

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE YETİŞKİN VE ÇOCUK HASTALAR İÇİN
FARKLI SİSTEMLERDE UYGUN KLİNİK PROTOKOLLERİN SAPTANMASI**

İsmail FINDIKLI

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

ANKARA
2012

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

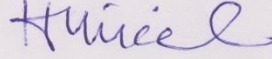
İsmail FINDIKLI tarafından hazırlanan "Bilgisayarlı Tomografide Yetişkin ve Çocuk Hastalar İçin Farklı Sistemlerde Uygun Klinik Protokollerin Saptanması" adlı tez çalışması 16/08/2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fizigi Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Doğan BOR

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fizigi Anabilim Dalı

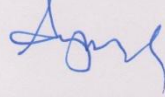
Jüri Üyeleri:

Başkan: Prof. Dr. Haluk YÜCEL



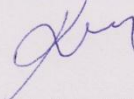
Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fizigi Anabilim Dalı

Üye : Prof. Dr. Doğan BOR



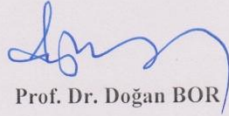
Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fizigi Anabilim Dalı

Üye : Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan Ataç



Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE YETİŞKİN VE ÇOCUK HASTALAR İÇİN FARKLI SİSTEMLERDE UYGUN KLİNİK PROTOKOLLERİN SAPTANMASI

İsmail FINDIKLI

Ankara Üniversitesi

Nükleer Bilimler Enstitüsü

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Doğan BOR

Bu çalışmanın amacı, BT incelemelerinde minimum radyasyon dozu ile diagnostik amaç için uygun görüntüleri elde etme amacıyla BT protokollerini belirlemek ve optimize etmektir. Buna ek olarak ülkemizde yetişkin ve çocuk hastaların BT uygulamalarından aldıkları radyasyon dozlarının geniş bir popülasyonda saptanarak ülkemize ait referans doz seviyeleri hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlayacaktır. Bu dozimetrik çalışmaların yanı sıra her bir sistem için performans testleri yapılmıştır. Referans değerlerin saptanması, BT kullanıcılarının kendi uygulamalarını ve sistem performansını değerlendirmesini sağlayacaktır. Bu tez çalışmasında on farklı marka model çok dedektörlü bilgisayarlı tomografi (ÇDBT) sisteminin kalite kontrolü yapılmış ve kliniklerde en fazla uygulanmakta olan dört inceleme tipi (Yetişkin rutin beyin, toraks, abdomen ve çocuk abdomen) için uygun klinik protokoller belirlenmeye çalışılmıştır.

2012, 130 sayfa

Anahtar Kelimeler: BT, CTDI, ACR, AAPM, Doz, Kalite Kontrol, Doz Optimizasyon, Protokol.

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION FOR OPTIMAL CLINICAL PROTOCOLS OF ADULT AND PEDIATRIC PATIENTS IN DIFFERENT CT SYSTEMS

İsmail FINDIKLI

Ankara University

Institute of Nuclear Sciences

Department of Health Physics

Supervisor: Prof. Dr. Doğan BOR

The purpose of this study is to specify and optimize CT scan protocols in order to obtain images which are eligible for diagnostic purposes with minimum radiation dose. This study will also provide reference dose levels by providing patient dose information from both adult and pediatric CT studies from a wide population in our country. Performance tests were performed for each system, as well as these dosimetric studies. The proposed reference values will help CT users to evaluate their own clinical practices and system performances. In this study, ten different models of multi detector computed tomography system's quality controls were carried out and eligible protocols for four different examinations (adult routine brain, thorax, abdomen and pediatric abdomen) that are commonly used in clinics tried were determined.

2012, 130 pages

Key Words: CT, CTDI, ACR, AAPM, Dose, Quality Control, Dose Optimization, Protocol.

TEŞEKKÜR SAYFASI

Çalışmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek araştırmalarımın ışık tutan ve beni yönlendiren danışman hocam sayın Prof. Dr. Mehmet Doğan BOR' a, çalışmalarım boyunca teknik desteğini esirgemeyerek hastane imkanlarından yararlanmamızı sağlayan sayın Prof. Dr. Y. Serdar AKYAR' a, pratik bilgileri ile bize her zaman yardımcı olan İbni Sina hastanesi radyoloji bölümü teknisyenlerinden Sinan ŞANVER ve diğer teknisyen arkadaşlara, yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini eksik etmeyen ve güzel bir öğrencilik hayatı geçirdiğim dönem arkadaşlarım Ayça KORUCU, Duygu BAYCAN ve İbrahim ÇOBANBAŞ' a, tüm yaşamım boyunca bana maddi ve manevi destek veren, en sıkıntılı dönemlerimde bile sabırla yanımda olarak bana yalnızlık çektirmeyen babam Necatdin FINDIKLI, annem Müşerref FINDIKLI, kardeşlerim Semra FINDIKLI, A. Fatih FINDIKLI, Sema TUTLU, Tolga TUTLU ve ailemin diğer büyüklerine en içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR SAYFASI.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER.....	3
2.1. Bilgisayarlı Tomografide Dozimetri ve Radyasyon Dozu.....	3
2.2. Bilgisayarlı Tomografide Doz Nicelikleri.....	5
2.2.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI).....	5
2.2.1.1. Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI _w).....	7
2.2.1.2. Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI _{vol}).....	8
2.2.2. Doz Uzunluk Çarpımı (DLP).....	9
2.2.3. Etkin Doz (E).....	9
2.3. BT' de Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler.....	11
2.3.1. Donanım Parametreleri.....	11
2.3.1.1. Filtrasyon.....	11
2.3.1.2. Papyon Filtre.....	12
2.3.1.3. Demet Kolimasyonu.....	14
2.3.1.4. Dedektör Diyagramı.....	16
2.3.1.5. Bilgi Toplama Ünitesi (DAS).....	19
2.3.1.6. Spiral İnterpolasyon.....	19
2.3.1.7. Adaptif Filtrasyon.....	21
2.3.1.8. Fazladan Tarama (Overranging).....	21
2.3.1.9. mA Kontrol Teknikleri.....	23
2.3.1.9.1. Manuel mA Kontrol Tekniği (Tablo (Charts) Tekniği).....	23
2.3.1.9.2. Otomatik mA Kontrol Teknikleri (AEC).....	24
2.3.1.9.2.1. Z – Doğrultusu Boyunca mA Modülasyonu.....	24
2.3.1.9.2.2. Açısal mA Modülasyonu.....	25

2.3.1.9.2.3. Birleştirilmiş mA Modülasyonu	25
2.3.1.9.2.4. EKG (Elektrokardiyografi) Kontrollü mA Modülasyonu	26
2.3.1.9.3. AEC Sistemini Kontrol Etmede Kullanılan Metotlar.....	28
2.3.1.9.3.1. Standart Sapma Kontrolü AEC	28
2.3.1.9.3.2. Referans mAs Kontrollü AEC.....	29
2.3.1.9.3.3. Referans Görüntü Kontrollü AEC	30
2.3.1.10. Doz Göstergesi	31
2.3.2. Uygulamayla İle İlgili Faktörler	32
2.3.2.1. Tarama Parametreleri	33
2.3.2.1.1. Tüp Akımı – Rotasyon Süresi (mAs)	33
2.3.2.1.2. Tüp Voltajı (kV).....	34
2.3.2.1.3. Kesit Kolimasyonu (h_{col}) ve Kesit Genişliği (h_{rec})	35
2.3.2.1.4. Pitch Faktörü	37
2.3.2.1.5. Obje Çapı ve Hasta Ağırlığı (m)	39
2.3.2.2. İnceleme Parametreleri.....	41
2.3.2.2.1. Tarama Genişliği (Coverage) (L)	41
2.3.2.2.2. Hasta Merkezlenmesi	43
2.3.2.2.2.1. Merkezleme Hatasının Sebepleri.....	44
2.3.2.2.2.2. Uygun Hasta Merkezleme İçin Stratejiler	44
2.3.2.2.3. Tarama Serileri Sayısı (n_{ser}).....	45
2.3.2.2.4. Dinamik BT Çalışmalarında Rotasyonların Sayısı (N).....	46
2.3.2.3. Kesit Görüntülerinin Elde Edilmesi ve Görüntüleme Parametreleri	46
2.3.2.3.1. Kernel Algoritması	46
2.3.2.3.2. Pencere Genişliği.....	47
2.4. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Kalitesi Testleri.....	48
2.4.1. BT Numarası Doğruluğu	48
2.4.2. BT Numarası Doğrusallığı	48
2.4.3. Kesit Genişliği Doğruluğu.....	49
2.4.4. Düşük Kontrast Ayırma Gücü	49
2.4.5. BT Numarası Homojenitesi ve Artifak.....	49
2.4.6. Gürültü.....	50
2.4.7. Yüksek Kontrast Ayırma Gücü	50

3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	51
3.1. MATERYAL.....	51
3.1.1. Tez Çalışmasında Kullanılan Sistemler ve Özellikleri.....	51
3.1.2. Tez çalışmasında kullanılan test cihazları, fantomlar ve diğer araçlar.....	54
3.2. YÖNTEM.....	57
3.2.1. Görüntü Kalitesi ve Doz Testleri.....	58
3.2.1.1. Fantom pozisyonlaması ve hizalaması (Modül 1 ve Modül 4)	58
3.2.1.2. Kesit Genişliği Testi (Modül 1).....	59
3.2.1.3. BT Numarası Doğruluğu ve BT Numarası Doğrusallığı (Modül 1)	60
3.2.1.4. Düşük Kontrast Ayırma Gücü ve CNR (Modül 2).....	61
3.2.1.5. Homojenite ve Gürültü (Modül 3).....	62
3.2.1.6. Gürültü Testi (Modül 3)	63
3.2.1.7. Yüksek Kontrast Ayırma Gücü (Modül 4).....	63
3.2.1.8. Radyasyon dozu ölçümleri	64
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	65
5. SONUÇ.....	116
KAYNAKLAR	125
EKLER	129
ÖZGEÇMİŞ	130

SİMGELER DİZİNİ

BT	Bilgisayarlı Tomografi
ÇDBT	Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi
SDCT	Tek Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi
ACR	American College of Radiology
Gy	Gray
CTDI	Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeks
DLP	Doz Uzunluk Birimi
R	Röntgen
E	Etkin Doz
AAPM	The American Association of Physicists in Medicine
DAS	Bilgi Toplama Sistemi
AEC	Otomatik Işınlama Kontrolü
EKG	Elektrokardiyografi
mA	Miliamper
mAs	Miliamper saniye
kV	Kilovolt Pik Değeri
CNR	Kontrast – Gürültü Oranı
YYTG	Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik
TLD	Termoluminesans Dozimetre
MSAD	Çoklu Taramada Ortalama Doz
FOV	Seçilen Görüş Alanı
DFOV	Görüntülenen Görüş Alanı
SFOV	Taranan Görüş Alanı
SPR	Plot Görüntü
HU	Hounsfield Numarası
SD	Standart Sapma
NI	Gürültü İndeksi
MTF	Modülasyon Transfer Fonksiyonu
Al	Alüminyum
Pb	Kurşun
Cu	Bakır
cc	Santimetre Küp

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 (a) 2006 yılı ABD sonuçlarına göre başlıca radyasyon ışınlamalarının toplum ışınlamalarına katkısı. (b) 2006 yılı ABD sonuçlarına göre doğal ve yapay radyasyon kaynaklarının toplum ışınlamasına katkıları.....	1
Şekil 1.2 Türkiye’ de yıllık BT kurulum sayısı.....	2
Şekil 2.1 TLD tutucu.....	4
Şekil 2.2 10 mm kesit kalınlığı için elde edilmiş bir doz profili örneği.....	4
Şekil 2.3 10 mm kesit genişliği için seri bir taramada elde edilen her bir kesite ait doz profili	5
Şekil 2.4 (a) Gri renkli bölge tek kesitlik bir taramada taranan kesitin aldığı dozu göstermektedir. (b) Koyu gri renkli bölge, iki kesitlik bir taramada kesitlerin birbirlerinin kuyruk bölgelerinden etkilenen doz bölgelerini göstermektedir. (c) 3 kesitlik bir tarama serisi verilmiştir. Ton olarak en koyu gri bölge 1 ve 3 kesitlerin birbirlerinin kuyruk bölgelerinden etkilenen doz bölgelerini göstermektedir. Orta derece koyu ton ile gösterilmiş gri bölge yan yana kesitlerin birbirinin kuyruk bölgelerinden etkilenen bölgeyi göstermektedir. (d) Tek kesitlik bir taramadaki doz profili ve bu profilin kuyruk bölgesinin yanındaki kesitleri nasıl etkilediği görülmektedir	6
Şekil 2.5 16 ve 32 cm çaplı CTDI fantomlarda merkez ve kenarlar arasındaki doz farkı görülmektedir. Görüldüğü gibi fantom çapı küçüldükçe merkez ve kenarlar arasında doz farkı azalmaktadır	8
Şekil 2.6 Sabit kontrast – gürültü oranında, farklı doku tipleri için artan demet filtrasyonu ile hasta dozundaki değişim. Standart filtrasyon: 1 mmAl + 0,1 mmCu (toplam 4,5 mmAl eşdeğeridir.); ek filtrasyon: 0,2 mmCu (7 mmAl eşdeğeridir).....	12
Şekil 2.7 (a) Demet şekillendirici filtre ve x – ışın demeti üzerindeki etkisi. (b) Gövde ve kardiyak demet şekillendirici filtrenin radyasyonunun düzlemsel dağılımı değiştirerek hasta anatomisine uyumlandırır	13
Şekil 2.8 (a) Tek dedektörlü bir tarayıcıda 10 mm demet genişliği, (b) iki dedektörlü bir sistem için 10 mm demet genişliği, (c) 4 dedektörlü bir sistem için 20 mm demet genişliğinde havada yapılan taramalarda ışınlanan bölgeler görülmektedir. Açık gri bölge penumbra bölümü, koyu gri bölge aslı ışınlanmak istenilen genişliği göstermektedir	15
Şekil 2.9 Farklı üreticilere ait, farklı sayıda dedektör dizili tarayıcılar için “Demet taşması” etkisi görülmektedir. A’ dan F’ ye harfler dizisi tarayıcıları temsil etmekte, N de dedektör sayısını temsil etmektedir	16

Şekil 2.10 Sol tarafta tek dedektörlü bir sistemde dedektör elemanının dizilimi görülmektedir. Sağ tarafta 16 dedektörlü bir sistemde dedektör elemanlarının dizilimi görülmektedir	17
Şekil 2.11 4 farklı üreticiye ait 4 kanallı tarayıcılarda kullanılan dedektör geometrisi diyagramı	18
Şekil 2.12 (a) 180° lineer interpolasyon için kullanılan veri noktaları. (b) 360° lineer interpolasyon için kullanılan veri noktaları	20
Şekil 2.13 Çok dedektörlü sistemlerde interpolasyon işlemi yapılırken, seçilen kesit genişliğine bağlı olarak önceden seçilmiş filtre genişliği (FW) içerisindeki tüm veri noktaları kullanılır	20
Şekil 2.14 (a) Çok ve tek dedektör sistemlerde pitch faktörüne bağlı olarak ek rotasyonların sayısındaki artış. (b) çok ve tek dedektör sistemlerde pitch faktörüne bağlı olarak tarama uzunluğundaki normalize artış	22
Şekil 2.15 Çeşitli üreticilere ait farklı dedektör sayısına sahip tarayıcılar için, 20 cm tarama uzunluğunda (L) fazladan tarama etkisi	23
Şekil 2.16 (a) Tablo tekniği mA ayarı, (b) z – boyunca mA ayarı, (c) açısal mA ayarı	25
Şekil 2.17 Kalp atım hızına bağlı olarak diastol faz uzunluğu	26
Şekil 2.18 EKG – kontrollü mA ayarı kullanıldığında kalbin tam bir atımı sırasında mA’ deki değişim	27
Şekil 2.19 Tüp potansiyeline karşılık hasta ve dedektörde bağıl doz değişimi	35
Şekil 2.20 (a) 20 cm tarama uzunluğunda DLP’ de ki değişimin demet genişliği ile değişimi, (b) 10 cm tarama uzunluğunda DLP’ de ki değişimin demet genişliği ile değişimi.....	36
Şekil 2.21 Görüntü kalitesi niceliklerinin (kontrast, 1/gürültü, CNR) kesit genişliği ile bağıl değişimi	36
Şekil 2.22 (a) Sabit mAs ve sabit efektif mAs durumlarında bağıl gürültünün pitch faktörü ile değişimi. (b) Efektif mAs ayarı kullanan ve kullanmayan tarayıcılarda mAs’ in pitch faktörü ile değişimi.....	38
Şekil 2.23 Hasta ağırlığına göre 3 farklı seviyede mA adaptasyonu	41
Şekil 2.24 Farklı kesim frekansına sahip filtrelerin görüntü gürültüsüne etkisi	47
Şekil 3.1 Gammex Fantom (ACR CT akreditasyon fantomu).....	54
Şekil 3.2 Silindirik ACR fantom modülleri	55

Şekil 3.3 ACR CT akreditasyon fantom modülleri; (a) modül 1, (b) modül 2, (c) modül 3, (d) modül 4	57
Şekil 3.4 BT fantomun hasta yatağına yerleştirilmesi ve hizalanması.....	59
Şekil 3.5 Hizalama testi için alınan görüntüler; (a) modül 1 görüntüsü, (b) modül 2 görüntüsü	59
Şekil 3.6 BT numarası doğruluğu ve BT numarası doğrusallığı testi için alınmış modül 1 görüntüsü	60
Şekil 3.7 CNR ve düşük kontrast ayırma gücü testi için alınmış modül 2 görüntüsü	62
Şekil 3.8 Homojenite ve gürültü testi için alınmış modül 3 görüntüsü.....	63
Şekil 3.9 Yüksek kontrast ayırma gücü testi için alınmış modül 4 görüntüsü.....	63

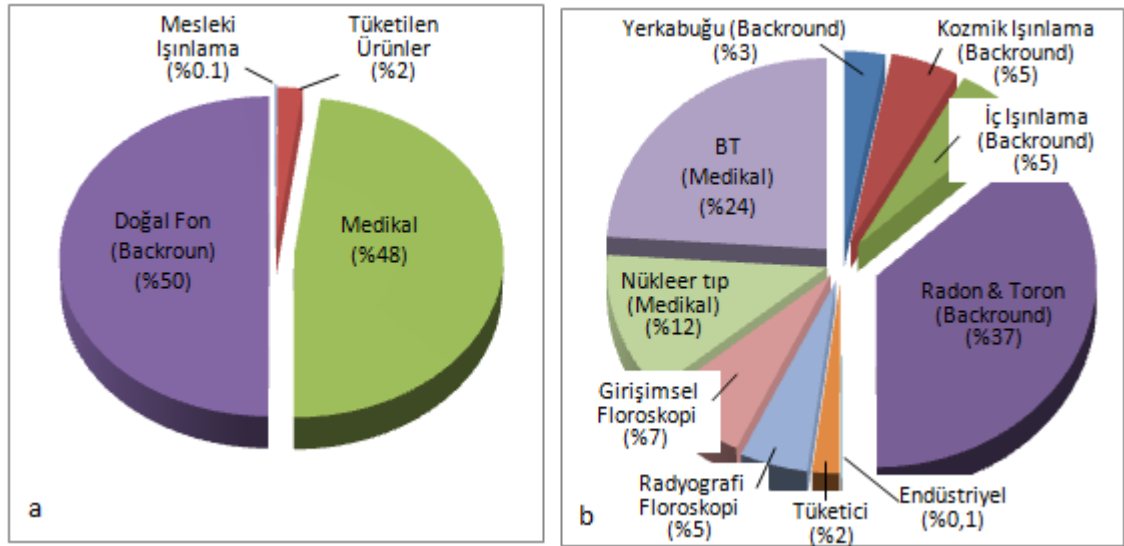
ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Çeşitli organların organ ağırlık faktörleri	10
Çizelge 2.2 Etkin doz dönüşüm katsayıları.....	10
Çizelge 2.3 4 farklı üreticiye ait AEC teknikleri.....	26
Çizelge 2.4 Çift tüplü sistemler için tek segment görüntü oluşturmada kalp hızına bağlı olarak önerilen pitch faktörleri	39
Çizelge 3.1 Tez Çalışmasında Kullanılan Sistemlerin Özellikleri.....	52
Çizelge 3.2 BT numarası doğrusallığı testi için ACR tarafından verilen BT numarası aralıkları	61
Çizelge 4.1 GE Brightspeed 16 (G2) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	68
Çizelge 4.2 GE Brightspeed 16 (G2) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	70
Çizelge 4.3 GE Lightspeed 16 (G3) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	72
Çizelge 4.4 GE Lightspeed 16 (G3) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları	74
Çizelge 4.5 GE Lightspeed VCT 64 (G4) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	76
Çizelge 4.6 GE Lightspeed VCT 64 (G4) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	78
Çizelge 4.7 Siemens Emotion Duo (S1) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	80
Çizelge 4.8 Siemens Emotion Duo (S1) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	84
Çizelge 4.9 Siemens Volume Zoom (S2) yetişkin rutin kafa ve yetişkin rutin toraks inceleme sonuçları	86
Çizelge 4.10 Siemens Volume Zoom (S2) yetişkin rutin Abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	88
Çizelge 4.11 Siemens Sensation 16 (S3) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	90

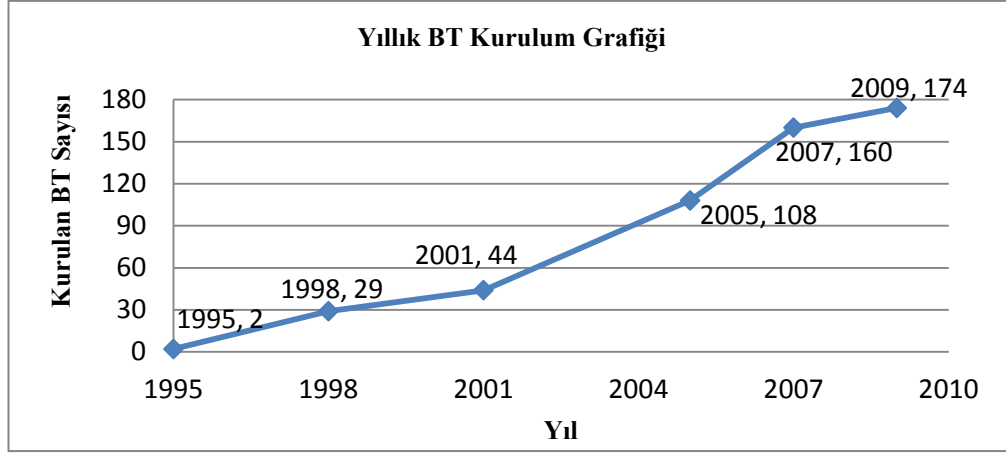
Çizelge 4.12 Siemens Sensation 16 (S3) yetişkin rutin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	92
Çizelge 4.13 Siemens Definition 64 (S4) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	94
Çizelge 4.14 Siemens Definition 64 (S4) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	96
Çizelge 4.15 Toshiba Asetion 4 (T1) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	98
Çizelge 4.16 Toshiba Asetion 4 (T1) yetişkin rutin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	100
Çizelge 4.17 Toshiba Aquilion 64 (T2) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	102
Çizelge 4.18 Toshiba Aquilion 64 (T2) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	104
Çizelge 4.19 GE Lightspeed ultra (G1) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları	106
Çizelge 4.20 GE Lightspeed ultra (G1) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.....	108
Çizelge 4.21 Sistemlerin karşılaştırması	110
Çizelge 4.22 Farklı sistemlerde rutin abdomen incelemeleri için klinik protokollerin karşılaştırılması	112
Çizelge 4.23 Klinik protokollerde sistemler tarafından verilen $CTDI_{vol}$ değerleri ile ölçülen $CTDI_{vol}$ değerlerinin karşılaştırılması	115
Çizelge 5.1 4 farklı inceleme tipi için önerilen inceleme parametreleri	121

1. GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografinin (BT) icat edilmesi kesit görüntülerinin elde edilmesini mümkün kılmış ve görüntüleme teknolojisinde büyük bir atılım sağlamıştır. Farklı düzlemlerde (aksiyel, koronal ve sagittal) anatomik kesit bilgisi elde edilebilmesinin yanı sıra düşük kontrast ayırma gücünün yüksek oluşu, bilgisayarlı tomografiyi nükleer tıp ve radyolojik incelemelerin büyük bir kısmında önemli hale getirmiştir. Birçok alanda klasik x – ışın görüntüleme yöntemlerinin yerini almıştır. 2006 yılı ABD sonuçlarına göre medikal ışınlamaların toplum ışınlamalarına katkısı %48’ dir (şekil 1.1a). Medikal ışınlamalar içerisinde sadece BT’ den gelen katkı ise %24’ dür. Şekil 1.1b’ de görüldüğü gibi bu oran diğer faktörlere göre oldukça yüksektir. Ülkemizde ki BT sayısı yıldan yıla giderek artmaktadır (şekil 1.2).



Şekil 1.1 (a) 2006 yılı ABD sonuçlarına göre başlıca radyasyon ışınlamalarının toplum ışınlamalarına katkısı. (b) 2006 yılı ABD sonuçlarına göre doğal ve yapay radyasyon kaynaklarının toplum ışınlamasına katkıları.



Şekil 1.2 Türkiye’ de yıllık BT kurulum sayısı.

BT’ nin toplum dozuna katkısının yüksek olmasının nedenlerinden birisi kullanım hataları ve eğitimsizlikten kaynaklanmaktadır. İnce yetişkin ve çocuk hastalara yetişkin protokollerinin uygulanması ya da yapılan hatalar sonucu incelemenin tekrarlanarak hastaya tekrar doz verilmesi bunlara örnek olarak gösterilebilir. Buna ek olarak gelişen teknoloji ile yapılan incelemelerin çok kısa sürelerde tamamlanabilmesi ve BT floroskopi gibi girişimsel incelemelerin yapılabilmesiyle farklı kullanım alanlarının doğması, BT kullanımını ve dolayısı ile toplum dozuna katkısını artıran önemli nedenlerdendir.

Çok dedektörlü BT’ lerin (ÇDBT) geliştirilmesi BT tarihinde ki en önemli teknolojik gelişmelerden birisidir. ÇDBT tarayıcıları z – doğrultusu (hastanın uzun eksen) boyunca birden çok dedektör dizisi kullanılmasıyla geliştirilmiştir. Bu günkü teknoloji ile 320 dedektör dizisine sahip ÇDBT’ ler üretilmiştir. Günümüzde yaygın olarak kullanılan 3’ üncü nesil BT geometrisine sahip tarayıcılar kullanılmaktadır. 3’ üncü nesil BT geometrisinde dedektörler gantri içinde bir yay şeklinde dizilmiştir ve x – ışın tüpü ile birlikte hasta etrafında dönerek bilgi toplamaktadırlar. Bütün ÇDBT’ lere gantri slip-ring tekniği ile döndürülmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı kliniklerde en çok uygulanmakta olan 4 inceleme tipi için, (rutin yetişkin kafa, yetişkin toraks, yetişkin abdomen ve çocuk abdomen) en düşük dozlarda istenilen görüntü kalitesinin elde edilmesini sağlayacak klinik protokolleri oluşturmak ve BT’ de dozların azaltılması adına bir miktar fayda sağlamaktır.

2. KURAMSAL BİLGİLER

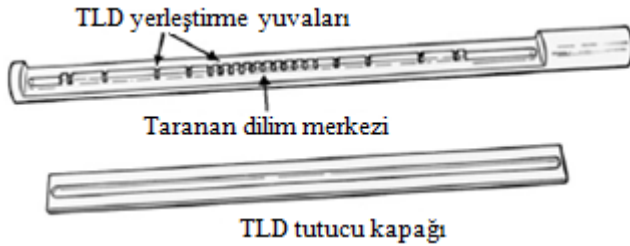
Günümüzde yaygın olarak 3' üncü nesil bilgisayarlı tomografi sistemleri kullanılmaktadır. Bu sistemlerde tüp ve dedektör gantri içerisinde karşılıklı olarak yerleştirilmişlerdir ve hasta etrafında 360⁰' lik açı boyunca dönerek birçok açıda projeksiyon bilgisi toplarlar. Bu projeksiyon bilgileri ile filtre geri projeksiyon teknikleri kullanılarak kesit görüntüleri oluşturulmaktadır. Günümüz teknolojisi ile iteratif teknikler adı altında farklı görüntü oluşturma yöntemleri geliştirilmiştir. Bu teknik görüntü oluşumu sırasında gürültüyü azalttığı için standart filtre geriye projeksiyon yöntemlerine göre daha düşük dozlarda daha iyi kalitede görüntüler elde edilmesini sağlamaktadır (McCollough 2009).

2.1. Bilgisayarlı Tomografide Dozimetri ve Radyasyon Dozu

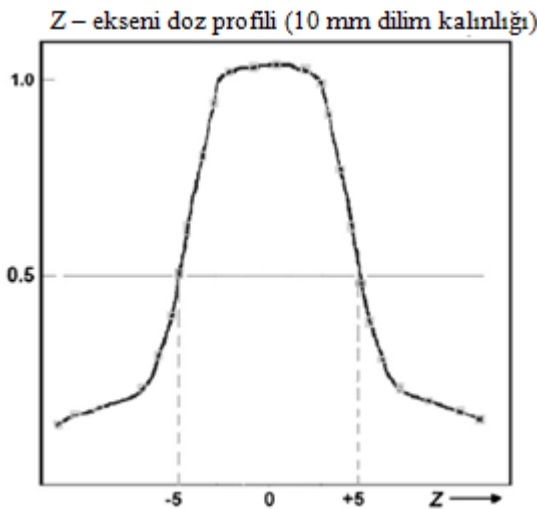
Floroskopi, mamografi ve bilgisayarlı radyografi gibi tomografik olmayan incelemelerde radyasyon dozu hasta cildinde maksimuma ulaşır. Yani cilt dozu, dozun en yüksek olduğu bölge olmaktadır. Bu nedenle farklı teknikler ya da farklı sistemler karşılaştırılırken, "yüzey giriş dozu" radyasyon riski için en uygun gösterge olmuştur. Ancak BT' de x – ışınları hastada herhangi bir noktaya farklı yönlerden girdiği için maksimum dozun yüzeyde mi yoksa vücutta herhangi bir derinlikte mi oluşacağı bilinemez. Ayrıca BT' de yüzeyde ya da vücut içinde herhangi bir derinlikte doz ölçümü, bu alışılmış yöntemlerle farklı yönlerden gelen x – ışın demetleri için tek tek yapılması gerekir. Bu işlemin vücut yüzeyinde ve derinliğindeki her nokta için yapılması gerektiğini düşünürsek uygulaması oldukça zahmetlidir. Bu nedenle BT' de doz ölçümleri için daha pratik bir yöntem olan CTDI geliştirilmiştir. Bu yöntem sayesinde CTDI fantom ile yapılan ölçümlerde, radyasyon dozuna hem hasta merkezinden (vücut derinliğinden), hem de kenarlardan (cilt dozu) gelen katkılar hesaba katılmış olmaktadır (Goldman 2007). Radyasyon dozu ölçümünden önce, radyasyonun fantom içindeki davranışını ve z – eksenini (hastanın uzun eksenini) boyunca demet genişliği dağılımının bilinmesi önemlidir. Bu işlem için bir TLD tutucu içerisine küçük boyutlu TLD' ler konulduktan sonra, TLD tutucu fantom merkezindeki deliğe (z – eksenini boyunca uzanan delikler) yerleştirilerek tek kesitlik bir aksiyel tarama ile

ölçülmektedir. Bu TLD tutucu x – ışın demeti içinde ve dışında geniş bir alanda doz ölçümü yapmaya izin verecek şekilde tasarlanmıştır (şekil 2.1). Tarama işleminden sonra her bir TLD okunup onun z – eksenindeki pozisyonuna karşılık doz profili çizilerek x – ışın demetinin z – eksenini boyunca oluşan dağılımı elde edilebilmektedir. Şekil 2.2’ de 10 mm kesit kalınlığı için elde edilmiş bir doz profili örneği görülmektedir.

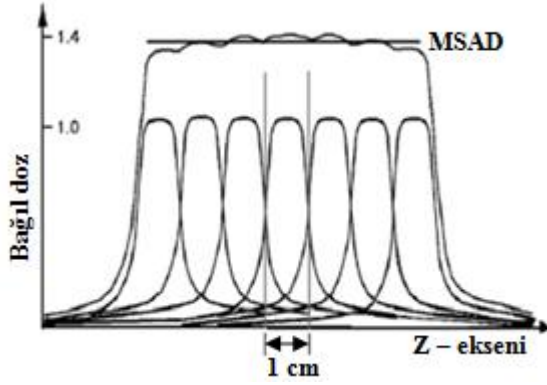
Elde edilen bu doz profil bilgisi iki önemli sonucu ortaya çıkarmıştır. Bunlardan birincisi; doz profilinin ya da pikin %50’ sine karşılık gelen seviyedeki profil genişliği yaklaşık olarak seçilen kesit genişliği kadardır (şekil 2.2). Bu genişlik yarı yükseklikteki tam genişlik (YYTG) olarak bilinir. İkincisi ise; radyasyonun önemli bir kısmı ışınlanan kesitin dışındadır ve komşu kesitlere dahil olmaktadır (şekil 2.3). Bu kuyrukların komşu kesitlere ek radyasyon dozundan başka hiçbir katkısı yoktur. Yani görüntü oluşumuna hiçbir yarar sağlamazlar. Seri bir taramada her bir kesitin, diğer kesitlerden aldığı ek radyasyon miktarı dilim genişliği, dilim aralığı, kesitin seri içerisindeki pozisyonu ve kolimatör tasarımı gibi tarayıcı geometrisini içeren birkaç faktöre bağlıdır.



Şekil 2.1 TLD tutucu.



Şekil 2.2 10 mm kesit kalınlığı için elde edilmiş bir doz profili örneği.



Şekil 2.3 10 mm kesit genişliği için seri bir taramada elde edilen her bir kesite ait doz profili.

2.2. Bilgisayarlı Tomografide Doz Nicelikleri

2.2.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)

Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI) bilgisayarlı tomografide en önemli doz göstergesidir. Birbirine bitişik kesitlerden oluşan bir serilik ışınlama boyunca taranan hacmin merkezi bölgesindeki tek kesitlik ortalama dozu hesaplamak için kullanılan bir niceliktir. CTDI hastanın uzun eksenine paralel doğrultuda (z – ekseni doğrultusu) aksiyel tarama modunda, x – ışın kaynağının tek bir rotasyonu için ölçülür. Bu işlem için 3 cc, 100 mm (nominal ışın kolimasyonundan daha uzun bir iyon odası) uzunluğunda bir iyon odası kullanımı standart olarak kabul edilmiştir. Elektrometreden okunan değer nominal toplam ışın kolimasyonuna bölünmesi ile hesap edilen CTDI' nın matematiksel olarak en temel hali aşağıdaki gibidir ve birimi mGy' dir.

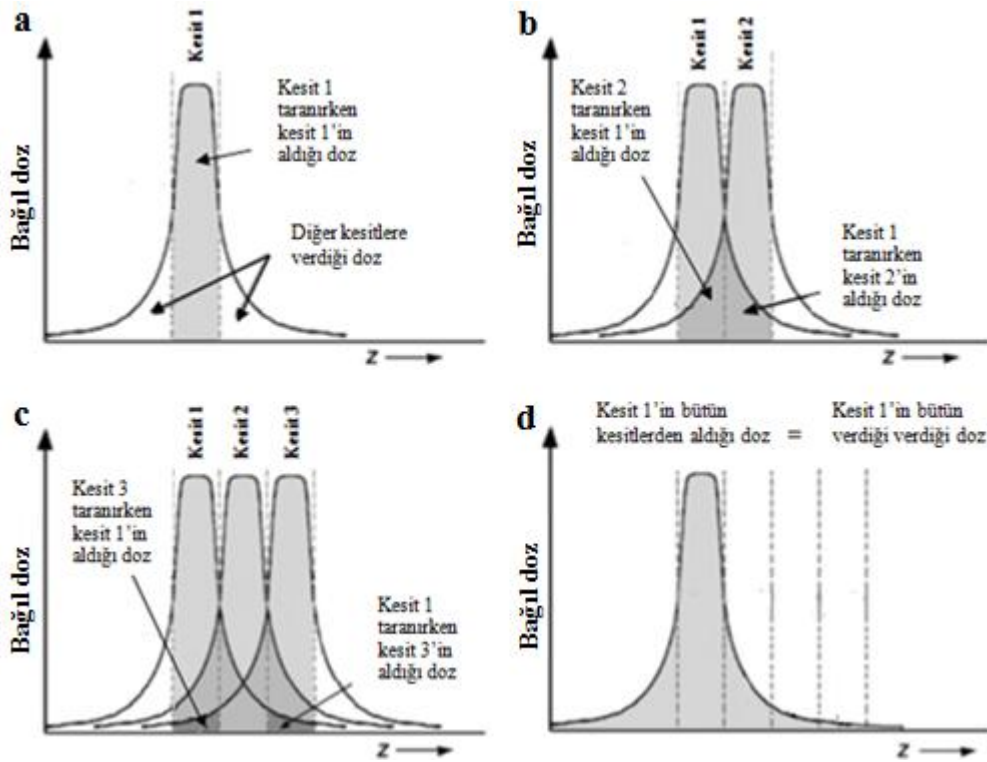
$$CTDI = \frac{1}{N * T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2.1)$$

N: Tek dönüşlük bir aksiyel taramada eşzamanlı olarak görüntülenen tomografik kesit sayısı.

T: Tek bir tomografik kesit genişliği. Tek dedektörlü BT' lerde (SDCT) bu genişlik z – ekseni boyunca kolimasyona eşittir. Ancak ÇDBT' lerde birkaç dedektör elemanı birleşerek tek bir veri kanalı oluşturmuş olabilir.

D(z): Tek turluk bir taramada z – ekseni boyunca ölçülen radyasyon doz profili.

Nominal ışın kolimasyonuna göre daha uzun bir iyon odası kullanımındaki amaç yukarıda bahsetmiş olduğumuz doz profiline kuyruk etkilerini de hesaba katmış olmaktır. Çünkü tek serilik bir taramada kesitler birbirlerinin kuyruk kısımlarından etkilenmektedir. Şekil 2.4' deki diyagram ile bunu açıklamak mümkündür. Şekil 2.4a' da tek kesitlik bir taramaya ait doz profili örneği görülmektedir. Şekil 2.4b' de iki kesitlik seri bir taramayı inceleyecek olursa, komşu iki kesiti birbirlerine verdikleri katkıların simetrik ve eşit oldukları görülmektedir. Şekil 2.4 c ve d' de üç kesitlik seri bir tarama incelediğinde bir kesitin diğer bütün kesitlere verdiği katkı, bütün kesitlerden aldığı katkıya eşit olmaktadır. Dolayısı ile doz profili altındaki toplam alanı dikkate alabilmek için uzun bir iyon odası kullanılması gerekmektedir.



Şekil 2.4 (a) Gri renkli bölge tek kesitlik bir taramada taranan kesitin aldığı dozu göstermektedir. (b) Koyu gri renkli bölge, iki kesitlik bir taramada kesitlerin birbirlerinin kuyruk bölgelerinden etkilenen doz bölgelerini göstermektedir. (c) 3 kesitlik bir tarama serisi verilmiştir. Ton olarak en koyu gri bölge 1 ve 3 kesitlerin birbirlerinin kuyruk bölgelerinden etkilenen doz bölgelerini göstermektedir. Orta derece koyu ton ile gösterilmiş gri bölge yan yana kesitlerin birbirinin kuyruk bölgelerinden etkilenen bölgeyi göstermektedir. (d) Tek kesitlik bir taramadaki doz profili ve bu profilin kuyruk bölgesinin yanındaki kesitleri nasıl etkilediği görülmektedir.

Aktif uzunluğu L olan iyon odası ile (ya da L uzunluğunda bir doz profili) yapılan ölçüm için eşitlik 2.1 aşağıdaki gibi yazılır.

$$CTDI_L = \frac{1}{N * T} \int_{-L/2}^{L/2} D(z) dz \quad (2.2)$$

CTDI' in yukarıdaki tanımı dikkate alındığında L uzunluğunda bir iyon odası ile yapılan ölçümler için eşitlik 2.3' e dönüşür.

$$CTDI_L = \frac{\text{iyon odasından okunan değer} (R) * f\left(\frac{Rad}{R}\right) * C * L(mm)}{N * T} \quad (2.3)$$

f: Işınlamadan doza geçiş faktörü

C: İyon odası kalibrasyon faktörü

100 mm uzunluğunda iyon odası kullanımı ile yapılan ölçüm için $CTDI_{100}$ olarak adlandırılan CTDI hesabı aşağıdaki şekli alır.

$$CTDI_{100} = \frac{\text{iyon odasından okunan değer} (R) * f\left(\frac{Rad}{R}\right) * C * 100(mm)}{N * T} \quad (2.4)$$

2.2.1.1. Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_w$)

Vücuttaki doz dağılımının derinlikle değişiyor olmasından dolayı, soğurulan doza vücut merkezi ve kenarlarından gelen katkılar ayrı ayrı dikkate alınmaktadır. Bunu için fantomda CTDI ölçümü, fantom yüzeyine yakın 4 noktada (saat 3, 6, 9 ve 12 yönlerinde) ve merkezde olmak üzere 5 farklı noktada ölçülür. Fantom kenarında ölçülen değerler, merkezdeki değerden fazladır. Özellikle fantom çapı büyüdükçe bu fark daha da belirgin olmaktadır (şekil 2.5). Kafa fantomu (16 cm çaplı) için merkez ve kenarlarda ölçülen değerler hemen hemen birbirine yakın iken, vücut fantomunda (32 cm çaplı) merkez ile kenarlar arasında iki kat fark olmaktadır. Ayrıca saat 6 yönünde (hasta yatağının altındaki ölçüm pozisyonu) ölçülen değer yatak azalımından dolayı en düşüktür.

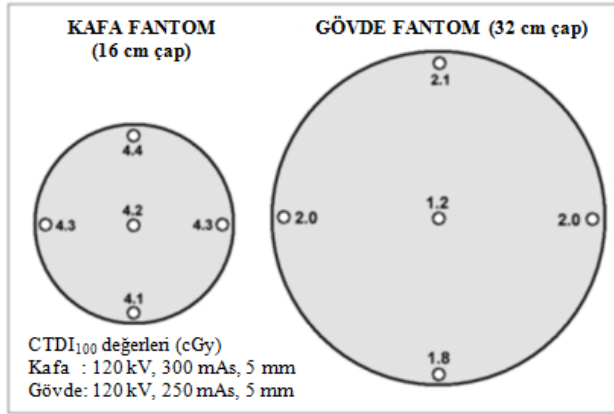
$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{merkez} + \frac{2}{3}CTDI_{kenar} \quad (2.5)$$

Burada;

$CTDI_{merkez}$: Fantom merkezinde ölçülen değer

$CTDI_{kenar}$: Fantom kenarında ölçülen değerdir ve dört farklı kenardan ölçülen değerlerin ortalaması alınarak hesaplanır.

1/3 ve 2/3 soğurulan doza sırası ile merkez ve kenarlardan gelen katkı faktörleridir.



Şekil 2.5 16 ve 32 cm çaplı CTDI fantomlarda merkez ve kenarlar arasındaki doz farkı görülmektedir. Görüldüğü gibi fantom çapı küçüldükçe merkez ve kenarlar arasında doz farkı azalmaktadır.

2.2.1.2. Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeks ($CTDI_{vol}$)

$CTDI_{vol}$ helikal taramalarda pitch faktörünü hesaba katan doz niceliğidir. Pitch faktörü 1' den büyük olduğunda kesitler arası boşluklar aksiyel taramaya göre artacak, 1' den küçük olduğunda da azalacak ve kesitler üst üste binecektir. Dolayısı ile pitch faktörüne bağlı olarak $CTDI$ da değişecektir. Pitch faktörünü de hesaba katan $CTDI_{vol}$ niceliği aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w * \frac{N * T}{I} \quad (2.6)$$

I: Helikal taramada x – ışın tüpünün 1 turluk dönüşü başına masa hareket mesafesidir.

$$p = \frac{I}{N * T} \Rightarrow \frac{1}{p} = \frac{N * T}{I} \quad (2.7)$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (2.8)$$

2.2.2. Doz Uzunluk Çarpımı (DLP)

BT’ de radyasyon dozu ve riski, ışınlanan anatomik yapının türü ve miktarıyla ilişkilidir. CTDI’ ın bitişik bir serilik tarama boyunca, taranan hacmin merkezi bölgesindeki tek kesitlik ortalama dozun bir göstergesi olduğu daha önce ifade edilmişti. Ancak iyonize radyasyon riski için hastada biriken toplam radyasyon dozunu da bilmemiz gerekir. BT’ de biriken toplam doz için DLP tanımlanmıştır. Aşağıdaki gibi hesaplanır ve birimi mGy-cm’ dir.

$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad (2.9)$$

L: Tek serilik bir ışınlamada z – ekseni boyunca taranan toplam uzunluktur.

Bir inceleme için birden fazla tarama serisi uygulanmışsa, her seri için ayrı ayrı DLP’ lerin toplamı ile toplam DLP hesaplanabilir. Ancak bu durum CTDI için doğru olmaz. DLP ışınlanan dokuların radyosensitivitesini hesaba katmadığı uygun bir doz göstergesi değildir. Ayrıca herhangi bir inceleme için tarama uzunluğu kullanıcıya göre farklılıklar gösterebilir. Bu nedenle DLP değeri de kullanıcıya bağlı olarak farklılıklar gösterebilir. Radyasyon riskinin hesabı için “Etkin doz” niceliği bir doz göstergesi olarak kullanılmaktadır.

2.2.3. Etkin Doz (E)

Herhangi bir nedenle radyasyona maruz kalınması sonucunda oluşacak radyasyon risk hesabı için “Etkin doz” niceliği tanımlanmıştır. Etkin doz, belirli bir organ dizisi için, organ dozlarının ağırlıklı ortalaması olarak tanımlanır ve vücudun herhangi bir bölümünün ışınlanması ile oluşan organ dozlarının, tüm vücuda eşdeğer homojen bir doz olarak ifade edilmesini sağlar.

$$E = \sum_i W_i * H_T \quad (2.10)$$

W_i : Organ Ağırlık Faktörü,

H_T : Organ Dozu

Aşağıda bazı organların radyasyon hassasiyetine bağlı olarak organ ağırlık faktörleri verilmektedir.

Çizelge 2.1 Çeşitli organların organ ağırlık faktörleri (Christner vd. 2010).

Organ	W_i
Gonads	0,20
Akciğer, kolon, kırmızı kemik iliği, mide duvarı	0,12
Karaciğer, meme, mesane, troid, yemek borusu	0,05
İskelet ve deri	0,01
Diğer	0,05

Etkin doz doğrudan ölçülebilir bir nicelik değildir. BT' de bu hesap etkin doz dönüşüm faktörlerinin DLP ile çarpılması ile hesaplanır. Birimi mSv' dir.

$$E = DLP * k \quad (2.11)$$

k : Etkin doz dönüşüm faktörü.

Çizelge 2.2 Etkin doz dönüşüm katsayıları (Anonymous 2008).

İncelenen bölge	k (mSv * mGy ⁻¹ * cm)				
	Yeni doğmuş	1 yaş	5 yaş	10 yaş	Yetişkin
Baş, boyun	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Baş	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Boyun	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Göğüs	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Karın	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Gövde	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

2.3. BT' de Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler

2.3.1. Donanım Parametreleri

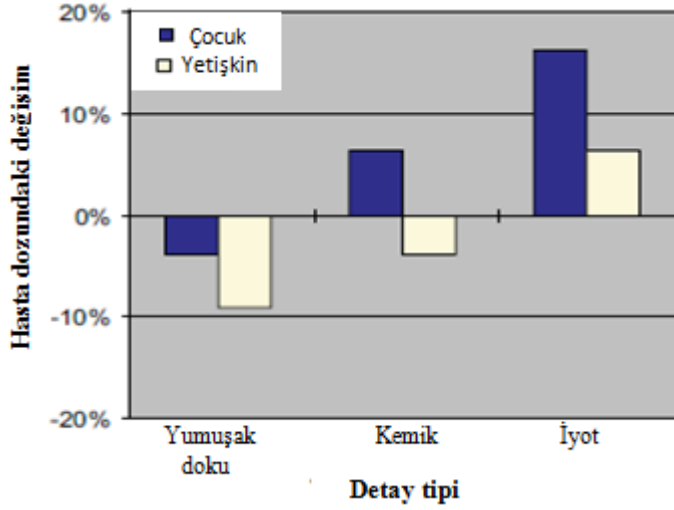
2.3.1.1. Filtrasyon

Filtrasyon x-ışın demetinde görüntü oluşumuna katkısı olmayan ya da çok az katkısı olan düşük enerjili fotonların hastaya ulaşmasını engelleyen bir donanımdır. Düşük enerjili fotonların bir kısmı soğurulduğu için demet daha enerjik bir hal alır yani ortalama enerjisi artar. Bu düşük enerjili fotonlar ya filtrasyonla ya da ciltte soğurularak dedektöre ulaşamadıkları için görüntü oluşumuna hiçbir katkısı olmaz. Fotonların ciltte soğurulması demek, hasta dozunun artması demektir. Filtrasyon ile düşük enerjili fotonların durdurulması hasta dozunu azaltır. Hasta dozu azaldığı için gürültüde bir miktar artış olur.

BT sistemlerine 1 ile 3 mmAl filtreye ek olarak 0,1 mmCu filtre (Flat filtre) yerleştirilmektedir. Böylece toplam filtrasyon yaklaşık olarak 5,6 mmAl' a karşılık gelmektedir. Aynı zamanda 0,2 mmCu ek filtrasyonla üretilmiş yeni tarayıcılarda mevcuttur, bu durumda toplam filtrasyon 8,8 mmAl' a çıkmaktadır. Daha düşük filtrasyona sahip tarayıcılarda üretilmiştir. Bu tarayıcılarda hesaplanan normalize doz değeri (n CTDI (mGy / mAs)) önemli derecede farklılıklar gösterilebilir.

Ek filtrasyon ile birlikte toplam filtrasyonun artışı mAs başına ışın yoğunluğunu azalttığı için gürültü artar ve düşük kontrast ayırma gücü (CNR = contrast – noise ratio) bozular. Eğer bu etki düzeltilmez ise düşük kontrast detayların dedekte edilebilirliği azalır. Bunu düzeltmenin basit yolu mAs' ın artırılmasıdır.

BT' lerde standart filtrasyonun (yaklaşık olarak 1 mmAl + 0,1 mmCu = 4,5 mmAl' a eşdeğerdir) 0,2 mmCu' a artırılmasıyla elde edilen etkin dozdaki net azalma %10'dan fazla değildir. Zira yüksek kV' ler kullanıldığı için BT' de filtrasyonun doz üzerindeki rolü küçüktür. Filtrasyonun artırılması, eğer x-ışın tüp kapasitesi izin veriyorsa ve önemli bir fayda sağlayacaksa önerilebilir.



Şekil 2.6 Sabit kontrast – gürültü oranında, farklı doku tipleri için artan demet filtrasyonu ile hasta dozundaki değişim. Standart filtrasyon: 1 mmAl + 0,1 mmCu (toplam 4,5 mmAl eşdeğeridir.); ek filtrasyon: 0,2 mmCu (7 mmAl eşdeğeridir).

BT ile ilgili son çalışmalar göstermiştir ki büyük ölçüde filtrasyon farklılığına sahip tarayıcılarda bile benzer doz seviyeleri görülmektedir (Baert vd. 2007).

2.3.1.2. Papyon Filtre

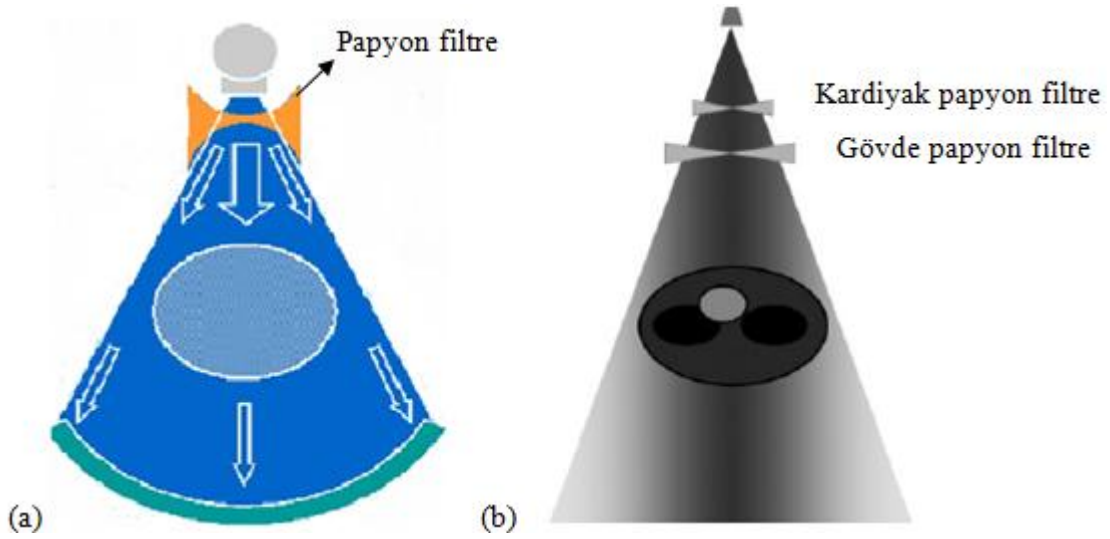
Birçok tarayıcı “Papyon filtre olarak bilinen özel bir demet şekillendirici filtre ile donatılmıştır. Bu filtre ışın demeti içinde yayılan radyasyonun düzlemsel dağılımını değiştirerek hasta anatomisine uygun hale getirmeye çalışır (şekil 2.7a). Hasta anatomisinde kenarlara gidildikçe obje boyutu azaldığı için gelen x ışınları kenarlarda daha az soğurulacaktır. Dolayısı ile merkez ve kenar dedektörlerde oluşan sinyaller arasında büyük farklılıklar oluşacaktır. Demet şekillendirici filtrenin şekli ve yapıldığı malzeme ile tüpten çıkan x – ışın demetinin şiddetini ve enerjisini değiştirerek kenarlardaki dedektörlere ulaşacak ışın miktarını azaltır ve dedektörler üzerinde eşit sinyaller oluşumunu sağlamaktadır. Böylece demet sertleşmesi etkilerinin ortaya çıkma olasılığı da azalır. Demet şekillendirici filtre doku eşdeğeri bir azalım özelliği göstermesi açısından düşük atom numaralı materyallerden yapılır.

Demet şekillendirici filtre obje kenarlarındaki CTDI ($CTDI_p$) değerini azaltarak dozu etkiler. Merkezdeki doz da ($CTDI_c$) obje kenarlarındaki saçılan dozdan etkilendiği için bir miktar azalır. Merkezdeki azalım kenarlardaki azalımdan daha az olduğu için obje

girişinde homojen bir doz dağılımı elde edilir. Böylece görüntüdeki gürültünün bölgesel değişimi de iyileştirilmiş olur. Demet şekillendirici filtre, standart filtre (Flat filtre) ile karşılaştırıldığında yüzey dozunu %50 azalttığı ifade edilmektedir (Kalra 2004).

Papyon filtrelerin sadece yapıldığı malzemeye göre değil şekilleri ile de farklılık gösterdikleri bilinmektedir. Buna ek olarak bazı tarayıcıda, demet şekillendirici filtrelerin farklı tipleri obje çapına ve doğasına bağlı olarak seçilebilmektedir (Örneğin kafa ve vücut için farklı boyutta demet şekillendirici filtreler bulunmaktadır).

Bazı marka model tarayıcılarda kardiyak incelemeler için kardiyaka uygun papyon filtre bulunmaktadır (şekil 2.7b). Kardiyak BT' de kalp toraks bölgesinde merkezlidir ve radyasyon alanı kardiyak için gerekli FOV' dan (Field of View) daha geniş olabilir. Bu nedenle kardiyak incelemelerde FOV dışına taşan radyasyon alanı kardiyak incelemelere uygun papyon filtre tarafından azaltılır. Çift tüplü sistemlerde kardiyak papyon filtrenin vücut papyon filtreye göre dozu %17 azaldığı ifade edilmektedir (McCollough 2007).



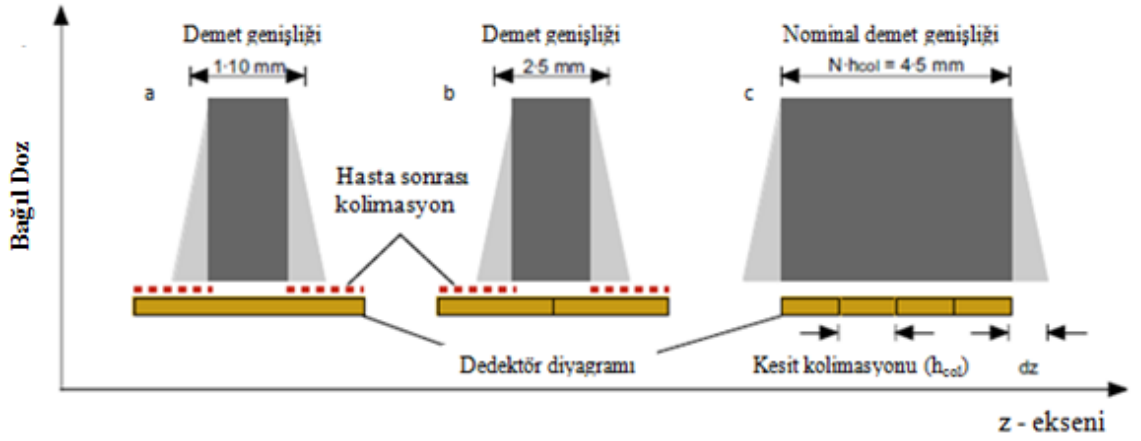
Şekil 2.7 (a) Demet şekillendirici filtre ve x – ışın demeti üzerindeki etkisi. (b) Gövde ve kardiyak demet şekillendirici filtrenin radyasyonunun düzlemsel dağılımı değiştirerek hasta anatomisine uyumlandırır.

2.3.1.3. Demet Kolimasyonu

Bilgisayarlı tomografide 2 tane kolimasyon vardır. Bunlardan birincisi odak noktasına yakın olan primer kolimasyon, ikincisi de dedektöre yakın olan hasta sonrası (post patient) kolimasyondur.

Birincil kolimasyon görüntüleme de kesit kalınlığını tanımlaması için x-ışın kaynağına yakın yapılmıştır. Doz profil genişliğinin (dağılımı) belirlenmesinde, odak noktasının şekli (yani anot üzerindeki şiddet dağılımı), boyutu, kolimasyonun odağa olan mesafesi ve kolimasyon açıklığı önemlidir. Örneğin; odak noktasının sonlu boyutundan dolayı penumbra etkisi oluşur ve doz profili olumsuz yönde etkilenir. Kolimasyon ne kadar dar seçilirse penumbra etkisi o kadar belirgin olur. Yeni teknoloji sistemlerde, artan dedektör sayısı ve dolayısıyla z boyunca artan dedektör alanı ile penumbra etkisi azalmıştır (şekil 2.9).

İkincil kolimasyon olan “hasta sonrası (post – patient) kolimasyon” un öncelikli görevi saçılan radyasyonu engellemektir. Bu ikincil kolimasyon bazı “tek kesit ve iki kesit” tarayıcılarında kesit profil şeklini iyileştirmek için daha çok daraltılır (şekil 2.8a,b). Ancak iki dedektör dizisinden daha fazla dedektör dizisine sahip ÇDBT’ lerde (yani 4 ya da daha fazla dedektör dizisine sahip tarayıcılar)dedektör alanının dış kısmındaki penumbra etkisinden kaçınmak ya da en aza indirmek için, demet genişliğinin dedektör alanından büyük seçilmesi gerekir. Çünkü dört ve daha fazla kesitli ÇDBT’ lerde eş zamanlı olarak alınan görüntüler arasında fark olmaması için bütün dedektör kanallarının eşit sinyal dedeksiyonu yapması gereklidir. Bu nedenle penumbra dedektör alanı dışında bırakılmalıdır (şekil 2.8c). Her iki durumda da kolimasyon nominal kesit genişliğinden daha geniş tutulmalıdır. Görüntü oluşumuna hiçbir katkısı olmayan ancak hasta dozunu artıran bu olguya “Demet taşması (Overbeaming)” denir. Penumbra etkisinin görüntüye etkisi post – patient kolimasyon ile engellenir ya da azaltılır.



Şekil 2.8 (a) Tek dedektörlü bir tarayıcıda 10 mm demet genişliği, (b) iki dedektörlü bir sistem için 10 mm demet genişliği, (c) 4 dedektörlü bir sistem için 20 mm demet genişliğinde havada yapılan taramalarda ışınlanan bölgeler görülmektedir. Açık gri bölge penumbra bölümü, koyu gri bölge aslı ışınlanmak istenilen genişliği göstermektedir.

Daraltılmış demet genişliği ile normalize CTDI değerinin (nCTDI) artışı açıkça belli olur. Demet taşması (doz profilinin dedeksiyon için kullanılmayan kısmı) toplam demet genişliğindeki etkisi, “dz” parametresi ile ifade edilir (şekil 2.8). Demet taşması sebebiyle CTDI’deki artış yüzdesi matematiksel olarak aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$\Delta CTDI_{rel} = \frac{dz}{N * h_{col}} * 100 \dots \dots \dots (2.12)$$

dz: Demet taşması genişliği

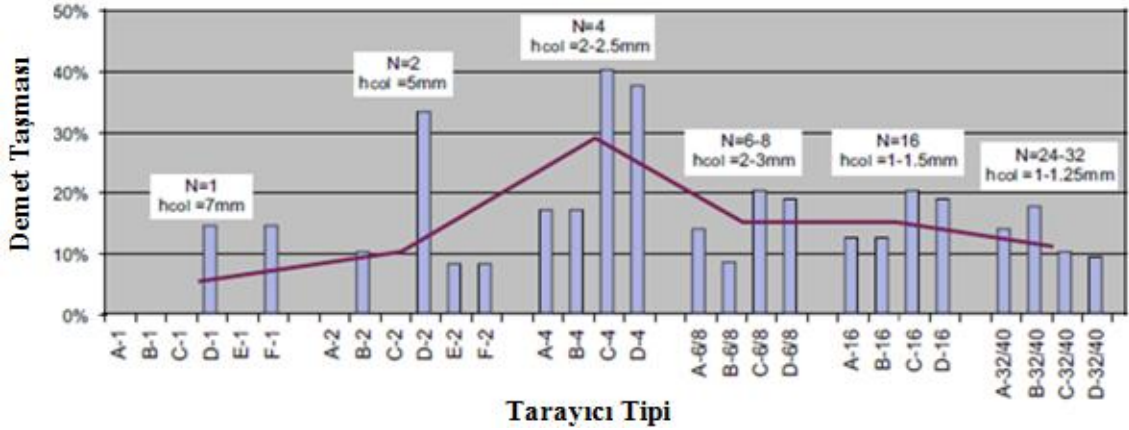
N: Kullanılan kanal sayısı

h_{col}: Kolimasyon (tek bir kanal genişliği)

Demet taşması tek ve iki dedektörler için tipik olarak 1 mm kadardır ve hasta - sonrası kolimasyon tarafından azaltılır. Dört ve daha fazla ÇDBT’ler için de 3 mm kadardır. Ancak bu tarayıcıların tipine bağlı olarak değişebilir. Dar ışın demeti genişlikleri için demet taşmasından dolayı dozdaki artış %100, hatta daha fazla olabilir.

Çok dedektörlü sistemlerde amaç dedektör boyutunu mümkün olduğu kadar küçülterek z – ekseni boyunca ayırma gücünü iyileştirmektir. Ayırma gücünün iyileştirilmesi için kesit kolimasyonu azaltılırken demet taşması etkisi de dikkate alınmalıdır.

Demet taşması etkisinden dolayı CTDI' daki artış, demet genişliği ayarlarına göre tarayıcıların her bir tipi için kendine özgü farklı sonuçlar verir. Demet taşması etkisinin 4 dedektör ÇDBT' lerde en belirgin olduğu söylenmektedir. Ve ayrıca çok kesitli tarayıcılarda demet genişliğinin ($N \cdot h_{col}$) artırılması ile azalır (Baert vd. 2007).



Şekil 2.9 Farklı üreticilere ait, farklı sayıda dedektör dizili tarayıcılar için “Demet taşması” etkisi görülmektedir. A’ dan F’ ye harfler dizisi tarayıcıları temsil etmekte, N de dedektör sayısını temsil etmektedir.

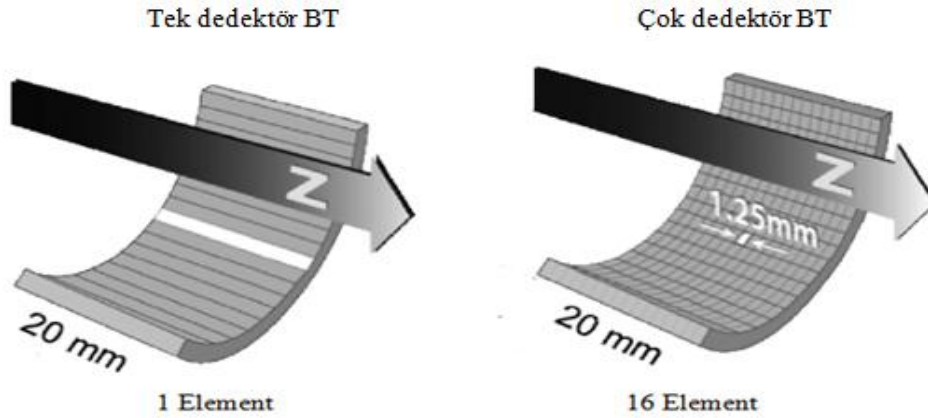
Odak noktası hareketinin ve demet kolimasyonun hasta öncesinde kontrol edilmesi ile tarayıcının doz etkinliği artırılır ve böylece radyasyon dozu da azaltılmış olur. Bu teknik ile her birkaç milisaniyede demetin pozisyonu ölçülür ve gerektiği kadar değiştirilip demet yeniden pozisyonlanarak demet taşması etkisi azaltılır. Ayrıca bu teknik odak noktası izleme tekniği olmayan sistemlere göre dedektör üzerinde daha dar bir doz profili oluşumuna olanak sağlamaktadır. Işın demeti dedektör üzerinde stabilize edilmiş olur. ÇDBT’ lerle ilgili olarak hiçbir odak noktası izleme sistemi olmayan sistemler ile karşılaştırıldığında radyasyon dozunda azalma görülür.

2.3.1.4. Dedektör Diyagramı

Çok dedektörlü sistemler, birden fazla dedektör dizisi ile donatılmışlardır. (Bu dedektör dizilerinin her birinin z-boyunca olan genişliği daha küçüktür ancak toplamda daha geniş bir dedektör alanı oluşturmaktadırlar) 4’ üncü nesil BT tarayıcı olarak bilinen sabit dedektör ringleri, gaz dedektörlerden yapılmış ve çok dedektör dizisinin gereksinimleri ile uyumludur. En yaygın olarak kullanılmakta olan 3’ üncü nesil BT tarayıcılarda ise katı sintilatör kristallerinden yapılmış dedektör dizileri kullanılmıştır.

Genellikle katı dedektörlerin doz etkinliği gaz dedektörlerinkinden daha fazladır. Ancak saçılan radyasyonun etkisini azaltmak için kullanılan ve primer radyasyonunda belirli bir miktar kaybına neden olan ilave kolimatörler gerektirmektedirler.

Çok dedektör sistemlerdeki her bir katı hal dedektörü dar şeritler şeklinde septalar tarafından birbirinden ayrılmıştır (şekil 2.10). Bu septalar radyasyona hassas değildirler ve bu nedenle de dedektör sinyaline bir katkıda bulunmazlar. Bu çok sayıdaki septadan dolayı, dedektör tasarımına bağlı olarak aktif olmayan bölgeler oluşur ve geometrik etkinlik azalır. Yani dedektör verimi düşer. Buna ek olarak dedektör dizileri üretilirken sintilatör kristallerinin kesilmesi nedeniyle her bir dedektör dizisinin kenarlarında oluşan hassasiyet azalımı da dedektör verimini azaltır.

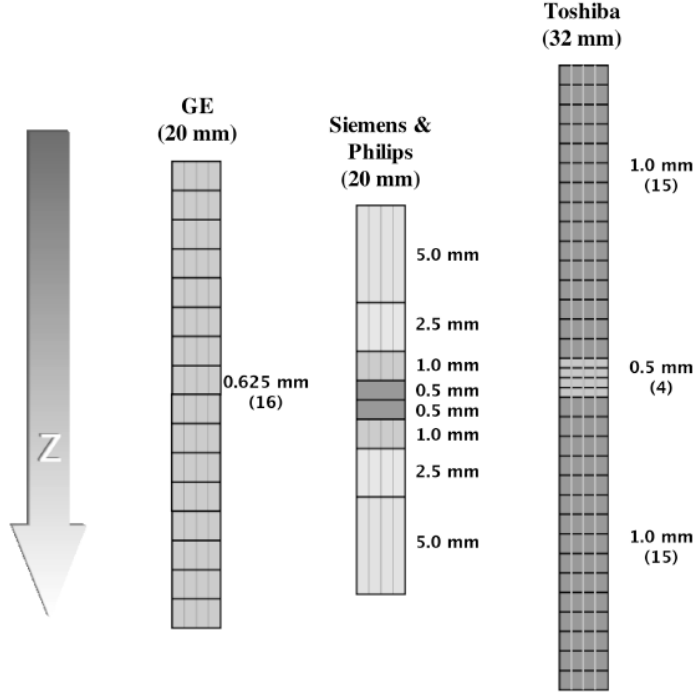


Şekil 2.10 Sol tarafta tek dedektörlü bir sistemde dedektör elemanının dizilimi görülmektedir. Sağ tarafta 16 dedektörlü bir sistemde dedektör elemanlarının dizilimi görülmektedir.

Tek dedektörlerin aksine, çok dedektör dizilerinde ışınların dedektör alanı maksimum kesit genişliğinden daha büyük olabileceğini ve dedektör dizilerinin ışın alanının içinde kalabileceği daha önce ifade edilmişti. Çok dedektör sistemde görülen bu iki etkiden dolayı (ayrılmış septalar ve kenarlarda azalan hassasiyet) tek dedektör sistemlerde %95 olan bağıl verim, çok dedektörlerde daha azdır ve %70' e kadar düşmüştür.

1998' de en küçük dedektör boyutu 0,5 – 1,25 mm arasında ve sayıları 8 ile 34 arasında değişen dedektör dizisi kullanılarak çok farklı tasarımlar üretilmiştir. Dedektör dizilerinin çok fazla oluşu farklı kesit kolimasyonlarını mümkün kılmıştır. Birkaç bitişik dedektör dizinin elektronik olarak birleştirilmesi ile tek bir dedektör boyutunda daha

büyük kesit kolimasyonları yapılması başarılmıştır (Örn; $4 \times 1,25 = 5 \text{ mm}$ (GE), $1+1,25+2,5 = 5$ (Philips / Siemens)) (şekil 2.11).



Şekil 2.11 4 farklı üreticiye ait 4 kanallı tarayıcılarda kullanılan dedektör geometrisi diyagramı.

İlk olarak Toshiba tarafından geliştirilen hybrid dedektör tasarımı 2001 yılında tanıtılan bütün 16 dedektör tarayıcılar da kullanılmıştır. 16 dedektör dizili tarayıcıların her iki kenarındaki dedektörler merkezdekilere göre daha büyük boyutta yapılandırılmıştır. Dedektör sayısı 24 ve 40 arasında olan ve z-boyunca toplam dedektör genişliği 20 ile 32 mm olan tarayıcıların dedektör boyutlarında 0,5 ile 1,5 mm arasında değişen boyut farklılıkları vardır. Küçük boyutlu kesitler alınmak istendiğinde dedektör alanının sadece merkezi bölgesindeki dedektör elemanları kullanılabilir. Gerçekte uzaysal ayırma gücü, doz etkinliği ve maksimum demet sahası (coverage) gibi karşılanması gereken gereksinimler vardır. Özellikle kardiyak görüntülemelerde 20 s' nin altında bir sürede (tek nefes tutumluk bir süre) tarama yapabilme gibi gereksinimlerden dolayı hiçbir tasarım mükemmel değildir ve bu kriterlerin sadece birini başarabilmişlerdir. 16 dedektörde artan septa sayısı 16 dedektörlerin doz veriminin biraz daha düşmesine neden olmuştur (4 Dedektörde mm' de 0,6 septa iken, 16 dedektörlerde mm' de 1,1

septa oldu). 64 kesit tarayıcıların birçoğunda üreticiler eş zamanlı olarak mm' in altında 64 kesit toplayabilen matrix düzenlemesi kullanmışlardır.

ÇDBT' de elektronik olarak birkaç bitişik dizinin kombinasyonu ile kalın kesitler elde edilebilir. Ancak, eş zamanlı olarak alınabilecek kesit sayısında bir azalma olur (Örn: 32 x 1,25 mm, 16 x 2,5 mm). Ayrıca septaların sayısındaki artışa ek olarak geometrik etkinlik kaybına da neden olmuştur.

2.3.1.5. Bilgi Toplama Ünitesi (DAS)

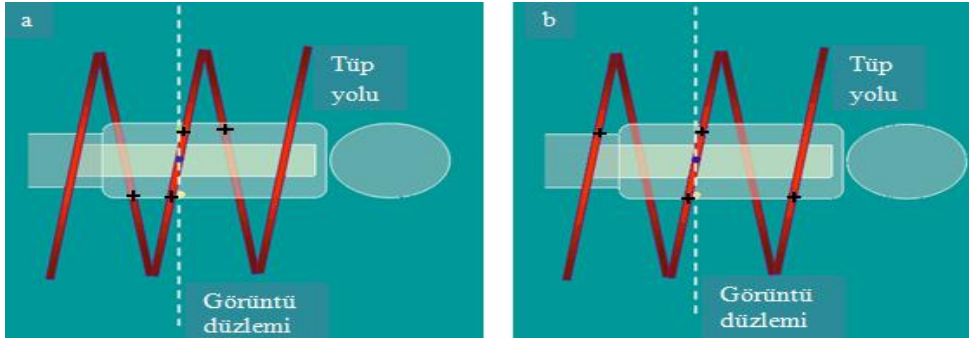
Veri toplama ünitesi (DAS (Data Acquisition System)) dedektör sinyallerinin toplandığı, onların dijital verilere çevrildiği ve kesit görüntülerinin oluşturulduğu sisteme gönderilmesi işlemini yapar. DAS kanalları sayısı dedektör dizileri sayısına eşit olarak anlaşılmalıdır. DAS eş zamanlı olarak elde edilen, birbirinden bağımsız kesitlerin sayısı tarafından sınırlanır. Sonuç olarak bu terim ÇDBT' lerde biraz yanıltıcı olabilir.

16 kesit tarayıcıların üretimi ile dedektör dizilerinin sayısı artmıştır. Bunun sonucunda aşırı şekilde artan veri oranı ile de geleneksel devreler yetersiz kalmıştır. Bu nedenle uygulamaya özel entegre devreler (Application – Specific Integrated Circuits (ASIC)) geliştirilmiştir. Önemli ölçüde azaltılmış boyutlara ve hızlı bilgi transfer kapasitesine sahiptirler. Bu ASIC' ler azaltılmış elektronik gürültü ile çalışır ve dedektör doz etkinliği açısından da avantajlıdır. Buda hasta dozu ve görüntü kalitesi açısından iyi bir olgudur. Geliştirilmiş DAS Chip' leri ile aynı kesit kalınlığında aynı görüntü kalitesi ile elde edilen görüntüler için gerekli doz % 25 azalmıştır (Baert vd. 2007).

2.3.1.6. Spiral İnterpolasyon

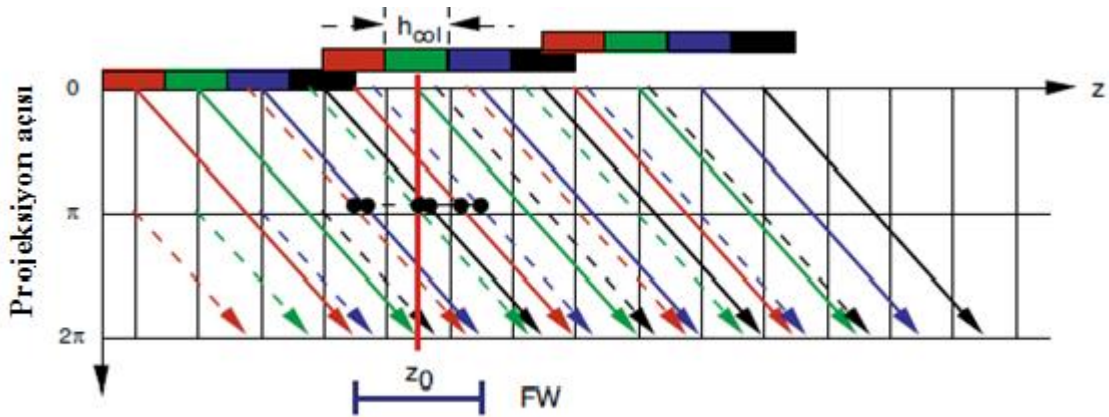
Spiral modda veri toplayarak aksiyel kesitleri oluşturmak için ek interpolasyon adımları gereklidir. Tek dedektör sitemlerde bu interpolasyon işlemi, her bir açıdaki projeksiyon için 2 veri noktasıyla yapılır ve böylece çan şeklinde bir kesit profili oluşturulur. Artan pitch faktörüyle önemli derecede genişlemiş kesit profili genişliği, interpolasyonda gerçek (360° Lineer interpolasyon (LI)) ya da sanal veri noktalarını (180° LI) kullanıp

kullanmayacağına bağlıdır (şekil 2.12). Bu işlem çok dedektör sistemlerde 2' den fazla nokta kullanılarak farklı bir interpolasyon ile yapılmaktadır (Baert vd. 2007).



Şekil 2.12 (a) 180° lineer interpolasyon için kullanılan veri noktaları. (b) 360° lineer interpolasyon için kullanılan veri noktaları.

Seçilen kesit kalınlığına (h_{rec}) bağlı olarak, interpolasyon önceden seçilmiş filtre genişliği içinde bulunan bütün veri noktalarının kullanılmasıyla yapılır. (filter width (FW) = h_{rec}) (şekil 2.13). Tek kesit tarayıcılar aksine, kesit profilinin genişliği, pitch faktörünün 2' ye kadar olan ayarlarındaki değişikliklerden etkilenmez. Ancak, filtre genişliği içindeki veri noktalarının sayısı azalır. Bunu düzeltici bir adım atılmazsa, pitch ile gürültü artacaktır. Bu sorun tüp akımının (mA) pitch faktöründeki değişimle orantılı olarak ayarlanmasıyla düzeltilebilir. Bu düzeltme Philips, Siemens ve Elscint' in bütün çok dedektör tarayıcılarında otomatik olarak yapılmaktadır. Bunu da "efektif mAs" ya da "kesit başına mAs" olarak adlandırılan farklı bir mAs rotasyonu (mAs_{eff}) kullanarak yapar.



Şekil 2.13 Çok dedektörlü sistemlerde interpolasyon işlemi yapılırken, seçilen kesit genişliğine bağlı olarak önceden seçilmiş filtre genişliği (FW) içerisindeki tüm veri noktaları kullanılır.

Sonuç olarak eğer efektif mAs sabit tutulursa, pitch faktörünün kesit profil genişliği, görüntü gürültüsü ve ortalama doz ($CTDI_{vol}$) üzerinde hiçbir etkisi yoktur. Bu GE ve Toshiba tarafından üretilen çok dedektör arayıcılar için geçerli değildir. Efektif mAs kontrollü bir AEC kullanmadıkları için bu tarayıcılarda pitch için doğru bir tüp akımı (mA) otomatik olarak ayarlanmamaktadır.

2.3.1.7. Adaptif Filtrasyon

Adaptif filtrasyon (AF), azalımın çok olduğu projeksiyonlar için özel bir veri işleme tekniğidir. Örneğin; pelvis bölgesi gibi azalımın çok olacağı kemik yapılar içeren bölgelerde AF kullanılmadığı takdirde foton azalımlarından dolayı homojen olmayan gürültü desenleri oluşur. Bu gürültü desenleri görüntü oluşumu sırasında filtre genişliğinin arttırılmasıyla, oluşturulacak görüntünün pozisyonuna yakın noktadaki veriler (ek pozisyon verileri) kullanılarak iyileştirilmeye çalışılır. Ancak z - boyunca uzaysal çözünürlük biraz bozulacağı için, bu işlem sadece aşırı foton zayıflamasından zarar görecektir projeksiyonlar için yapılır. Sonuç olarak AF ile işlenmiş görüntülerde daha düşük ve homojen gürültü desenleri görülür.

Bu, ya görüntü kalitesini iyileştirmek ya da daha düşük doz verebilmek için kullanılabilir. Her ikisini de aynı anda iyileştirmez.

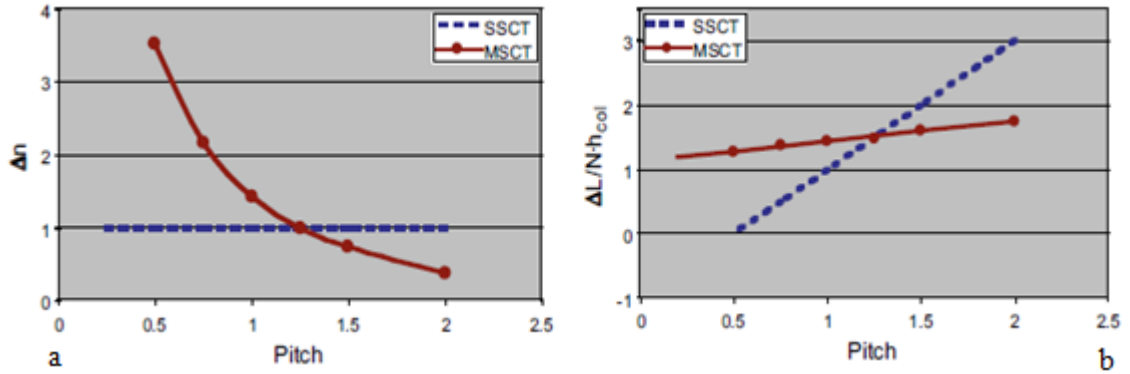
2.3.1.8. Fazladan Tarama (Overranging)

Spiral bir tarama ile görüntülenecek vücut bölgesinin başlangıç ve bitişindeki kesit görüntüleri oluşturulurken, interpolasyon için başlangıç kesitinin öncesinde ve bitiş kesitinin sonrasında ek veri noktaları gerekir, bunun için sistem spiral taramanın başı ve sonunda fazladan ek rotasyonlar yapar. Bu da taranan uzunluğun dolayısı ile DLP' nin ve etkin dozun artmasına neden olur. Bu etkiye "Fazladan tarama (Overranging)" etkisi denir.

Tek dedektör sistemlerde, genellikle bir tane ek rotasyon (Δn) gerekir (Baert vd. 2007). Çok dedektör tarayıcılarda bu durum biraz daha karışıktır. Fazladan tarama etkisi, hem tarama uzunluğundaki (ΔL) artış hem de ek taramaların sayısı açısından düşünülebilir.

ΔL birincil olarak 2 faktöre bağlıdır. Birincisi ışın genişliği ($N \cdot h_{col}$), ikincisi de pitch faktörüdür.

ÇDBT' de tarama aralığındaki normalize artış oranı neredeyse pitch' den bağımsız iken (şekil 2.14a) ek rotasyonların sayısı pitch' e kuvvetle bağlıdır (şekil 2.14b).



Şekil 2.14 (a) Çok ve tek dedektör sistemlerde pitch faktörüne bağlı olarak ek rotasyonların sayısındaki artış. (b) çok ve tek dedektör sistemlerde pitch faktörüne bağlı olarak tarama uzunluğundaki normalize artış.

Pitch ile Δn arasındaki bu oran yaklaşık olarak 1,5 kattır (Baert vd. 2007). Fazladan taramadan dolayı DLP' deki artış yüzdesi aşağıdaki gibi verilebilir.

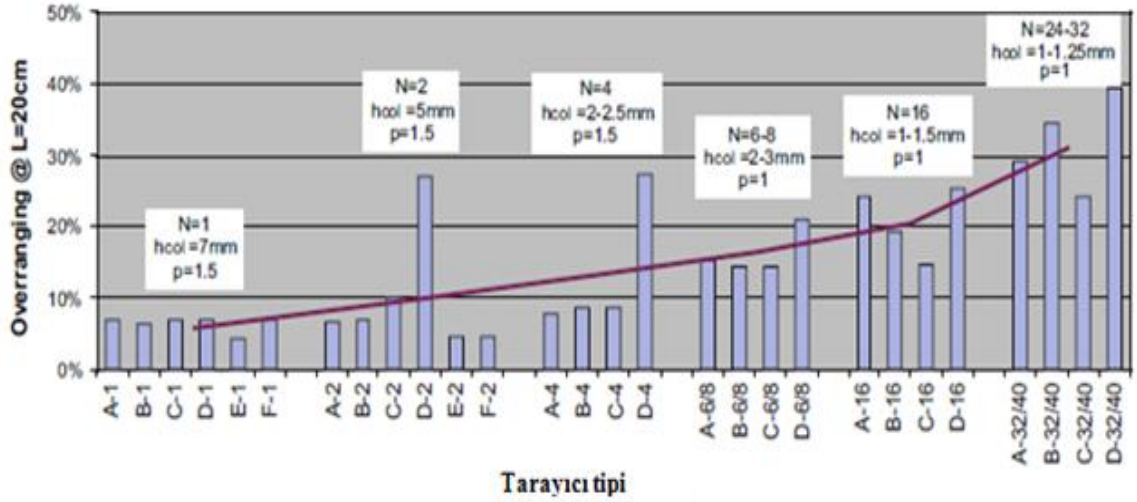
$$\Delta DLP_{rel} = \frac{\Delta L}{L_{net}} * 100 \dots \dots \dots (2.13)$$

L_{net} = Taranan net uzunluk

Eğer ΔL geniş, L_{net} küçük ise bu değer en yüksek olacaktır. 20 cm' lik bir tarama uzunluğu için farklı üreticilerin çok ve tek kesit tarayıcı tipleri için fazladan tarama ölçüsü şekil 2.15' de verilmiştir. Fazladan tarama etkisi tek, iki ve 4 kesit tarayıcılar için neredeyse yok denecek kadar azdır. Fazladan tarama, demet taşmasının tersine eş zamanlı olarak elde edilen kesit sayısının artmasıyla (genişletilmiş ışın genişliğinden dolayı) daha geniş olur. 20 cm' den daha kısa tarama alanları ve burada kabul edilenden daha geniş demet genişlikleri için demet taşması etkisi artabilir.

Pediyatrik incelemelerde de planlanan tarama aralığından fazla bir alan tarayıp taramadığımızın farkında olmamız gerekir. Pediyatrikte zaten tarama alanları kısa olduğu

için fazla taramalar gereksiz ışınlamalara hatta gereksiz organların tarama alanı içinde kalmasına neden olabilir.



Şekil 2.15 Çeşitli üreticilere ait farklı dedektör sayısına sahip tarayıcılar için, 20 cm tarama uzunluğunda (L) fazladan tarama etkisi.

2.3.1.9. mA Kontrol Teknikleri

Vücutun anatomik yapısının farklı boyutlarda oluşması ve farklı bölgelerde bulunan organ, kemik vs. gibi farklı yapılardan dolayı x-ışınlarına karşı farklı azalım özellikleri gösterirler.

Otomatik ışınlama kontrolü (AEC; Automatic exposure control) sisteminin amacı da bu azalım farklılıklarından dolayı görüntüler arasındaki görüntü kalitesi farklılıkları elimine etmek ya da önemli ölçüde azalmaktır. Bu da farklı azalım özelliğindeki kesitler için dozdaki farklılıkları azaltır. Mevcut BT sistemlerinde görüntü kalitesini istenilen seviyede tutulması x-ışın tüpü akımının kontrolü ile yapılır. Bu mA kontrolü için farklı teknikler mevcuttur.

2.3.1.9.1. Manüel mA Kontrol Tekniği (Tablo (Charts) Tekniği)

Bu sistemde tüp akımını hastanın genel boyutuna ya da ağırlığına bağlı olarak ayarlanır (şekil 2.16a). Bütün bir inceleme ya da tarama serisi için aynı mA değeri kullanılır. Amaç hastadan hastaya görüntü kalitesindeki değişimleri azaltmaktır.

Doz azaltmak için tarama parametreleri hasta boyutuna göre uyumlandırılırken bazı faktörler de dikkate alınmalıdır. Mesela kafa gibi vücut bölgeleri, normal bir popülasyonda çok çeşitli boyutlarda değildir. Buradaki azalım nispeten yaş ile daha iyi tanımlanır. Çünkü kafatasında kemik oluşum süreci yaşa bağlıdır.

2.3.1.9.2. Otomatik mA Kontrol Teknikleri (AEC)

Otomatik mA ayarı için bir hastanın azalım karakteristiğinin önceden bilinmesi gerekir. Birçok sistemde hasta boyutuna göre mA modülasyonu yapmak için gerekli bilgi SPR' den (Scan Projection Radiographs) elde edilir. SPR farklı üreticiler tarafından Topogram, Scanogram ya da Scout görüntü olarak adlandırılır.

Hasta azalım bilgisi için ikinci bir yöntem ise online ya da Real AEC' dir. Tarama sırasında ilk 180° deki projeksiyonlardan elde ettiği bilgileri ikinci 180° de mA adaptasyonu için kullanılır. Açısal mA modülasyonunda yararlanılan bir yöntemdir. Eğer açısal mA modülasyonuna 360° dönüş boyunca mA adaptasyonu yapılacaksa bilgiyi SPR' den alır.

2.3.1.9.2.1. Z – Doğrultusu Boyunca mA Modülasyonu

Bu mA modifikasyonu hastanın uzun eksenini (z-ekseni) boyunca azalım farklılıklarını hesaba katarak görüntü kalitesini sabit tutmak için mA ayarı yapmaktadır (şekil 2.16b).

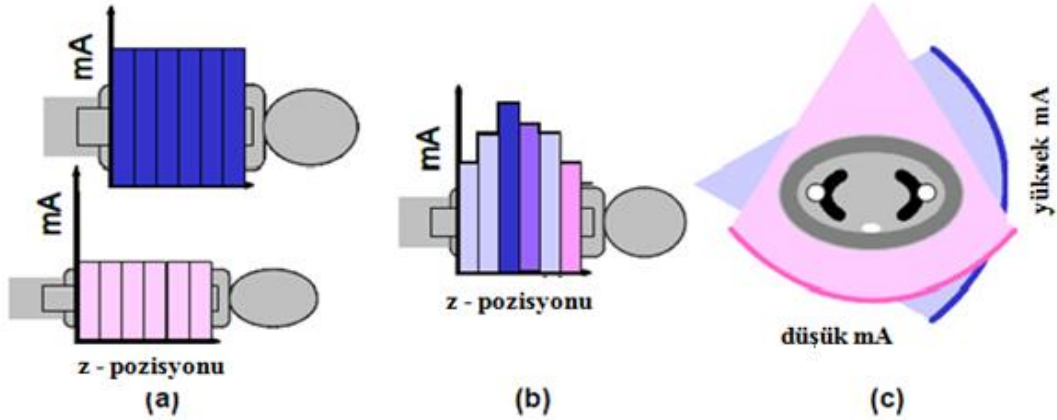
Ancak istenilen görüntü kalitesi seviyesi kullanıcı tarafından seçildiği için görüntü kalitesini belirleyecek olan parametrelerin seçiminde de dikkatli olunması gerekir. Bu seçim işleminde görüntü kalitesi yanında cihazın verebileceği dozlar dikkate alınmalıdır.

Bu AEC sistemi mA modülasyonu için kullanacağı azalım bilgisini SPR (Scan Projection Radiograph) den alır (GE: AutomA, Siemens: Care Dose, Toshiba: Real AEC).

2.3.1.9.2.2. Açısal mA Modülasyonu

1990' larda doz optimizasyonu için geliştirilen ilk AEC tekniğidir. Özellikle omuz ve pelvis gibi asimetrik vücut bölgelerinde lateral (yan) yöndeki azalım AP (Anterior – Posterior = ön – arka) yöne göre daha fazladır. Açısal mA modülasyonu ile lateral ve AP yöndeki azalım farklılıklarını kompanse etmek için rotasyon boyunca farklı açılardaki projeksiyonlar için tüp akımının (mA) ayarlandığı mA modülasyonudur. Rotasyonel AEC sırasında mA modülasyon genliği hasta asimetrisini yansıtır. Özellikle kafa gibi yuvarlak bölgelerde açısal modülasyonu daha az olacaktır. Omuz fantomu ile yapılan çalışmalarda AP yöndeki mA' in lateral yöndekinden %10 daha az olduğu raporlanmıştır. Modülasyon için gerekli azalım bilgisini SPR ya da online AEC' den alır.

Özellikle ms mertebesinde rotasyon süresine sahip ÇDBT' lerde mevcut olan açısal mA modülasyonu için çıkışı hızlı bir şekilde değişebilen tüp ve jeneratör gereklidir.



Şekil 2.16 (a) Tablo tekniği mA ayarı, (b) z – boyunca mA ayarı, (c) açısal mA ayarı.

2.3.1.9.2.3. Birleştirilmiş mA Modülasyonu

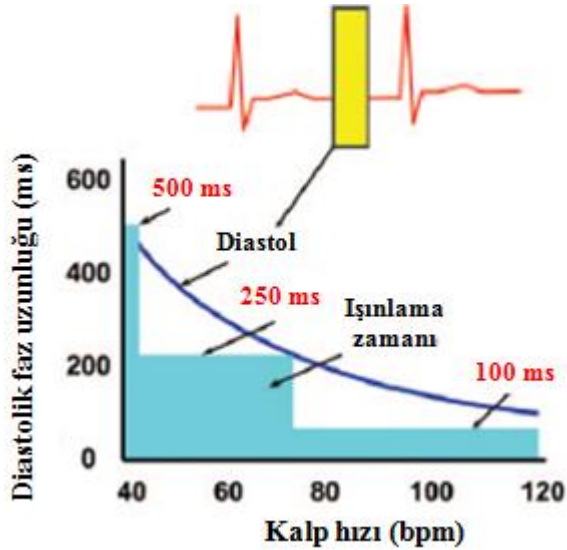
Boylamsal ve açısal AEC modülasyonların birlikte kullanılmasıyla yapılan AEC tekniğidir. Hem farklı projeksiyon açıları hem de farklı z-pozisyonlarınca mA modülasyonu yapıldığı için optimum bir ışınlama elde etmeyi sağlar. Aşağıdaki tabloda farklı üreticiler için AEC tekniklerinin isimleri verilmiştir.

Çizelge 2.3 4 farklı üreticiye ait AEC teknikleri.

Teknik	Üretici Firma			
	GE	Philips	Siemens	Toshiba
Açısal AEC	Smart mA	DOM	CARE Dose	---
Z – eksenli AEC	Auto mA	---	ZEC	Real AEC
Birleştirilmiş AEC	Aut omA 3D	Z – DOM	CARE Dose 4D	---

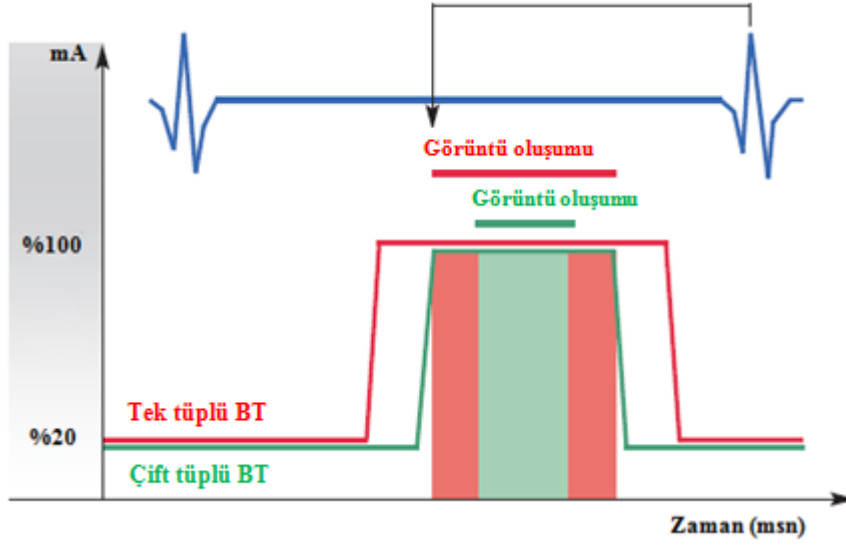
2.3.1.9.2.4. EKG (Elektrokardiyografi) Kontrollü mA Modülasyonu

Kardiyak BT de kalp hareketinden kaynaklı görüntü artefaklarından kaçınmak için kalp hareketinin ez az olduğu diastol fazında elde edilen veriler görüntü oluşumu için kullanılır. Şekil 2.17’ de kalp atım hızına bağlı olarak diastol faz süreci verilmektedir.



Şekil 2.17 Kalp atım hızına bağlı olarak diastol faz uzunluğu.

EKG kontrollü tüp akım modülasyonu ile sistol faz boyunca toplanan veriler görüntü oluşturmak için kullanılmadığından tüp akımı azaltılırken, diastol faz boyunca tüp akımı verilen maksimum değere yükseltilir (şekil 2.18). Bu teknik ile hasta dozlarında Siemens sistemlerinde %30 - %60 arasında, GE ve Philips sistemlerde yaklaşık %35 civarında bir azalma sağlandığı ifade edilmektedir (Barrett vd. 2003).



Şekil 2.18 EKG – kontrollü mA ayarı kullanıldığında kalbin tam bir atımı sırasında mA' deki değişim.

Nominal mA değerinin tamamen sıfıra indirilmemesinin iki nedeni vardır. Bunlardan birincisi; tarama sırasında kalpte ritim bozukluğu olması durumunda, kalp hareketinin en düşük olduğu zaman aralığı diastol faz ile tamamen uyuşmayabilir. Hastanın kalp hızının düzensiz oluşu EKG doz modülasyonunu sınırlayıcı bir durumdur. Bu durumda oluşturulan herhangi bir görüntü düşük mA uygulanan bir anda alınan verilere ait olabilir. Bu nedenle mA tamamen sıfır yapılmaz. Çift tüplü tarayıcılar ile daha iyi zamansal (temporal) çözünürlük sağlanabildiği ve önceki kalp ritminden aldığı bilgiye dayanarak mA zamanını ayarlayabildiği için bu sorun daha da azaltılmıştır. Tüp akımının tamamen sıfır yapılmamasının diğer nedeni ise gerekli durumlarda kalbin bütün fazlarına ait görüntü elde edebilmektir. Örneğin; fonksiyonel analizde görüntüdeki gürültüyü azaltmak için daha kalın kesit görüntüleri kullanılabilir. Bu uzaysal çözünürlüğü azaltır ancak fonksiyonel analizde uzaysal çözünürlüğün önemi azdır.

2.3.1.9.3. AEC Sistemini Kontrol Etmede Kullanılan Metotlar

2.3.1.9.3.1. Standart Sapma Kontrolü AEC

Bu metotta kullanıcı, piksel değerinden hesaplanan standart sapma (standart deviasyon (SD)) değerlerini seçerek belirlediği görüntü kalitesine göre AEC kontrolü yapılır. Bu metodun bir avantajı farklı tarayıcılarda oluşturulan inceleme protokolleri ile elde edilen görüntü kalitesi sonuçlarının kolayca karşılaştırılabilmesidir.

Yüksek bir SD değeri seçildiğinde düşük doz uygulayarak yüksek gürültü, düşük seçildiğinde de yüksek doz uygulayarak düşük gürültülü görüntü verir. Tarayıcı gürültü bazında istenen SD' yi elde etmek için tüp akımını (mA) ayarlanmaktadır.

SD' nin klinik amaca uygun seçilmesi oldukça önemlidir. Gürültü (aslında SD) tüp akımının karesi ile ters orantılı olduğu için SD' yi yarıya indirmek için mAs' ın 4 kat artırılması gerekir. Dolaysısı ile hasta dozu da 4 kat artacaktır. Bu yöntem Toshiba ve GE tarafından kullanılmaktadır.

TOSHİBA

Sure Exposure 3D olarak bilinir. Hedef bir standart sapma (SD) seçilerek yapılan bu AEC ayarında cihaz maksimum ve minimum değerlerle sınırlandırılmış bir aralıkta tüp akımları (mA) kullanılarak bu SD' yi görüntülerde elde eder. AEC taranacak bölgede mA ayarı için gerekli azalım bilgisini SPR' den alır. Seçilen bu SD, birincil görüntü oluşumu için (1. Recon) seçilen filtreye de bağlı olacağı için sistemin vereceği mA değerleri de filtreye göre değişecektir.

Sure exposure 3D z-ekseni boyunca bir mA modülasyonudur ve sadece helikal taramalarda kullanılabilir. Toshiba' da açısız AEC mevcut değildir.

GE

GE hem açısız hem de z-ekseni boyunca mA modülasyonu özelliklerinin her ikisini de kullanmaktadır. Z-boyunca mA modülasyon özelliği "Auto mA", açısız mA modülasyonu da "Smart mA" ve her ikisinin kombinasyonu da "Auto mA 3D" olarak

bilinir. Auto mA her BT çalışması için incelenen bölgeye ve hasta tipine göre (kullanıcıya bağlı olarak, yaş kilo vs. gibi özelliklere göre bir seçim yapılmalıdır) bir Noise Index (belirli bir gürültü seviyesi) (NI) ve sınırlanmış bir mA aralığı seçilerek kullanılır. Auto mA yazılımı “Standart” kernel ile görüntü oluştururken, girilen Noise Index değerine eşdeğer standart sapma (SD) sahip görüntüler oluşturmaktadır. Görüntüler diğer kernel algoritmaları ile yapılırsa görüntülerdeki “SD” farklı olacaktır.

Smart mA 360 derecelik dönüş boyunca farklı projeksiyonlarda mA modülasyonu yapar. SPR görüntüsünden hesaplanan asimetric hesaplara dayalı olarak, tüp akımını (mA) “Sinüsoidal” olarak değiştirir.

2.3.1.9.3.2. Referans mAs Kontrollü AEC

Bu sistemde AEC kontrolü referans bir mAs değeri kullanılarak yapılmaktadır. Bu referans mAs değeri ortalama büyüklükte bir hastada kullanılacak değerdir. AEC sistemi taranan hasta kesitinin boyutunu ölçer ve referans değere göre tüp akımını ayarlar.

Referans mAs kavramı SD kontrollü AEC sistemlerine göre daha esnek bir tür akım (mA) ayarına izin verir. SD kontrollü AEC sistemlerinde AEC cevabı farklı hasta boyutları için önceden tanımlanır. Çünkü amaç görüntü gürültüsünü her zaman sabit tutmaktır. Referans mAs kontrollü sistemlerde ise görüntü kalitesi gereksinimlerine bağlı olarak AEC cevabı değişebilir. Örneğin; hasta boyutundaki değişiklik için bu mümkündür. Küçük boyutlu hastalardan alınan görüntüdeki gürültü standart bir hastadan alınan görüntüdekinden daha az gürültülüdür, geniş hastalar için ise tam tersi bir durum söz konusudur. Küçük hastalarda organlar daha kolay görülebildiği için geniş hastalara göre daha iyi bir görüntü kalitesi beklenir. Çünkü geniş hastalar farklı bir yağ tabakası dağılımına sahiptir.

SD tabanlı AEC’ de olduğu gibi referans mAs tabanlı AEC sistemlerinde protokol karşılaştırması yapmak esasen kolay değildir. Çünkü standart bir hasta için kullanılan tüp akımını; demet filtrasyonu, tarayıcı geometrisi gibi tarayıcı özellikleri ve bunların yanı sıra standart bir hastanın tanımına bağlı olarak değişebilir. Bu AEC kontrolü Siemens tarafından kullanılmaktadır.

SIEMENS

Siemens marka tarayıcılarda hem açısal hem de z-boyunca mA modülasyonu bulunmaktadır. Açısal mA modülasyonu “Care Dose”, z – boyunca mA modülasyonu “ZEC” olarak bilinir.

Care Dose, mA modülasyonu için gerekli hasta azalım bilgisini tarama sırasında ilk 180° deki projeksiyonlardan elde eder ve bu bilgileri sonraki 180° deki projeksiyonlarda kullanılır. Bu teknikte kullanıcı bir referans mAs değeri seçer. Tarayıcı ilk 180° deki lateral projeksiyonlarda istenilen görüntü gürültüsü için referans olarak belirli bir mAs değeri kullanarak tütün her dönüşü sırasında otomatik olarak mA adaptasyonu yapar.

ZEC, Siemens’ in z – eksenine doğrultusundaki AEC tekniğidir. Kullanıcı tarafından belirlenen bu referans mAs’ a göre sabit görüntü gürültüsü oluşturmak için her z-pozisyonu için mA modülasyonu yapar. Bunun için gerekli hasta azalım bilgisini SPR görüntüsünden (genellikle AP yöndeki) alır.

Care Dose 4D’ de daha önce söylediğimiz gibi ZEC (z – boyunca AEC) ve Care Dose’ un (açısal AEC) kombinasyonudur. Bu yöntemlerde seçmiş olduğumuz “referans mAs” değeri çalışmanın diagnostik gerekleri ve kullanıcı tercihine kalmıştır. Seçilen bu değer, referans bir hasta için (Sistemde kayıtlı olan referans hasta boyutu) ortalama bir etki gösterir. Kullanıcı referans mAs yanında AEC gücünü, yani mA ayarının derecesini de (hasta boyutu seçimi ile) seçebilir. Bunu da “weak (zayıf)” “average (ortalama)” ve “strong (güçlü)” seçenekleri kullanımı ile yapar.

2.3.1.9.3.3. Referans Görüntü Kontrollü AEC

Referans görüntü kalitesi kontrollü AEC sistemi; belirli bir klinik amaç için daha önceden alınmış ve uygun kalitede olduğuna karar verilmiş bir görüntü kullanarak mA modülasyonu yapan AEC sistemidir. Tarayıcı referans görüntüdeki gürültüyle eşleşecek tütün akımını ayarlamak için çalışır. Bu sistemin en önemli özelliği gerekli görüntü kalitesini elde ederken SD’ nin soyut bir değer yerine, var olan (daha önce alınmış) bir klinik görüntüyü kullanmasıdır. Klinik amaç için referans görüntü seçilirken, yeterince

iyi olduğuna karar verilmiş bir görüntü yerine daha düşük gürültülü iyi bir görüntü seçilmesi olası bir tehlikedir. Çünkü sistem çalışma şekline bağlı olarak, gerek olmadığı halde daha yüksek kalitede bir görüntü elde etmek için daha yüksek doz verme eğilimi gösterebilir. Dolayısıyla bu gereksiz yere yüksek doz uygulanmasına neden olacaktır. Referans görüntüde görüntü kalitesi ile ilgili soyut bir değer olmadığı için aynı modelin 2 tarayıcısı için bile tarama protokollerini karşılaştırmak zordur. Bu teknik Philips BT tarayıcılarında bulunmaktadır.

PHILIPS

Philips' in AEC sistemi Dose Right olarak bilinir. Dose Right ACS (Automatic Current Selector) hasta tabanlı z-boyunca AEC, Dose Right DOM (Dose Modulation)' da açısız AEC sağlar. Dose Right şu anda Philips BT tarayıcıların Brilliance ve MX8000 modellerinde mevcuttur ve açısız modülasyona sahip değildir. Ancak Philips Dose Right z - DOM olarak 2005' de Brilliance tarayıcısının 2. versiyonunda bu fonksiyon eklenmiştir. Dose Right hem helikal ve hem de aksiyel tarama modlarının her ikisi içinde kullanılabilir.

Dose Right ACS kullanıcı tarafından atanmış referans bir görüntü ile kontrol edildiğinden, eğer belirli bir protokol için referans görüntü yoksa Dose Right ACS çalışmaz. Dose Right ACS bütün z – pozisyonlarında kullanılan tüp akımı (mA) ayarı için gerekli hasta azalım bilgisini SPR görüntüsünden alır. Tüp akımı (mA), bir serideki görüntülerin %90' nında, referans görüntüdeki gürültüden düşük ya da eşit olacak şekilde, kalan %10' unda daha yüksek ya da eşit olacak şekilde ayarlanır. Dose Right DOM AEC, açısız mA modülasyonunu için önceki rotasyondan elde edeceği hasta bilgisini (online AEC) kullanılır.

2.3.1.10. Doz Göstergesi

Yeni tarayıcıların kullanıcı monitöründe dozları gösteren bir ekran olmalıdır. Doz ekranı ile doz kendiliğinden kaydedilmez ancak bir geri bilgi akışı oluşturulması ile istenilen amacı elde etmek için yararlı olabilir. Mesela önerilen doz ile gösterilen doz

değeri karşılaştırılabilir. Ayrıca tarama ayarlarındaki değişikliklere karşılık dozlardaki değişiklikler takip edilerek doz optimizasyonu içinde kullanılabilir.

2.3.2. Uygulamayla İle İlgili Faktörler

Bilgisayarlı tomografi tarayıcıların donanımları önemli olmasına rağmen, BT incelemeleri ilgili araştırmalar gösteriyor ki, BT çalışmalarında dozlar üzerindeki en büyük etki tarayıcının kullanım şeklindedir.

Hasta ışınlanmasına bağlı uygulamalar ile ilgili faktörler aşağıdaki gruplandırılabilir.

- ✓ *Tarama parametreleri* direk olarak doz seviyelerini (CTDI_{vol}) belirler. Bu parametreler her bir inceleme tipi için firma mühendisi tarafından sisteme önceden yüklenmiş olabilir ya da üretici tarafında inceleme sırasında seçilebilmektedir.
- ✓ *İnceleme parametreleri* CTDI_{vol} ile kombine edilir ve kullanıcının tercihine bağlı olarak toplam ışınlamayı (mesela DLP) belirler.
- ✓ *Reconstruction ve izleme parametreleri* doz ayarlarını dolaylı olarak etkiler.

Brooks' un Formülü

Doz ve görüntü kalitesi konvansiyonel projeksiyon radyografinde olduğu gibi birbiri ile ilişkilidir. BT için 1976' da Brooks ve Dichiro bunu formülize etmiştir.

$$D \propto \frac{B}{\sigma^2 * a^2 * b * h} \quad (2.14)$$

$$B = \exp^{-\mu d} \quad (2.15)$$

D = Hasta dozu

B = Objenin azalma faktörü

μ = Objenin ortalama azalım katsayısı

d = objenin çapı

σ = BT numarasını standart sapma (gürültü)

a = örnekleme aralıklı yapıldığı

b = örnekleme genişliği

h = kesit kalınlığı

Bu eşitlik, görüntüdeki gürültü sabit tutulurken parametrelerden biri değiştiğinde hasta dozundaki değişimi gösterir.

- ✓ Kesit kalınlığı yarıya indirilirse doz iki katına çıkar.
- ✓ Hasta çapındaki 4 cm artış dozu iki katına çıkarır.
- ✓ Uzaysal ayırma gücünde 2 katlık iyileşme dozda 8 katlık bir artış gerektirir.

Doz ve gürültü ters orantılıdır. Gürültünün yarıya inmesi için dozda 4 katlık bir artış olması gerekir.

Brooks formülünün eksik olduğu yönlerde unutulmamalıdır. Bu formül görüntü kalitesi için sadece kuantum gürültü ve uzaysal çözünürlük açısından kabul edilebilir. Kontrast, elektronik gürültü ve artefaklar gibi diğer etkileri hesaba katmaz.

2.3.2.1. Tarama Parametreleri

2.3.2.1.1. Tüp Akımı – Rotasyon Süresi (mAs)

Bilgisayarlı tomografide mAs tüpün bir dönüşü boyunca üretilen x – ışınlarının sayısını belirler ve tüp akımı ile gantri dönüş süresinin çarpımı (mA x s) olarak bilinir. Konvansiyonel radyografide olduğu gibi mAs ile doz arasında *lineer* bir ilişki vardır. Yaklaşık olarak her 4 cm yumuşak dokuda x- ışın yoğunluğu yarıya düşer. Yani gövde çapında 4 cm' lik bir artışa karşılık görüntü kalitesinde kayıp olmaması için mAs 2 katına çıkarılmalıdır.

Gürültünün görüntü kalitesi üzerindeki etkisi çok büyüktür ve uygulanan dozdan dolayısı ile mAs' den etkilenir. Gürültü mAs karekökü ile ters orantılıdır.

$$\text{Gürültü} \propto \frac{1}{\sqrt{\text{mAs}}} \quad (2.16)$$

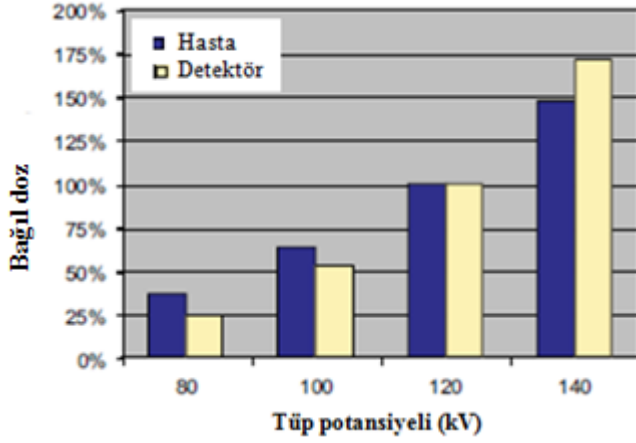
Birçok ÇDBT' da mAs AEC ünitesi ile kullanılmaktadır. Yetişkin bir hasta için herhangi bir AEC ünitesi kullanılmadığı durumda aşağıdaki ayarlar kullanılabilir (Baert 2007).

- ✓ Bir göğüs (toraks) incelemesi için 1,0 mAs_{eff} / kg
- ✓ Bir karın (abdomen) incelemesi için 1,5 mAs_{eff} / kg kullanılabilir.

$$\text{efektif mAs}(mAs_{eff}) = \frac{mAs}{pitch} \quad (2.17)$$

2.3.2.1.2. Tüp Voltajı (kV)

Tüp potansiyeli (kV) x- ışın demetinin enerjisini ve tüp çıkışını etkiler. kV' deki bir artış görüntü kontrastını olumsuz yönde etkilerken, demet giriciliği ve tüp çıkışı arttığı için doz artar ve gürültü azalır. Dolayısı ile kV hem görüntü gürültüsü hem de görüntü kontrastını etkilediği için görüntü kalitesi üzerindeki etkisi karmaşıktır. kV' nin artırılıp mA' in bir miktar azaltılarak görüntü kalitesinin iyileştirilmesi tüp yükünün azaltılması için de kullanılabilir. Ancak kV ve doz arasında özel durumlara göre değişen üstel bir ilişki vardır (yaklaşık olarak karesi ile doğru orantılıdır). Örneğin; kV' nin 120 den 140 çıkması dedektörde elde edilen sinyalde yaklaşık olarak 1,7 katlık bir artışa neden olur (şekil 2.19). Bu durumda primer kontrasttaki azalım, gürültüdeki düşüş ile kompanse edildiği için CNR daha iyi olur.



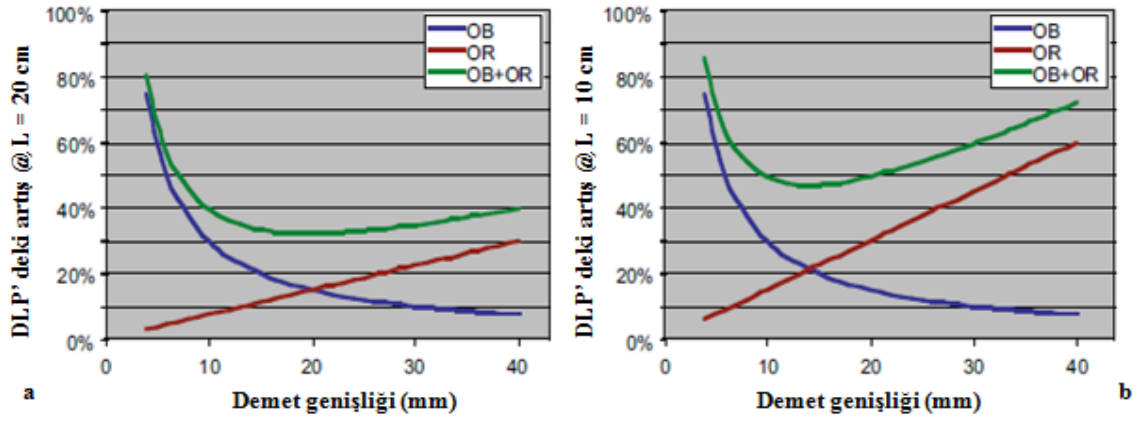
Şekil 2.19 Tüp potansiyeline karşılık hasta ve dedektörde bağıl doz değişimi.

Buradan da anlaşılacağı gibi görüntü gürültüsü, görüntü kontrastı ve doz arasındaki karmaşık ilişki ve kV' nin bunlara olan etkilerinden dolayı kV seçimi oldukça önemlidir. Limerman ve arkadaşlarına göre çocuk kafa BT çalışmalarında düşük kV' lerde CNR' da bir kayıp olmadan hasta dozlarında mümkün olan en düşük dozların verilebileceğini söylemişlerdir.

2.3.2.1.3. Kesit Kolimasyonu (h_{col}) ve Kesit Genişliği (h_{rec})

Tek dedektör tarayıcılarda bilgi toplamak için kullanılan kesit kolimasyonu (h_{col}) ile görüntüleme amacıyla kullanılan kesit kalınlığı (h_{rec}) aynıdır. Ancak ÇDBT' lerde bu parametreler genel olarak farklıdır (örneğin; $h_{col} = 0.75$ mm, $h_{rec} = 5$ mm). ÇDBT' nin en önemli avantajı ince kolimasyonlar ile yüksek geometrik ayırma gücüne sahip ham bilgiler elde etmesidir.

Dar bir kesit genişliği ile görüntü oluşturulabilmesi için ön koşul dar bir kesit kolimasyonudur. Kesit kolimasyonunun hasta dozu üzerindeki etkisi sadece “fazladan tarama ve demet taşması” derecesiyle belirlenir. Bu sorun optimize edilen demet genişlikleri olarak ortaya çıkmaktadır. Şekil 2.20a' da gösterildiği gibi geniş tarama aralıklarında 10 mm' den geniş demet genişlikleri kullanılmasıyla dozdaki artış yok denilecek kadar azdır. Kısa tarama alanları (çocuk hasta gibi) için ise 10 ile 20 mm demet genişlikleri uygundur (şekil 2.20b).



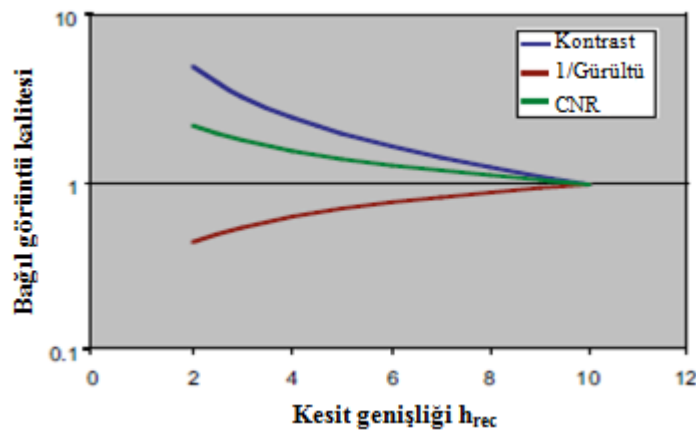
Şekil 2.20 (a) 20 cm tarama uzunluğunda DLP' de ki değişimin demet genişliği ile değişimi, (b) 10 cm tarama uzunluğunda DLP' de ki değişimin demet genişliği ile değişimi.

Burada;

OB: Demet taşması (overbeaming),

OR: Fazladan tarama (overranging).

Sabit bir görüntü gürültüsü sağlamak için kesit kalınlığındaki azalmaya karşılık dozda bir artış eğilimi vardır. Ancak kesit kalınlığındaki herhangi bir değişim, kısmi hacim etkisi nedeniyle görüntü kontrastını da etkiler. Şekil 2.21' de azalan kesit kalınlığının, görüntü kontrastı ve görüntü gürültüsü üzerindeki etkileri görülmektedir. Gürültü açısından, görüntü kalitesi kesit kalınlığındaki değişimin karekökü ile orantılı olarak bozulurken, kontrast kesit kalınlığı ile orantılı olarak artar. Sonuç olarak, azalan kesit kalınlığı ile dozda herhangi bir artış olmadan CNR açısından görüntü kalitesinde net bir artış olur. Ancak kısmi hacim etkisi her zaman önemlidir ve dikkate alınmalıdır.



Şekil 2.21 Görüntü kalitesi niceliklerinin (kontrast, 1/gürültü, CNR) kesit genişliği ile bağlı değişimi.

2.3.2.1.4. Pitch Faktörü

Helikal tarayıcılarda pitch, gantri dönüşü başına masa hareket mesafesinin x – ışın demetinin nominal genişliğine oranı olarak tanımlanır (eşitlik 2.18). Bazı çok dedektör sistemlerde de helikal pitch kavramı kullanılmaktadır. Helikal pitch gantri dönüşü başına masa hareket mesafesinin kolimasyona (tek bir kanal genişliği) oranı olarak tanımlanmaktadır (eşitlik 2.19).

$$pitch = \frac{I}{N * T} \quad (2.18)$$

$$Helikal\ pitch = \frac{I}{T} \quad (2.19)$$

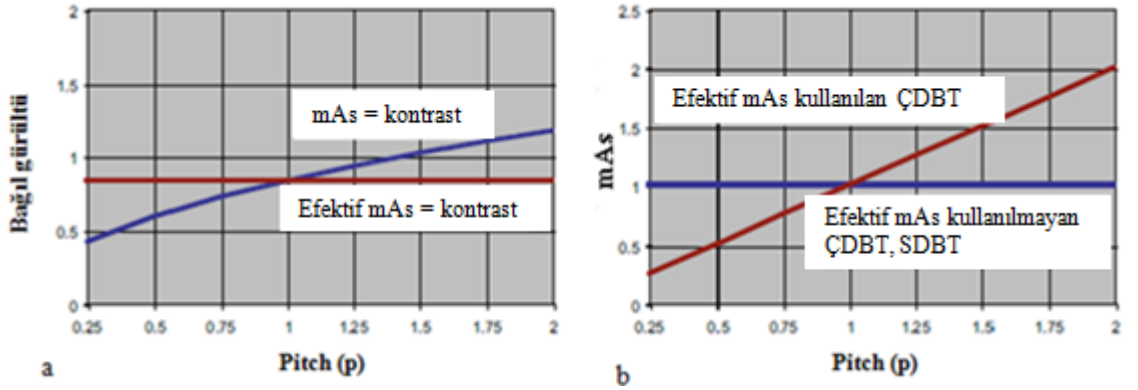
I: Gantri dönüşü başına masa hareket mesafesi (mm/rot)

T: z – eksen boyunca kolimasyon (tek bir kanal genişliği) (mm)

N: Kullanılan kanal sayısı.

Artan pitch faktörü ile öncelikle veri toplama hızı artar. Yüksek pitch faktörleri ile yapılan taramalarda doz etkinliği genellikle yüksek olmasına rağmen kesit profilinin bozulmasına ve helikal artifaklara neden olur. Pitch faktörü ile radyasyon dozu arasında lineer ters bir ilişki vardır. Pitch arttıkça doz azalırken, azaldıkça da artar.

Ancak efektif mAs (mAs_{eff}) ayarlı otomatik ışınlama kontrolü kullanan tarayıcılarda bu doğru değildir. Efektif mAs kullanımı ile değişen pitch faktörü için, sadece kesit profili değil görüntü gürültüsü de sabit tutulmaktadır. Bunu başarmak için, cihaz değişen pitch faktörünü de hesaba katarak mA ayarı yapmaktadır ve böylece değişen pitch dozu etkilemez (şekil 2.22).



Şekil 2.22 (a) Sabit mAs ve sabit efektif mAs durumlarında bağlı gürültünün pitch faktörü ile değişimi. (b) Efektif mAs ayarı kullanan ve kullanmayan tarayıcılarda mAs' in pitch faktörü ile değişimi.

Genel olarak görüntü kalitesi, artefak açısından pitch faktörüne bağlıdır. Düşük pitch ayarlarında spiral artefak azalır. Benzer nedenlerden dolayı bazı tarayıcılar sınırlı sayıda pitch ayarına izin verir. Azaltılmış pitch ayarı azalan tarama hızı pahasına tüp yükünü azaltmak için kullanılabilir.

Kardiyak BT' de Pitch

Kardiyak BT' de zamansal çözünürlük oldukça önemlidir ve hastanın kalp hızıyla yakından ilişkilidir. Kalp atım hızı ve rotasyon süresinin senkronize olduğu en uygun zamansal çözünürlük sağlanmaya çalışılır. Kullanılan sistemin özelliklerine ve hastanın kalp atım hızına bağlı olarak pitch faktörü ve görüntü oluşturma (reconstruction) şekli (tek segment ya da çok segment görüntü oluşturma) belirlenir. Tek tüplü çok dedektör sistemlerde 61 – 104 bpm kalp atım hızında (Beats per minute = dk' daki kalp atışı) çok segment görüntü oluşturma yapılarak 83 msn' lik bir zamansal çözünürlük elde edilebilmektedir. Çift tüplü sistemlerde benzer bir zamansal çözünürlük tek bir kalp döngüsünde yani tek segment görüntü oluşturma ile elde edilebilmektedir.

Tek tüplü çok dedektör sistemlerde eğer tek segment görüntü oluşturma yapılıyor ise kalp döngüsünün her bir fazı boyunca, kalbin her bir z pozisyonu bir dedektör tarafından görülmesi gerekir. Bunu sağlamak için pitch faktörünün kalp atım hızı tarafından belirlenmesi gerekir. Kalp hızının artmasıyla pitch faktörü de artmış ya da azalmasıyla azalmış olmalıdır. Eğer zamansal çözünürlüğü artırmak için çok segment görüntü oluşturma kullanılıyor ise pitch faktörü artırılmayabilir. Genellikle tek tüplü

sistemlerde zamansal çözünürlüğü artırmak için; belirli bir kalp atım hızı değerine kadar tek segment görüntü oluşturma yapılması ve pitch faktörünün de kalp hızına göre uyumlandırılması gerekir. Yüksek kalp atım hızları için de pitch faktörünün 0,2– 0,25 gibi düşük değerlerde tutulup çok segment görüntü oluşturma yapılması önerilir.

Çift tüplü sistemlerde tek bir kalp döngüsünde işlem tamamlanabildiği için pitch değerlerini düşük olması gerekmez. Düşük ve yüksek kalp atım hızları için pitch faktörü 0,2 ile 0,5 arasında değişmektedir. Örneğin; kalp atım hızı 45' ten 100' e çıktığında pitch faktörü de 0,2' den 0,46' ya çıkabilir (McCollough vd. 2007). Çizelge 2.4' de çift tüplü sistemler için tek segment görüntü oluşturmada kalp hızına bağlı pitch faktörleri verilmektedir.

Çizelge 2.4 Çift tüplü sistemler için tek segment görüntü oluşturmada kalp hızına bağlı olarak önerilen pitch faktörleri (McCollough vd 2007).

Kalp hızı (atım/dk)	pitch
< 55	0.2
55 – 70	0.265
70 – 90	0.36
90 <	0.46

Pitch faktörünü kalp hızına bağlı olarak otomatik ayarlayan sistemler de mevcuttur. Bunun için incelemeden önce hastanın kalp atım hızı izlenir ve en düşük atım hızı belirlenir. Bu değerden 10 bpm' lik bir güvenlik payı çıkarılarak kaydedilen kalp atım hızı aralığına göre pitch faktörü otomatik olarak ayarlanır.

2.3.2.1.5. Obje Çapı ve Hasta Ağırlığı (m)

AEC benzeri cihazların kullanılmadığı durumlarda, aşırı ışınlamaları önlemek için, mAs operatör tarafından uygun şekilde ayarlanmalıdır. Küçük boyutlu hastalarda azalan x – ışın azalımı için eğer mAs uygun şekilde seçilirse normal boyuttaki hasta kadar iyi bir görüntü kalitesi elde ederken doz da azaltılmış olacaktır. mAs' ın uygun şekilde ayarlanması ile önemli iki sorun da çözülmektedir.

1-) Obje boyutuna bağlı olarak mAs ayarlarının hangi derecede adapte edileceği,

2-) Standart bir protokol önermek için, standart kabul edilecek hasta çapı nedir?

Teorik olarak obje çapındaki her 4 cm değişim için mAs' a 2 katlık bir müdahale gerektiği ifade edilmiştir. Ancak bazı çalışmalar göstermiştir ki bu algoritma pratikte iyi çalışmamaktadır. Objektif ölçüler, 24 – 36 cm hasta çaplarında gürültünün neredeyse sabit olmasına rağmen, sübjektif (algılanan) görüntü kalitesi sürekli olarak hasta çapı ile azalmaktadır. Bu durum, organların etrafında daha fazla yağ dokuya sahip adipose hastaları için daha olasıdır. Böylece, doğal kontrast daha iyi olur ve daha fazla gürültü tolere edilebilir. Zayıf hastalar içinde bu durumun tersi meydana gelmektedir.

Sonuç olarak, mAs' in hasta çapı ile daha uyumlu bir adaptasyonu klinik ihtiyaçlar için daha uygun olacaktır (Hasta çapında her 8 cm değişim başına mAs iki kat bir değişim). şu anda kullanılan AEC sistemler arasında, Siemens ve Philips sabit bir görüntü kalitesi sağlayan bir algoritma kullanmaktadır. GE ve Toshiba ise sabit görüntü gürültüsü sağlayan bir AEC algoritması kullanmaktadır. Otomatik olarak doz kontrol sistemleri kontrastı hesaba katmaz.

Benzer düşünceler açısıal doz modülasyonu için de geçerlidir. Örneğin; görüntü gürültüsünü sabit tutan modda, farklı azalım özelliği gösteren ardışık birkaç vücut bölgesi içeren incelemelerde mAs ayarları sabit görüntü gürültüsü sağlayacak şekilde yapılır. Mesela toraks, abdomen ve pelvis bölgelerini içeren bir inceleme tipinde sistem, en yüksek mA değerlerini pelvis bölgesinde üretir. Ancak pelvis bölgesindeki doğal kontrast üst abdomenden daha iyidir. Bu yüzden pelvis incelemelerinde mAs ayarlarının düşürülmesi daha uygun olur (Baert vd. 2007). Açıkça belirtilmemiş olsa da üreticiler tarafından uygulanan standart protokoller genellikle yüksek mAs ve kV uygulaması gereken obez hastalar dışındaki klinik durumların büyük çoğunda bunu sağlamak için tasarlanmıştır. Hasta ağırlığından lateral genişliğe geçiş için kullanılan bir bağıntı aşağıda verilmiştir.

$$d_{lat} = 6,5 + 3*\sqrt{m} \quad (2.20)$$

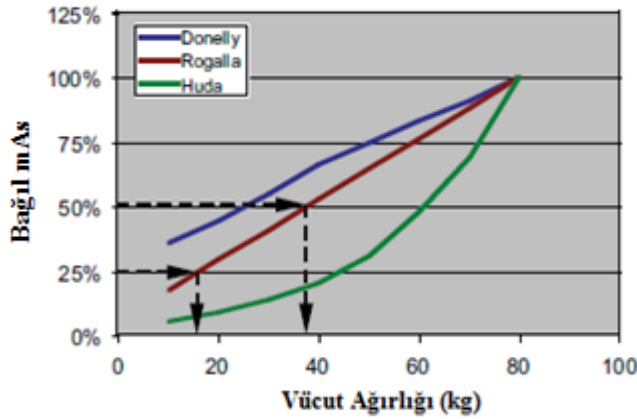
Burada;

d_{lat} = lateral genişlik (cm)

m = ağırlık (kg)

Literatürlerde hasta ağırlığı ya da çapına göre mAs ayarlarının nasıl değiştirileceği hakkında farklı öneriler verilebilir. Şekil 2.23’ de hasta ağırlığına göre mAs adaptasyonunun “zayıf, orta ve güçlü” olmak üzere 3 seviyesi vardır. Kesik çizgilerle belirtildiği gibi hasta çapında 8 cm değişim başına 2 kat mAs adaptasyonu (değişimi sağlayan mAs adaptasyonu) Rogalla’ nın önerisi tarafından mükemmel şekilde karşılanmaktadır (şekil 2.23) (Baert vd. 2007). Bu basit ilişki aşağıdaki gibidir.

$$\text{Bağıl mAs} \propto \text{vücut ağırlığı} + 5 \text{ kg}$$



Şekil 2.23 Hasta ağırlığına göre 3 farklı seviyede mAs adaptasyonu.

Diğer araştırma grupları tarafından da benzer bir ilişki önerilmiştir. Bu yöntem farklı ağırlık sınıfları için standart protokol oluşturmada kullanılır (Örneğin; 0 – 5 kg, 6 – 10 kg, 11 – 20 kg, 21 – 40 kg, 41 – 60 kg, 61 – 80 kg, v.s). Bu günlük pratikte daha kolay uygulanabilir.

2.3.2.2. İnceleme Parametreleri

2.3.2.2.1. Tarama Genişliği (Coverage) (L)

L: Tek bir serilik tarama genişliğidir.

Aksiyel bir taramada, tarama genişliği (L) ilk kesitin başlangıcından, son kesitin bitimine kadar olan aralığa eşittir. Işın demeti genişliği ($N * h_{col}$), masa hareketinin tek turda aldığı mesafe (TF) ve gantri dönüş sayısı ile belirlenir.

$$L = n * TF + N * h_{col} \quad (2.21)$$

TF: Gantrinin tek turu başına hasta masasının hareket mesafesi (Table feed).

n: tek serilik bir incelemede alınan toplam kesit sayısı.

$N * h_{col}$: Demet genişliği.

Helikal taramada ise gantri dönüş sayısı ve tek turda masa hareket mesafesine aşağıdaki gibi bağlıdır.

$$L = n * TF = \frac{T}{t_{rot}} * p * N * h_{col} \quad (2.22)$$

Taranan brüt genişlik, sadece görüntülen vücut bölgesinin genişliğini içermez. İnterpolasyon için gerekli ek rotasyonlardan (Fazladan tarama) dolayı daha büyüktür. Eşitlik 2.9 ve 2.11' den de anlaşılacağı üzere tarama uzunluğu (L), DLP ve etkin dozu (E) değiştirdiği, yani hasta dozunu etkilediği için önemlidir. Eğer bir inceleme birkaç aksiyel ya da helikal tarama serisi içeriyorsa, çalışmadaki toplam DLP_{exam} her bir aksiyel ya da helikal serideki DLP_i ' lerin toplamı olur.

$$DLP_{exam} = \sum DLP_i \quad (2.23)$$

CTDI taranan vücut genişliğinden (L) bağımsızdır. Ancak integral (toplam) doz niceliği olan DLP ve etkin dozun (E) tarama uzunluğuna bağlı olduğunu ifade etmiştik (eşitlik 2.9 ve 2.11). Bu yüzden tarama uzunluğunun klinik ihtiyaçlara göre sınırlandırılması önemlidir. İncelemede genellikle tarama uzunluğu belirtilmez. Bunun yerine ilk ve son kesitlerin pozisyonları belirtilir. Net tarama uzunluğu (L_{net}) (görüntülen vücut büyüklüğü) aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$L_{net} = | \text{son kesit pozisyonu} - \text{ilk kesit pozisyonu} | + h_{rec} \quad (2.24)$$

Brüt tarama uzunluğu ($L_{brüt}$) yani ışınlanan vücut büyüklüğü;

$$L_{brüt} = L_{net} + \Delta L \quad (2.25)$$

ΔL = Fazladan taramadan dolayı tarama uzunluğundaki artıştır.

ÇDBT çoğunda bu önemlidir. Fazladan tarama etkisi yaklaşık olarak eşitlik 2.26' daki şekildedir ve tarama aralığının her iki başında da vardır. Bu 16 dedektör bir tarayıcı için 20 mm demet genişliği ve 5 mm kesit genişliğinde yaklaşık olarak 2 cm' lik bir artış demektir.

$$0,75 * N * h_{col} + 0,5 * h_{rec} \quad (2.26)$$

2.3.2.2.2. Hasta Merkezlenmesi

Hasta merkezlenmesinden kasıt hastanın gantriye göre uygun yerleştirilmesidir. Hastanın enine kesitinin merkezi yani xy düzlemindeki konumu gantri merkezi ile çakışmalıdır. Taranan vücut bölgesi gantri izomerkezi ile uyuşmadığı durumda, demet şekillendirici filtre (beam shaper) ile de çakışmayacaktır. Böyle bir durumda demet şekillendirici filtre hedefi kaçıırır ve hasta kenarından daha az ya da daha fazla ışın geçeceği için gürültüye ve doza katkısı değişecektir.

Gantri açıklığında, geniş hastalara göre küçük hastalar için daha fazla yer olduğundan küçük hastalarda merkezleme hatası daha olasıdır. Hasta merkezlenmesi sırasında dikkat edilmesi gereken hususlardan biri hasta kollarının pozisyonudur. Özellikle AEC kullanılarak yapılan incelemelerde hasta kolları gereksiz yere demetin önünde pozisyonlandırılması, AEC' nin artan hasta kalınlığından dolayı dozu önemli derecede artırmasına neden olabilir.

Fantomlar ile yapılan çalışmalarda izomerkezin 6 cm altında bir pozisyonlama hatası sonucu görüntü gürültüsünde %30' luk bir artış tespit edilmiştir. Daha sonraki fantom çalışmaları ile yüzey ve kenar dozlarında %50 ' e kadar çıkan bir doz artışı belirtilmiştir (Baert vd. 2007). Hasta çalışmaları ile de gantri izomerkezine göre merkezleme hatası nedeniyle yüzey ve kenar dozlarında %2 – 20 civarında doz artışı görülmüştür (Baert vd. 2007). Merkezleme hatası ile yüzey dozundaki bu artış; meme, göz, lens ve gonad gibi radyosensitif organ dozlarının da artışına neden olabilir.

2.3.2.2.2.1. Merkezleme Hatasının Sebepleri

- 1) **Farkındalık:** Kullanıcı hasta pozisyonlama hatası sonucu doğacak sıkıntılarla ilgili bilgi sahibi olmayabilir.
- 2) **Merkezleme ayrıntılarına dikkat edilmesi:** Kullanıcı eğitiminin yetersiz oluşu, lazer destekli merkezlemenin kötü kullanımı, ya da ÇDBT tarayıcılarında çeşitlenen uygulama tipleri ile artan iş yükü nedeniyle özen gösterilememesi de merkezleme hatalarının nedenlerinden birisidir. Kullanıcı kaynaklı merkezleme hatalarının minimum olması için DFOV ayarlaması ve 2 tane SPR görüntüsü (lateral ve AP yönde) alınmasına dikkat edilebilir.
- 3) **DFOV Ayarlanması:** Modern tarayıcılar SPR görüntüsü üzerinde tarama doğrultusu ve enine doğrultular boyunca kullanıcıya 3 düzlemde DFOV ayarlamaya izin verir. Bu yetenek, görüntülenecek bölge seçiminde yardımcı olsa bile merkezleme için dikkat eksikliğine neden olabilir. Böyle durumlarda DFOV boyutu artırılmaksızın merkezleme hatasını düzenlemek için DFOV kaydırılması yeterlidir.
- 4) **Hastayla İlgili Faktörler:** Hastada bazı bölgeler silindir şeklinde iken bazı bölgeler asimetrik yapıdadır. Silindir yapıya sahip birden fazla farklı bölgenin (boyun, göğüs ve karın gibi) tek hasta pozisyonlaması ile taranmasında hasta merkezlemesinin nasıl yapılacağına karar vermek önemlidir. Aynı şekilde dairesel olmayan bölgelerde (omuz pelvis) hasta düz olmadığı için merkez de zordur. Bu tür hastaların izomerkez altında merkezlenmiş olması muhtemeldir ve kollarının başlarının arkasında yeterince yükseltilemeyebilir.
- 5) Bazı sistemlerde merkezleme hatalarını düzeltmek için Otomatik hasta merkezlemesi tekniği bulunmaktadır. Eğer sistemde mevcutsa böyle bir tekniğin kullanılması hataları azaltacaktır.

2.3.2.2.2.2. Uygun Hasta Merkezleme İçin Stratejiler

- 1) **Eğitim:** Hasta merkezlemesinin önemi ve merkezleme hatalarının etkileri hakkında teknisyen, radyolog ve medikal fizikçinin eğitimi, hasta merkezlemesinde detaylara dikkat edilmesini kolaylaştıracaktır.

2) Otomatik Hasta Merkezleme Yazılımı: Bu yazılımla ilgili ilk ölçümler (GE Healthcare Technologies Waukesha) gantriye göre hasta merkezlemesi için kullanıcıya yardımcı olabildiğini göstermiştir. Vücut BT çalışmaları için, bu yazılım tüm SPR görüntüsünden elde edilen ortalama projeksiyon alanı verilerinden hasta merkezini tahmin eder. Bu teknik uygun hata merkezlemesi yapılabilmesi amacıyla masa yüksekliğinin ayarlanması için bir düzeltme faktörü (mm cinsinden) önerir.

2.3.2.2.3. Tarama Serileri Sayısı (n_{ser})

BT terminolojisinde, bir tarama serisi genellikle tam bir spiral tarama ya da ardışık sıralı bir tarama serisi olarak tanımlanır. Birçok SDCT' de sınırlı tüp gücü nedeni ile tarama uzunluğunun fazla olduğu uzun vücut bölgelerindeki taramalar (örneğin; tüm gövde tümör görüntüleme gibi) birkaç ardışık alt bölüme ayrılması gerekir. Yani, birkaç parçada yapılması gerekir. Eğer her bir seri için aynı protokol ayarları uygulanıyorsa CTDI aynı olacaktır. İntegral doz her seri için DLP' lerin ya da etkin dozların toplamı olur. Bu nedenle doz açısından taramanın birkaç kısa alt parçada ya da tek seferde bütün olarak yapılması durumunda fazladan tarama etkisi hariç bir fark yoktur. Fazladan tarama etkisi alt parçaların sayısı ile orantılı olarak artacaktır. Bu nedenle inceleme ne kadar az seriden oluşursa fazladan tarama katkısı açısından o kadar iyi olur. Ancak birkaç parçadan oluşacak uzun vücut incelemelerinde de her parça için uygun bir mAs ayarı yapılması dozu azaltacaktır. Mesela TAP (toraks – abdomen – pelvis) incelemelerinde göğüs ve pelvis (yüksek doğal kontrastından dolayı) için azaltılmış, abdomen için artırılmış mAs ayarı kullanılabilir. Aynı gövde bölümlerinin birden fazla taranması genellikle çok fazlı inceleme olarak belirtilir. Ancak bu sadece kontrast modu ile yapılan incelemelerde değil, farklı oryantasyonlarla tarama ya da farklı kesit kolimasyonu ayarları ile yapılan taramalar içinde geçerlidir. Bu çok fazlı incelemelerde her bir tekli taramanın uzunluğu aynı değildir. Bu incelemelerde her bir fazdaki toplam dozların (DLP ve etkin doz) toplamı anlamlı iken CTDI için bu doğru değildir. Bununla birlikte çok fazlı incelemelerde toplam doz, radyasyon ışınlamalarındaki fazların sayısı ile kabaca doğru orantılıdır.

2.3.2.2.4. Dinamik BT Çalışmalarında Rotasyonların Sayısı (N)

BT floroskopi ya da perfüzyon gibi dinamik çalışmalarda, aynı pozisyonda birden çok tarama yapılır. Bu durumda CTDI' ların toplamı anlamlıdır. Bu özel durum için ana konu deterministik radyasyon etkisinden kaçınmaktır. Aynı pozisyonda birden çok tarama alındığı için, taramanın yapıldığı vücut bölgesindeki toplam dozlar aynı bölgenin standart incelemelerin de karşılaşılan dozlarla karşılaştırılabilir. Dinamik BT çalışmalarında uygulanan dozlar 2 faktöre bağlıdır.

1- Dönüş başına $CTDI_{vol}$

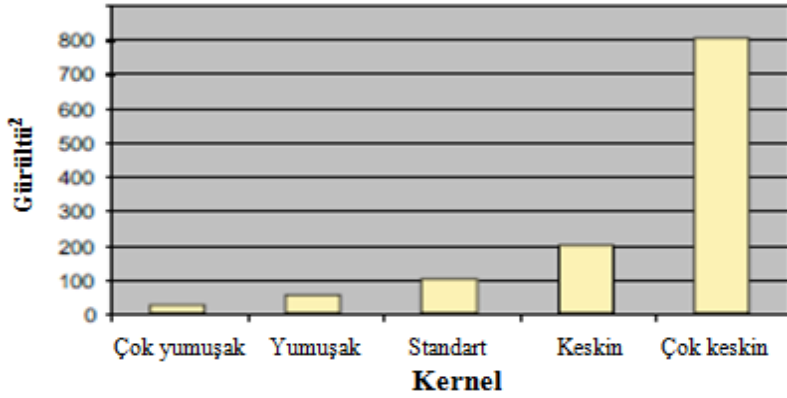
2- Dönüşlerin sayısı

2.3.2.3. Kesit Görüntülerinin Elde Edilmesi ve Görüntüleme Parametreleri

2.3.2.3.1. Kernel Algoritması

BT görüntüleri, kernel ya da görüntü oluşturma filtresi olarak bilinen matematiksel algoritmalar ile oluşturulur. Bu algoritmalar görüntü kalitesi açısından farklı özelliklere sahiptirler. Yüksek çözünürlükte filtreler ile uzaysal ayırma gücü iyileştirilebilirken gürültü artar. Bunun zıttı olarak yumuşatıcı filtreler gürültüyü azaltırken uzaysal çözünürlüğü kötüleştirir. Bu nedenle inceleme tipi için filtre seçimi önemlidir. Yumuşak (smooth) ve keskin (sharp) gibi başlıklar uzaysal ayırma gücü ve gürültü arasındaki dengenin kaba bir göstergesi olarak kullanılmaktadır.

Şekil 2.24' de uzaysal ayırma gücü ve gürültü özelliklerine göre filtre tipleri görülmektedir. Görüntü gürültüsü, kontrast çözünürlüğünü güçlü derecede etkiler.



Şekil 2.24 Farklı kesim frekansına sahip filtrelerin görüntü gürültüsüne etkisi.

Filtrenin uygun seçimi için iki pratik grup vardır. Birinci grupta verilen klinik amaç için objedeki uzaysal çözünürlük yeterlidir, bu yüzden üreticilerin önerilerinin aksine daha yumuşatıcı bir filtre seçilebilir ve böylece gürültü bir miktar azaltılmış olur. Bu tercih gürültünün artması pahasına doz azaltmak için kullanılabilir bir tekniktir. İkincisi, yüksek kontrast yapılarda, yüksek çözünürlükte filtre kullanılmış olmasıyla CNR zaten yeterli olabileceği için (iskelet, akciğer vs.) doz azaltılsa bile, azalan doz ile artan gürültü tolere edilebilir.

2.3.2.3.2. Pencere Genişliği

Pencere genişliği, görüntünün gösterimi ile ilgili bir parametre olduğu için dozu etkileyen bir parametre olarak kabul edilmez. Ancak görüntü gürültüsünün görsel algısı pencere ayarları seçimine kuvvetle bağlıdır. Geniş bir pencere ayarı kullanımı ile gürültü algısı azaltılabilir. Bu azalım pencere genişliği ile ters olarak ilişkilidir. Ancak görüntü kontrastı ve gri skala değerlerinin sayısı da azalır.

Daha geniş pencere ayarı kullanarak doz azaltmak için bir ön koşul, CNR'ın yeterli olmasıdır. Doz ve gürültü arasında lineer olmayan bir ilişki vardır. Gürültü dikkate alındığında pencere genişliğindeki değişiklik ile dozunda değişmesi gerekebilir. Şöyle ki eğer görüntüdeki gürültü algısı aynı kalmak şartıyla pencere 300 HU yerine 350 HU alınırsa doz %26 kadar azaltılabilir. Bu nedenle üreticinin önerdiğinin dışında daha geniş bir ayarın kullanımının uygun olup olmadığı araştırmaya değer bir konudur. Bu özellikle yüksek kontrast yapılar için geçerlidir. Pencere genişliği 2 katına çıkarılarak doz 1/4 oranında azaltılabilir.

2.4. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Kalitesi Testleri

2.4.1. BT Numarası Doğruluğu

BT’ de projeksiyon bilgileri toplandıktan sonra bilgisayar ortamında “ μ (doğrusal azalım katsayısı)” değerlerinden oluşmuş bir matris görüntüsü elde edilir. BT sistemleri arasından ortak bir skala kullanılabilmesi için, voksellerdeki bu azalım değerleri suyun doğrusal azalım katsayısına normalize edilerek BT numaralarına çevrilir (Bkz. eşitlik 2.21). Böylece bilgisayar ortamında BT numaralarından oluşan bir matris görüntüsü elde edilmiş olur. Bu BT numaraları da gri skalalara dönüştürülerek gösterilir.

$$BT\ no = K * \frac{\mu_m - \mu_{su}}{\mu_{su}} \quad (2.27)$$

μ_m : Materyalin Doğrusal Azalım Katsayısı,

μ_{su} : Suyun Doğrusal Azalım Katsayısı

K: Ölçekleme Faktörü

Her bir BT tarayıcısı için her bir kV ve filtrasyon değerinde su ve hava materyalleri için BT numaraları sabittir. Su için “0” hava için de “-1000” olarak saptanmıştır. BT cihazı suyun BT numarası sıfır olacak şekilde kalibre edilir ve farklı tüp potansiyelleri için de kabul edilebilir bir aralık içinde olmalıdır. Su için BT numarası doğruluğu testi günlük kalite kontrol için önemli testlerden birisidir. Bu test sistem kalibrasyonunun durumu hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlar. Test günlük kalite kontrol testi olarak yapılmalıdır.

2.4.2. BT Numarası Doğrusallığı

Belirli bir demet enerjisinde farklı materyaller için BT numaraları doğrusal olmalıdır. Bunu test etmek için hava, su, kemik, akrilik ve polietilen gibi farklı azalım özelliklerine sahip materyaller içeren fantomlar kullanılır. Test ayda bir yapılmalıdır.

2.4.3. Kesit Genişliği Doğruluğu

Bu testin amacı görüntülenen kesit genişliğinin doğruluğunu test etmektir. Görüntülenen kesit genişliği z –doğrultusu boyunca dedektör üzerine düşen kesit genişliğidir. Penumbra gibi etkilerden dolayı bu genişlik, nominal değere göre farklılıklar gösterir. Görüntülenen kesit genişliği z – doğrultusu boyunca ayırma gücünün bir göstergesi olduğu için doğru önemlidir.

2.4.4. Düşük Kontrast Ayırma Gücü

Bilgisayarlı tomografi sistemlerinin düşük kontrast ayırma gücü konvansiyonel radyografik sistemlere göre daha iyidir. Bu da BT' nin en önemli avantajlarından biridir. Görüntüdeki gürültü seviyesi düşük kontrast ayırma gücünü önemli derecede etkiler. Düşük kontrast ayırma gücü x – ışın foton akısı (mAs), kesit genişliği, obje boyutu, dedektör hassasiyeti ve görüntü oluşumu için kullanılan algoritma gibi birçok inceleme parametresinden etkilenir. Düşük kontrast ayırma gücü testi için, taban materyale göre düşük obje kontrastına sahip farklı boyutlarda yapılar içeren fantomlar kullanılır. Bu test 3 ayda bir tekrarlanmalıdır.

2.4.5. BT Numarası Homojenitesi ve Artifak

Radyolojik ışınlamalarda, x – ışın demetindeki düşük enerjili fotonların ciltte durdurulması ve obje içinden geçerken uğradığı saçılmalar ve soğurulmalar nedeni ile ortalama enerjisi değişir. Dolayısı ile homojen bir objede bile farklı noktadaki BT numaraları da farklı olabilir. BT numarasındaki bu değişim belirli sınırlar içerisinde olmalıdır ve düzenli olarak kontrol edilmelidir. BT numarası homojenitesi testi için bir su fantomu ya da kalite kontrol fantomlarının homojen bir materyalden yapılmış bölümü kullanılabilir.

Artifaklar medikal görüntülerde dokusal yapıları temsil etmezler. Eğer tespit edilmez ise ya da tespit edildiği halde bu sorun giderilmezse yanlış tanı ve teşhise neden olabilir. Kliniklerde yaygın olarak görülen artifak tipleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır;

Çizgi artefak, halka (ring) artefak, kısmi hacim artefaktı, foton zayıflığı artefaktı ve hasta kaynaklı artefaklar.

Bir su fantomu ya da kalite kontrol fantomunun katı su eşdeğeri materyalden yapılmış homojen bölümü kullanılarak test yapılabilir. Sistemde herhangi bir artefak sorunu olup olmadığı rutin olarak ayda bir yapılmalıdır.

2.4.6. Gürültü

Bilgisayarlı tomografide BT numarasının standart sapması istatistiksel gürültünün bir ölçüsüdür. Gürültü kV, mAs, kesit genişliği, görüntü oluşturma algoritması gibi birçok inceleme parametresi tarafından etkilenir. Gürültü testi için bir su fantomu görüntüsü ya da kalite kontrol fantomunun katı su eşdeğeri homojen bölümü kullanılabilir. Gürültü görüntü merkezine çizilen ilgi alanındaki BT numarasının standart sapması olarak alınır.

2.4.7. Yüksek Kontrast Ayırma Gücü

Medikal görüntülerde yüksek kontrast ayırma gücü cm' deki çizgi çifti (çç/cm) ya da mm' deki çizgi çifti (çç/mm) cinsinden uzaysal frekans olarak belirtilir. Sistemin yüksek obje kontrastına sahip yapıları ayırt edebilme gücü hakkında bilgi verir. BT' nin yüksek kontrast ayırma gücü (0.5 – 2 çç/mm), konvansiyonel sisteme göre (4 – 20 çç/mm) oldukça düşüktür. Yüksek kontrast ayırma gücü testi için herhangi bir BT kalite kontrol fantomunun farklı frekanslarda çizgi çifti desenleri bulunan bölümü kullanılır. Yüksek kontrast ayırma gücü hem görsel hem de nümerik olarak değerlendirilebilir. Nümerik değerlendirme için sistemin MTF' i çizilir. Görsel değerlendirme sonucu yaklaşık olarak MTF eğrisinin %2' sindeki değere karşılık gelmelidir. Test ayda bir tekrarlanmalıdır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1. MATERYAL

3.1.1. Tez Çalışmasında Kullanılan Sistemler ve Özellikleri

1. sistem (GE1); GE Lightspeed ultra (8 dedektör)
2. sistem (GE2); GE Brightspeed (16 dedektör)
3. sistem (GE3); GE Lightspeed (16 dedektör)
4. sistem (GE4); GE Lightspeed VCT (64 dedektör)
5. sistem (S1); Siemens Somatom Emotion Duo (2 dedektör)
6. sistem (S2); Siemens Volume Zoom (4 dedektör)
7. sistem (S3); Siemens Sensation (16 dedektör)
8. sistem (S4); Siemens Somatom Definition (64 dedektör)
9. sistem (T1); Toshiba Asetion (4 dedektör)
10. sistem (T2); Siemens Aquilion (64 dedektör).

Çizelge 3.1 Tez Çalışmasında Kullanılan Sistemlerin Özellikleri

	G1 (8)	G2 (16)	G3 (16)	G4 (64)	S1 (2)	S2 (4)	S3 (16)	S4 (64)	T1 (4)	T2 (64)
Jeneratör										
Tipi	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans	Yüksek Frekans
Güç (kW)	53.2	42	53.2	85 (100 Kardiyak için standart)	40	*	60	2 x 80	48	60 (72 opsiyonel)
mA Aralığı	10 – 440	*	10 – 440		30 – 240		28 – 500		10 – 400	
kV Seçenekleri	80, 100, 120, 140	80, 100, 120, 140	80, 100, 120, 140	80, 100, 120, 140	80, 100, 130	80, 100, 110, 130	80, 100, 120, 140	80, 100, 120, 140	80, 100, 120, 135	80, 100, 120, 135
Gantri										
Açıklığı	70	70	70	70	70	*	70	78	72	72
Odak – Dedektör Mesafesi	949	949	949	949	1005	*	1005	1085	1072	1072
X – Işın Tüpü										
Tipi	GE Performix	Solarix 350	GE Performix	GE Performix Pro VCT	Siemens Dura 352	*	Siemens Straton	Siemens Straton	Toshiba Helicool	CXB – 750B
Odak Nokta Boyutu	0.6x0.7 0.9x0.9	0.62x0.9 0.5x0.8	0.9x0.7 1.2x1.2	0.6x0.7 0.9x0.9	0.4x0.8 0.7x0.8	*	0.6x0.7 0.8x1.2	0.6x0.6 0.8x0.9	0.9x1.3 1.7x1.3	0.9x0.8 1.6x1.4
Toplam Filtrasyon (mmAl) (Doğal + Demet şekillendirici)	4.75 (kafa) 5.65 (vücut) (70 kV)	5.90 (Kafa) 8.70 (Vücut) (70 kV)	4.75 (kafa) 5.65 (vücut) (70 kV)	6.8 (kafa) 9.5 (vücut) (70 kV)	6.4 (80 kV)	*	6.3 (120 kV)	6.3 (120 kV)	> 1.5 (doğal) + 1.5	2.5 (L wedge) 4.0 (M wedge) 11.0 (DR wedge)

Çizelge 3.1' in devamı

	GE1 (8)	GE2 (16)	GE3 (16)	GE4 (64)	S1 (2)	S2 (4)	S3 (16)	S4 (64)	T1 (4)	T2 (64)
Dedektör Sistemi										
Tipi	Katı Hal	Katı Hal	Katı Hal	Katı Hal	Katı Hal	Katı Hal	Katı Hal	Katı Hal	Katı Hal	Katı Hal
Materyali	HiLight / Lumex	*	HiLight / Lumex	HiLight / Lumex	Ultra Hızlı Seramik	*	Ultra Hızlı Seramik	*	*	Gadalonyum Oksi Sülfat
Eşzamanlı olarak toplanabilen max. Kesit sayısı	8	16	16	64	2	4	16	64	4	64
Z – Doğrultusunda Efektif Genişlik (mm) (izomerkezde)	20	20	20	40	10	*	24	28.8	32	32

*Bu sistemler ile ilgili bazı teknik bilgilere erişilememiştir.

3.1.2. Tez çalışmasında kullanılan test cihazları, fantomlar ve diğer araçlar

İyon Odası: Radcal 10X6 – 3CT (3cc iyon odası).

Elektrometre: Radcal Accu – Pro™

Fantomlar: ACR CT Akreditasyon fantom (Gammex fantom), vücut ve kafa CTDI fantom, Akciğer fantom

- **ACR Akreditasyon Fantom**

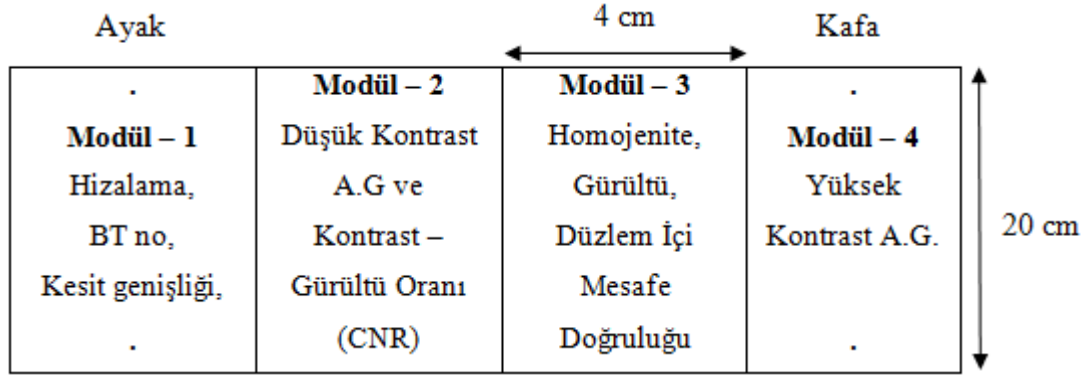
ACR CT akreditasyon fantomu, tarayıcı parametrelerinin geniş bir aralıkta incelenmesi için tasarlanmıştır. Bu inceleme aşağıdaki testleri içermektedir.

- Pozisyon doğruluğu
- BT numarası doğruluğu
- Kesit kalınlığı doğruluğu
- Düşük kontrast ayırma gücü
- Kontrast – Gürültü Oranı (CNR)
- BT numarası homojenitesi
- Görüntüdeki gürültü
- Yüksek kontrast (uzaysal) ayırma gücü

ACR CT akreditasyon fantomu 4 modülden oluşmuş katı bir fantomdur. Genel olarak su eşdeğeri materyalden yapılmıştır. Her bir modül 20 cm çapında 4 cm derinliktedir (şekil 3.2). Ayrıca fantomun aksiyel (z – ekseni, cranial/caudal), koronal (y – ekseni, anterior/posterior) ve sagittal (x – ekseni, left/right) düzlemlerde merkezlenmesi için her bir modül üzerinde beyaz renkli işaretler vardır (şekil 3.1).



Şekil 3.1 Gammex Fantom (ACR CT akreditasyon fantomu)



Şekil 3.2 Silindirik ACR fantom modülleri.

Modül 1

Pozisyonlama ve hizalama, BT numarası doğruluğu ve kesit kalınlığı testleri için kullanılmaktadır. Modülün taban materyali su eşdeğeridir.

Pozisyonlama için, modülün z – ekseninin merkezinde 1 mm çapında çelik bilyeler bulunmaktadır (şekil 3.3a). Bu bilyeler fantom yüzeyinde saat 3, 6, 9 ve 12 pozisyonlarındadır. Karşılıklı bilyelerin merkezleri arası uzaklık 19,9 cm’ dir.

BT numarası doğruluğunu test etmek için hava, akrilik, polietilen, su ve kemik materyallerinden yapılmış silindirler mevcuttur. Su silindiri hariç her bir silindir 25 mm çapında 4 cm derinliğindedir. Su silindiri ise 50 mm çapında ve 4 cm derinliğindedir (şekil 3.3a).

Kesit kalınlığı testi için modül içerisine gömülü z – eksen boyunca 0,5 mm’ lik art arta taramalarla görülebilen tel serilerinden oluşmuş 2 basamak vardır.

Modül 2

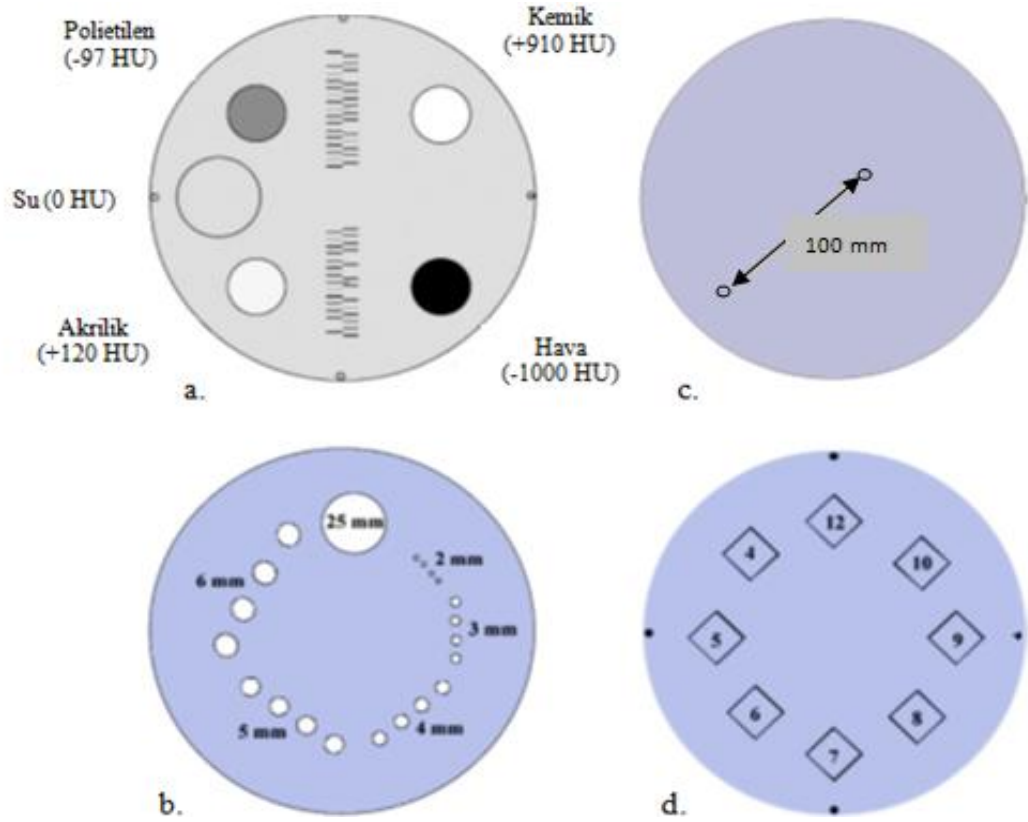
Düşük kontrast ayırma gücü testi için kullanılmaktadır. Modül ortalama 90 HU BT numarasına sahip taban materyali içerisine, taban materyalinden yaklaşık olarak (%0,6) 6 HU BT numarası farklı olan, farklı çaplarda silindir gruplarının yerleştirilmesi ile oluşturulmuştur (şekil 3.3b). Bu silindirler 2, 3, 4, 5 ve 6 mm çaplarındadır ve her bir çapta 4 silindir bulunmaktadır. Her bir silindir arası boşluk da silindir çapı kadardır. 25 mm çapındaki silindir, silindir – taban materyali arası kontrast farkını doğrulamak ve CNR (Contrast – Noise Ratio) hesabı yapmak için kullanılmaktadır.

Modül 3

Modül 3 BT numarası homojenitesi ve gürültü testleri etmek için kullanılmaktadır. Doku eşdeğeri bir materyalden yapılmıştır (şekil 3.3c). İsteğe bağlı olarak, düzlem içi mesafelerin doğruluğunu ölçmede kullanmak için 0,28 mm çaplı iki küçük bilye içermektedir (şekil 3.3c). Bunlar kesit hassasiyet profili değerlendirmesi için de kullanılır. Modül merkezine çizilen ilgi alanından okunan standart sapma ile de gürültü hesabı yapılabilmektedir.

Modül 4

Yüksek kontrast (uzaysal) ayırma gücü testi için kullanılmaktadır. Bu modülde 15x15' lik karesel bölgeler içerisine 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 ve 12 çç/cm frekanslara sahip Al (alüminyum) çizgi çiftleri yerleştirilmiş 8 farklı bar desen bulunmaktadır (şekil 3.3d). Her bir bar desenin derinliği modül 3' ün ara yüzeyinden başlamak üzere z – ekseni boyunca 3,8 cm' dir. Alüminyum bar desenler taban materyaline göre çok yüksek obje kontrastı sağlar. Ayrıca modül 1' de açıklandığı gibi pozisyonlama testi için saat 3, 6, 9 ve 12 yönlerine yerleştirilmiş 4 tane 1 mm' lik çelik bilye içermektedir.



Şekil 3.3 ACR CT akreditasyon fantom modülleri; (a) modül 1, (b) modül 2, (c) modül 3, (d) modül 4.

3.2. YÖNTEM

Bu tez kapsamında ACR prosedürüne uygun olarak kliniklerde en çok uygulanan yetişkin kafa, yetişkin toraks, yetişkin abdomen ve çocuk abdomen incelemeleri için doz optimizasyonu çalışması yapılmıştır.

Çalışmanın ilk adımında araştırmanın yapılacağı klinikte, yukarıda belirtilen incelemeler için klinik protokoller belirlenmiştir. Bu aşamanın en zor yanı otomatik ışınlama kontrolü (AEC) kullanılan sistemlerde (özellikle gövde incelemelerinde) AEC cevabının belirlenmesi olmuştur. Bu aşamada sonuçların güvenilirliği için iki ayrı yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemlerden ilki kliniğin arşiv bilgileri taranarak standart kabul edilebilecek hastalar seçilmiş ve sistemin hastaya uyguladığı mA değerlerinden ortalama bir mA değeri hesaplanmıştır. Yetişkinler için standart hasta olarak 170 – 175 cm boyunda, 70 – 75 kg ağırlığında ve FOV' u yaklaşık 36 cm olan hastalar referans alınmaya çalışılmıştır. Çocuklar için ise 5 yaşında yaklaşık olarak 18 – 24 kg arası hastalar referans alınmaya çalışılmıştır. İkinci yöntemde de AEC tekniği kullanılarak

standart hasta benzeşimi fantom görüntüleri alınmış ve sistemin fantoma uyguladığı mA değerlerinden ortama mA değeri hesaplanmaya çalışılmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında incelenen her bir sistem için hem klinikte kullanılmakta olan hem de literatür araştırmaları ve deneysel tecrübelerle oluşturulan inceleme protokolleri için görüntü kalitesi değerlendirmesi ve radyasyon dozu ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar sınır değerler ile karşılaştırılarak uygun protokoller belirlenmeye çalışılmıştır (Ek 1).

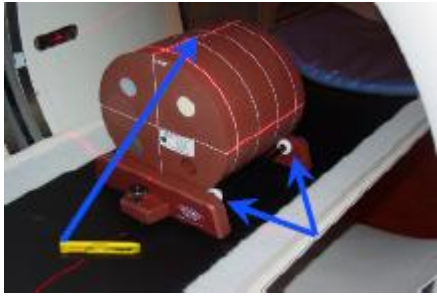
3.2.1. Görüntü Kalitesi ve Doz Testleri

İncelenen bütün sistemlerde yukarıda bahsedilmiş olan 4 farklı inceleme tipi için klinikte kullanılan parametreler belirlendikten sonra, ACR prosedürüne uygun olarak klinikte kullanılan ve literatür araştırmalarından elde edilen inceleme protokolleri için görüntü kalitesi ve radyasyon dozu testleri yapılmıştır. Belirli bir inceleme tipi için alınan ölçümler karşılaştırılarak, ACR tarafından belirlenen sınırları sağlayan en uygun inceleme protokolü belirlenmeye çalışılmıştır.

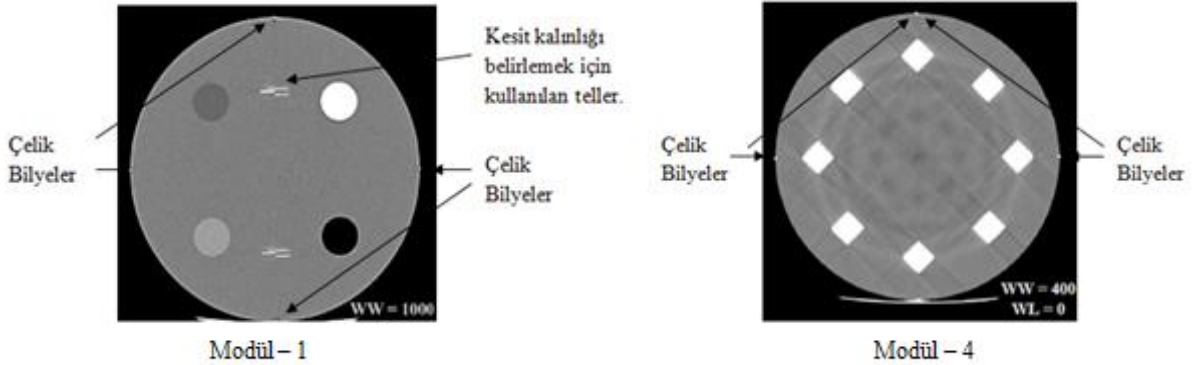
3.2.1.1. Fantom pozisyonlaması ve hizalaması (Modül 1 ve Modül 4)

Fantomun ilk olarak kafa tarafı gantri içine gelecek şekilde masa üzerine yerleştirilir (şekil 3.4) ve operatör konsolunda uygun hasta oryantasyonu seçilir. Hizalama lazerleri, fantomda modül 1' in merkezine (fantomun ayak tarafı) karşılık gelen hizalama çizgileri üzerinde olacak şekilde dikkatlice pozisyonlandırılır. Fantom aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerde hizalandıktan sonra fantomun bu pozisyonu (modül 1' in merkezi) referans pozisyon olarak (Örneğin; GE sistemlerde referans pozisyon S0 ile gösterilmektedir) işaretlenir. Bu referans nokta taranacak bölgenin seçiminde kolaylık sağlayacaktır. Fantom hizalamasının doğruluğunu test etmek için klinikte kullanılmakta olan HRC (High Resolution Chest) protokolü kullanılarak referans noktanın 1 mm altında ve üstünde, (Örneğin GE sistem için I1, S0 ve S1 Pozisyonları) kesit kalınlığı 2 mm' den küçük olacak şekilde 1' er tarama alınır. Bu görüntülerden en az birinde modül 1' in kenarlarında bulunan 4 çelik bilyenin hepsi görünüyorsa olmalıdır (şekil 3.4a). Ayrıca bu görüntüde kesit kalınlığını belirlemek için kullanılan tel gruplarının merkezinde bulunan

uzun teller diğer görünür tellerin (± 1 tel) merkezinde olacak şekilde görülmelidir (şekil 3.5a). Aynı işlem referans noktanın 120 mm (S120) ilerisinde yani modül 4' ün merkezi tekrarlanır. Bu konumun da 1 mm altı ve üstünü içerecek şekilde 2 mm küçük bir kesit kalınlığında 1' er tarama alınır. Bu görüntülerden en az birinde, modül 4' in kenarlarında bulunan 4 çelik bilyenin hepsi görünüyor olmalıdır (şekil 3.5b). Bu taramalar için seçilen görüş alanı (FOV) 21 cm' den daha küçük olmayacak şekilde seçilmelidir. Görüntüler WW=1000 ve WL=0 pencere ayarlarında incelenmelidir.



Şekil 3.4 BT fantomun hasta yatağına yerleştirilmesi ve hizalanması.



Şekil 3.5 Hizalama testi için alınan görüntüler; (a) modül 1 görüntüsü, (b) modül 2 görüntüsü.

3.2.1.2. Kesit Genişliği Testi (Modül 1)

Referans pozisyon olarak işaretlenmiş Modül 1' in merkezinde HRC protokolü için kullanılan kesit kalınlığı ve bunun yanında 3, 5 ve 7 mm kesit kalınlıklarına en yakın kesit kalınlıkları için aksiyel tarama tipinde yetişkin abdomen protokolü ile görüntüler alınmıştır. Görüntülerde kesit kalınlığı belirlemek için kullanılacak alt ve üst tel gruplarında, görülebilir tellerin sayısı ayrı ayrı toplanmış ve 2' ye bölünerek kesit kalınlığı alt ve üst tel grupları için mm cinsinden ayrı ayrı belirlenmiştir. Görüntüler

WW = 400 ve WL = 0 pencere ayarlarında incelenmiştir. Bu hesap için dikkate alınan teller merkezi tel kadar veya en az %50 si kadar parlak görünüyorsa olmalıdır.

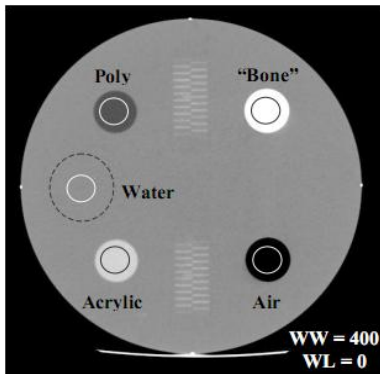
Kesit kalınlığı testi için ACR tarafından belirlenen kabul sınırı 1,5 mm' dir.

3.2.1.3. BT Numarası Doğruluğu ve BT Numarası Doğrusallığı (Modül 1)

Fantom hizalaması sırasında referans nokta olarak işaretlenmiş olan modül 1 merkezinde (S0) aksiyel tarama tipinde yetişkin abdomen tekniği kullanılarak, sistemde seçilebilen her bir kV değeri için görüntüler alınmıştır. İncelenen bütün sistemlerde yetişkin abdomen tekniklerinde spiral bir tarama kullanılmaktadır. Bu nedenle ACR prosedürü gereği, diğer parametreler değiştirilmeden, aksiyel tarama tipinde "N_{max}" (seçilen dedektör konfigürasyonunun tek turda izin verdiği maksimum görüntü sayısı) tane görüntü elde edilmesini sağlayacak dedektör konfigürasyonu seçilerek tarama yapılmıştır. Test için her bir kV değerinde ki görüntüde sudaki BT numarasına bakılmıştır.

Su için ölçülen BT numaraları -7 – (+7) HU aralığında olmalıdır.

BT numarası doğruluğu testi için klinikte kullanılan kV değerinde alınmış yetişkin abdomen görüntüsü (yetişkin klinik abdomen protokolü ile alınmış görüntü) kullanılmıştır. Görüntüde hava, akrilik, polietilen, su ve kemik materyallerinden yapılmış silindirler içinde yaklaşık 200 mm² ROI çizilerek ortalama BT numarası değerleri belirlenmiştir (şekil 3.6). Her bir materyal için BT numarası sınır değerleri Çizelge 3.2' de verilmiştir.



Şekil 3.6 BT numarası doğruluğu ve BT numarası doğruluğu testi için alınmış modül 1 görüntüsü.

Çizelge 3.2 BT numarası doğrusallığı testi için ACR tarafından verilen BT numarası aralıkları.

	BT Numarası (HU)
Su	-7 – (+7)
Akrilik	110 – 135
Polietilen	-107 – (-87)
Kemik	850 – 970
Hava	-1005 – (-970)

3.2.1.4. Düşük Kontrast Ayırma Gücü ve CNR (Modül 2)

Çalışma kapsamındaki dört inceleme tipinin her birinde (yetişkin beyin, yetişkin toraks, yetişkin abdomen ve çocuk abdomen (5 yaş)) karşılaştırılacak olan her bir protokol için fantom S0 konumundan (referans olarak seçilen nokta) S120 konumuna kadar taranmıştır. Kesitler arası boşluk (sistemlerde interval olarak geçmektedir) 5 mm seçilmelidir. Böylece modül 1, 2, 3 ve 4' ün tam merkezinden görüntüler elde edilmiş olacaktır. Elde edilen görüntülerin her biri farklı bir test için kullanılmaktadır.

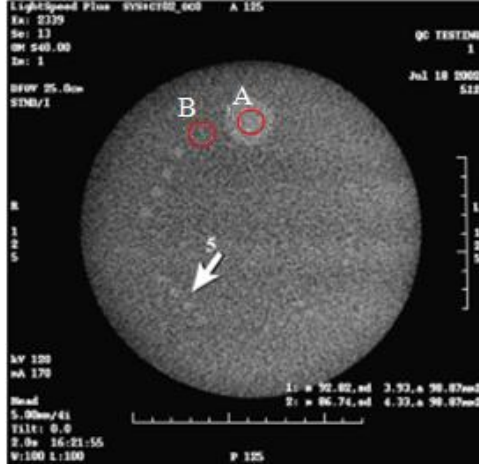
Düşük kontrast ayırma gücü için modül 2' nin merkezinden (S40 konumu) alınmış görüntüler değerlendirilmiştir (şekil 3.7). Görüntüler WW = 100 ve WL = 100 pencere ayarlarında, oda ışığı azaltılarak gözlenmiş ve 4 silindirinde görülebilir olduğu, en küçük çaptaki silindir grubu belirlenerek düşük kontrast ayırma gücü belirlenmiştir. Ayrıca ACR prosedürü gereği rutin beyin ve rutin abdomen incelemeleri için klinik parametreler ile alınan görüntüler, sadece protokol karşılaştırma amaçlı değil sistemin düşük kontrast ayırma gücünü belirlemek için de kullanılmıştır. Düşük kontrast ayırma gücü testi için ACR tarafından belirlenen sınır değerler aşağıdaki gibidir.

- Yetişkin kafa ve yetişkin abdomen incelemeleri için 6 mm çapındaki silindirler açıkça görülebilmelidir (EK.1).

CNR testi için modül 2 merkezinden alınmış görüntüdeki 25 mm çapındaki silindir kullanılmış ve eşitlik – 3.1 ile hesaplanmıştır. CNR için sınır değerler aşağıdaki gibidir.

- Yetişkin kafa incelemeleri için CNR > 1.0
- Yetişkin abdomen incelemeleri için CNR > 1.0

- Çocuk kafa incelemeleri için $CNR > 1.0$
- Çocuk abdomen incelemeleri için $CNR > 0.5$



Şekil 3.7 CNR ve düşük kontrast ayırma gücü testi için alınmış modül 2 görüntüsü.

$$CNR = \frac{BT\ NO_A - BT\ NO_B}{SD_B} \quad (3.1)$$

$BT\ NO_A$; 25 mm çapında taban materyale göre düşük kontrast özelliğe sahip silindirden okunan BT numarası.

$BT\ NO_B$; 25 mm çapında silindirin hemen yanındaki bir bölgede, taban materyalinden okunan BT numarası.

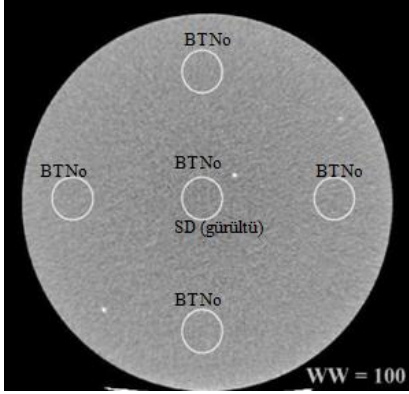
SD_B ; 25 mm çapında silindirin hemen yanındaki bir bölgede, taban materyalinden okunan standart sapma.

3.2.1.5. Homojenite ve Gürültü (Modül 3)

Homojenite testi için klinikte kullanılan yetişkin abdomen protokolü ile modül 3' ün merkezinden (S80 konumu) alınan görüntüler kullanılmıştır. Görüntünün merkezinde ve 4 kenarında $400\ mm^2$ lik ilgi alanı çizilmiştir (şekil 3.8). Kenarlarda ki ilgi alanları ile kenar arasında, yaklaşık olarak çizilen ilgi alanının çapı kadar mesafe olmalıdır (şekil 3.8). Kenarlarda ki ilgi alanlarından okunan BT numaraları ile merkezde okunan BT numarası arasında fark 5 HU' den küçük olmalıdır.

3.2.1.6. Gürültü Testi (Modül 3)

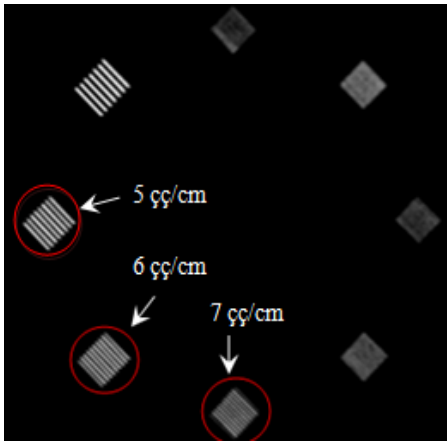
Gürültü, modül 3 merkezine çizilen ilgi alanından okunan standart sapma olarak hesaplanmıştır (şekil 3.8). Gürültü hesabı karşılaştırılacak olan her protokol için hesaplanmıştır.



Şekil 3.8 Homojenite ve gürültü testi için alınmış modül 3 görüntüsü.

3.2.1.7. Yüksek Kontrast Ayırma Gücü (Modül 4)

Yüksek kontrast ayırma gücü testi için modül 4 merkezinden alınan görüntüler kullanılmıştır (şekil 3.9). WW = 100 ve WL ~ 1100 pencere ayarlarında, oda ışığı azaltılarak görüntü dikkatlice gözlenmiş ve çizgi çiftlerinin belirgince ayırt edilebildiği en yüksek uzaysal frekans belirlenmiştir.



Şekil 3.9 Yüksek kontrast ayırma gücü testi için alınmış modül 4 görüntüsü.

Yüksek kontrast ayırma gücü testi doz optimizasyon çalışmasında karşılaştırılacak olan bütün protokoller için ölçülmüştür. Ayrıca klinikte kullanılan yetişkin abdomen ve HRC

protokolü ile alınan görüntüler kullanılarak sistemin yüksek kontrast ayırma gücü değerlendirilmiştir. Yüksek kontrast ayırma gücü testi için ACR tarafından verilen sınır değerler aşağıdaki gibidir.

- Yetişkin abdomen protokolü ile alınan görüntülerde en az 5 çç/cm açıkça görülebilmelidir.
- HRC protokolü ile alınan görüntülerde en az 6 çç/cm bar desen açıkça görülüyor olmalıdır.

3.2.1.8. Radyasyon dozu ölçümleri

Her bir inceleme tipi için oluşturulan klinik ve alternatif protokollerle radyasyon dozları ölçülmüştür. Bu testler ile daha önce belirtilmiş olan rutin incelemeler için kliniklerdeki doz seviyeleri elde edilmiştir. Ayrıca tez çalışmasında kullanılan her bir farklı marka model sistemde kabul edilebilir görüntü kalitesi için gerekli doz miktarları hakkında bilgi edinilmiştir. İnceleme protokollerinde dozların karşılaştırılması için $CTDI_{vol}$ niceliği dikkate alınmıştır. $CTDI_{vol}$ değerlerinden de DLP ve etkin doz değerleri hesaplanarak radyasyon riski hakkında bilgi edinilmiştir.

Yetişkin abdomen ve toraks incelemelerinde doz ölçümü için 32 cm çaplı CTDI fantom, yetişkin kafa ve çocuk abdomen incelemeleri için 16 cm çaplı CTDI fantom kullanılmıştır. Doz ölçümü için izlenen adımlar aşağıdaki gibidir.

- CTDI fantom hasta masası üzerine sabitlenerek, hizalama lazerleri yardımı ile fantom merkezi ile gantri merkezi çakışacak şekilde fantom yerleştirilmiştir.
- Aksiyel tarama modunda, x – ışın kaynağının tek turluk dönüşü ile toplam doz değeri okunmuştur. Bu ölçüm fantom yüzeyinde yakın 4 farklı bölgede (saat 3, 6, 9 ve 12 yönlerinde) ve merkezde olmak üzere 5 farklı noktada ölçülmüştür.
- Karşılaştırma yapılacak bütün protokoller için eşitlik 2.4, 2.5 ve 2.8 yardımı ile $CTDI_{vol}$ değerleri, eşitlik 2.9 ile DLP değerleri, eşitlik 2.11 ile de etkin doz değerleri hesaplanmıştır.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

Bu bölümde, tez kapsamında kullanılan her bir sisteme ait görüntü kalitesi ve doz ölçüm sonuçları verilmiştir. İncelediğimiz her sistemde bahsi geçen dört inceleme tipi için (yetişkin rutin kafa, toraks, abdomen ve rutin çocuk abdomen) klinikte uygulanmakta olan klinik protokoller ve literatür araştırmalarından toplanan protokoller karşılaştırılarak uygun inceleme protokolleri belirlenmiştir. Bu protokoller “klinik, deneme, alternatif ve önerilen protokol” olmak üzere 4 farklı isim ile adlandırılmışlardır.

“*Klinik protokol*” hali hazırda klinikte kullanılmakta olan protokoldür.

“*Deneme*” olarak adlandırılan protokol test sonuçlarını geçemeyen protokoldür.

“*Alternatif*” olarak adlandırılan protokoller; klinik protokol sonuçlarının uygun olduğu ve hasta incelemeleri için önerildiği sistemlerde, klinik protokole alternatif olarak önerilen protokoldür. Bu sistemlerde alternatif protokol ile elde edilen test sonuçları klinik protokol sonuçlarına yakın çıktığı için önerilmiştir.

“*Önerilen*” olarak adlandırılan protokoller doz ve görüntü kalitesi testlerinde klinik protokole göre daha iyi sonuçlar elde edilen protokollerdir. Önerilen protokoller istenilen görüntü kalitesini elde etmenin yanında klinik protokole göre hasta dozlarında da ciddi azalmalar sağlandığı ya da klinik protokoller test sonuçlarını geçemediği için önerilen olarak vurgulanmıştır.

Bilgisayarlı tomografi incelemelerinin birçoğunun (özellikle gövde incelemeleri) otomatik ışınlama kontrolü ile yapıldığı gözlenmiştir. Bunun için kullanıcı, sistemde görüntü kalitesini belirleyici bir nicelik seçmekte ve mA değerleri bu görüntü kalitesini elde edilecek şekilde sistem tarafından hesaplanarak uygulanmaktadır. Her bir üretici BT sistemlerinde kendine özgü bir AEC teknolojisi kullandığı için bu nicelik farklı marka tarayıcılarda değişiklik göstermektedir. Sistemlere ait AEC bilgileri üreticiler tarafından gizli tutulduğu için protokoller de belirlemiş olduğumuz mA değerleri manuel olarak verilmiştir. Bu nedenle her bir marka model tarayıcıda, herhangi bir inceleme tipinde, standart hastalar için önerilen protokollerdeki mA değerlerini otomatik ışınlama kontrolü ile elde edebilmek için gerekli bilgi firma mühendisleri

yardımı ile öğrenilebilir. Örneğin G2 sisteminde (GE Brightspeed 16) rutin abdomen incelemesi için alternatif protokolün uygun olduğu söylenmiştir ve bu protokolde mAs değeri 156' dır (Bkz. çizelge 4.2). Diğer bütün parametreler aynı kalmak koşulu ile AEC sistemini kullanarak bu mAs değerini elde edebilmenizi sağlayacak “Noise Index (Gürültü İndeksi)” değeri firma mühendisleri yardımı ile öğrenilmelidir.

Çizelge 4.1 GE Brightspeed 16 (G2) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

	Yetişkin Kafa			Yetişkin toraks			
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Önerilen</i>	<i>Klinik</i>	<i>Deneme</i>		
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Helikal	Axial	ACR Sınırları	Helikal	Helikal	ACR Sınırları
	<i>kV</i>	140	120		120	120	
	<i>mAs</i>	160	150		120	104	
	<i>Efektif mAs</i>	183			87	76	
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	16*1,25	16*1,25		16*1,25	16*1,25	
	<i>Pitch</i>	0,875			1,375	1,375	
	<i>Kernel</i>	Standart	Standart		Standart	Standart	
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	5		5	5	
	<i>İnterval</i>	5	5		5	5	
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	
	Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	4,96		5,18	-	
<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>		5	6	6	6	Görülmedi	
<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>		7	7		7	7	6
<i>CNR</i>		1,24	1,05	1,0	0,88	0,79	
<i>CTDI_{vol}</i>		38,22	21,68	80	6,08	5,31	
<i>DLP (mGy.cm)</i>		573	325	-	182	159	
<i>Etkin Doz (mSv)</i>		1,20	0,68	2*	2,55	2,23	7*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin beyin incelemeleri için klinik ve önerilen protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümleri de yine ACR tarafından belirlenen üst limiti aşmamaktadır. Radyasyon dozu ölçümlerinde önerilen protokol ile ölçülen radyasyon dozu klinik protokol ile ölçülen radyasyon dozundan 1,76 kat daha düşüktür. Ayrıca rutin beyin incelemeleri için aksiyel tarama tipinin daha uygun olacağı önerilmektedir (Mahesh 2011). Dolayısı ile önerilen protokolün bu sistemde rutin beyin incelemeleri için tercih edilmesi daha uygun olabilir. Ancak önerilen protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında CNR değeri ACR tarafından belirlenen eşik değere oldukça yakındır. Sonuçlar kritik olduğu için bu protokol ile yapılan incelemelerde görüntü kalitesini düşürecek hiçbir değişiklik yapılmamasına dikkat edilmelidir. Aksi takdirde görüntü kalitesi sonuçları eşik değerlerin altına düşebilir. Hatta sonuçları kritik değerlerden uzaklaştırmak adına mAs değeri bir miktar artırılabilir.

Rutin toraks incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümleri de belirlenen üst limiti aşmamaktadır. Klinik protokolden daha düşük bir radyasyon dozu uygulayarak istenilen görüntü kalitesini elde edebileceğimiz fikri ile klinik protokoldeki mAs değeri bir miktar azaltılarak deneme olarak adlandırılan protokol oluşturulmuştur. Ancak oluşturulan bu protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde düşük kontrast ayırma gücü testi eşik değerinin altında kalmıştır. Dolayısı ile bu sistemde rutin toraks incelemeleri için klinik protokolün uygun olduğu ve daha düşük dozlarda istenilen görüntü kalitesinin elde edilemediği görülmüştür.

Çizelge 4.2 GE Brightspeed 16 (G2) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

		Yetişkin Abdomen			Çocuk Abdomen			
inceleme Parametreleri	Protokol	Klinik	Alternatif	ACR Sınırları	Klinik	Alternatif 1	Alternatif 2	ACR Sınırları
	Tarama tipi	Helikal	Helikal		Helikal	Helikal	Helikal	
	kV	120	120		120	120	100	
	mAs	200	156		72	56	80	
	Efektif mAs	145	113		52	41	58	
	Dedektör Konfigurasyonu	16*1,25	16*1,25		16*1,25	16*1,25	16*1,25	
	Pitch	1,375	1,375		1,375	1,375	1,375	
	Kernel	Standart	Standart		Standart	Standart	Standart	
	Kesit Genişliği	5	5		5	5	5	
	İnterval	5	5		5	5	5	
	mA Modülasyon	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	Kapalı	
Sonuçlar	Gürültü (SD)	5,57	6,38		8,81	10,1	10,69	
	Düşük Kontrast A.G (mm)	5	6	6	Görülmedi	Görülmedi	Görülmedi	
	Yüksek Kontrast A.G (mm)	7	7	5	7	7	7	
	CNR	1,14	1,05	1,0	0,63	0,61	0,59	0,5
	CTDI_{vol}	8,46	6,61	30	7,43	5,86	5,28	25
	DLP (mGy.cm)	381	297		186	147	132	
	Etkin Doz (mSv)	5,71	4,46	8*	3,72	2,93	2,64	9,2*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin abdomen incelemeleri için klinik ve alternatif protokoller ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümleri de belirlenen üst limiti aşmamaktadır. Ancak tabloda da görüldüğü gibi alternatif protokol ile ölçülen radyasyon dozu klinik protokol ile ölçülen radyasyon dozundan 1,3 kat daha düşüktür. Alternatif protokol ile daha düşük bir dozda kabul edilebilir bir görüntü kalitesi elde edildiği için, bu sistemde rutin abdomen incelemelerinde tercih edilebilir. Dikkat edilmesi gereken bir husus alternatif protokol ile alınan görüntü kalitesi sonuçlarında CNR değeri ACR tarafından belirlenen eşik değere oldukça yakındır. Bu nedenle bu protokolda dozu azaltıcı ya da kernel gibi görüntü kalitesini değiştirecek herhangi bir parametredeki değişiklik sonuçların sınır değerlerin altına düşmesine neden olabilir. Sonuçlar kritik olduğu için görüntü kalitesini düşürecek hiçbir değişiklik yapılmamasına dikkat edilmelidir. Hatta mAs değeri bir miktar artırılabilir.

Tez çalışması boyunca çalışılan kliniklerde çocuk incelemeler için farklı kV değerlerinin kullanıldığı gözlenmiştir. Rutin çocuk incelemeleri için bazı klinikler 120 kV kullanırken, bazı kliniklerde 100 kV kullanmaktadır. Bu nedenle çocuk abdomen incelemeleri için her iki kV değeri için de uygun inceleme protokolü oluşturulmaya çalışılmıştır. Çizelge 4.2' de rutin çocuk abdomen incelemeleri için 3 farklı protokol sonucu görülmektedir. Hem klinik protokol hem de literatür araştırmaları ve deneysel çalışmalar ile elde edilen alternatif protokoller ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümleri de belirlenen üst limiti aşmamaktadır. Protokoller karşılaştırıldığında alternatif protokoller ile ölçülen doz değerleri klinik protokol ile ölçülen doz değerinden daha düşük çıkmasına rağmen görüntü kalitesi testlerinde CNR değerlerine bakıldığında sonuçlar neredeyse aynıdır. Alternatif protokollerde doz daha düşük olduğu için gürültü değeri klinik protokole göre biraz daha yüksek çıkmıştır. Sonuç olarak alternatif protokoller ile daha düşük dozlarda kabul edilebilir bir görüntü kalitesi elde edilebilmiştir. Bu nedenle bu sistemde rutin çocuk abdomen incelemeleri için alternatif protokollerin tercih edilmesi daha uygun olabilir.

Çizelge 4.3 GE Lightspeed 16 (G3) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

	Yetişkin Kafa				Yetişkin toraks			
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik 1</i>	<i>Klinik 2</i>	<i>Alternatif</i>	<i>Klinik</i>	<i>Deneme</i>		
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Helikal	Helikal	Axial	ACR Sınırları	Helikal	Helikal	ACR Sınırları
	<i>kV</i>	140	120	120		120	120	
	<i>mAs</i>	115	250	250		140	70	
	<i>Efektif mAs</i>	184	400	250		100	75	
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	8*2,5	8*2,5	8*1,25 (2i)		16*1,25	16*1,25	
	<i>Pitch</i>	0,625	0.625			1.375	0,938	
	<i>Kernel</i>	Standart	Standart	Standart		Standart	Standart	
	<i>Kesit Genişliği</i>	3,75	3,75	5		5	5	
	<i>İnterval</i>	5	5	5		5	5	
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	
	Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	4,65	3,88		4,95	-	
<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>		5	4	5	6	6	Görülmedi	
<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>		7	7	7		7	7	6
<i>CNR</i>		1,30	1,56	1,37	1,0	0,96	0,92	
<i>CTDI_{vol}</i>		45,78	65	46,16	80	8,79	7,18	
<i>DLP (mGy.cm)</i>		687	975	692	-	264	215	
<i>Etkin Doz (mSv)</i>		1,44	2,05	1,45	2*	3,69	3,02	7*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Sistemin bulunduğu bu klinikte rutin beyin incelemeleri için helikal tarama tipinde iki farklı protokol kullanıldığı saptanmıştır. Bu protokollerden en çok klinik 1 adlı protokol kullanılmaktadır. Her iki protokolle de alınan görüntü kalitesi test sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik sınırlar sağlamaktadır. Doz ölçüm sonuçları ise yine ACR tarafından belirlenen maksimum sınırın altındadır. Ancak çizelge 4.3' de de görüldüğü gibi klinik 2 adlı protokol ile ölçülen radyasyon dozu klinik 1 ile ölçülen değerden oldukça yüksek çıkmış ve doz üst limitine yaklaşmıştır. Bunun nedeni klinik 2 adlı protokolle rutin beyin incelemeleri için “efektif mAs” değerinin yüksek olmasıdır. Aynı inceleme tipi için (rutin beyin incelemeleri) radyasyon dozu açısından bu kadar farklı iki protokol kullanılmasının nedeni klinikte çalışan kullanıcıların farklı seçimler yapması, birbirinden haberdar olmayışı ve protokol içeriklerine dikkat etmemiş olmasından kaynaklanmaktadır ve gereksiz bir uygulamadır. Beyin incelemeleri için genellikle aksiyel tarama tipinin kullanılması önerilmektedir (Mahesh 2011). Bunun için literatür araştırmaları ve deneysel çalışmalar sırasında edinilen tecrübelerle aksiyel tarama tipinde alternatif bir protokol oluşturulmuştur. Alternatif protokol ile ölçülen görüntü kalitesi sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamakta, radyasyon dozu sonuçları da verilen üst sınırı aşmamaktadır. Ayrıca çizelge 4.3' deki sonuçlar dikkate alındığında klinik 1 ve alternatif protokol ile alınan ölçüm sonuçlarının uyumlu olduğu görülmektedir. Bu nedenle bu sistemde rutin beyin incelemeleri için klinik 1 protokolü ya da alternatif protokolün tercih edilmesinin uygun olacağı söylenebilir.

Toraks incelemeleri için gerek klinik protokol, gerekse alternatif protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmaktadır. Doz ölçüm sonuçları da ACR tarafından belirlenen maksimum sınır değerleri aşmamaktadır. İstenilen görüntü kalitesi için klinik protokole göre daha düşük bir radyasyon dozu uygulayabileceğimiz düşüncesi ile deneme olarak adlandırılan protokol oluşturulmuştur. Ancak çizelge 4.3' de görüldüğü gibi bu protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde düşük kontrast ayırma gücü testi başarısız olmuştur. Bu sonuçlar ışığında klinik protokol ile alınan sonuçların ideal olduğu ve rutin toraks incelemeleri için tercih edilebileceği söylenebilir.

Çizelge 4.4 GE Lightspeed 16 (G3) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

		Yetişkin Abdomen		Çocuk Abdomen				
İnceleme Parametreleri	Protokol	Klinik	Deneme	ACR Sınırları	Klinik	Önerilen 1	Önerilen 2	ACR Sınırları
	Tarama tipi	Helikal	Helikal		Helikal	Helikal	Helikal	
	kV	120	120		100	100	120	
	mAs	154	180		49	87,5	90	
	Efektif mAs	112	130		36	64	50	
	Dedektör Konfigürasyonu	16*1,25	16*1,25		16*1,25	16*1,25	16*1,25	
	Pitch	1,375	1,375		1,375	1,375	1,375	
	Kernel	Standart	Standart		Standart	Standart	Standart	
	Kesit Genişliği	5	5		5	5	5	
	İnterval	5	5		5	5	5	
	mA Modülasyon	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	Kapalı	
Sonuçlar	Gürültü (SD)	5,56	5,44		12,48	10,34	9,21	
	Düşük Kontrast A.G (mm)	6	6	6	Görülmedi	Görülmedi	Görülmedi	
	Yüksek Kontrast A.G (mm)	7	7	5	7	7	7	
	CNR	1,01	1,15	1,0	0,40	0,61	0,70	0,5
	CTDI_{vol}	10,43	12,11	30	5,03	7,48	8,42	25
	DLP (mGy.cm)	469	545		126	187	211	
	Etkin Doz (mSv)	7,04	8,17	8*	2,52	3,74	4,21	9,2*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin abdomen incelemeleri için yapılan çalışmada gerek klinik protokol, gerekse literatür araştırmaları ve deneysel çalışmalarla elde edilen deneme adlı protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmışır. Doz ölçüm sonuçları da yine ACR tarafından belirlenen maksimum sınır değerleri aşmamaktadır. Klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde CNR testi sonucu eşik değere oldukça yakın çıkmıştır. Bu nedenle klinik protokolün kullanıldığı incelemelerde görüntü kalitesi düşürecek herhangi bir değişiklik yapılmamasına dikkat edilmelidir. Aksi takdirde CNR eşik değerin altına düşebilir. Sonuçlardan da görüldüğü gibi her iki protokol sonuçları birbirine yakındır ve bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için her ikisi de tercih edilebilir.

Çocuk abdomen incelemeleri için yapılan ölçümlere göre klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi test sonuçlarında CNR değeri ACR tarafından belirlenen eşik değerin altında kalmaktadır. Çocuk abdomen incelemeleri için CNR değeri en az 0,5 olması gerekirken klinik protokolda 0,40 olarak ölçülmüştür. Bunun nedeni 100 kV de çocuk abdomen incelemesi için seçilen “Noise Index” değerin yüksek olmasıdır. Bu nedenle sistem düşük mA değerleri uygulamakta ve görüntü kalitesi kötü olmaktadır. Bu durum teşhis sırasında hatalara neden olabileceği için oldukça önemlidir. Literatür araştırmaları ve deneysel çalışmalar ile çocuk abdomen incelemeleri önerilebilecek için 2 farklı protokol daha oluşturulmuştur. Protokollerden birincisi 100 kV diğeri 120 kV tercih edilen durumlar içindir. Önerilen protokollerin her ikisiyle de alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik sınırlar sağlanmışır. Doz ölçüm sonuçları da verilen maksimum sınırların altındadır. Bu sistemde çocuk abdomen incelemeleri için önerilen protokollerin tercih edilmesi daha uygun olacaktır.

Çizelge 4.5 GE Lightspeed VCT 64 (G4) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

	Yetişkin Kafa			Yetişkin Toraks				
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif</i>	<i>Klinik</i>	<i>Önerilen</i>	<i>Deneme</i>		
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Axial	Axial	Helikal	Helikal	Helikal	ACR Sınırları	
	<i>kV</i>	120	120	120	120	120		
	<i>mAs</i>	250	300	130	138	75		
	<i>Efektif mAs</i>	250	300	132	100	76		
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	5mm/4i	5mm/4i	64*0,625	64*0,625	64*0,625		
	<i>Pitch</i>			0,984	1,375	0,984		
	<i>Kernel</i>	Standart	Standart	Chest	Standart	Standart		
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	5	5	5	5		
	<i>İnterval</i>	20	20	5	5	5		
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı		
	Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	4,77	4,36		6,82		7,85
<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>		5	4	6	5	6	Görülmedi	
<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>		6	7		7	7	7	
<i>CNR</i>		1,27	1,39	1,0	0,93	0,80	0,69	
<i>CTDI_{vol}</i>		47,48	54,69	80	9,58	7,46	5,52	25
<i>DLP (mGy.cm)</i>		712	820		287	224	166	
<i>Etkin Doz (mSv)</i>		1,50	1,72	2*	4,02	3,13	2,32	7*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin beyin incelemeleri için gerek klinik protokol, gerekse literatür araştırmaları ve deneysel çalışmalarla elde edilen alternatif protokol ile alınan görüntü kalitesi test sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu testi sonuçları da maksimum sınırları geçmemektedir. Sonuçlar karşılaştırıldığında klinik protokol ile ölçülen doz değerleri alternatif protokol ile ölçülen doz değerlerinden daha düşüktür ve görüntü kalitesi için istenilen sınırları da sağlamaktadır. Bu sistemde rutin beyin incelemeleri klinik protokol tercih edilebilir.

Rutin toraks incelemeleri için klinik protokol ile yapılan görüntü kalitesi ve radyasyon dozu lmleri ACR tarafından belirlenen sınır değerleri sağlamaktadır. Ancak daha düşük dozlarda kabul edilebilir görüntü kalitesi verecek bir protokol oluşturma fikri ile deneme ve önerilen olarak adlandırılan 2 farklı protokol oluşturulmuştur. Bu protokollerden önerilen protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamaktadır. Doz lm sonuçları da verilen maksimum sınır değerlerin altındadır. Ayrıca nerilen protokol ile ölçülen doz değeri klinik protokol ile elde edilen doz değerinden 1,28 kat daha düşüktür. Deneme olarak adlandırılan protokol ile alınan ölçüm sonuçlarında ise düşük kontrast ayırma gücü testinde hiçbir daire görülememiştir. 3 farklı protokol için alınan doz ve görüntü kalitesi sonuçları dikkate alındığında bu sistemde rutin toraks incelemeleri için önerilen protokolün tercih edilmesi daha uygun olacaktır.

Çizelge 4.6 GE Lightspeed VCT 64 (G4) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

		Yetişkin Abdomen			Çocuk Abdomen				
İnceleme Parametreleri	Protokol	Klinik	Deneme	Önerilen	ACR Sınırları	Klinik	Önerilen 1	Önerilen 2	ACR Sınırları
	Tarama tipi	Helikal	Helikal	Helikal		Helikal	Helikal	Helikal	
	kV	120	120	120		100	100	120	
	mAs	105	150	180		80	104	80	
	Efektif mAs	76	110	130		60	75	60	
	Dedektör Konfigürasyonu	64*0,625	64*0,625	64*0,625		64*0,625	64*0,625	64*0,625	
	Pitch	1,375	1,375	1,375		1,375	1,375	1,375	
	Kernel	Standart	Standart	Standart		Standart	Standart	Standart	
	Kesit Genişliği	5	5	5		5	5	5	
	İnterval	5	5	5		5	5	5	
	mA Modülasyon	Kapalı	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	Kapalı	
Sonuçlar	Gürültü (SD)	8,19	7,41	6,98		12,35	11,41	9,31	
	Düşük Kontrast A.G (mm)	6	6	5	6	Görülmedi	Görülmedi	Görülmedi	
	Yüksek Kontrast A.G (mm)	7	7	7	5	7	7	7	
	CNR	0,68	0,82	1,02	1,0	0,48	0,53	0,64	0,5
	CTDI_{vol}	5,50	7,87	9,65	30	5,46	7,20	8,48	25
	DLP (mGy.cm)	248	354	434		137	180	212	
	Etkin Doz (mSv)	3,71	5,31	6,51	8*	2,73	3,60	4,24	9,2*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin abdomen incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi testlerin de CNR ölçüm sonucu ACR tarafından belirlenen eşik değerden oldukça düşük çıkmıştır. Bunun üzerine mAs değeri bir miktar artırılarak deneme olarak adlandırılan protokol oluşturulmuştur. Bu protokolle alınan ölçümlerde de CNR değeri istenilen eşik değeri geçmemiştir. Literatür araştırmaları ve deneysel çalışmalardaki tecrübelerle dayanarak önerilen olarak adlandırılmış protokol oluşturulmuştur. Bu protokol ile yapılan bütün görüntü kalitesi test sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik sınırlar sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümlerinde de sonuçlar verilen maksimum sınırı geçmemiştir. Tablodan da görüldüğü üzere önerilen protokol ile elde edilen efektif mAs değeri klinik protokoldeki efektif mAs değerinin yaklaşık olarak 2 katı olmasına rağmen CNR değeri ACR tarafından belirlenen eşik değeri ancak aşabilmiştir. Bu nedenle klinik protokol bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için oldukça düşük bir protokoldür. Sonuçlar incelendiğinde önerilen protokolün bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için en uygun olduğu görülmektedir. Ancak dikkat edilmesi gereken bir husus önerilen protokol ile alınan görüntü kalitesi sonuçlarında CNR değeri ACR tarafından belirlenen eşik değere oldukça yakındır. Ölçümlerin değerlendirmesi sırasında çizilen ilgi alanının büyüklüğü, çizildiği bölgedeki değişiklikler ya da cihazın performansı, ölçüm sonuçlarında küçük de olsa değişikliklere yol açabilir ve önerilen protokol ile ölçülen CNR değeri eşik değerinin altına düşebilir. Sonuçlar kritik olduğu için bu protokol ile yapılan incelemelerde görüntü kalitesini düşürecek hiçbir değişiklik yapılmamasına dikkat edilmelidir. Hatta mAs değeri bir miktar daha artırılabilir.

Rutin Çocuk abdomen incelemeleri için görüntü kalitesi ölçümlerinde CNR değeri için verilen eşik değer 0,5' dir. Klinik protokol ile alınan ölçümlerde CNR değeri 0,48 olarak ölçülmüştür. Daha önceki sitemlerde de bahsedildiği gibi çocuk abdomen incelemeleri için farklı kliniklerde farklı enerji değerlerinin kullanıldığı görülmüştür (100 ve 120 kV). Bu nedenle bu sistemde 100 ve 120 kV enerji değerleri için uygun 2 protokol oluşturulmuştur. Önerilen olarak adlandırılmış bu protokoller ile yapılan görüntü kalitesi testlerinde, ölçüm sonuçları ACR tarafından verilen eşik değeri sağlamaktadır. Doz ölçümleri de verilen maksimum sınır değeri aşmamaktadır. Bütün bu sonuçlar karşılaştırıldığında bu sistemde rutin çocuk abdomen incelemeleri için önerilen protokollerin tercih edilmesinin uygun olacağı söylenebilir.

Çizelge 4.7 Siemens Emotion Duo (S1) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

		Yetişkin Kafa			Yetişkin Toraks				
İnceleme Parametreleri	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Önerilen 1(S)</i>	<i>Önerilen 2</i>	<i>ACR Sınırları</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif 1(S)</i>	<i>Alternatif 2</i>	<i>ACR Sınırları</i>
	<i>Tarama tipi</i>	Axial	Axial	Axial		Helikal	Helikal	Helikal	
	<i>kV</i>	130	130	130		130	130	110	
	<i>mAs</i>	225	100	150		100	120	105	
	<i>Efektif mAs</i>	225	100	150		50	60	80	
	<i>Dedektör Konfigurasyonu</i>	2*2,5	2*1	2*2,5		2*4	2*4	2*4	
	<i>Pitch</i>					2	2	2	
	<i>Kernel</i>	H30s medium Smooth	H31s medium Smooth	H30s medium Smooth		B30s medium Smooth	B41s	B30s medium Smooth	
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	3	5		5	5	5	
	<i>İnterval</i>	5	5	5		5	5	5	
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	Kapalı	
Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	3,44	6,29	4,28		6,74	6,33	7,41	
	<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>	4	6	5	6	6	6	6	
	<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>	6	7	7		6	7	6	
	<i>CNR</i>	2,14	1,06	1,52	1,0	0,87	0,85	1,01	
	<i>CTDI_{vol}</i>	41,06	18,25	27,37	80	4,66	5,59	4,70	
	<i>DLP (mGy.cm)</i>	616	274	411		140	168	141	
	<i>Etkin Doz (mSv)</i>	1,29	0,57	0,86	2*	1,96	2,35	1,97	

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Siemens marka sistemlerde dikkat edilmesi gereken en önemli husus kesit görüntüsü oluşturmak için kullanılan algoritmanın geniş bir aralıkta (örneğin: vücut incelemeleri için B10s' dan B80s' e kadar değişen bir aralık) kullanıcı tarafından seçilebiliyor olmasıdır. Seçilen bu algoritma görüntüdeki keskinlik ve gürültünün derecesini belirlemektedir. Kernelde ki küçük değişiklikler bile başta CNR olmak üzere görüntü kalitesi etkilenmektedir. Bu nedenle klinik uygulamalarda, bilhassa dozun düşük olduğu durumlarda kernel seçimine dikkat edilmelidir. Bu çalışmada Siemens sistemler için önereceğimiz inceleme protokollerinde genellikle “orta derece yumuşak” (örneğin; rutin kafa için H30, H40; gövde incelemeleri için B30, B40 gibi) kerneller kullanılmaya çalışılmıştır. Böylece önerdiğimiz protokolleri kullanan sistemlerde kullanıcının kernelde küçük değişiklikler yapması sonucunda (örneğin; kullanılan protokolde B40s verilmiş iken kullanıcının B30s seçmesi) görüntü kalitesi sonuçlarındaki değişiklik çok fazla olmayacaktır. Ayrıca üretici firma önerileri de ve hastanelerde kullanılan klinik protokoller incelendiğinde rutin incelemeler için genellikle orta derece yumuşak kernellerin kullanıldığı da gözlenmiştir.

Rutin beyin incelemeleri için 3 farklı protokole ait ölçüm sonuçları tabloda verilmiştir. Alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde 3 protokol sonucu da ACR tarafından belirlenen eşik sınırları sağlamaktadır. Doz ölçüm sonuçları da verilen maksimum sınırı aşmamaktadır. Ancak üretici firma tarafından önerilen protokol (önerilen 1(S)) ile ölçülen doz değerleri klinik protokol ile ölçülen doz değerinden yaklaşık olarak 2,5 kat daha düşüktür. Dolayısı ile kafa incelemeleri için “önerilen 1(S)” olarak adlandırılan protokolün kullanılması daha uygundur. Ancak önerilen 1(S) adlı protokolde görüntü kalitesi sonuçlarında CNR değeri ACR tarafından belirlenen eşik sınıra oldukça yakındır. Bu nedenle görüntü kalitesini düşürecek hiçbir değişiklik yapılmamasına dikkat edilmelidir (örneğin; mAs' in düşürülmesi ya da kesim frekansı daha yüksek bir kernel seçilmesi), aksi takdirde görüntü kalitesi sonuçları eşik değerlerin altına düşebilir, hatta mAs değeri bir miktar artırılabilir. Ayrıca dikkat edilecek olursa üretici firma tarafından önerilen bu protokolde (önerilen 1(S)) kesit genişliği 3 mm olarak verilmektedir. Ancak hemen hemen incelenen bütün kliniklerde rutin kafa için kesit genişliği 5 mm seçilmektedir. Bu protokolde de kesit genişliği 5 mm olarak değiştirilerek kullanılabilir. Böylece görüntü kalitesi sonuçlarında da (özellikle CNR ve gürültü testleri için) daha iyi olacaktır. Önerilen 2 olarak adlandırılmış protokol ile

yapılan doz ve görüntü kalitesi testlerinde ACR tarafından belirlenen şartlar sağlanmaktadır. Tabloda da görüldüğü üzere hem doz seviyesinin düşük oluşu, hem de görüntü kalitesi sonuçlarının istenilen seviyede oluşu nedeniyle kafa incelemelerinde bu protokol de tercih edilebilir.

Çalışma kapsamında kullanılan bütün sistemlerde rutin toraks incelemeleri 120 kV enerji değerinde yapıldığı gözlenmiştir. Ancak bu sistemde kV seçenekleri arasında 120 bulunmamaktadır. Hem klinik protokol hem de üretici firma tarafından önerilen (alternatif 1) protokolde 130 kV enerji değeri tercih edildiği görülmüştür. Bu iki protokoldeki bilgi toplama parametreleri incelendiğinde kernel hariç bütün parametreler neredeyse aynıdır. Yetişkin rutin toraks incelemelerinde nasıl bir sonuç elde edileceğini görebilmek için daha düşük bir kV değerinde (110 kV) çalışma yapılarak üçüncü bir protokol (alternatif 2) oluşturulmuştur. Çizelge 4.7' de bu 3 farklı protokole ait (klinik, alternatif 1 ve alternatif 2) görüntü kalitesi ve radyasyon dozu test sonuçları görülmektedir. Yapılan görüntü kalitesi testlerinde 3 protokolle de elde edilen sonuçlar ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamaktadır. Ölçülen radyasyon dozları da verilen maksimum sınır değeri aşmamakla birbirine çok yakın çıkmıştır. Bu sistemde rutin toraks incelemeleri için tabloda görülen 3 protokol de (klinik protokol, alternatif 1 protokol, alternatif 2 protokol) tercih edilebilir.

Çizelge 4.8 Siemens Emotion Duo (S1) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

		Yetişkin Abdomen			Çocuk Abdomen					
İnceleme Parametreleri	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif 1(S)</i>	<i>Alternatif 2</i>	<i>ACR Sınırları</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif 1(S)</i>	<i>Alternatif 2</i>	<i>ACR Sınırları</i>	
	<i>Tarama tipi</i>	Helikal	Helikal	Helikal		Helikal	Helikal	Helikal		Helikal
	<i>kV</i>	130	110	110		110	110	110		110
	<i>mAs</i>	140	180	220		80	60	50		
	<i>Efektif mAs</i>	70	90	110		40	30	25		
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	2*2,5	2*2,5	2*2,5		2*4	2*4	2*2,5		
	<i>Pitch</i>	2	2	2		2	2	2		
	<i>Kernel</i>	B20s Smooth	B41s	B20s Smooth		B20s Smooth	B41s	B30s		
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	8	5		5	5	5		
	<i>İnterval</i>	5	5	5		5	5	5		
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	Kapalı		
Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	5,47	5,62	5,49		6,84	11,03	12,75		
	<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>	6	6	6	6	Görülmedi	Görülmedi	Görülmedi		
	<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>	6	7	5	5	5	7	6		
	<i>CNR</i>	1,32	1,13	1,33	1,0	0,83	0,55	0,63	0,5	
	<i>CTDI_{vol}</i>	6,53	5,29	6,47	30	4,99	3,74	3,12	25	
	<i>DLP (mGy.cm)</i>	294	238	291		125	94	78		
	<i>Etkin Doz (mSv)</i>	4,41	3,57	4,37	8*	2,50	1,87	1,56	9,2*	

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin abdomen incelemeleri için 3 farklı protokole ait ölçüm sonuçları tabloda görülmektedir. Bütün protokollerle alınan görüntü kalitesi test sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik sınırları sağlamaktadır. Radyasyon dozu ölçümleri de verilen maksimum sınırı aşmamaktadır. Ayrıca protokoller karşılaştırıldığında ölçülen sonuçların birbirine yakın olduğu görülmektedir. Sonuç olarak bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için 3 protokol de tercih edilebilir. Ancak dikkat edilmesi gereken birkaç husus vardır. Klinik protokol ile ölçülen doz seviyesi abdomen incelemeleri için uygundur fakat görüntü kalitesi test sonuçlarına bakacak olursak CNR değerinin ACR tarafından verilen eşik sınıra göre biraz yüksek olduğu görülmektedir. İstenildiği takdirde mAs değeri bir miktar daha düşürülerek daha düşük radyasyon dozu verilmesi sağlanabilir. Üretici firma tarafından önerilen protokol ile elde edilen sonuçların (alternatif 1) abdomen incelemeleri için uygun olduğunu söylemiştik. Ancak incelenen sistemlerde, birçok klinikte abdomen incelemeleri genel olarak için 5 mm kesit kalınlığı tercih edildiği saptanmıştır. Üretici firma tarafından önerilen bu protokolda kesit kalınlığı 8 mm olarak önerilmektedir. Alternatif 1 olarak adlandırılan protokolda kesit kalınlığı 5 mm ye düşürüldüğünde görüntü kalitesi düşeceği için ACR tarafında belirlenen eşik değerler sağlanamayabilir (özellikle CNR testi sonucu kabul sınırına yakındır ve 5mm kesit kalınlığında sınırın altına düşebilir). Ancak abdomen incelemeleri için 5 mm kesit kalınlığında B41s' den daha yumuşatıcı (B20s gibi) bir kernel seçilerek görüntü kalitesindeki bu kayıp telafi edilebilir. Böyle bir değişiklik ile üretici firma tarafından önerilen protokolda 5mm kesit kalınlığında rutin abdomen incelemeleri için uygun olabilir.

Çocuk abdomen incelemeleri için 3 farklı protokole ait sonuçlar çizelge 4.8' de verilmiştir. Yapılan görüntü kalitesi testlerinde 3 protokol ile de elde edilen sonuçlar ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamaktadır. Radyasyon dozu ölçümleri de verilen maksimum sınırı aşmamaktadır. Alternatif 2 olarak adlandırılan protokol ile ölçülen radyasyon dozu değeri, diğer 2 protokol ile ölçülen sonuçlardan daha düşük çıkmıştır ve bu sistemde çocuk abdomen incelemeleri için en uygun protokol olduğu söylenebilir. Ancak incelenen sistemlerde edinilen klinik deneyimlere dayanarak, bu 3 protokol arasında bilgi toplama parametreleri ve ölçülen radyasyon dozu sonuçları arasında büyük farklılıklar olmadığı için bu sistemde çocuk abdomen incelemelerinde 3 protokolda tercih edilebilir.

Çizelge 4.9 Siemens Volume Zoom (S2) yetişkin rutin kafa ve yetişkin rutin toraks inceleme sonuçları.

	Yetişkin Kafa			Yetişkin Toraks			
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Deneme (S)</i>	<i>Klinik</i>	<i>Deneme 1 (S)</i>	<i>Deneme 2</i>	
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Axial	Axial	Helikal	Helikal	Helikal	ACR Sınırları
	<i>kV</i>	120	120	120	120	120	
	<i>mAs</i>	200	260	120	90	180	
	<i>Efektif mAs</i>			80	60	120	
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	4*5	2*8	4*2,5	4*2,5	4*2,5	
	<i>Pitch</i>			1,5	1,5	1,5	
	<i>Kernel</i>	H30s medium Smooth	H40s medium Smooth	B30f medium Smooth	B40f medium Smooth	B40f medium Smooth	
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	8	5	5	5	
	<i>İnterval</i>	5	5	5	5	5	
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı	
	Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	5,34	4,30	8,23	11,60	
<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>		5	5	6	Görülmedi	6	
<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>		6	6	6	6	7	6
<i>CNR</i>		1,38	1,55	1,0	0,85	0,46	0,93
<i>CTDI_{vol}</i>		30,44	39,57	80	5,86	4,40	8,79
<i>DLP (mGy.cm)</i>		457	594		176	132	264
<i>Etkin Doz (mSv)</i>		0,96	1,25	2*	2,46	1,85	3,69

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin kafa incelemeleri için klinik ve üretici firma tarafından önerilen (Deneme olarak adlandırılmıştır) protokoller ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde her iki protokol sonuçları da ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamaktadır. Radyasyon dozu testlerinde de ölçülen değerler verilen üst limiti aşmamaktadır. İki protokol karşılaştırıldığında görüntü kalitesi sonuçlarında büyük farklılıklar olmamakla birlikte klinik protokol ile ölçülen doz değerleri üretici firma tarafından önerilen protokol ile ölçülen doz değerinden 1,3 kat daha düşüktür. Ayrıca üretici firma önerilen protokoldeki bilgi toplama parametrelerine bakacak olursak 8 mm kesit genişliği önerildiği görülmektedir. Ancak incelenen tüm klinikler dikkate alındığında rutin beyin incelemeleri için genellikle 5 mm kesit genişliği tercih edildiği gözlenmiştir. Hem ölçülen dozun daha düşük oluşu hem de pratikte klinik uygulamalara yakın oluşu nedeni ile klinik protokolün bu sistemde rutin beyin incelemeleri için tercih edilmesi daha uygun olabilir.

Rutin toraks incelemeleri için 3 farklı protokole ait ölçüm sonuçları tabloda verilmiştir. Klinik protokol ve deneme 2 olarak adlandırılan protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik sınırlar sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümlerinde de verilen üst limit aşılmamaktadır. Ancak deneme 2 adlı protokol ile ölçülen radyasyon dozu klinik protokol ile ölçülen dozdan daha yüksek olmasına rağmen görüntü kalitesi sonuçları neredeyse aynıdır. Üretici firma tarafından önerilen protokol (deneme 1(S)) ile yapılan testlerde düşük kontrast ayırma gücü testinde fantom modülünde bulunan dairelerden hiçbiri görülememiştir. Bütün bu sonuçlar irdelendiğinde bu sistemde rutin toraks incelemeleri için klinik protokolün tercih edilmesinin uygun olabileceği söylenebilir.

Çizelge 4.10 Siemens Volume Zoom (S2) yetişkin rutin Abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları

	Yetişkin Abdomen			Çocuk Abdomen			
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Önerilen (S)</i>	<i>Klinik</i>	<i>Önerilen (S)</i>		
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal		
	<i>kV</i>	120	120	80	120		
	<i>mAs</i>	135	165	60	35		
	<i>Efektif mAs</i>	90	132	40	35		
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	4*2,5	4*2,5	4*2,5	4*2,5		
	<i>Pitch</i>	1,5	1,25	1,5	1		
	<i>Kernel</i>	B30f medium Smooth	B30f medium Smooth	B30f medium Smooth	B30f medium Smooth		
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	5	5	6		
	<i>İnterval</i>	5	5	5	5		
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı		
				ACR Sınırları			ACR Sınırları
Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	7,81	6,68		20,73	13,48	
	<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>	6	6	6	Görülmedi	Görülmedi	
	<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>	6	6	5	6	6	
	<i>CNR</i>	0,89	1,09	1,0	0,21	0,52	0,5
	<i>CTDI_{vol}</i>	6,80	10,20	30	1,60	3,15	25
	<i>DLP (mGy.cm)</i>	306	459		40	79	
	<i>Etkin Doz (mSv)</i>	4,59	6,89	8*	0,80	1,58	9,2*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin abdomen incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde CNR ve düşük kontrast ayırma gücü testi sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerlerin altında kalmıştır. Üretici firma tarafından önerilen protokol (önerilen (S)) ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmış radyasyon dozu ölçüm sonucu da verilen maksimum limitin altında çıkmıştır. Ancak görüntü kalitesi testlerinde CNR testi sonucu eşik değere biraz yakındır. Bu nedenle bu protokol ile yapılacak incelemelerde görüntü kalitesini düşürecek herhangi bir değişiklik yapılamamasına dikkat edilmelidir. Aksi takdirde görüntü kalitesi kabul sınırlarının altına düşebilir. Buda teşhis sırasında hata yapılabileceğinin bir göstergesidir. Her iki protokol sonuçları karşılaştırıldığında bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için üretici firma tarafından önerilen protokolün (önerilen (S)) kullanılması önerilmektedir.

Çocuk abdomen incelemeleri için klinik protokol ile alınan ölçümlerde kalitesi sonuçları oldukça düşük çıkmış ve ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanamamıştır. Bilgi toplama parametreleri incelendiğinde çocuk abdomen incelemeleri için kV, mAs değerlerinin çok düşük olduğu da görülmektedir. Klinik protokol bu sistemde çocuk abdomen incelemeleri için çok düşük bir protokoldür. Dolayısı ile teşhis sırasında hatalı kararlar verilmesine neden olabilir. Üretici firma tarafından önerilen protokol ile alınan (önerilen (S)) görüntü kalitesi ölçümlerinde test sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamaktadır. Ayrıca radyasyon dozu ölçüm sonuçları da verilen maksimum değerinin altındadır. Sonuçlar karşılaştırıldığında bu sistemde rutin çocuk abdomen incelemeleri için üretici firma tarafından önerilen protokolün (önerilen (S)) kullanılması tavsiye edilmektedir.

Çizelge 4.11 Siemens Sensation 16 (S3) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

	Yetişkin Kafa			Yetişkin Toraks			
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif (S)</i>	<i>Önerilen</i>	
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Axial	Axial	Helikal	Helikal	Helikal	ACR Sınırları
	<i>kV</i>	120	120	120	120	120	
	<i>mAs</i>	200	170	135	100	120	
	<i>Efektif mAs</i>	200	170	90	100	120	
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	2*5	12*0,75	16*0,75	16*1,5	16*1,5	
	<i>Pitch</i>			1,5	1	1	
	<i>Kernel</i>	H31f medium Smooth	H30f medium Smooth	B30f medium Smooth	B40f medium Smooth	B40f medium Smooth	
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	4,5	5	5	5	
	<i>İnterval</i>	5	5	5	5	5	
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı	
	Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	5,19	5,11	8,55	9,3	
<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>		5	6	6	Görülmedi	Görülmedi	6
<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>		7	7	6	7	7	6
<i>CNR</i>		1,75	1,56	1,0	0,69	0,71	0,87
<i>CTDI_{vol}</i>		37,62	31,98	80	6,01	5,91	6,94
<i>DLP (mGy.cm)</i>		564	480		180	177	208
<i>Etkin Doz (mSv)</i>		1,19	1,01	2*	2,52	2,48	2,91

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin beyin incelemeleri için klinik protokol ve alternatif adlı protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümlerinde de her iki protokol ile ölçülen sonuçlar verilen maksimum limitlerin altındadır. Alternatif protokol ile alınan sonuçlar incelendiğinde CNR değerinin eşik değerden oldukça yüksek olduğu görülmektedir. Dolayısı ile mAs biraz daha düşürülerek daha düşük dozlar verecek protokoller elde edilebilir. Ancak ölçülen doz değeri diğer Siemens sistemlerinde, rutin kafa incelemeleri için uygun protokoller ile ölçülen değere yakın olduğu için bu şekilde önerilmiştir. Alternatif protokol ile ölçülen radyasyon dozu değeri klinik protokol ile ölçülen değerden daha düşüktür. Bu bulgular ışığında bu sistemde rutin beyin incelemeleri için alternatif protokolün uygun olduğu söylenebilir.

Rutin toraks incelemeleri için klinik protokol ve üretici firma tarafından önerilen protokol (deneme 1) ile alınan radyasyon dozu testlerinde verilen maksimum sınır değerler aşılmamıştır. Ancak görüntü kalitesi ölçümlerinde her iki protokolda de düşük kontrast ayırma gücü testinde fantom modülündeki dairelerden hiçbirisi görülememiştir. Bu sistemde rutin toraks incelemeleri için uygun bir protokol oluşturmak adına literatür araştırmaları ve deneysel ile elde edilen verilere dayanılarak “Önerilen” olarak adlandırılan protokol oluşturulmuştur. Önerilen protokol ile yapılan görüntü kalitesi testlerinde ACR tarafından belirlenen eşik sınırlar sağlanmıştır. Ölçülen radyasyon dozu değeri de verilen maksimum sınırı aşmamaktadır ve bu sistemde için rutin toraks incelemeleri için önerilen protokol tercih edilebilir.

Çizelge 4.12 Siemens Sensation 16 (S3) yetişkin rutin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

	Yetişkin Abdomen			Çocuk Abdomen			
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif (S)</i>		
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal		
	<i>kV</i>	120	120	100	120		
	<i>mAs</i>	210	180	60	35		
	<i>Efektif mAs</i>	140	120	40	35		
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	16*1,5	16*1,5	16*1,5	16*1,5		
	<i>Pitch</i>	1,5	1,5	1,5	1		
	<i>Kernel</i>	B20f Smooth	B20f Smooth	B20f Smooth	B30f medium Smooth		
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	5	5	5		
	<i>İnterval</i>	5	5	5	5		
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı		
				ACR Sınırları			ACR Sınırları
Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	5,97	6,36		12,61	12,55	
	<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>	6	6	6	Görülmedi	Görülmedi	
	<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>	5	5	5	5	6	
	<i>CNR</i>	1,35	1,18	1,0	0,61	0,58	0,5
	<i>CTDI_{vol}</i>	8,82	7,39	30	3,06	3,52	25
	<i>DLP (mGy.cm)</i>	397	333		77	88	
	<i>Etkin Doz (mSv)</i>	5,95	4,99	8*	1,53	1,76	9,2*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Çizelge 4.12’ de rutin abdomen incelemeleri için kullanılan 2 farklı protokole ait sonuçlar verilmiştir. Bunlardan birincisi klinik protokoldür ve üretici firma tarafından önerilen protokol ile hemen hemen aynı bilgi toplama parametrelerini içermektedir. Bu nedenle üretici firma tarafından önerilen protokol ile ölçüm alınmamıştır. İkinci protokol (alternatif) ise literatür araştırmaları ve klinik deneyimlere dayanılarak oluşturulmuştur. Her iki protokol ile elde edilen görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlamaktadır. Radyasyon dozu ölçümlerinde de verilen maksimum sınır değer aşılmamıştır. Ancak tablodan da görüldüğü gibi alternatif protokol ile ölçülen doz değerleri klinik protokol ile ölçülen doz değerinden 1,2 kat daha düşüktür ve bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için tercih edilebilir.

Çocuk abdomen incelemeleri için klinik protokole ve üretici firma tarafından önerilen protokole (alternatif) ait ölçüm sonuçları tabloda görülmektedir. Her iki protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik sınırları sağlamaktadır. Radyasyon dozu ölçümleri de verilen maksimum sınırı aşmamıştır. Kliniklerde çocuk abdomen incelemeleri için farklı kV değerlerinin kullanılmakta olduğunu daha önceki sistemlerde de belirtmiştik. Bu nedenle bu sistem için de 120 ve 100 kV değerlerinde iki farklı çocuk protokolü önerilmeye çalışılmıştır. Çizelge 4.12’ de görüldüğü gibi klinik protokolde 100 kV değeri kullanılmaktadır. Doz ve görüntü kalitesi sonuçları çocuk abdomen incelemeleri için oldukça iyidir. Alternatif protokolde ise 120 kV değeri kullanılmaktadır ve aynı şekilde ölçüm sonuçları oldukça iyidir. Bu sonuçlar ışığında her iki protokolde çocuk abdomen incelemeleri için uygundur ve kullanılmak istenilen kV değerine göre protokolden birisi tercih edilebilir.

Çizelge 4.13 Siemens Definition 64 (S4) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

	Yetişkin Kafa			Yetişkin Toraks		
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Deneme (S)</i>	<i>Klinik</i>	<i>Önerilen</i>	
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Axial	Axial	Helikal	Helikal	
	<i>kV</i>	120	120	100	120	
	<i>mAs</i>	200	380	165	120	
	<i>Efektif mAs</i>	200	380	110	100	
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	1*5	12*1,2	64*0,6	64*0,6	
	<i>Pitch</i>			1,5	1,2	
	<i>Kernel</i>	H30s medium Smooth	H31s medium Smooth	B25f medium Smooth	B31f medium Smooth	
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	4,8	5	5	
	<i>İnterval</i>	5	5	5	5	
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı	
	Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	5,29	4,50	8,48	6,48
<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>		5	4	6	Görülmedi	6
<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>		7	7	6	7	6
<i>CNR</i>		1,35	1,81	1,0	0,84	0,81
<i>CTDI_{vol}</i>		19,21	36,50	80	5,56	7,27
<i>DLP (mGy.cm)</i>		288	547		167	218
<i>Etkin Doz (mSv)</i>		0,61	1,15	2*	2,34	3,05

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin beyin incelemeleri için klinik protokol ve üretici firma tarafından önerilen protokol (deneme (S)) ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerin de ACR tarafından belirlenen eşik sınırlar sağlanmıştır. Yine her iki protokol ile ölçülen radyasyon dozu değerleri de verilen maksimum sınırların altındadır. Çizelge 4.13' de görüldüğü gibi klinik protokol ile ölçülen doz değerleri üretici firma tarafından önerilen protokol ile ölçülen doz değerlerinden 1,9 kat daha düşüktür. Bu sistemde yetişkin rutin beyin incelemeleri için klinik protokol tercih edilebilir. İncelenen tüm sistemler değerlendirildiğinde, rutin beyin incelemelerinde kabul edilebilir görüntü kalitesi için klinik protokoldeki bilgi toplama parametreleri diğer Siemens sistemlerdekine yakın olmakla birlikte ölçülen doz değeri de oldukça düşüktür.

Rutin toraks incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde düşük kontrast ayırma gücü testinde fantom modülündeki dairelerden hiçbirisi görülememiştir. Literatür araştırmaları ve deneysel çalışmalar ile oluşturulmuş önerilen protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde de ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümlerinde de verilen üst limit aşılmamıştır. Önerilen protokol üretici firma tarafından önerilen protokol ile hemen hemen aynı parametreleri içermekte olup hatta mAs değeri üretici firmanın önerdiği protokoldekinden daha düşüktür. Bu nedenle üretici firma tarafından önerilen protokolde kabul edilebilir görüntü kalitesi elde edilmiş olsa bile ölçülen doz değeri önerilen protokol ile ölçülenden daha yüksek çıkabileceği için ölçüm alınmamıştır. Sonuç olarak bu sistemde rutin toraks incelemeleri için önerilen protokolün tercih edilmesi tavsiye edilmektedir.

Çizelge 4.14 Siemens Definition 64 (S4) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

	Yetişkin Abdomen			Çocuk Abdomen						
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif</i>	<i>Klinik</i>	<i>Deneme (S)</i>	<i>Alternatif</i>				
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal				
	<i>kV</i>	120	120	100	120	120				
	<i>mAs</i>	240	195	60	112	66				
	<i>Efektif mAs</i>	160	130	40	80	55				
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	24*1,2	24*1,2	24*1,2	24*1,2	24*1,2				
	<i>Pitch</i>	1,5	1,5	1,5	1,4	1,2				
	<i>Kernel</i>	B30f medium Smooth	B30f medium Smooth	ACR Sınırları	B30f medium Smooth	B30f medium Smooth	B30f medium Smooth	ACR Sınırları		
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	5		5	5	5			
	<i>İnterval</i>	5	5		5	5	5			
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	Kapalı			
Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	6,18	6,26		13,07	7,62	9,51			
	<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>	6	6		6	Görülmedi	Görülmedi		Görülmedi	
	<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>	6	6		5	6	6		6	
	<i>CNR</i>	1,18	1,09		1,0	0,52	0,81		0,71	0,5
	<i>CTDI_{vol}</i>	9,33	7,31		30	3,14	9,21		6,22	25
	<i>DLP (mGy.cm)</i>	420	329			79	230		155	
	<i>Etkin Doz (mSv)</i>	6,30	4,93	8*	1,57	4,61	3,11	9,2*		

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin abdomen incelemeleri için 2 farklı protokol ile (klinik protokol ve alternatif protokol) alınan görüntü kalitesi ve radyasyon dozu testi sonuçları yukarıda ki tabloda verilmektedir. Her iki protokol ile de alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik sınırlar sağlanmıştır. Ölçülen doz değerleri de verilen maksimum limiti aşmamıştır. Çizelge 4.14' de görüldüğü gibi alternatif protokol ile ölçülen doz değeri klinik protokol ile ölçülen doz değerlerinden 1,3 kat daha düşüktür ve bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için tercih edilebilir. Üretici firma tarafından önerilen protokolde de birçok bilgi toplama parametresi burada verilen protokoller ile hemen aynı olmakla beraber mAs değeri daha yüksek önerilmektedir (210 mAs). Bu nedenle daha yüksek doz değerleri vereceği için üretici firma tarafından önerilen protokol ile ölçüm alınmamıştır.

Çocuk abdomen incelemeleri için çizelge 4.14' de 3 farklı protokole ait radyasyon dozu ve görüntü kalitesi ölçüm sonuçları görülmektedir. Bütün protokoller ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik sınırlar sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçüm sonuçları da verilen maksimum sınırı geçmemiştir. Bu protokoller arasında en düşük doz değeri klinik protokol ile ölçülmüştür ve bu sistemde çocuk abdomen incelemeleri için tercih edilebilir. Ancak görüntü kalitesi sonuçlarında CNR değerinin ACR tarafından verilen eşik değere oldukça yakın olduğu görülmektedir. Bu nedenle klinik protokol ile yapılan incelemelerde görüntü kalitesini düşürecek hiçbir değişiklik yapılamamasına dikkat edilmelidir (örneğin; kesim frekansı daha yüksek bir kernel seçilmesi gibi), hatta mAs değeri bir miktar artırılabilir. Üretici firma tarafından önerilen protokol (deneme (S)) sonuçlarında görüntü kalitesi daha iyidir ancak radyasyon dozu diğer protokollerle ölçülen değerlere göre oldukça yüksektir. Klinik protokolde kV değeri 100 olarak seçilmiştir. 120 kV tercih eden klinikler için de alternatif olarak adlandırılan protokol önerilebilir.

Çizelge 4.15 Toshiba Asetion 4 (T1) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

	Yetişkin Kafa				Yetişkin Toraks				
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik 1</i>	<i>Klinik 2</i>	<i>Önerilen</i>	<i>Klinik</i>	<i>Deneme</i>	<i>Önerilen</i>		
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Helikal	Helikal	Helikal	ACR Sınırları	Helikal	Helikal	Helikal	ACR Sınırları
	<i>kV</i>	120	120	120		120	120	120	
	<i>mAs</i>	135	180	190		90	60	60	
	<i>Efektif mAs</i>	98	130	152		90	48	60	
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	1*4	1*4	1*4		3,0*4	3,0*4	3,0*4	
	<i>Pitch (Helikal Pitch)</i>	1,375 (5,5)	1,375 (5,5)	1,25 (5,0)		1,0 (4,0)	1,25 (5,0)	1,0 (4,0)	
	<i>Kernel</i>	FC64	FC21	FC21		FC17	FC17	FC17	
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	4	5		5	5	5	
	<i>İnterval</i>	5	4	5		5	5	5	
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	Kapalı	
	Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	7,75	6,89		5,53		4,87	
<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>		Görülmedi	6	5	6	5	Görülmedi	6	
<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>		7	6	6		6	6	6	6
<i>CNR</i>		0,65	0,89	1,22	1,0	1,22	1,09	1,11	
<i>CTDI_{vol}</i>		30,48	41,32	34,34	80	9,86	5,17	6,43	
<i>DLP (mGy.cm)</i>		457	620	515		296	155	193	
<i>Etkin Doz (mSv)</i>		0,96	1,30	1,08	2*	4,14	2,17	2,70	7*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin beyin incelemeleri için sistemin bulunduğu klinikte 2 farklı klinik protokol kullanıldığı gözlenmiştir. Klinik 1 olarak adlandırılan protokol ile alınan görüntü kalitesi ve radyasyon dozu ölçümlerinde düşük kontrast ayırma gücü testi ve CNR testi sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerinin altında kalmaktadır. Klinik 2 olarak adlandırılan protokol ile alınan ölçümlerde de CNR testi sonucu sağlanması gereken eşik değerinin altında çıkmıştır. Klinik tecrübelerine dayanarak, klinikte kullanılan 2 protokolle de görüntü kalitesi sonuçlarının düşük çıkmasının nedeni beyin incelemeleri için mAs değerinin düşük olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Önerilen protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde test sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlanmış ve radyasyon dozu ölçüm sonuçları da verilen maksimum sınırı aşmamıştır. Bütün bu sonuçlar dikkate alındığında bu sistemde rutin beyin incelemeleri için önerilen protokolün uygun olduğu söylenebilir.

Rutin toraks incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlanmaktadır. Çalışma boyunca edinilen tecrübelerine dayanılarak, toraks incelemelerinde düşük ve yüksek kontrast ayırma gücü için ACR tarafından istenilen eşik değerlerin, CNR'ın daha düşük değerlerinde elde edilebildiği görülmüştür. Bu düşünce ile toraks incelemeleri için, daha düşük radyasyon dozu vereceği düşünülen 2 farklı protokol daha (deneme ve önerilen olarak adlandırılan protokoller) oluşturularak, görüntü kalitesi ve radyasyon dozu ölçümleri alınmıştır. Bu protokollerden deneme olarak adlandırılan protokol ile yapılan ölçümlerde düşük kontrast ayırma gücü testi başarısız olmuştur. Önerilen protokol ile yapılan testlerde ise görüntü kalitesi sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamış, radyasyon dozu ölçümleri de verilen maksimum sınırı geçmemiştir. Ayrıca klinik protokole göre daha düşük doz değerleri elde edilmiştir. Bütün bu sonuçlar dikkate alındığında bu sistemde rutin toraks incelemeleri için önerilen protokolün de tercih edilmesi tavsiye edilebilir.

Çizelge 4.16 Toshiba Asetion 4 (T1) yetişkin rutin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

	Yetişkin Abdomen			Çocuk Abdomen			
	<i>Protokol</i>	<i>Klinik</i>	<i>Önerilen</i>	<i>Klinik</i>	<i>Alternatif</i>		
İnceleme Parametreleri	<i>Tarama tipi</i>	Helikal	Helikal	ACR Sınırları	Helikal	Helikal	ACR Sınırları
	<i>kV</i>	120	120		120	120	
	<i>mAs</i>	60	82,5		30	30	
	<i>Efektif mAs</i>	48	66		24	24	
	<i>Dedektör Konfigürasyonu</i>	3,0*4	3,0*4		3,0*4	3,0*4	
	<i>Pitch (Helikal pitch)</i>	1,25 (5,0)	1,25 (5,0)		1,25 (5,0)	1,25 (5,0)	
	<i>Kernel</i>	FC03	FC17		FC03	FC17	
	<i>Kesit Genişliği</i>	5	5		5	5	
	<i>İnterval</i>	5	5		5	5	
	<i>mA Modülasyon</i>	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	
	Sonuçlar	<i>Gürültü (SD)</i>	11,09		5,75		
<i>Düşük Kontrast A.G (mm)</i>		Görülmedi	6	6	Görülmedi	Görülmedi	
<i>Yüksek Kontrast A.G (mm)</i>		7	6	5	7	6	
<i>CNR</i>		0,68	1,11	1,0	0,45	0,76	0,5
<i>CTDI_{vol}</i>		5,17	7,21	30	5,23	5,23	25
<i>DLP (mGy.cm)</i>		233	324		131	131	
<i>Etkin Doz (mSv)</i>		3,49	4,87	8*	2,62	2,62	9,2*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin abdomen incelemeleri için klinik protokol ile alınan ölçümlerde düşük kontrast ayırma gücü ve CNR testi sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerlerin altında çıkmıştır. İnceleme parametrelerine bakacak olursak klinik protokoldeki mAs değerinin abdomen incelemesi için oldukça düşük olduğu görülmektedir. Önerilen protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde istenilen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçüm sonuçları da ACR tarafından verilen maksimum sınırı geçmemiştir. İki protokol karşılaştırıldığında bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için önerilen protokolün tercih edilmesinin daha uygun olduğu görülmüştür.

Çocuk abdomen incelemeleri klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde CNR testi sonucu ACR tarafından belirlenen eşik değer altındadır. Ancak ölçülen CNR değerinin eşik değere oldukça yakın olduğu görülmektedir. Bu bağlamda klinik protokolde dozu direkt olarak etkilenen parametreler sabit tutulup farklı bir kernel kullanılarak görüntü kalitesinin artırılacağı düşünülmüş ve alternatif protokol elde edilmiştir. Alternatif protokol ile yapılan testlerde görüntü kalitesi sonuçları ACR tarafından verilen eşik değerleri sağlamakta, doz ölçüm sonuçları da verilen maksimum sınırı aşmamaktadır. Sonuç olarak bu sistemde rutin çocuk abdomen incelemeleri için alternatif protokol önerilebilir.

Çizelge 4.17 Toshiba Aquilion 64 (T2) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

	Yetişkin Kafa			Yetişkin Toraks			
	Protokol	Klinik	Alternatif	Klinik	Deneme		
İnceleme Parametreleri	Tarama tipi	Helikal	Axial	Helikal	Helikal		
	kV	120	120	120	120		
	mAs	125	180	50	75		
	Efektif mAs	191	180	64	52		
	Dedektör Konfigürasyonu	0,5*32	0,5*32	0,5*64	0,5*64		
	Pitch	0,656		0,828	1,484		
	Kernel	FC23	FC21	FC13	FC13		
	Kesit Genişliği	5	6	5	5		
	İnterval	5	5	5	5		
	mA Modülasyon	Kapalı	Kapalı	Kapalı	Kapalı		
				ACR Sınırları			ACR Sınırları
Sonuçlar	Gürültü (SD)	5,21	3,91		6,90	7,67	
	Düşük Kontrast A.G (mm)	5	4	6	6	Görülmedi	
	Yüksek Kontrast A.G (mm)	7	7		7	7	6
	CNR	1,20	1,71	1,0	0,81	0,74	
	CTDI _{vol}	33,99	32,91	80	7,10	5,07	
	DLP (mGy.cm)	510	494		213	152	
	Etkin Doz (mSv)	1,07	1,04	2*	2,98	2,13	7*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin beyin incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Radyasyon dozu ölçümü de yine ACR tarafından belirlenen maksimum değeri aşmamıştır. Çizelge 4.17' de görüldüğü gibi klinik protokolde görüntü kalitesi sonuçları eşik değerlere yakın çıktığı ve ölçülen doz da beyin incelemeleri için ideal bir değer olduğu için bu sistemde rutin beyin incelemeleri için klinik protokol önerilebilir. Ancak rutin beyin incelemeleri için aksiyel tarama tipinin daha uygun olacağı önerilmektedir (Mahesh 2011). Bu nedenle klinik protokole ek olarak aksiyel tarama tipinde alternatif protokol oluşturulmuştur. Alternatif protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Ölçülen radyasyon dozu da verilen maksimum değeri geçmemiştir. kV ve mA gibi dozu doğrudan etkileyen birçok parametre klinik protokoldeki değerlere yakın olduğu için ölçülen doz da klinik protokol ile ölçülen değere oldukça yakındır. Ancak ölçülen dozlar birbirine çok yakın olmasına karşın alternatif protokol ile ölçülen görüntü kalitesi sonuçları çok daha iyidir. Bunun nedeni alternatif protokolde seçilen filtre ve kesit genişliğinin farklı olmasıdır. Klinik protokolde kesit genişliği 5 mm iken, sistem aksiyel tarama tipinde seçilen dedektör konfigürasyonundan dolayı 5 mm ye izin vermediği için alternatif protokolde 6 mm seçilmiştir. Buda gürültünün daha düşük, CNR' ın yüksek çıkmasının nedenlerinden birisidir. Ancak alternatif protokolde sistem izin verdiği takdirde 5 mm kesit genişliği ile de kullanılabilir. Görüntü kalitesi sonuçları eşik değerlere çok yakın olmadığı için sonuçların eşik değerinin altına düşme olasılığı çok düşüktür. Sonuç olarak çizelge 4.17' de aksiyel ve helikal tarama tipleri içeren iki farklı protokol bulunmaktadır ve her ikisi de bu sistemde rutin beyin incelemeleri için tercih edilebilir.

Rutin toraks incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmaktadır. Radyasyon dozu ölçümlerinde de verilen maksimum sınır değeri aşılmamıştır. Klinik protokole göre daha düşük radyasyon dozu verecek alternatif bir protokol oluşturulma fikri ile klinik protokoldeki mAs değeri bir miktar düşürülerek deneme adlı protokol oluşturulmuştur. Ancak deneme adlı protokol ile yapılan görüntü kalitesi ölçümlerinde düşük kontrast ayırma gücü testinde fantom modülündeki dairelerden hiçbirisi görülemediği. Bu sonuçlara göre, klinik protokolün hem doz hem de görüntü kalitesi açısından uygun olduğu ve bu sistemde rutin toraks incelemeleri için tercih edilebileceği söylenebilir.

Çizelge 4.18 Toshiba Aquilion 64 (T2) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

		Yetişkin Abdomen			Çocuk Abdomen			
		Klinik	Deneme	Alternatif	Klinik	Deneme		
İnceleme Parametreleri	Protokol				ACR Sınırları			ACR Sınırları
	Tarama tipi	Helikal	Helikal	Helikal		Helikal	Helikal	
	kV	120	120	120		120	120	
	mAs	100	100	110		50	75	
	Efektif mAs	116	70	90		59	53	
	Dedektör Konfigürasyonu	0,5*64	0,5*64	0,5*64		0,5*32	0,5*32	
	Pitch (Helikal pitch)	0,828	1,437	0,828		0,844	1,406	
	Kernel	FC13	FC13	FC13		FC13	FC13	
	Kesit Genişliği	5	5	5		5	5	
	İnterval	5	5	5		5	5	
	mA Modülasyon	Kapalı	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	
Sonuçlar	Gürültü (SD)	4,9	6,95	6,48		10,42	12,45	
	Düşük Kontrast A.G (mm)	6	Görülmedi	6	6	6	Görülmedi	
	Yüksek Kontrast A.G (mm)	7	7	7	5	7	7	
	CNR	1,22	0,99	1,01	1,0	0,55	0,43	0,5
	CTDI_{vol}	11,68	7,08	9,05	30	10,58	9,89	25
	DLP (mGy.cm)	526	319	407		265	247	
	Etkin Doz (mSv)	7,88	4,78	6,11	8*	5,29	4,95	9,2*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Ölçülen radyasyon dozu da verilen maksimum limiti aşmamaktadır. Sonuçlar incelendiğinde klinik protokolün bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için tercih edilebileceği söylenebilir. Ancak görüntü kalitesi sonuçlarına bakacak olursak, özellikle de CNR testi sonucuna göre, eşik değerlere bir miktar daha yaklaşılarak daha düşük radyasyon dozu verecek alternatif protokoller oluşturulabilir. Bu düşünce ile deneme ve alternatif olarak adlandırılan protokoller oluşturularak görüntü kalitesi testleri ve radyasyon dozu ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm sonuçlarında deneme adlı protokolde CNR testi sonucu eşik değerinin altında kalmıştır ve abdomen incelemeleri için uygun olmadığı görülmüştür. Alternatif protokol ile alınan sonuçlarda ise istenilen eşik değerler sağlanmış, radyasyon dozu ölçüm sonuçları da verilen maksimum sınırı aşmamıştır. Sonuç olarak 3 farklı protokole ait ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında, bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için alternatif protokolün en uygun protokol olduğu görülmüştür. Ancak alternatif protokol ile alınan görüntü kalitesi sonuçlarında CNR değeri ACR tarafından belirlenen eşik sınıra oldukça yakın olduğu için bu protokol ile yapılacak incelemelerde görüntü kalitesini düşürecek hiçbir değişiklik yapılmamasına dikkat edilmelidir (örneğin; mAs' in düşürülmesi ya da kesim frekansı daha yüksek bir kernel seçilmesi). Aksi takdirde görüntü kalitesi sonuçları eşik değerlerin altına düşebilir.

Çocuk abdomen incelemeleri klinik protokol ile yapılan görüntü kalitesi testlerinde ölçüm sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamaktadır. Ölçülen radyasyon dozu da verilen maksimum limiti aşmamıştır. Çizelge 4.18' deki sonuçlardan da görüldüğü üzere görüntü kalitesi sonuçları (özellikle CNR testi sonucu) eşik değerlere oldukça yakındır. Ancak istenilen görüntü kalitesi için daha düşük radyasyon dozu verecek bir protokol oluşturma fikri ile deneme olarak adlandırılan protokol oluşturulmuştur. Yapılan görüntü kalitesi testlerinde CNR testi sonucu eşik değerinin altında kalmıştır ve çocuk abdomen incelemeleri için uygun olmadığı görülmüştür. Elde edilen bu sonuçlara göre bu sistemde klinik protokolün çocuk abdomen incelemeleri için en uygun protokol olduğu söylenebilir.

Çizelge 4.19 GE Lightspeed ultra (G1) rutin yetişkin kafa ve rutin yetişkin toraks inceleme sonuçları.

		Yetişkin Kafa			Yetişkin Toraks			
İnceleme Parametreleri	Protokol	Klinik	Önerilen	ACR Sınırları	Klinik	Önerilen 1	Önerilen 2	ACR Sınırları
	Tarama tipi	Aksiyel	Aksiyel		Helikal	Helikal	Helikal	
	kV	120	120		120	120	120	
	mAs	440	200		126	102	102	
	Efektif mAs				95	75	75	
	Dedektör Konfigurasyonu	4*3,75	4*5		4*5	4*5	4*5	
	Pitch				1,35	1,35	1,35	
	Kernel	Standart	Standart		Standart	Standart	Standart	
	Kesit Genişliği	3,75	5		7,5	7,5	5	
	İnterval	5	5		5	5	5	
	mA Modülasyon	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	Kapalı	
Sonuçlar	Gürültü (SD)	3,95	4,85		5,61	6,14	7,41	
	Düşük Kontrast A.G (mm)	4	5	6	5	6	6	
	Yüksek Kontrast A.G (mm)	7	7		7	7	7	6
	CNR	1,73	1,08	1,0	1,27	1,10	0,92	
	CTDI_{vol}	72,02	32,81	80	7,78	5,65	5,65	
	DLP (mGy.cm)	1081	492		233	170	170	
	Etkin Doz (mSv)	2,27	1,03	2*	3,27	2,37	2,37	7*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Rutin beyin incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi sonuçları eşik değere göre oldukça yüksek çıkmıştır. Ölçülen radyasyon dozu miktarı verilen maksimum sınır değeri geçmemiştir. Ancak rutin beyin incelemeleri için gözlenen ortalama değere göre çok yüksek olduğu gözlenmiştir. Görüntü kalitesi ve doz ölçüm sonuçlarının bu kadar yüksek çıkması, 120 kV' de yapılan rutin beyin incelemeleri için mAs değerinin oldukça yüksek olmasından kaynakladığı düşünülmektedir. Ayrıca birçok klinikte ve sistemde rutin beyin incelemeleri için 5 mm kesit genişliği tercih edilirken, bu sistemde 3,75 mm seçildiği gözlenmiştir. Literatür önerilerinde de 5 mm kesit genişliğinin uygun olacağı belirtilmektedir (Anonymous 1999). Klinik protokol ile alınan sonuçlar göz önünde bulundurularak, daha düşük radyasyon dozu vereceği düşünülen önerilen adlı protokol oluşturulmuştur. Önerilen protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçümlerinde eşik değerlere yaklaşılmış ve istenilen görüntü kalitesi sağlanmıştır. Ölçülen doz değeri de klinik protokol ile ölçülen değerden 2,2 kat daha düşüktür. Bu sonuçlar ışığında, bu sistemde rutin beyin incelemeleri için önerilen protokolün tercih edilmesi daha uygundur.

Klinik protokol ile yapılan görüntü kalitesi testlerinde ölçüm sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamaktadır. Radyasyon dozu ölçümlerinde de verilen maksimum sınır aşılmamıştır. Ancak aynı üreticiye ait daha önce test edilmiş sistemler göz önünde bulundurulduğunda CNR testi sonucunun biraz yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca birçok klinikte ve sistemde rutin toraks incelemeleri için genellikle 5 mm kesit genişliği tercih edilirken, bu sistemde 7,5 mm seçildiği gözlenmiştir. Bu nedenle iki alternatif protokol oluşturulmuş ve ölçümler alınmıştır. Önerilen 1 olarak adlandırılan protokolda 7,5 mm, önerilen 2 adlı protokolda 5 mm kesit genişliği kullanılmaktadır. Rutin toraks incelemeleri için bu 3 farklı protokole ait doz ve görüntü kalitesi ölçüm sonuçları çizelge 4.19' da görülmektedir. Her bir protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçları ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlamakta, doz ölçüm sonuçları da verilen maksimum sınır değeri aşmamaktadır. Önerilen protokoller ile ölçülen doz değeri klinik protokol ile ölçülen doz değerinden daha düşüktür. Elde edilen bu sonuçlar dikkate alındığında, bu sistemde rutin toraks incelemeleri için önerilen protokollerin tercih edilebileceği söylenebilir.

Çizelge 4.20 GE Lightspeed ultra (G1) rutin yetişkin abdomen ve rutin çocuk abdomen inceleme sonuçları.

	Yetişkin Abdomen				Çocuk Abdomen			
	Protokol	Klinik	Alternatif 1	Alternatif 2	Klinik	Alternatif		
İnceleme Parametreleri	Tarama tipi	Helikal	Helikal	Helikal	ACR Sınırları	Helikal	Helikal	ACR Sınırları
	kV	120	120	120		120	100	
	mAs	161	154	154		56	81	
	Efektif mAs	120	114	114		41	60	
	Dedektör Konfigürasyonu	4*5	4*5	4*5		4*5	4*5	
	Pitch	1,35	1,35	1,35		1,35	1,35	
	Kernel	Standart	Standart	Standart		Standart	Standart	
	Kesit Genişliği	7,5	7,5	5		5	5	
	İnterval	5	5	5		5	5	
	mA Modülasyon	Kapalı	Kapalı	Kapalı		Kapalı	Kapalı	
	Sonuçlar	Gürültü (SD)	4,52	4,61		5,40		
Düşük Kontrast A.G (mm)		5	5	5	6	Görülmedi	Görülmedi	
Yüksek Kontrast A.G (mm)		7	7	7	5	7	7	
CNR		1,51	1,21	1,04	1,0	0,61	0,56	0,5
CTDI_{vol}		9,81	9,05	9,05	30	6,21	5,64	25
DLP (mGy.cm)		441	407	407		155	141	
Etkin Doz (mSv)		6,62	6,11	6,11	8*	3,11	2,82	9,2*

*U.V: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR 2008 Rept. Vol. 1)' den alınan etkin doz değerleridir. Dünya da çeşitli merkezlerden toplanan sonuçlara göre ortalama değerler vermektedir.

Çizelge 4.20' de rutin abdomen incelemeleri için 3 farklı protokole ait görüntü kalitesi ve doz ölçüm sonuçları görülmektedir. Görüldüğü üzere klinik protokol ile ölçülen radyasyon dozu verilen maksimum sınırı aşmamıştır. Görüntü kalitesi sonuçları da ACR tarafından verilen eşik değerleri sağlamış, ancak CNR değeri biraz yüksek çıkmıştır. Ayrıca birçok klinikte ve sistemde rutin abdomen incelemeleri için 5 mm kesit genişliği tercih edilirken, bu sistemde 7,5 mm seçildiği gözlenmiştir. Literatür önerilerinde de 5 mm kesit genişliğinin uygun olacağı belirtilmektedir (Anonymous 1998). Bütün bu gözlemler ışığında görüntü kalitesinin biraz daha düşürülüp, eşik değerlere yaklaşmasına izin verilebileceği düşünülmüş ve daha düşük radyasyon dozu vereceği düşünülen alternatif 1 ve alternatif 2 olarak adlandırılan protokoller oluşturulmuştur. Alternatif 1 ve alternatif 2 adlı protokollerde birçok bilgi toplama parametresi aynı olmakla birlikte, alternatif 1 adlı protokolde 7,5 mm kesit genişliği, alternatif 2 adlı protokolde de 5 mm kesit genişliği kullanılmıştır. Alternatif protokoller ile ölçülen görüntü kalitesi sonuçları ACR tarafından verilen eşik değerleri sağlamaktadır. Ölçülen radyasyon dozu seviyesi de verilen maksimum sınırı aşmamış ve klinik protokol ile ölçülen değerden daha düşük çıkmıştır. Bu sistemde rutin abdomen incelemeleri için alternatif protokoller tercih önerilebilir.

Çocuk abdomen incelemeleri için klinik protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerleri sağlanmaktadır ve ölçülen radyasyon dozu da verilen maksimum sınır aşmamaktadır. Çocuk abdomen incelemelerinin bazı kliniklerde 100, bazı kliniklerde 120 kV' enerji değeri kullanıldığını daha önce de söylemiştik. Tabloda ki sonuçlardan da görüldüğü gibi 120 kV' da yapılacak çocuk abdomen incelemeleri için klinik protokolün uygun olduğu görülmektedir. 100 kV' in tercih edilebileceği durumlar için de alternatif protokol oluşturulmuştur. Alternatif protokol ile alınan görüntü kalitesi ölçüm sonuçlarında ACR tarafından belirlenen eşik değerler sağlanmıştır. Ölçülen radyasyon dozu miktarı da verilen maksimum sınırın altındadır. Hatta klinik protokol ile ölçülen değerden düşüktür. Sonuç olarak bu sistemde çocuk abdomen incelemeleri için kullanılmak istenilen kV değerine göre klinik ya da alternatif protokolden birisi tercih edilebilir.

Çizelge 4.21 Sistemlerin karşılaştırması.

	Sistem	G1	G2	G3	G4	S1	S2	S3	S4	T1	T2
İnceleme Parametreleri	Tarama tipi	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal
	kV	120	120	120	120	110	120	120	120	120	120
	mA	220	195	220	300	280	360	336	308	180	200
	Gantri Dönüş Süresi	0,7	0,8	0,7	0,5	0,8	0,5	0,5	0,5	0,75	0,5
	mAs	154	156	152	150	224	180	168	154	135	100
	Efektif mAs	114	113	112	110	120	120	112	110	108	116
	Dedektör Konfigürasyonu	4*5	16*1,25	16*1,25	64*0,625	2*4	4*2,5	16*1,5	64*0,6	3,0*4	0,5*32
	Pitch	1,35	1,375	1,375	1,375	2	1,5	1,5	1,4	1,25	0,858
	Kernel	Standart	Standart	Standart	Standart	B41s	B40f	B30f	B31f	FC13	FC13
	Kesit Genişliği	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
	İnterval	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Sonuçlar	Gürültü (SD)	5,40	6,38	5,56	7,41	5,80	8,15	7,32	6,01	7,63	4,90
	Düşük Kontrast A.G (mm)	5	6	6	6	6	6	---	6	5	6
	Yüksek Kontrast A.G (mm)	7	7	7	7	6	7	6	7	7	7
	CNR	1,04	1,05	1,01	0,82	1,15	0,93	1,01	0,87	0,88	1,22
	CTDI_{vol}	9,05	6,61	10,43	7,87	7,61	8,79	6,79	7,55	11,59	11,68

Bilgisayarlı tomografide kullanıcıya bağılı olan inceleme parametreleri kadar donanım parametrelerinin de doz ve görüntü kalitesi üzerinde etkisi vardır. Kullanılan her sistemde mümkün olduğu kadar birbirine yakın inceleme parametreleri kullanılarak görüntü kalitesi ve doz ölçümleri yapılmış ve sistem karşılaştırması yapılmaya çalışılmıştır. Çizelge 4.21' de kullanılan sistemlerin karşılaştırılmasına dair sonuçlar verilmiştir. Dijital sistemlerde teorik olarak doz ne kadar yüksek ise görüntü kalitesi de o kadar iyi olmaktadır. Ancak çizelge 4.21' de görüldüğü gibi sonuçlar böyle çıkmamıştır. Bunun nedeni sistemlerdeki filtrasyon, odak – dedektör mesafesi gibi donanım farklılıklarıdır. En iyi görüntü kalitesi sonuçları T2 sisteminde ölçülmüştür ve beklendiği gibi en yüksek doz değeri de bu sistemde ölçülmüştür. Ancak tablodan da görüldüğü gibi birçok inceleme parametresi (mAs, kV, kesit genişliği vs) bütün sistemlerde birbirine çok yakın seçilmesine rağmen T2 sisteminde hem görüntü kalitesi hem de doz diğer sistemlere göre oldukça yüksek çıkmıştır. Aynı üreticiye ait T1 ve T2 sistemlerine bakacak olursak inceleme parametreleri ve ölçülen dozlar hemen birbirine yakın olmasına rağmen T2 sisteminde ölçülen görüntü kalitesi sonuçları T1' e göre çok daha iyi çıkmıştır. Yine aynı üreticiye ait G2 ve G4 sistemlerini değerlendirecek olursak, G4 sistemi G2 sisteminden daha fazla dedektör sayısına sahip daha gelişmiş bir sistem olmasına rağmen G2 sisteminde ölçülen doz değeri G4 sisteminde ölçülenden düşük çıkmıştır. Dozun düşük olmasına rağmen görüntü kalitesi sonuçları da daha iyidir. Sistemlerin donanım parametrelerini incelersek, her iki sistemde de odak – dedektör mesafesi eşittir ve G4 sisteminin filtrasyonu daha yüksektir. Bu duruma göre G4 sisteminde ölçülen doz değeri daha düşük çıkması gerekir oysaki tam tersi çıkmıştır. Bunun nedeni de muhtemelen diğer donanım parametrelerinin etkisidir. Görüldüğü gibi bütün donanım parametrelerinin (filtrasyon, odak dedektör mesafesi, demet şekillendirici filtrenin şekli ve malzemesi, anot materyali vb.) doz ve görüntü kalitesi üzerinde birlikte oluşturdukları etki oldukça karışık bir hale gelmektedir.

Çizelge 4.22 Farklı sistemlerde rutin abdomen incelemeleri için klinik protokollerin karşılaştırılması.

	Sistem	G1	G2	G3	G4	S1	S2	S3	S4	T1	T2
İnceleme Parametreleri	Tarama tipi	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal
	kV	120	120	120	120	130	120	120	120	120	120
	mAs	161	200	154	105	140	135	210	240	60	100
	Efektif mAs	120	145	112	76	70	90	140	160	48	116
	Dedektör Konfigürasyonu	4*5	16*1,25	16*1,25	64*0,625	2*2,5	4*2,5	16*1,5	24*1,2	3,0*4	0,5*64
	Pitch	1,35	1,375	1,375	1,375	2	1,5	1,5	1,5	1,25	0,828
	Kernel	Standart	Standart	Standart	Standart	B20s	B30f	B20f	B30f	FC03	FC13
	Kesit Genişliği	7,5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
	İnterval	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Sonuçlar	Gürültü (SD)	4,52	5,57	5,56	8,19	5,47	7,81	5,97	6,18	11,09	4,9
	Düşük Kontrast A.G (mm)	5	5	6	6	6	6	6	6	Görülmedi	6
	Yüksek Kontrast A.G (mm)	7	7	7	7	6	6	5	6	7	7
	CNR	1,51	1,14	1,01	0,68	1,32	0,89	1,35	1,18	0,68	1,22
	CTDI_{vol}	9,81	8,59	10,43	5,50	6,53	6,80	8,82	9,33	5,17	11,68

Çizelge 4.22' de tez çalışması boyunca kullanılan 10 farklı marka model BT sistemine ait klinik abdomen protokolü ile alınan doz ve görüntü kalitesi ölçüm sonuçları verilmiştir. Sonuçlardan da görüldüğü gibi ölçülen en düşük doz 5,17 mGy' dir ve T1 sisteminde ölçülmüştür. En yüksek doz ise 11,68 mGy' dir ve T2 sisteminde ölçülmüştür. Ölçülen değerlerin bu kadar farklı olmasının nedenlerinden biri sistemler arasındaki donanım farklılıklarıdır. Diğer neden ise kullanıcı kaynaklıdır. Rutin abdomen incelemeleri için aynı üreticiye ait iki farklı sistemi inceleyecek olursak; T1 sisteminin kullanıcısı 120 kV' da 48 efektif mAs kullanırken T2 sisteminin kullanıcısı 116 efektif mAs kullanmaktadır. İki sistemde rutin abdomen incelemesi için uygun doz ve görüntü kalitesinde kullanılmamaktadır. T1 sisteminde doz gereğinden düşük olduğu için görüntü kalitesi kötüdür (uygun görüntü kalitesi için optimum inceleme protokolü, dozlar ve sınır değerler çizelge 4.16' de verilmiştir), T2 sisteminde de gereğinden fazla doz verilmektedir (uygun görüntü kalitesi için optimum inceleme protokolü, dozlar ve sınır değerler çizelge 4.18' de verilmiştir). Her iki sistemde aynı üreticiye ait farklı model tarayıcılarıdır.

G1 ve G2 sistemleri aynı üreticiye ait farklı model tarayıcılarıdır ve birçok donanım parametresi aynıdır (çizelge 3.1). Ancak her iki sistemde ölçülen doz ve görüntü kalitesi sonuçları farklıdır. G2 sisteminde 120 kV' da 145 efektif mAs kullanılırken, G1 sisteminde 120 efektif mAs kullanılmıştır. Teorik olarak G2 sisteminde ölçülen doz değeri daha fazla olması gereklidir. Ancak G1 sisteminde ölçülen değer daha yüksektir. Bu sonucun tek nedeni sistemlerdeki donanım farklılıklarıdır. S1 ve S4 sistemlerinde ölçülen dozlar birbirine çok yakın olmasına rağmen görüntü kalitesi testlerinde S1 sisteminde ölçülen gürültü ve CNR sonuçları S2 sistemindekinden çok daha iyi çıkmıştır. Bunun nedenlerinden birisi S1 sisteminde kullanılan kernel algoritmasıdır (B20s). Bu filtre oldukça yumuşatıcı bir filtre olduğu için gürültü seviyesi daha düşük, CNR yüksek çıkmıştır. Görüldüğü gibi elde edilen sonuçlar kullanıcıya bağlı olarak da oldukça değişmektedir. İki sistem arasında dozların bu kadar farklı çıkmasının diğer bir nedeni de daha önce ifade ettiğimiz gibi sistemler arasındaki donanım farklılıklarıdır.

Farklı üreticilere ait T1 ve G4 sistemlerinde kullanılan inceleme parametrelerine bakacak olursak, G4 sisteminde 76 efektif mAs kullanılırken T1 sisteminde 48 efektif mAs kullanılmıştır. Bu duruma göre G4 sisteminde ölçülen doz T1 dekinden neredeyse

1,5 kat fazla çıkması gerekmektedir. Ancak ölçülen dozlar neredeyse aynı çıkmıştır. Bunun nedeni ise sistemler arasındaki filtrasyon, odak – dedektör mesafesi, demet şekillendirici filtrenin şekli ve malzemesi gibi donanım farklılıklarından olduğu düşünülmektedir.

Görüldüğü gibi aynı inceleme tipi için her bir sistemde, sistemin donanım özellikleri ve kullanıcıya bağlı olarak çok farklı sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Bu da bize optimizasyon çalışmasının önemini ve her bir sistem için yapılmasının ne kadar gerekli olduğunu göstermektedir.

Çizelge 4.23 Klinik protokollerde sistemler tarafından verilen $CTDI_{vol}$ değerleri ile ölçülen $CTDI_{vol}$ değerlerinin karşılaştırılması.

Sistem	Kafa		Toraks		Abdomen		Çocuk Abdomen	
	S.V.* (mGy)	Ölçülen (mGy)	S.V.* (mGy)	Ölçülen (mGy)	S.V.* (mGy)	Ölçülen (mGy)	S.V.* (mGy)	Ölçülen (mGy)
G1	78,12	72,02	7,81	7,78	7,38	9,81	6,85	6,21
G2	55,19	38,22	5,64	6,08	13,08	8,46	8,60	7,43
G3	50,55	45,78	9,23	8,79	10,39	10,43	3,37	5,03
G4	52,98	47,48	10,91	9,58	6,31	5,50	3,09	5,46
S1	51,30	41,06	5,40	4,66	7,56	6,53	2,68	4,99
S2	35,93	30,44	6,08	5,86	6,82	6,80	0,96	1,60
S3	33,60	37,62	6,33	6,01	9,80	8,82	1,85	3,06
S4	21,38	19,21	4,64	5,56	11,54	9,33	1,75	3,14
T1	33,29	30,48	10,67	9,86	7,02	5,17	6,66	5,23
T2	29,87	33,99	7,30	7,10	14,60	11,68	12,65	10,58

*Sistem tarafından verilen değerler.

Yeni BT sistemlerin birçoğunda doz gösterge ekranı bulunmaktadır. Bu doz değerleri inceleme sırasında kullanıcının uygulayacağı doz hakkında bilgi edinebilmesi için sistem tarafından hesaplanarak verilmektedir. Çizelge 4.23' de sistemler tarafından verilen $CTDI_{vol}$ değerleri ile ölçülen $CTDI_{vol}$ değerlerinin karşılaştırması yapılmıştır. Hiçbir sistemde sistem verisi ile ölçülen değer birebir uyuşmamaktadır. Özellikle çok yüksek ve çok düşük doz değerlerinin ölçüldüğü kafa ve çocuk abdomen incelemelerinde fark oldukça fazladır. Sadece S2 ve S3 sistemlerinde klinik abdomen incelemeleri ile alınan ölçümler neredeyse birebir uyuşmaktadır.

Sistemin doz hesabını ilk üretildiği aşamada elde edilen veriler kullanılarak bir yazılım aracılığı ile yaptığı düşünülmektedir. Ancak sistemin tüp çıkışı ilk üretildiği aşamadaki gibi olmayacaktır. Kullanım gereği anot ve flaman yapısındaki deformasyon, ayarlanan kV' ın hassasiyetindeki değişiklikler vs. gibi etkilerden dolayı zamanla değişiklikler gösterecektir. Bu nedenle ölçülen doz değerleri ile sistem tarafından verilen değerlerin uyuşmadığı düşünülmektedir.

5. SONUÇ

Bu tez çalışması kapsamında 10 farklı marka model bilgisayarlı tomografi cihazı değerlendirilmiştir. Her bir sistemde, kliniklerde en çok uygulanmakta olan yetişkin beyin, toraks, abdomen ve çocuk abdomen incelemeleri için uygun inceleme protokolleri belirlemeye çalışılmıştır. Tezin bu kısmında çalışma boyunca gözlenen ve elde edilen veriler ile ilgili genel sonuçlar özetlenecektir.

Tez çalışmasında incelenen sistemlerin bulunduğu kliniklerde, bahsi geçen 4 farklı inceleme tipi için klinik dozlar ve görüntü kaliteleri hakkında bilgi edinilmiştir. Ölçülen $CTDI_{vol}$ değerleri hiçbir klinikte ACR tarafından verilen doz sınırlarını aşmamaktadır. Sadece G1 ve G3 sistemlerinde rutin beyin incelemeleri için ölçülen klinik dozlar ($CTDI_{vol}$) verilen maksimum sınıra oldukça yakın çıkmıştır. İncelenen sistemler dikkate alınarak hesaplanan ortalama etkin doz değerleri; rutin yetişkin beyin incelemeleri için 1,24 (1 ila 2) mSv, rutin yetişkin toraks incelemeleri için 2,99 (2 ila 4) mSv, rutin yetişkin abdomen incelemeleri için 5,57 (5 ila 7) mSv ve rutin çocuk abdomen incelemeleri için 2,63 (1,5 ila 5) mSv' dir. Yapılan bu çalışma ile ortalama etkin dozlarda; beyin incelemeleri için %20, toraks incelemeleri için %15, abdomen incelemeleri için %10' luk bir azalım sağlanmıştır. Çocuk abdomen incelemelerinde ise klinik protokoller ile ölçülen ortalama etkin doz değeri uygun protokoller ile ölçülen değerlere yakındır. Ölçülen etkin doz değerleri United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (Anonymous 2010)' da verilen değerler ile karşılaştırılmıştır. G1 ve G3 sistemlerinde klinik kafa protokolü ile ölçülen etkin doz değerleri dışında bütün ölçümler UNSCEAR' in bu raporunda verilen ortalama sonuçlara göre oldukça düşüktür.

BT' de, yetişkinlerde olduğu gibi çocuk incelemeleri için de özel olarak oluşturulmuş protokollerin kullanılıyor olması gereklidir. Ancak genellikle bu konuda hata yapılmaktadır ve bazı kliniklerde çocuk hastalar için de yetişkin protokollerin kullanıldığı gözlenmiştir. Bu nedenle kV ve mAs gibi dozu doğrudan etkileyen parametrelerin yetişkinlerde olduğu gibi kullanılması, özellikle otomatik ışınlama kontrolünün bulunmadığı ya da kullanılmadığı sistemlerde çocukların gereksiz yere yüksek radyasyon dozu almasına neden olmaktadır. Bu durum kliniklerde en çok

karşılaşılan sorunlardan birisidir. Örneğin; ölçülen tüm sistemler dikkate alındığında çocuk abdomen incelemeleri için (5 yaşında standart ölçülerde çocuk hastalar (yaklaşık olarak 18 – 24 kg)) kV değeri genellikle 120 seçilmektedir. Ancak 100 kV' nin yeterli olacağı önerilmektedir (Baert 2007). 120 kV kullanıldığı durumlarda mA değerinin düşük tutularak radyasyon dozunun azaltılması uygun olabilir. Otomatik ışınlama kontrolü kullanılması durumunda ise sistem mA değerini hasta boyutuna göre kendisi belirlediği için düşük mA değerleri seçerek bu durumu bir miktar kompanse etmektedir. Ancak otomatik ışınlama kontrolü kullanılan sistemlerde de çocuk incelemeler için ayrı protokollerin oluşturulmasının daha uygun olacağı düşünülmektedir.

Tez çalışması boyunca kullanılan bütün sistemler incelendiğinde, kliniklerde gövde incelemeleri için helikal tarama tipi tercih edildiği görülmüştür. Literatür önerileri de bu şekildedir. Bu nedenle alternatif olarak oluşturulan protokollerde de gövde incelemeleri için helikal tarama tipi tercih edilmiştir. Kafa incelemeleri için ise G1, G4, S1, S2, S3 ve S4 sistemlerinde aksiyel, G2, G3, T1 ve T2 sistemlerinde helikal tarama tipinin kullanıldığı gözlenmiştir. Kafa incelemeleri için helikal tarama tipi kullanımının dezavantajları ile ilgili deneysel bir veriye rastlanmamış olmamakla birlikte, pitch faktörüne bağlı olarak görülebilecek helikal artifaklardan kaçınmak için aksiyel tarama tipinin kullanılması tavsiye edilmektedir (Mahesh 2011). Tarama uzunluğu açısından anatomik olarak kısa bir bölge olduğu için özellikle çok dedektörlü sistemlerde kafa incelemeleri zaten kısa sürelerde tamamlanmaktadır. Bütün bu bilgilere dayanılarak bu çalışmada kafa incelemeleri için oluşturulan alternatif protokollerde aksiyel tarama tipi kullanılmaya çalışılmıştır.

Görüntü kalitesi üzerinde etkin rol oynayan parametrelerden bir tanesi de kesit genişliğidir. İncelenen tüm sistemlerin bulunduğu kliniklerde yetişkin toraks ve abdomen incelemeleri için G1 sisteminde 7,5 mm, diğer sistemlerde 5 mm kesit genişliği, kafa incelemeleri için ise G1 ve G3 sistemlerinde 3,75 mm, diğer sistemlerde 5 mm kesit genişliği, çocuk abdomen incelemeleri için de genellikle bütün sistemlerde 5 mm kesit genişliği tercih edildiği gözlenmiştir. Kesit genişliği için öneriler de yaklaşık olarak bu doğrultudadır (Anonymous 1998). Bu gözlem ve literatür önerilene dayanarak, gerek kafa gerekse gövde incelemeleri için genel olarak 5 mm kesit genişliği tercih edilmiştir.

Bilgisayarlı tomografide doz ve görüntü kalitesine doğrudan etki eden bir diğer parametre de pitch faktörüdür. Teorik olarak pitch faktörü azaldıkça radyasyon dozu artmaktadır. Ancak incelenen sistemlerin hepsinde otomatik ışınlama kontrolü kullanılmaktadır. Yani istenilen görüntü kalitesi için sistem dozu kendisi ayarlamaktadır. Bu nedenle otomatik ışınlama kontrolü kullanılan sistemlerde pitch faktörünün doza etkisi sanıldığı gibi olmamaktadır. Pitch faktörünün diğer bir etkisi de yüksek pitch faktörlerinin kullanılması durumunda görüntülerde helikal artefaktların artmasına neden olmaktadır. İncelemelerin yapıldığı kliniklerde özellikle gövde incelemelerinde inceleme süresini kısaltmak için pitch faktörü 1 ile 1,5 arasında bir değer seçildiği gözlenmiştir. Sadece S1 sisteminde pitch faktörünün 2 seçildiği görülmüştür. Bu sistem 2 dedektörlü bir sistemdir ve seçilebilecek toplam demet genişliği küçük olduğu için pitch faktörü bu kadar büyük seçilmektedir. Kafa incelemeleri gibi tarama uzunluğunun küçük olduğu ve yüksek efektif mAs değerlerinin gerektiği incelemelerde tüp yükünü azaltmak için 0,5 ile 1 arasında bir pitch faktörü seçildiği görülmüştür. Böylece düşük mAs değerleri seçilerek istenilen yüksek efektif mAs değerleri tüp elde edilebilmekte ve tüp yükü azaltılabilmektedir. Pitch faktörünün seçiminde dikkat edilmesi gereken diğer bir husus da fazladan tarama etkisidir. Pitch faktörü arttıkça ek rotasyonlardan dolayı artan tarama uzunluğu da artabilir ve kritik organlar ışın demeti içerisine girebilir. Özellikle kanal sayısı fazla olan sistemler (64, 128 dedektör vb.) 3,2 cm gibi büyük demet genişlikleri seçilebilmektedir. Pitch faktörünün yüksek seçilmesi ile sistem gereğinden fazla bir tarama mesafesine ulaşabilir.

İnceleme süresinin kısaltılmasında etkisi olan parametrelerden bir tanesi de seçilen dedektör konfigürasyonudur. Dedektör konfigürasyonu toplam demet genişliğini belirler. Toplam demet genişliğinin büyük seçilmesi inceleme süresinin kısaltılmasına yarar sağlarken, fazladan tarama (overranging) etkisinden dolayı hasta dozunda artışa ve kritik organların radyasyon almasına neden olabilir. Bu nedenle demet genişliği seçilirken her ikisi de göz önünde bulundurulmalıdır. Örneğin kafa incelemelerinde fazladan tarama etkisinden dolayı gözler x – ışın demeti içerisine girebilir. İncelediğimiz sistemlerin hemen hemen hepsinde yetişkin ve çocuk gövde incelemeleri için maksimum demet genişliğini verecek olan dedektör konfigürasyonlarının seçildiği

gözlenmiştir. Kafa incelemelerinde ise genel olarak 10 ile 20 mm arasında bir demet genişliğinin kullanıldığı gözlenmiştir.

Kuramsal temeller bölümünde de bahsettiğimiz gibi kV' nin doz ve görüntü kalitesi üzerindeki etkisi biraz karışıktır. Bu nedenle kV seçimine dikkat edilmesi gereklidir. Hemen hemen incelediğimiz tüm sistemlerde, yetişkin kafa incelemesi için 120 ya da 140, yetişkin toraks ve yetişkin abdomen incelemelerinde 120, çocuk abdomen incelemelerinde de 100 ve 120 kV değerlerinin tercih edildiği gözlenmiştir. Literatürler de çocuk abdomen incelemeleri için genellikle 100 kV önerilmektedir (Paterson vd. 2007). Yukarıda da bahsettiğimiz gibi otomatik ışınlama kontrolü kullanmayan sistemlerde çocuklar için 120 kV kullanılması yüksek radyasyon dozuna neden olabilir.

Dikkat edilmesi gereken diğer bir husus ise dozu doğrudan etkileyen bir parametre olan mA' in seçimidir. Çalışma kapsamında kullanılan hemen hemen bütün sistemlerde mA ayarı özellikle gövde incelemelerinde otomatik ışınlama kontrolü ile birlikte kullanılmaktadır. S2 (Siemens Volume Zoom) sisteminde otomatik ışınlama kontrolü için bir yazılım yüklü olmadığı için mA ayarının manüel yapıldığı gözlenmiştir. Kafa incelemelerinde de mA ayarının G2 ve G3 sistemleri haricindeki diğer sistemlerde manüel olarak seçildiği görülmüştür. Rutin kafa incelemeleri için taranan bölgede anatomik olarak farklı azalım özelliğine sahip yapılar bulunmadığı için otomatik ışınlama kontrolü kullanıldığı durumlarda da sistem hemen hemen bütün kesit bölgelerine aynı mA değerini uygulamaktadır. Burada ki en önemli husus otomatik ışınlama kontrolü kullanılırken seçilecek olan nicelik değerinin (GE' de NI, Siemens' de Referans mAs, Toshiba' da SD nicelikleri ile otomatik ışınlama kontrolü kontrol edilmektedir) uygun belirlenmesidir. Üreticiler otomatik ışınlama kontrolü ile ilgili spesifik bilgileri paylaşmadığı için yaptığımız bu tez çalışmasında, verilen protokollerdeki mA değerleri manüel kullanım içindir. Kullanıcılar herhangi bir inceleme tipinde kullanacakları protokole göre uygulamak istedikleri mA değerlerini otomatik ışınlama kontrolü ile elde edebilmek için sistem mühendislerinden yardım almalıdırlar.

BT' de görüntü kalitesi üzerinde doğrudan etkisi olan önemli parametrelerden bir tanesi de seçilen kerneldir. İncelediğimiz sistemlerde Siemens ve Toshiba marka tarayıcılarda

kernel seçimi kullanıcı tarafından geniş bir aralıkta (örneğin: vücut incelemeleri için B10s' dan B80s' e kadar değişen bir aralık) değiştirilebiliyor iken, GE sistemlerinde genel olarak inceleme tipine göre sistem mühendisi tarafından kullanılacak protokole kaydedilmektedir. Seçilen bu algoritma görüntüdeki keskinlik ve gürültünün derecesini belirlemektedir. Bu nedenle Siemens ve Toshiba marka sistemlerinde kernel seçimi dikkat edilmesi gereken en önemli hususlardan birisidir. Kernel algoritmasının seçiminde yapılacak küçük değişiklikler bile başta CNR olmak üzere görüntü kalitesi etkilemektedir. Bu nedenle klinik uygulamalarda, bilhassa dozun düşük olduğu durumlarda kernel seçimine dikkat edilmelidir. Bu çalışmada da Siemens sistemler için önerdiğimiz inceleme protokollerinde genellikle “orta derece yumuşak (örneğin; rutin kafa için H30, H40; gövde incelemeleri için B30, B40 gibi) kernel algoritmaları kullanılmaya çalışılmıştır. Böylece önerdiğimiz protokolleri kullanan sistemlerde, kullanıcı görüntüdeki gürültü veya kontrastı değiştirmek için kernel algoritmasında küçük değişiklikler yapması sonucunda (örneğin; kullanılan protokolde B40s verilmiş iken kullanıcının B30s seçmesi) görüntü kalitesi sonuçlarındaki değişiklik çok fazla olmayacaktır. Ayrıca üretici firma önerileri ve hastanelerde incelenen sistemler dikkate alındığında rutin incelemeler için genellikle orta derece yumuşak kernel algoritmalarının kullanıldığı gözlenmiştir (Lewis 2006). Toshiba marka tarayıcılarda da kernel seçimi kullanıcı tarafından yapılabilmektedir. Siemens sistemlerde olduğu gibi genel olarak uygun olduğuna karar verilen protokollerde orta derece kesim frekansına sahip kerneller kullanılmaya çalışılmıştır.

ÖNERİLER

Çizelge 5.1' de tezde bahsi geçen 4 farklı inceleme tipi için önerilen genel değerler verilmiştir. Önerilen bu inceleme parametreleri tez çalışması boyunca elde edilen deneysel verilere ve literatür önerilerine dayanılarak oluşturulmuştur. Verilen bu genel değerler tezde kullanılan 3 farklı üreticiye ait BT tarayıcıların birçoğunda kullanılabilir.

Çizelge 5.1 4 farklı inceleme tipi için *önerilen* inceleme parametreleri.

<i>İnceleme</i>	Kafa		Toraks	Abdomen	Çocuk Abdomen	
<i>kV</i>	120	140	120	120	100	120
<i>Efektif mAs</i>	200 – 250		180	75 – 100	110 – 130	40 – 60 30 – 50
<i>Tarama tipi</i>	Axial	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal	Helikal
<i>Pitch</i>	---	0,5 – 1	0,5 – 1	1 – 1,5	1 – 1,5	1 – 1,5
<i>Toplam demet genişliği (mm)</i>	≈ 20		≥ 20	≥ 20	≥ 20	
<i>Kernel</i>	Orta derece yumuşatıcı		Orta derece yumuşatıcı	Orta derece yumuşatıcı	Orta derece yumuşatıcı	
<i>Kesit Genişliği (mm)</i>	2 – 5		5 – 8	5 – 8	3 – 5	

İncelemeler sırasında kullanıcı tarafından dikkate alınması gereken hususlar ve hasta dozlarının azaltılmasını sağlayacak öneriler her bir inceleme parametresi için aşağıda açıklanmıştır.

mAs;

- *mAs ayarı incelemenin tipi, hasta boyutu ve tarayıcı karakteristikleri ile uyumlu yapılmalıdır.*
- *Göğüs ve iskelet gibi yüksek kontrast yapıya sahip incelemeler, geniş pencere ayarları ile gösterilerek önemli ölçüde azaltılmış mAs ayarı ile yapılabilir.*
- *Farklı boyut ve kontrast yapılardan oluşan vücut bölümleri için mA ayarı otomatik ışınlama kontrolü ile yapılmalıdır.*

kV;

- *Aşırı obez hastalar dışında göğüs, karın ve pelvis çalışmalarında 140 kV kullanımından kaçınılmalıdır.*
- *İnce yetişkin ve 10 – 15 yaş arası çocuk hastalarda göğüs, karın ve pelvis çalışmalarında 100 – 110 kV önerilebilir.*
- *BT anjiyo incelemelerinde; 10 yaştan daha küçük çocuk hastalarda 80 – 90 kV, büyük çocuk hastalar için 100 kV önerilebilir.*
- *Bütün bu durumlar dışında standart protokoller için 120 – 130 kV seçilebilir.*

Kesit kolimasyonu ve toplam demet genişliği;

- *Toplam demet genişliği toplam tarama süresi, tüp yükü, fazladan tarama ve demet taşması etkisi düşünülerek seçilmelidir.*
- *İnce kesitler sadece kısmi hacim etkisi önemli olduğunda kullanılmalıdır.*

Pitch faktörü

- *Pitch ayarı özellikle tarama hızı, spiral artefak ve tüp gücü düşünülerek yapılmalıdır.*
- *Eğer tarayıcı efektif mAs ayarlı AEC kullanıyor ya da sabit görüntü gürültüsü elde etmek için mA adaptasyonunda pitch faktörünü de hesaba katıyorsa doza etkisi yoktur.*

- 32 dedektörden daha fazla dedektöre sahip ÇDBT' lerde geniş bir demet genişliği için, demet taşması etkisinden dolayı pitch' e bağlı olarak ek rotasyonlar oluşacaktır. Bu tarayıcılarda yüksek pitch değerlerine göre %30 fazla doz uygulanabilir. Pitch seçiminde tarayıcıya da bağlı olarak demet taşması da göz önüne alınmalıdır.

Objje çapı

- Otomatik ışınlama kontrolü kullanılmadığı gövde incelemelerinde hasta boyutuna göre uygun bir şekilde yapılmalı (çaptaki 8 cm değişim başına 2 kat mAs değişimi gibi).
- Kafada büyük oranda kemik yapıdan oluşmaktadır ve kemik yapının yoğunluğu da yaşa göre değişmektedir. Bu nedenle kafa incelemelerinde mAs uyarlanması hasta boyutuna göre değil yaşa göre yapılmalıdır.

Tarama uzunluğu

- Tarama uzunluğu genellikle her hasta için bireysel olarak seçilir. Tarama aralığı mümkün olduğu kadar kısa seçilmelidir.
- Birbirini takip eden çok fazla çalışmalarda tarama aralığında bir azaltma yapılması düşünülmelidir.
- Kritik organlar (göz vb.) mümkün olduğu kadar tarama aralığı dışında bırakılmalıdır. Geniş bir ışın demeti genişliğine sahip ÇDBT tarayıcılar için bunu yapmak fazladan tarama etkisinden dolayı zor olabilir.

Hasta merkezlemesi ve pozisyonlaması

- Gövde incelemelerinde hasta pozisyonlanırken kollar x – ışın alanı önünde olmamalıdır.
- Hasta merkezlemesi yapılırken hasta izomerkezi ile gantri izomerkezi çakışık yapılmaya çalışılmalıdır.

Tarama serileri sayısı

- *Tarama serilerinin sayısı mümkün olduğu kadar düşük olmalıdır. Özellikle bazı literatürlerde önerildiği gibi 6 faza kadar çıkan karaciğer çalışmaları için oldukça önemlidir.*

Dinamik BT incelemelerinde rotasyon sayısı

- *Kontrast madde verilerek yapılan perfüzyon gibi incelemelerde düşük voltaj kullanılması dozların düşürülmesi adına iyi bir uygulama olabilir.*
- *Çalışmanın toplam uzunluğunun sınırlandırması, görüntü elde etme oranının azaltılması ya da mümkün olduğu kadar kesikli prosedürler uygulanması ile dönüşlerin sayısı düşük tutulabilir.*
- *Dinamik BT çalışmaları düşük doz ayarlarında yapılmalıdır (kV' un düşük tutulması gibi).*
- *İncelenin klinik gerekleri ile uyumlu olacak şekilde en dar ışın demeti, en kısa tarama uzunluğu seçilmeli ve en az görüntü alma oranı ile inceleme yapılmalıdır.*

Kernel seçimi

- *Kernel seçimi, doğal kontrasta göre klinik gereksinimlerle uyumlu olacak kadar yumuşak seçilmelidir. Böylece uygun gürültü seviyesi için doz azaltılabilir.*
- *Yüksek kontrast filtreler sadece yüksek kontrast yapılar için mAs ayarı adaptasyonu olmaksızın kullanılmalıdır.*

Pencere seçimi

- *Pencere genişliği mümkün olduğu kadar geniş seçilmelidir.*
- *Yüksek kontrast yapılarda pencere genişliği ile elde edilen gürültüdeki iyileşme doz ayarlarını azaltmak için kullanılabilir.*

KAYNAKLAR

- Anonymous. 2007. Guide to ACR accreditation for Toshiba Aquilion 64 CT scanner. Web sitesi: http://www.tams-media.com/tams2008/sales/faqs/CT_pdfs/ACR_Guide_Aquilion16.pdf. Erişim tarihi: 11.05.2012.
- Anonymous. 2004. Instruction manual for testing the ACR CT phantom, Computed tomography (CT) accreditation program phantom testing instructions. ACR, 16 s, Reston.
- Anonymous. 2010. CT accreditation phantom instructions. ACR, Manual, 12 s, USA.
- Anonymous. 2009. Comparative specifications 64 slice CT scanners. NHS Centre for evidence – based purchasing Report CEP08027. 98 s, London.
- Anonymous. 2009. Comparative specifications 16 slice CT scanners (Report CEP08025). NHS Centre for evidence – based purchasing, 97 s, London.
- Anonymous. 2003. Four slice CT scanner comparison report version 8 (report MDA 03020). Medical Devices Agency (MDA), 44 s, London.
- Anonymous. 2003. Dual slice CT scanner comparison report version 8 (report MDA 03023). Medical Devices Agency (MDA), 37 s, London.
- Anonymous. 1998. European guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262). Web sitesi: http://w3.tue.nl/fileadmin/sbd/Documenten/Leergang/BSM/European_Guidelines_Quality_Criteria_Computed_Tomography_Eur_16252.pdf. Erişim tarihi: 22.05.2012
- Anonymous. 2008. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT (Task Group 23_AAPM Report 96). American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 34 s.

- Anonymous. 2010. Source and effect of ionizing radiation UNSCEAR 2008 report to the General Assembly with Scientific Annexes volume 1; 463 s, New York.
- Barrett, J., Keat N., Platten, D., Lewis, M., Edyvean S. 2003. Cardiac CT scanning (MHRA Report 03076). 31 s, Norwich.
- Christner, J.A., Kofler, J. M., McCollough, C.H. 2010. Estimating effective dose for CT using dose – length product compared with using organ doses: Consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. AJR, 194; 881 – 889.
- Cody, D.D., Kofler, J.M. 2008. Optimizing CT image protocols with respect to image quality and radiation dose. AAPM Annual meeting, Web sitesi: <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/35-9955-55637-997.pdf>.
Erişim tarihi: 14.05.2012.
- Goldman, L.W. 2007. Principles of CT: Radiation dose and image quality. J Nucl Med Technol, 35; 213 – 225.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., Hamberg, L.M., Blake, M.A., Shepard, J.A. Saini, S. 2004. Strategies for CT radiation dose optimization¹. Radiology, 230; 619 – 628.
- Keat, N. 2005. CT scanner automatic exposure control systems (MHRA Report 05016). 57 s, London.
- Kulama, E. 2004. Scanning for multislice CT scanners. The British Journal of Radiology (BJR), 77; S2 – S9.
- Lewis, M. 2005. Radiation dose issues in multi – slice CT scanning. Web sitesi: www.impactscan.org. 14 s, London.
- Lewis, M., Keat N., Edyvean S. 2006. Sixteen slice CT scanner comparison report version 14 (Report 06012). NHS Centre for evidence – based purchasing, 49 s, London.

- Lewis, M., Keat N., Edyvean S. 2006. Six to ten slice CT scanner comparison report version 14 (Report 06011). NHS Centre for evidence – based purchasing, 36 s, London.
- McCollough, C.H., Zeeman, R., McNitt-Gray, M., Herlihy, V., Payne, J.T., Branham, T., Ruckdeschel, T., Bush, K., Pfeiffer, D., Robbins L., Cody, D. and Bhargavan, M. Radiation dose from the ACR CT Accreditation program: New diagnostic reference value and pass/fail limits. Web sitesi: <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/29-7961-75513-943.pdf>. Erişim tarihi: 11.05.2012.
- McCollough, C.H., McNitt-Gray, M.F., Bush, K., Ruckdeschel, T., Payne, J.T., Brink, J.A., Zeman R.K. 2004. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) Computed Tomography (CT) Accreditation program: Practical tips, artifak examples, and pitfalls to avoid. Medical Physics, Vol. 31(9); 2423 – 2442.
- McCollough, C.H., Primak, A.N., Braunc, N., Kofler J., Yu, L., Christner, J. 2009. Strategies for reducing radiation dose in CT. Radiol Clin North Am., 47(1); 27 – 40.
- McCollough, C.H., Primak. A.N., Saba, O., Bruder, H., Stierstorfer, K., Raupach, R., Suess, C., Schmidt, B., Ohnesorge, B.M., Flohr, T.G. 2007. Dose performance of a 64-channel dual-source CT scanner¹. Radiology, Volume 243 (3); 775 – 784.
- McNitt-Gray, M. 2011. Tube current modulation approaches: Overview, practical issues and potential pitfalls. Web sitesi: <http://www.aapm.org/meetings/2011CTS/documents/McNitt-XrayTubeCurrentModulationv4.pdf>. Erişim tarihi: 11.05.2012.
- McNitt-Gray, M.F. 2002. AAPM / RSNA: Physics Tutorial for Residents: Topics in CT, Radiation Dose in CT¹. RadioGraphics Volume 22(6), 1541 – 1553.

- Paterson, A., Frush, D.P. 2007. Dose reduction in pediatric ÇDBT: General principles. *Clinical Radiology*, 62; 507 – 517.
- Pages, J., Buls, N., Osteaux, M. 2003. CT doses in children: A multicentre study. *The British Journal of Radiology (BJR)*, 76; 803 – 811.
- Pfeiffer, D. 2008. Dosimetry and common pitfalls in the ACR CT accreditation program. Web sitesi: <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/35-9955-55637-997.pdf>. Erişim tarihi: 14.05.2012.
- Sartor, K., Baert N.L., Knauth M. 2007. Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography. 275 s, Berlin Heidelberg.
- Strauss, K.J., Goske, M.J., Kaste, S.C., Bulas, D., Frush, D.P., Butler, P., Morrison, G., Callahan, M.J., Kimberly, E., Applegate, K.E. 2010. Image gently: Ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. *AJR*, 194, 868 – 873.
- Suess, C., Chen, X. 2002. Dose optimization in pediatric CT: Current technology and future innovations. *Pediatr*, 32; 729 – 734.
- Van Der Molen, A.J. 2007. Overranging in multisection CT: Quantification and relative contribution to dose – comparison of 16 – section CT scanners¹. *Radiology*, volume 242(1); 208 – 216.
- Van Der Molen, A.J., Veldkamp, W.J.H., Geleijns, J. 2007. 16 – slice CT: Achievable effective dose of common protocols in comparison with recent CT dose surveys. *British Journal of Radiology (BJR)*, 80; 248 – 255.

EKLER

Ek 1: ACR tarafından toraks incelemelerinde görüntü kalitesi için sadece yüksek kontrast ayırma gücü sınır değeri verilmektedir. Ancak yüksek kontrast ayırma gücü değişen doz ile çok etkin bir şekilde değişmemektedir. Dolayısı ile de toraks incelemelerinde doz optimizasyon çalışması yaparken sadece yüksek kontrast ayırma gücünü referans alındığında oluşturulan protokollerdeki mA değerleri ve dozlar çok geniş bir aralıkta değişmektedir. Bu nedenle yaptığımız bu çalışmada toraks incelemeleri için düşük kontrast ayırma gücü sonuçları da dikkate alınmıştır. Toraks incelemeleri düşük kontrast ayırma gücü modülünde en büyük yarıçaplı (6mm) daireler sınır olarak kabul edilmiştir. Bu şekilde belirlenen toraks protokolleri pratik olarak kliniklerde kullanılan parametrelerle de benzerlik göstermektedir.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : İsmail FINDIKLI

Doğum Yeri : Çorum

Doğum Tarihi: 10.07.1985

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dil : İngilizce

Eğitim Durumu;

Lise: Alparslan Lisesi (1999 – 2002)

Lisans: Uludağ Üniversitesi (2003 – 2007)

Yüksek lisans: Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Sağlık Fiziği

Anabilim Dalı (2008 – 2012)