo 8: Klinikte uygulanan protokol ve diğer olası protokollerde ulaşılan çift çizgi/cm (lp/cm) olarak çözünürlük değerlerini gösteren tablo.....	35
Tablo 9: ACR BT akreditasyon programında kullanılan kontrol formu	36

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Gelişmiş radyolojik yöntemleri tanısal etkinliğin artması yanında hastanın medikal ışınlamalardan aldığı radyasyonun artma riskini de yükseltmektedir. Son on yılda daha da artan şekilde, hastanın radyasyondan korunması kavramı, uluslararası otoriteler tarafından gündeme getirilmekte ve üyelerinden istenmektedir. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (ICRP, International Commission for Radiation Protection), Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA, International Atomic Energy Agency) EC (European Commission) benzer kurallar ile hastanın radyasyondan korunmasını talep etmektedir (1).

Bu kuralları üç başlıkta toplamakta ve üye devletlerden ayrıntılarını ulusal mevzuatlarına uyumlu hale getirmeleri istenmektedir.

- a. Gerekçeleştirme: İyonlaştırıcı radyasyon kullanılarak gerçekleştirilen radyolojik incelemede, elde edilecek tanısal bilgi, olası radyasyon riskinden düşük olmalıdır. İncelemeyi isteyen doktor ve uygulayanlar bu süreçte birtakım olarak görev almalıdır.
- b. Optimizasyon; radyolojik incelemeyi uygulayanlar, hastanın en düşük radyasyon dozunda görüntülenmesinden sorumludur.
- c. Doz Referans Düzeyleri (DRL Dose Reference Level) radyolojik inceleme sırasında hastaya uygulanan dozlar takip edilmeli, lokal, ulusal ve uluslararası benzer uygulamalar ile karşılaştırılmalı, daha yüksek değerlerin nedenleri araştırılmalı ve optimizasyon için kullanılmalıdır.

Bilgisayarlı Tomografi ile (BT) yıllık inceleme sayıları 1980'den günümüze kadar hızla artış göstermektedir. Belirli bir klinik hedefe ulaşmak için başka bir görüntüleme yönteminin aksine bilgisayarlı tomografi (BT) kullanmanın riskleri ve yararları dikkatle tartılmalıdır. Radyasyon risklerini doğru bir şekilde değerlendirmek ve radyasyon dozlarını makul bir şekilde elde edilebilecek kadar düşük tutmak için, radyologların kurumlarında yapılan çeşitli CT araştırmaları sırasında verilen dozlar hakkında bilgi sahibi olmaları gerekir.

2. GENEL BİLGİLER

Bilgisayarlı Tomografi (BT), görüntü oluşturmak için uygulanabilen ışınlama parametreleri tekniker tarafından bağımsız olarak manipüle edilebilen dijital bir kesitsel görüntüleme modalitesidir. Teknikte kullanılan parametreler, tanısal olan görüntüleri oluşturacak en düşük radyasyonu verecek şekilde dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır (1).

Ülkemizdeki BT uygulamaları ile buna paralel bir süreç yaşamakta, OECD istatistiklerine göre BT çekim sayılarında ön sıralarda yer almaktayız. İyi bir görüntüleme görüntü kalitesi, klinik gereksinimi karşılamak için yeterli olmalıdır. Aynı zamanda, hastanın aldığı radyasyon dozu ALARA (as low as reasonably achievable) prensibi ile uyumlu olmak üzere, makul olan en düşük seviyede tutulmalıdır. Ayrıca makul düzeyde ulaşılabilir (ALARA) ilkesine göre, doz optimizasyonu, hala kesin tanı veren görüntü kalitesine katkıda bulunmayan radyasyon miktarını ortadan kaldırmayı da amaçlamaktadır (2).

BT ünitesinin tüm kullanım süresi boyunca hasta dozu ve görüntü kalitesi performansını garanti altına almak için, kalite güvence programının bir parçası olarak, görüntü kalitesi parametreleri düzenli olarak denetlenmelidir.

Görüntü kalitesi testleri değişik teknik ve fantomlar ile yapılabilir. Bunlar arasında en önemli ve yaygın uygulamalardan biri de Amerikan Radyoloji Koleji'nin (ACR) geliştirdiği ve dünyada da kabul görmüş olan ACR BT kalite kontrol fantomu ve sistemidir. ACR fantomu kullanılarak, hastaya uyguladığı protokoller yönünden incelenen bir BT ünitesinin görüntü parametrelerinin kabul edilebilir sınırlarda olduğunun onaylanması, ünitenin ulusal otorite tarafından akreditasyonu yönünden de önemlidir (3).

Çok çeşitli BT tarayıcı modelleri ve tarama parametreleri ile görüntü kalitesini ve dozunu objektif bir şekilde değerlendirmek için, gönderilen görüntü verilerinin biçimlendirilmesinde standardizasyon gerekli olmuştur. Bu program, en güçlü radyasyon güvenliği standartlarından birine sahiptir. Optimize edilmiş cihazlar

kullanarak uygun bir şekilde tasarlanmış ve mevcut çalışmalar yürütmemize izin veren temel ayrıntıları göstermektedir. Bu programın amacı, tarayıcı performansını belgelemek ve ACR akreditasyon fantom (Gammex 464) kullanarak farklı parametreleri karşılaştırmaktır (4). Tomografik görüntüleme yüksek kaliteli imajların elde olunması, maksimum tanısal bilgiyi sağlamak ve görüntünün anlaşılır olması için önemlidir. BT görüntüleme kalitesinin artması ve iyonlaştırıcı radyasyonun daha akıllıca kullanılması, çalışmamızın temel amaçları arasında yer alır. Yüksek kalitede BT görüntüleri normalde hastaya daha yüksek radyasyon dozu anlamına gelir.

Teşhis koyma yeterliliği olan görüntüler için, BT' de görüntü kalitesi değerlendirme araçları hakkında daha fazla bilgi edinilmeye ihtiyaç vardır. Görüntü kalitesi fiziksel, psikofiziksel ve gözlemci performans testleri ile tanımlanabilir. Fiziksel ölçüm örnekleri: homojenite, linearite ve gürültü; psikofiziksel testler ise yüksek uzaysal (spatial) çözünürlük ve düşük kontrast çözünürlüğüdür. Gözlemci performans ölçümü, görsel derecelendirme (VGA) ve alıcı operatör özellikleri (ROC) analizinin değerlendirilmesi gibi yöntemler ile de BT görüntü kalitesi ölçülebilir.

BT'de görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde, yukarıda belirtilen görüntü kriterlerinin kullanılması tavsiye edilmiştir. Bununla birlikte, bu kriterler, anatomik alana ve araştırılan patolojiye göre manipüle edilebilir. VGA ve ROC analizi, görüntü kalitesini analiz etmenin bilimsel yöntemleridir ve BT görüntü kalitesini optimizasyonunun efektif olup olmadığını değerlendirebilmek için kullanılabilir (5).

Görüntü kalitesi standardı esas olarak radyologların tercihlerine bağlıdır; doz sorunları genellikle ikincil bir endişe kaynağıdır. Radyologlar estetik, düşük gürültü, yüksek kaliteli BT görüntüleri tercih edebilir ve dozu azaltmak için kalitede bozulma endişesi taşıdıklarından dolayı, doz azaltmada isteksiz olabilirler. Bu nedenle hastaya uygulanan radyasyon dozu, görüntü kalitesini korumak için tutarlı bir şekilde optimize edilmelidir.

Avrupa Komisyonu, tıbbi muayene veya tedavi gören kişilerin radyasyondan korunmasına ilişkin yasal gerekliliklerin, tıbbi cihazlara yönelik güvenlik gerekliliklerinin yanı sıra uygulama ve güncelleme araştırmalarıyla hastanın

radasyonun korunması kavramına katkıda bulunmuştur. Bu amaçla Tanısal Radyografik Görüntüler için Kalite Kriterleri'nin oluşturulması, bu Avrupa girişimlerinin kilometre taşlarından biridir (6). Bu süreç, “Hastanın Radyasyondan Korunması” (RPOP; Radiation Protection of Patient) ilk Direktifinin Avrupa Birliği üye devletleri tarafından kabul edildiği 1984 yılında başladı. Bu kalite kriterleri, radyologlar, radyografiler, fizikçiler, radyasyondan korunma uzmanları, sağlık otoriteleri ve profesyonel, ulusal ve uluslararası kuruluşlar tarafından ortak bir çaba içerisinde hazırlanmıştır.

İlk olarak bu kriterler, hastaya daha çok uygulanan ya da çekilen incelemeleri ya da göreceli olarak yüksek doz uygulanan incelemelerine odaklanarak, geleneksel radyografi için kuruldu. Herhangi bir klinik endikasyona cevap verebilecek normal BT incelemesi için kabul edilebilirlik seviyesini tanımlamak kalite kriterinin amacıdır. Ayrıca, kalite kriterlerinin pediatrik radyolojiye özel olarak uyarlanması gerektiği de bilinmektedir.

Bilgisayarlı Tomografi (BT), x-ışınları kullanarak vücudun aksiyel kesit görüntülerini üreten bir tıbbi görüntüleme teknolojisidir. BT, beynin travma ve akut baş ağrısı gibi hasta şikayetlerinde görüntülenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu uygulama, pediatrik ve erişkin hastalarda beynin yüksek kalitede BT görüntülenmesinin oluşturulmasına yönelik ilkeleri ana hatlarıyla belirtir.

2.1. KALİTE KONTROL VE İYİLEŞTİRME

BT tesisinde kapsamlı bir BT kalite kontrol programı belirlenmeli ve dikkatle sürdürülmelidir. Bu program hasta, tesis personeli ve halk için radyasyon riskini en aza indirmeli ve teşhis bilgilerinin kalitesini en üst düzeye çıkarmalıdır. Kurum personeli, BT tarayıcı odasının içindeyken radyasyon güvenliği düzenlemelerine uymak zorundadır.

Tesis, kalite kontrol testlerinin kaydını, çekim sıklığını, prosedürlerin tanımını ve her testi yapan bireylerin veya grupların bir listesini kayıt etmelidir. Her test için

teknik kayıtların, cihaz testlerinin ve her test için kabul edilebilir limitleri belirlenmeli, parametreleri korunmalıdır.

Ekipman performansının izlenmesine ek olarak, periyodik olarak kantitatif doz tespiti yapılmalıdır. Dozun kısıtlaması, ekonomik ve sosyal faktörler açısından da faydalı bir tekniktir. Bu şekilde yapılarak, optimize edilmiş BT protokollerinin uygulanmasında görüntü kalitesini değerlendiren etkili ve bilimsel olarak kabul edilen yöntemler gereklidir. Burada cevap bekleyen soru: Mümkün olan en düşük hasta radyasyon dozunu uygulayarak, tanı odaklı, kabul edilebilir görüntü kalitesini nasıl sağlanabilir?

BT protokolleri, otomatik pozlama kontrolü ve yinelemeli rekonstrüksiyon gibi teknikleri kullanarak ve ayrıca tarama fazlarının sayısını azaltarak, kesit kalınlığını artırarak ve pik voltajını (kVp ayarı), tüp akımını ayarlayarak, zamanı (miliamper-saniye) azaltarak ve adım sayısı ayarlanarak genel etkin doz azaltılabilir.

Düşük doz BT'de FBP'ye dayalı geleneksel rekonstrüksiyonun görüntü gürültüsüyle başa çıkmada sınırlı etkinliği vardır, bu nedenle görüntü kalitesini kötüleştirir. FBP'nin bu sınırlamasının üstesinden gelmek için, büyük BT üreticilerinin tümü yeni IR teknikleri geliştirmiştir. Klinik olarak mevcut IR tekniklerinden biri olan ASIR, düşük dozlu BT'nin FBP'ye kıyasla görüntü kalitesini artırmıştır (7).

İteratif rekonstrüksiyon (IR) şu anda, giderek artan şekilde, BT üreticileri tarafından radyologların kullanımına sunulmuştur. IR teknikleri, yüksek kontrastlı uzay çözünürlüğü korurken, görüntüde gürültünün önemli miktarda azaltılmasını sağlar. Ancak, IR teknikleri, gürültü ve uzaysal çözünürlük özelliklerini doğrusal olmayan (parabol) bir şekilde etkiler. Sonuç olarak, düşük kontrastlı nesnelerin uzamsal çözünürlüğü, yüksek kontrastlı nesnelerin uzaysal çözünürlüğünde değişiklik yapılmadan IR ile bozulabilir; bozulma miktarı, istenen gürültü azaltma seviyesi ile belirlenir. Bu nedenle, IR'nin doz azaltma potansiyeli, aradığınız patolojiye (radyolojik özelliklerine) büyük ölçüde bağlıdır. Örneğin; Kemik anatomisi veya iyotlu kontrast ajanları içeren göreceli olarak büyük damarlar gibi yüksek kontrastlı nesnelere içeren görüntülerde, tanısal özelliği bozmadan, önemli miktarda gürültü azaltma mümkündür. Bununla birlikte, karaciğer lezyonları veya felce bağlı beyin düşük

dansiteli izlenen bölgeleri gibi, düşük kontrastlı nesnelere içeren lokalizasyonların tanısal doğruluğu için, iteratif rekonstrüksiyon ile düşük kontrastlı çözünürlüğün (LCR) ne kadar etkileneceğini belirlemek kritik öneme sahiptir (8).

2.2. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE GÖRÜNTÜ KALİTESİ

BT de görüntü oluşturulması ve hasta dozunun düşürülmesinden kısa olarak bahsedilecektir.

BT cihazının esas işlevsel bölümü, işlem sırasında hastanın hasta masası üzerinde içinden geçtiği ve bu sırada aynı yönde karşılıklı olarak hızla dönen x ışını tüpü ve detektör sırasını barındıran gantridir. Gantriye komutlar kontrol masasından verilir. Tüp ve detektör sırası x/y düzleminde dönerken masa z yönünde ilerler. X ışını fotonlarının objeden yada hastadan geçerken madde ile etkileşimi sonrası atenuasyon olmaları, detektör tarafından algılanır.

Dönüş yönünde değişik ve ardışık açılarda yapılan bu hesaplama bir matriks olarak oluşturulur. Frekans olarak hesaplanan bu değerlerin Fourier dönüşüm formülleri ile gri ton değerlerine dönüştürülmesi görüntünün oluşmasını sağlar.

Tüpten çıkan x ışınlarının özelliklerini belirleyen parametrelerin başlıcaları aşağıda belirtilmiştir. Bu parametrelerin hasta dozuna etkileri açıklanırken diğer parametrelerin sabit kaldığı durumlar düşünülmelidir. BT cihazı her bağımsız parametreleri bilgisayar işlemcisi yardımı ile hasta dozunu en aza düşürecek şekilde optimize etmek üzere programlanmıştır.

1. Kilovolt (kV); anod ve katot arasındaki potansiyel farkıdır. kV x ışını foton deliciliğini dolayısıyla ışın kalitesini belirler. Artan kV derleri farkının karesi ile hastanın aldığı radyasyon artar. Burada kV ve hasta dozu ilişkisi doğrusal değil logaritmiktir. BT cihazları, gelişimi sürecinde sabit değer aralıklarında (80, 100, 120, 140 kV gibi) kV uygulayabilmekteydi. Modern BT sistemleri, kV değerlerini otomatik olarak değiştiren “kV modülasyon” sistemleri de kullanmaktadır.

2. Miliamper (mA); X ışını oluşturan foton sayısı tüp akımı ile doğrusal ilişkilidir. Detektöre ulaşan foton sayısı artınca kuantum gürültüsü yani esimdeki noktalanmalar azalır. Bu nedenle artan mA aynı zamanda gürültüyü azaltırken hastanın aldığı radyasyonu doğrusal olarak artırır. mA hastanın değişik kalınlıktaki bölümlerinde benzer gürültü değerleri oluşabilmesi için geliştirilmiş “tüp akım modülasyonu” yazılımları içerir.
3. Tüp dönüş süresi (sn); tüpün bir tam dönüşü yani 360 derece dönüşü için geçen süredir. Zaman da mA gibi foton sayısının üretimi ile doğrudan ilişkilidir. Artan tüp dönüş süresi üretilen foton sayısını arttırarak gürültüyü azaltmaya yardım eder. Bu sürenin artışı hastanın aldığı dozuna artmasına neden olur (10).
4. Kesit kalınlığı (mm); x ışınının hastaya ulaşan bölümünün z yönünde kalınlığı tüpün çıkışı ve hastadan geçtikten sonra detektöre ulaştığı bölümlerde iki ayrı kolimasyon ile belirlenir. Sonuç olarak kaç detektör üzerine ışın düşerse tarama süresi o kadar kısa olacaktır. Artan kesit kalınlığı işlemi kısaltacağı için ışınlama süresini de azaltabilir.
5. Detektör sayısı; BT cihazının gelişimi süresince uzun süre tek tüp ve tek detektör dizisi kullanan sistemler kullanıldı. 1990’lı yılların başında, önce tüp ve detektörün devamlı aynı yönde dönmesine izin veren “slip ring” teknolojisi ile “spiral BT” ler kullanılmaya başladı. Bu gelişme BT’nin tarama süresini belirgin kısaltan üçüncü kuşak sistemlerin ortaya çıkmasını sağladı. Daha sonra z yönünde birden fazla kesit alınmasını ve daha sonra giderek daha ince kesitlerin oluşmasını sağlayan “çok detektörlü/kesitli BT” (ÇKBT) sistemleri üretildi. Artan kesit sayısı, bir tüp dönüşünde taranan alanın kalınlığının da artmasına yol açarak tarama süresini kısalmasına ve hastanın dozunun azalmasına yardım etti. Detektörlerin x ışını enerjisini elektrik sinyaline çevirme etkinliklerinin yeni bulunan detektör içerikleri ile artması daha düşük yoğunlukta ışınlamalarda görüntü oluşturarak da hasta dozunun azalmasına katkı sağlar (11).
6. Pitch değeri; x ışını tüpünün bir tam dönü sırasında oluşan x ışın demeti kalınlığının masanın bu sürede ilerleyişine oranı olarak hesaplanır (12). Bu

değerin, pay ve payda olarak iki değişkeni de işlemin süresi ve hastanın aldığı radyasyona etki eder. Ayrıca 1'den büyük değerlerde oluşacak kesit görüntü, diğer parametrelerin değişmediği durumda, detektöre ulaşacak x ışın foton sayısı azalacağı için olumsuz etkilenebilir.

Hastanın aldığı radyasyon dozunu daha iyi anlamak için kullanacağımız iki ışınlama birimini açıklamakta yarar var. Yukarıda anlatılan belli başlı ışınlama parametreleri, x ışın tüpünün bir tam dönüşü sırasında verdiği radyasyon miktarını yani tüp çıkışı değerini etkiler. Tüpün tek dönüşte verdiği radyasyon miktarı CTDI vol olarak tanımlanır (13). Bu birim hasta dozu birimi olarak algılanmamalıdır. Hastanın aldığı dozu hesaplamak için önce tarama uzunluğu ile tüp çıkış değerini (CTDIvol) çarparak “tüp uzunluk çarpımın” (DLP) bulmak gerekir. DLP, CTDIvol'dur ve tarama uzunluğu ile çarpılır ve santimetre cinsinden ifade edilir. Enerjinin bir göstergesidir. Organlara verilen ve genel radyasyonu değerlendirmek için kullanılabilir (14).

BT uygulama parametrelerinin ve hasta radyasyon dozlarının tanısal referans düzeyleriyle (DRL'ler) karşılaştırılması, BT incelemelerinde optimizasyon için ilk adım olarak kabul edilen önerilen bir yöntemdir. Tıp otoriteleri, hastane BT protokollerine uygun olarak ulusal DRL'leri dozun bir göstergesi olarak kullanmaktadır. Hasta dozları ulusal DRL'yi aştığında BT incelemeleri yeniden değerlendirilmeli ve optimize edilmelidir. Tek tek ülkeler için DRL'lerin kurulması, Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP) ve Avrupa Komisyonu (EC) gibi uluslararası kuruluşlar tarafından önerilmiştir (15). Fakat bu değerlerde hasta radyasyon dozunu göstermez. Gerçek hasta radyasyon dozu ışınlama alanına giren her dokunun ışınlanması ile doku radyasyon hassasiyeti katsayılarının çarpımının toplamıdır. Bu işlem her ayrı doku vokseli için değişik ışınlama değerlerinde olacağından en doğru doz öngörüsü Monte Carlo benzetim teknikleri ile yapılabilir (16). Yine de pratik bir hesaplama için vücudun değişik bölgeleri için yaklaşık olarak hesaplanan doz dönüşüm faktörleri DLP değeri ile çarpılarak yaklaşık bir değer bulunabilmektedir. Hastanın yapılan işlemde doğan olası radyasyon riski, bu çarpım sonrası bulunacak etkin (efektif) doz değerinden öngörülmeye çalışılır Stokastik risklerin öngörülmesinde etkin doz değeri belli bir belirsizlikle beraber ulaşabileceğimiz en gerçekçi değeri verecektir (17).

Görsel bir imajın okunabilirliğinin spesifik ve öznel bir ölçüsü olmadığı için görüntü kalitesini tanımlamak zordur.

Bir imaj ile ilgili toplam bilgi iki adımda elde edilir;

1. Ekipmanın teknik ve fiziksel özelliklerine bağlı olarak veri toplama ve görüntü oluşumu,
2. Radyoloğun, görüntünün tanısal olmasını sağlayan öğeleri nasıl tespit edip yorumladığına bağlı olarak, görüntüyü işleme ve görüntüleme (post processing).

Başarılı uygulama kriterleri:

1. Yapıyı incelemek için uygun FOV (görüş alanı)
2. Çalışmaya uygun referans doz seviyeleri
3. Çalışmanın amaçlarına uygun inceleme modalitesidir (18).

Hastanın aldığı radyasyon dozunu azaltmak için geliştirilen yöntemlerden biri de oluşan kesit resmindeki gürültüyü azaltan iteratif rekonstrüksiyon (IR) yöntemleridir. Bu yöntemler, klasik filtreli geriye yönlendirme (FBP) yöntemleri gibi post processing yöntemi olmasına rağmen, FBP ye göre daha uzun sürede resim oluşturabilmekte ancak daha düşük gürültü ortaya koymaktadır. Hastanın dozunu düşürme işlemi ise, IR varlığında FBP ye göre daha düşük ışınlama yaparak, gürültülü resim oluşturma aşamasındadır. Gürültü, anlatıldığı gibi, postprocessing ile IR tarafından temizleneceğinden hasta daha az radyasyon almış olacaktır. Ancak IR ne oranda uygulanacağına karar verilmesi ve değişik kesit kalınlığında hastalar için de farklı IR oranları belirlenmesi gerekmektedir. Çalışmada da, FBP içeren protokoller dışında, tüp akımı azaltılarak resimde gürültü bulgusu arttırılan protokollerde IR nin görüntü kalitesine etkisi de araştırıldı (19).

Görüntü kalitesi, fiziksel parametreler açısından objektif olarak ölçülebilir. Halen radyologların iyi görüntü kalitesi konusundaki görüşleriyle bağlantı kurulması gerektiğinden, doğru bir klinik tanı koymak için gerekli tüm özelliklerin doğru bir göstergesi olmayabilir.

Optimum görüntü kalitesinin belirlenmesi, sübjektif gözlemci algıları ile bağlantılı (örneğin klinik bilgi yeterliliği) olduğu gibi, nicel objektif fiziksel önlemleri de içeren karmaşık bir iştir.

Bu görüntü kalitesi sınıflandırmaları fiziksel parametrelere, psikofiziksel testlere ve tanı performansına bağlı olarak üçe ayrılabilir

2.3. FİZİKSEL PARAMETRELER

Yüksek görüntü kalitesi, her görüntüleme sisteminin temel amacıdır. BT'deki görüntü kalitesinin bir tanımı; BT görüntüsünün x-ışını atenuasyonunu doğru şekilde sağlanmasıdır. Düzenli olarak yapılan özel kalite kontrol (QC) testleri, BT ünitesinin, zaman içindeki tutarlılığını sağlamak için kabul edilen kalite standartlarından sapmasını engeller. Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC; International Electrical Commission) objektif fiziksel testler ile görüntü kalitesinin ifadesini önerir. Örneğin; sistemin tanısallığının ölçümü gibi. Bu ölçütler arasında homojenite, linearite ve psikofiziksel değerlendirme yanında görüntüleme sisteminin dedektif kuantum verimliliğinin (DQE, detector quantum efficiency) ölçülmesi vardır (20).

2.3.1. K-HOMOJENLİK

Hounsfield ünite değeri (HU), suda 0 ile 7 arasında iken, havada -1000'dir. Bu değerler BT değer skalası olarak tanımlanır ve homojen olup olmadığını kontrol etmek için BT ünitesinin, normal kalite kontrol testleri sırasında düzenli olarak değerlendirilir. Suyun HU değeri zaman içinde değişmemelidir. Homojenlik, suyun BT de HU değerinin uygun bir su fantomu kullanılarak ölçülmesiyle elde edilir. Su fantomunun ortalama BT değerinin zaman içindeki farklı ölçümleri için kabul edilen tolerans aralığı genellikle +4 HU ve - 2 HU'dur. Rutin kontroller ve kalibrasyonlar tüm materyaller için, primer olarak da suyu BT dansite değerlerinin doğruluğunu sağlar. Lineer ölçümler değer aralığında 5 HU de fazla sapmamalıdır. Eğer değerler kabul edilebilir aralığın dışında ise kalibrasyon ve iyileştirici çalışmalar yapılmalıdır.

2.3.2. Gürültü

BT'de gürültü, obje veya hastadan geçen x-ışını ışını atenüasyonunun detektörde ölçülmesindeki belirsizlikten meydana gelir. Bu belirsizlik, ortaya çıkan görüntünün mükemmeliyetini etkileyecek derecede olmamalıdır.

BT'de gürültü, kuantum gürültüsü olarak adlandırılır ve detektörlere düşen x ışını fotonlarının sayısına bağlıdır. Görüntünün kalitesini etkileyen en önemli faktör gürültüdür. Kuantum gürültü, görüntülenen homojen bir bölgenin BT değerinin istatistiksel olarak değişkenliği veya standart sapmasıdır. Kuantum gürültüsü, bir test nesnesinin kesit alanının %10'luk bir alanı boyunca ortalama HU'dan standart sapma hesaplanarak ölçülür. Spiral BT tarayıcıları için standart gürültü aralığı ± 4 tür.

Detektörlere ulaşan fotonların sayısı, tüp akımı (miliamper saniye, mAs) ve tüpe uygulanan potansiyel farkı (kilovolt, (kV) değerlerinin bilinmesi ile belirlenir. mAs ve kV'yi azaltmak detektöre ulaşan fotonların sırasıyla sayısını ve enerjisini azaltacağından gürültüyü artırır, fakat hasta radyasyon dozunu azaltır. kV arttığında, anoda giden hızlandırılmış elektronların kinetik enerjisi de artar, tüp akımı sabit kalsa bile x-ışını tüpünden daha fazla x-ışını fotonları üretilir. Bu nedenle, kV arttığında bu, mA'daki bir azalma ile kompanse edilmelidir. Gürültünün görüntü kalitesini bozacak şekilde yüksek seviyelere kadar artması tanısal zorluklara sebep olabilir. Bu tez çalışması, doz azaltma önlemleri uygulandığında tanıyı bozmadan oluşan kabul edilebilir gürültü miktarını anlamak ve BT'de tanısal değerlendirme için en uygun görüntü kalitesi optimizasyonunu protokolünü anlamak amacıyla planlanmıştır.

2.3.3. Uzaysal Çözünürlük (Spatial Rezolüsyon)

Uzaysal çözünürlük (UÇ), bir görüntüleme sisteminin, bir objenin BT de oluşturulan görüntüsünde iki uzaysal boyutunu (uzunluğunun ve genişliğinin) ayırt etme yeteneğidir.

UÇ, bir sistemin küçüldükçe ve birbirine yaklaştıklarında, iki nesneyi açıkça ayırma yeteneğini ölçer. Görüntünün birbirine yakınlığının ayırt edilebilirliği ne kadar

fazla ise UÇ o kadar iyidir. UÇ rekonstrüksiyon matrisine bağlıdır; Diğer faktörler dedektör genişliği; kesit kalınlığı; detektörün objeye uzaklığı; odak noktası ve matris boyutudur.

2.3.4. Kontrast Çözünürlüğü

Bir görüntüleme sisteminin kontrast çözünürlüğü (KÇ), kontrast detayını belirler. Çevredeki alana göre mevcut alanın dansitesinde küçük bir fark olduğunda bunun fark edilebilirliği, görüntüde nesnelerin daha ayrıntılı görülebildiği anlamına gelir. Bir yapıyı güvenilir bir şekilde tanımlamak için, sinyal / gürültü oranının (SGO) belirlenmesi gerekir. SGO na kadar küçük ise resimdeki bozulma o kadar çoktur. Bu yüzden SNR, ilgili bölge ve çevresinin gürültü ölçümleriyle kolayca belirlenen en iyi kontrast çözünürlük tanımlayıcısıdır.

2.3.5. Detective Quantum Efficiency (DQE)

Dijital imaj detektörleri kullanıldığında, gereğinden fazla ışınlama (over exposure), elektronik sistem sayesinde ekspojurdaki görüntü dalgalanmalarını maskeleyeceğinden sonuçlar mükemmel olur. Bu nedenle, uygun ekspojur seviyelerini sağlamak için bir kalite kontrol (QA) programı uygulanmalıdır. İyi görüntüler elde edebilmek için gereken ekspojur doğrudan DQE ile ilgilidir; bu görüntüleme sisteminin gürültü, çözünürlük ve kontrast açısından verimliliğini göstergesidir. (DQE). DQE'leri yüksek olan detektörler, x-ışınlarının daha verimli kullanılmasını sağlar.

Modern BT teknolojisi, özel görüntü işleme programları ile hastaya uygulanan dozu azaltma konusunda büyük bir potansiyele sahiptir. BT sisteminin fiziksel özellikleri, gözlemci veya sübjektif testlerin olası kalite sonuçlarının tahmin etmemizde yardımcı olur. Radyolojide görüntü kalitesinin değerlendirilmesi, gözlemci psikofiziksel ölçümler kullanılan, sübjektif metodlar olmadan tamamlanmamıştır.

2.4. PSİKOFİZİKSEL TESTLER

Psikofiziksel ölçümler, bir gözlemcinin, BT görüntülerinin kantitatif bir ölçümünü vererek test görüntülerinin değerlendirildiği, (yüksek çözünürlükte) çizgi çiftleri gibi, görsel ölçümlerle oluşturulan testlere verilen yanıtla elde edilir. BT'de gürültü, üzerine düşen x-ışını fotonlarının sayısına bağlıdır ve kuantum gürültüsü olarak adlandırılır. Görüntünün kalitesini etkileyen en önemli faktördür. KÇ, farklı atenüasyon katsayılarına sahip silindirler bulunan bir fantomun, bu silindirlerdeki dansite ölçümü ile hesaplanır. Taranan imaj, BT kesiti içerisinde gösterilen silindirlerin dansite değerini için incelenir.

DQE ölçümleri, BT sisteminin kalitesi hakkında nesnel bilgi verir, ancak, görüntü kalitesini arttırmada hasta ile ilgili parametreleri hesaba katmadığı için tanı üzerindeki etkilerinin halen araştırılması gerekmektedir. BT'de görüntü kalitesinin değerlendirilmesi, patolojilerin saptanması ile ilişkilidir ve bu nedenle, klinik ortamda görüntülerin tanı koyabilirliğinin ölçülerek BT sisteminin tanısallık performansını değerlendirmek gereklidir.

2.4.1. Tanısal Performans

Radyologların görüntüleri yorumlamalarında güvende olmaları gerekir. Yorumdaki belirsizlikleri sınırlamak için, BT tarama protokolleri kullanılarak elde edilen görüntülerde gözlemci performans testleri, bilinen patolojilerin görülebilirliğini değerlendiren testlerdir. İmajlardaki patoloji, görüntülerin dijital olarak gerçek veya benzetim (simulasyon) yöntemleri kullanılarak elde edilmesi ile saptanabilir. Benzetim (simulasyon) yöntemleri kullanılarak elde edilmiş patolojik görüntüler, araştırma amaçlı, hastaların ışınlanmasına ilişkin etik sorunları ortadan kaldıran çok sayıda imajı elde edilmesini kolaylaştırır. Bu tür çalışmaların sonuçları radyologların yeni veya mevcut protokolleri karşılaştırmasına ve dolayısıyla kabul etmesine veya reddetmesine yardımcı olur.

2.4.2. Görsel Derecelendirme Analizi (Visual Grade Analysis; VGA)

Sübjektif görüşleri ölçmenin ve faydalı kılmanın basit bir yolu görsel derecelendirme analizidir. Biz bu çalışmamızda, birisi araştırma görevlisi ve diğeri uzman radyolog olmak üzere iki gözlemcinin, farklı miliamper ve iteratif oran değerlerinde, düşük ve yüksek kontrast çözünürlüğünün, gözlemciler arası ve ACR yazılımı ile yapılan otomatik değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması, objektif ve sübjektif analizler arasındaki farkı tespit etmeyi amaçladık.



3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada kullanılan cihaz ve malzemeler il uygulanan BT tarama protokolleri aşağıda anlatılmaktadır. Tez çalışmasında esas olarak görüntü kalite özelliklerinin belirlenmesi hedeflenmiştir. Bu kalite incelemesi sırasında hastanın alabileceği radyasyon da ayrıca değerlendirilmiştir.

1. BT Tarayıcı:
2. BT Akreditasyon Görüntü Kalite Fantomu
3. BT doz fantomu

3.1. BT TARAYICI

Kliniğimizde bulunan 16 detektörlü BT tarayıcısı (Lightspeed 16, GE Healthcare system, Milwaukee, ABD) ile uygulanan beyin BT protokolü sonucu oluşan görüntüler çalışmada kullanıldı. BT cihazında, fantom beyin BT protokolü sırasında baştan ayağı doğru tarayacak şekilde fantom gantrinin merkezinde, açılma uygulanmadan ve fantomun tüm bölümlerini içine alacak şekilde aksiyel (spiral olmayan, inkremental) kesitler ile inceleme yapıldı.

3.2. ACR BT AKREDİTASYON GÖRÜNTÜ KALİTE FANTOMU

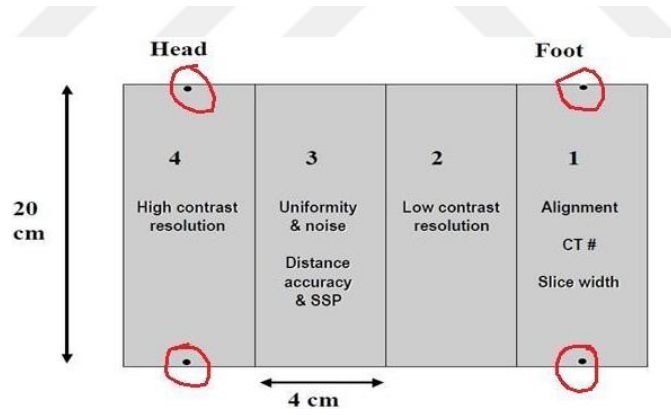
ACR BT akreditasyon fantomu (Gammex 464, Sun Nuclear Corporation, Florida ABD) katı bir fantomdur ve temel olarak suya eşdeğer bir materyalden yapılmıştır. ACR BT akreditasyon fantomu, istenen görüntü kalitesi parametrelerini ölçebilen dört bağımsız bölümden (Modül) oluşur. Bu özellik, fantomu tekrarlanabilir sonuçlar veren fiziksel olarak kararlı bir cihaz yapmaktadır.

Her Modül, 4 cm derinliğinde ve 20 cm çapındadır. Fantomun merkezlenmesini sağlamak için, her bir modüldeki hizalama ışıklarını yansıtacak

şekilde beyaz çizik ve beyaz renkle işaretlenmiş dış hizalama işaretleri vardır [aksiyel (z eksen, kranyal / kaudal, koronal (y eksen, ön/arka ve sagittal (x eksen, sol / sağ yönler)]. Ayrıca fantom üzerinde hizalamada yardımcı olacak “baş, ayak ve tepe” işaretleri vardı. ACR Fantomu ACR BT akreditasyon fantomu, değişik marka ve modelde BT tarayıcılarda ışınlama parametrelerini incelemek için tasarlanmıştır (Şekil 1) (21).

Bunlar;

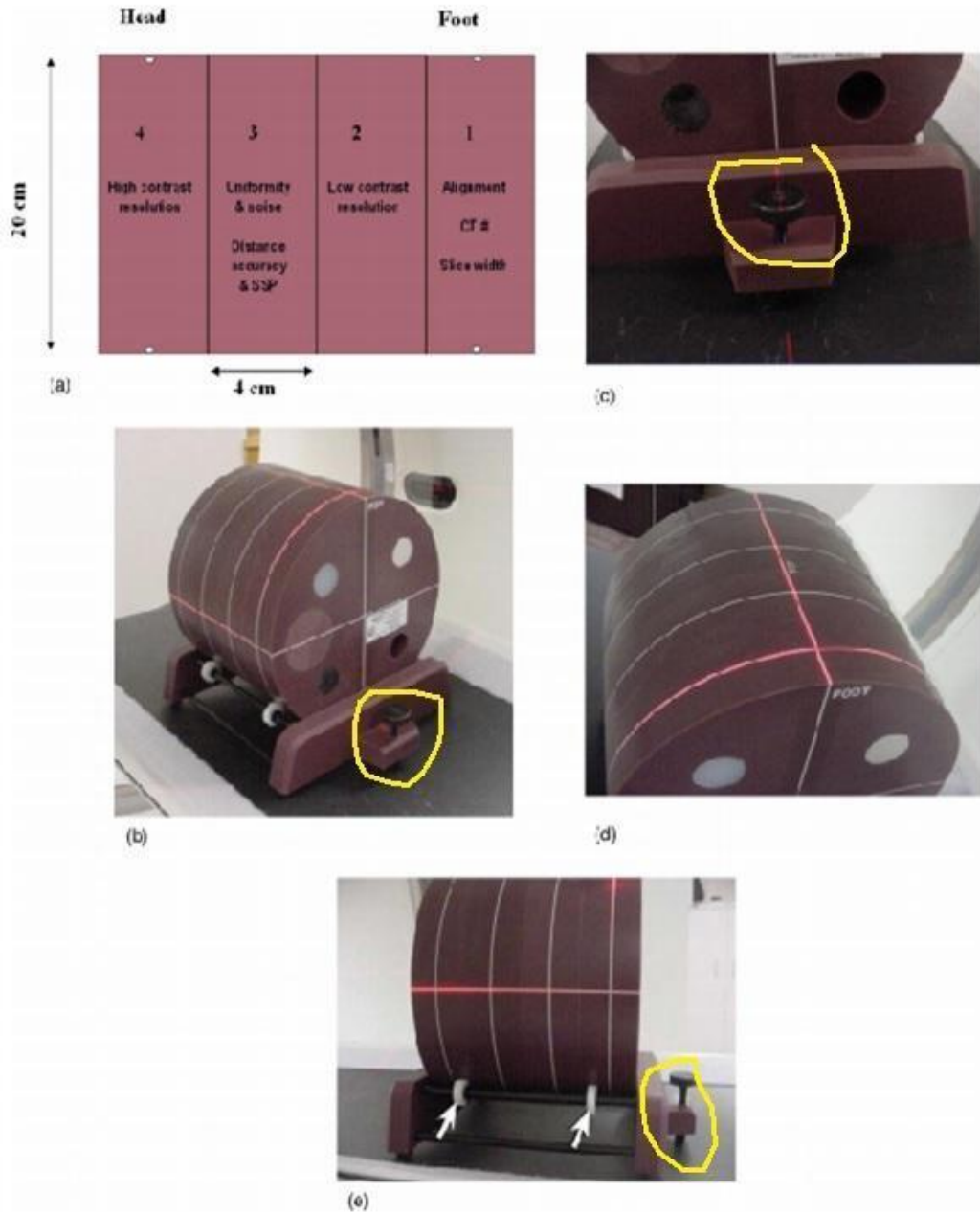
1. Su, hava kemik, yumuşak doku, polietilen BT numarası doğruluğu
2. Kesit kalınlığı
3. Düşük kontrast çözünürlüğü
4. Uzaklık doğruluğu
5. Homojenlik ve gürültü
6. Yüksek kontrast (uzaysal) çözünürlük



Şekil 1: ACR BT Akreditasyon Görüntü Kalite Fantomu şematik açıklaması.

Dört modül ayrı özellikleri değerlendirmek için planlanmıştır. Kırmızı halka içine alınan noktalar fantomun düzenini göstermek amacıyla kesitlerde görülmesi gereken opak yapılardır. Bu dört opak noktanın yazılım tarafından tespit edilmemesi durumunda, fantom Z aksına paralel olmadığı için otomatik değerlendirme yapılmamaktadır.

Fantomun silindirik gövdesini tutmak, zemin oluşturmak, hareketsiz bırakmak ve BT tarama kesitine tam olarak uyumlu hale getirmek için bir taban aparatı da bulunmaktadır. Bu aparat baş ve ayak tarafında zemine temas eden vidalı ayar bölümleri ile yükseklik ayarı yapılarak taşıdığı fantomu ışına dik hale getirebilmektedir (Şekil 2).



Şekil 2: Fantomun kullanımına ait görüntüler.

Sarı daire içinde gösterilen vidalı ayar ile fantom yüksekliği dolayısıyla kesite dik açıda düzenlenebilmektedir. Ok ile gösterilen yuvarlak tekerlekler ile fantom gövdesi X-Y düzleminde döndürülebilir a) ACR BT akreditasyon fantomunun dört modülü bulunmaktadır. b) Düzgün hizalanmış bir fantom fotoğrafı. c) Fantom tabanı üzerinde soldan-sağa merkezleme (isteğe bağlı) hareketi, hizalama işlemini önemli ölçüde kolaylaştırır. d) Düzgün hizalanmış bir fantomun üstten görünüm. e) Düzgün hizalanmış bir fantomun yandan görünüşü.

ACR BT Akreditasyon Görüntü Kalite Fantomunun görüntü kalite kontrolü amacıyla kullanılmasından önce doğru pozisyonda yerleştirilmesi gerekmektedir. Doğru pozisyonda yerleştirmenin bir test ile kontrolünün yapılması, daha sonra yapılması gereken testlerin doğruluğu için gereklidir. Bu bölümde, önce pozisyon

doğruluğunun sağlanması, daha sonra görüntü kalite testlerinin nasıl yapılacağı anlatılacaktır. Her modülde yapılacak olan testler ayrı ayrı açıklanmıştır.

3.3. POZİSYONLAMA TESTİ

Doğru pozisyonlama için, Modül, boyuna (modülün z eksenine, merkezinde) gömülü 1 mm çaplı çelik opak noktalara (BB) sahiptir, BB'nin dış yüzeyi, 3, 6, 9 ve saat 12 pozisyonlarında hayalet yüzeydedir. Birinci ve dördüncü modüllerin orta bölümünde bu opak noktaların (BB) dördünde aynı kesitte görülmesi gerekmektedir.

3.4. MODÜL 1: BT NUMARASI KALİBRASYONU VE KESİT KALINLIĞININ BELİRLENMESİ

Modül 1, konumlandırma ve hizalamayı, BT numarası doğruluğunu ve kesit kalınlığını değerlendirmek için kullanılır. Konumlandırma doğruluğu için önceki bölümde kullanılan modülün uzunlamasına (z eksenine) ortasına gömülmüş 1 mm çaplı çelik BB'lerden yararlanır. BT tarayıcıları, bir görüntü vokselinde görüntülenen malzemenin atom sayısını ve fiziksel yoğunluğunu doğru olarak yansıtmaları gereken nicel cihazlardır. Tanım olarak, su ve hava BT sayısına sırasıyla 0 ve 1000 değerleri kabul edilmiştir. Diğer tüm malzemelerin BT numaraları, sistemin x-ışını ışın spektrumlarına ve ışın sertleştirme ve ışın saçılma gibi diğer özelliklerine bağlı olarak değişebilir. Çeşitli fantom malzemelerine, çoklu BT tarayıcı modellerinden elde edilen ortalama değerlerle tutarlı BT numaraları (HU değeri) belirlemiştir. ACR Fantomu farklı malzemelerin (su, polietilen, akrilik, BT dansite değeri doğruluğunu (ortalama değer aralığında bu çubukların BT dansite değerleri ana materyalden ± 6 HU farklılık gösterebilir).

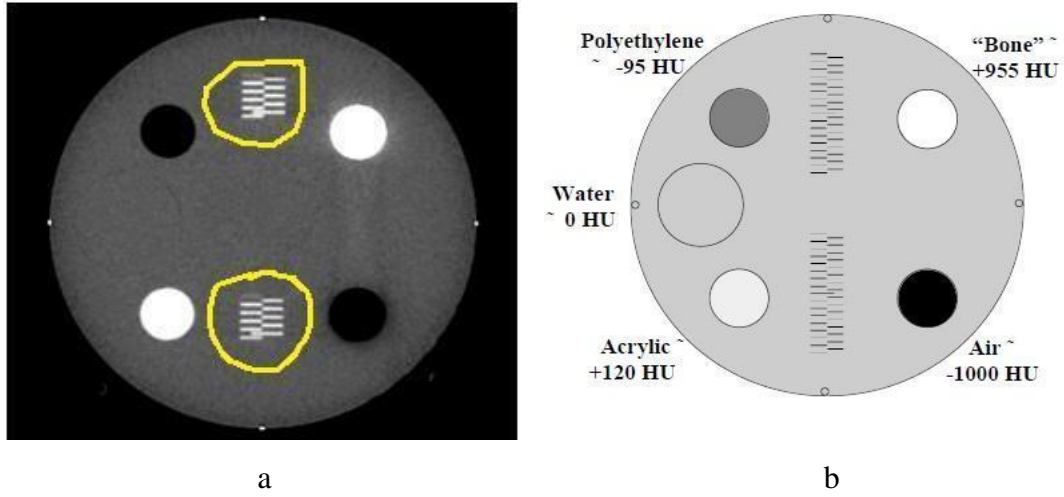
Su silindiri hariç her silindir 25 mm çapında ve 4 cm derinliğe sahiptir. Su silindiri çapı 50 mm ve derinliği 4 cm'dir. Herhangi bir dilim kalınlığında veya kVp ayarında elde edilen görüntüler için BT sayısının, su için ± 7 HU olması beklenmesine rağmen, önerilen aralık içinde ± 5 HU daha istenen bir değerdir.

MADDENİN CİNSİ	Minimum (HU)	Maksimum (HU)
Polietilen	-107	-87
Kemik	+850	+970
Hava	-1005	-970
Akrilik	+110	+130
Su	-7	+7 HU

Tablo 1: BT numarası doğruluğunun değerlendirilmesi için doğru aralık değerleri tabloda gösterilmiştir.

3.4.1. BT Kesit Kalınlığının Belirlenmesi

Modül 1 de saat 12 ve 6 yönünde birbirine paralel yarım çizgilerin sayısı toplanarak ikiye bölünerek kesit kalınlığı hesaplanır. Bu çizgiler değişik kesit kalınlıklarında protokole uyan değeri hesaplamak üzere biçimlendirilmiştir.



Şekil 3: Protokol kesit kalınlığının belirlenmesi için kullanılan kesit (Modül 1).

Modül 1, solda kesit kalınlığının belirlenmesi için saat 12 ve 6 yönündeki paralel yarım çizgiler gösterilmektedir (sarı daire içinde). Bu kesitte sırasıyla yukarıdan aşağıya saat 11 yönünden başlayarak saat yönünde, polietilen, kemik, hava, akrilik ve su için belirlenen silindirler ve b) Fantoma ait şematik görünüm verilmiştir. BT numara doğruluğu bu silindirlerin dansiteleri ölçülerek belirlenmekte, önerilen sınırlar dışında ise kalibrasyon gerektirmektedir.

3.5. MODÜL 2: DÜŞÜK KONTRAST ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ

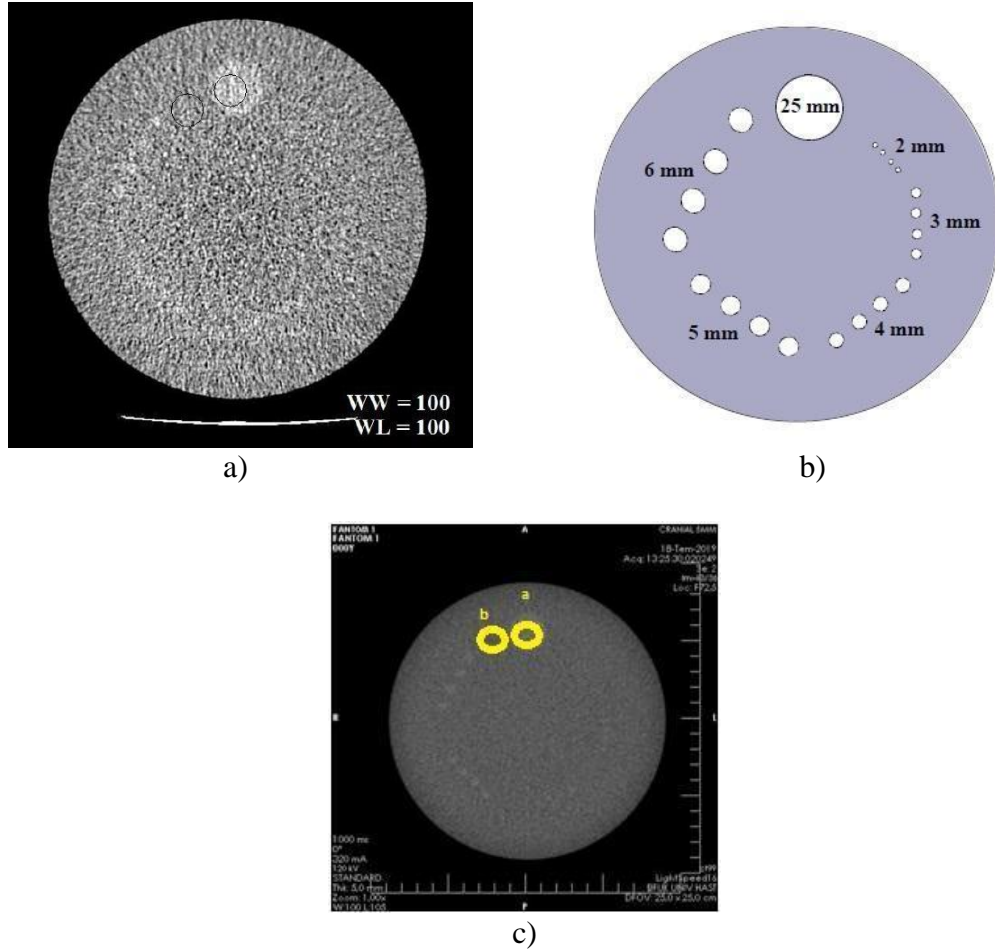
Kullanılan BT çekim protokol parametreleri kullanılarak elde edilmiş ACR BT görüntü kalite fantomu görüntülerinden rekonstrükte edilmiş resimler ile test edilen DKÇ, BT kesit resimlerinin yazılım içeren sisteme yüklenerek değerlendirilmesini ile yapılır. Fantom, değişik çaplarda sıra halinde kesit yüzeyinde değişik bölümlerde yerleştirilmiş dört adet 6 mm' lik çubuğun görülebilmesini bekler. Her bir sıra içinde dört silindir vardır: Bu silindirler 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm ve 6 mm çapındadır. Her silindir arasındaki boşluk silindir çapına eşittir. Silindir ile zemin kontrast seviyesini doğrulamak ve kontrast-gürültü oranını değerlendirmek için 25 mm'lik bir silindir de saat 12 yönünde kesite dahil edilmiştir.

Gönderilen fantom kesit resimlerinin daha objektif bir şekilde gözden geçirilmesini kolaylaştırmak için, ACR BT Akreditasyon Programı, gözlemcinin 25 mm'lik çubukta ölçülen kontrast-gürültü oranının 1.0'dan büyük olmasını gerektiren 6 mm'lik dört çubuğun hepsini de görülebilmesini zorunlu kılmıştır.

Modül 2 için gözlemcinin görsel algısı, tanımlayıcı ölçüm olmalıdır. Bu modül, ortalama BT dansite değeri yaklaşık 90 HU olan bir zemin dansitesinden %0,6 (6 HU) farklı olan, farklı çaplarda bir dizi silindirden oluşur. Silindirik zemin kontrastı, enerjiden bağımsızdır. Modül 2 için listelenen aynı tarama parametreleri kullanıldı. Masa, Modül 2 üzerindeki ışığı santralize etmek için hareket ettirildi (Modül 1'in merkezinin konumundan 40 mm daha üstün). Aşağıdaki parametreleri kullandık: ROI = 100 mm, WW = 100 HU, WL = 100 HU. Bu lokalizasyonda bir imaj elde olundu. Modül 2'nin merkezinde bulunan görüntüyü gördük ve aşağıdaki çapların her biri için dört silindir olduğunu not ettik: 2, 3, 4, 5 ve 6 mm. Modül 2' nin santralinde olan imajı görüp not aldık. Hangi dört silindirin görüntülendiğini belirledik. Bu silindirlerin çapları veri sayfasında kaydedildi.

Büyük (25 mm çapında) silindirin üzerine ve büyük silindirin yanına yaklaşık 100 mm'lik dairesel bir ROI yerleştirildi (Resim 2). ROI 25 mm'lik çubuk içinde ROI (A) ve 25 mm'lik çubuk dışında (B) idi. Her bir ROI için ortalama CT numarasını kaydettik, farkı hesapladık ve ROI'dan 25 mm çubuğun dışındaki Standart Sapmayı (SD) kaydettik. Bu görüntü iki ROI ile çekildi. Dört çubuğun da (belirli bir çapta) görülmesi gerekir. Gürültü oranına karşılık gelen değeri ölçmek için $CNR = |A - B| /$

SD formülünü kullandık. Ayrıca Modül 2’de, saat 12 yönünde 25 mm çaplı silindirde ölçülen HU değeri ile komşu eşit büyüklükte su benzeri fantom dansitesi her protokolda oluşan resimlerde ölçüldü. Kenardaki ROI dansitesi standart sapması da kaydedildi (Tablo 5). HU değerlerinin mutlak değer farkı standart sapmaya bölerek CNR hesaplandı. Hesaplamalar uygulanan ve olası tüm protokollerde tekrarlandı. Ayrıca IR (ASIR; GE Healthcare, ABD) ile oluşturulan görüntülerde de homojenite değerlendirmesi ve CNR ölçümü yapıldı.



Şekil 4: Düşük kontrast çözünürlüğü değerlendirmesi.

a) Düşük kontrast çözünürlüğü değerlendirmek için, saat 12 yönünde 25 mm çaplı bir silindir ve saat yönünde çapı artan dörder adet aynı dansitede silindir dizileri kullanılmaktadır. **b)** Kesitin şematik görünümü verilmiştir (Modül 2). **c)** a ve b isimli ROI lerin mutlak değer farkını b nin standart sapmasına bölerek elde edilen değer. CNR'yi vermektedir.

Yukarıdaki resimlerde özetle kullanılan protokolda homojenitenin belirlenmesi amacıyla su eşdeğeri kullanılan kesitlerde, merkez ve saat 12, 3, 6 ve 9 yönlerine çizilen ROI ler arasında dansite farkı elde edilmiştir.

CNR hesaplaması için aşağıdaki formül kullanıldı.

$$\text{CNR} = \frac{I_{\text{ROI}}(25 \text{ mm}) - \text{ROI}(\text{komşu } 25 \text{ mm})}{SD(\text{komşu } 25 \text{ mm})}$$

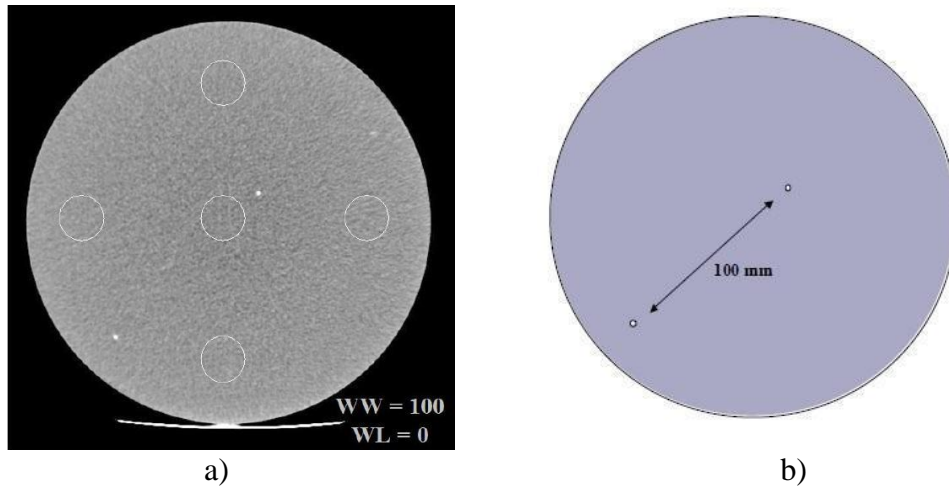
CNR hesabında iki komşu ROI farkında mutlak değer alınması önemlidir, çünkü farkın 0 dan küçük olması beklenmez.

3.6. MODÜL 3: HOMOJENİTE (UNIFORMİTY) VE DÜZLEM MESAFE DOĞRULUK TESTİ

Modül 3, homojeniteyi (uniformity) ölçmek için kullanılır.

Modül 3 kullanılarak elde edilen kesit görüntünün ortasına ve dört kenar pozisyonuna yaklaşık 400 mm² ROI ler çizilir. Beş ROI'nin her birinin değerini ayrı ayrı merkeze çizilen ROI ile karşılaştırarak farkın ± 7 'den küçük olup olmadığı değerlendirildi.

Düzlem içi mesafe ölçümlerinin doğruluğunu değerlendirmek için iki çok küçük BB (her biri 0.28 mm) bulunmaktadır. Görüntü gürültü düzeylerini artıran tarama parametreleri, bu küçük noktaların diğer dokular içinde görüntülenmesine engel olabilir (22).

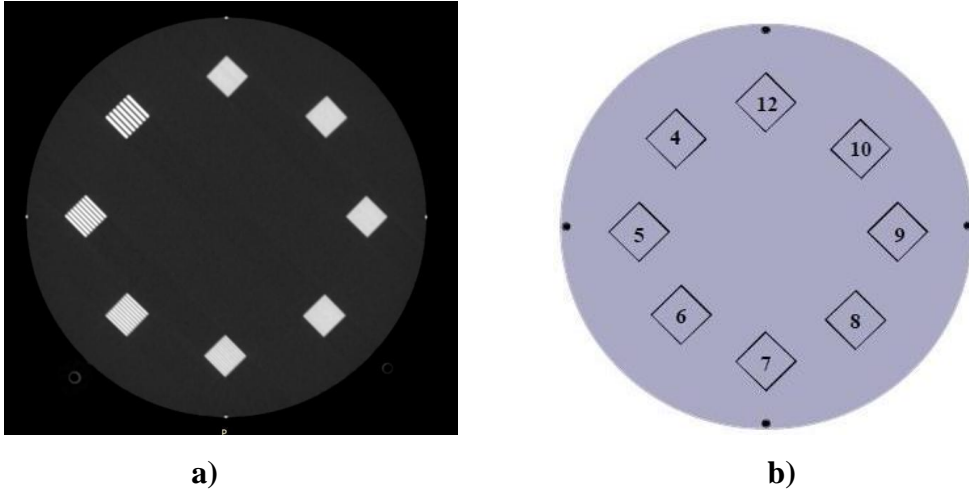


Şekil 5: Aynı kesite bulunan iki 0.26 mm çaplı noktasal opak dansite arasında uzaklığın tam olarak 10 cm ölçülmesi de, kesit içi uzunluk ölçümü testi için gereklidir.

3.7. MODÜL 4: UZAYSAL ÇÖZÜNÜRLÜK TESTİ

Modül 4, sekiz farklı mekansal frekans çubuğu düzeniyle yüksek kontrast (spatial-uzaysal) çözünürlüğünü test eder. Modül 4 ayrıca, Modül 1 için tarif edildiği gibi dört adet 1 mm çelik e sahiptir. Yüksek kontrast çözünürlüklü görüntü, bir pencere genişliği 1000 ve bir pencere seviyesi 1100 kullanılarak izlenmelidir, Daha yüksek frekanslı çubuk kalıplarının görselleştirilmesini optimize etmek için pencere seviyesi ayarlanmalıdır.

Masayı, modül 4 ışığının santraline gelecek şekilde hizaya getirdik. WL = 1100 HU, WW = 1000 HU ve ROI = 1000 mm değerlerini kullandık, ayrıca sekiz çubuk desenini not ettik. Oda ışığını düşürülmesi ile görüntü imajını gördük. Yüksek uzaysal frekans çubuklar ve boşluklar açıkça görecektir şekilde görselleştirilmesi ile tespit edildi. Veri sayfasında, yüksek uzaysal frekans ile kaybolan imajı görüntüledik. 4 lp / cm çubuk kalıp, analiz edilmesi en kolay modeldi (yani 4 adet çizgi, görüntülenebilen en kolay kalıpmış, bu yüzden 4 çubuğu ayırt edebilmemiz testin gerekti. 2 lp / cm çubuk kalıp çözülmesi en zor olanıydı.

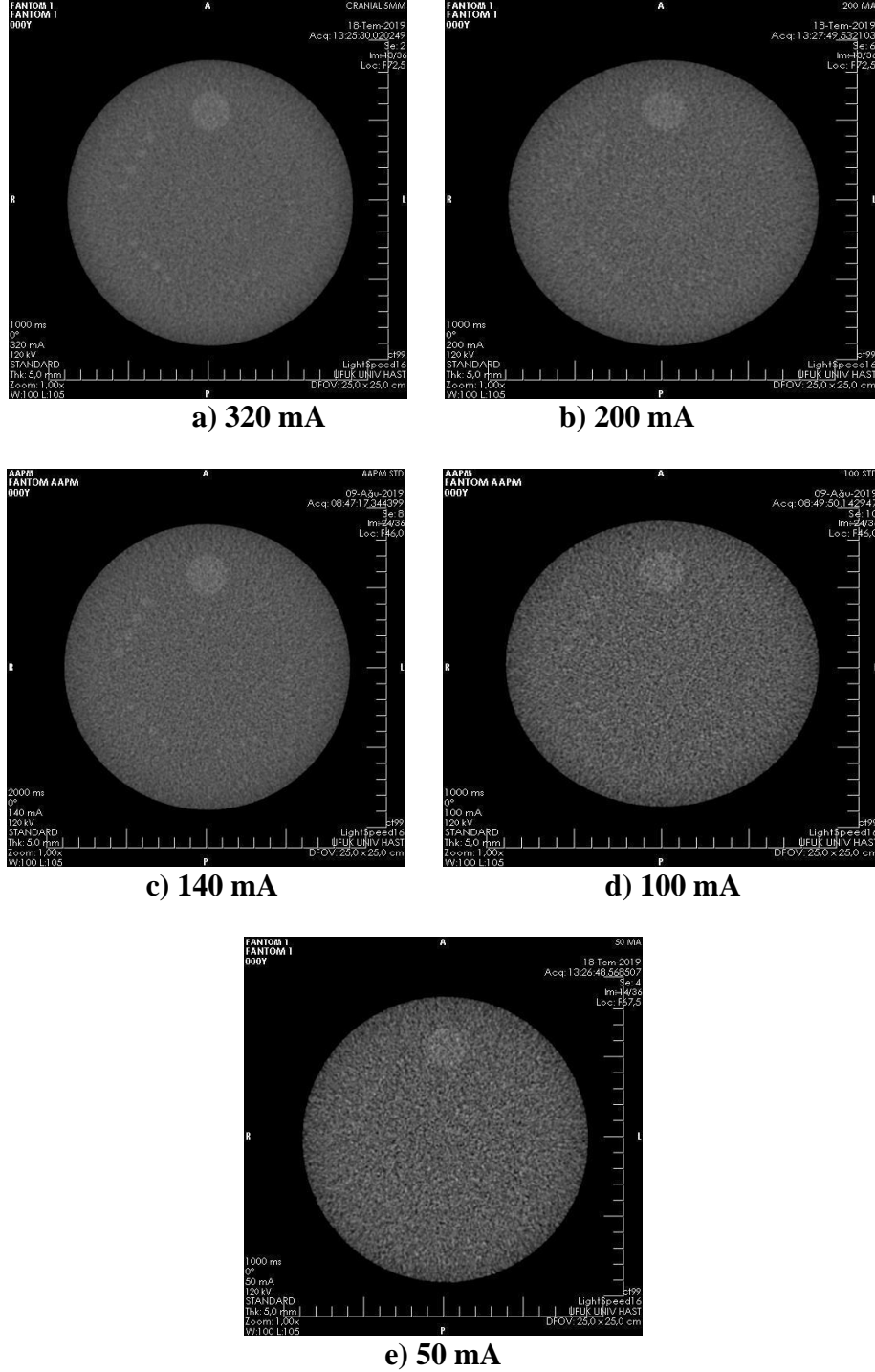


Şekil 6: Yüksek uzaysal çözünürlüğün değerlendirilmesi.

a) Kullanılan protokolda yüksek uzaysal çözünürlük değerlendirilebilmesi için (Modül 4) kesit içinde bir cm içinde değişik sıklıkta radyoopak ve radyolüsen çift çizgilerin (lp; line pair) bulunduğu desenler kullanılır. Saat 12 yönünde 12 lp/cm ve saat 11 yönünde 4 lp/cm olmak üzere desen alınlığı saat yönünde artar. b) kesit desenlerinin şematik görünümü verilmiştir.

Protokol değerlerinin uygulanması ile oluşan kesit görüntüleri için yapılan testler, 464-Automated CT Yazılım (ACTS, New York ABD) ile değerlendirildi. Bu sistem, ACR görüntü kalite fantomu ile oluşturulan kesitlerdeki özelliklerin otomatik olarak incelenmesi yoluyla BT görüntü sistemlerini değerlendirmek için tasarlanmış

bir yazılımdır. Çalışmada ACR CT Akreditasyon Fantomu Kullanma Kılavuzu esas alınarak yazılım kullanılmıştır.



Şekil 7: IR uygulanmamış resimlerde.

a) 320, b) 200, c) 140, d) 100, e) 50 mA değerlerinde foton sayısı yani tüp akımı azaldıkça gürültünün arttığı ve kontrast çözünürlüğün düştüğü görülüyor (Modüle 2).

3.8. CTDI ve DLP ÖLÇÜMLERİ

Kullanılan BT tarayıcısının tüp çıkış değerlerinin doğruluğu daha önce yapılan başka bir test çalışmasında belirlendi. Bu nedenle yeniden tüp çıkış değerleri ölçülmedi. BT tarayıcısı doz raporu tarafından verilen CTDI vol değerlerinin doğru olduğu kabul edildi (23).



4. SONUÇLAR

Çalışmada, klinikte güncel olarak kullanılan Beyin BT protokolü ile AAPM tarafından önerilen 140 mA tüp akımını iki saniye tüp dönüşü süresinde uygulayan protokol ve güncel protokolü daha düşük ve sabit mA değerlerinde uygulayan olası protokoller ACR BT akreditasyon fantomunda oluşturulan kesitlerden yazılım yardımı ile değerlendirildi (Tablo 2). Değerlendirilen parametreler aşağıdadır.

1. Su, hava kemik, yumuşak doku, polietilen BT numarası doğruluğu
2. Kesit kalınlığı
3. Düşük kontrast çözünürlüğü ve gürültü
4. Uzaklık doğruluğu
5. Homojenlik
6. Yüksek kontrast (uzaysal) çözünürlük

	STANDART 320 mA	300mA	250 mA	200mA	150mA	AAPM 140 mA	100mA	50mA
kV	120	120	120	120	120	120	120	120
mA	320	300	250	200	150	140	100	50
Rotasyon Zamani (sn)	1	1	1	1	1	2	1	1
Scan Type	Ax *	Ax	Ax	Ax	Ax	Ax	Ax	Ax
Dedektör yapılanması	10 mm x2i	10 mm x2i	10 mm x2i	10 mm x2i	10 mm x 2i	10 mm x2i	10 mm x 2i	10 mm x 2i
Dedektör seçimi	4 x 5 mm	x 5 mm	4 x 5 mm	4 x 5 mm	4 x 5 mm	16 x 1,25 mm	4 x 5 mm	4 x 5 mm
Pitch	1	1	1	1	1	1	1	1
Masa hareketi /Interval (mm)	20	20	20	20	20	10	20	20
SFOV*	Head	Head	Head	Head	Head	Head	Head	Head
Rekon. Kalınlığı (mm)	5	5	5	5	5	5	5	5
Interval (mm)	5	5	5	5	5	5	5	5

Ax : aksiyel kesit alınması eylemi (spiral değil) için

*SFOV kullanılan ilgi alanı (field of view; FOV) için

Tablo 2: Klinikte uygulanan “Standart 320 mA” isimli protokol ve diğer olası protokoller ile “AAPM 140 mA” isimli protokollerin karşılaştırılması

Klinikte uygulanan “Standart 320 mA” isimli protokol ve diğer olası protokoller ile “AAPM 140 mA” isimli protokollerin uygulanmasında kullanılan tabloda protokoller gösterilmiştir. “Standart 320 mA” ile “AAPM 140 mA” dönüş süresi, dedektör seçimi ve intervalde farklılık göstermektedir.

Değerlendirmelerin yazılım ile yapılması nedeni ile kesitlerin x/y düzleminde fantom yüzeyine tam olarak paralel olması gerekir. Bu şart sağlanmadığında yazılım paralelliğin olmadığını belirler ve diğer testleri yapamaz. Bu nedenle tüm kesitlerin doğru pozisyonda olduğu yazılımın bu işlevini yerine getirmesi ile test edildi. Tüm kesitler x ışını demetine paralel olarak bulundu.

Değerlendirme sonuçları ile beraber bu protokollerde uygulanan CTDI vol olarak tüp çıkışları da değerlendirildi (Tablo 3).

	STANDART 320 mA	300 mA	250 mA	200 mA	150 mA	AAPM 140 mA	100 mA	50 mA
CTDIvol*	59.04	55,35	46,13	35.31	26.48	52,01	17.66	8.83
DLP *	1062.78	996,36	830,3	635.61	476,71	936,21	317,81	158.90

*CTDIvol birimi olarak mGy kullanıldı.

*DLP birimi olarak mGy x cm kullanıldı.

Tablo 3: Klinikte kullanılan “Standart 320 mA” isimli protokol ve diğer olası protokollerde CTDIvol ve DLP değerleri karşılaştırılması.

Klinikte kullanılan “Standart 320 mA” isimli protokol ve diğer olası protokollerde BT tarayıcısının tek dönüşünde, tüp çıkışı olarak verdiği radyasyon değerleri tabloda gösterilmiştir. Etkin doza çevrilebilecek DLP değerleri de verilmiştir. Kullanılan protokol ve “AAPM 140 mA” isimli protokollerin benzer doz değerleri verebileceği anlaşılmaktadır.

4.1. MODÜL I

Modül I de elde olunan verilerde mA ve iteratif değerleri arttıkça kemik haricinde diğer değerlerde bozulma olmadığını tespit ettik. Kemik dansite değeri AAPM 140 mA protokolünde IR uygulanan resimlerde FBP ile oluşturulan resime göre beklenen alt sınırın (-970) altında dansitede ölçülmüştür. Bu değer minör bir arıza olarak değerlendirilmiştir. BT tarayıcı üreticisi tarafından kalibre edilmelidir. Ancak ACR CT akreditasyon kriterleri içinde minör problem olarak değerlendirilmektedir. Su, hava, polietilen, akrilik sütunlarından ölçülen değerler ise görülmesi beklenen değerler arasında değerlendirilmiştir (Tablo 4).

BT doğruluğu incelemesinde için Modül I'deki değişik silindirelerde dansite değerleri ölçüldü. Ölçülen dansitelerin güncel uygulanan “standart 320mA”

protokolünde kemik için önerilen -970'den daha küçük değer gösterdiği anlaşıldı. Diğer materyalde ve diğer protokollerde ölçülen HU değerleri istenen HU aralığında idi. ACR BT akreditasyon programda bu ölçüm farkı, minör aksaklık olarak değerlendirilmekte ve BT tarayıcısının kalibrasyonu istenmektedir (Tablo 4).

Kesit kalınlığı aynı fantomda Modül 1 de, orta hatta paralel dizilimli yarım çizgilerde hesaplandı. Bu çizgilerin sayısının toplamının yarısı kesit kalınlığını vermelidir. Protokoller sadece 5 mm kesit kalınlığında resimler oluşturmakta idi. Kesit kalınlığı testinde tüm protokoller doğru kesit kalınlığında ölçüldü.

300 mA ile IR uygulandığında, 250 mA da %70 ve "AAPM 140 mA" protokolünde %50 ve %70 IR uygulandığına istenen düşük kontrast çözünürlüğe ulaşıldığı görüldü (24). Diğer protokollerde istenen çözünürlük değeri oluşmadı (Şekil 10).

	ÖZELLİK	merkez	12	3	6	9
STANDART 320mA	STD	2	2	0	0	0
	30%	2	0	0	0	0
	50%	2	0	0	0	0
	70%	2	0	0	1	0
300mA	STD	2	1	1	1	1
	30%	2	1	1	1	1
	50%	2	0	1	1	1
	70%	2	0	1	1	1
250mA	STD	3	1	2	2	2
	30%	2	1	1	1	1
	50%	2	1	1	1	1
	70%	2	1	1	1	1
200mA	STD	3	2	2	2	2
	30%	2	1	1	1	1
	50%	2	1	1	1	1
	70%	2	1	1	1	1
150mA	STD	3	2	2	2	2
	30%	2	1	1	1	1
	50%	2	1	1	1	1
	70%	2	1	1	1	1
AAPM 140 mA	STD	3	2	2	2	2
	30%	1	1	1	1	1
	50%	1	1	1	1	1
	70%	1	1	1	1	1
100mA	STD	3	2	2	2	2
	30%	2	1	1	0	0
	50%	2	1	0	1	1
	70%	2	1	0	1	1
50mA	STD					
	30%	1	1	0	1	1
	50%	1	1	0	1	1
	70%		1	1	0	1

Tablo 4: BT numarası homojenliğinin değerlendirilmesi için ölçülen HU değerleri

4.2. MODUL II

Modül II' de yapılan ölçümlerde düşük kontrast rezolüsyonu ölçülmüş ve yumuşak doku değerlendirilmesi bu modülün esas amacı olmuştur. Modül II de

yerleştirilmiş sıralı silindirik yapılardan daha küçük çaplı olanlarının görülebilir olması daha başarılı bir düşük kontrast çözünürlük değeri olarak kabul edilmelidir.

Düşük kontrast çözünürlüğü Modül 2 de ve iki şekilde değerlendirildi. İlk olarak tüm protokoller ve IR rekonstrüksiyon ile oluşan resimlerde yazılım ile en küçük çaplı dördü silindir grubu incelendi (Tablo 4). Yazılım 50 mA ve 100 mA kesitlerinde hiçbir silindir göremedi. Burada yazılım 2 değerini verdi, ayrıca görsel olarak bu silindirler de seçilemedi. Yazılım “standart 320 mA” protokolünde diğer protokollerden daha düşük ve kabul sınırı altında düşük kontrast çözünürlüğü ortaya koydu.

Ayrıca CNR değerleri hesaplandı (Tablo 5). “Standart 320 mA” protokolü en düşük değerlerden birini elde etti, diğer protokollerin hepsi istenen >1 değerini karşıladı (Şekil 9). Uzaklık doğruluğu Modül 3 de, iki BB arası uzaklık ölçülerek yapıldı. Her protokolde elde edilen kesitte (sadece bir kesitte görülür) iki nokta arası uzaklık ölçüldü ve 1000 mm olarak doğrulandı.

Protokol	ÖZELLİK	Polyethylene	Kemik	Hava	Acrylik	Su
STANDART 320mA	Standart	-89	962	-970	121	3
	30%	-89	962	-970	121	3
	50%	-89	962	-970	121	3
	70%	-89	963	-970	121	3
300mA	Standart	-89	966	-971	122	3
	30%	-89	966	-971	122	3
	50%	-89	966	-971	120	3
	70%	-89	966	-971	122	3
200mA	Standart	-89	965	-970	121	5
	30%	-89	966	-970	122	3
	50%	-89	966	-971	122	3
	70%	-89	966	-971	122	3
150mA	Standart	-89	966	-971	121	5
	30%	-89	966	-971	121	3
	50%	-89	966	-971	121	3
	70%	-89	961	-971	121	3
AAPM 140mA	Standart	-90	970	-973	121	5
	30%	89	963	-969	122	3
	50%	-89	963	-969	122	3
	70%	-89	963	-969	122	3
100mA	Standart	-89	966	-971	121	5
	30%	-89	966	-971	122	3
	50%	-89	966	-971	122	3
	70%	-89	966	-971	121	3
50mA	Standart	-88	961	-970	121	3
	30%	-89	966	-971	122	4
	50%	-89	966	-971	122	3
	70%	-89	966	-971	122	3

Tablo 5: Klinikte kullanılan protokol ve diğer olası protokollerde Polietilen, kemik, hava, akrilik ve su silindirlerinin ulaştığı değerler

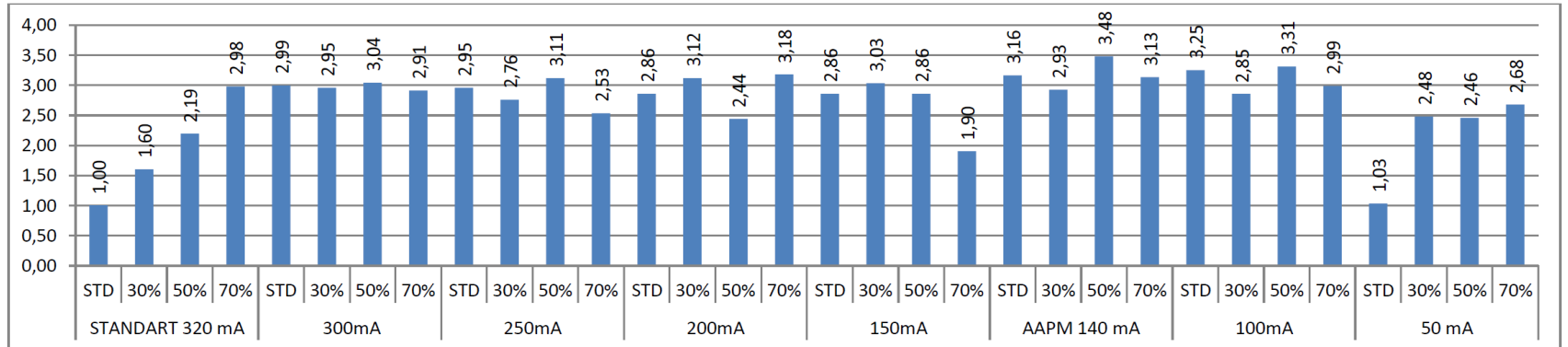
4.3. MODUL III

Homojenlik Modül 3 de dört silindirdeki HU değerlerinin, merkezde ölçülen HU değeri ile ± 7 HU'dan fazla fark olmaması kriterine göre incelendi (Tablo 4). ± 5 HU'dan daha az fark olması ise istenen düzey (achievable) olarak belirlenmiştir. Homojenlik kriteri bütün protokollerde ve IR ile oluşturulan resimlerde istenen düzeye kadar ulaşmakta idi.

CNR	STANDART 320 mA				300mA				250mA				200mA			
ÖZELLİK	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%
25 Hu	95,0	95,0	95,2	94,9	89,96	90,2	90,2	90,0	89,4	89,2	89,9	90,5	90,5	89,1	90,2	90,0
ROI HU	89,2	89,2	89,8	88,8	79,00	81,0	82,0	82,0	77,0	80,0	80,0	85,0	74,0	76,0	82,0	80,0
ROI SD	1,9	3,3	2,5	2,1	3,7	3,1	2,7	2,8	4,2	3,4	3,2	2,2	5,8	4,2	3,4	3,1
CNR	1,00	1,60	2,19	2,98	2,99	2,95	3,04	2,91	2,95	2,76	3,11	2,53	2,86	3,12	2,44	3,18

CNR	150mA				AAPM 140 mA				100mA				50 mA			
ÖZELLİK	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%
25 Hu	90,5	92,0	92,1	89,2	89,7	89,9	92,3	89,1	89,1	89,3	89,1	89,0	94,7	88,6	88,6	88,2
ROI HU	74,0	78,1	78,0	82,0	81,1	81,0	81,8	82,0	66,0	69,0	71,0	76,0	87,5	68,0	71,0	70,0
ROI SD	5,8	4,6	4,9	3,8	2,7	3,0	3,0	2,3	7,1	7,1	5,5	4,4	7,0	8,3	7,2	6,8
CNR	2,86	3,03	2,86	1,90	3,16	2,93	3,48	3,13	3,25	2,85	3,31	2,99	1,03	2,48	2,46	2,68

Tablo 6: Değişik protokollerde hesaplanan “Contrast to Noise; CNR” değerlerini gösteren tablo



Şekil 8: CNR değerlerinin grafik gösterimi

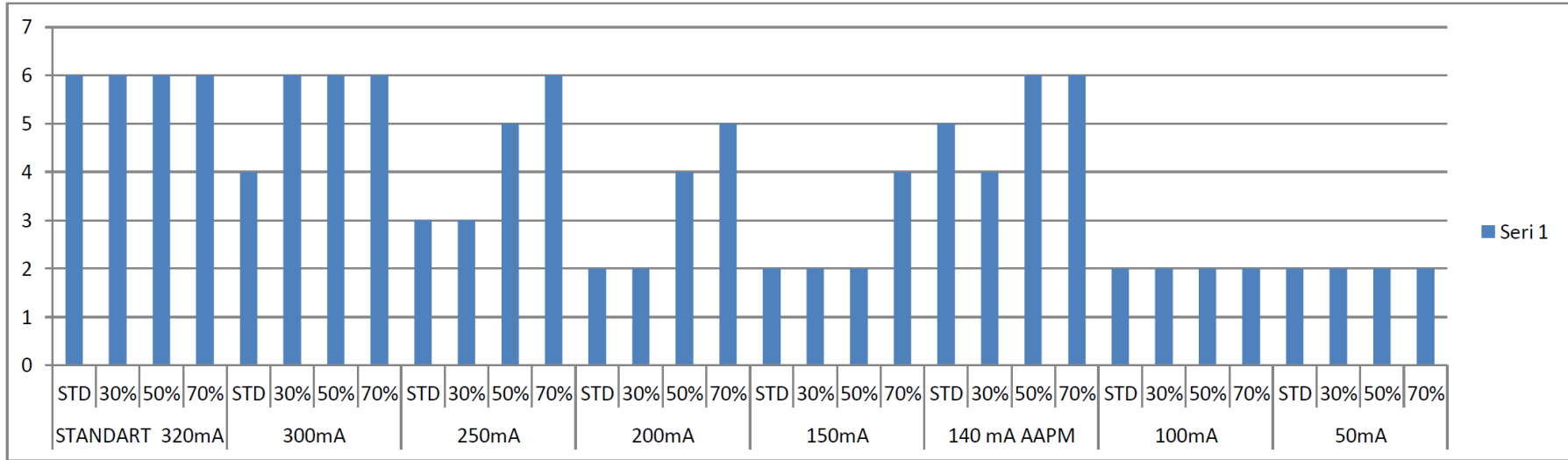
4.4. MODUL IV

Yüksek kontrast çözünürlüğü Modül 4 de bir cm içinde kaç çift çizgi olduğu sayılarak değerlendirilen bir görüntü kalite parametresidir. Yazılım ile yapılan değerlendirmede “Standart 320 mA” protokolünün en yüksek çözünürlüğü sağladığı (7 lp/cm) görüldü. Ancak 300 mA ve %30 IR uygulaması dışında (5 lp/cm) tüm protokol ve IR uygulamalarında istenen çözünürlük sınırına ulaşıldı (6 lp/cm) (Tablo 5, Tablo 6).



CNR	ÖZELLİK	STANDART 320mA				300mA				250mA				200mA				150mA				AAPM 140 mA				100mA				50mA						
		STD	%30	%50	%70	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%			
Düşük Kontrast		6	6	6	6	4	6	6	6	3	3	5	6	2	2	4	5	2	2	2	4	5	4	6	6	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2

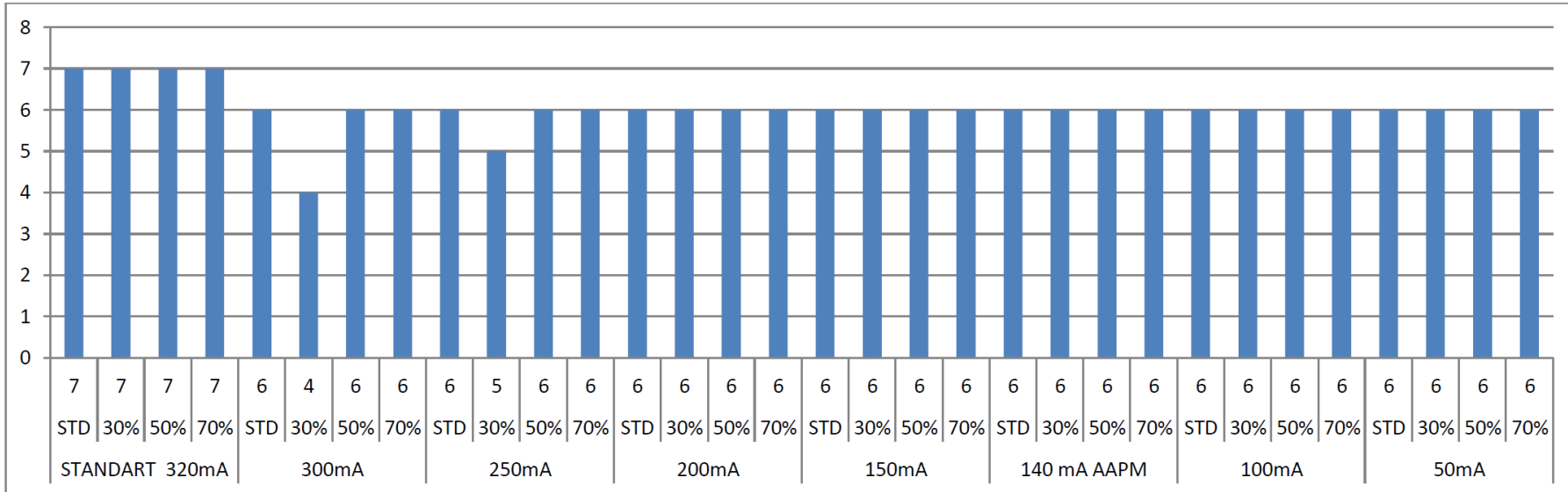
Tablo 7: Klinikte uygulanan protokol ve diğer olası protokollerde ulaşılan düşük kontrast değerlerini, seri silindir çapları olarak gösteren tablo



Şekil 9: Klinikte uygulanan protokolün düşük kontrast için karşılaştırılması

CNR	STANDART 320mA				300mA				250mA				200mA				150mA				AAPM 140 mA				100mA				50mA					
	ÖZELLİK	STD	%30	%50	%70	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	STD	30%	50%	70%	
Yüksek Kontrast	7	7	7	7	6	4	6	6	6	6	5	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6

Tablo 8: Klinikte uygulanan protokol ve diğer olası protokollerde ulaşılan çift çizgi/cm (lp/cm) olarak çözünürlük değerlerini gösteren tablo.



Şekil 10: Klinikte uygulanan protokolün yüksek kontrast için karşılaştırılması

Uygulanan protokollerin hastaya ne kadar radyasyon dozu vereceğinin belirlenmesinde tüp çıkış değerleri incelendi. CTDIvol değerleri incelendiğinde “standart 320mA” protokolünün en yüksek (59.04 mGy) ve 50mA protokolünün en düşük (8,83 mGy) tüp çıkış değerlerini verdiği görüldü. IR ile uygulamalarda kesit önceden alındığı ve IR bu kesitlere uygulandığı için bu resimlerde tüp çıkışı değerlerinde fark yoktur (Tablo 7).

A	Fantom Veri Formundan Protokol Değerlendirme	Minor	Major
1	Fantom veri formunda kaydedilen dedektör yapılandırması (I, N ve T) sunulan protokoller için uygun değil	X	
2	Fantom verilerinde kaydedilen kV, sunulan protokol için uygun değil	X	
3	Fantom veri formunda kaydedilmiş rotasyon süresi, sunulan protokoller için uygun değil	X	
4	Fantom veri formunda kaydedilen tablo artışı veya tablo hızı sunulan protokoller için uygun değil	X	
5	Fantom veri formunda kaydedilen yeniden yapılanma algoritması sunulan protokol için uygun değildir	X	
6	Fantom veri formunda kaydedilen diğer teknik parametreler sunulan protokoller için uygun değildir	X	
B	Fantom Görüntü Değerlendirmesi		
7	Gönderilen görüntülerdeki parametreler, hayali veri formunda kaydedilen protokollerle eşleşmiyor	X	
8	Gönderilen görüntü kalınlığı, hayali veri formunda kaydedilen değerden 1,5 mm daha kalın		X
9	Kullanılan kV, hayali veri formunda kaydedilenlerden farklıdır.		X
10	mA'lar fantom veri formunda kaydedilenlerden% 10'dan fazladır		X
11	mA'lar fantom veri formunda kaydedilenden% 10'dan daha az	X	
12	Pitch, fantom veri formunda kaydedilenden% 10'dan daha fazladır	X	
14	ROI ölçümü HU kriterlerinin dışındaki her	X	
15	Düşük kontrast tespit edilebilirliği	X	
16	Tekdüzelik (5 ile 7 HU arasındaki herhangi bir fark)	X	
17	Tekdüzelik (7 HU'dan fazla olan herhangi bir fark)		X
18	Artefaktlar (ciddiyetine bağlı olarak major veya minor hata olabilir)	X	X
C	Dozimetri		
19	Dozimetri görüntüleri gönderilmedi		X
20	Helikal taramalar yapıldı		X
21	Uygun olmayan dozimetri fantom kullanılmış		X
22	Dozimetri görüntülerinde kullanılan parametreler, fantom veri formunda kaydedilen protokollerle eşleşmiyor	X	
23	Dozimetri görüntülerinde kullanılan kV, fantom veri formunda kaydedilenlerle eşleşmiyor		X
24	Kullanılan toplam ışın genişliği, fantom veri formunda kaydedilenlerden (tarayıcı sınırlamalarının dışında) kaydedilen değerden daha küçük (tahmin edilen doz üzerinden)	X	
25	Kullanılan toplam ışın genişliği, fantom veri formunda kaydedilenden daha büyüktür (tahmin edilen doz altında).		X
26	Kullanılan dışındaki delikler doldurulmamıştır	X	
27	CTDIvol başarılı / başarısız kriterlerini aşıyor		X
28	CTDIvol referans seviyesini aşıyor	X	
29	CTDIvol doğru hesaplanmadı ancak yeniden hesaplanabilir	X	
30	CTDIvol doğru hesaplanmadı, ancak yeniden hesaplanamıyor		X
31	Hesaplanan CTDIvol ve tarayıcı tarafından bildirilen CTDIvol arasındaki yüzde fark*	a	n/a
32	Yetişkin ve pediatrik karın protokolleri için 35 veya 18.5 cm su eşdeğeri çap (mGy) için SSDE * a	a	n/a
	* Tarayıcı tarafından bildirilen CTDIvol ve CTDIvol ile yetişkin ve pediatrik vücut için SSDE hesaplamaları arasındaki yüzde farkın yalnızca bilgilendirme amaçlı olduğunu ve şu anda eksikliklere neden olmadığını unutmayın.		

Tablo 9: ACR BT akreditasyon programında kullanılan kontrol formu

5. TARTIŞMA

BT uygulamaları her geçen gün ülkemizde ve dünyada daha fazla yapılmaktadır. Hastanın radyasyondan korunması, artan BT uygulamaları nedeniyle daha da önem kazanmıştır. Hastanın talep edilen BT incelemesinden olası radyasyon riskinden daha fazla bilgi elde ederek fayda göreceği incelemeyi isteyen kadar uygulamayı yapan radyoloji Kliniği çalışanlarında sorumluluğu olmaya başlamıştır. Ülkemizde bu mevzuat henüz kabul görmese de gelişmeler, bu sorumluluğuna Radyoloji çalışanlarından isteneceğini düşündürmektedir.

BT isteminin gerekçelendirilmesinden sonra, radyolojik sorumluluk incelemenin ALARA prensibine göre en düşük değil tanısal bilgiyi oluşturacak en düşük dozlarda gerçekleştirilmesi aşamasındadır. Optimizasyon olarak isimlendirilen bu süreçte, BT görüntü oluşturma sürecinin tüm aşamalarının iyi bilinmesi ve uygulamaların bu çerçevede yapılması beklenir.

BT protokollerinin hastanın en çok fayda göreceği yani en yüksek tanısal bilginin sağlanacağı şekilde belirlenmesi gerekir. Protokollerin anatomi bölge ve klinik endikasyona göre belirlenmesi, hastalar arasında, aynı hastaya değişik çekimlerde ve değişik boyutlarda ve yaştaki hastalara gereken kadar ışınlama yapılabilmesi için belirlenmesi, yazılması ve uygulayıcılara öğretilmesi gerekir. Bugün, protokollerin ve dolayısıyla uygulayıcıların ve süreçlerin “doz takip sistemleri” yardımı ile takibi ve sürekli bir düzeltme yapılabilmesi de protokollerin daha önceden doğru olarak belirlenmesine dayanır.

Bu protokol biçimlendirilmesi sürecinde zorluklar yaşanabilir. BT cihazının hastaya verdiği dozun ve görüntünün kalitesinin objektif olarak belirlenebilmesi gerekir. BT görüntülerinin değerlendiren tekniker ve teşhis sürecinde resimleri inceleyen Radyologun tercihleri yanında ölçülebilir parametreler ile de değerlendirilmesi gerekir. BT cihazından hasta uygulanan radyasyonunda aynı şekilde takibi yapılmalıdır. Ekipmanların bakımı ve teknisyenlerin özel eğitimi için çabaların yoğunlaştırılması gerekir.

BT incelemelerinin standartlar içinde gerçekleştirilmesinin takibinde gelişmiş ülkelerde akreditasyon programları düzenlenmektedir. Bunlardan en önemlisi, ulaştığı sayısal büyüklük ve en gelişmiş teknolojik olanakları ile ACR BT akreditasyon programıdır. Bu programın kullandığı BT fantomu ile, hastane ve görüntüleme merkezlerinin ürettiği görüntüler değerlendirilmekte ve bu kurumların hasta faturalarının geri ödemesine kadar ulaşan süreçte kontrolü yapılmaktadır. Pek çok başka ülke ve hastanede de bu fantom etkili olarak kullanılmıştır, kullanılmaktadır. Ülkemizde bu fantom ile yapılmış kalite kontrol çalışması sınırlı ve birkaç profesyonel kurum tarafından yapılmakta, yaygın olarak yapılan hastane “kalite kontrol” değerlendirilmelerinde kullanıldığı bilinmemektedir. Bu konuda yayınlanmış bilimsel eserlere de henüz ulaşamamıştır.

BT akreditasyon fantomu kullanarak objektif incelemeler yapılabilmektedir. ACR bu değerlendirmeyi “uzaktan” ve “çevrim içi” uygulayarak süreçleri hızlandırmayı hedeflemiştir. Bu amaçla geliştirilen yazılımda etkin bir araç olarak, inceleyen profesyonelden bağımsız sonuçlar vermektedir.

Bu çalışmada yapılan değerlendirmeler, kullanılan BT cihazında üretici firma tarafından önerilen protokollerin diğer olası düşük tüp akımlı protokoller ile karşılaştırılması ve “AAPM” tarafından bu marka ve model için önerilen protokolün kullanılabilirliğinin araştırılması içindir. Daha kaliteli bir hizmet amacıyla her olasılık bilimsel olarak değerlendirilmeli ve hasta faydası en üst düzeye çıkarılmalıdır.

Yapılan incelemelerde, yazılımın kullanılması, fantom yüzeyinin x ışını düzlemine paralel olmasını başlangıç kuralı olarak istediği için daha objektif bir boyut katmış, oluşturulan görüntüler bu aşamadan başarı ile geçmiştir.

BT taraması sırasında oluşturulan görüntüler, bir bilgisayar yazılımı tarafından yapıldığı ve homojen yani her noktasında benzer HU değerleri oluşan resimler elde edilmesi, bir kalite göstergesidir. Çalışmada kullanılan BT kesitleri bu özellik için de başarılı bulunmuştur.

Yanı düzlemde ölçülen uzaklığın doğruluğu ve kesit kalınlığının cihaz tarafından bildirilen değerde olması da bu çalışmada incelenen protokol ve IR uygulamalarında doğru ve yeterli bulunmuştur.

Yüksek kontrast yani uzaysal çözünürlük ile düşük kontrast çözünürlüğü BT görüntü kalitesinin en önemli bileşenleridir. Bu çalışmada, güncel olarak uygulanan “standart 320 mA” protokolü beklenen değerlerden (6 mm) daha düşük bulunmuştur. IR uygulanan 250 mA, 300 mA ve 140 mA AAPM protokolleri güncel protokolden daha iyi düşük kontrast çözünürlüğü sağlamıştır. Güncel protokol beklenenden daha iyi yüksek kontrast çözünürlüğü sağlasa da diğer protokoller istenen yüksek kontrast çözünürlüğüne ulaşmıştır. Daha önce vurgulandığı gibi, amaç tanısal değeri en yüksek yani en kaliteli resme en düşük dozda ulaşmaktır. Yeterli yüksek kontrast çözünürlüğü sağlayan ve istenen düşük kontrast çözünürlüğünü veren diğer protokollerin güncel protokol yerine kullanılabilmesi sonucuna ulaşılabilir. Bu protokollerin güncel olandan daha düşük tüp çıkış değerlerine sahip olması, optimizasyonun da mümkün olduğu sonucunu getirir.

Tıbbi ışınlamalarda bir doz sınırında bahsedilemez. Ancak optimizasyona yol gösterecek DRL değerlerine göre uygulamaların karşılaştırılması ve daha yüksek hasta doz değerlerinde nedenin araştırılması da, bir kalite kontrol ve optimizasyon sürecidir. Türkiye de henüz DRL bilgisi için yeterli araştırma yapılmamıştır. Ataç ve arkadaşlarının Beyin BT için yaptığı çalışmada, CTDI vol değeri 66,4 mGy ve DLP değeri 810 mGy.cm olarak bildirilmiştir. Bu çalışmada belirlenen değerler CTDI vol için bu düzeyin altındadır. DLP nin daha yüksek olması, fantomun yaklaşık 20 cm uzunluğunda olması nedeniyle normalde beyin BT için taranan mesafeden daha uzun bir alanı taramasından olabilir. DRL değeri bu karşılaştırmada önemli bir eksiklik olarak görülmemelidir.

Bu çalışmada da bazı kısıtlılıkları vurgulamak gerekir. Çalışmanın bir fantom çalışması olması insan BT tarama bilgisi içermemesi bir kısıtlılık olarak görülebilir. Sadece Beyin BT incelemesini irdelemesi, akreditasyon çalışmalarında istenen toraks ve abdomen protokollerini de incelememesi başka bir sınırlamadır. Sadece erişkin protokolü ile kalması radyasyona daha hassas ve optimizasyona belki de daha fazla gereksinim duyan pediatrik yaş grubunu kapsamaması da bir kısıtlama olarak belirtilmelidir.

Bütün kısıtlamalarına rağmen, ülkemizde bu tür objektif kalite kontrol çalışmalarının artması ve süreklilik kazanarak hastanın en yüksek tanısal faydaya ulaşmasında kullanılması, radyoloji biliminin ülkemizde de daha güçlü ve verimli olmasını sağlayacaktır.

6. KAYNAKLAR

1. Eric P. Tamm, MD, X. John Rong , Dianna D. Cody et all. Quality Initiatives CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing. *RadioGraphics* 2011; 31:1823–1832.
2. Tack D, Jahnen A, Kohler S, et al. Multidetector CT radiation dose optimisation in adults: short- and long-term effects of a clinical audit. *Eur Radiol.* 2014; 24:169–175.
3. Z. Mansour, A. Mokhtar, A. Sarhan ve ark. Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom. *The Egyptian journal of Radiology and nuclear medicine* 2016;47: 1665-1671.
4. ACR, Instruction Manual for Testing the ACR CT Phantom.
5. F.R. Verdun, D. Racine, J.G. Ott ve ark. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Physica Medica* 2015;31; 823–843.
6. Claudia Zacharias, Adam M. Alessio, Randolph K. Otto ve ark. Pediatric CT: Strategies to Lower Radiation Dose. *AJR* 2013; 200;950–956.
7. Lim K, Kwon H, Cho J ve ark. Initial phantom study comparing image quality in computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction and new adaptive statistical iterative reconstruction . *J Comput Assist Tomogr* 2015;39; 443-448.
8. Kofler J M, Yu L, Leng S ve ark. Assessment of low-contrast resolution for the american college of radiology computed tomographic accreditation program: what is the impact of iterative reconstruction? *Computer assist tomography* 201;. 39; 619-623.
9. B. Alikhani, L Jamali, H.-J. Raatschen ve ark. İmpact of CT parameters on the physical quantities related to image quality for two MDCT scanners using the ACR accreditation phantom: A phantom study . *Radiography* 2017: 1078-8174.

10. K Fujii, Msc. T Aoyama, K. Akahane FUJII, ve ark. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and paediatric anthropomorphic phantoms.. The British Journal of Radiology 2009: 82; 1010–1018.
11. Justin E. Costello¹, Nathan D.E.Cecava, Jonathan E.Tucker, Jennifer L. Bau. AJR ve ark. CT Radiation Dose: Current Controversies and Dose Reduction Strategies. American Journal of Roentgenology. 2013: 201; 1283-1290.
12. Keon Wook Kang, MD, J. Korean History and Organizations for Radiological Protection. Med Sci 2016: 31; S4-5.
13. P.C. Shrimpton, K.A. Jessen, J. Geleijns, W. Panzer ve ark. Reference Doses in Computed Tomography. Radiation Protection Dosimetry. 1998: 80; (1-3)55–59.
14. Zarb F, Rainford L, McEntee M F. Image quality assessment tools for optimization of CT images, Radiography 2010: 16; 147-153.
15. Ernest K. Osei¹, and Johnson Darko. A survey of organ equivalent and effective doses from diagnostic radiology procedures. 2012: 6; 2013:204346
16. Santos WS, Neves LP, Perini AP ve ark.Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms. Phys Med. 2015:31(8); 929-933.
17. Denis Tack, Andreas Jahnen, Sarah Kohler ve ark. Multidetector CT radiation dose optimisation in adults: short- and long-term effects of a clinical audit. European Radiol 2014: 24; 169–175.
18. Guiomar J., Ribeiro L. P. V., Ribeiro A. M. ve ark.. Image quality assessment of head CT: Control Charts as an useful instrument. American Journal of Biomedical Engineering. 2013: 3(6A); 1-7.
19. Ryska P, Kvasnicka T, Jandura ve ark. Reduction of effective dose and organ dose to the eye lens in head MDCT using iterative image reconstruction and automatic tube current modulation. Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub, 2014: 15 (JV);265-272.

20. McCOLLOUGH, C. ve ark. The phantom portion of the American College of Radiology(ACR) Computed Tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. *Med. Phys.*2004: 31 (9); 2423-2442
21. Kodlulovich S, Jakubiak Requi R, Miquelin C A ve ark I. Initial results of the Quality control in computed tomography scanners at Curitiba. October 2008.
22. Sprawls P. AAPM tutorial. CT image detail and noise. *CT Image Detail and Noise. Radiographics.* 1992: 12(5);1041-6.
23. A.B. Smith, W.P. Dillon, R. Gould ve ark. Radiation Dose-Reduction Strategies for Neuroradiology CT Protocols. 2007: 28 (9); 1628-1632
24. Kristina T. Flicek, Amy K. Hara, Alvin C. Silva ve ark. Reducing the radiation dose for CT colonography using adaptive statistical iterative reconstruction: A pilot study. *AJR* 2010: 195;126–131.