

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE MEME DOZLARININ ÖLÇÜLMESİ VE  
GÖRÜNTÜ KALİTESİ İLE BİRLİKTE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Mahmut Anıl USLU**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI**

**SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**ANKARA  
2014**

**Her hakkı saklıdır**

## TEZ ONAYI

Prof. Dr. Doğan BOR danışmanlığında, Mahmut Anıl USLU tarafından hazırlanan '**Bilgisayarlı Tomografide Meme Dozlarının llmesi ve Görüntü Kalitesi ile Birlikte Değerlendirilmesi**' adlı tez çalışması 06 şubat 2014 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı / Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı' nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan ATA

İmza:

ye : Doç. Dr. Turan OLGAR

İmza:

ye : Prof. Dr. Doğan BOR

İmza:

**Yukarıdaki sonucu onaylarım.**



**Doç. Dr. Niyazi MERİÇ**

**Enstitü Müdürü**

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

# BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE MEME DOZLARININ ÖLÇÜLMESİ VE GÖRÜNTÜ KALİTESİ İLE BİRLİKTE DEĞERLENDİRİLMESİ

MAHMUT ANIL USLU

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Prof.Dr. Doğan BOR

Toplumun radyasyondan etkilenmesinde, iyonlaştırıcı radyasyonun kullanıldığı medikal incelemelerin yüzdesi %48 ve bu orana en fazla katkı %24 ile bilgisayarlı tomografi incelemelerinden gelmektedir (2006, NCRP-160). Hastaların aldıkları etkin dozları birkaç mSv'ten, tarama sayısına bağlı olarak onlarca mSv'i bulabilmekte ve sonuçta hem kanser riski hem de bayan hastalar için meme dozları önemi ölçüde artmaktadır. Bu nedenle tomografik incelemelerde, en düşük hasta dozunda, optimum görüntü kalitesinin elde edilmesini sağlayacak klinik protokollerin geliştirilmesi önemlidir. Son zamanlarda kullanılmaya başlanan çok detektörlü helikal tomografi sistemlerinde kullanıcı tarafından kontrolü gereken ve hasta radyasyon dozunu etkileyen çok sayıda parametre olması en uygun klinik protokollerin seçimini daha da kritik bir hale getirmiştir. Hasta radyasyon dozlarının tomografik incelemelerde hasta üzerinde ölçülmesi, ışınlama geometrisi nedeni ile kolay değildir ve bir fantom ölçümü sonucunda elde edilen bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI), etkin dozların saptanmasında kullanılır. Ayrıca, meme yapısında bulunan ve radyasyona bağlı kanser hassasiyeti yüksek olan glandüler dokunun dozu ise farklı fantomlar ile saptanabilir. Bu tezin amacı farklı tomografik sistemlerde, meme dozlarının farklı yöntemlerle ölçülmesidir. Göğüs bölgesinin tomografik incelemeleri için meme dozlarının karşılaştırması toraks fantomunun meme aparatında gerçekleştirilmiştir. TLD ile ölçülen meme dozları ve kesit görüntülerinden hesaplanan kontrast-gürültü oranları, farklı sistemlerde radyasyon dozu-görüntü kalitesi optimizasyonunda kullanılmıştır. Glandülerite oranı ve kalınlıkları farklı olan memelerin radyasyon dozları ise değişik glandüleritede tasarlanmış tabaka fantomlar ve farklı kalınlıklarda üretilmiş parafin fantomlar ile gerçekleştirilmiştir.

2014, 121 sayfa

**Anahtar Kelimeler:** CTDI, meme dozu, bilgisayarlı tomografi, ACR, hasta dozu, görüntü kalitesi, TLD, toraks fantomu, x-ışını, helikal, aksiyal, pitch, klinik protokolleri, parafin

## **ABSTRACT**

### **Master Thesis**

# **MEASUREMENT AND EVALUATION OF BREAST DOSE TOGETHER WITH THE IMAGE QUALITY IN COMPUTED TOMOGRAPHY**

**MAHMUT ANIL USLU**

**Ankara University, Institute of Nuclear Science**

**Department of Medical Physics**

**Supervisor: Prof.Dr. Doğan BOR**

Percentage of medical exposure using ionizing radiation to the public exposure is around 48% and the main contribution comes from the computed tomography (CT) examinations (NCR -1602006). The patient effective doses received in these examinations are in the order of few mSv but may reach to the orders of ten folds in case of multiple consecutive scans, causing substantial increase both for cancer risk and breast doses for female patients. Therefore, it becomes essential for the tomographic examinations to develop clinical protocols aiming to hold the patient dose at the minimum while optimizing the image quality. The selection of most appropriate clinical protocols for the multidetector helical systems used in the recent years becomes much more critique due to the presence of multiple parameters which are controlled by the user and effecting patient radiation doses. Measurements of patient radiation doses directly from the patients received in tomographic studies are not easy due to the irradiation geometry and the CTDI measured from a phantom study is used for the determination effective doses. Beside, the radiation dose to the glandular tissue of the breast which is quite sensitive to radiation induced cancer can only be measured through the use of specific phantoms. The aim of this thesis is to measure the breast doses received at different tomographic systems and clinical protocols. Comparisons of breast doses were carried out for the tomographic examinations of thoracic region using the breast fixture of a thorax phantom. Breast doses measured with TLDs and contrast to noise ratios calculated from the slice images were used for the radiation dose-image quality optimization for different systems. Radiation doses of breasts having different glandularity ratios and thicknesses were estimated using slabs constructed with different glandularities and paraffin phantoms produced at various thicknesses.

**2014, 121 pages**

**Key Words:** CTDI, breast dose, computed tomography, ACR, patient dose, image quality, TLD, thorax phantom, x-rays, helical, axial, pitch, clinic protocols, paraffin

## TEŞEKKÜRLER

Yüksek lisans öğrenciliğim ve tez çalışmalarımın her aşamasında bilgisi, tavsiye ve yardımları ile beni yönlendiren danışman hocam sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a, çalışmalarım boyunca hastane imkanlarını esirgemeyen sayın Prof. Dr. Y. Serdar Akyar'a, ölçümlerim için yardımda bulunan teknisyen arkadaşlara, katkıları için Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü hocalarıma, yüksek lisans öğrenciliğim boyunca verdikleri destek ve yardımları ile her zaman yanımda olan sevgili arkadaşlarım Alptuğ Özer YÜKSEL, Elif ÜNAL, Emre GÜLLÜOĞLU, İsmail FINDIKLI ve Yiğit Ali ÜNCÜ'ye,

Tüm yaşantım boyunca, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, yaptığım her işte sabırla arkamda duran ve en sıkıntılı zamanlarımda dahi beni yalnız bırakmayan babam Ali USLU, annem Asuman USLU, kardeşim Aslı USLU ve aile büyüklerime

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Mahmut Anıl USLU

Ankara, Ocak-2014

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜRLER .....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xii
1.GİRİŞ.....	1
2.KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Bilgisayarlı Tomografi Nedir? .....	3
2.2 Bilgisayarlı Tomografideki Gelişmeler .....	5
2.3 Radyasyon Dozuna ve Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler .....	7
2.3.1 Pitch.....	7
2.3.2 Tüp Voltajı (kVp).....	9
2.3.3 mAs (Akım-Gantri Dönüş Süresi) .....	10
2.3.3.1 Otomatik Işınlama Kontrolü.....	11
2.3.3.2 Z-Eksenini Boyunca mA Modülasyonu.....	12
2.3.3.4 Zaman Bağlı mA Modülasyonu .....	13
2.3.4 Kolimasyon .....	14
2.3.6 Kesit Genişliği ve Kesit Kolimasyonu .....	15
2.3.7 Fazladan Tarama (Overranging) .....	16
2.3.8 Lazer Pozisyonlaması (Hasta Merkezlemesi) .....	17
2.3.9 Kernel (Filtre).....	18
2.3.10 Hasta Kalınlığı.....	19
2.3.11 Piksel Boyutu .....	19
2.4 Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu .....	21
2.4.1.1 Termoluminesans Dozimetre .....	22
2.4.1.2 CTDI (Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi) .....	23
2.5 Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Kalitesi Testleri.....	28
2.5.1 BT Numarası Doğruluğu .....	28
2.5.2 BT Numarası Doğrusallığı ve Homojenitesi .....	29

2.5.3 Kesit Genişliği Doğruluğu .....	30
2.5.4 Düşük Kontrast Ayırma Gücü .....	30
2.5.5 Yüksek Kontrast Ayırma Gücü .....	30
2.5.6 Gürültü .....	32
3. MATERYAL VE YÖNTEM .....	33
3.1 Materyal .....	33
3.1.1 BT Sistemleri ve Özellikleri .....	33
3.1.2 Tez çalışmasında Kullanılan Dozimetrik Sistemler .....	36
3.1.2.1 Elektrometre .....	37
3.1.2.2 İyon Odası .....	37
3.1.2.3 LiF (TLD-100) Termoluminesans Dozimetre .....	38
3.1.2.4 Harshaw-3500 TLD Okuyucu .....	38
3.1.2.5 PTW-TLDO TLD Fırını .....	38
3.1.3 Tez Çalışmasında Kullanılan Fantomlar .....	40
3.1.3.1 ACR Fantom .....	40
3.1.3.1.1 Modül 1 .....	41
3.1.3.1.2 Modül 2 .....	42
3.1.3.1.3 Modül 3 .....	42
3.1.3.1.4 Modül 4 .....	43
3.1.3.2 Mamografi Test Tabakaları .....	43
3.1.3.3 Parafin (P-10) Fantomu .....	44
3.1.3.4 Toraks Fantomu .....	44
3.1.3.5 PMMA .....	45
3.1.4 Tez Kapsamında Kullanılan Yazılımlar .....	45
3.1.4.1 ONIS Programı .....	45
3.2 Yöntem .....	46
3.2.1 Meme Test Tabakaları .....	47
3.2.2 Parafin .....	47
3.2.3 Harshaw -3500 TLD Okuyucu .....	48
3.2.4 Görüntü Kalitesi Testleri .....	49
3.2.4.1 Fantom Pozisyonlaması ve Hizalaması (Modül 1 ve Modül 4) .....	49
3.2.4.2 Kesit Genişliği Testi (Modül 1) .....	50

3.2.4.3 BT Numarası Doğruluğu ve BT Numarası Doğrusallığı (Modül 1) .....	50
3.2.4.4 Düşük Kontrast Ayırma Gücü ve CNR (Modül 2) .....	51
3.2.4.5 Homojenite ve Gürültü (Modül 3) .....	52
3.2.4.6 Gürültü Testi (Modül 3) .....	52
3.2.4.7 Yüksek Kontrast Uzaysal Ayırma Gücü (Modül 4).....	53
3.2.4.8 CTDI Fantomunda Doz Ölçümü .....	53
3.2.5 TLD-100 (LiF) Termolüminesans Dozimetreler ile Meme Dozu Ölçümü .....	54
4.BULGULAR .....	56
4.1 İki Farklı Sistemde CTDI Ve Görüntü Kalitesinin Teknik Parametreler ile Değişimi.. .....	56
4.2 Farklı Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinde Meme Dozu Ölçümü.....	65
4.3 Farklı Yapıdaki Malzemeler İle Meme Dozu Ve Görüntü Kalitesi Ölçümü.....	78
4.3.1 Toraks FantomunaYapıştırılan Farklı Glandüler Yapıdaki ve Farklı Kalınlıktaki Meme Test Tabakalarıile G1 ve T1 Sistemlerinde Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi .....	80
4.3.1.1 G1 Sistemi İçin Toraks Fantomuna Yapıştırılan Farklı Glandüler Yapıdaki ve Farklı Kalınlıktaki Meme Test Tabakaları ile Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi .....	81
4.3.1.2 T1 Sistemi İçin Toraks Fantomuna Takılan Farklı Glandüler Yapıdaki ve Farklı Kalınlıktaki Meme Test Tabakaları ile Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi .....	85
4.3.2 Toraks Fantomuna Yapıştırılan Farklı Kalınlıktaki Parafin (P-10) Meme Kalıpları ile G1 ve T1 Sistemlerinde Meme Dozu Ölçümü ve Görüntü Kalitesi Ölçümü .....	92
4.3.2.1 G1 Sistemi İçin Toraks Fantomuna Takılan Farklı Kalınlıktaki Parafin Meme Kalıpları ile Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi .....	93
4.3.2.1.1 Manuel Modda Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi.....	93
4.3.2.1.2 Otomatik Modda Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi .....	95
4.3.2.2 T1 Sistemi İçin Toraks Fantomuna Takılan Farklı Kalınlıktaki Parafin Meme Kalıpları ile Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi.....	97
4.3.2.2.1 Manuel Modda Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi.....	97
5.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	99



<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>118</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>121</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

MTF	Modülasyon Transfer Fonksiyonu
LSF	Çizgisel Dağılım fonksiyonu
PSF	Noktasal Dağılım Fonksiyonu
CTDI	Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
ACR	Amerikan Radyoloji Koleji
FBP	Filtre Geriye Projeksiyon
HVL	Yarı Kalınlık Değeri
TLD	Termolüminesans Dozimetre
HU	Hounsfield Birimi
kVp	Kilovoltaj Pik Değeri
mAs	Miliamper Saniye
ADC	Analog Sayısal Çevirici
Gy	Gray
DLP	Doz Uzunluk Çarpımı
LiF	Lityum Florür
PMMA	Polimetil Metakrilat
CIRS	Bilgisayarlı Görüntüleme Referans Sistemleri
GE	General Elektrik
E	Etkin Doz
NI	Gürültü İndeksi
AEC	Otomatik Işınlama Kontrolü
ÇDBT	Çok Detektörlü Bilgisayarlı Tomografi
TDBT	Tek Detektörlü Bilgisayarlı Tomografi
AP	Ön Arka
PA	Arka Ön
DFOV	Görüntülenecek Görüş Alanı
SFOV	Taranacak Görüş Alanı
cc	Santimetre Küp

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Bilgisayarlı Tomografide hastanın uzun ekseni boyunca tarama ve hasta hareketi gösterimi.....	3
Şekil 2.2 BT Numaralarının BT skalasında gösterimi .....	5
Şekil 2.3 Bilgisayarlı tomografide nesiller.....	6
Şekil 2.4 Solda tek kesitten oluşmuş tek detektörlü sistem, sağdaki resim ise z-ekseni boyunca uzanan birleşik detektör elemanlarına sahip ÇDBT düzlemi.....	7
Şekil 2.5 Farklı pitch faktörlerinde kesitlerin pozisyonu .....	8
Şekil 2.6 ACR fantomu düşük kontrast modülünden aynı kVp ile ışınlanarak elde edilmiş kesit görüntüsü a) 50 mAs ile ışınlanarak elde edilmiş kesit görüntüsü, b) 800 mAs ile ışınlanarak elde edilmiş kesit görüntüsü .....	10
Şekil 2.7 mA modülasyonunu kesitlere göre gösterimi .....	11
Şekil 2.8 Kolimasyon ve demet profili; a) Tek detektörlü sistemde 5mm demet kolimasyonu ile demet profili b) Çok detektörlü sistemde daha geniş tutulmuş kolimasyon ile demet profili .....	15
Şekil 2.9 Taranacak ilgili bölge yeşil renkte gösterilen alanı kapsamakta olup, kırmızı renkte gösterilen bölge başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki interpolasyonun tamamlanması için fazladan taranan bölgeyi göstermektedir.....	16
Şekil 2.10 Pitch ve Detektör kolimasyonun fazladan taramaya etkisi .....	17
Şekil 2.11 BT sistemlerinde bulunan 3 farklı hizalama lazeri (aksiyel, koronal ve sagittal) ile hasta pozisyonlaması gösterimi .....	18
Şekil 2.12 Piksel boyutuna göre kısmi hacim etkisi; Şekil (a)'da obje boyutu hemen hemen piksel boyutunda iken, Şekil (b)'de obje boyutunun piksel boyutundan küçük olması nedeniyle kısmi hacim etkisini görmekteyiz.....	20
Şekil 2.13 10 mm kesit kalınlığı için elde edilmiş bir doz profili örneği.....	21
Şekil 2.14 Enerji Band modeli, (a) serbest hale gelen elektronların yarı kararlı enerji seviyelerinde tutulması, (b) Isıtma sonucu uyarılan elektronların daha düşük enerji seviyelerine dönerken TL fotonu yayınlanması .....	23
Şekil 2.15 Modülasyon Transfer Fonksiyonu eğrisi ve % değerlendirme noktaları.....	31
Şekil 3.1 Radcal 10x6 -3CT marka iyon odası .....	37
Şekil 3.2 PTW-TLDO TLD tavlama fırını.....	39

Şekil 3.3 TLD Fırını tavlama program tablosu .....	39
Şekil 3.4 ACR fantom (ayak kısmı ön tarafa gelecek şekilde konumlandırılmış).....	41
Şekil 3.5 Mamografi test tabakaları .....	43
Şekil 3.6 PMMA (a) ile yumuşak dokunun (b) kütle azalım katsayısı karşılaştırılması.	45
Şekil 3.7 Toraks fantomun karşıdan görünüşü.....	46
Şekil 3.8 Meme test tabakalarının toraks fantomuna yapıştırılmış hali .....	47
Şekil 3.9 Parafinin toraks fantomuna yapıştırılmış gösterimi .....	48
Şekil 3.10 ACR fantom modülleri, a)modül-1, b)modül-2, c)modül-3, d)modül-4 .....	49
Şekil 3.11 ACR Fantomu homojenite ve gürültü testi için alınmış modül 3 görüntüsü .	52
Şekil 3.12 CTDI fantom.....	54
Şekil 4.1 T1 sistemi için kVp-CTDI <sub>vol</sub> ile değişimi grafiği .....	57
Şekil 4.2 T1 sistemi için mAs-CTDI <sub>vol</sub> ile değişimi grafiği .....	58
Şekil 4.3 T1 sistemi için pitch-CTDI <sub>vol</sub> ile değişimi grafiği .....	59
Şekil 4.4 T1 sistemi için Kolimasyon-CTDI <sub>vol</sub> ile değişimi grafiği.....	60
Şekil 4.5 G1 sistemi için CNR'ın kVp ile değişimi grafiği .....	61
Şekil 4.6 G1 sistemi için CNR'ın pitch faktörü ile değişimi grafiği.....	62
Şekil 4.7 G1 sistemi için CNR'ın kesit kalınlığı ile değişimi grafiği .....	63
Şekil 4.8 G1 sistemi için CNR'ın kernel ile değişimi grafiği .....	64
Şekil 4.9 Rando fantoma ait memeler ile alınmış kesit görüntüsü.....	66
Şekil 4.10 G1 sisteminde farklı tip malzemelerin aynı ışınlama parametreleri için HU numaraları grafiği .....	79
Şekil 4.11 Meme test tabakaları ile alınmış kesit görüntüsü.....	80
Şekil 4.12 G1 sistemi için 7,5 mm kesit kalınlığında tabaka kalınlığı ile gürültü değişimi (aynı kalınlık altında farklı glandüler yapıdaki tabakalara ait gösterim).....	82
Şekil 4.13 G1 sistemi için 7,5 mm kesit kalınlığında tabaka kalınlığı ile gürültü değişimi .....	82
Şekil 4.14 G1 sistemi için 7,5 mm kesit kalınlığında gürültü-meme dozu karşılaştırılması.....	84
Şekil 4.15 T1 sistemi için 7 mm kesit kalınlığında gürültü değişimi.....	86
Şekil 4.16 T1 sistemi için 7 mm kesit kalınlığında gürültü değişimi.....	87
Şekil 4.17 T1 sistemi için 7 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması .....	88

Şekil 4.18 T1 sistemi için 5 mm kesit kalınlığında gürültü değişimi.....	89
Şekil 4.19 T1 sistemi için 5 mm kesit kalınlığında gürültü değişimi.....	90
Şekil 4.20 T1 sistemi için 5 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması.....	91
Şekil 4.21 Parafin meme kalıpları ile alınmış kesit görüntüsü .....	92
Şekil 4.22 G1 sistemi için 7,5 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması.....	93
Şekil 4.23 G1 sistemi için 5 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması.....	94
Şekil 4.24 T1 sistemi için 7 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması.....	97
Şekil 5.1 9 ayrı sisteme ait normalize meme dozları grafiksel gösterimi .....	104
Şekil 5.2 9 ayrı sisteme ait normalize gürültü değerleri grafiksel gösterimi .....	104
Şekil 5.3 9 ayrı sisteme ait normalize CTDI değerleri grafiksel gösterimi.....	104
Şekil 5.4 9 ayrı sisteme ait meme dozlarının grafiksel gösterimi .....	114
Şekil 5.5 9 ayrı sisteme ait CTDI değerlerinin grafiksel gösterimi.....	114
Şekil 5.6 9 ayrı sisteme ait gürültü değerlerinin grafiksel gösterimi .....	114
Şekil 5.7 CT Dosimetry programından alınmış örnek hesaplama .....	116

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Çeşitli organların organ ağırlık faktörleri .....	27
Çizelge 2.2 Etkin doz dönüşüm katsayıları .....	28
Çizelge 3.1 Tez ölçümünde kullanılan 9 sistemin teknik özellikleri .....	34
Çizelge 3.2 (Çizelge 3.1 devam-1) Tez ölçümünde kullanılan 9 sistemin teknik özellikleri.....	35
Çizelge 3.3 (Çizelge 3.1 devam-2) Tez ölçümünde kullanılan 9 sistemin teknik özellikleri.....	36
Çizelge 3.4 %47 glandüleriteye sahip test tabakasına ait ortalama enerji-azalım katsayısı tablosu .....	44
Çizelge 4.1 T1 sistemi için $CTDI_{vol}$ 'ün kVp ile değişimi .....	57
Çizelge 4.2 T1 sistemi için $CTDI_{vol}$ 'ün mAs ile değişimi .....	58
Çizelge 4.3 T1 sistemi için $CTDI_{vol}$ 'ün pitch ile değişimi.....	59
Çizelge 4.4 T1 sistemi için $CTDI_{vol}$ 'ün kesit kolimasyonu ile değişimi.....	60
Çizelge 4.5 G1 sistemi için CNR'ın kVp ile değişimi .....	61
Çizelge 4.6 G1 sistemi için CNR'ın pitch faktörü ile değişimi .....	62
Çizelge 4.7 G1 sistemi için CNR'ın kesit kalınlığı ile değişimi .....	63
Çizelge 4.8 G1 sistemi için CNR'ın kernel ile değişimi grafiği .....	64
Çizelge 4.9 S4 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması .....	66
Çizelge 4.10 G1 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması .....	68
Çizelge 4.11 T1 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması.....	69
Çizelge 4.12 G4 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması .....	70
Çizelge 4.13 S2 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması .....	72
Çizelge 4.14 S3 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması .....	73
Çizelge 4.15 G2 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması .....	74
Çizelge 4.16 G3 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması .....	76
Çizelge 4.17 S1 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması.....	77
Çizelge 4.18 G1 sisteminde farklı tip malzemelerin aynı ışınlama parametreleri için HU numaraları .....	79
Çizelge 4.19 G1 sistemi için meme test tabakaları kullanılarak alınmış 120 kVp'de meme dozu ve görüntüdeki gürültü değerleri.....	81

Çizelge 4.20 G1 sistemi için meme test tabakaları kullanılarak alınmış 100 kVp’de meme dozu değerleri.....	83
Çizelge 4.21 T1 sistemi için mamografi test tabakaları kullanılarak alınmış meme dozu ve görüntüdeki gürültü değerleri.....	86
Çizelge 4.22 T1 sistemi için meme test tabakaları kullanılarak alınmış meme dozu ve gürültü değerleri.....	89
Çizelge 4.23 G1 sistemi için parafin kullanılarak alınmış meme dozu ve 7,5 mm kesit kalınlığı ile kesitlere ayrılmış kesit görüntüsündeki gürültü değerleri .....	93
Çizelge 4.24 G1 sistemi için parafin kullanılarak alınmış meme dozu ve 5 mm kesit kalınlığı ile kesitlere ayrılmış kesit görüntüsündeki gürültü değerleri .....	94
Çizelge 4.25 G1 sistemi için otomatik modda parafin meme kalıpları kullanılarak alınmış meme dozu ve görüntüdeki gürültü değerleri .....	95
Çizelge 4.26 G1 sistemi için otomatik modda parafin meme kalıpları kullanılarak alınmış meme dozu ve görüntüdeki gürültü değerleri .....	95
Çizelge 4.27 T1 sistemi için parafin kullanılarak alınmış meme dozu değerleri.....	97
Çizelge 5.1 9 ayrı sistem için ışınlama parametrelerinin toplu gösterimi.....	103
Çizelge 5.2 Farklı glandüler yapıdaki meme tabakalarının birbirlerine göre teorik azalım oranları.....	109
Çizelge 5.3 Farklı fantomlara ait doz sonuçlarının toplu gösterimi ve benzeşim programı değerleri .....	113
Çizelge 5.4 Literatür değerleri ve benzeşim programı karşılaştırması .....	115

## 1. GİRİŞ

Tüm radyolojik incelemeler dikkate alındığında, radyolojik incelemeler arasında hasta radyasyon dozları en fazla tomografik incelemelerinde söz konusudur. 1980 öncesine kadar toplum ışınlamalarının %17'sini medikal ışınlamalar oluştururken, 2006 da %48'lere kadar çıkmıştır. Bu %48'lik dilimin %24'ünü ise BT incelemeleri oluşturmaktadır (Report-160,NCRP,2006). Bu incelemelerde vücudun tüm yönlerden ışınlanması, sadece ilgili organ bölgesine değil, çevredeki birçok organında ışınlanmasına neden olmaktadır. Bu husus, hasta incelemelerinde radyasyon hassasiyeti yüksek olan organların gereksiz yere ışınlanmasına sebep olmaktadır.

Bayan memesi radyasyon hassasiyeti yüksek organlar içerisinde olup, birçok tomografi incelemesinde direk olarak birincil ışınların etkisinde kalmaktadır. Tomografi incelemelerinde tanısal hataların asgari düzeye indirilmesi için görüntü kalitesinin optimum olması istenir. Ancak bu optimizasyonun hastaya asgari radyasyon verecek şartlarda olması gerekmektedir. Tomografi incelemelerinde gerek sistem tasarımından kaynaklanan, gerekse kullanıcı kontrolündeki teknik parametreler, radyasyon dozu-görüntü kalitesi optimizasyonunu etkilemektedir. Bu amaçla birçok parametrenin (kVp, mAs, pitch faktörü vb.) dikkatli bir şekilde seçilmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada farklı bilgisayarlı tomografi sistemlerinde, memenin en fazla radyasyon dozuna maruz kaldığı rutin toraks incelemesinde, farklı ışınlama protokollerinde meme dozlarının saptanmasına çalışılmıştır. Bu sistemlerde CTDI ve ACR fantomları ile dozimetrik ve görüntü kalitesi ölçümleri yapılarak sistemler arasında farklılıklar ortaya konulmuştur. Bu incelemeler, gerek klinik tarafından kararlaştırılan protokoller, gerekse literatür taraması sonucu kararlaştırılan protokoller ile gerçekleştirilmiştir. Böylece klinik incelemelerde hastaya fazla radyasyon verilip verilmediği anlaşılmıştır.

Meme radyasyon dozunda, meme cildinin (yüzeyinin) aldığı radyasyon dozunun saptanması önemli olduğu kadar, memeyi oluşturan dokulardan bir tanesi olan glandüler



dokunun yüksek radyasyon hassasiyetinde olması, meme iç kısmında radyasyon dozlarının ölçülmesini de bir hayli önemli kılmıştır.

Bilgisayarlı tomografide hasta dozu incelemelerinde, radyasyon dozunun ölçümü ile ilgili tek parametre kuşkusuz CTDI fantomudur ve glandüler dokunun doz ölçümü mümkün değildir. Bu nedenler farklı fantom yapılarında, meme dozlarının ölçülmesi gerçekleştirilmiştir.

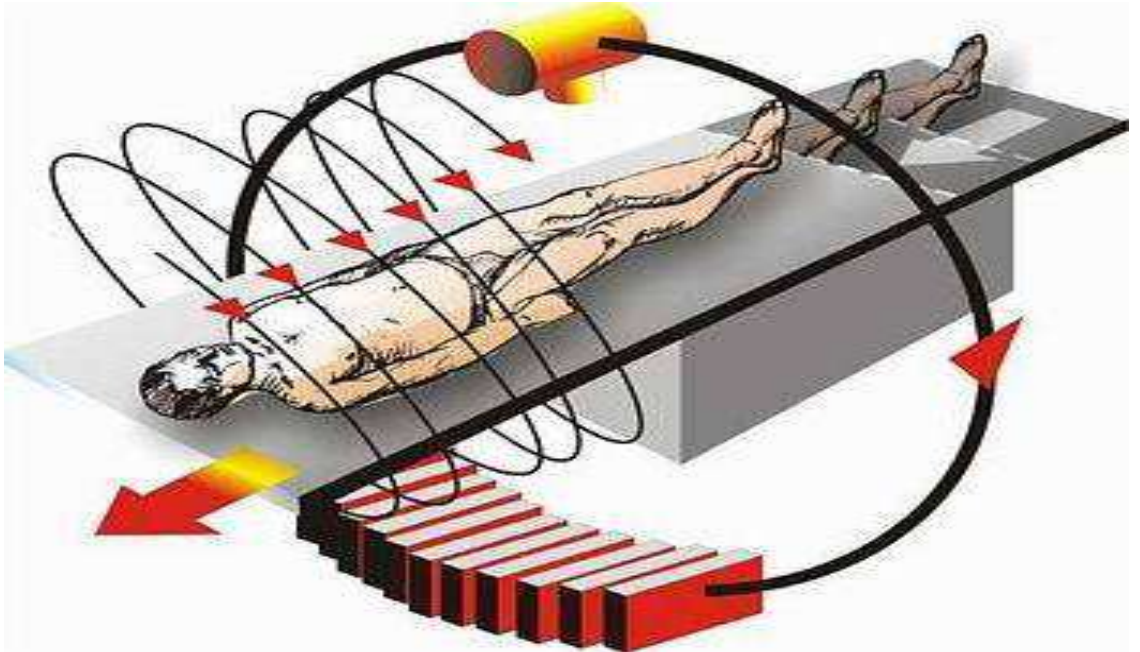
Bu bağlamda, öncelikle rando fantoma ait memeler toraks fantoma takılmış, farklı tomografi sistemlerinde TLD' ler yardımıyla meme dozu ölçümleri yapılmıştır. Bilhassa farklı kalınlıktaki ve yapıdaki (glandüler-yağ doku) memelerin radyasyon dozlarını gösterecek olan P-10 parafin meme kalıpları ve mamografi test tabakaları kullanılmıştır. Bu fantomlara TLD' ler yerleştirilerek meme dozlarının değişimi gözlemlenmiştir.

## 2. KURAMSAL TEMELLER

### 2.1 Bilgisayarlı Tomografi Nedir?

Tomografi kelimesi Yunanca tomos (kesit) ve graphia (grafi) kelimelerinin birleşimi ile meydana gelmiştir.1963 yılında ortaya atılmış, radyolojide çok önemli bir adım olarak kabul edilmiştir. Temeli röntgen cihazına dayanmakta olup, bir nesnenin değişik açılardan çok sayıda iki boyutlu görüntüsü bilgisayarda alınarak değişik algoritmik kesit görüntüleme teknikleri (iteratif kesit görüntüleme tekniği, geriye projeksiyon tekniği) ile görüntüler birleştirilir ve nesnenin kesit görüntüleri elde edilir.

İlk bilgisayarlı tomografi cihazı Hounsfield tarafından yapılmış ve günümüze kadar teknolojik ilerlemeler kaydederek gelmiştir. Klinik olarak ilk kullanıldığı zamanlarda tarama süreleri 300 saniyeleri bulmakta iken çok detektörlü sistemlerin ortaya çıkması ile tarama süreleri günümüzde 1 saniyenin altına inmiştir.



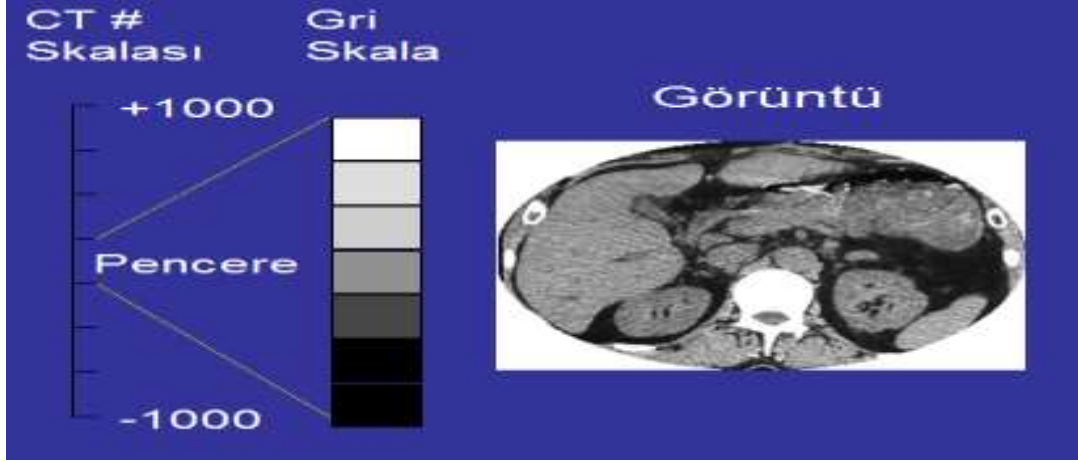
Şekil 2.1 Bilgisayarlı Tomografide hastanın uzun eksenine boyunca tarama ve hasta hareketi gösterimi

Çok detektörlü Bilgisayarlı tomografi (ÇDBT) sistemleri ile tek detektörlü Bilgisayarlı tomografi (TDBT) sistemleri arasında birçok fark bulunmaktadır. Bu farkların başında Şekil 2.4'de görüldüğü gibi tasarım farkı göze çarpmaktadır. Bu tasarım ile ÇDBT'lerin, tek detektörlü sistemlere göre en temel avantajı kısa tarama süreleri ve hasta uzun eksenli boyunca geniş kapsama alanlarıdır. Bunun yanı sıra ÇDBT'lerde seçilebilecek en küçük detektör boyutu TDBT'lere göre görüntünün daha ince kesitler halinde taranabilmesine imkan sağlamıştır. Böylece hastanın uzun eksenli boyunca uzaysal ayırma gücü iyileşme göstermiştir. Basit olarak bilgisayarlı tomografi cihazı üç bölümden oluşur;

- Tarayıcı
- Bilgisayar
- Görüntüleme Ünitesi (Konsol)

Tarayıcı, hasta masası ve gantriden oluşur. Gantri basit olarak dönen halka şeklinde bir sistemdir. İçinde birbirlerine zıt noktalarda konumlandırılmış X-ışın tüpü ve bu tüpten çıkan x-ışınlarını algılayacak bir seri detektör bulunmaktadır. Gantrinin hasta etrafında 360°lik dönüşü ile detektörden oluşan analog sinyaller bir ADC (Analog to Digital Converter) yardımı ile sayısal veriler haline çevrilir. Her açıda toplanmış olan bu veriler kesit görüntülerinin elde edildiği algoritmalar yardımı ile birleştirilirler. Her bir projeksiyon için elde edilen kesit görüntüleri, o kesitteki azalım katsayısının dağılımı ile ilgili olup daha sonra bu katsayılar Hounsfield numaralarına (HU) dönüştürülerek görüntülenir. Hounsfield numaralarının geniş bir skalaya yayılması ile görüntülenmesi zor olan yumuşak dokuları yüksek kontrast ile ayırt etmek mümkün hale gelmiştir. Örneğin bu skalada kemik +1000HU, su 0HU hava ise -1000HU numarasına karşılık gelmektedir. Skala beyazdan siyaha kadar farklı gri seviyeler ile temsil edilmekte olup bir grup HU numarası belli bir gri seviyeye karşılık gelmektedir. BT numaraları, her hacim elemanında, doku azalım katsayılarını suyun azalım katsayısına göreli olarak karakterize eder.

$$\text{HU (BT Numarası)} = \frac{\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}}{\mu_{\text{su}}} * 1000 \quad (2.1)$$



Şekil 2.2 BT Numaralarının BT skalasında gösterimi

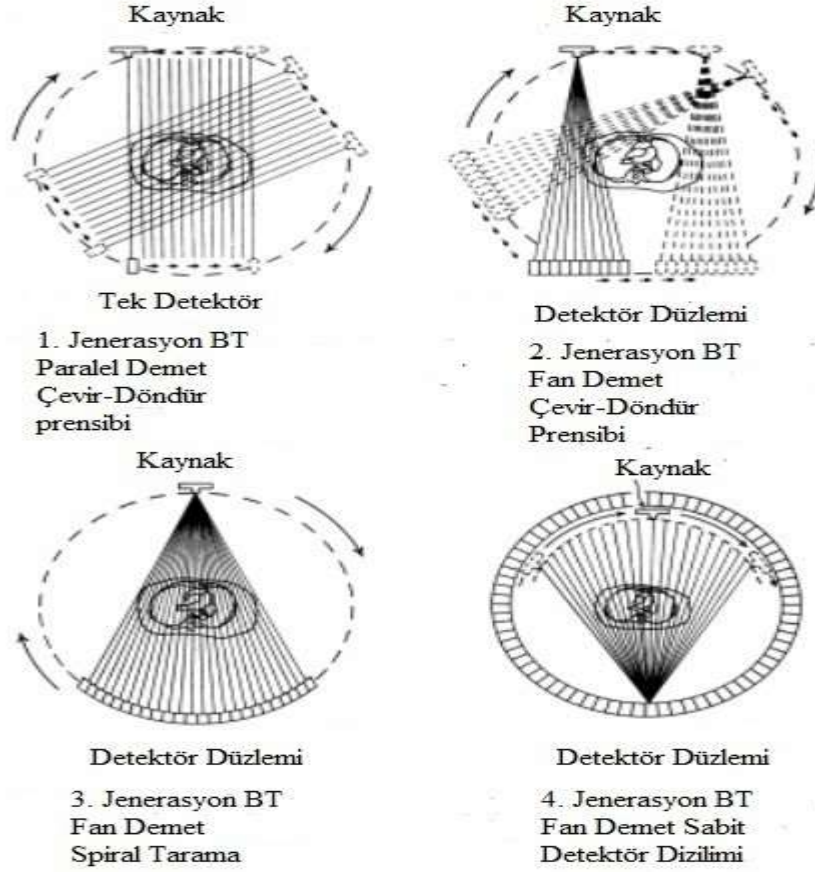
Görüntülerin toplanması iki ayrı tarama tekniği eşliğinde gerçekleşmektedir. Bunlardan ilki aksiyel tarama tekniğidir. Bu tarama tekniğinde gantri  $360^\circ$  olan dönüş hareketini tamamladıktan sonra masa hareket etmekte ve peş peşe bir seri görüntüler elde edilmektedir. Diğer tarama tekniği ise helikal/spiral taramadır. Bu teknikte ise gantri dönüşüne devam ederken masa hareketi söz konusudur.

## 2.2 Bilgisayarlı Tomografideki Gelişmeler

Birinci nesil bilgisayarlı tomografiler teknolojesi gereği oldukça yavaş çalışan sistemlerdir. Yalnız kafa çekimine uygun sistemler olup vücut çekimi yapmak mümkün değildir. İncelenecek olan obje doğrusal bir doğrultuda tarandıktan sonra tüpün küçük açılarda hareket yapması ile tarama devam eder ve  $180^\circ$  dönüş tamamlanıncaya kadar sürer.

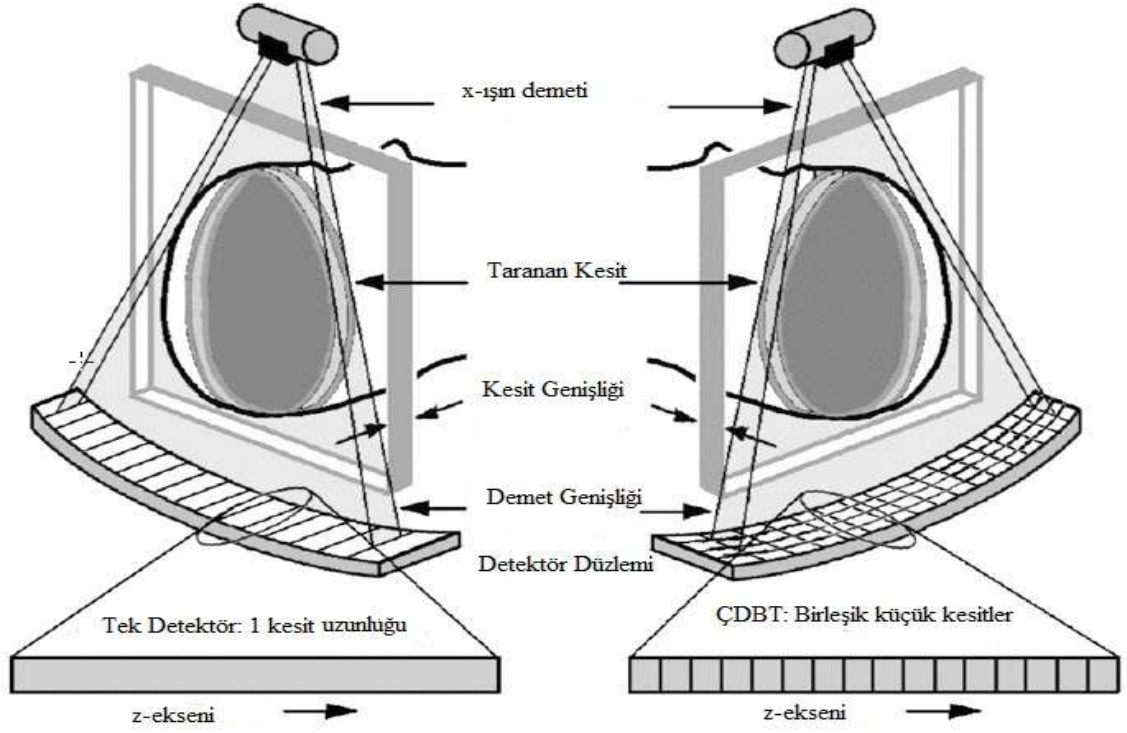
İkinci nesil bilgisayarlı tomografiler, birinci nesil tomografilere benzer şekilde tasarlanmıştır. Tek farkı demetin karşısında tek bir detektör yerine birden fazla detektör bulunmasıdır. İnce-demet yerine detektörlerin boyutunda fan-demet kullanılmıştır.

Yalnız doğrusal tarama sonrası dönüş açısı artmıştır. Tarama süreleri 20-30 sn sürelerine kadar inmiştir.



Şekil 2.3 Bilgisayarlı tomografide nesiller

Üçüncü nesil sistemler, birinci ve ikinci nesil tomografi sistemlerine göre büyük farklılıklar içermektedir. Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografiler, detektör ile karşılıklı eş zamanlı hareket edebilen x-ışın tüpü tasarımı sayesinde helikal/spiral taramaya imkân sağlamıştır. Bu sayede tarama süreleri 1 sn hatta daha aşağı sürelerle kadar inmiştir. Diğer bir farkı ise tüp ve detektör birbirleri ile koordineli hareket ederek 360°'lik dönüş yapabilmektedir. Ayrıca bu sistemlerde hastanın taranan yani uzun eksenini boyunca yan yana birden fazla ve farklı kesit kalınlıklarında detektör kullanılmış olmasıdır (300-700 detektör). Bu sayede çok kesitli tarama yapılabilmektedir.



Şekil 2.4 Solda tek kesitten oluşmuş tek detektörlü sistem, sağdaki resim ise z-ekseni boyunca uzanan birleşik detektör elemanlarına sahip ÇDBT düzlemi.

## 2.3 Radyasyon Dozuna ve Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler

Bilgisayarlı tomografide radyasyon dozu diğer radyolojik sistemlere göre nispeten daha fazladır. Bir çok parametre kvp, mAs..vb buna etki etmektedir. Bu teknik parametrelere ek olarak spiral/helikol taramalardaki fazladan turlar, farklı kontrast bölgeleri için aynı ışınlama parametrelerinin tercih edilmesi gibi etkenler dozu arttırmaktadır.

### 2.3.1 Pitch

Pitch, gantrinin  $360^\circ$ 'lik hareketi boyunca, yatağın hareket mesafesinin seçilen toplam kolimasyona oranıdır. Bilgisayarlı tomografi sistemlerinde iki türlü tarama seçeneği mevcuttur. Bunlar aksiyal ve helikal taramalardır. Aksiyal taramada pitch faktörü 1 iken, helikal taramada bu değer taranacak bölgeye ya da hastaya göre değişiklik gösterebilir. Pitch faktörü radyasyon dozu ile ters orantılı olarak değişir.

Çünkü pitch faktörünün iki katlık artışı taranacak bölgeyi iki kat kadar azaltır. Bu da o oranda dozun azalmasına neden olmaktadır.

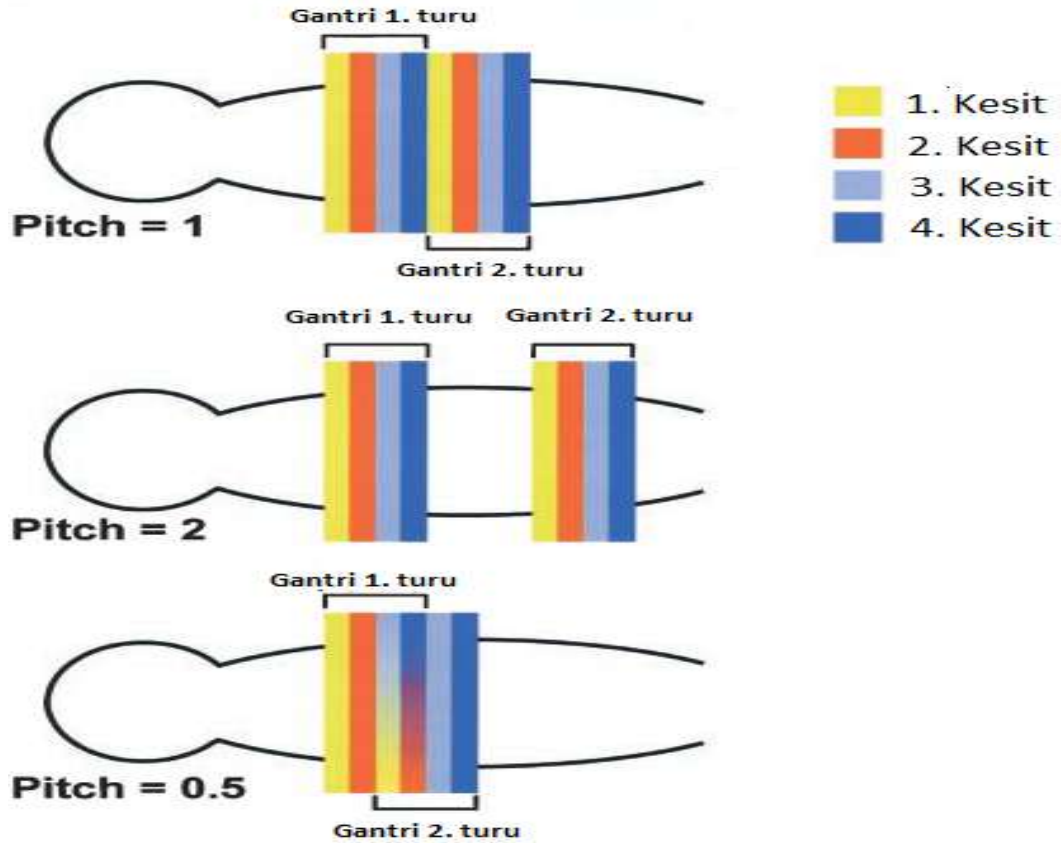
$$\text{Pitch} = \frac{I}{N \cdot T} \quad (2.2)$$

$$\text{Helikal pitch} = \frac{I}{T} \quad (2.3)$$

I: Gantri dönüşü sırasında yatağın hareket mesafesi (mm/rot)

N: Kullanılan kanal sayısı

T: Tek bir kanal genişliği (mm)



Şekil 2.5 Farklı pitch faktörlerinde kesitlerin pozisyonu

Pitch faktörü ile doz arasında ters orantı söz konusudur. Yalnız efektif mAs ayarı, otomatik ışınlama kontrollü sistemler tarafından yapıldığı zaman pitch ile doz arasındaki orantı bu şekilde olmaz. Çünkü sistem hastanın her ayrı kesit görüntüsü için belli bir gürültü seviyesi (NI) belirlediğinden dolayı, her ayrı kesit için değişen pitch faktörünü de hesaba katarak mA değerini belirler. Böylece değişen pitch ile dozda değişim olmaz.

Pitch faktörünün görüntü kalitesi üzerine etkisini açıklayan net bir bulgu bulunmazken, z-ekseni boyunca anatomik yapıların ani değişikliği (kafanın üst bölgesi) ve yüksek pitch faktörü seçimi helikal artefaklara neden olmaktadır. Bu artefaklar görüntü kalitesini bozucu etkiler göstermektedir.

### **2.3.2 Tüp Voltajı (kVp)**

X-ışın tüpüne uygulanan yüksek voltajı ifade eder. Görüntü kalitesi ve doza etki eden faktörlerin başında gelmektedir. X-ışın demetinin giriciliği bu parametreye bağlı olarak değişir. kVp arttıkça demet daha enerjik bir hal alacağı için giricilik ve doz artar. Doza olan etkisi eksponansiyel şekilde değişiklik göstermektedir. kVp artışı ile fotoelektrik olay olma olasılığı azalırken, Compton saçılması olma olasılığı yükselir. Bu durum görüntü kalitesini bozucu bir etki yaratır.

Bilgisayarlı tomografide kVp seçimi oldukça önemlidir. Klinikte kullanılan kVp aralığı 80 kVp-140 kVp arasında değişmektedir. Kullanıcının, hastaya göre kVp seçimi çok kritik olabilir. Çünkü kalın hastalarda düşük kVp seçimi gereksiz yere cilt dozunun artmasına neden olacaktır.

Sabit tüp çıkış dozu için seçilen kVp parametresinin değişimi, görüntü üzerindeki gürültüyü etkilemezken, yine sabit tüp çıkışı için kVp'nin artması ile kontrast azalacaktır. CNR, kontrast değerinin gürültüye oranı olduğu için CNR değeri sabit tüp çıkış dozu için artan kVp ile azalacaktır.

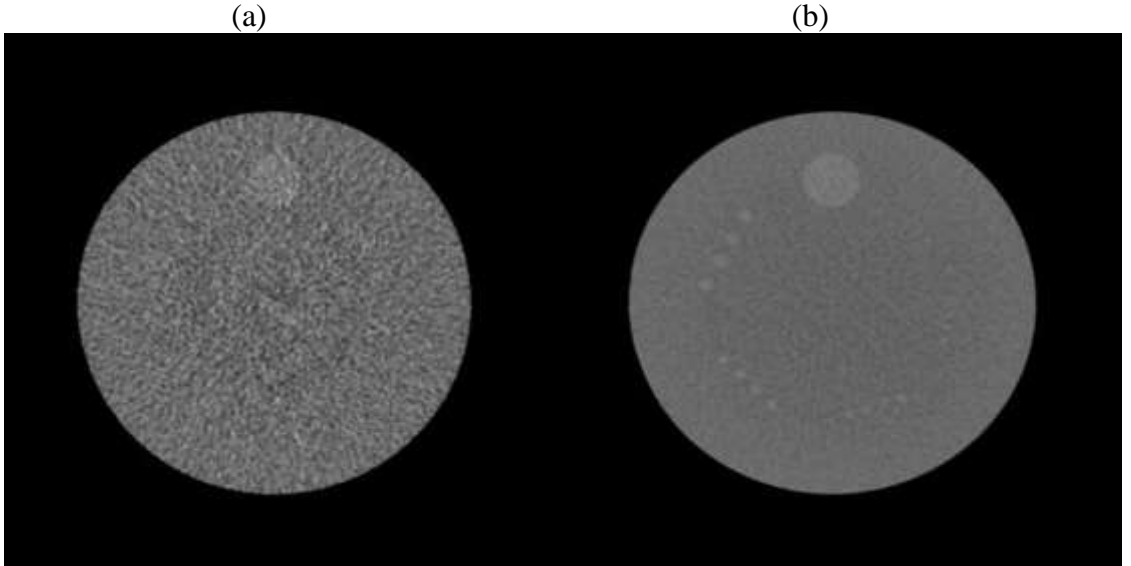


### 2.3.3 mAs (Akım-Gantri Dönüş Süresi)

X-ışın demetinin şiddetini ifade eder. Radyasyon dozu, mAs ile doğru orantılı olarak değişiklik gösterir. Yani mAs'taki iki katlık artış radyasyon dozunu da iki kat arttıracaktır. mAs' in artması görüntü üzerindeki gürültü miktarını azaltacak, bu da görüntü kalitesini iyileştirecektir.

$$\text{Gürültü} \sim \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (2.4)$$

N, foton sayısı olup mAs ile doğru orantılı olarak artar. mAs'ın pitch faktörüne bölünmesi ile efektif mAs kavramı ortaya çıkmaktadır. mAs'ın artmasındaki bir sorun da x-ışın tüpünün yükünü arttırmasıdır. Bu yüzden aynı efektif mAs'ı elde etmek için tüpün dönüş süresini arttırarak tüpe binen yük azaltılabilir.



Şekil 2.6 ACR fantomu düşük kontrast modülünden aynı kVp ile ışınlanarak elde edilmiş kesit görüntüsü a) 50 mAs ile ışınlanarak elde edilmiş kesit görüntüsü, b) 800 mAs ile ışınlanarak elde edilmiş kesit görüntüsü

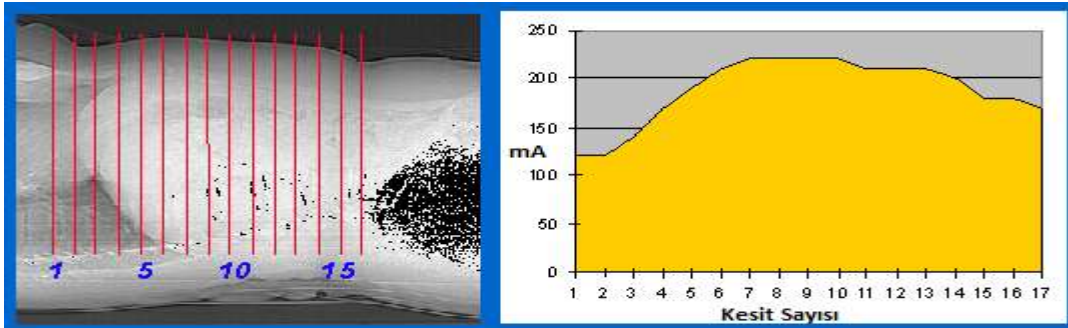
mAs hasta kalınlığına göre kullanıcı tarafından belirlenebildiği gibi yine hastanın yapısı ve kalınlığına göre sistem tarafından otomatik olarak ayarlanabilir. Gerek manuel çekim olsun gerek otomatik çekim kullanılsın amaç hasta boyutuna bağlı olmaksızın optimum görüntü kalitesinde görüntü alabilmektir.

Otomatik doz kontrol sistemleri dört farklı şekilde kendini göstermektedir. Bu sistemler ya tek başına ya da birbirleri ile birleştirilerek kullanılabilirler.

### 2.3.3.1 Otomatik Işınlama Kontrolü

Hastalar, taraması yapılacak bölgelerine göre (abdomen, pelvis vb.) anatomik farklılıklara ve farklı hastalara göre değişik yapısal kalınlıklara sahiptirler. Bu yüzden farklı anatomik bölgelerin görüntülenmesinde veya farklı kalınlıkta hastalar için ışınlama parametreleri de değişiklik gösterecektir. Farklı yapıların çok olması bu değişikliklerin kullanıcı tarafından ayarlanmasını bir hayli zor hale getirmektedir.

Bu yüzden sistem ışınlama yapmadan önce, hastanın PA/AP ve yatay yöndeki farklılıklarını anlayabilmek için hastanın pilot görüntüsünü çeker. Bu pilot görüntüye topogram, scanogram veya scout görüntü adı verilir. Bu görüntüler kullanılarak detektöre ulaşacak x-ışın sayısı ayarlanır ve buna göre sistem tarafından mA değeri belirlenir.



Şekil 2.7 mA modülasyonunu kesitlere göre gösterimi

### 2.3.3.2 Z-Ekseni Boyunca mA Modülasyonu

Hastanın z-ekseni boyunca hasta boyutundan kaynaklanan farklılıkları hesaba katarak çalışır. Z-ekseni modülasyon tekniği temel olarak, kullanıcı tarafından ayarlanan, görüntüde istenilen gürültü seviyesi (noise index) kavramını dikkate alarak çalışır. Gürültü seviyesi, otomatik ışınlama modunda kullanılmak üzere, görüntü üzerinde belli bir gürültü seviyesi oluşturacak şekilde üretici firma tarafından kalibre edilerek sisteme tanıtılmış birimsiz bir değerdir. Sistem, hastanın çekilmiş topogram görüntüsünü kullanarak, görüntüde istenilen gürültü seviyesine göre gelecek bir mA değeri belirler.

Z-ekseni boyunca mA modülasyonu tekniği kullanılırken sistem mA ayarını, hastanın topogramından ve referans teknikler (referans gürültü vb.) yardımıyla (Kalra 2004) deneysel olarak hesaplanmış tahmini gürültü katsayılarını hesaba katarak ayarlar.

Bu yüzden z-ekseni modülasyon tekniğinde görüntü üzerindeki gürültü değeri, hasta kalınlığı ve anatomisinden bağımsız olarak daima sabittir.

### 2.3.3.3 Açısal mA Modülasyonu

Bu teknik uygulanmadan önce hasta ile ilgili kalınlık bilgilerini iki yönde (anterior-posterior ve lateral) alınmış topogram görüntülerinden elde eder. Elde edilen bu bilgi, tütün 360°'lik tam dönüşü sırasında, asimetrik yapılarıdaki soğurulmayı eşitlemek amacıyla mA azalımı gerçekleştirilecek bölgelere denk gelen projeksiyon açılarında uygulanmak üzere kullanılır. Ufak hasta boyutlarında ya da kalınlığı az olan vücut bölgelerinde, gürültü çok fazla etkilenmeden mA azalımı yapılabilmektedir.

Özellikle omuz ve pelvis gibi asimetrik vücut bölgelerinde, lateral yöndeki foton azalımı, anterior-posterior yöndeki azalıma göre daha fazla olmaktadır. Bu tekniğin uygulanması sonucunda dozdaki azalımın %20'ler seviyesinde olduğu belirtilmiştir (Lehmann 1997).

#### 2.3.3.4 Zaman Bağlı mA Modülasyonu

Zamana bağlı mA modülasyonu genel olarak kardiyak çekimlerde tercih edilmektedir. Kalbin sistol fazında mA değerini düşürme mantığı ile çalışır. Zira görüntü için toplanan bilgiler kalp diastol fazında iken alınmaktadır. Sistol fazında kalbin hareketi çok hızlı olduğu için temporal çözünürlük bir hayli düşük olacaktır. Aynı zamanda bu fazda verilen doz hasta için fazladan doz anlamına gelmektedir. Bundan dolayı bu fazda mA değeri %20' lere kadar düşürülür.

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.

#### 2.3.4 Filtrasyon

X-ışın demeti, yüksek ve düşük enerjili fotonlar içermektedir. Düşük enerjili fotonların görüntü üzerinde olumlu yönde herhangi bir etkisi olmazken hasta cilt dozunu arttırmaktadırlar. Bu yüzden düşük enerjideki fotonları durdurmak için filtrasyondan faydalanılır. Böylece demetin ortalama enerjisi artmış olup cilt dozu azalma gösterir.

Bilgisayarlı tomografide *papyon filtre* adında filtre kullanılmakta olup özel bir şekle sahiptir. Şekli sayesinde vücudun anatomik yapısından dolayı farklı azalımlara uğrayarak detektörlere gelen x-ışınlarının homojen bir şekilde detektörlere ulaşmasını sağlar. Papyon filtrelerin sadece yapıldığı malzemeye göre değil, farklı anatomik yapılara ve hastaya göre de (pediatrik, yetişkin gibi) şekil olarak farklılıklar gösterirler. Buna ek olarak bazı tarayıcılarda, demet şekillendirici filtrelerin farklı tipleri obje çapına ve yapısına bağlı olarak seçilebilmektedir (Örneğin kafa ve vücut için farklı boyutta demet şekillendirici filtreler bulunmaktadır).

Bazı tarayıcılarda kardiyak incelemeler için amaca uygun papyon filtre bulunmaktadır. 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.

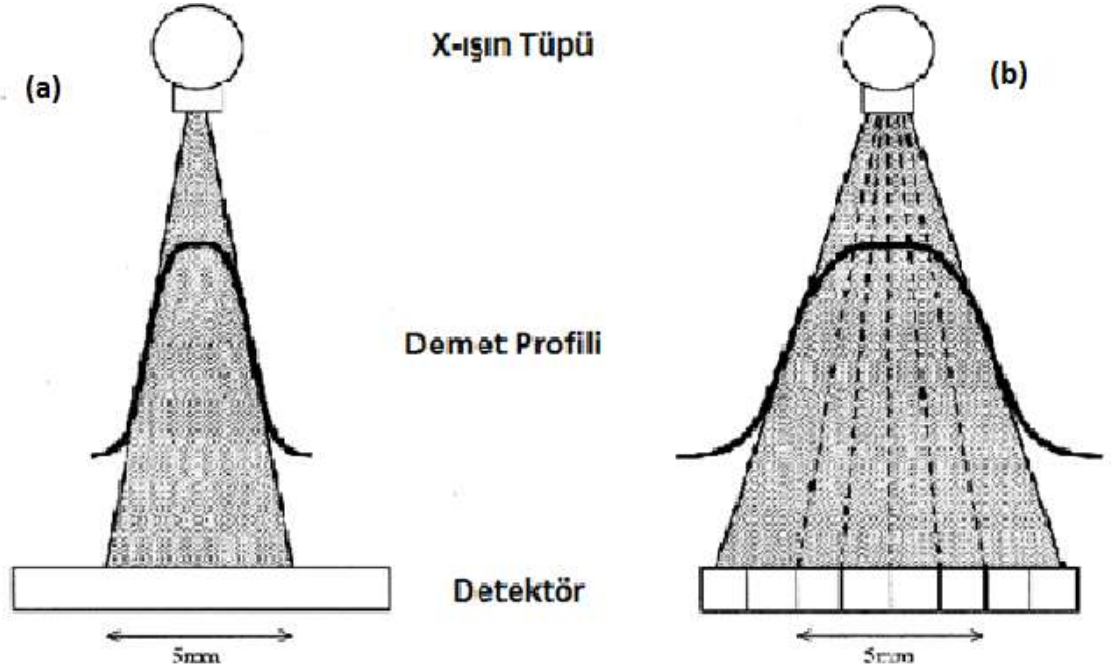
### **2.3.4 Kolimasyon**

Konvansiyonel radyografide ve floroskopide kolimasyon yapılmasının amacı hastanın istenilen bölgesine x-ışınlarını sınırlandırarak göndermektir. Diğer radyolojik sistemlerde olduğu gibi bilgisayarlı tomografide de kolimasyon, sadece ilgili bölgenin ışınlanmasını sağlayarak hasta dozunu azaltırken, saçılmaları da engelleyerek görüntü kalitesini arttırmaktadır. Bilgisayarlı tomografide hasta öncesi ve hasta sonrası olmak üzere iki farklı kolimasyondan söz edebiliriz. Hasta öncesi kolimasyon adından da anlaşılacağı gibi tüp ile hasta arasındadır. X-ışın tüpünden çıkan demetin genişliğini ayarlama görevindedir. Zira çıkan demetin genişliği bir hayli önem taşımaktadır. Demet genişliği arttıkça yarı gölge etkisi artacaktır. Böylece görüntüye hiç katkısı olmayan fotonlar hem dozu arttıracak hem de görüntü kalitesini bozacaktır. Bu etkiye demet taşması (Overbeaming) denir. Tek detektörlü sistemlerde bu etki hemen hemen hiç görülmezken, en büyük etki 4 detektörlü sistemlerde görülmektedir. Detektör sayısı artması seçilebilecek en küçük detektör boyutunu azaltmaktadır. Bu husus demet genişliği ufalmasına neden olacak ve yarı gölge etkiside azalacaktır. Dört ve daha fazla detektörlü sistemlerde penumbra etkisini azaltmak için demet genişliğini detektör alanından ufak seçilir. Dört ve daha fazla detektörlü sistemlerde eş zamanlı alınan görüntülerde bütün detektörlere eş sinyal gitmesi içinde bu gereklidir. Böylece penumbra detektör alanı dışında bırakılmış olur.

Bir diğer kolimatör ise hasta sonrası (post-patient) kolimatördür. Bu kolimatör ise saçılmayı engellerken aynı zamanda nominal kesit genişliğini kontrol eder.

### 2.3.6 Kesit Genişliği ve Kesit Kolimasyonu

Kesit genişliği de piksel boyutuna benzer şekilde etki göstermektedir. Kesit genişliği azaldıkça ilgili anatomik bölgenin z-ekseni boyunca ayırma gücü artar. Ama bunun yanında gürültüde artarak görüntü kalitesini bozucu bir etki gösterir. Gürültü,  $1/\sqrt{h}$  ile orantılı olarak artış gösterir (h, kesit genişliğini ifade etmektedir). Yani seçilecek 10 mm'lik kesit genişliği ile 1 mm'lik kesit genişliği arasında gürültü açısından 3,2 katlık bir fark vardır. (Stoyanov 2009)



Şekil 2.8 Kolimasyon ve demet profili; a) Tek detektörlü sistemde 5mm demet kolimasyonu ile demet profili b) ok detektörlü sistemde daha geniş tutulmuş kolimasyon ile demet profili

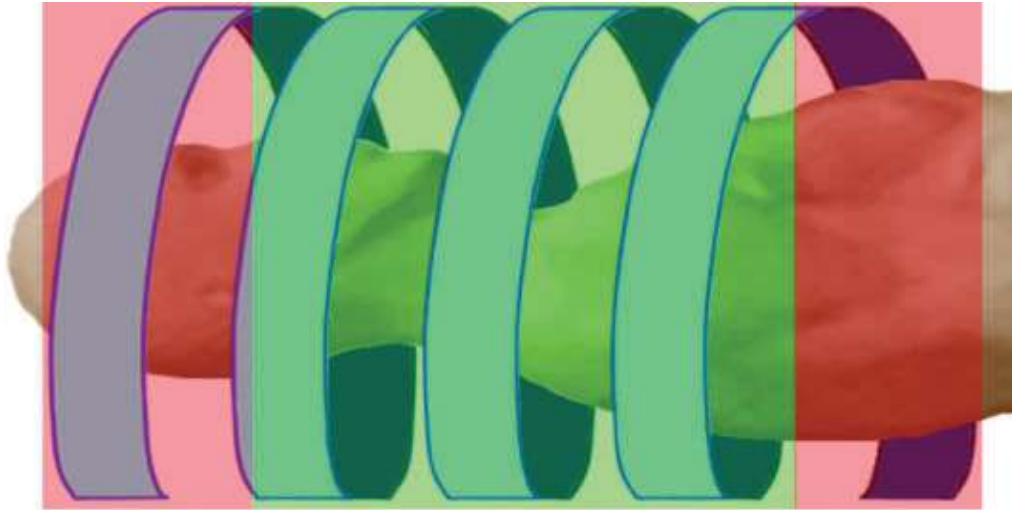
Tek detektörlü sistemlerde tarama esnasında ilgilenilen kesit kolimasyonu ile görüntüleri birleştirme esnasında devreye giren kesit genişliği aynıdır. Yalnız çok detektörlü sistemlerde işlevleri ayrı ayrıdır. Çok detektörlü sistemlerde kesit kolimasyonunu istenilen şekilde ayarlanabildiğinden farklı kalınlıkta kesitler elde etmektmmkndr. Böylece amaca uygun kesitler elde edilebilir.

Kesit genişliğinin azalması görüntü üzerinde ilgili bölgedeki ortalama sayım değerlerini çok değiştirmezken, görüntü üzerindeki gürültünün artmasına neden olacaktır. Görüntüdeki ortalama sayım değerlerinin değişmemesi kontrastın sabit kalmasına neden olurken, görüntüdeki gürültünün artması CNR'ın azalmasına neden olacaktır.

Buna karşın kesit kalınlığının azalması hastanın  $-z$  yönündeki ayırma gücünü arttıracaktır. Kesit kalınlığı belirlenirken kısmi hacim etkisine de dikkat etmek gerekmektedir.

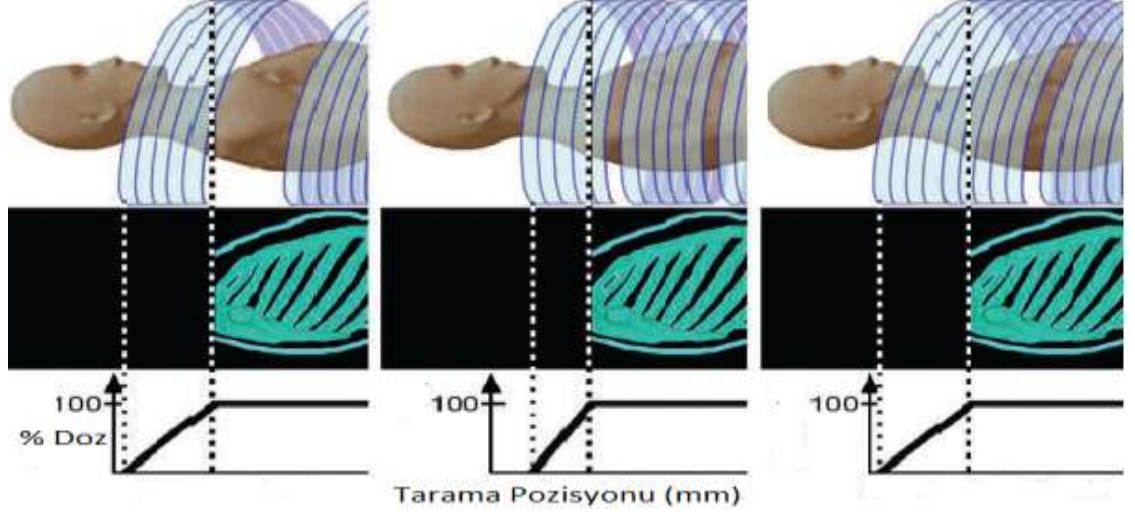
### 2.3.7 Fazladan Tarama (Overranging)

Spiral bir taramada, görüntü oluşumu sırasında interpolasyon noktaları belirlenirken sistem tarafından ilk kesitin başlangıcı ve son kesitin sonuna ek taramalar gerçekleştirilir. Bu olaya fazladan tarama (overranging) denir. Tarama uzunluğu arttığı için doz-uzunluk çarpımı (DLP) ve haliyle etkin doz artacaktır.



Şekil 2.9 Taranacak ilgili bölge yeşil renkte gösterilen alanı kapsamakta olup, kırmızı renkte gösterilen bölge başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki interpolasyonun tamamlanması için fazladan taranan bölgeyi göstermektedir.

Fazladan taramayı etkileyen en önemli parametreler detektör kolimasyonu ve pitch faktörüdür. Pitch'in ve detektör kolimasyonunun artması fazladan taramayı arttıracaktır.



Şekil 2.10 Pitch ve Detektör kolimasyonunun fazladan taramaya etkisi (Arnold Schilham, 2010)

Tek detektörlü sistemlerde gerekli ek rotasyon ( $\Delta n$ ) bir iken (Baert vd. 2007), çok detektörlü sistemlerde durum biraz daha farklıdır. Fazladan tarama etkisi ek rotasyonun yanında tarama uzunluğuna ( $\Delta L$ ) bağlı olarak değişiklik gösterir.  $\Delta L$  ise temel olarak demet genişliğine ( $N \cdot h_{col}$ ) ve pitch faktörüne bağlıdır.

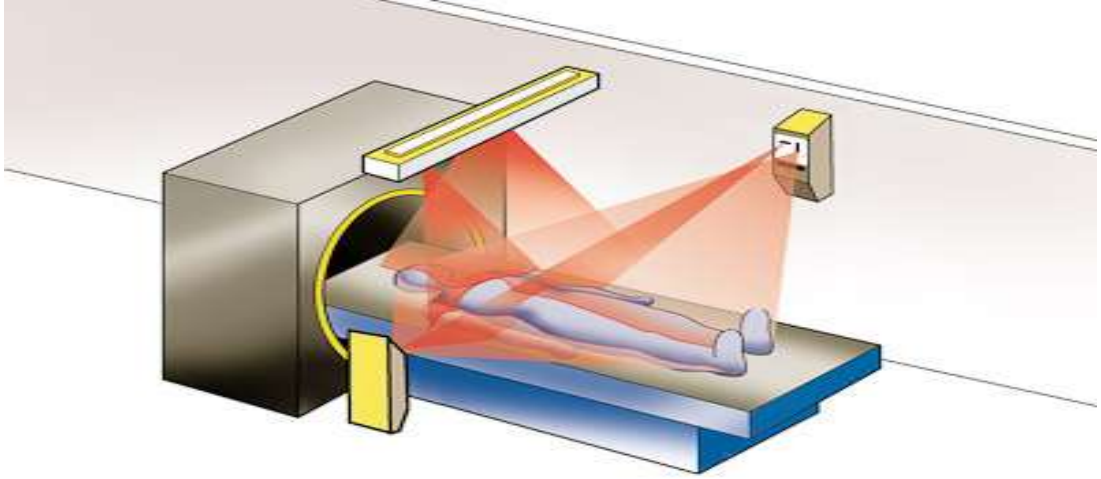
N: Kanal sayısı

$h_{col}$ : Demet kolimasyonu

### 2.3.8 Lazer Pozisyonlaması (Hasta Merkezlemesi)

Radyasyon dozunu ve görüntü kalitesini etkileyen parametrelerden birisi de lazer pozisyonlamasıdır. Kullanıcı tarafından yanlış yapılan lazer pozisyonlamaları, ışınlanacak anatomik bölgenin yanlış görüntülenmesine ve bunun sonucunda tekrar çekim yapılmasına neden olmakta, bu da hasta için ilave doz anlamına gelmektedir.





Şekil 2.11 BT sistemlerinde bulunan 3 farklı hizalama lazeri (aksiyel, koronal ve sagittal) ile hasta pozisyonlaması gösterimi

Hasta pozisyonlamasında bir önemli husus hasta kollarının konumudur. Kullanıcı buna özellikle dikkat etmelidir. Zira kolların çekim alanına girmesi, otomatik ışınlama kontrolü kullanılan sistemler tarafından mA'in artmasına sebebiyet verecektir. Bundan dolayı hasta dozu gereksiz yere artacaktır.

### 2.3.9 Kernel (Filtre)

BT sistemlerinde kesit görüntüleme aşamasında görüntüler birleştirilirken matematiksel algoritmalarından faydalanılır. Kernel, kesit görüntülerinin elde edilmesi sırasında görüntülerdeki gürültü ve keskinliği optimize eden matematiksel ifadelerdir. İncelenecek bölgenin anatomik yapısına göre kesit görüntüleme aşamasında bu kernellerden faydalanılır. Örneğin yumuşatıcı (gürültü azaltıcı) kerneller genel olarak beyin incelemeleri ve karaciğer tümörlerini değerlendirmede kullanılırken, keskinleştirici kerneller kemik yapıları incelenirken kullanılır.

Kerneller BT sisteminde kesit görüntüleme aşamasında devreye girdiği için doza bir etkisi olmamaktadır. İşlevine göre görüntü keskinleştirici, yumuşatıcı vb. kerneller bulunmaktadır. Keskinleştirici filtreler uzaysal ayırma gücü ve keskinliğe olumlu bir etki yaparken gürültüyü de arttıracaktır. Yumuşatıcı filtreler ise gürültü azaltıcı etki

gösterecektir. Firmadan firmaya kernel isimleri değişse bile (GE-Lung, bone vb.,toshiba F-13, F-40 vb.) işlevleri değişmemektedir.

### **2.3.10 Hasta Kalınlığı**

Hasta kalınlığı, radyolojik sistemlerin hemen hemen hepsinde hasta dozu ve görüntü kalitesini etkilemektedir. Hasta kalınlığı arttıkça x-ışınlarının giriciliği azaldığı için ilgili anatomik bölgenin görüntülenmesi zorlaşacak ve giriciliğini arttırmak için kVp'yi arttırmak gerekecektir. kVp ve hasta kalınlığının artmasından dolayı hasta dozu ve saçılmalar artacak ve görüntü kalitesi bozulacaktır. Bu nedenden dolayı klinik şartlarda otomatik ışınlama kontrolü tercih edilmektedir. Çünkü sistem x,y ve z eksenini boyunca mA modülasyonu yapmakta, yani anatomik olarak ince olan bölgelerde mA değerini düşürerek dozu azaltmaktadır.

Teorik olarak obje çapındaki her 4 cm değişim için mAs 2 kat arttırılmalıdır. Ancak bazı çalışmalar (Wilting ve arkadaşları 2001) göstermiştir ki bu teorik öngörü pratikte doğru sonuç vermemektedir. 24 cm-36 cm arasındaki hasta kalınlıklarında alınan görüntülerde gürültü hemen hemen sabitken, görüntü kalitesi hasta çapı ile azalmaktadır. Bu durum, organların etrafında daha fazla yağ dokuya sahip kalın hastalar için daha olasıdır.

Sonuç olarak, mAs'in hasta çapı ile daha uyumlu bir adaptasyonu, klinik ihtiyaçlar içindaha uygun olacaktır.

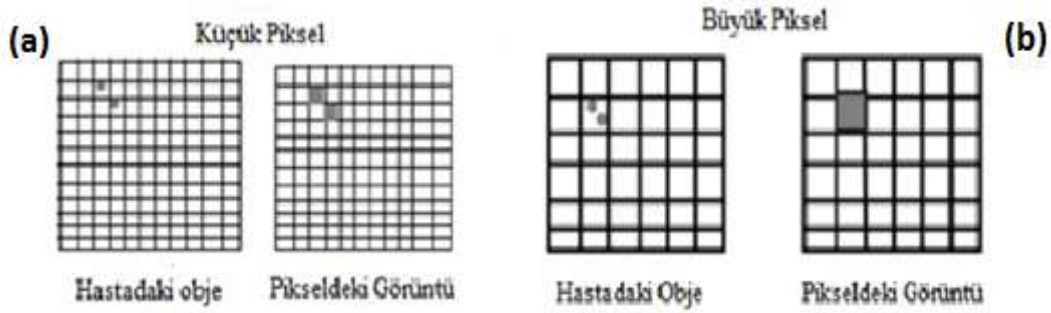
### **2.3.11 Piksel Boyutu**

Uzaysal çözünürlüğe etki eden sistematik etmenlerden bir tanesi de piksel boyutudur. Zira piksel boyutu küçüldükçe uzaysal çözünürlük ve bunun yanında gürültü de artacaktır. Piksel boyutu FOV/Matris boyutu olarak yazılabilir. Piksel boyutunu etkileyen faktörlerden birisi de DFOV' dur. Seçilen DFOV, oluşturulacak görüntüde toplam ham verinin (raw data) ne kadarının kullanılacağını belirlemektedir. Her bir

pikselin ne kadar veri içereceği piksel boyutuna bağlıdır. DFOV'un düşmesi ise piksel sayısını düşürecektir. Sonuç olarak, piksel boyutunun artması, her bir piksele daha fazla hasta bilgisinin sıkıştırılmasına neden olacak bu da görüntü kalitesini düşürecektir.

$$\text{Piksel boyutu} = \frac{\text{FOV}}{\text{Matris boyutu}} \quad (2.5)$$

Bilgisayarlı tomografide kullanılan matris boyutları genellikle 512\*512 ve 1024\*1024 değerlerinde seçilir. Yukarıdaki formülden de anlaşılacağı gibi piksel boyutu seçilecek matris boyutuna bağlıdır. Her bir piksel X genişliğinde ve Y uzunluğuna sahiptir. Hastanın üç boyutlu görüntüsü, iki boyutlu pikseller aracılığı ile temsil edilirler. Her bir pikselde ise hastadan geçip detektöre ulaşan x-ışınlarının oransal olarak bilgisi mevcuttur. Piksellerdeki bilginin ortalaması ise yoğunluk numarası ya da *Hounsfield Numarası* olarak isimlendirilir. Eğer görüntülenecek obje piksel boyutundan küçükse, objeye ait bilgi bütün piksele ortalama olarak dağıtılır. Bu hadiseye *kısmi hacim etkisi* denir. Görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyen bir olaydır.



Şekil 2.12 Piksel boyutuna göre kısmi hacim etkisi; Şekil (a)'da obje boyutu hemen hemen piksel boyutunda iken, Şekil (b)'de obje boyutunun piksel boyutundan küçük olması nedeniyle kısmi hacim etkisini görmekteyiz.

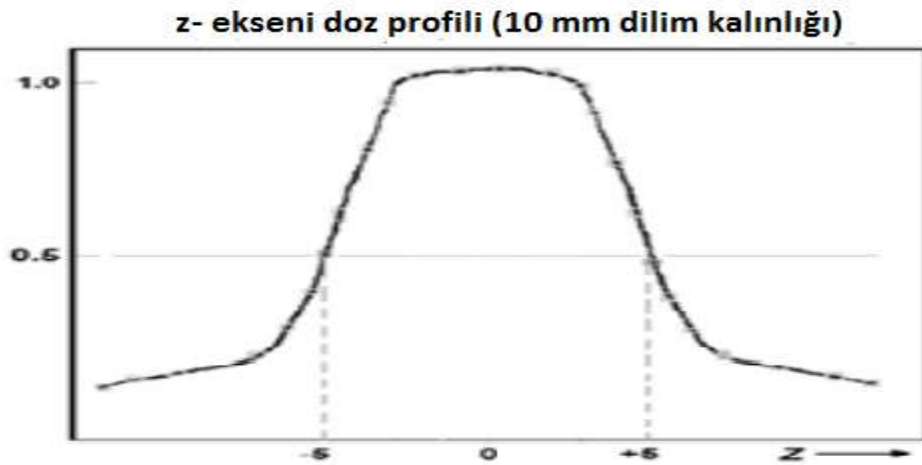
## 2.4 Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu

Bilgisayarlı Radyografi, Floroskopi, Mamografi gibi sistemlerde x-ışınları açılan saha boyunca belli bir yönden geldiği için doz ölçümü kolaylıkla yapılabilmektedir. Bu sistemlerde radyasyon dozu hasta yüzeyinde maksimum olup derinlere indikçe azalır.

Bilgisayarlı tomografide, x-ışın tüpü tarama sırasında hastanın etrafında hareket halinde olduğu için doz ölçümü yukarıda sayılan sistemlerde olduğu kadar pratik değildir. Bunun yanında dozun merkezde mi yoksa yüzeyde mi daha fazla olduğunu tahmin etmek, diğer radyolojik sistemlerdeki kadar kolay değildir Zira yüzey dozu, üç boyutlu projeksiyonda, x-ışınları gantrinin 360°'lik dönüşü ile her bir yönden geldiği için ilgili kesitteki bütün yüzey noktalarında azalmalar (yatak vb.) dikkate alınmazsa hemen hemen aynıdır.

Bilgisayarlı Tomografi de doz değerlendirilmesi için CTDI kavramı ortaya atılmış ve radyasyon dozu ölçümleri için kullanılmak üzere CTDI fantomu tasarlanmıştır. CTDI hesaplanmadan önce dozun tek bir kesit için dağılım davranışına bakmak gerekmektedir.

Elde ettiğimiz gauss eğrisi sonucunda, tek kesit için doz profili şekilde gösterilmektedir.



Şekil 2.13 10 mm kesit kalınlığı için elde edilmiş bir doz profili örneği

- Eğrinin YYTG (yarı yükseklikteki tam genişlik) değerine baktığımızda, seçtiğimiz kesit genişliği kadardır.
- Dozun büyük bir kısmı ışınlanan kesitin dışına çıkmakta olup bu etki eğride kuyruk etkisi olarak göze çarpmaktadır.

## **2.4.1 Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu Ölçüm Yöntemleri**

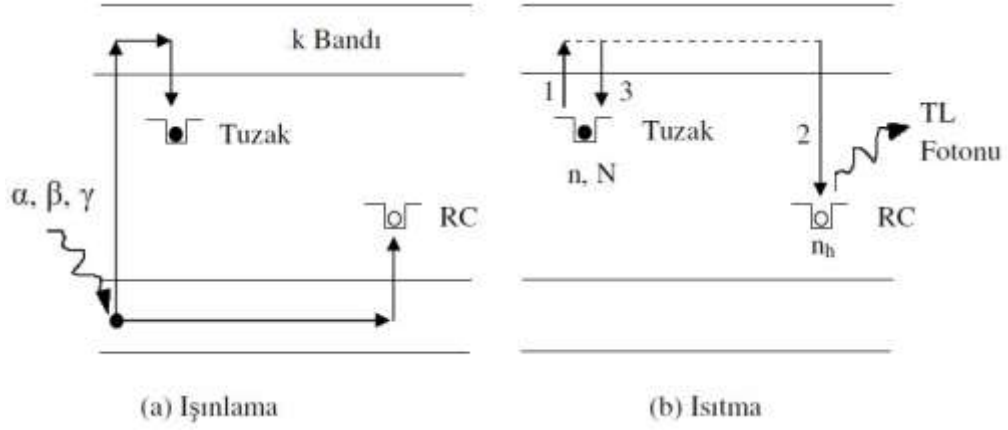
### **2.4.1.1 Termolüminesans Dozimetre**

Termolüminesans (TL) ya da termal olarak uyarılmış lüminesans, yalıtkan ya da yarı-iletken maddelerin önceden radyasyonla uyarılarak soğurdukları enerjiyi, ısıtıldığı zaman ışık şeklinde yaymasıdır. TL maddesi radyasyon ile (iyonlaştırıcı, görünür ışık, UV. vs. ) etkileşim süresince enerjiyi soğurur ve ısıtılana kadar bu enerjiyi depo eder. Termolüminesans maddelerin, ısıtılması esnasında sıcaklığın bir fonksiyonu olarak yayılan ışık miktarını gösteren grafik “TL ısıma eğrisi” olarak bilinir.

Lüminesansa sebep olan mekanizma ideal bir iyonik kristaldeki enerji bant modeli ile açıklanmaktadır (Aitken 1998). Bu modelde elektronlar bant adı verilen ayırık enerji düzeylerinde bulunmaktadır. Düşük enerjili bant değerlik bandı ve yüksek enerjili bant ise iletkenlik bandı olarak adlandırılmaktadır. Aradaki bölge ise yasak enerji aralığı olarak isimlendirilmektedir.

Yalıtkan ya da yarı-iletken maddeler oda sıcaklığında ya da düşük sıcaklıklarda iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldığı zaman, elektronlar değerlik bandından iletkenlik bandına geçerler ve değerlik bandında bir boşluk bırakır. Her iki taşıyıcı yeniden birleşene ya da katı kristalde safsızlıklarda tuzaklanana kadar kendi bandlarında hareketli hale gelir. Bu safsızlıklar TL yönteminde çok kritik bir rol oynar. Tuzaklanmış elektronlar kristallerde oda sıcaklığında depolandığı zaman uzun bir süre oldukları gibi kalırlar. Bu elektronlar kristal ısıtıldığı zaman sahip oldukları enerjiden dolayı serbest kalabilir, uygun yeniden birleşme merkezleriyle ışık yayımıyla birlikte tekrar birleşene kadar kristal katıda hareket edebilirler. Işınlamadan sonra kristalden uyarımla bu ışık

yayımlı yöntemi "termal olarak uyarılmış yöntem" ya da kısaca "termoluminesans" adını alır.



Şekil 2.14 Enerji Band modeli, (a) serbest hale gelen elektronların yarı kararlı enerji seviyelerinde tutulması, (b) Isıtma sonucu uyarılan elektronların daha düşük enerji seviyelerine dönerken TL fotonu yayınlaması

#### 2.4.1.2 CTDI (Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi)

Bilgisayarlı tomografide dozimetrik kavram CTDI (Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi) ile ifade edilmektedir. CTDI, z eksenini boyunca aksiyel tarama seçeneği ile tek bir kesit için alınan D(z) profillerinin integrasyonunun nominal kesit kalınlığına (T) bölünmesiyle elde edilir (Eşitlik 2.6).

CTDI niceliğinin hesaplanması için CTDI fantomunda faydalanılır. CTDI fantomu, soğurmaların ve saçılmaların dokuya eşdeğer bir şekilde olması için doku benzeşimi bir madde olan PMMA (PoliMetilMetaakrilat) malzemesinden yapılmıştır. İç içe geçmiş, 16 cm çapında kafa ve 32 cm çapında vücut (abdomen) silindirik fantomlarından oluşmuştur. Her bir fantom merkezde ve kenarlarda olmak üzere toplam dokuz delikten oluşmaktadır. Deliklerin boyutları kalem iyon odası büyüklüğünde olup, ölçüm alınacağı zaman 100 mm uzunluğunda iyon odası merkeze ve  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  ve  $270^\circ$  kenar noktalarına yerleştirilmektedir.

CTDI hesaplanırken;

$$CTDI_t = \frac{1}{N * T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2.6)$$

D(z): z eksenini boyunca radyasyon doz profili

N: Aksiyel taramada tek dönüşte alınmış kesit sayısı.

T: Tek turda aksiyel taramadaki kesit genişliği.

Yukarıda anlatıldığı üzere kuyruk etkisinden kurtulmak için seçilen kesit kalınlığından daha büyük bir iyon odası kullanılması gerekmektedir. Buradan yola çıkarak eğer t uzunluğunda bir iyon odası seçilirse.

$$CTDI_t = \frac{1}{N * T} \int_{-t/2}^{t/2} D(z) dz \quad (2.7)$$

CTDI tanımından yola çıkarak aşağıdaki eşitliğe ulaşabiliriz;

$$CTDI_t = \frac{\text{Elektrometreden okunan değer } R * f * \frac{Rad}{R} * C * t (mm)}{N * T} \quad (2.8)$$

f: Işınlamadan doza geçiş faktörü

C: İyon odası kalibrasyon faktörü

t: İyon odasının aktif uzunluğu

- f faktörü, havadaki doz için 0,87 rad/R alınırken doku için 0,94 rad/R alınmaktadır.

Pratikte kullanılan 100 mm uzunluğundaki iyon odası için formülü tekrar düzenlersek aşağıdaki şeklini alır.

$$CTDI_{100} = \frac{\text{Elektrometreden okunan değer } R * f \frac{Rad}{R} * C * 100 (mm)}{N * T} \quad (2.9)$$

Doz dağılımının derinlikle değişmesi ağırlıklarına göre fantomun kenarlarındaki ve merkezindeki katkının ayrı ayrı hesaba katılması gerektiğini göstermiştir. Bunun sonucunda yukarıda anlatıldığı üzere iyon odasının fantomun dört ayrı kenarına ve merkeze takılarak alınan ölçümler aşağıdaki formülde yerini almaktadır. (Jolanta Hansen 2009)

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{merkez} + \frac{2}{3} CTDI_{kenar} \quad (2.10)$$

$CTDI_{merkez}$ : Fantomun merkezine yerleştirilmiş iyon odası ile ölçülen değer

$CTDI_{kenar}$ : Fantomun dört ayrı kenarına yerleştirilmiş iyon odası ile alınan sonuçların ortalaması

$CTDI_w$  kavramını mAs'tan bağımsız hale getirmek için  $_nCTDI_w$  (normalize CTDI) ifadesi ortaya çıkmıştır.

$$_nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{mAs} \quad (2.11)$$

ifadesi ile gösterilmektedir.

Aksiyel bir taramada pitch 1 iken helikal taramada 1'den farklı olabilir. Pitch faktörünün birden küçük olması durumunda kesitler üst üste binecek ve buna bağlı olarak CTDI değişecektir. Bu yüzden Pitch faktörünü hesaba katan  $CTDI_{vol}$



kavramından bahsetmek gerekmektedir. Çünkü  $CTDI_{vol}$  kavramı bize direk taranan hacimle ilgili bilgi vermektedir.  $CTDI_{vol}$  tarama uzunluğundan bağımsız bir kavramdır.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \frac{N * T}{I} \quad (2.12)$$

I: Gantrinin bir tam dönüşlük hareketi boyunca masanın hareketi mesafesi.

$$p = \frac{I}{N * T} \quad (2.13)$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (2.14)$$

Hasta için kanser riski oluşturabilecek dozları hesaplayabilmek için etkin dozu bilmemiz gerekmektedir. Etkin dozun birimi Sv (Sievert) olup, insan vücudunda ışınlanan bütün doku ve organlar için hesaplanmış eşdeğer dozun her doku ve organın doku ağırlık faktörleri ile çarpılması sonucunda elde edilen dozların toplamı olarak ifade edilir.

$$E = \sum_i W_i * H_T \quad (2.15)$$

$W_i$ : Organ ağırlık faktörü

$H_T$ : Organ eşdeğer dozu

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

Çizelge 2.1 Çeşitli organların organ ağırlık faktörleri (Christner 2010)

<b>Organ</b>	<b>W<sub>i</sub></b>
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

Bilgisayarlı Tomografi de etkin dozun hesabı ise

$$E = DLP * k \quad (2.16)$$

k: Etkin doz dönüşüm faktörü (mSv/(mGy\*cm))

Bunun için hastanın z-ekseni boyunca taranacak anatomik bölgedeki toplam dozu ifade etmek için DLP kavramı ortaya atılmıştır. Birimi mGy-cm'dir. Aşağıda gösterilen ifade ile hesaplanmaktadır.

$$DLP = CTDI_{vol} (mGy) * L (cm) \quad (2.17)$$

L: Tek bir taramada hastanın z-ekseni boyunca taranan bölgenin uzunluğudur.

DLP sonucundan etkin doz hesabına geçmek için Çizelge 2.1'den faydalanılmaktadır. Rutin toraks incelemelerinden elde edilen DLP değerinden, yetişkin için etkin doz hesaplanırken 0,014 katsayısı kullanılmaktadır.

Çizelge 2.2 Etkin doz dönüşüm katsayıları (Shrimpton 2003)

İncelenen bölge	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

## 2.5 Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Kalitesi Testleri

Bilgisayarlı Tomografide de görüntü kalitesi, diğer radyolojik sistemlerde olduğu gibi özel görüntü kalitesi fantomları ile değerlendirilir. Bilgisayarlı Tomografide değerlendirme için ACR ve Catphan fantomları kullanılmaktadır. Fantomların farklı modüllerinden veya bölgelerinden alınan ROI'ler ya da görsel değerlendirmeler ile BT numarası, CNR, yüksek kontrast uzaysal ayırma gücü hesaplamaları yapılabilmektedir.

### 2.5.1 BT Numarası Doğruluğu

Her BT sisteminde değişik kVp ve filtrasyon için su ve hava gibi maddeler için BT numarası sabittir ve su için “ 0 HU“, hava için ise “ -1000 HU“ olarak kalibre edilmiştir. Demet enerjisi değiştikçe su ve hava için BT numarasındaki dalgalanmalar kabul edilebilir düzeyde olmalıdır. Günlük olarak yapılan testlerde ölçülen değerler +- 4 HU değerinden daha fazla sapmamalıdır.

BT’de projeksiyon bilgileri toplandıktan sonra bilgisayar ortamında “ $\mu$  (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. Böylece bilgisayar ortamında BT numaralarından oluşan bir matris görüntüsü elde edilmiş olur. Bu BT numaraları da gri skalalara dönüştürülerek gösterilir.

$$\text{BT Numarası} = k * \frac{(\mu_m - \mu_{su})}{\mu_{su}} \quad (2.18)$$

$\mu_m$ : İlgili maddenin doğrusal azalım katsayısı.

$\mu_{su}$ : Suyun doğrusal azalım katsayısı

k: Ölçeklendirme faktörü

şeklinde ifade edilir.

### 2.5.2 BT Numarası Doğrusallığı ve Homojenitesi

BT numarası doğrusallığı, klinikte kullanılan her kVp için ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Bu işlem için içerisinde farklı materyaller (akrilik, polietilen, kemik, su) içeren fantomlar kullanılır. Yapılan ölçümler, hem daha önce alınan ölçümler ile hem de fantomu üreten firmanın verdiği değerlerle karşılaştırılmalıdır. Test ayda bir yapılmalıdır. Doğrusallıktan olan sapma  $\pm 5\%$  HU değerinden fazla veya az olmamalıdır.

Homojen bir objenin alınan görüntüsü üzerindeki her noktada BT numarası aynı olmalıdır. Ama pratikte bu şekilde olmaz. Demet sıkışması gibi artefaklar ve sistematik olgular bu farklılığı nedenleridir. Homojen bir görüntüde kenarlarda ölçülen değerler ile merkezde ölçülen değer arasında 8 HU değerinden daha fazla fark olmamalıdır.

### **2.5.3 Kesit Genişliği Doğruluğu**

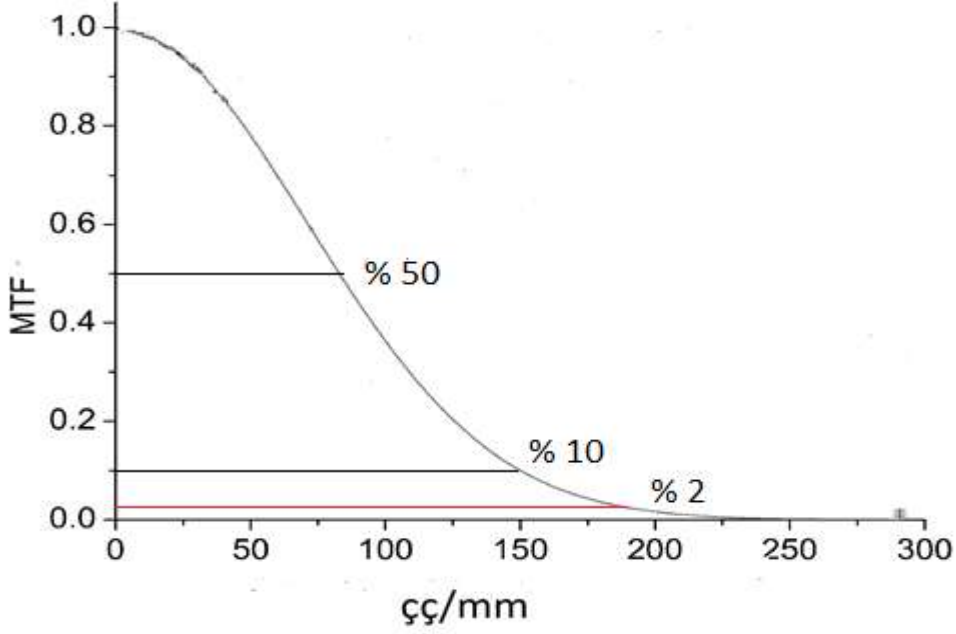
Z-doğrultusu boyunca detektör üzerine düşen kesit genişliği, penumbra gibi etkilerden dolayı olması gereken genişlikten sapmalar gösterir. Bu testin amacı kesit genişliğini test etmek olup, olması gereken değerden ne kadar saptığını hesaplamaktır.

### **2.5.4 Düşük Kontrast Ayırma Gücü**

Bilgisayarlı tomografide düşük kontrast ayırma gücü konvansiyonel radyografik sistemlere göre daha iyidir. Çünkü konvansiyonel sistemlerden alınan görüntülerde değerlendirme bütün görüntü üzerinden yapılırken (kesitlerin toplamı dikkate alınır), BT’de değerlendirme kesit kesit yapıldığı için düşük kontrast ayırma gücü bir hayli yüksektir. Düşük kontrast ayırma gücü sınırını, görüntüdeki gürültü miktarı belirler. Bu yüzden gürültüyü etkileyen parametreler düşük kontrast ayırma gücü değerlendirmelerinde bir hayli öneme sahiptir. Değerlendirme, doğal fon değerine yakın piksel sayısına sahip bir nokta ile doğal fon değerindeki piksel sayısı arasında ya da birbirine yakın piksel sayısına sahip farklı yoğunluktaki bölgeler aracılığı ile hesaplanabilir.

### **2.5.5 Yüksek Kontrast Ayırma Gücü**

Yüksek kontrast ayırma gücü, görüntüdeki bulanıklık derecesi olarak kabul edilir. 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 düşük olduğu için daha çok çç/mm yerine çç/cm olarak ifade edilir. 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.



Şekil 2.15 Modülasyon Transfer Fonksiyonu eğrisi ve % değerlendirme noktaları

MTF, görüntüleme sisteminin frekans ortamında uzaysal ayırma gücünü ifade eder. Her bir frekansta görüntüleme sisteminde elde edilen çıkış genliğinin giriş genliğine oranıdır. MTF değerlendirilirken, genelde eğrinin %50, %10 ve %2'sine karşılık gelen noktalar dikkate alınır. Görsel değerlendirmelerde ayırma gücü sınırı yaklaşık olarak MTF eğrisinin %2'sindeki değere karşılık gelmelidir. Zira %2'sine karşılık gelen değer görülebilecek en yüksek frekans olarak kabul edilir. BT sistemleri için yüksek kontrast ayırma gücü MTF kavramı ile ifade edilirken aşağıdaki ifadeden yararlanılmıştır (Barnes ve Lakshminarayanan, 1989).

$$MTF_{\text{sistem}}(f) = MTF_{\text{geometri}}(f) * MTF_{\text{algoritma}}(f) \quad (2.19)$$

f: Uzaysal frekans

Görüldüğü gibi BT sistemlerinde uzaysal çözünürlük genel olarak, geometrik faktörler ve kesit görüntüleme algoritmasına bağlı olmaktadır.

### 2.5.6 Gürültü

BT numarasındaki istatistiksel dalgalanmalar gürültünün ölçüsü olarak kabul edilir. kVp, mAs, kesit genişliği vb. gibi birçok parametreden etkilenir. Görüntü üzerine düşen foton sayısının yaklaşık karekökü ile orantılıdır.

$$\text{Gürültü} \sim \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (2.20)$$

N: Görüntü üzerindeki foton sayısı

Gürültü daha çok düşük kontrast ayırma gücünü etkilemektedir. Radyasyon dozu ile bağlı olarak değiştiği için değerlendirilmesi bir hayli önem taşır. Amaç, kabul edilebilir gürültü düzeyinde hastaya olabildiğince düşük radyasyon dozu vermektir. Değerlendirilmesi fantomların homojen bir bölgesinden alınan görüntü (doğal fonun standart sapması) üzerinden yapılabilir.

### **3. MATERYAL VE YÖNTEM**

#### **3.1 Materyal**

Tez kapsamında 9 farklı bilgisayarlı tomografi sistemi kullanılmıştır. Kullanılan sistemler ve detektör sayıları aşağıda belirtilmiştir.

##### **3.1.1 BT Sistemleri ve Özellikleri**

**G:** GE Sistem

**S:** Siemens Sistem

**T:** Toshiba Sistem

1. Sistem (G1); GE Lightspeed Ultra (8 dedektör)
2. Sistem (G2); GE Lightspeed VCT (64 dedektör)
3. Sistem (G3); GE Lightspeed (16 dedektör)
4. Sistem (G4); GE Brightspeed (16 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 Aquilion (64 dedektör).



Tez kapsamında kullanılan 9 ayrı sistemin ayrıntılı özellikleri aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 3.1’de, kullanılan 9 ayrı sisteme ait jeneratör özellikleri verilmiştir.

Tez çalışmaları için kullanılan sistemlerde, rutin toraks çekimleri için genelde 120 kVp tercih edilirken, hasta kalınlığına bağlı olarak 140 kVp’de seçilebilmektedir. 80 kVp ise daha çok çocuk hastalarda kullanılmaktadır.

Çizelge 3.1 Tez ölçümünde kullanılan 9 sistemin teknik özellikleri (Fındıklı 2012)

Sistemler	Jeneratör			
	Tipi	Güç (kW)	mA Aralığı	kVp Seçenekleri
<b>G1</b>	Yüksek Frekans	53,2	10-440	80, 100, 120, 140
<b>T1</b>	Yüksek Frekans	60 (72) Opsiyonel	* 1	80, 100, 120, 135
<b>G4</b>	Yüksek Frekans	42	*	80, 100, 120, 140
<b>S2</b>	Yüksek Frekans		*	80, 100, 110, 130
<b>S3</b>	Yüksek Frekans	60	28-500	80, 100, 120, 140
<b>S4</b>	Yüksek Frekans	2x80	*	80, 100, 120, 140
<b>G3</b>	Yüksek Frekans	53,2	10-440	80, 100, 120, 140
<b>S1</b>	Yüksek Frekans	40	30-240	80, 100, 130
<b>G2</b>	Yüksek Frekans	85 (100) Kardiyak için standart	*	80, 100, 120, 140

Çizelge 3.1 (devam-1)'de, kullanılan 9 ayrı sisteme ait gantri ve x-ışın tüpü özellikleri verilmiştir.

Çizelge 3.2 (Çizelge 3.1 devam-1) Tezölçümünde kullanılan 9 sistemin teknik özellikleri

Sistemler	Gantri		X-ışın tüpü		
	Açıklığı	Odak-Detektör Mesafesi	Tip	Odak Nokta Boyutu	Toplam Filtrasyon (mmAl) (Doğal+demet Şekillendirici)
<b>G1</b>	70	949	GE Performix	0,6x0,7 0,9x0,9	4.75 (kafa) 5.65 (vücut) (70 kV)
<b>T1</b>	72	1072	CXB-750B	0,9x0,8 1,6x1,4	2.5 (L wedge) 4.0 (M wedge) 11.0 (DR wedge)
<b>G4</b>	70	949	Solarix 350	0,62x0,9 0,5x0,8	5.90 (Kafa) 8.7 (Vücut) (70kV)
<b>S2</b>	*	*	*	*	*
<b>S3</b>	70	1005	Siemens Straton	0,6x0,7 0,8x1,2	6.3 (120 kV)
<b>S4</b>	78	1085	Siemens Straton	0,6x0,6 0,8x0,9	6.3 (120 kV)
<b>G3</b>	70	949	GE Performix	0,9x0,7 1,2x1,2	4.75 (Kafa) 5.65 (Vücut) (70 kV)
<b>S1</b>	70	1005	Siemens Dura 352	0,4x0,8 0,7x0,8	6.4 (80 kV)
<b>G2</b>	70	949	GE Performix Pro VCT	0,6x0,7 0,9x0,9	6.8 (Kafa) 9.5 (Vücut) (70 kV)

Çizelge 3.1 (devam-2)'de, kullanılan 9 ayrı sisteme ait detektör sistemi özellikleri verilmiştir.

Çizelge 3.3 (Çizelge 3.1 devam-2) Tez ölçümünde kullanılan 9 sistemin teknik özellikleri

Sistemler	Detektör Sistemi			
	Tip	Materyali	Eşzamanlı Olarak Toplanabilen Azami Kesit Sayısı	Z-Doğrultusunda Efektif Genişlik (mm) (İzomerkezde)
G1	Katı Hal	HiLight / Lumex	8	20
T1	Katı Hal	Gadalonyum Oksit Sülfat	64	32
G4	Katı Hal	HiLight / Lumex	16	20
S2	Katı Hal	*	4	*
S3	Katı Hal	Ultra Hızlı Seramik	16	24
S4	Katı Hal	*	64	28,8
G3	Katı Hal	*	16	20
S1	Katı Hal	Ultra Hızlı Seramik	2	10
G2	Katı Hal	HiLight / Lumex	64	40

<sup>1</sup> : “ \* “ olarak gösterilen sistemler için bilgilere ulaşamadık.

### 3.1.2 Tez çalışmasında Kullanılan Dozimetrik Sistemler

**Elektrometre:** Radcal Accu – ProTM

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

**TLD:** LiF kristalli Termoluminesans Dozimetre

**TLD Okuyucu:** Harshaw TLD-3500 okuyucu

**TLD Fırını:** PTW-TLDO marka fırın

### 3.1.2.1 Elektrometre

Tez kapsamında yapılan çalışmalarda radyasyon dozu ölçümleri için Radcal Accu-ProTM marka elektrometre kullanılmıştır. Farklı boyuttaki iyon odaları ile doz hızı, otomatik doz vb. ölçümler yapılabilmektedir. kVp sensörü sayesinde kullanılan demet enerjisi belirlenebilmektedir.

### 3.1.2.2 İyon Odası

Tez kapsamında radyasyon dozu ölçümleri için Radcal 10x6-3CT (3 cc iyon odası) marka iyon odası kullanılmıştır. 20 nGy/sn-350 mGy/sn arasında doz hızı ölçebilen iyon odası, 200 nGy-1 kGy arasında doz ölçebilmektedir.



Şekil 3.1 Radcal 10x6 -3CT marka iyon odası

### **3.1.2.3 LiF (TLD-100) Termoluminesans Dozimetre**

10  $\mu$ Gy-10 Gy arasında doğrusal doz ölçebilme kapasitesine sahip kristallerin, ortalama 7 MeV enerji düzeyine kadar enerji bağımlılığı da oldukça azdır.

### **3.1.2.4 Harshaw-3500 TLD Okuyucu**

Tek TLD kristali okuyabilen bir sistem olan Harshaw TLD-3500 marka okuyucu, bağlantılı olan bilgisayarda yüklü olan *Winrems* adlı yazılım ile beraber çalışmaktadır. Okuyucu 600°C sıcaklığa kadar ayarlanabilmektedir. 5 keV den büyük enerjideki fotonları, 70 keV'den büyük enerjideki elektron/beta'ları okuyabilme özelliğine sahiptir. Doz aralığı olarak 10  $\mu$ Gy-1 Gy arası doğrusal, 1 Gy-20 Gy arası doğrusal üstü okuma hassaslığına sahiptir.

### **3.1.2.5 PTW-TLDO TLD Fırını**

Dozimetri fırını TLD-100 kristallerini tavlama için kullanılır. Kullanılan dozimetri fırını iki farklı programa sahiptir. Aynı anda 3 adet TLD tablasını fırınlama özelliğine sahiptir.

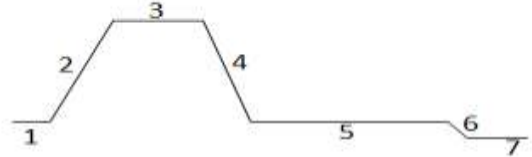


Şekil 3.2 PTW-TLDO TLD tavlama fırını

TLD-100 kristalleri için tavlama ve ön ısıtma işlemlerini yapmak için uygun bir TLD fırınıdır.

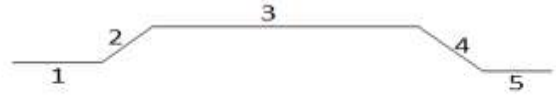
**Program No 1 (Tavlama)**

1. Başlamaya hazır
2. 400°'ye kadar ısıtma
3. 400°'de 1 saat bekletme
4. 100°'ye kadar soğutma
5. 100°'de 2 saat bekletme
6. Oda sıcaklığına soğutma
7. Bitiş



**Program No 2 (Ön Isıtma)**

1. Başlamaya hazır
2. 100°'ye ısıtma
3. 100°'de 10 dakika bekletme
4. Oda sıcaklığına soğutma
5. Bitiş



Şekil 3.3 TLD Fırını tavlama program tablosu

Cihaz, standart olarak iki programa sahiptir. Program bir, tavlama işlemi için kullanılır. Tavlama işlemi; oda sıcaklığından başlanarak 400°C'e kadar ısıtılma, 400°C'de 1 saat bekleme, 100°C'ye kadar soğutulma, 100°C'de 2 saat bekleme ve oda sıcaklığına kadar soğutulma işlemlerinden oluşur.

Program iki, ön ısıtma işlemi için kullanılır. Ön ısıtma işlemi; oda sıcaklığından başlanarak 100°C'ye kadar ısıtılma, 100°C'de 10 dakika bekleme ve oda sıcaklığına kadar soğutulma işlemlerinden oluşur.

### **3.1.3 Tez Çalışmasında Kullanılan Fantomlar**

**Fantomlar:** ACR CT Akreditasyon fantom (Gammex fantom), vücut ve kafa CTDI fantom, Akciğer fantomu, CIRS mamografi test slableri, P-10 Parafinden yapılan meme kalıpları

#### **3.1.3.1 ACR Fantom**

ACR CT fantomu birçok parametreyi aynı ortamda incelemek için tasarlanmıştır bir fantomdur. Bu parametreler;

- Pozisyon Doğruluğu
- CT numarası doğruluğu
- Kesit Kalınlığı
- Düşük kontrast çözünürlük
- Yüksek kontrast (uzaysal) çözünürlük
- Homojenite
- Gürültü

ACR CT akreditasyon katı fantomu su eşdeğeri bir maddeden yapılmış olup 4 modül den meydana gelmektedir. Her modül 4 cm derinliğinde, 20 cm çapındadır. Toplam uzunluğu 16 cm'dir. Her modülün merkezine denk gelen x, y ve z yönde beyaz renkte hizalama çizgileri bulunmaktadır. Bunun yanı sıra ayak, kafa ve üst yönleri belli eden yazı ve işaretler bulunmaktadır.

Her modülden belli parametrelerin doğruluğu kontrol edilebilmekte olup ayrı ayrı işlevleri vardır.



Şekil 3.4 ACR fantom (ayak kısmı ön tarafa gelecek şekilde konumlandırılmış)

### 3.1.3.1.1 Modül 1

Pozisyon ve hizalama doğruluğu, CT numarası doğruluğu ve kesit kalınlığı kontrolü yapılabilmektedir. Yapısı su eşdeğeri malzemedir. Pozisyonlama için modülün merkezinde 1 mm çapında z yönünde çelik noktalar bulunmaktadır. Ayrıca modülün dış yüzünde saat 3, 6, 9 ve 12 yönlerinde benzer çelik noktalar bulunmaktadır. Bu noktaların arasındaki mesafe yaklaşık 19,9 cm kadardır. CT numarası doğruluğunu değerlendirmek için kemik, polietilen, su eşdeğeri bir madde, akrilik ve havadan oluşmuş silindir şeklinde malzemeler bulunmaktadır. Sudan oluşan silindir 50 mm olup diğer malzemelerden oluşan silindirler 25 mm çapında ve 4 cm derinliğindedir. Kesit genişliğini kontrol etmek için z yönünde 0,5 mm aralıklarla bir seri tel bulunmaktadır.



### 3.1.3.1.2 Modül 2

Düşük kontrast çözünürlüğünü test etmek için kullanılmaktadır. 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm ve 6 mm çapında silindirlere oluşmaktadır. Zemin materyali 90 HU numarasında olup her bir silindir 6 HU numarası kadar farklıdır. Silindirler 25 mm çapındadır. En büyük silindirden alınan ROI (100 mm<sup>2</sup>) ile bu silindirin hemen yanındaki zeminden alınan ilgi alanı ile CNR ölçümü yapılır. CNR' ın yetişkin kafası, yetişkin abdomen ve çocuk kafası için 1'den, çocuk abdomen için ise 0,5'ten büyük çıkması gerekmektedir.

CNR hesabı eşitlik (3.1) ifadesi ile yapılmaktadır.

$$CNR = \frac{|Mean_{Nodül} - Mean_{Zemin\ değer}|}{SD_{Zemin\ değer}} \quad (3.1)$$

Mean<sub>Nodül</sub>: Nodül bölgesinden alınan ortalama sayım değeri

Mean<sub>zemin değer</sub>: Homojen zemin bölgesinden alınan ortalama sayım değeri

### 3.1.3.1.3 Modül 3

Su eşdeğeri maddeden yapılmış olup, homojenite doğruluğu için kullanılmaktadır. 400 mm<sup>2</sup> alanında açılan ROI görüntünün merkezine ve sağ, sol, alt ve üst taraf olmak üzere beş noktaya yerleştirilerek her biri için ortalama CT numaraları kaydedilir. Dört ayrı kenardaki CT numaralarının merkezdeki CT numarasından saptması +/- 5 HU numarası farkta olması beklenir.

#### 3.1.3.1.4 Modül 4

Yüksek kontrast çözünürlüğünü ise dördüncü modülden kontrol ediyoruz. Modülde 8 bar bulunmakta olup her biri 15 mm\*15 mm kare büyüklüğündedir. Çubuklar 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 ve 12 çç/cm'den meydana gelmektedir. Barlar 3. Modülün yüzeyinden itibaren 3,8cm derinliğe kadar gitmektedir. Zemin materyalinden olukça farklı kontrast yapıdadırlar. Birinci modülde anlatıldığı şekilde 1mm boyutunda çevresinde hizalama için kullanılan çelik noktalar bulunmaktadır.

#### 3.1.3.2 Mamografi Test Tabakaları

Amerikan Radyoloji Koleji ve Mamografi Kalite Standartları Yasası tarafından önerilen, mamografi sistemlerinde hassas AEC performansı değerlendirmesinde kullanılan doku eşdeğeri fantomlardır. Farklı glandüler yapılar da bulunmaktadır (%47 glandüler-%53 Yağ doku, en çok kullanılan).



Şekil 3.5 Mamografi test tabakaları

Yoğunluk olarak suya çok yakın olup ( $0,97 \text{ g/cm}^3$ ), içeriğinde birçok element barındırmaktadır (C, H, O, N, Ca, Cl). Fantomun yağ dokusu yüzdesine göre elementlerin yüzdesel birleşimi ayarlanmıştır. Buna göre de her fantom için belli enerjilerde azalım hesapları yapılmıştır.

Çizelge 3.4 %47 glandüleriteye sahip test tabakasına ait ortalama enerji-azalım katsayısı tablosu

Ortalama Enerji (kEv)	Azalım Katsayısı ( $\mu/\rho$ )	Ortalama Enerji (kEv)	Azalım Katsayısı ( $\mu/\rho$ )
10	3.550	50	0.209
15	1.183	60	0.193
20	0.610	80	0.174
30	0.315	100	0.163
40	0.239		

### 3.1.3.3 Parafin (P-10) Fantomu

Kimyasal açıdan tepkime gücü düşük olan doymuş hidrokarbonların oluşturduğu katı bir karışımdır. Parafin, mum kıvamında katı bir maddedir. Karbon bakımından çok zengin olan yağlı doymuş hidrokarbonlar karışımdır.

Petrol, katran, nef t gibi maddelerden çıkarılan katı, beyaz, yarı saydam, 50°C- 60°C' ta eriyen, 350°C-400°C'ta kaynayan bir maddedir. Eridiğinden renksiz bir sıvı halini alır. Genel formülü  $C_nH_{2n+2}$  şeklinde olup, n değeri genel olarak 10-18 arasında değişmektedir. Yoğunluğu 0,93 g/cm<sup>3</sup>,uyarılma enerjisi 55,9 eV' tur.

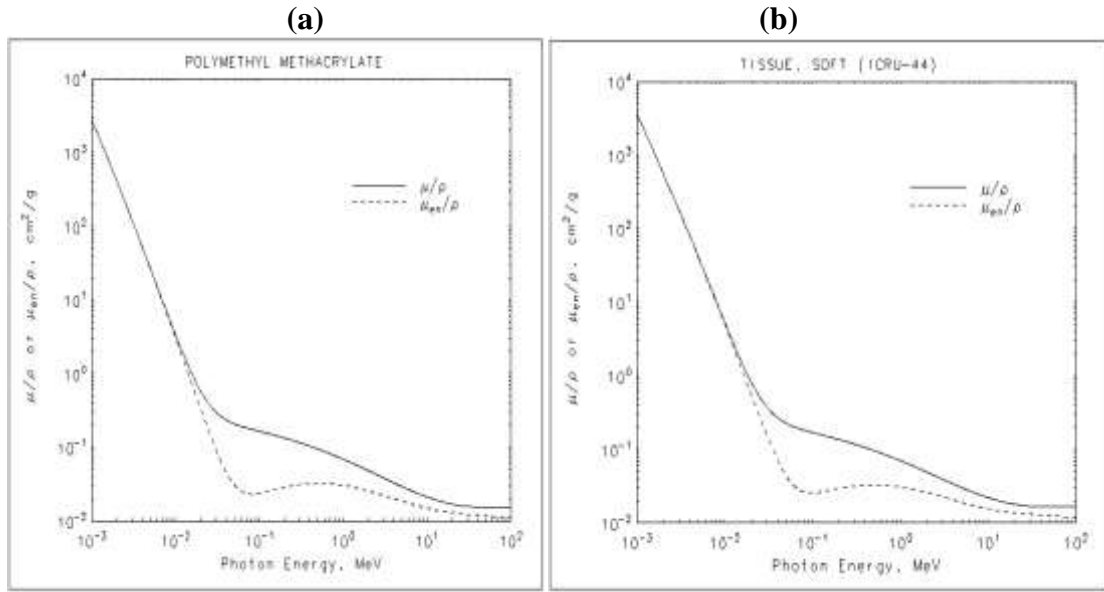
### 3.1.3.4 Toraks Fantomu

İsmi Alderson akciğ er fantomu olarak geçmektedir. Standart bir erkek hastayı temsil eden (175 cm, 73,5 kg) fantom, boyun bölgesinden diyaframın altına kadar uzanmaktadır. Fantom doku eşdeğ eri olup, erkek iskelet sistemi dikkate alınarak yapılmıştır. Akciğ erdeki damarlar, kan eşdeğ eri plastik bir maddeden yapılmıştır.

Fantom, konvansiyonel radyografi yanı sıra BT için de uygunluk göstermektedir. Yapılan ışınlamalar sonucunda elde edilen görüntüler üzerinden yapılacak değ erlendirmelerde (CNR, SNR vb.), kontrast bölgelerin (kemik-yumuş ak doku) yanında, düşük kontrast ölçümleri için fantomda belli bölgelerde nodüller bulunmaktadır.

### 3.1.3.5 PMMA

PoliMetil Metakrilat'ın kısaca ifade edilmiş şeklidir. Atomik yapı, uyarılma enerjisi ve yoğunluk olarak yumuşak dokuya çok benzerlik göstermektedir. Bu yapısından dolayı radyasyonun doku ile etkileşmesini çok başarılı bir şekilde temsil etmektedir. Bilgisayarlı Tomografi' de doz ölçümlerinde kullanılan CTDI fantomun da yapıldığı maddedir.



Şekil 3.6 PMMA (a) ile yumuşak dokunun (b) kütle azalım katsayısı karşılaştırılması

## 3.1.4 Tez Kapsamında Kullanılan Yazılımlar

### 3.1.4.1 ONIS Programı

DICOM formatlı görüntülerin değerlendirilmesinde kullanılan program, Bilgisayarlı Tomografi kesit görüntülerinde istenilen bölgeden ROI seçilmesine imkan sağlayarak, ilgili bölgenin gürültü (standart. sapma), ortalama HU değerini vermektedir.

Ayrıca pencere uzunluğu/genişliği ayarı, görüntüyü büyütme ve döndürme vb. özellikleri sayesinde görüntünün kolayca değerlendirilmesine de olanak sağlamaktadır.

### 3.2 Yöntem

Bu tezde klinik protokollerde, yetişkin rutin toraks (akciğer) çekimlerinde bayan hastalarda meme dozları ve bu meme dozlarındaki görüntü kalitesi değerlendirmesi yapılmıştır.

Yapılan çalışmada öncelikle ölçüm alınacak radyoloji bölümündeki klinik protokoller belirlenmiştir. Bu protokoller içinde rutin toraks çekimleri için kullanılan parametreler seçilmiştir. Seçilen parametreler ile farklı sistemlerde ölçümler alınmıştır. Ölçümler için toraks fantomu kullanılmış, görüntü kalitesi değerlendirmesi için fantomun belirli bölgelerinden gürültü ölçümü için noktalar seçilmiştir.



Şekil 3.7 Toraks fantomun karşıdan görünüşü

Bayanlarda meme boyutunu temsil etmesi için farklı büyüklükte meme tabakaları ve döküm parafin kalıpları kullanılmıştır. Bu kalıplar, toraks fantomuna yapıştırılarak rutin toraks protokollerinde çekimler yapılmıştır. Bu kalıplara TLD'ler yerleştirilerek meme dozları ölçülmüştür. Ayrıca bu ölçümlere ilave olarak dozlar alınırken sistemin verdiği CTDI değerleri, CTDI fantomu ile alınan ölçüm değerleri ile karşılaştırılmıştır.

### 3.2.1 Meme Test Tabakaları

Farklı kalınlıktaki (4 cm, 5,5 cm ve 7 cm) ve gladüler doku yapısındaki meme test tabakaları, toraks fantomuna yerleştirilmiştir. Kalibre edilmiş TLD'ler, test tabakalarının orta noktasına gelecek şekilde tabakalara yapıştırılarak farklı BT sistemlerinde ölçümler alınmıştır.



Şekil 3.8 Meme test tabakalarının toraks fantomuna yapıştırılmış hali

### 3.2.2 Parafin

Rando fantoma ait memeler tamamıyla doku eşdeğeri maddeden yapılmış olup yağ doku içermemektedir. Klinik şartlarda hastaların meme yapıları ve dokuları değişiklik gösterdiği için yağ dokuyu temsil eden materyal gerekmektedir. Hasta yağ dokusu ortalama -70 HU/-130 HU arasında değişmektedir. Bu numaraya en yakın materyal olarak parafin belirlenmiştir (~ -95 HU/-110 HU).

Katı halde bulunan P-10 parafinleri, ortalama 60°C civarında eritilerek sıvı hale getirilmiştir. Eritilen parafinler 4 cm, 5,5 cm ve 7 cm derinliğinde kalıplara doldurularak meme benzeri şekilde elde edilmiştir. Bu kalınlıklar aynı zamanda tezde kullanılan meme test tabakaları ile aynı kalınlıktadır. Elde edilen kalıplar toraks fantomuna yapıştırılarak BT sisteminde klinik şartlarda ölçümler alınmıştır.



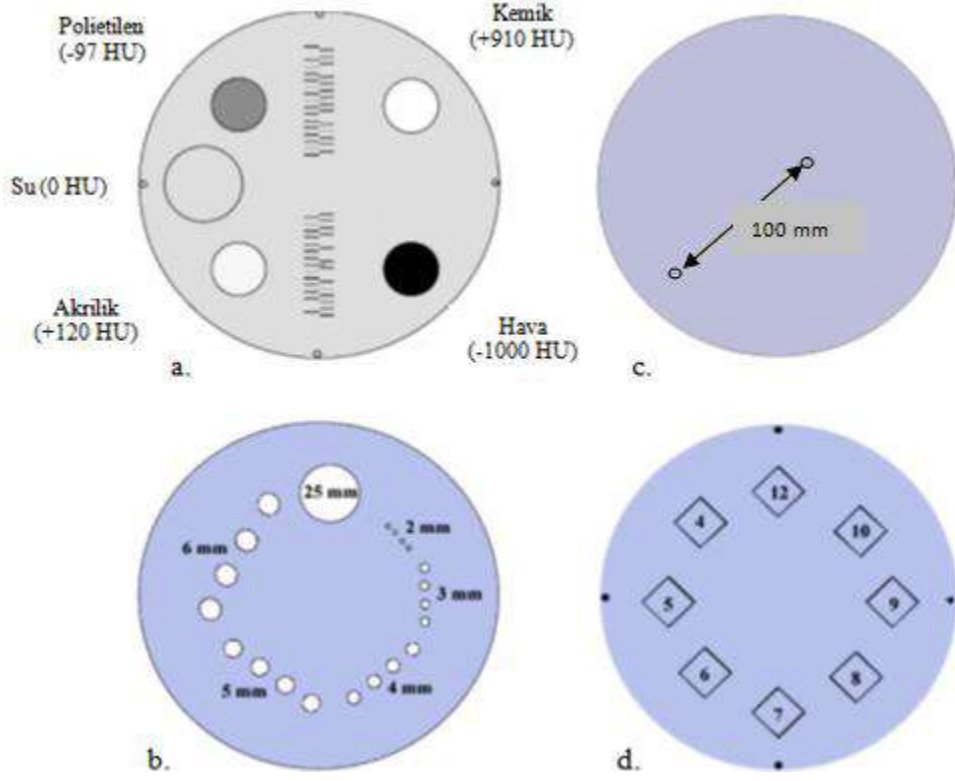
Şekil 3.9 Parafinin toraks fantomuna yapıştırılmış gösterimi

### 3.2.3 Harshaw -3500 TLD Okuyucu

Tez kapsamında, doz ölçümü yapılırken radcal iyon odası (3 cc kalem iyon odası) yanı sıra TLD'ler kullanılmıştır. TLD seçimi için LiF (TLD-100) tercih edilmiştir. TLD'ler ışınılandıktan sonra, okunmak üzere bir gün boyunca ışık ve radyasyondan etkilenmeyecek şartlarda bekletilmiştir. Bu süre zarfında doza katkı sağlamayan ufak pikler yok olmaktadır. Bir gün bekletildikten sonra Harshaw TLD-3500 marka cihaz ile

okumaları yapılmıştır. Okuma için cihaz 30 saniye süre ve 300°C sıcaklığa ayarlanmıştır.

### 3.2.4 Görüntü Kalitesi Testleri



Şekil 3.10 ACR fantom modülleri, a) modül-1, b) modül-2, c) modül-3, d) modül-4

#### 3.2.4.1 Fantom Pozisyonlaması ve Hizalaması (Modül 1 ve Modül 4)

Fantomun ilk olarak kafa tarafı gantri içine gelecek şekilde masa üzerine yerleştirilir 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 görünüyor olmalıdır. Ayrıca bu görüntüde kesit kalınlığını belirlemek için kullanılan tel gruplarının merkezinde bulunan uzun teller diğer görünür tellerin ( $\pm 1$  tel) merkezinde olacak şekilde görülmelidir. 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'ün kenarlarında bulunan 4 çelik bilyenin hepsi görünüyor olmalıdır. Bu taramalar için seçilen görüş alanı (FOV) 21 cm'den daha küçük olmayacak şekilde seçilmelidir. Görüntüler, WW=1000 ve WL=0 pencere ayarlarında incelenmelidir.

#### **3.2.4.2 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 görünüyor olmalıdır. Kesit kalınlığı testi için ACR tarafından belirlenen kabul sınırı 1,5 mm'dir.

#### **3.2.4.3 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 doğrusallığı 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 mm<sup>2</sup> ROI çizilerek ortalama BT numarası değerleri belirlenmiştir.

#### **3.2.4.4 Düşük Kontrast Ayırma Gücü ve CNR (Modül 2)**

Düşük kontrast ayırma gücü için modül 2'nin merkezinden (S40 konumu) alınmış görüntüler değerlendirilmiştir. 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.

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

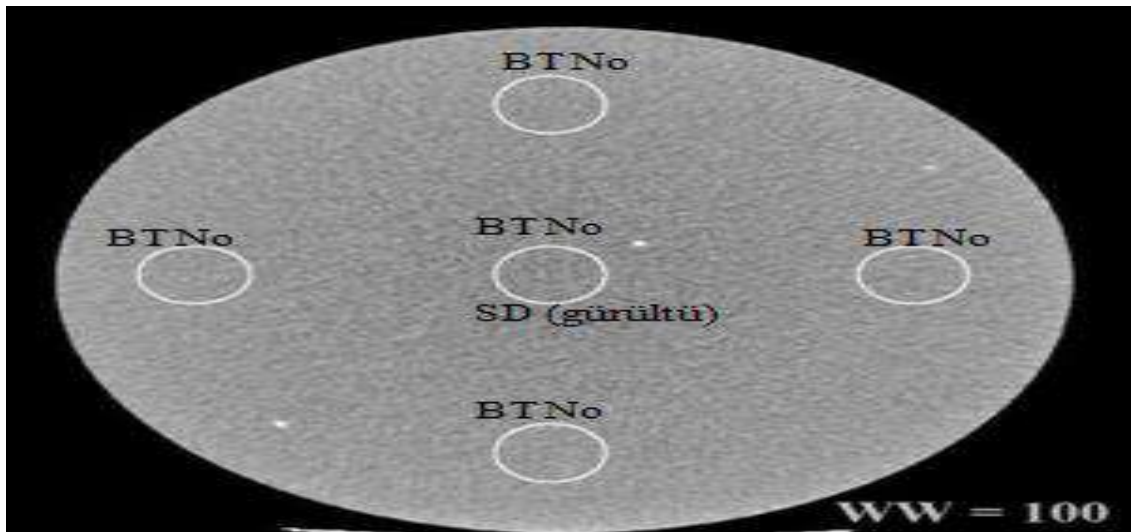
- Yetişkin kafa incelemeleri için CNR >1.0
- Yetişkin abdomen incelemeleri için CNR >1.0
- Çocuk kafa incelemeleri için CNR >1.0
- Çocuk abdomen incelemeleri için CNR >0.5

### 3.2.4.5 Homojenite ve Gürültü (Modül 3)

Homojenite testi için klinikte kullanılan protokoller ile modül 3'ün merkezinden (S80 konumu) alınan görüntüler kullanılmıştır. Görüntünün merkezinde ve 4 kenarında 400 mm<sup>2</sup>'lik ilgi alanı çizilmiştir. Kenarlardaki ilgi alanları ile kenar arasında, yaklaşık olarak çizilen ilgi alanının çapı kadar mesafe olmalıdır. Kenarlardaki ilgi alanlarından okunan BT numaraları ile merkezde okunan BT numarası arasında fark 5 HU'den küçük olmalıdır.

### 3.2.4.6 Gürültü Testi (Modül 3)

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



Şekil 3.11 ACR Fantomu homojenite ve gürültü testi için alınmış modül 3 görüntüsü

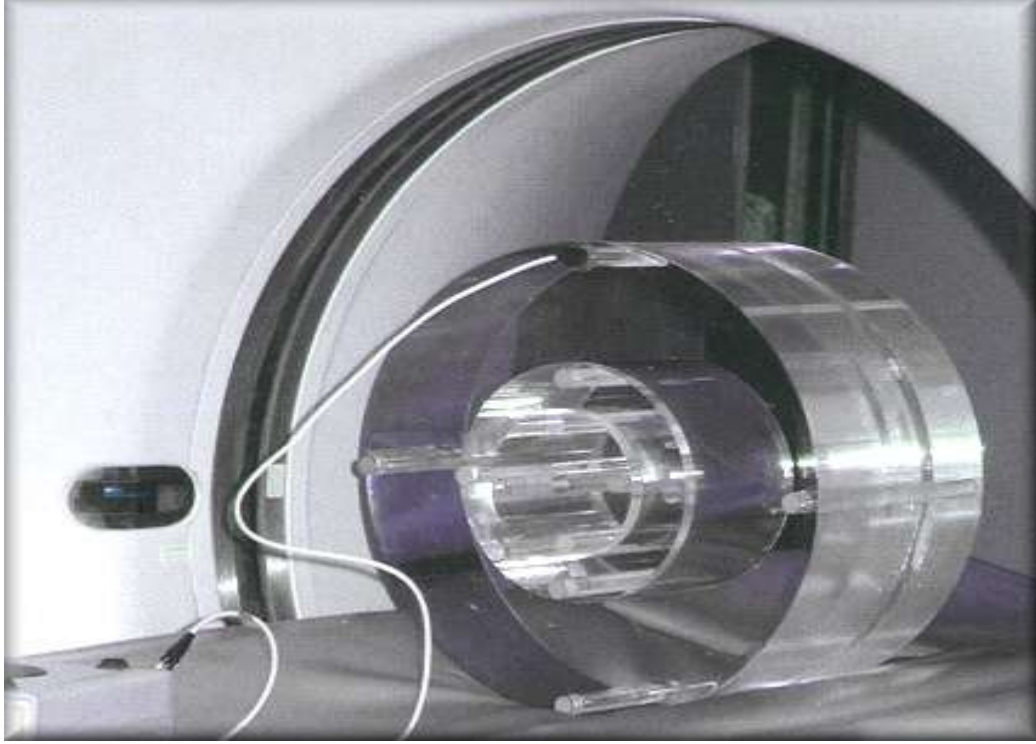
### **3.2.4.7 Yüksek Kontrast Uzaysal Ayırma Gücü (Modül 4)**

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

### **3.2.4.8 CTDI Fantomunda Doz Ölçümü**

Radyolojik cihazların kalite kontrol testlerinin yapılmasındaki amaç hastanın optimum görüntü kalitesinde olabildiğince az doz almasını sağlayacak protokoller ortaya çıkarmaktır. Oluşturulan protokollerin hastalar üzerinde kullanılacağı düşünülürse, testlerde kullanılan fantomların insan dokusuna yakın olması yapılan testin doğruluğunu arttıracaktır. Yapılan çalışmalar PMMA'nın dokunun yaptığı soğuruma çok yakın değerlerde soğurum yaptığını göstermiştir. Bu yüzden BT'de doz ölçümü için kullanılan fantom olan CTDI fantomu da PMMA'dan meydana gelmektedir.

CTDI fantomunda doz ölçerken, 10 cm uzunluğunda 3 cc hacminde kalem iyon odası kullanılmıştır. Abdomen, toraks gibi büyük hacimli bölgelerdeki dozu ölçerken, 32 cm çaplı CTDI fantomu kullanılırken, çocuk abdomen ve yetişkin kafa incelemeleri için ise 16 cm çaplı CTDI fantomu kullanılmıştır.



Şekil 3.12 CTDI fantom

CTDI fantom ile doz ölçümü yaparken aşağıdaki adımlar izlenmiştir,

- Öncelikle fantom hasta masasına sabitlenerek, x, y ve z eksenlerindeki lazer hizalamaları yapılmıştır. Hizalama yaparken fantomun saat 3, 6, 9 ve 12 yönlerine gelen noktaların lazer ile çakışmasına dikkat edilmiştir.
- Kalem iyon odası, fantomun merkezine ve kenar noktalarına (saat 3, 6, 9 ve 12) ayrı ayrı taramalarda yerleştirilerek ölçümler alınmıştır. Tarama tipi olarak aksiyel tarama seçilmiştir.
- Elektrometreden okunan doz değerleri ile  $CTDI_{vol}$  ve DLP hesaplanmıştır.

### 3.2.5 TLD-100 (LiF) Termolüminesans Dozimetreler ile Meme Dozu Ölçümü

Tez kapsamında radyasyon dozu ölçümüne başlamadan önce, LiF (TLD-100) dozimetreler, Ankara Üniversite Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan konvansiyonel radyografi cihazında 120 kVp ve 100 mAs ışınlama şartlarında ışınlanarak

kalibrasyonları yapılmış ve gerekli katsayılar belirlenmiştir. Kalibre edilen kristaller arından  $\pm$  %10 sapma içerisinde bulunan kristaller tezde kullanılmak üzere seçilmiştir. Işınlama yapılmadan bir gün önce TLD' ler belli bir programda (standart program), tuzaklarından tamamen boşalması için PTW-TLDO marka ısıtıcıda fırınlanmıştır.

Seçilen kristaller önce rando fantoma ait memelere yerleştirilmiştir. Bu memeler toraks (akciğer) fantomuna yapıştırılarak farklı BT sistemlerinde hasta meme dozu ölçülmüştür. Daha sonra TLD'ler sırasıyla P-10 Parafinlere ve mamografi test tabakalarına yerleştirilerek meme dozu ölçümü yapılmıştır.

Işınlanan TLD'ler, TLD okuyucuda okunmadan önce 1 gün bekletilip öyle okunmuştur.

#### **4. BULGULAR**

Bu bölümde, tez kapsamında çeşitli hastanelerin bilgisayarlı tomografi sistemlerinde bazı incelemelerde kullanılan protokoller ile otomatik ve manuel modlarda rutin toraks çekimleri yapılmıştır. Bu incelemelerde TL dozimetreler kullanılarak meme organ dozları hesaplanmış ve bu meme dozlarında görüntü kalitesi ölçümleri yapılmıştır. Bu incelemelerde kullanılan protokollere ek olarak Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bilgisayarlı tomografi ile farklı sistemlerde radyasyon dozu ve görüntü kalitesi optimizasyonu amacıyla yapılan tez çalışmasında oluşturulmuş protokollerden de faydalanılmıştır.

Bu çalışmaya ek olarak iki farklı bilgisayarlı tomografi sisteminde CTDI ölçümleri yapılmış, kalite kontrol fantomu (ACR) kullanılarak görüntü kalitesinin ve CTDI'ın bazı teknik parametreler (kVp, mAs vb.) ile değişimi incelenmiştir.

Yine bu iki sistemde klinikte kullanılan rutin toraks incelemeleri için belirlenmiş parametrelerde, farklı yağ doku hacmine sahip mamografi test tabakaları ve parafin ile oluşturulmuş meme kalıpları yardımıyla meme dozları ölçülmüş ve görüntü kalitesi incelenmiştir. Yağ dokuyu temsil etmesi açısından kullanılacak malzeme tercih edilmeden önce, farklı tip malzemeler bilgisayarlı tomografi sisteminde ışınlanmıştır. Malzemelerin HU numaralarına bakılarak yağ dokuya en yakın HU numarasını veren malzeme parafin (P-10) olarak belirlenmiştir.

##### **4.1 İki Farklı Sistemde CTDI Ve Görüntü Kalitesinin Teknik Parametreler ile Değişimi**

Dozimetrik ölçümlerde CTDI fantomu kullanılmıştır. Kafa fantomu olarak 16 cm çaplı PMMA fantomu kullanılırken, vücut için ise 32 cm çapında PMMA fantomu kullanılmıştır. İnceleme parametreleri ne kadar değişse de kafa incelemeleri için kullanılan CTDI fantomu (16 cm çaplı olan CTDI fantomu) ile ölçülen  $CTDI_{vol}$  değerinin, vücut için ölçülen değerden yüksek çıktığıdır. Zira 32 cm çaplı PMMA

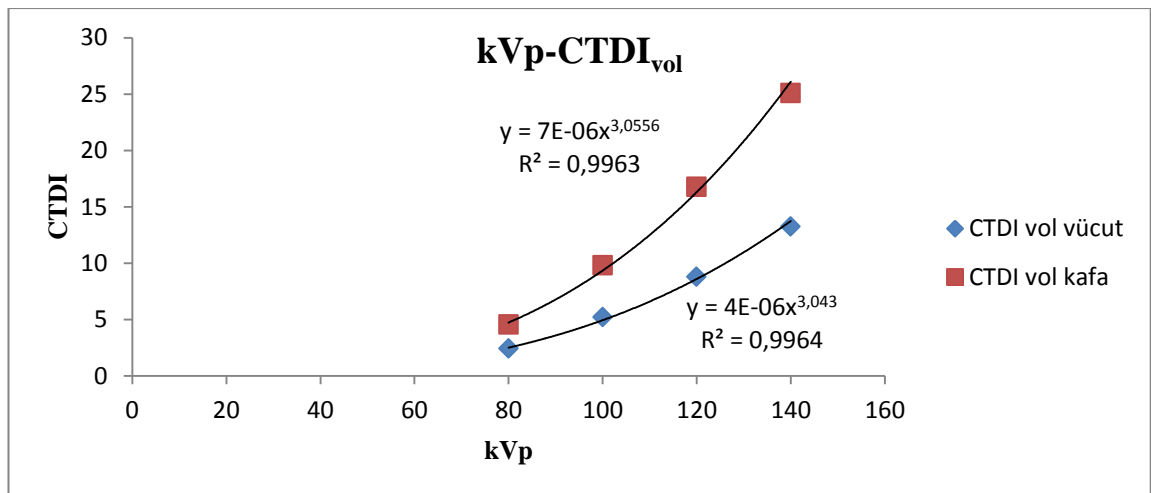
fantomundaki foton azalımı, 16 cm çaplı PMMA fantomu göre çapla orantılı olarak (yaklaşık 2 kat) daha fazladır. Bu etki Çizelge 4.1, Çizelge 4.2, Çizelge 4.3, Çizelge 4.4’ de yer alan sonuçlarda belirgin bir şekilde görülmektedir.

Görüntü kalitesi değerlendirmesi için ACR fantomu kullanılmıştır. ACR fantomunun ikinci modülünden alçak kontrast hesaplaması yapılan silindir şeklindeki yapılar yardımıyla, alçak kontrast ve homojen bölgenin gürültü değerleri ile CNR hesaplanarak görüntü kalitesi değerlendirilmesi yapılmıştır.

Farklı çaplarda olan CTDI kafa fantomu ve CTDI vücut fantomu kullanılarak yapılan incelemelerde, ilk olarak  $CTDI_{vol}$  değerinin kVp parametresi ile değişimi incelenmiştir. İnceleme yapılırken diğer parametreler sabit tutulmuştur. Parametreler,  $mAs=300$ ,  $pitch=1$  ve kolimasyon=10 mm olarak belirlenmiştir.

Çizelge 4.1 T1 sistemi için  $CTDI_{vol}$  ‘ün kVp ile değişimi

Parametre		$CTDI_{vol}$ Vücut (mGy)	$CTDI_{vol}$ Kafa (mGy)
kVp	80	2,41	4,55
	100	5,2	9,8
	120	8,77	16,77
	140	13,25	25,08



Şekil 4.1 T1 sistemi için kVp- $CTDI_{vol}$  ile değişimi grafiği

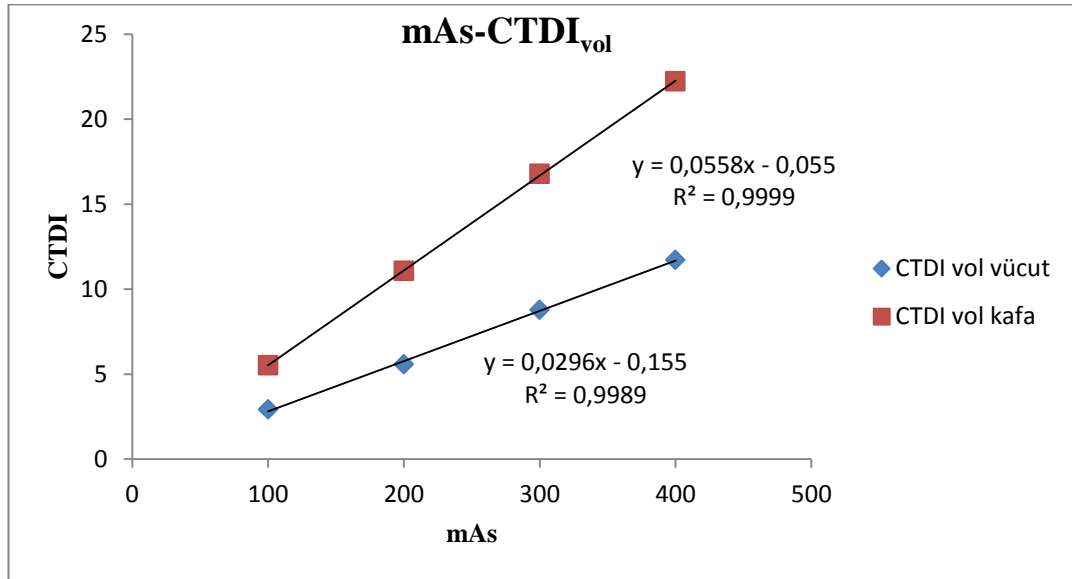


CTDI<sub>vol</sub> değerinin kVp ile değişiminin eksponansiyel bir davranış içerisinde olduğu görülmektedir. kVp'deki yaklaşık % 20'lik bir artış CTDI<sub>vol</sub> değerini neredeyse 2 kat arttırmaktadır.

İkinci olarak CTDI<sub>vol</sub> değerinin mAs parametresi ile değişimi incelenmiştir. İnceleme yapılırken diğer parametreler sabit tutulmuştur. Parametreler, kVp=120, pitch=1 ve kolimasyon=10 mm olarak belirlenmiştir.

Çizelge 4.2 T1 sistemi için CTDI<sub>vol</sub>'ün mAs ile değişimi

Parametre		CTDI <sub>vol</sub> Vücut (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> Kafa (mGy)
mAs	100	2,91	5,52
	200	5,58	11,06
	300	8,77	16,77
	400	11,71	22,21



Şekil 4.2 T1 sistemi için mAs-CTDI<sub>vol</sub> ile değişimi grafiği

Parametreler ayrı ayrı incelendiğinde, CTDI<sub>vol</sub> değerinin mAs ile doğrusal bir şekilde arttığı gözlemlenmiştir. mA, x-ışın şiddetini doğrusal arttırdığı için mAs değerindeki 2 katlık bir artış CTDI değerini de yaklaşık iki kat değiştirmiştir. mAs değeri yükseldikçe tüpten çıkan foton sayısı da o oranla artacak ve CTDI değeri yükselecektir. Benzer

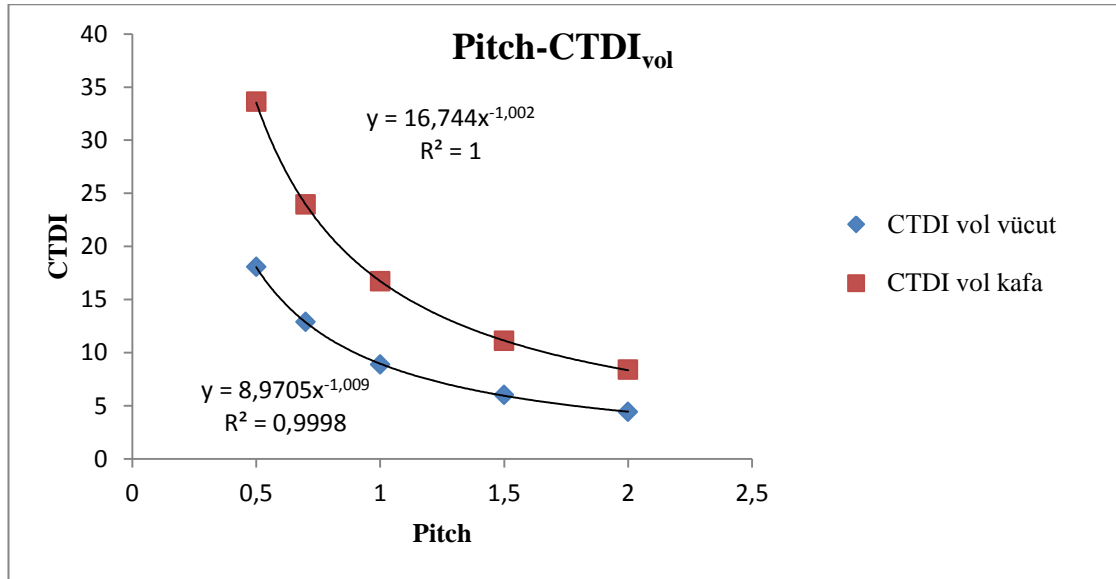
olarak aynı mAs değerinde, fantom çaplarındaki 2 katlık değişim oranı, radyasyon dozunu 2 kat değiştirecek şekilde etkilemektedir.

Üçüncü olarak  $CTDI_{vol}$  değerinin pitch parametresi ile değişimi incelenmiştir. İnceleme yapılırken diğer parametreler sabit tutulmuştur.

Parametreler,  $kVp=120$ ,  $mAs=300$  ve kolimasyon= $10$  mm olarak belirlenmiştir.

Çizelge 4.3 T1 sistemi için  $CTDI_{vol}$  'ün pitch ile değişimi

Parametre		$CTDI_{vol}$ Vücut (mGy)	$CTDI_{vol}$ Kafa (mGy)
Pitch	0,5	18,06	33,6
	0,7	12,9	23,93
	1	8,88	16,72
	1,5	6,02	11,11
	2	4,44	8,39



Şekil 4.3 T1 sistemi için pitch- $CTDI_{vol}$  ile değişimi grafiği

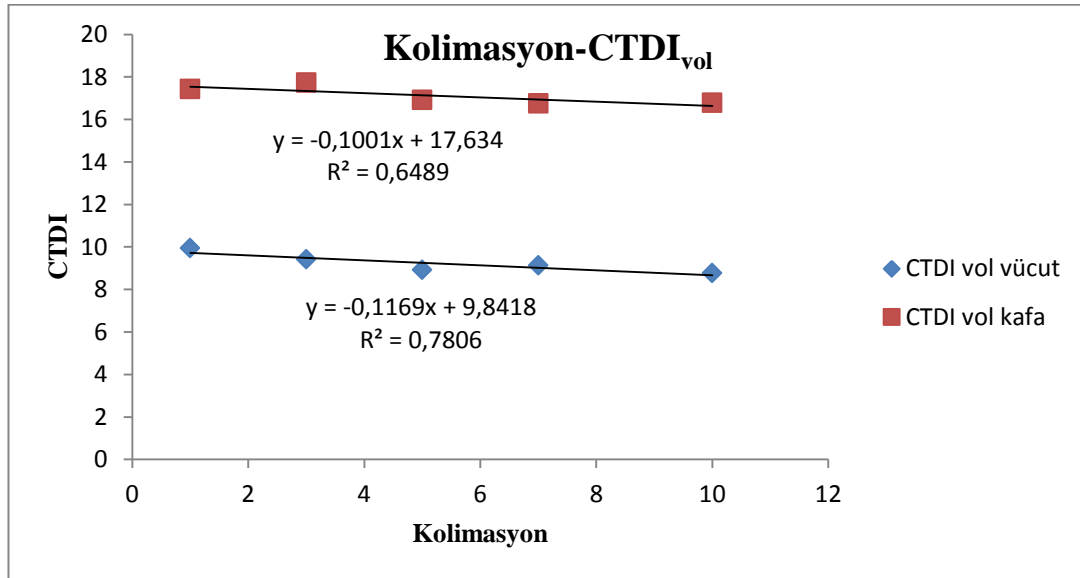
$CTDI_{vol}$ ,  $CTDI_w$ 'nın pitch faktörüne bölümüne eşit olduğu için eşitlik (2.14), sabit bir  $CTDI_w$  için artan pitch ile  $CTDI_{vol}$  değeri azalmaktadır. Teorik olarak pitch faktöründeki 2 katlık bir değişim  $CTDI$  değerini ters oranda etkilemektedir. Yapılan tez çalışması sonucunda da, bu etki foton sayısındaki poisson dalgalanmaları haricinde hemen hemen görülmektedir.

Yani pitch faktöründeki artış, hastanın aldığı radyasyon dozunu azaltıcı etki göstermektedir. Sabit tüp çıkışı için, pitch faktörünün yüksek değerlerde seçilmesi x-ışın tüp yükünü arttıracaktır. Zira tüp çıkış dozunu sabit tutulması yüksek pitch faktörü değerlerinde ancak yüksek mAs değerleri ile kompanse edilebilmektedir.

Dördüncü olarak  $CTDI_{vol}$  değerinin kolimasyon parametresi ile değişimi incelenmiştir. İnceleme yapılırken diğer parametreler sabit tutulmuştur. Parametreler,  $kVp=120$ ,  $mAs=300$  ve  $pitch=1$  olarak belirlenmiştir.

Çizelge 4.4 T1 sistemi için  $CTDI_{vol}$ 'ün kesit kolimasyonu ile değişimi

Parametre		$CTDI_{vol}$ Vücut (mGy)	$CTDI_{vol}$ Kafa (mGy)
Kolimasyon	1	9,94	17,42
	3	9,41	17,72
	5	8,92	16,91
	7	9,13	16,75
	10	8,77	16,77



Şekil 4.4 T1 sistemi için Kolimasyon- $CTDI_{vol}$  ile değişimi grafiği

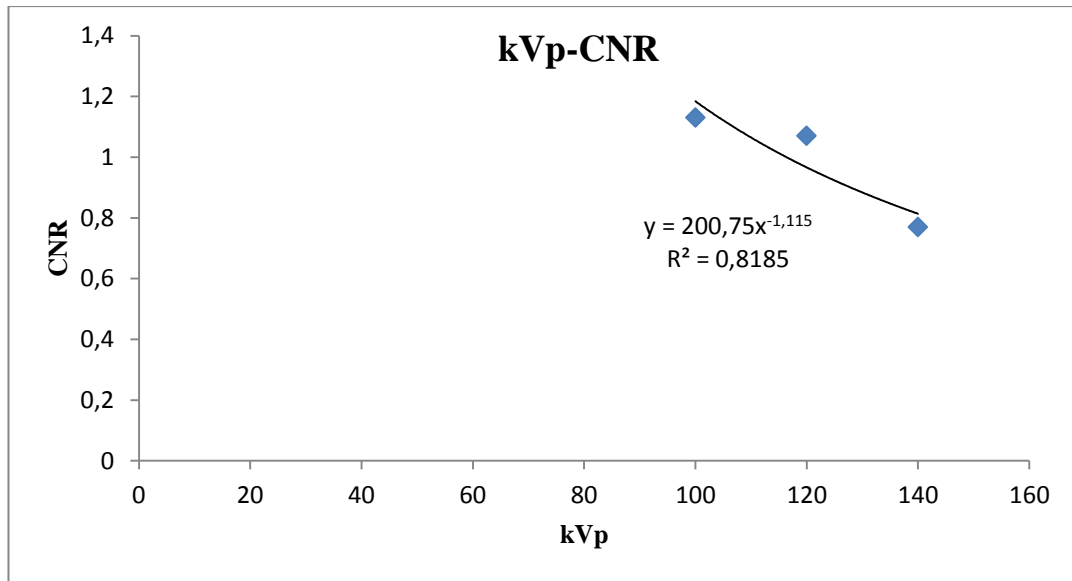
$CTDI_{vol}$  değeri kolimasyon herhangi bir değişiklik göstermemektedir. Bunun nedeni ise eşitlik (2.7)  $CTDI_t$  değerinin kolimasyona normalize edilmektedir. Bu yüzden radyasyon dozu kolimasyondan bağımsız hale gelmektedir.

Klinik şartlarda seçilen parametrelerin hasta dozu ve görüntü kalitesine etkisi bir hayli fazladır. Bu yüzden bu parametrelerin seçimi oldukça kritiktir ve görüntü kalitesini nasıl etkilediği araştırılmalıdır.

8 detektörlü G1 sisteminde yapılan çalışmada ilk olarak kVp ile CNR'ın değişimi incelenmiştir. CNR değerinin, sadece kVp parametresi ile nasıl değiştiğini inceleyebilmek için CTDI<sub>w</sub> değerleri birbirine yakın tutulmaya çalışılmış ve kVp parametresi değiştirilmiştir. Ölçümler alınırken ACR fantom kullanılmıştır.

Çizelge 4.5 G1 sistemi için CNR'ın kVp ile değişimi

kVp	Efektif mAs	Doz (CTDI <sub>vol</sub> /DLP)	CNR	Pitch	Thickness
100	155,3	18,55/292,55	1,13	1,35	7,5 mm
120	91,6	15,65/246,92	1,07		
140	61,1	14,23/224,42	0,77		



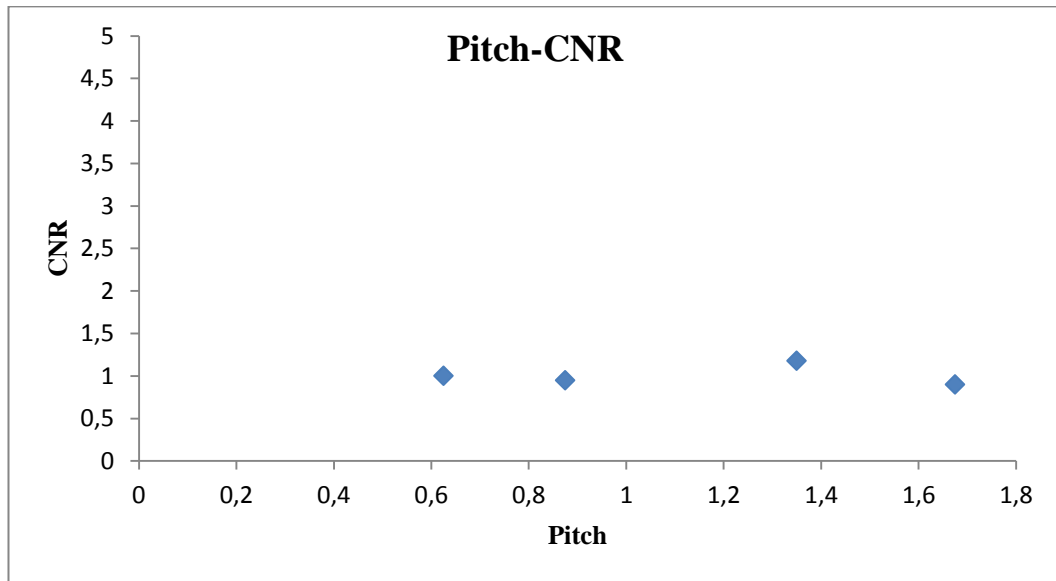
Şekil 4.5 G1 sistemi için CNR'ın kVp ile değişimi grafiği

CNR-kVp değişimine baktığımız zaman sabit bir CTDI'da artan kVp ile compton saçılmaları artacak, saçılmaların etkisi ile kontrast azalacak ve gürültü artacaktır. Bu yüzden CNR, kVp artışı ile azalacaktır. kVp'nin 140'dan 120'ye düştüğü zaman CNR'daki artış, 120'den 100'e geldiği durumdaki artıştan daha fazla olduğu için kVp'nin seçimi görüntü kalitesi açısından bir hayli kritiktir.

Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde ikinci olarak CNR'ın pitch faktörü ile değişimine bakıldı. Ölçümler alınmadan önce kVp parametresi sabit tutulmuştur. CTDI<sub>vol</sub> değerini sabit tutabilmek için artan pitch faktörüne göre mAs değerleri seçilerek, (1,675 pitch için 154,1 mAs, 0,875 pitch için 80,5 mAs vb.) efektif mAs değerleri 92 mAs civarında tutulmuştur. Böylece sabit tüp çıkışında sadece pitch faktörü etkisine bakılarak CNR değerlendirilmesi yapılmıştır.

Çizelge 4.6 G1 sistemi için CNR'ın pitch faktörü ile değişimi

kVp	Efektif mAs	Doz (CTDI <sub>vol</sub> /DLP)	CNR	Pitch	Thickness
120	90	15,03/235,29	<b>1</b>	<b>0,625</b>	7,5 mm
	92	15,43/242,05	<b>0,95</b>	<b>0,875</b>	
	93	15,65/246,92	<b>1,18</b>	<b>1,350</b>	
	92	16,76/264,72	<b>0,90</b>	<b>1,675</b>	



Şekil 4.6 G1 sistemi için CNR'ın pitch faktörü ile değişimi grafiği

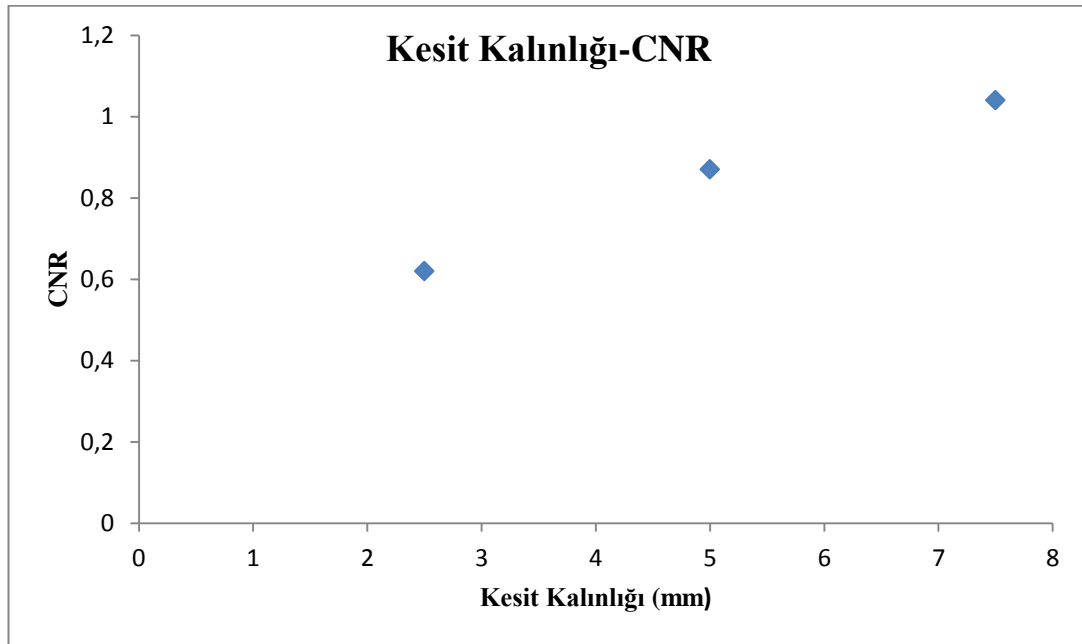
CNR-Pitch faktörü değişimine baktığımız zaman, sabit CTDI<sub>vol</sub> için artan pitch faktörünün CNR'ı etkilemediği görülmüştür. CTDI<sub>vol</sub> değerinin sabit olması görüntü üzerindeki gürültü değerinin de aynı kalmasına neden olmuştur. CNR değerlerindeki farklılıklar, nodül ve zemin değerlerinden alınan HU değerlerindeki poisson dalgalanmalarından kaynaklanmaktadır.

Seçilen pitch'in sabit tüp çıkışı değerinde görüntü kalitesini etkilememesi yalnızca doz faktörü üzerinde durmamıza neden olmaktadır.

Görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde üçüncü olarak CNR'ın kesit kalınlığı ile değişimine bakıldı. Kesit kalınlığı, yazılım tarafından kesit görüntüleme aşamasında kullanılan bir parametredir. Radyasyon dozunu etkilememektedir.

Çizelge 4.7 G1 sistemi için CNR'ın kesit kalınlığı ile değişimi

kVp	Efektif mAs	Doz (CTDI <sub>vol</sub> /DLP)	CNR	Pitch	Thickness
120	93	15,65/246,92	1,04	1,35	7,5 mm
			0,87		5 mm
			0,62		2,5 mm



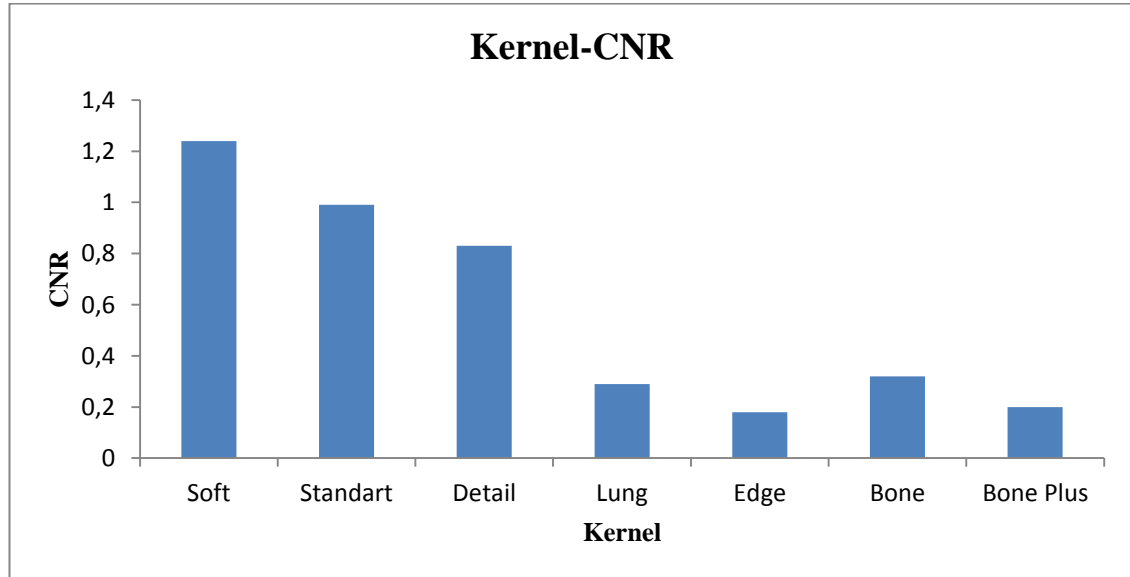
Şekil 4.7 G1 sistemi için CNR'ın kesit kalınlığı ile değişimi grafiği

Kesit kalınlığının artışı, toplanan görüntülerin daha büyük kesitlerden toplanmasına, kesitlerin büyümesi gürültünün azalmasına neden olacaktır. Bunun yanısıra -z yönündeki ayırma gücünü bozacaktır. Bu yüzden kesit kalınlığının artması CNR değerini yükseltmektedir. Kesit kalınlığı belirlenirken kısmi hacim etkisine de dikkat etmek gerekmektedir.

Kullanılan BT sistemlerinde incelemeye en uygun kernel seçimi çok önemlidir. İncelenecek bölgedeki yapıların kontrast farklılıkları seçilen kernel ile çok daha detaylı gözlemlenebilmektedir. Bu yüzden aynı şartlar altında ışınlanmış bir obje kesit görüntüsünün, farklı kerneller kullanılarak birleştirilmesinin, CNR üzerindeki etkisinin incelenmesi gerekmektedir.

Çizelge 4.8 G1 sistemi için CNR'ın kernel ile değişimi grafiği

Kernel	Efektif mAs	Doz (CTDI <sub>vol</sub> /DLP)	CNR	Pitch	Kesit Kalınlığı	kVp
Standart	93	15,65/246,92	0,99	1,35	7,5 mm	120
Detail			0,83			
Soft			1,24			
Lung			0,29			
Edge			0,18			
Bone			0,32			
Bone Plus			0,20			



Şekil 4.8 G1 sistemi için CNR'ın kernel ile değişimi grafiği

Kernel, frekans ortamında kesit görüntülerinin birleştirilmesi sırasında uygulanan pencere ya da filtre fonksiyonudur. Amaç, objenin yapısı ve foton istatistiğine bağlı olarak, görüntüdeki keskinlik-gürültü optimizasyonu sağlanmasıdır. Edge, bone gibi

kerneller keskinlik veririken, soft gibi kerneller görüntü üzerindeki gürültü değerinin azaltarak yumuşaticı özellik gösteririler.

Kernelin gürültü azaltıcı ya da görüntüyü keskinleştirici özelliğine göre CNR üzerinde büyük etkisi görölmektedir. Çalışma yapılan sistem için klinikte rutin toraks incelemelerinde standart kernel tercih edilmektedir. CNR değerlerine bakıldığı zaman soft kernel en yüksek çıktığı, edge kernelin en düşük çıktığı görölmektedir. Soft kernelde gürültü azaltıldığı için CNR yüksek çıkması beklenilmektedir.

#### **4.2 Farklı Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinde Meme Dozu Ölçümü**

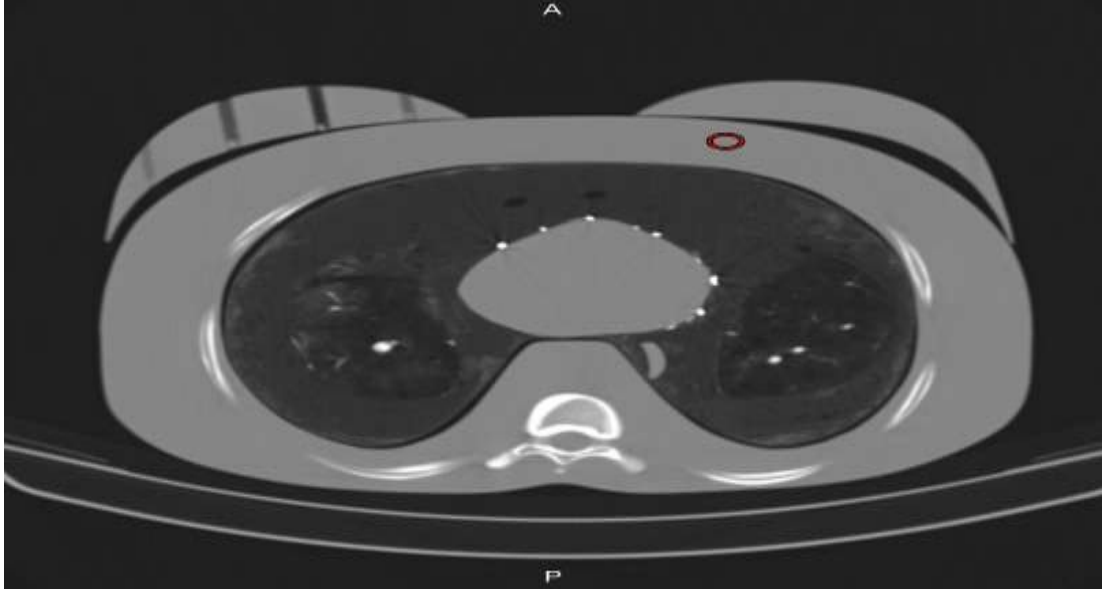
Bu bölümde, 9 farklı bilgisayarlı tomografi sisteminde meme dozu ölçümleri yapılmıştır. İncelemeler de manuel ve otomatik modlar kullanılmıştır.

Bu bölüm içerisinde verilen çizelgelerde, parantez içinde yazan efektif mAs değerleri ilgi alanının alındığı o kesitin auto moddaki efektif mAs değeridir. Elde edilen etkin doz değerleri ise daha önce Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde tez kapsamında yapılan çalışmadan elde edilmiştir.

Rando fantoma ait doku eşdeğeri memeler, Toraks fantomunda meme kısımana denk gelen yerlere yerleştirilerek farklı bilgisayarlı tomografi sistemlerinde, klinikte kullanılan rutin toraks parametreleri kullanılarak inceleme yapılmış ve meme dozları hesaplanmıştır.

Meme dozları hesaplanırken, rando fantoma ait sağ ve sol memelerin içineyerleştirilen LiF (TLD-100)TLD'lerden faydalanılmıştır.





Şekil 4.9 Rando fantoma ait memeler ile alınmış kesit görüntüsü

64 detektörlü Siemens sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.9 S4 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

Kullanılan Tarama Modu		Manuel	Otomatik
Detektör Sayısı		64	64
Tarama Parametreleri	Tarama Tipi	Helikal	Helikal
	kV	120	100
	mAs	141	156
	Efektif mAs	94	104
	Pitch	1,5	1,5
	Kesit genişliği	5mm	5mm
	Kernel	B25f medium smooth	B25f medium smooth
	mA modülasyonu	Kapalı	Açık
	İnterval	5mm	5mm
	Sonuçlar	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	8,67
DLP (mGy-cm)		260	158
Etkin Doz (mSv) <sup>3</sup>		3,64	2,21
Sağ Meme Dozu (mGy)		9,458	8,14
Sol Mem Dozu (mGy)		8,99	8,38
Meme Dozu (mGy)		9,22	8,26
Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)		0,0981	0,0794
Gürültü (Standart Sapma)		7,75	14,25(46,6 efek. mAs) <sup>2</sup>
Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)		0,166	0,152

S4 sistemi için yapılan çalışmada klinikte kullanılan rutin toraks inceleme parametreleri kullanılmıştır. Çizelge 4.9'da seçilen tarama parametreleri ile elde edilmiş meme dozu değerleri ve sol memenin alt kısmındaki yumuşak dokudan seçilen ilgi alanından hesaplanmış gürültü değeri görülmektedir. Sağ ve sol meme değerlerinin her iki tarama modunda da yaklaşık olarak aynı olduğu görülmektedir. Tarama modları kendi aralarında karşılaştırıldığı zaman dikkat edilmesi gereken kısım meme dozlarının, mAs değerine normalize edildiği değerdir. Zira her iki mod için seçilmiş olan mAs değerleri farklı olup, bu olgu meme dozu sonuçlarını önemli derecede etkilemektedir. Bu yüzden mAs değerindeki farklılıktan bağımsız hale getirmek karşılaştırma açısından daha açıklayıcı olmaktadır. Bu durumda, manuel moddaki normalize edilmiş meme dozunun, otomatik moda göre daha fazla çıktığı görülmektedir. Otomatik modun kVp değerinin 100 olduğuna dikkat edilmelidir. Otomatik moddaki değer, 120 kVp'ye göre normalize edildiği zaman ( $\approx 120^2/100^2$ ) yeni normalize değer 0,11 olarak hesaplanmaktadır. Bu sonuç manuel moddaki değer ile %10' luk bir farka sahiptir.

Her iki tarama modundaki gürültü değerleri karşılaştırılacak olursa, gürültü değerlerinin efektif mAs değerine göre ters orantılı olacak şekilde arttığı görülmektedir. Manuel moddaki kVp değerinin, otomatik moda göre fazla olması hasta dozunu arttırmıştır. Bu da görüntüdeki gürültünün azalmasına neden olmuştur. Her iki tarama modu için kVp ve mAs değerlerinden herhangi birisinin sabit olmaması, gürültüyü etkileyen esas parametrenin hangisi olduğunun açıklanmasını zorlaştırmaktadır. Otomatik modda gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı ilgili kesit için verilmiş efektif mAs değeri 46,6 iken gürültü değeri 14,25 olarak hesaplanmıştır. Manuel modda ise 94 efektif mAs değeri için gürültü 7,75 olarak elde edilmiştir.

8 detektörlü GE sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.10 G1 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

<b>Kullanılan Tarama Modu</b>		Manuel	Otomatik
<b>Detektör Sayısı</b>		8	8
<b>Tarama Parametreleri</b>	<b>Tarama Tipi</b>	Helikal	Helikal
	<b>kV</b>	120	120
	<b>mAs</b>	126	123
	<b>Efektif mAs</b>	93,3	91
	<b>Pitch</b>	1,35	1,35
	<b>Kesit genişliği</b>	7,5mm	7,5mm
	<b>Kernel</b>	Standart	Standart
	<b>mA modülasyonu</b>	Kapalı	Açık
	<b>İnterval</b>	5mm	5mm
<b>Sonuçlar</b>	<b>CTDI<sub>vol</sub> (mGy)</b>	7,78	7,43
	<b>DLP (mGy-cm)</b>	233	223
	<b>Etkin Doz (mSv)</b>	3,27	3,12
	<b>Sağ Meme Dozu (mGy)</b>	11,1	10,2
	<b>Sol Mem Dozu (mGy)</b>	10,2	9,84
	<b>Meme Dozu (mGy)</b>	10,7	10
	<b>Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)</b>	0,115	0,110
	<b>Gürültü (Standart Sapma)</b>	6,88	8,20 (69,5 efek. mAs)
	<b>Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)</b>	0,099	0,088

G1 sistemi için yapılan incelemede, seçilen iki mod için meme dozu değerlerinin birbirine yakın çıktığı görülmektedir. Bu değerlerin mAs değerlerine normalize edilmesi durumunda da, normalize değerlerin birbirine yakın olması, sistemin otomatik modda verdiği radyasyon doz değerinin hasta açısından uygun olduğunu göstermektedir.

Her iki mod için gürültü değerleri karşılaştırıldığı zaman, beklenildiği gibi gürültü değerinin hesaplandığı kesitin mAs değerine ters orantılı olarak değiştiği gözlemlenmektedir. Gürültü hesabı için seçilen bölgenin tam olarak homojen olmayışı ve görüntü üzerindeki foton sayısındaki istatistiksel dalgalanmalar, gürültü değerinin de (Standart sapma)dalgalanmasına neden olmuştur. Her iki modunda, mAs haricindeki diğer ışınlama parametrelerinin aynı olması, gürültünün esas olarak mAs'a bağlı değiştiğini göstermektedir. Otomatik modda gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı ilgili kesit için verilmiş efektif mAs değeri 69,5 iken gürültü değeri 8,20 olarak

hesaplanmıştır. Manuel modda ise 93,3 efektif mAs değeri için gürültü 6,88 olarak elde edilmiştir.

64 detektörlü Toshiba sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.11 T1 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

Kullanılan Tarama Modu		Manuel	Otomatik
Detektör Sayısı		64	64
Tarama Parametreleri	Tarama Tipi	Helikal	Helikal
	kV	120	120
	mAs	50	50
	Efektif mAs	60	60
	Pitch	0,828	0,828
	Kesit genişliği	5mm	5mm
	Kernel	FC13	FC13
	mA modülasyonu	Kapalı	Açık
	İnterval	5mm	5mm
Sonuçlar	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	6,66	6,62
	DLP (mGy-cm)	200	199
	Etkin Doz (mSv)	2,8	2,79
	Sağ Meme Dozu (mGy)	8,44	7,89
	Sol Mem Dozu (mGy)	8,1	8,5
	Meme Dozu (mGy)	8,3	8,2
	Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)	0,138	0,134
	Gürültü (Standart Sapma)	9,55	9,46 (60 efek. mAs)
	Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)	0,157	0,157

T1 sistemi için seçilen tarama parametreleri her iki mod için aynı olduğu görülmektedir. Parametrelerin aynı olması ölçülen doz değerlerinin birbirine çok yakın çıkmasına neden olmuştur.

Gürültü değerlerine bakıldığı zaman da sonuçların yakın çıktığı, ışınlanmam parametrelerinin de aynı olması aradaki farkın istatistiksel dalgalanmalar ve bölgenin tam olarak homojen olmamasından kaynaklandığı göstermektedir.

Otomatik modda gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı ilgili kesit için verilmiş efektif mAs değeri 60 iken gürültü değeri 9,46 olarak hesaplanmıştır. Manuel modda ise 60 efektif mAs değeri için gürültü 9,55 olarak elde edilmiştir.

16 detektörlü GE sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.12 G4 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

Kullanılan Tarama Modu		Manuel	Otomatik
Detektör Sayısı		16	16
Tarama Parametreleri	Tarama Tipi	Helikal	Helikal
	kV	120	120
	mAs	120	130
	Efektif mAs	87	95
	Pitch	1,375	1,375
	Kesit genişliği	5mm	5mm
	Kernel	Standart	Standart
	mA modülasyonu	Kapalı	Açık
	İnterval	5mm	5mm
Sonuçlar	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	6,08	6,64
	DLP (mGy-cm)	182	199
	Etkin Doz (mSv)	2,55	2,79
	Sağ Meme Dozu (mGy)	8,7	8,74
	Sol Mem Dozu (mGy)	8	9,59
	Meme Dozu (mGy)	8,4	9,17
	Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)	0,0965	0,0965
	Gürültü (Standart Sapma)	9,75	10,96 (60,5 efek. mAs)
	Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)	0,161	0,126

G4 sistemi için otomatik modda meme dozunu yüksek çıktığı görülmektedir. Kesit görüntülerinden hesaplanan ortalama efektif mAs değerinin yüksek oluşu dozun, manuel moda göre yüksek çıkmasına sebebiyet vermiştir. Değerin normalize edilip dozdan bağımsız hale getirilmesi durumunda sonuçların aynı çıkması, bunu kanıtlamakta ve sistemin otomatik modda ölçülen radyasyon dozunun, hasta için önerilen ışınlama parametreleri ile elde edilen radyasyon dozuna uygun değerde olduğunu göstermektedir.

Her iki mod için gürültü değerleri karşılaştırıldığı zaman, otomatik modda gürültü hesabı için seçilen kesitin efektif mAs değerinin küçük oluşu, ilgili bölgedeki

gürültünün artmasına neden olmuştur. İki mod arasında gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı kesitlere ait efektif mAs değerleri arasında 26,5 mAs gibi bir fark olmasına karşın gürültü değerleri arasında yüksek bir farkın olmadığına dikkat edilmelidir.

Otomatik modda gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı ilgili kesit için verilmiş efektif mAs değeri 60,5 iken gürültü değeri 10,96 olarak hesaplanmıştır. Manuel modda ise 87 efektif mAs değeri için gürültü 9,75 olarak elde edilmiştir.

4 detektörlü Siemens sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.13 S2 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

Kullanılan Tarama Modu		Manuel	Otomatik
Detektör Sayısı		4	-
Tarama Parametreleri	Tarama Tipi	Helikal	-
	kV	120	-
	mAs	120	-
	Efektif mAs	80	-
	Pitch	1,5	-
	Kesit genişliği	5mm	-
	Kernel	B30f medium smooth	-
	mA modülasyonu	Kapalı	-
	İnterval	5mm	-
Sonuçlar	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	5,86	-
	DLP (mGy-cm)	176	-
	Etkin Doz (mSv)	2,46	-
	Sağ Meme Dozu (mGy)	8,6	
	Sol Mem Dozu (mGy)	8,25	
	Meme Dozu (mGy)	8,43	-
	Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)	0,105	-
	Gürültü (Standart Sapma)	14,76	-
	Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)	-	-

S2 sisteminin otomatik tarama modunun olmayışı, bu sistemde otomatik mod için meme dozunun hesaplanmasına ve görüntü kalitesi değerlendirmesinin yapılamamasına neden olmuştur.

Manuel mod için yapılan çalışma sonuçlarına baktığımız zaman, diğer sistemlere göre efektif mAs parametresini yakın (S3 ve S4) ve fazla (S1) olduğu halde gürültü değerinin bu sistemlere göre yüksek çıktığı görülmektedir. Bu etki detektör sayısının diğer sistemlere göre daha az olmasından kaynaklanmaktadır.

16 detektörlü Siemens sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.14 S3 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

Kullanılan Tarama Modu		Manuel	Otomatik
Detektör Sayısı		16	16
Tarama Parametreleri	Tarama Tipi	Helikal	Helikal
	kV	120	120
	mAs	135	113
	Efektif mAs	90	75
	Pitch	1,5	1,5
	Kesit genişliği	5mm	5mm
	Kernel	B30f medium smooth	B30f medium smooth
	mA modülasyonu	Kapalı	Açık
	İnterval	5mm	5mm
	Sonuçlar	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	6,01
DLP (mGy-cm)		180	150
Etkin Doz (mSv)		2,52	2,1
Sağ Meme Dozu (mGy)		9,45	9,1
Sol Mem Dozu (mGy)		9,15	9,1
Meme Dozu (mGy)		9,28	9,1
Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)		0,103	0,121
Gürültü (Standart Sapma)		10,38	11,82 (78,3 efek. mAs)
Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)		0,132	0,132

S3 sistemi için meme dozu değerlerinin manuel mod için yüksek çıktığı görülmektedir. Ama manuel efektif mAs değerinin otomatik moddaki efektif mAs değerine göre yüksek olduğuna dikkat edilmelidir. Meme dozu normalize değerlere bakıldığı zaman otomatik modun daha fazla çıktığı görülmektedir. Otomatik mod incelemesi sonucunda elde edilmiş etkin doz değerinin, manuel mod incelemesi sonucunda elde edilen etkin doz değerine göre az çıkmış olmasına karşın, otomatik moddaki meme dozu normalize değerinin manuel modda normalize edilmiş meme dozu değerine göre yüksek çıkmış olması, sistemin otomatik modda meme bölgesini taraması esnasında mA modülasyonu gerçekleştirirken efektif mAs değerini doğru bir şekilde ayarlayamadığını göstermektedir.

Gürültü değerlerinin karşılaştırılmasında ise, otomatik modda gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı ilgili kesit için verilmiş efektif mAs değeri 78,3 iken



gürültü değeri 11,82 olarak hesaplanmıştır. Manuel modda ise 90 efektif mAs değeri için gürültü 10,38 olarak elde edilmiştir.

64 detektörlü GE sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.15 G2 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

Kullanılan Tarama Modu		Manuel	Otomatik
<b>Detektör Sayısı</b>		64	64
<b>Tarama Parametreleri</b>	<b>Tarama Tipi</b>	Helikal	Helikal
	<b>kV</b>	120	120
	<b>mAs</b>	130	81
	<b>Efektif mAs<sup>14</sup></b>	132	82
	<b>Pitch</b>	0,984	0,984
	<b>Kesit genişliği</b>	5mm	5mm
	<b>Kernel</b>	Standart	Standart
	<b>mA modülasyonu</b>	Kapalı	Açık
	<b>İnterval</b>	5mm	5mm
<b>Sonuçlar</b>	<b>CTDI<sub>vol</sub> (mGy)</b>	9,58	5,95
	<b>DLP (mGy-cm)</b>	287	179
	<b>Etkin Doz (mSv)</b>	4,02	2,5
	<b>Sağ Meme Dozu (mGy)</b>	14,8	9,7
	<b>Sol Mem Dozu (mGy)</b>	13,2	9,1
	<b>Meme Dozu (mGy)</b>	14	9,4
	<b>Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)</b>	0,110	0,115
	<b>Gürültü (Standart Sapma)</b>	7,37	8,68 (88,9 efek. mAs) <sup>13</sup>
	<b>Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)</b>	0,083	0,066

G2 sisteminde iki mod arasında meme dozu karşılaştırması yapıldığında, meme dozlarının verilen efektif mAs ile hemen hemen doğrusal olduğunu görülmektedir. Her iki mod için sağ memeden elde edilmiş meme dozu değerinin, sol memeden elde edilmiş meme dozu değerine oranı (9,7/9,1 -14,8/13,2) yaklaşık 1,1 değerinde olup birbirine yakın çıkmıştır.

Gürültü değerleri karşılaştırıldığında, manuel moddaki gürültü değerinin otomatik moda göre, efektif mAs değeri dikkate alındığında daha fazla çıktığı görülmektedir. Bu sonuç sistemin otomatik modda kullanılan kullanıcı tarafından belirlenen noise index (gürültü

indeksi) parametresine bağlı olarak değişmektedir. Zira sistem ayarlanan gürültü indeks değerine göre kalınlığa bağlı olarak bir efektif mAs değeri belirlemektedir.

Otomatik modda gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı ilgili kesit için verilmiş efektif mAs değeri 88,9 iken gürültü değeri 8,68 olarak hesaplanmıştır. Manuel modda ise 132 efektif mAs değeri için gürültü 7,37 olarak elde edilmiştir. Efektif mAs değerleri arasındaki farka göre gürültü değerlerinin arasında fazla bir fark olmadığına dikkat edilmelidir.

16detektörlü GE sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.16 G3 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

<b>Kullanılan Tarama Modu</b>		Manuel	Otomatik
<b>Detektör Sayısı</b>		-	16
<b>Tarama Parametreleri</b>	<b>Tarama Tipi</b>	-	Helikal
	<b>kV</b>	-	120
	<b>mAs</b>	-	120
	<b>Efektif mAs</b>	-	87
	<b>Pitch</b>	-	1,375
	<b>Kesit genişliği</b>	-	5mm
	<b>Kernel</b>	-	Standart
	<b>mA modülasyonu</b>	-	Açık
	<b>İnterval</b>	-	5mm
<b>Sonuçlar</b>	<b>CTDI<sub>vol</sub> (mGy)</b>	-	7,64
	<b>DLP (mGy-cm)</b>	-	230
	<b>Etkin Doz (mSv)</b>	-	3,2
	<b>Sağ Meme Dozu (mGy)</b>	-	9,07
	<b>Sol Mem Dozu (mGy)</b>	-	7,68
	<b>Meme Dozu (mGy)</b>	-	8,38
	<b>Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)</b>	-	0,0963
	<b>Gürültü (Standart Sapma)</b>	-	9,81 (60,1 efek. mAs)
	<b>Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)</b>	-	-

Bu sistem için manuel değerlerde ışınlama yapılamamıştır. Bu yüzden otomatik mod ile manuel mod karşılaştırılması gerçekleştirilememektedir.

Otomatik modu diğer GE sistemleri ile karşılaştırdığımızda, yakın ışınlama şartlarının kullanıldığı G4 sisteminde normalize meme dozu değeri 0,0965 iken G3 sisteminde 0,0963 çıkmıştır. Değerlerin hemen hemen aynı olduğu görülmektedir. Yine G4 sistemi ile yapılan karşılaştırmada, gürültü hesabı için seçilen kesit değerinin efektif mAs değeri G4 sistemin 60,5 iken, G3 sisteminde bu değer 60,1'dir. Gürültü değerleri G4 sisteminde 10,96 çıkmış olup, G3 sisteminde 9,81 olarak bulunmuştur. İki sistem arasında yakın ışınlama şartları kullanıldığına dikkat edilirse, G3 sisteminin gürültü değeri, G4 sistemine göre aynı radyasyon dozu için daha az çıkmıştır. Bu sonuç G3 sisteminin görüntü kalitesi performansının G4 sistemine göre daha iyi olduğunu göstermektedir.

2 detektörlü Siemens sistemine ait sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

Çizelge 4.17 S1 sistemi için manuel-otomatik mod karşılaştırılması

Kullanılan Tarama Modu		Manuel	Otomatik
Detektör Sayısı		2	2
Tarama Parametreleri	Tarama Tipi	Helikal	Helikal
	kV	130	130
	mAs	100	80
	Efektif mAs	50	40
	Pitch	2	2
	Kesit genişliği	5mm	5mm
	Kernel	B30s medium smooth	B30s medium smooth
	mA modülasyonu	Kapalı	Açık
	İnterval	5mm	5mm
Sonuçlar	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	4,66	3,73
	DLP (mGy-cm)	140	112
	Etkin Doz (mSv)	1,96	1,57
	Sağ Meme Dozu (mGy)	7,5	5,05
	Sol Mem Dozu (mGy)	5,92	4,89
	Meme Dozu (mGy)	6,71	4,97
	Meme Dozu Normalize (mGy/mAs)	0,13	0,12
	Gürültü (Standart Sapma)	10,96	14,44 (26,8 efek. mAs)
	Gürültü Normalize (Std./Efek. mAs)	0,41	0,29

S1 sistemi için meme dozu değerlerine baktığımız zaman doz değerlerinin efektif mAs değeri değişimi ile her iki mod için de uyumlu olduğunu görmekteyiz. Efektif mAs'tan bağımsız hale getirdiğimiz durumda ise değerlerin yakın çıktığı ve sistemin otomatik modda mA modülasyonunu önerilen protokollere göre saptanmış radyasyon dozu değerlerine uygun şekilde ayarladığını söyleyebiliriz.

Gürültü değerlerinin karşılaştırılmasında ise, otomatik modda gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı ilgili kesit için verilmiş efektif mAs değeri 26,8 iken gürültü değeri 14,44 olarak hesaplanmıştır. Manuel modda ise 50 efektif mAs değeri için gürültü 10,96 olarak elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, iki tarama modu arasına gürültü değerlendirilmesinin yapıldığı kesitlerin efektif mAs değerleri arasında yaklaşık 2 katlık bir fark varken gürültü değerleri arasında bu kadar fazla bir fark yoktur. Gürültü değerlerinden elde edilen sonuç, mA modülasyonunun inceleme sırasında uygunazalmalar yaptığı sonucunu desteklemektedir.

Klinik şartlarda yapılan rutin toraks incelemelerinde hemen hemen bütün sistemlerde 120 kVp'de manuel tarama modu ve otomatik ışınlama kontrolü kullanılmıştır (S1 sisteminin otomatik modunda 100 kVp ve S4 sisteminin her iki modunda 130 kVp'de kullanıldı). Bununla beraber, manuel ışınlama modu için protokoller çıkarılmıştır. Otomatik ışınlama modundaki kVp değeri ve çıkarılan protokoldeki mAs değeri uygulanarak ek incelemeler yapılmıştır. Yapılan incelemeler sonucunda, meme dozunun efektif mAs değerine normalize edildiği şartlar altında 3 otomatik sistemde (G2, S3, S4) normalize edilmiş değerler büyük çıkarken 3 sistemde (S1, T1, G1) manuel mod ile alınmış sonuçlar büyük çıkmıştır. Bunun yanında 1 sistemde (G4) değerler eşit çıkmış olup, diğer 2 sistem için manuel ve otomatik şartlar ayrı ayrı alınamadığı için karşılaştırılma yapılamamıştır.

Yine aynı klinik şartlarda ışınlanmış fantom görüntülerindeki gürültü (Standart Sapma) değerlerine bakıldığında, tek bir sistem hariç (T1) diğer sistemler için otomatik ışınlama modunda alınmış görüntülerdeki gürültü değerleri, manuel ışınlama modu ile alınmış görüntülerdeki gürültü değerlerine göre daha yüksek çıkmıştır. (Otomatik ışınlama modundaki görüntüler için gürültü değeri hesaplanırken her kesit için mAs değeri farklı olduğu için ilgili kesitteki gürültü değeri hesaplanmış ve hesaplanırken, o kesitteki Efektif mAs değeri dikkate alınmıştır) Gürültü değerlerinin düşük çıktığı sistemler için ilgili kesitteki efektif mAs değeri yüksek olduğu için sonuçlar beklendiği gibi çıkmıştır.

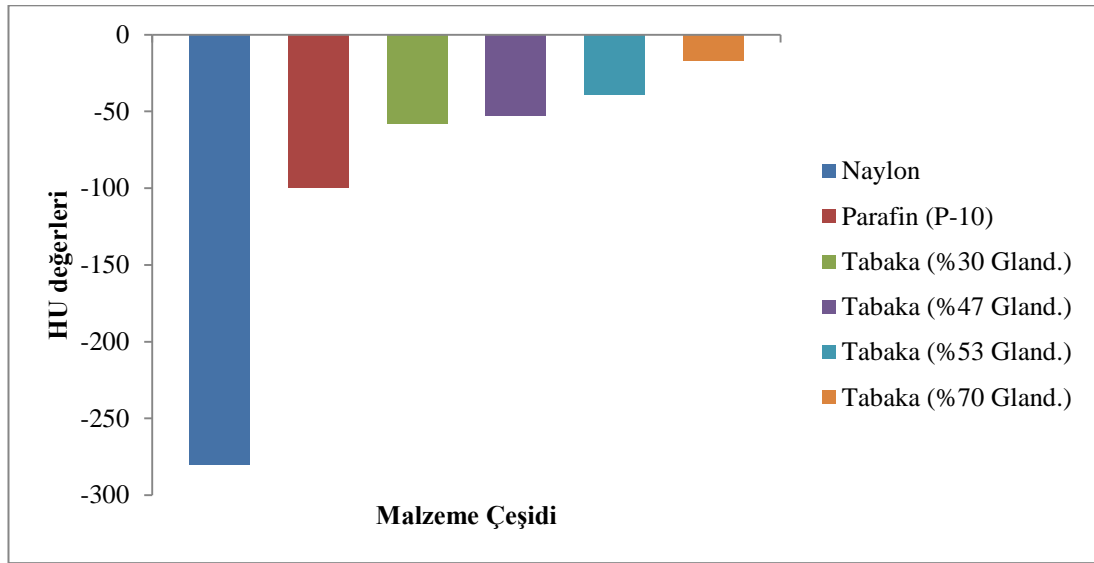
#### **4.3 Farklı Yapıdaki Malzemeler İle Meme Dozu Ve Görüntü Kalitesi Ölçümü**

Meme dozlarını hesaplamak için kullanılan rando fantoma ait memeler doku eşdeğeri olup yağ dokusu içermemektedir. Memedeki yağ dokusunun glandüler dokuya göre fazla olduğu hastaların BT taramalarında aldıkları dozları belirlemek amacıyla farklı doku yapılarında fantomların tasarlanması gerekmektedir. Bunun sonucunda 8 detektörlü sistemde (G1) yapılan çalışmada farklı yapıda malzemelerin BT taramaları yapılmış ve ortalama bir yağ dokusuna ait HU numarasına en yakın malzeme araştırılmıştır.

Çizelge 4.18’de, rutin toraks incelemelerinde tercih edilen ışınlama parametrelerine yakın değerlerde seçilmiş tarama parametreleri ve bu parametrelerde incelemesi yapılan farklı yapıdaki malzemeler ve bu malzemelerden belirlenmiş HU numaraları gösterilmektedir.

Çizelge 4.18 G1 sisteminde farklı tip malzemelerin aynı ışınlama parametreleri için HU numaraları

Parametreler	Değerler	Malzeme Tipi	HU Numarası
kVp	120	Naylon	-231/-300
Efektif mAs	100	Parafin (P-10)	-95/-110
Pitch	1,35	Slab 1 (%30 gland.)	-57,78
Kesit Kalınlığı	5mm	Slab 2 (%47 gland.)	-53,06
Demet Genişliği	8*2,5mm	Slab 3 (%53 gland.)	-39
SFOV-DFOV	Large-38cm	Slab 4 (%70 gland.)	-17



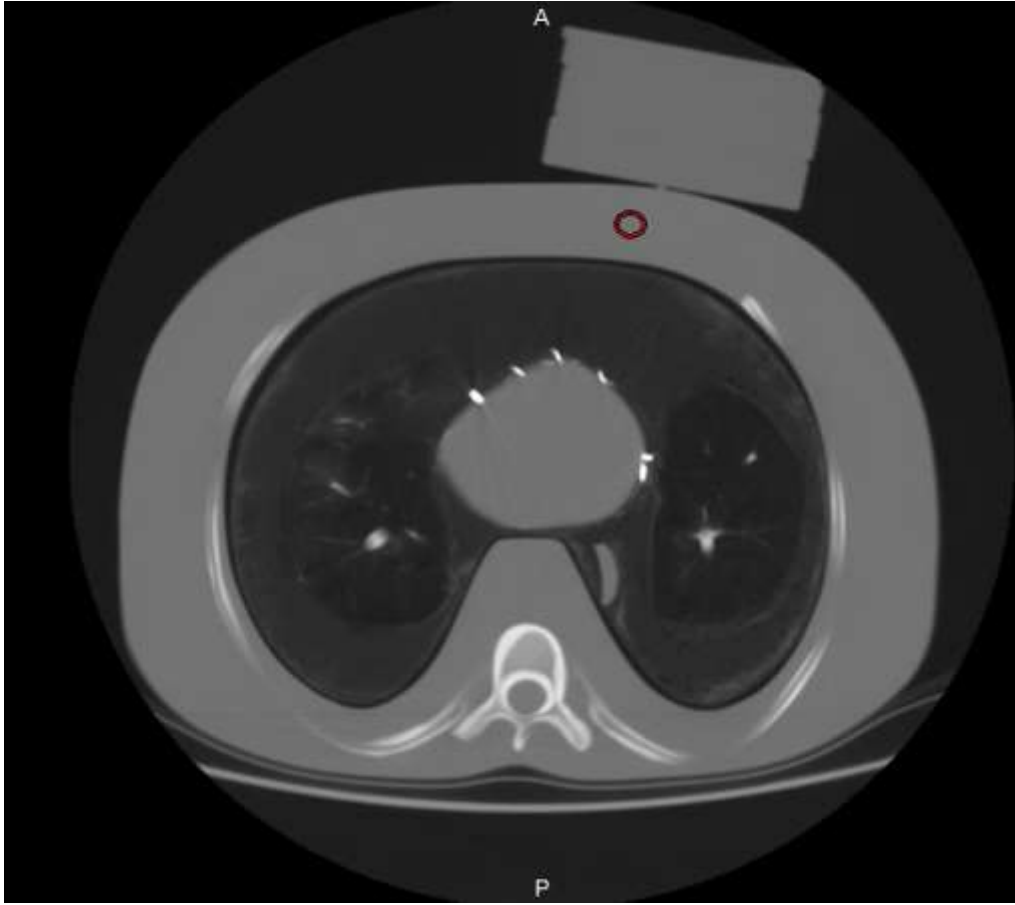
Şekil 4.10 G1 sisteminde farklı tip malzemelerin aynı ışınlama parametreleri için HU numaraları grafiği

Yine aynı sistemde taramaları yapılmış farklı yaştaki hastaların meme yağ dokularının HU numaralarına bakıldığında -70 HU/-130 HU arası değerler elde edilmiştir. Buradan yola çıkarak ışınlanan malzemeler arasında bu değerlere en uygun olan malzemenin P-10 parafin olduğu tespit edilmiştir.

#### 4.3.1 Toraks Fantomuna Yapıştırılan Farklı Glandüler Yapıdaki ve Farklı Kalınlıktaki Meme Test Tabakaları ile G1 ve T1 Sistemlerinde Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Meme dokusu sadece yağdan meydana gelmediği için meme dozunun farklı meme dokusu yapılarında, rutin toraks BT taramalarından ne kadar etkilendiğinin incelenmesi gerekmektedir. Bu bağlamda, farklı yağ doku/glandülerite içeriğine sahip meme test tabakaları ile meme dozu ölçümleri yapılmıştır.

Üç farklı yağ dokusu yapısında (% 30 yağ, %50 yağ ve % 70 yağ) meme test tabakaları iki farklı BT sisteminde toraks fantomuna yapıştırılmış, tabakaların orta kalınlığında, köşelere, orta-kenar arasına ve tam ortaya denk gelen noktalara TLD (TLD-100) detektörleri yapıştırılmıştır.



Şekil 4.11 Meme test tabakaları ile alınmış kesit görüntüsü

#### 4.3.1.1 G1 Sistemi İçin Toraks Fantomuna Yapıştırılan Farklı Glandüler Yapıdaki ve Farklı Kalınlıktaki Meme Test Tabakaları ile Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

8 detektörlü G1 sisteminde toraks fantomuna farklı glandüler-yağ doku yapısındaki ve farklı kalınlıktaki meme test tabakaları yerleştirilerek meme radyasyon dozu ölçümleri yapılmıştır.

Çizelge 4.19'da 7,5 mm kesit kalınlığı ile birleştirilen kesitler üzerinden alınmış gürültü değerleri ile meme test tabakalarının ortasına yerleştirilmiş TLD'ler yardımı ile alınmış meme dozu değerleri gösterilmektedir.

Çizelge 4.19 G1 sistemi için meme test tabakaları kullanılarak alınmış 120 kVp'de meme dozu ve görüntüdeki gürültü değerleri

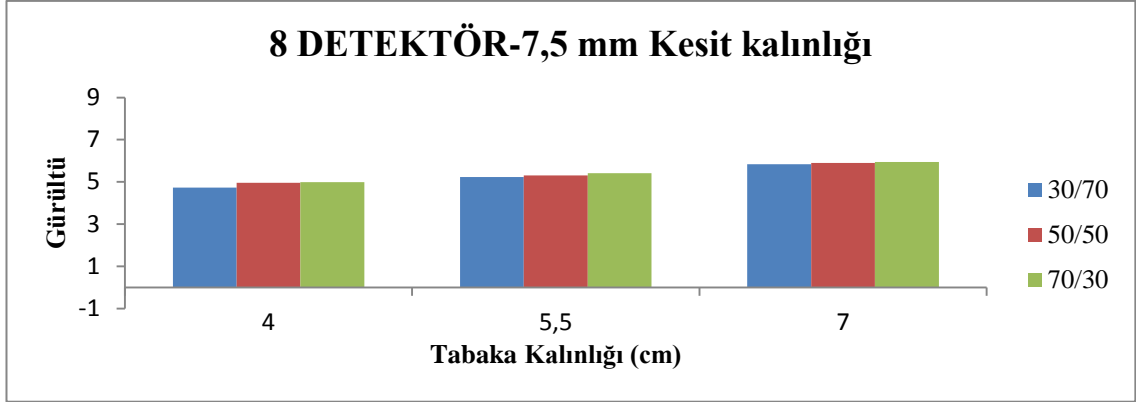
Tabaka	Kalınlık (cm)	Ortalama HU Değeri	Gürültü (Standart Sapma)	Meme Dozu (mGy)	Ortalama Meme Dozu (mGy)
30/70*	4	12,27	4,73	8,8	9,28
	5,5	12,95	5,23	9,77	
	7	12,89	5,84	9,27	
50/50	4	12,40	4,96	8,63	8,95
	5,5	13,30	5,30	9,31	
	7	13,17	5,90	8,92	
70/30	4	12,55	4,99	9,77	8,75
	5,5	10,26	5,42	8,43	
	7	11,13	5,95	8,04	
<b>Kesit Kalınlığı: 7,5 mm</b>					<b>9 mGy**</b>

\*: 30/70 tabakası, %30 glandülerite-%70 yağ dokuyu ifade etmektedir.

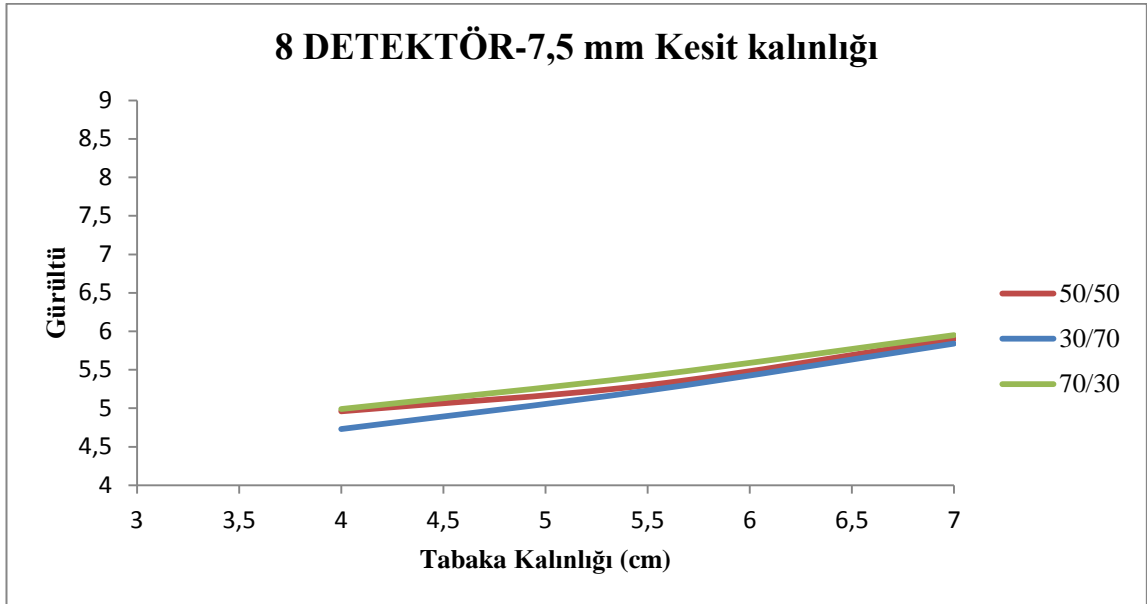
\*\* : 30/70, 50/50 ve 70/30 glandüleritelerine sahip tabakaların ortalama meme dozu değeridir.

Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'de, Çizelge 4.19'daki sonuçların (farklı meme tabakalarındaki gürültü değerlerinin) grafik üzerinde gösterimi görülmektedir.





Şekil 4.12 G1 sistemi için 7,5 mm kesit kalınlığındatabaka kalınlığı ile gürültü değişimi (aynı kalınlık altında farklı glandüler yapıdaki tabakalara ait gösterim)



Şekil 4.13 G1 sistemi için 7,5 mm kesit kalınlığında tabaka kalınlığı ile gürültü değişimi

- Ortalama HU Değeri tabakanın altındaki yumuşak doku bölgesi alınmıştır.
- Her bir kalınlıktaki mamografi test tabakaları toraks fantomu üzerinde sol memeye denk gelecek şekilde yerleştirildi.
- TLD' ler meme test tabakalarının arasına denk gelecek şekilde yerleştirildi.
- Işınlama parametreleri; 120 kVp, 93,3 efektif mAs, 180 mA 1,35 pitch, 0,7 sn gantri dönüş süresi, 4\*5 mm kesit kolimasyonu olarak belirlenmiştir.
- Bu ışınlama parametreleri ile sistem DLP=248,8 mGy-cm ve CTDI=7,89 mGy vermiştir.

Şekil 4.12'deki grafiğe dikkat edilirse, aynı kalınlıkta farklı glandüler yapıdaki meme tabakaları kullanılarak elde edilen gürültü değerlerinin, glandülerite arttıkça az da olsa arttığını görmekteyiz. Kullanılan meme tabakaları mamografi enerji aralığında etkin soğurucu özellik gösterdiği için, mamografik enerji aralığında yapılan çalışmalarda, glandülerite artışı ile görüntü üzerine düşen x-ışın foton sayısı azalacak ve görüntü üzerindeki gürültü (standart sapma) miktarı artacaktır.

Glandüler doku, yağ dokuya göre daha fazla radyasyon soğurucu özellik gösterse de, elde edilen sonuçlar arasındaki gürültü miktarları farkı tomografik enerji aralığında, glandülerite değişimine göre yeterli değildir. Yani uygulanan kVp değeri için (120 kVp) glandülerite tabakaları yeterli soğurucu özellik gösterememiştir.

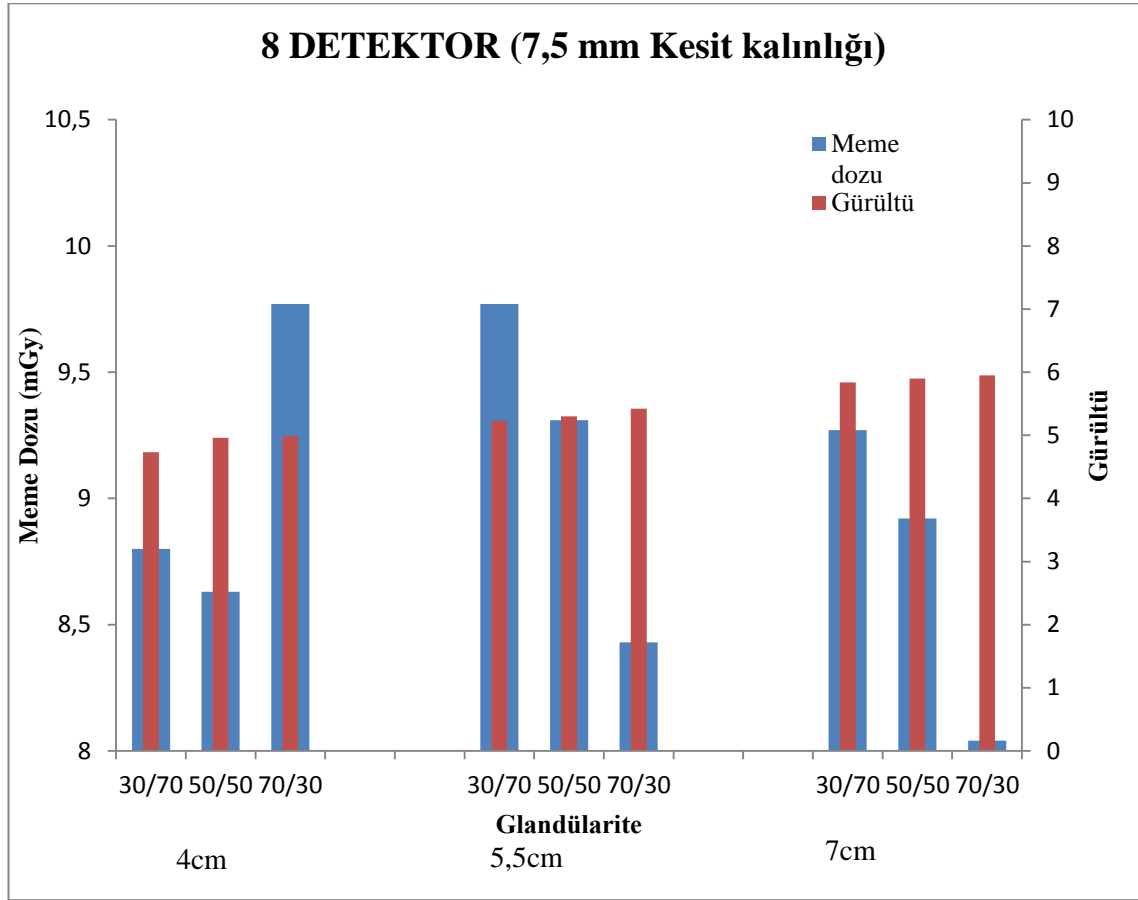
Şekil 4.13'de ise, aynı glandülerite yapısında ama farklı kalınlıktaki meme tabakalarının gürültü değişimi incelenmiştir. Tabaka kalınlığı arttıkça tabakanın radyasyon soğurma etkisi artış göstermektedir. Böylece görüntü üzerindeki x-ışın foton sayısı miktarı tabaka kalınlığı arttıkça azalmaktadır. Bu yüzden görüntüdeki gürültü miktarında artış gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.20'de farklı kalınlık ve farklı glandüleritedeki meme tabakalarına yerleştirilen TLD' ler ile alınmış meme dozları gösterilmektedir.

Çizelge 4.20 G1 sistemi için meme test tabakaları kullanılarak alınmış 100 kVp'de meme dozu değerleri

Glandülerite	Meme Test Tabakası kalınlığı (cm)	Meme dozu (mGy)	Ortalama Meme Dozu Değerleri (mGy)
<b>30/70</b>	4	<b>6,54</b>	<b>6,53</b>
	5,5	<b>6,81</b>	
	7	<b>6,24</b>	
<b>70/30</b>	4	<b>6,54</b>	<b>6,53</b>
	5,5	<b>6,81</b>	
	7	<b>6,24</b>	
			<b>6,53</b>

- 100 kVp, 180 mA, 0,7 sn gantri dönüş süresi, 1,35 pitch (93,3 efektif mAs) şartlarında ışınlanmıştır.
- Bu ışınlama parametreleri ile sistem DLP=152,4 mGy-cm ve CTDI=4,71 mGy vermiştir.
- Bu ışınlama parametrelerinde görüntüdeki gürültü değeri, görüntüler olmadığı için hesaplanmamıştır. Doz değerleri, rutin toraks çekimi kullanılarak alınmış meme dozu değerleri ile karşılaştırmak için hesaplanmıştır.



Şekil 4.14 G1 sistemi için 7,5 mm kesit kalınlığında gürültü-meme dozu karşılaştırılması

Farklı yapıda ve farklı kalınlıktaki meme tabakaları ile alınmış dozlar değerlendirildiğinde doz değerleri, glandülerite ile yada tabaka kalınlığı ile sistematik bir değişiklik yoktur. Çizelge 4.19'daki meme dozu değerlerine dikkat edilirse her bir glandülerite için kendi arasında değişken tabaka kalınlığı ile meme dozunun değişmediği görülmektedir. Aynı tabaka kalınlığında, farklı glandüleritedeki meme tabakalarındaki meme dozu değişimi incelendiğinde benzer şekilde istatistiksel

dalgalanmalar ve TLD-100 kristallerinde x-ışınlarının tuzaklanması ve TLD'lerin okunması esnasında tuzaklardan salınan fotonlardaki istatistiksel dalgalanmalar dışında bir değişim görülmemektedir. Çizelge 4.20 için meme dozu değerlerine bakıldığında Çizelge 4.19'da olduğu gibi farklı tabaka kalınlığı ile ya da farklı glandülerite ile meme dozunun değişmediği görülmüştür.

Çizelge 4.20'deki meme dozu değerleri, Çizelge 4.19'daki meme dozu değerlerinden farklı olarak, kVp parametresi (100 kVp) hariç diğer parametreler sabit olacak şekilde alınmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde kVp'nin azalışı ile meme dozunda da azalma görülmüştür. kVp'nin azalması ile x-ışınlarının giriciliği azalmış ve detektöre daha az x-ışın fotonu ulaşmıştır.

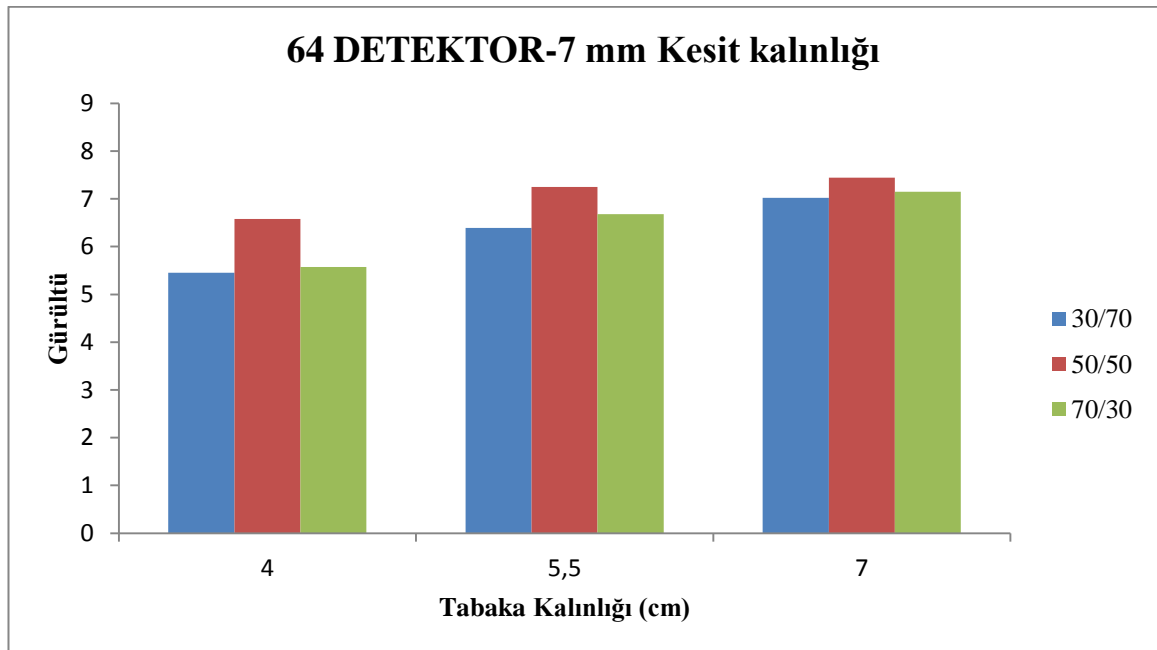
120 kVp değeri 100 kVp değerine normalize edildiğinde (Şekil 4.1 eğri denklemi kullanılarak), 1,74 değeri elde edilmektedir. Çizelge 4.20'de yer alan meme dozu değerleri ortalaması bu değer ile çarpılırsa 11,36 mGy değeri elde edilir. (Çizelge 4.19'daki meme dozu değerlerinin genel ortalaması 9 mGy'dir) İki kVp değeri ile alınmış meme dozu değerleri karşılaştırıldığı zaman, Çizelge 4.20'deki meme dozu değerleri, Çizelge 4.19'daki meme dozu değerlerine göre %21 fazla çıkmıştır.

#### **4.3.1.2 T1 Sistemi İçin Toraks Fantomuna Takılan Farklı Glandüler Yapıdaki ve Farklı Kalınlıktaki Meme Test Tabakaları ile Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi**

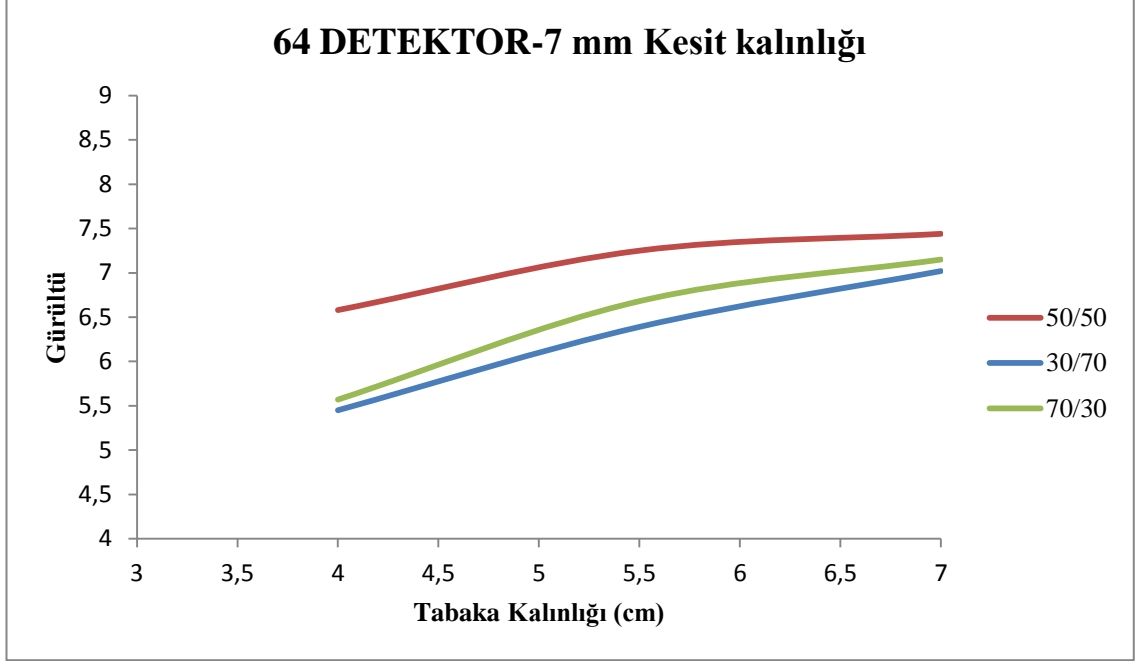
64 detektörtü Toshiba T1 sisteminde meme test tabakaları kullanılarak meme dozu ölçümü yapılmıştır. 7 mm ve 5 mm kesit kalınlıkları ile alınan kesit görüntülerinden gürültü değeri (standart sapma) hesaplanmıştır.Çizelge 4.21'de, daha önce belirlenmiş protokoller ile ışınlanmış meme tabakalarının arasına yerleştirilmiş TLD'ler ile ölçülmüş meme dozları ve gürültü değerleri gösterilmektedir. Çizelge 4.21 değerleri, Şekil 4.15'te grafik halinde belirtilmiştir.

Çizelge 4.21 T1 sistemi için mamografi test tabakaları kullanılarak alınmış meme dozu ve görüntüdeki gürültü değerleri

Tabaka	Kalınlık (cm)	Ortalama HU Değeri	Gürültü (Standart Sapma)	Meme Dozu (mGy)	Ortalama Meme Dozu (mGy)
30/70	4	10,52	5,45	10,1	9,6
	5,5	14,16	6,39	9,6	
	7	15,80	7,02	9,1	
Kesit Kalınlığı: 7 mm					
50/50	4	11,46	6,58	9,27	9,04
	5,5	12,29	7,25	8,92	
	7	13,68	7,44	8,93	
70/30	4	12,10	5,57	9,85	9,6
	5,5	14,09	6,68	10,2	
	7	12,59	7,15	8,74	
<b>Kesit Kalınlığı: 7 mm</b>					<b>9,40</b>



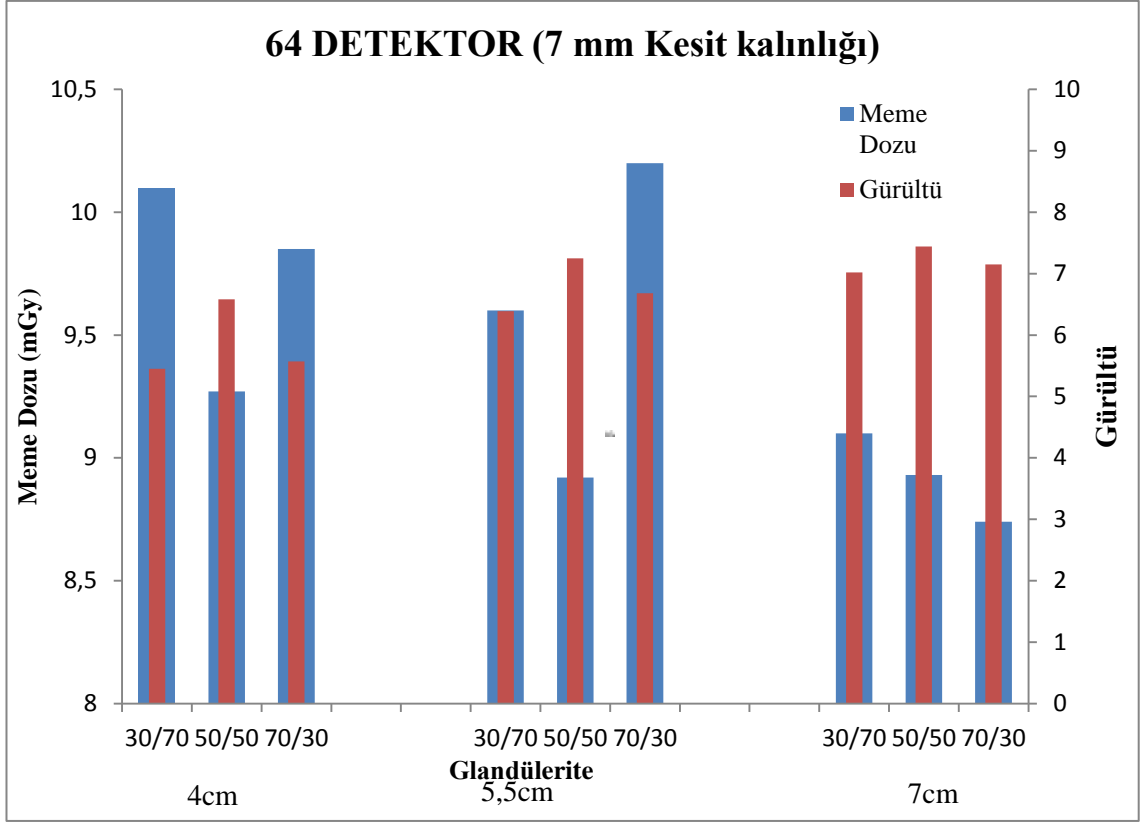
Şekil 4.15 T1 sistemi için 7 mm kesit kalınlığında gürültü değişimi



Şekil 4.16 T1 sistemi için 7 mm kesit kalınlığında gürültü değişimi

Şekil 4.15'teki grafikte, meme tabaka kalınlığı arttıkça tüm glandülerite yapılarının hepsinde gürültü miktarı artmaktadır. Zira meme tabaka kalınlığının artması x-ışın foton soğurumunu arttırmakta ve görüntü üzerine düşen foton miktarı azalmaktadır. Bu yüzden görüntü üzerindeki gürültü miktarı artış göstermiştir. Glandüler yapı değişse de gürültünün davranışı değişmemektedir. T1 sistemi için kullanılan farklı glandülerite ve farklı tabaka kalınlıkları arasında %50 glandüleriteye sahip tabakalardan alınmış kesit görüntüsünden hesaplanmış gürültü miktarı diğer glandüler yapıdaki tabakalardan elde edilmiş gürültü değerlerine göre bir miktar fazla çıkmıştır.

Şekil 4.16'daki grafikte ise, görüldüğü gibi meme tabaka kalınlığı arttıkça, x-ışın foton soğurumunun artması tabaka kesit görüntülerinde elde edilmiş gürültü miktarlarını arttırır.



Şekil 4.17 T1 sistemi için 7 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması

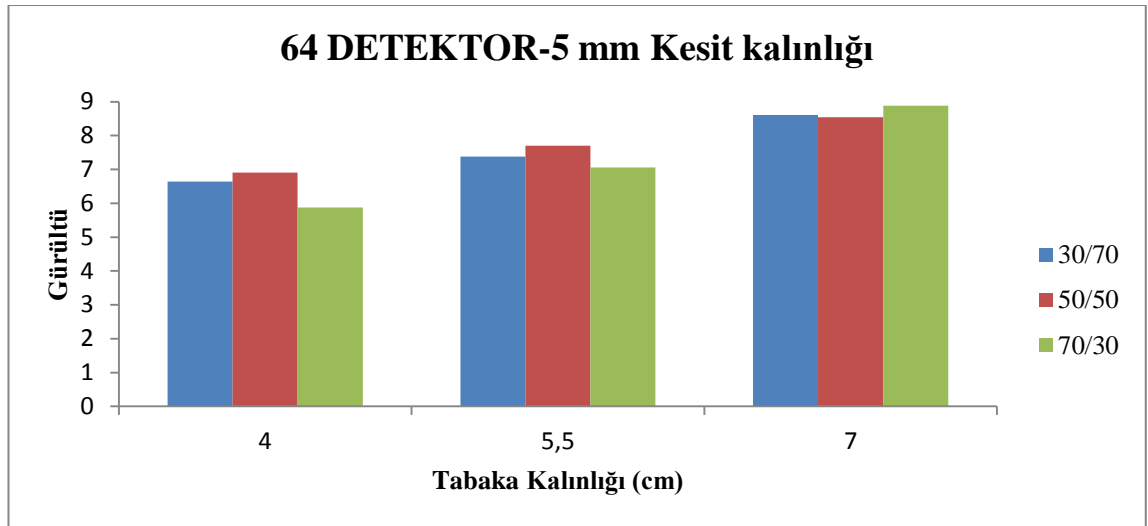
Şekil 4.17’deki grafikte aynı kalınlıkta ama farklı glandüler yapıdaki meme tabakaları, aynı glandüler yapıda olup farklı meme tabaka kalınlığına sahip tabakalar ve bu tabakaların kesit görüntülerinden elde edilmiş gürültü değerleri gösterilmektedir.

Aynı kalınlıkta ama farklı glandüler yapıdaki meme tabakaları için, meme dozu değişimi belirgin bir farklılık göstermemektedir. Tabakalardaki meme dozu farklılıkları istatistiksel dalgalanmalardan kaynaklanmaktadır. Zira tabakaların x-ışını foton soğurma özellikleri tomografik enerji aralığında yeterli değildir. Benzer olarak glandüler yapısı ne olursa olsun farklı kalınlıkta meme tabakaları için de meme dozu değişimi belirgin farklılıklar göstermemektedir. Meme dozlarındaki farklılıklar istatistiksel, x-ışını foton dalgalanmalarından ve TLD-100 kristallerinde x-ışınlarının tuzaklanması ve tuzakların boşalması esnasındaki istatistiksel dalgalanmalardan kaynaklanmaktadır.

Çizelge 4.22’de ise, Çizelge 4.21’de gösterilen meme dozu değerleri ve 5 mm kesit kalınlığı ile elde edilmiş, meme tabakaları kesit görüntülerinden hesaplanmış gürültü değerleri bulunmaktadır.

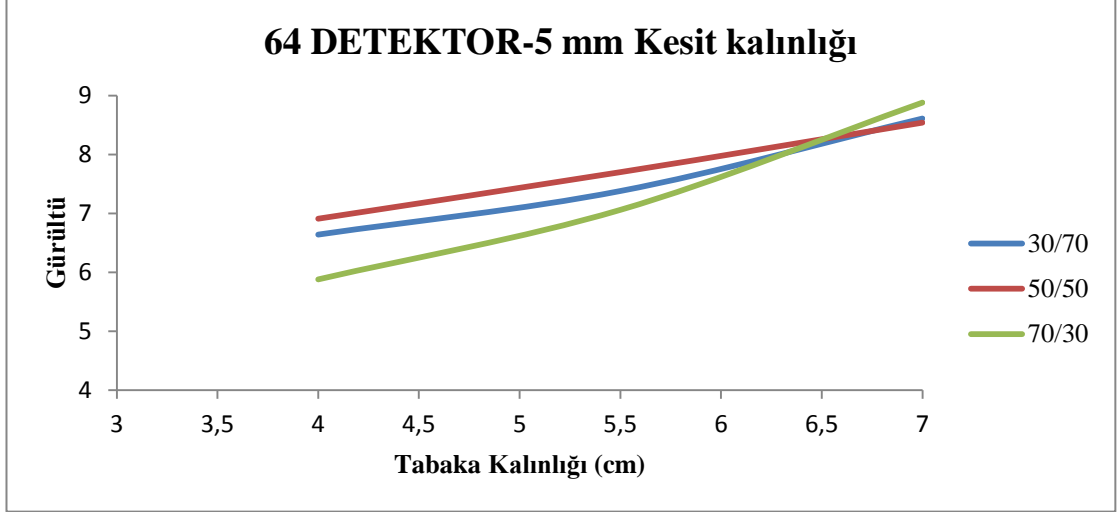
Çizelge 4.22 T1 sistemi için meme test tabakaları kullanılarak alınmış meme dozu ve gürültü değerleri

Tabaka	Kalınlık (cm)	Ortalama HU Değeri	Gürültü (Standart Sapma)	Meme Dozu (mGy)	Ortalama Meme Dozu (mGy)
30/70	4	10,69	6,64	10,1	9,6
	5,5	13,61	7,38	9,6	
	7	15,09	8,61	9,1	
50/50	4	10,64	6,91	9,27	9,04
	5,5	10,50	7,70	8,92	
	7	13,71	8,54	8,93	
70/30	4	12,03	5,88	9,85	9,6
	5,5	16,94	7,06	10,2	
	7	12,88	8,88	8,74	
<b>Kesit Kalınlığı: 5mm</b>					<b>9,40</b>



Şekil 4.18 T1 sistemi için 5 mm kesit kalınlığında gürültü değişimi

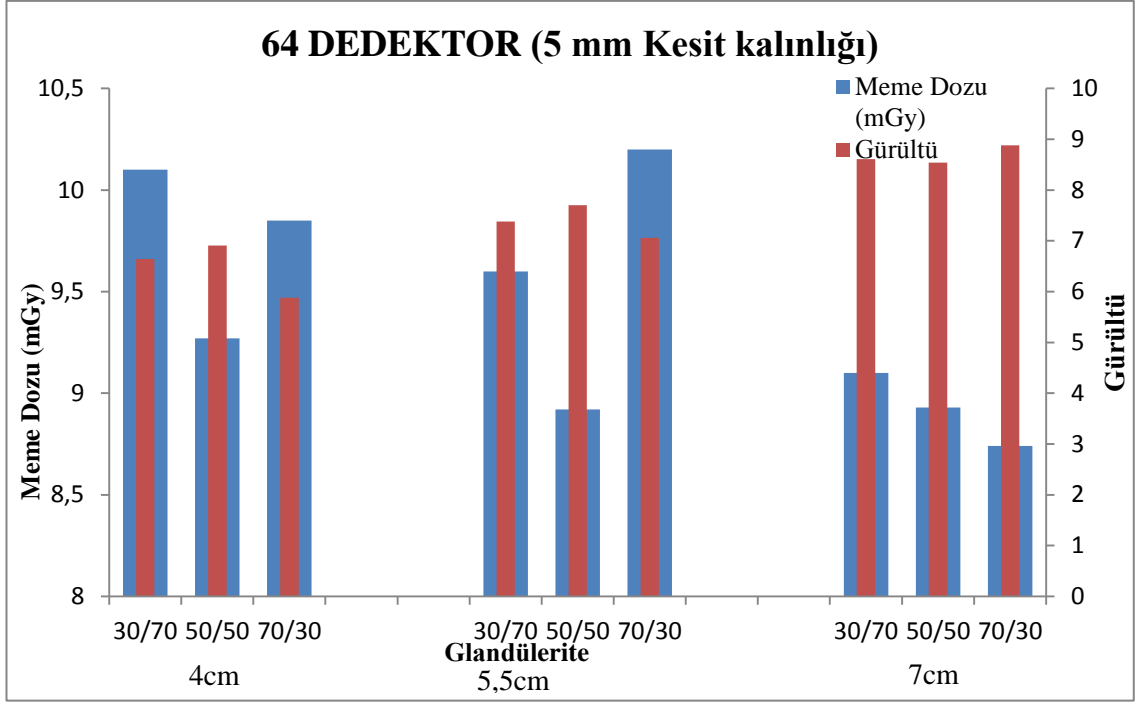




Şekil 4.19 T1 sistemi için 5 mm kesit kalınlığında gürültü değişimi

Şekil 4.15'teki grafikte olduğu gibi Şekil 4.18 ve Şekil 4.19'da da aynı meme tabaka kalınlığında gürültü miktarları yalnızca dalgalanma göstermektedir. Glandülerite değişimine göre gürültü değerleri belli bir sistematikte değişmemektedir. Buna karşın bütün glandüler yapılarda tabaka kalınlığı arttıkça gürültü değerlerinde artış gösterirken, tabaka kalınlığı arttıkça glandüleriteler arasındaki gürültü miktarı farkı da azalmaktadır.

7 mm kesit kalınlığı ile birleştirilmiş kesit görüntülerinden elde edilmiş gürültü değerleri ile karşılaştırılınca, 5 mm kesit kalınlığı ile bileştirilmiş kesit görüntülerinden elde edilen gürültü değerleri daha yüksek çıkmıştır. Kesit kalınlığı azaldıkça, kesite girecek piksel verisi (foton sayısı) azalacağı için pikseller arasındaki standart sapma artacak yani gürültü miktarı artacaktır.



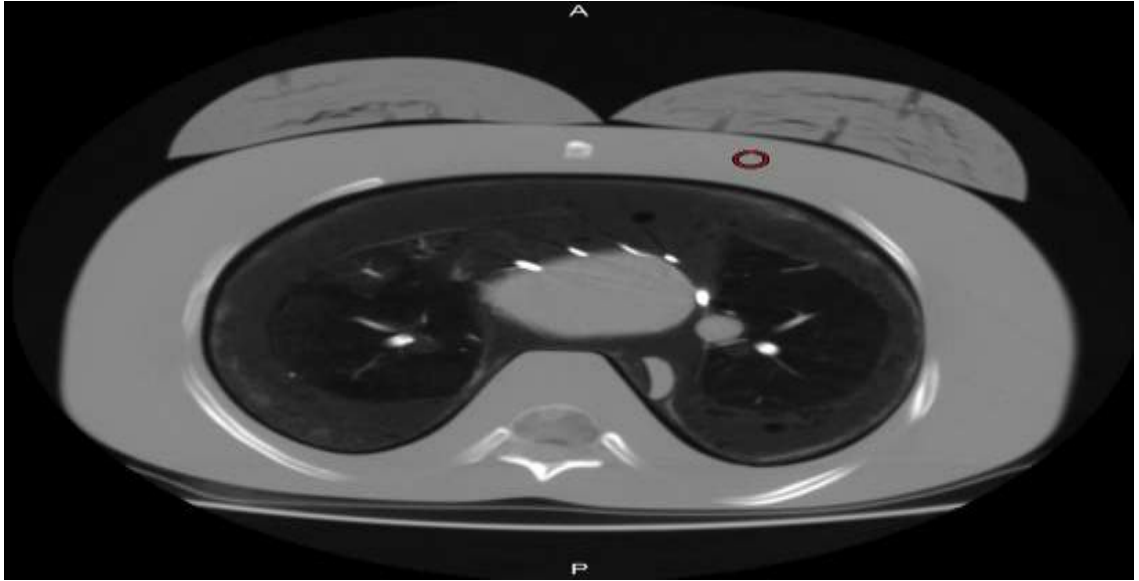
Şekil 4.20 T1 sistemi için 5 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması

- Her bir kalınlıktaki meme slableri thorax fantomu üzerinde sol memeye denk gelecek yerleştirildi.
- Ortalama HU değeri tabakanın altındaki yumuşak doku bölgesi alınmıştır.
- TLD'ler meme slablerinin arasına denk şekilde yerleştirilmiştir
- 120 kVp, 140 mA, 1 sn gantri dönüş süresi, 1,484 pitch (94,3 efektif. mAs) şartlarında ışınlanmıştır.
- Bu ışınlama parametreleri ile sistem DLP=360 mGy-cm ve CTDI=11,4 mGy vermiştir.

#### 4.3.2 Toraks Fantomuna Yapıştırılan Farklı Kalınlıktaki Parafin (P-10) Meme Kalıpları ile G1 ve T1 Sistemlerinde Meme Dozu Ölçümü ve Görüntü Kalitesi Ölçümü

Rando fantomuna ait memelerin doku eşdeğeri olmasından dolayı yağ doku eşdeğeri meme fantomları tasarlanmıştır. Bu fantomların yapısal maddesi için en uygun malzemenin parafin (P-10) maddesi olduğu tespit edilmiştir.

Buradan yola çıkarak, farklı kalınlıktaki memeleri temsil etmesi açısından parafin meme kalıpları hazırlanmış ve iç tarafı delinerek TLD yerleştirilmiştir. Meme yüzeyine gelen radyasyon dozunu ölçmek için (meme yüzey dozu) ise kalıpların ön yüzüne TLD'ler yapıştırılmıştır.



Şekil 4.21 Parafin meme kalıpları ile alınmış kesit görüntüsü

### 4.3.2.1 G1 Sistemi İçin Toraks Fantomuna Takılan Farklı Kalınlıktaki Parafin Meme Kalıpları ile Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

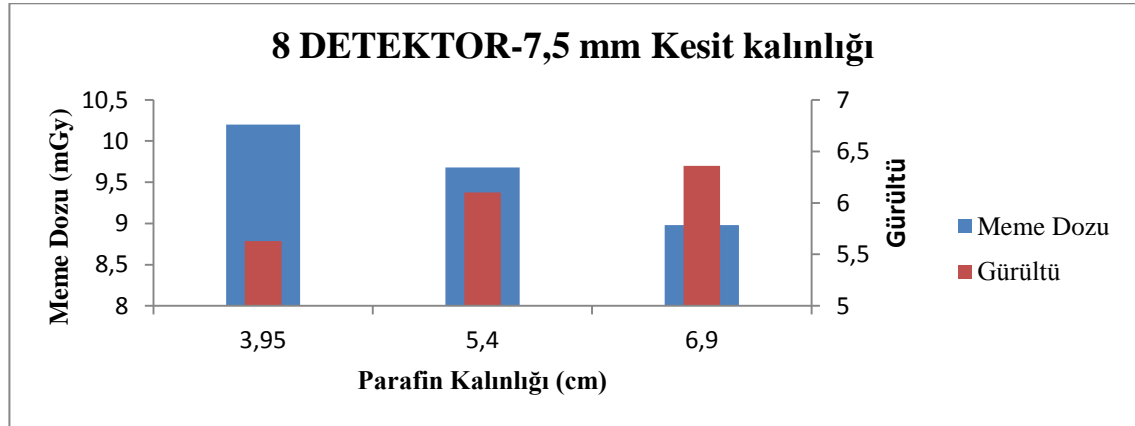
#### 4.3.2.1.1 Manuel Modda Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Çizelge 4.23 ve Çizelge 4.24’de G1 sisteminde manuel modda alınmış görüntülerden hesaplanmış gürültü değerleri ve TLD’ler yardımı ile ölçülmüş meme dozu değerleri gösterilmektedir.

Çizelge 4.23 G1 sistemi için parafin kullanılarak alınmış meme dozu ve 7,5 mm kesit kalınlığı ile kesitlere ayrılmış kesit görüntüsündeki gürültü değerleri

Parafin Kalınlık (cm)	Ortalama HU Değeri	Gürültü (Standart Sapma)	Meme Dozu (mGy)	Meme Yüzey Dozu (mGy)
3,95	6,54	5,63	10,2	13,1
5,4	6,15	6,10	9,68	12,7
6,9	6,46	6,36	8,98	12,6

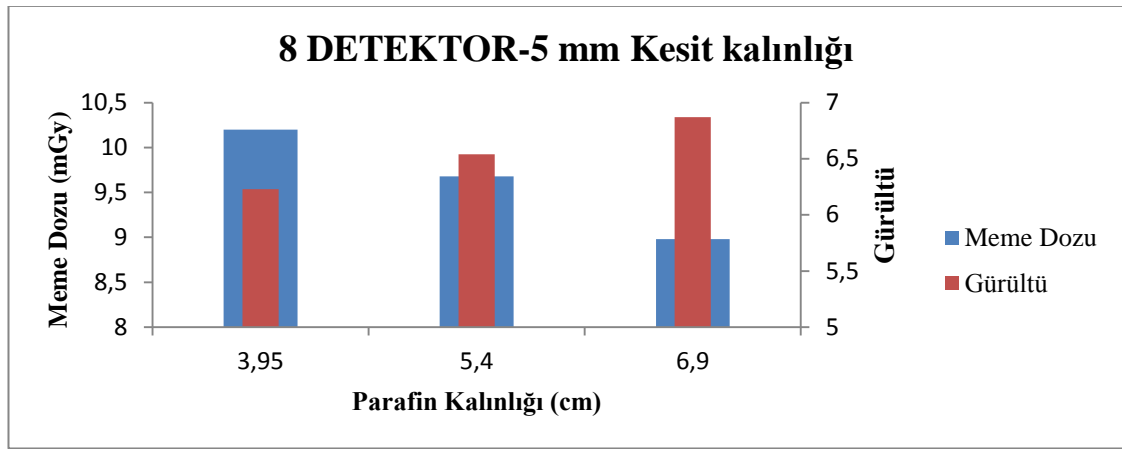
**Kesit Kalınlığı: 7,5 mm**



Şekil 4.22 G1 sistemi için 7,5 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması

Çizelge 4.24 G1 sistemi için parafin kullanılarak alınmış meme dozu ve 5 mm kesit kalınlığı ile kesitlere ayrılmış kesit görüntüsündeki gürültü değerleri

Parafin Kalınlık (cm)	Ortalama HU Değeri	Gürültü (Standart Sapma)	Meme Dozu (mGy)	Meme Yüzey Dozu (mGy)
3,95	7,24	6,23	10,2	13,1
5,4	6,23	6,54	9,68	12,7
6,9	6,08	6,87	8,98	12,6
<b>Kesit Kalınlığı: 5 mm</b>				



Şekil 4.23 G1 sistemi için 5 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması

- İlgili alanı olarak parafinin üzerinden bölge alınmamıştır. Çünkü parafinlerin kalınlıkları değişirken yapıldığı madde değişmemektedir.
- Ortalama HU Değeri parafinin altındaki yumuşak doku bölgesi alınmıştır.
- Parafinden hazırlanan meme kalıpları ön ve arka taraflarından yaklaşık 1-2 cm delinerek, deliklere TLD'ler yerleştirilmiştir. Ön tarafa 3, arka tarafa 9 TLD yerleştirilmiştir. Ön tarafa yerleştirilen TLD'ler yüzey dozu olarak kabul edilmiştir.
- Hazırlanan memeler Thorax fantomunun göğüs kısmına konularak ışınlamalar alınmıştır.
- Işınlama parametreleri; 120 kVp, 93,3 efektif mAs, 180 mA 1,35 pitch, 0,7 sn gantri dönüş süresi, 4\*5 mm detektör konfigürasyonu olarak belirlenmiştir.
- Bu ışınlama parametreleri ile sistem DLP=248,8 mGy-cm ve CTDI=7,89 mGy vermiştir.

G1 sisteminde TLD'ler ile alınmış meme dozu ve kesit görüntülerinden elde edilmiş gürültü değerleri incelendiği zaman, parafin kalınlığı arttıkça meme dozunun azaldığı görülmektedir. Artan meme dozu ile görüntü üzerindeki gürültü miktarları ise azalmaktadır. Meme yüzey dozu değerleri birbirine çok yakın olup, dozlar arasında kalınlığa bağlı olarak bir farklılık tespit edilmemiştir.

#### 4.3.2.1.2 Otomatik Modda Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Çizelge 4.25 ve Çizelge 4.26'da G1 sisteminde otomatik mod kullanılarak hesaplanmış 120 kVp'de meme dozu ve kesit görüntülerinden elde edilmiş gürültü değerleri verilmektedir.

Çizelge 4.25 G1 sistemi için otomatik modda parafin meme kalıpları kullanılarak alınmış meme dozu ve görüntüdeki gürültü değerleri

Parafin Kalınlık (cm)	Ortalama HU Değeri	Gürültü (Standart Sapma)	Meme Dozu (mGy)	Meme Yüzey Dozu (mGy)
3,95	3,88	7,17	9,27	12,53
--	--	--	--	--
6,9	4,19	7,23	12,2	14,87
<b>Kesit Kalınlığı: 7,5 mm</b>				

Çizelge 4.26 G1 sistemi için otomatik modda parafin meme kalıpları kullanılarak alınmış meme dozu ve görüntüdeki gürültü değerleri

Parafin Kalınlık (cm)	Ortalama HU Değeri	Gürültü (Standart Sapma)	Meme Dozu (mGy)	Meme Yüzey Dozu (mGy)
3,95	3,62	7,77	9,27	12,53
--	--	--	--	--
6,9	3,71	7,82	12,2	14,87
<b>Kesit Kalınlığı: 5 mm</b>				

- Bu ışınlama parametreleri ile sistem DLP=248,8 mGy-cm ve CTDI=7,89 mGy vermiştir.
- Otomatik çekim modunda iki farklı kalınlıkta tarama yapılmıştır. Sistem, en büyük kalınlıktaki meme için 117,5 efektif mAs, en küçük kalınlıktaki meme için ise 90,4 efektif mAs değerlerini vermiştir.
- Otomatik çekim modunda gürültü (standart sapma) yapıldığı kesit için mA değerleri;
- En kalın meme için 160 mA iken en küçük meme için 135 mA'dir.

G1 sistemi ile alınmış otomatik mod sonuçları değerlendirildiğinde, kalınlık arttıkça meme dozunun da arttığı gözlenmiştir. Zira artan parafin kalınlığı ile sistem görüntü üzerinde sabit bir gürültü değeri elde etmek için efektif mAs'ı arttırmaktadır. Bu durum artan meme dozu olarak etki göstermektedir. Meme dozları arasındaki oran (12,2/9,27) yaklaşık 1,32 iken, sistem tarafından belirlenmiş efektif mAs'lar arasındaki oran ise 1,30 olarak bulunmuştur. Meme dozu ve efektif mAs sonuçları birbirlerini desteklemektedir. Efektif mAs'ın artışı meme yüzey dozunu da arttırmıştır. Fakat artan kalınlık değeri ile meme yüzey dozundaki artış (1,19) aynı değildir.

Artan parafin kalınlık değerine karşın kesit görüntülerinden elde edilmiş gürültü değerleri istatistiksel dalgalanmalar haricinde neredeyse aynı hesaplanmıştır. Bu beklenen bir sonuçtur. Çünkü sistem otomatik modda mA modülasyonunu görüntü üzerinde sabit bir gürültü değeri oluşturacak şekilde gerçekleştirmektedir. Kesit kalınlığının azalması (5 mm) ile gürültü değerleri, 7,5 mm kesit kalınlığı ile oluşturulmuş kesitlerden elde edilen gürültü değerlerine göre yüksek çıksada, yine artan parafin kalınlığı ile değişmemektedir.

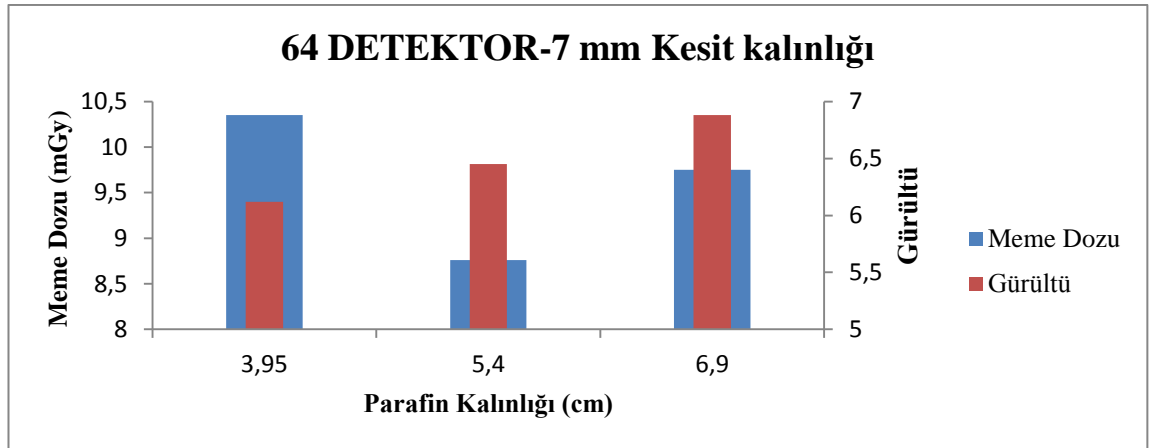
#### 4.3.2.2 T1 Sistemi İçin Toraks Fantomuna Takılan Farklı Kalınlıktaki Parafin Meme Kalıpları ile Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

##### 4.3.2.2.1 Manuel Modda Meme Dozu ve Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Çizelge 4.27’de T1 sisteminde otomatik mod kullanılarak hesaplanmış meme dozu ve kesit görüntülerinden elde edilmiş gürültü değerleri verilmektedir.

Çizelge 4.27 T1 sistemi için parafin kullanılarak alınmış meme dozu değerleri

Parafin Kalınlık (cm)	Ortalama HU Değeri	Gürültü (Standart Sapma)	Meme Dozu (mGy)	Meme YüzeY Dozu (mGy)
3,95	7,23	6,12	10,35	13,8
5,4	8,12	6,45	8,76	13,2
6,9	7,49	6,88	9,75	13,1
Kesit Kalınlığı: 7 mm				



Şekil 4.24 T1 sistemi için 7 mm kesit kalınlığında gürültü –meme dozu karşılaştırılması

- 120 kVp, 140 mA, 1 sn gantri dönüş süresi, 1,484 pitch (94,3 efektif mAs) şartlarında ışınlanmıştır.
- Bu ışınlama parametreleri ile sistem DLP=360 mGy-cm ve CTDI=11,4 mGy vermiştir



T1 sistemi incelendiğinde artan parafin kalınlığı ile meme dozunda sistematik olarak bir artma ya da azalma görülmemektedir. Meme dozundaki değişimler istatistiksel dalgalanımlardan kaynaklanmaktadır. Meme yüzey dozu ise artan parafin kalınlığı ile hemen hemen aynı kalmıştır. Parafin kalıbın iç kısmına yerleştirilen TLD'ler ile ölçülen meme dozunun, parafin kalıbın yüzeyine yerleştirilen TLD'ler yardımı ile ölçülen meme yüzey dozuna göre daha az çıktığı hesaplanmıştır. Zira yüzeydeki TLD'ler x-ışın tüpüne hem daha yakın hemde herhangi bir soğuruma uğramamıştır.

Farklı parafin kalınlıkları ile alınmış kesit görüntülerinden elde edilen gürültü değerleri ise, artan parafin kalınlığı ile artmaktadır.

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Öncelikle BT sistemlerinde radyasyon dozu ve görüntü kalitesini önemli derecede etkileyebilecek teknik parametrelerin (kVp, mAs, kesit kalınlığı, kolimasyon, pitch ve kesit görüntüleme kerneli) radyasyon dozuna ve görüntü kalitesine olan etkileri incelenmiştir.

Bu tez kapsamında 9 ayrı BT sistemi için meme dozu ölçümleri yapılmıştır. Belirlenen protokoller kullanılarak elde edilen meme dozları ve görüntü üzerindeki gürültü miktarları ile hastaneler tarafından kullanılan (otomatik mod) protokoller sonucunda elde edilen meme dozu değerleri ve bu meme dozları ile elde edilen kesitler üzerinden hesaplanan gürültü miktarları karşılaştırılmıştır.

Bu 9 ayrı sistemde kullanılan rando fantoma ait memeler, doku eşdeğeri olup aynı yapı ve kalınlıktadır. Bu yüzden farklı oranda glandüleritelere sahip mamografi meme tabakaları ile sadece yağ dokuyu temsil eden farklı kalınlıkta parafinden yapılan meme fantomları kullanılarak, sistemlerin farklı yapıdaki ve kalınlıktaki memelere karşı radyasyon dozu ve görüntü kalitesi (gürültü ölçülmüştür) hassasiyetleri incelenmiştir.

İnceleme yapılan İki farklı sistemde, CTDI'nın teknik parametreler ile değişimine bakılırsa, Çizelge 4.1, Çizelge 4.2, Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'de verilen değerler ile CTDI fantomu kullanılarak teknik parametrelerin (kVp, mAs, pitch ve kolimasyon) CTDI<sub>vol</sub> değerini ne kadar etkilediği belirtilmiştir.

Çizelgelere bakıldığında CTDI<sub>vol</sub> değeri, kVp artışı ile üstel bir artış göstermektedir. Çünkü enerjinin artması tüpten çıkan foton sayısını bu oranda (Şekil 4.1-eğri denklemi) olarak arttırmaktadır. Diğer bir teknik parametre olan mAs değeri ile ise doğrusal bir değişim göstermektedir. mAs faktöründeki 2 katlık bir değişim CTDI<sub>vol</sub> değerini de 2 kat değiştirmiştir. Zira akım ne kadar artarsa tüpten çıkan x-ışın foton sayısında o kadar artmaktadır. Pitch faktörü ile değişimi incelendiğinde, mAs parametresine benzer şekilde doğrusala yakın (idealde doğrusal değişmelidir) bir değişim içerisinde.

Pitch'in artması, hastanın radyasyondan etkilenecek tarama hacmini azaltmaktadır. Bu yüzden pitch faktörünün yüksek seçilmesi radyasyon dozunu azaltırken, efektif mAs ayarı için x-ışın tüp yükünü de arttırmaktadır. Çünkü aynı radyasyon çıkış dozunu elde etmek için pitch faktöründeki artış, mAs değerinin artırılması ile kompanse edilmektedir.  $CTDI_{vol}$  değeri kolimasyondan bağımsız olduğu için  $CTDI_{vol}$  değeri kolimasyon ile değişmemektedir. Zira eşitlik (2.9)'da, NT değerine normalize edildiği için ne kadar farklılıkta kolimasyon seçilse de CTDI değeri hemen hemen aynı kalmıştır. Çünkü gantrinin tam bir turluk dönüşünde, taranan genişlik kolimasyona bağlıdır. Bu taranan genişlik ile orantılı bir radyasyon dozu ölçülmesi beklenir. Bu yüzden gantrinin tam bir turluk dönüşü ile ölçülen radyasyon dozu kolimasyon ne kadar artarsa o kadar artacaktır. Böylece radyasyon dozu ( $CTDI_{vol}$ ) kolimasyondan etkilenmeyecektir.

Bu sonuçlara göre bir çok radyoloji sisteminde olduğu gibi BT'de de hasta dozunu azaltmak için kVp ve mAs parametreleri, hasta kalınlığına ve yaşına bağlı olarak optimum düzeyde seçilmelidir. Pitch faktörünün yüksek seçimi durumunda radyasyon dozu, pitch faktörünün artış miktarı kadar azaldığı için pitch faktörünü yüksek seçmek hasta dozu açısından fayda sağlayacaktır. Aynı zamanda yüksek pitch faktörü seçilmesi durumunda hasta daha hızlı tarandığı için hasta konforu açısından da daha uygun olacaktır. Yüksek pitch faktörünün seçimi, mA ayarı yapan otomatik ışınlama kontrolü kullanılan sistemlerde, düşük pitch faktörü seçimine oranla tüp yükünü arttırdığıda unutulmamalıdır. Kolimasyon seçimi ise toplam tarama süresi, tüp yükü, fazladan tarama ve demet taşması etkisi düşünülerek seçilmelidir.

CNR'ın teknik parametreler (kVp, pitch, kesit kalınlığı ve kernel) ile değişimi, Çizelge 4.5, Çizelge 4.6, Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.8'de sunulmuştur. CNR değeri, sabit bir tüp çıkışı için kVp parametresinin artması ile azalmaktadır. Sabit bir tüp çıkışı için kVp'nin artması Compton saçılmalarını arttıracaktır. Bu saçılmalar görüntü kontrastını azaltacak, görüntü üzerine düşen foton sayısı değişmediği için gürültü sabit kalacak ve CNR azalacaktır. Tüp çıkış dozu sabit tutulduğu için, görüntü üzerindeki gürültü miktarı da değişmeyecektir. Bu yüzden pitch faktörünün değişimi CNR'ı etkilememektedir.

Kesit kalınlığı artışı ile CNR artış göstermektedir. Çünkü kesit kalınlığının artması ile kesite giren piksel sayısı artış gösterecek ve her bir kesite düşen bilgi (foton sayısı) artacaktır ve istatistiksel dalgalanmalar azalarak görüntüdeki gürültü miktarını azaltacaktır. Ama doz değişmediği için ortalama sayım değerleri etkilenmeyecektir. Böylece CNR artış gösterecektir. CNR'ın kullanılan kernel ile değişimi farklılık göstermektedir. İncelenecek anatomik bölgeye göre kernel seçimi yapıldığı için CNR değerleri seçilen kernelin matematiksel özelliğine göre değişiklik gösterir. Örneğin GE sistemlerinde seçilen soft (yumuşak) kernel, görüntü üzerindeki gürültü değerlerini azaltma özelliğindedir. Bu yüzden CNR artacaktır. Buna karşın edge (kenar) kerneli kenarları keskinleştirecek ama gürültü miktarını arttıracaktır. Ve CNR değeri azalacaktır.

Teknik parametrelerin görüntü kalitesi açısından seçiminde ise;

- Görüntü üzerinde sabit gürültü miktarı elde edileceği bir durumda yüksek kVp seçmekten kaçınılmalıdır. Sabit tüp çıkış dozu için artan kVp ile kontrastın azaldığı dikkate alınmalıdır. Görüntü üzerinde optimum görüntü kalitesi elde etmek için inceleme yapılacak hastanın kalınlığına ve incele bölgesinin anatomik yapısına (toraks, abdomen kafa vb.) uygun kVp seçmek gerekmektedir.
- Pitch faktörünün artması ile taranan kesitler arasındaki mesafe de artacaktır. Sistem görüntüleri birleştirirken taranan iki kesit arasında interpolasyon yaptığı için taranan kesitlerin mesafelerinin artması interpolasyon ile yapılan görüntü üzerindeki yumuşatma etkisini de azaltmaktadır. Aynı zamanda artan pitch ile radyasyon dozunun da azaldığı için CNR azalacaktır. Ancak sabit bir tüp çıkış dozu için pitch faktörünün seçimi gürültüyü etkilemediği için kritik değildir. Yapılan hesaplamalarda değişen pitch faktörü ile CNR'da sistematik bir değişim görülmemiştir.
- Kesit kalınlığı seçiminde ise yüksek CNR elde etmek için büyük kesit kalınlığı tercih edilebilir. Ancak kısmi hacim etkisine dikkat edilmelidir. Küçük kesit kalınlıklarında, hasta görüntüsü daha sık aralıklarla kesitlere ayrılacağı için ufak boyutta bir nodülü tespit etmek daha kolay olacaktır. Bu durum hastanın z-

yönündeki ayırma gücünü arttıracaktır. Çok küçük nodüllerin incelenmesinde küçük kesit kalınlığı tercih edilmektedir. Küçük kesit kalınlığı kullanılması durumunda ise kısmi hacim etkisi olabildiğince ortadan kalmaktadır ama gürültü artmaktadır. Kısmi hacim etkisinin ortadan kalkması ile artan kontrast değerine karşın gürültünün artması birbirlerinin kompanse ederek CNR'ın artmasına neden olmaktadır. Yani kontrast değeri, gürültüye göre daha fazla artış göstermektedir. (Romans 2013)

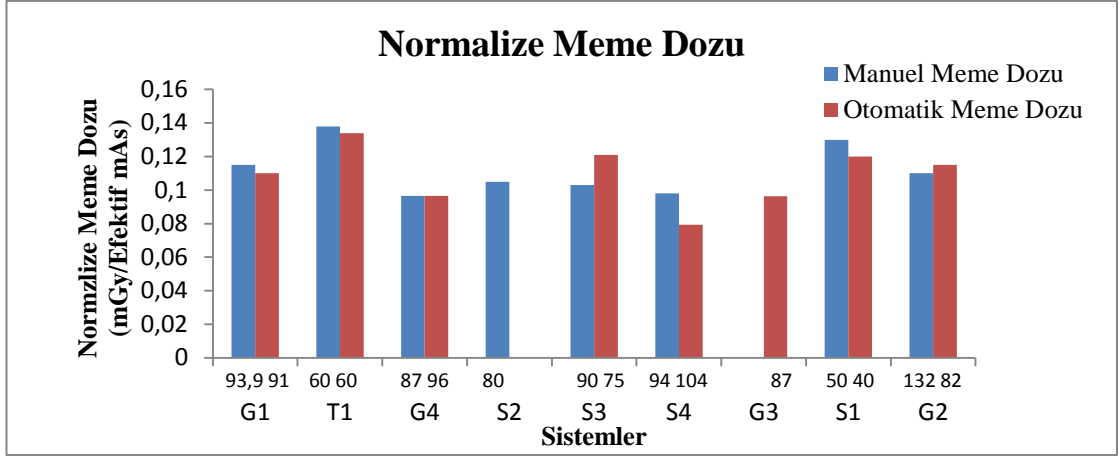
- Kernel, incelenecek anatomik bölgede eksejere edilecek yapıya göre seçilmelidir. Bu şartlar altında görüntü kalitesi değerlendirilmesi yapılması daha uygun olacaktır.

Teknik parametrelerin radyasyon dozu ve görüntü kalitesine etkisinin incelenmesinin ardından, önceden belirlenen ve hastanede kullanılan ışınlama protokollerindeki teknik parametrelerin meme dozunu ne kadar etkilediğinin araştırılması yapılmıştır. Meme dozunu etkileyecek parametreler olarak kVp, mAs, pitch faktörü ve sistemlerde kullanılan filtrasyonlar üzerine durulabilir. Bütün sistemlerde kullanılan kVp değeri için yeterli filtrasyon bilgileri olmamasından dolayı radyasyon dozu etkisi üzerine yorum yapılamamıştır. Birkaç sistem haricinde diğer sistemlerin hepsinde standart kVp kullanılmış ve dozun kVp'den bağımsız hale gelmesini sağlanmıştır. Kullanılan mAs değerleri pitch faktörü yardımı ile efektif mAs'a normalize edilmiş (mAs/Pitch) ve meme dozu pitch faktöründen bağımsız hale getirilmiştir. Sistemler arasında değişken olan tek parametre mAs değeri olup meme dozunu değişimleri mAs değişimine göre yorumlanmaya çalışılmıştır.

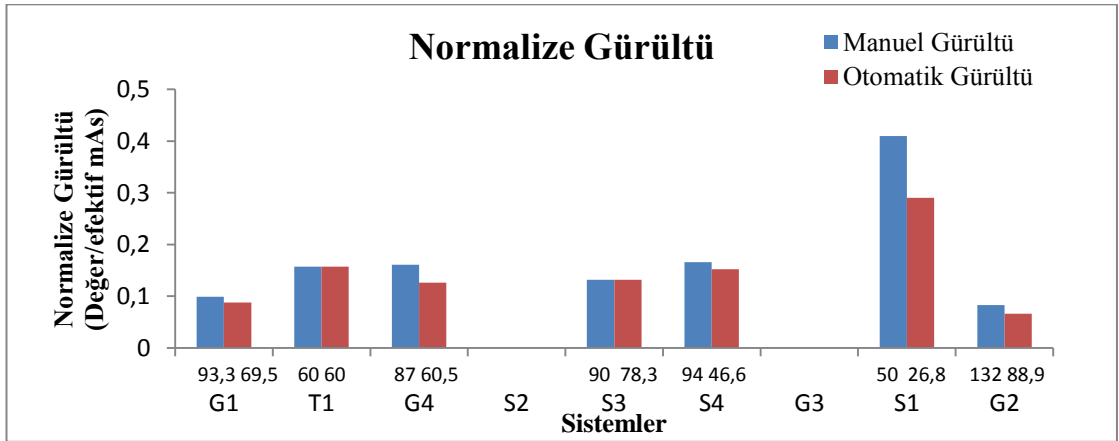
Çizelge 5.1 9 ayrı sistem için ışınlama parametrelerinin toplu gösterimi

Sistemler	kVp		Efektif mAs		Pitch	Gantry Açıklığı (cm)	Odak-Det. Mesafesi (cm)	Toplam Filt.(mm Al Doğal+Demet Şekillendirici)
	Otomatik	Manuel	Otomatik	Manuel				
<b>G1</b>	120	120	91	93,3	1,375	70	949	4.75 (kafa) 5.65 (vücut) (70 kV)
<b>T1</b>	120	120	60	60	0,828	72	1072	2.5 (L wedge) 4.0 (M wedge) 11.0 (DR wedge)
<b>G4</b>	120	120	95	87	1,375	70	949	5.90 (Kafa) 8.7 (Vücut) (70kV)
<b>S2</b>	-	120	-	80	1,5	72	1072	> 1.5 (doğal) +
<b>S3</b>	120	120	75	90	1,5	70	1005	6.3 (120 kV)
<b>S4</b>	100	120	104	94	1,5	78	1085	6.3 (120 kV)
<b>G3</b>	120	-	87	-	1,375	70	949	4.75 (kafa) 5.65 (vücut) (70 kV)
<b>S1</b>	130	130	40	50	2	70	1005	6.4 (80 kV)
<b>G2</b>	120	120	82	132	0,984	70	949	6.8 (kafa) 9.5 (vücut) (70 kV)

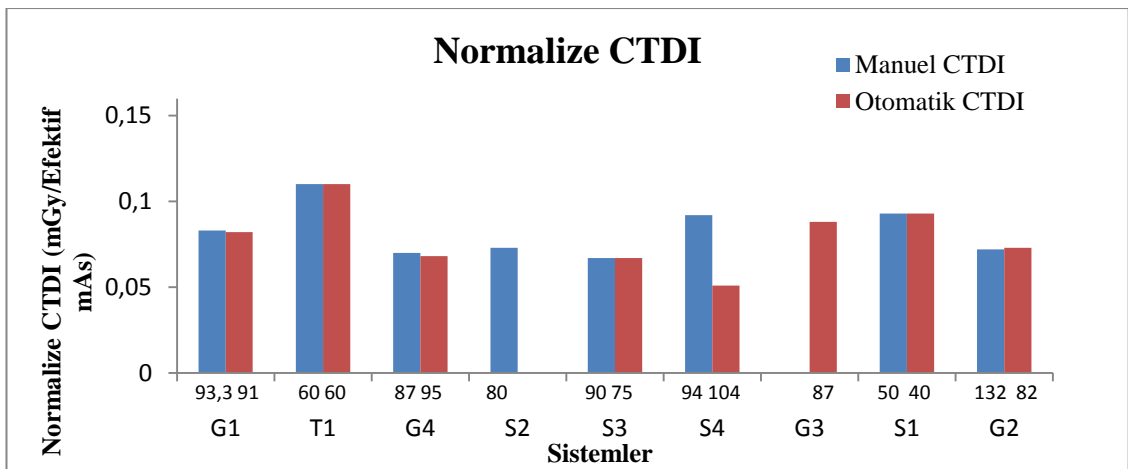
Bu bağlamda, klinik şartlarda yapılan rutin toraks incelemelerinde hemen hemen bütün sistemlerde 120 kVp'de manuel tarama modu ve otomatik ışınlama kontrolü kullanılmıştır (S1 sisteminin otomatik modunda 100 kVp ve S4 sisteminin her iki modunda 130 kVp kullanıldı).



Şekil 5.1 9 ayrı sisteme ait normalize meme dozları grafiksel gösterimi



Şekil 5.2 9 ayrı sisteme ait normalize gürültü değerleri grafiksel gösterimi



Şekil 5.3 9 ayrı sisteme ait normalize CTDI değerleri grafiksel gösterimi

Yapılan incelemeler sonucunda, meme dozunun efektif mAs değerine normalize edildiği şartlar altında otomatik modda incelemesi yapılmış 2 sistemde (G2, S3) normalize meme dozu değerleri büyük çıkarken 3 sistemde (S1, T1, G1) manuel mod ile alınmış normalize meme dozu sonuçları büyük çıkmıştır. Bunun yanında 1 sistemde (G4) değerler eşit çıkmış olup, diğer 2 sistem için manuel ve otomatik şartlar ayrı ayrı alınmadığı için karşılaştırılma yapılamamıştır. S4 sistemi için manuel modda 120 kVp ve otomatik modunda 100 kVp kullanıldığı için meme dozu karşılaştırılması yapılmamıştır.

Bu durumda farklı sistemlerde yapılan çalışmalarda, otomatik ve manuel modda ölçülen meme dozları için G2 sisteminde manuel ve otomatik modlarda alınmış meme dozları karşılaştırılırsa 9,4 mGy (otomatik mod, 120 kVp-82 efektif mAs) ile 14 mGy (manuel mod, 120 kVp-132 efektif mAs) çıkmıştır. Ayrıca sistemler birbirleri ile karşılaştırılırsa G2 sisteminde manuel modda ölçülmüş meme dozuna karşılık S1 sisteminin manuel modunda alınmış meme dozu dikkate alınırsa 6,71 mGy (manuel mod, 130 kVp-50 efektif mAs) dozu elde edilmiştir. Bu husus G2 sisteminde otomatik modda incelemesi yapılmış bir hastanın, yine G2 sisteminde manuel modda incelemesi yapılmış bir hastaya göre (14 mGy /9,4 mGy) 1,49 katlık bir farkla meme dozuna maruz kaldığını göstermektedir. Benzer olarak G2 sistemi manuel ışınlama protokollerinde incelemesi yapılmış hasta ile S1 sistemi manuel modda incelemesi yapılmış hastaların aldıkları meme dozları karşılaştırılırsa G2 sistemindeki hastanın meme dozu S1 sistemindeki hastanın meme dozuna göre (14 mGy/6,71 mGy) 2,1 kat daha fazla çıkmaktadır. Manuel ve otomatik modların karşılaştırılmasında sistemlerin CTDI parametresine verdikleri yanıt, meme dozlarına verdikleri yanıtlara beklenildiği gibi yakındır. Ancak S3 ve S4 sistemlerinde manuel ve otomatik modlar arasındaki fark, yine aynı sistemlerin meme dozları arasındaki farktan daha fazladır. Meme dozunun efektif mAs'a normalize edildiği durumda elde edilen sonuçlarda, üç sistemde (S1, T1 ve G1) otomatik mA kontrolü ile alınmış dozların bizim önerdiğimiz protokoller ile alınmış meme dozlarına göre daha az çıktığı görülmüştür. İki sistemde ise (G2 ve S3) meme dozu değerleri bizim önerdiğimiz protokoller ile alınan meme dozu sonuçlarına göre yüksek çıkmıştır. S3 sisteminde normalize gürültü değerleri aynı olduğu halde normalize meme dozlarının arasında fark olması, S3 sistemi için okunan doz



değerlerinde muhtemelen bir hata olabileceğini göstermektedir. G2 sistemde ise otomatik ışınlama kontrolü ve klinik protokollerin tekrar kontrol edilmesi meme dozu seviyesi açısından doğru olacaktır.

Çizelge 5.1'e bakıldığında T1 sisteminin filtrasyonunun diğer sistemlere kıyasla düşük olduğu görülmektedir. Bu nedenle normalize meme dozu diğer sistemlere göre yüksek çıkmıştır. S1 sisteminde ise 130 kVp kullanıldığı için normalize meme dozu kVp'ye bağlı olarak artış göstermiştir. Benzer şekilde S4 sisteminde otomatik modda 100 kVp kullanıldığı için normalize meme dozunun düşük çıktığı görülmektedir. Meme dozlarının efektif mAs'a normalize edilmesi ile sistemler arasında ortaya çıkan meme dozu farklılıkları, sistemlerin farklı filtrasyon, farklı gantri açıklığı ve farklı x-ışın tüpü-cilt mesafeleri gibi etmenlerden kaynaklanmaktadır. (Çizelge 5.1)

Yine aynı klinik şartlarda ışınlanmış fantom görüntülerindeki gürültü (standart sapma) değerlerine bakıldığında, tek bir sistem hariç (T1) diğer sistemler için otomatik ışınlama modunda alınmış görüntülerdeki gürültü değerleri, manuel ışınlama modu ile alınmış görüntülerdeki gürültü değerlerine göre daha yüksek çıkmıştır (Otomatik ışınlama modundaki görüntüler için gürültü değeri hesaplanırken her kesit için mAs değeri farklı olduğu için ilgili kesitteki gürültü değeri hesaplanmış ve hesaplanırken, o kesitteki efektif mAs değeri dikkate alınmıştır). Gürültü değerlerinin düşük çıktığı sistemlerde, ilgili kesitteki efektif mAs değeri yüksek olduğu için sonuçlar beklendiği gibi çıkmıştır. Çünkü gürültü değeri foton sayısına bağlı olacak şekilde değişmektedir.

Her bir BT sisteminin tarama modunda (otomatik ve manuel modlar arasında) kullanılan teknik parametreler aynı olduğu ve iki tarama modu da aynı sistemde incelendiği için görüntü üzerindeki gürültü miktarlarının değişiminin esas olarak istatistiksel dalgalanmalara bağlı olduğu, sistematik olarak başka bir etki olmadığı kabul edilmiştir. Bu yüzden sistemler arasında değişken olan tek teknik parametre olan mAs değeri gürültüyü etkileyen teknik parametre olarak kabul edilmiştir. Yapılan karşılaştırmada, S1 sisteminde efektif mAs değeri diğer sistemlere göre daha düşük olmasına karşın kVp değerinin diğer sistemlerden yüksek olması (130 kVp), gürültü

değerinin diğer sistemlerden elde edilmiş gürültü değerlerine yakın çıkmasına neden olmuştur.

Otomatik ve manuel modlarda hesaplanmış normalize gürültü değerleri arasında normalde fark beklenmemektedir. Bu yüzden S1 sisteminde radyasyon dozuna bağlı olmayan bir gürültü kaynağı olduğu düşünülmektedir. Yani yüksek kVp, düşük efektif mAs'ı kompanse ederek gürültü miktarını dengelemiştir. Aynı kVp'de ışınlanmış her bir sistem, kendi aralarında karşılaştırıldığında, T1 ve S3 haricindeki bütün sistemlerde otomatik modda hesaplanan normalize gürültü değerleri, manuel modda hesaplanan normalize gürültü değerlerine göre düşük çıkmıştır. Sistemlerin ilgili kesit dikkate alınarak, mA modülasyonunu etkin bir şekilde uyguladığı görülmüştür. T1 ve S3 sistemlerinde ise her iki tarama modunda gürültü normalize değerleri aynı çıkmıştır

Rando fantoma ait memeler yapısı gereği sadece yumuşak dokuyu temsil ettikleri için farklı glandüler yapıdaki memelerin radyasyona maruz kalması sonucunda aldıkları radyasyon dozuna karşı hassasiyeti tespit edilememektedir. Bu yüzden farklı kalınlıkta ve farklı glandüler yapıdaki memelerin x-ışın soğurumunu anlayabilmek için mamografi test tabakaları ve parafin meme fantomları kullanılmıştır. Farklı kalınlıkta ve farklı glandüleritelerdeki mamografi test tabakaları ile yapılan incelemelerde her sistem kendi içinde incelenecek olursa, klinik rutin toraks BT taramaları sonucunda TLD'ler yardımı ile ölçülmüş meme dozu değerlerinde, test tabakalarındaki yüzdesel glandüler doku farklılığına karşın bir değişim olmadığı görülmektedir. Bu sonuç aynı glandüler yapıda ama farklı kalınlıktaki meme dozu değerleri için de geçerlidir. Meme dozundaki değişiklikler TLD'lerin foton soğurumu ve ışık salınımı sırasında meydana gelen istatistiksel dalgalanmalar ile meme fantomları üzerine düşen fotonlardaki poisson istatistiksel dalgalanmalarından kaynaklanmaktadır. Yine G1 sistemi için kVp değişikliğine göre (120 kVp'den 100 kVp'ye inilmesi durumu) meme dozları beklenildiği gibi azalmakta olup, meme dozlarının test tabakaları kalınlığına göre ortalamaları alındığındaki azalım oranı yaklaşık %20 çıkmaktadır. Buna karşın benzer olarak T1 sisteminde ölçülmüş iki kVp değeri arasındaki  $CTDI_{vol}$  değerlerinin oranlarına bakıldığında zaman (8,77 mGy/5,2 mGy) oranının 1,69 çıktığı görülmektedir (Çizelge 4.1 ve Şekil 4.1).

Ortalama HU değerleri için ilgi alanının seçildiği bölgeye bakılırsa, seçilen bölgedeki doku aynı olduğu için ortalama HU değerleri yumuşak doku değerlerinde olup iki sistemdeki glandülerite farklılıkları için hemen hemen aynıdır. HU değerlerindeki ufak farklılıklar ise seçilen bölgenin tam homojen olmamasından kaynaklanmaktadır.

Yine ilgi alanının alındığı bölgede, aynı glandleritede kalınlık değişimine göre gürültü değerleri incelendiğinde, değerlerin kalınlık arttıca beklenildiği gibi arttığı gözlemlenirken, aynı kalınlıkta glandülerite değişimi incelendiğinde gürültü değerlerinde gözle görülür bir fark olmadığı gözlemlenmiştir.

T1 sistemi için kendi arasında farklı kesit kalınlıklarında (7 mm ve 5 mm) gürültü değerlerini karşılaştıracak olursak, beklenildiği gibi 7 mm kesit kalınlığında bütün farklı glandüler yapıdaki meme tabakalarından elde edilmiş kesit görüntülerindeki gürültü miktarları, 5 mm kesit kalınlığı ile elde edilmiş kesit görüntülerindeki gürültü miktarına oranla az çıkmıştır.

Sistemleri birbirleri ile karşılaştırdığımız zaman, yakın ışınlama şartlarında T1 sisteminin G1 sistemine göre, CTDI<sub>vol</sub> ve DLP (tarama uzunluğu iki sistem için de aynı) değerlerini daha fazla verdiği, (izelge 4.19 ve izelge 4.21) buna karşın T1 sisteminde ölçülen meme dozlarının test tabakaları kalınlıklarına (aynı glandülerite farklı kalınlıktaki tabakalar) göre ortalamasının G1 sistemine göre az miktarda yüksek çıktığı (9,4 mGy/9 mGy)  $\sim 1,05$  görülmektedir. Ama bu artış iki sistemin CTDI<sub>vol</sub> dozları arasındaki orana (11,4 mGy/7,89 mGy) 1,45 göre oldukça azdır. T1 ve G1 sistemleri arasında yapılan karşılaştırmada meme dozlarının birbirine yakın olmasına karşın, sistemler tarafından verilen CTDI değerlerinin arasında 1,45 katlık bir fark olması dikkat çekmektedir. G1 sisteminin T1 sistemine göre daha eski bir sistem olması, uzun süre kullanımı sonucunda x-ışın tüpünün yıpranması, tp çıkış değerlerinin sisteme yüklenmiş olan orjinal CTDI verilerinden farklı çıkmasına neden olduğu düşünülmektedir. Bu yüzden G1 sistemi tekrar kalibre edilerek, sisteme yüklenmiş olan CTDI verilerinin güncellenmesi gerekmektedir.

Çizelge 5.2 Faklı glandüler yapıdaki meme tabakalarının birbirlerine göre teorik azalım oranları

Glandülerite	Azalım Katsayısı ( $\mu$ )	Kalınlık	Foton Sayısı ( $I_0$ )	Oranlar
30/70 (%30 glandular)	<b>0,173</b>	2 cm	$I_0*0,708$ ( $I_1$ )	$I_1/I_2=1,19$
		3 cm	$I_0*0,595$ ( $I_2$ )	$I_2/I_3=1,11$
		3,5 cm	$I_0*0,546$ ( $I_3$ )	$I_1/I_3=1,30$
50/50	<b>0,177</b>	2 cm	$I_0*0,702$ ( $I_1$ )	$I_1/I_2=1,19$
		3 cm	$I_0*0,588$ ( $I_2$ )	$I_2/I_3=1,11$
		3,5 cm	$I_0*0,538$ ( $I_3$ )	$I_1/I_3=1,30$
70/30 (%70 glandular)	<b>0,181</b>	2 cm	$I_0*0,696$ ( $I_1$ )	$I_1/I_2=1,19$
		3 cm	$I_0*0,581$ ( $I_2$ )	$I_2/I_3=1,11$
		3,5 cm	$I_0*0,531$ ( $I_3$ )	$I_1/I_3=1,30$
47/53 (%47 glandular)	<b>0,174</b>	2 cm	$I_0*0,706$ ( $I_1$ )	$I_1/I_2=1,19$
		3 cm	$I_0*0,593$ ( $I_2$ )	$I_2/I_3=1,11$
		3,5 cm	$I_0*0,544$ ( $I_3$ )	$I_1/I_3=1,30$

- Değerler 80 keV için hesaplanmıştır (Yaklaşık 120 kVp'nin ortalama enerjisi kabul edilmiştir).
- Azalım katsayıları teorik olarak elle hesaplandığında örneğin 47/53 için 0,178 bulunurken firmanın verdiği değer 0,174 olup sonuçlar uyum içerisindedir.

İki ayrı sistem için gürültü oranları karşılaştırıldığında, T1 sisteminin farklı glandülerite değerlerinde gürültü miktarının G1 sistemine göre daha fazla çıktığı görülmektedir. Zira iki sistem için efektif mAs değerleri oldukça yakınken, T1 sisteminde kesit kalınlığı (7 mm ve 5 mm) G1 sistemindeki kesit kalınlığına (7,5 mm) göre daha küçük olması gürültü miktarını arttırmıştır. Ayrıca her iki sistemde, bütün glandüleritelerde tabaka kalınlığı arttıkça gürültü miktarlarının birbirlerine yakınlığı görülmüştür (Şekil 4.13, Şekil 4.16 ve Şekil 4.19).

Parafin meme kalıpları ile yapılan çalışmaya bakıldığında ise, parafin meme kalıpları ile yapılan rutin toraks BT taramaları ile alınan ölçümler sonucunda sistemler kendi aralarında karşılaştırılacak olursa, G1 sistemi için parafin meme kalınlığı değişimi ile dozun değiştiğini görmekteyiz. Klinikte toraks protokolü için tercih edilen voltaj (120

kVp) değeri için parafin kalınlıkları hemen hemen yakın etkide soğurucu özellik gösterecek şekilde, parafin kalınlığı artışı ile meme dozu azalım göstermektedir. Meme yüzey dozu ile meme dozu arasındaki farka baktığımız zaman, x-ışınlarının yüzeye yapıştırılmış TLD'lere direkt gelmesi, yüzeyin tüpe yakınlığı ve herhangi bir soğurucu özellik gösterecek madde ile etkileşmemesi dozlar arasındaki farkın en büyük nedeni olarak açıklanabilir.

G1 sistemini kendi içerisinde değerlendirmeye gürültü değişimi açısından devam edecek olursak, parafin kalıplarındaki kalınlık değişimi gürültü değerlerinin değişmesine neden olmuştur. Kalınlık artışı, parafin meme kalıplarının altında kalan yumuşak doku bölgesine ulaşan foton sayısını, kalınlıkla gürültü değişiminin gözlemlenebilmesi için yeterli kadar azaltmıştır. Kesit kalınlığı ile gürültü değişimi incelendiği zaman, büyük kesit kalınlığı seçimi, küçük kesit kalınlığı seçimi durumuna göre piksellere gelen foton sayısının artmasına neden olduğu için gürültü değeri azalmıştır.

Otomatik mod seçildiği zaman sistem taraması yapılacak objeye, obje görüntüsü üzerinde belirli bir gürültü seviyesi oluşturacak kadar x-ışını göndermektedir. Bu parametre yazılım üzerinde gürültü indeksi olarak tanımlanmaktadır. Her iki parafin meme kalıbı kalınlığı için beklenildiği gibi yaklaşık gürültü değeri ölçülmüştür. Bu gürültü değerlerine ulaşılabilmesi için sistem mAs değerini yükseltmiştir. En küçük parafin meme kalıbı (3,95 cm) için efektif mAs değeri 90,4 mAs iken, en büyük kalıp (6,9 cm) için 117,5 mAs olarak ölçülmüştür. İki efektif mAs değeri arasındaki oran (1,30), meme dozları arasındaki oranla (12,2 mGy/9,27 mGy) 1,32 hemen hemen aynıdır. Bu sonuç diğer ışınlama parametreleri sabit iken mAs değerinin değişiminin, doz değişimi ile orantılı olduğunun da bir kanıtıdır. Efektif mAs'ın artışı meme yüzey dozunu da arttırmıştır. Artan kalınlık değeri ile meme yüzey dozundaki artış (14,87 mGy/12,53 mGy) 1,19 olarak bulunmuştur.

G1 sisteminin otomatik modunda, artan parafin kalınlık değerine karşın kesit görüntülerinden elde edilmiş gürültü değerleri istatistiksel dalgalanmalar haricinde

neredeysi aynı hesaplanmıştır. Bu beklenen bir sonuçtur. Çünkü sistem otomatik modda mA modülasyonunu görüntü üzerinde sabit bir gürültü değeri oluşturacak şekilde gerçekleştirmektedir. Kesit kalınlığının azalması (5 mm) ile gürültü değeri, 7,5 mm kesit kalınlığı ile oluşturulmuş kesitlerden elde edilen gürültü değerlerine göre yüksek çıksada, yine artan parafin kalınlığı ile değişmemektedir.

T1 sistemi incelendiğinde artan parafin kalınlığı ile meme dozunda sistematik olarak bir artma ya da azalma görülmemektedir. Meme dozundaki değişimler istatistiksel dalgalanımlardan kaynaklanmaktadır. Meme yüzey dozu ise artan parafin kalınlığı ile hemen hemen aynı kalmıştır. Parafin kalıbın iç kısmına yerleştirilen TLD'ler ile ölçülen meme dozunun, parafin kalıbın yüzeyine yerleştirilen TLD'ler yardımı ile ölçülen meme yüzey dozuna göre daha az çıktığı hesaplanmıştır. Zira yüzeydeki TLD'ler x-ışın tüpüne hem daha yakın hemde herhangi bir soğuruma uğramamıştır.

T1 sisteminde gürültü değerlendirilmesi yapılırsa, artan parafin kalınlığı ile gürültünün sistematik olarak arttığı görülmektedir.

İki sistem birbirleri ile karşılaştırıldığında ise, mamografi test tabakalarındaki sonuca benzer olarak gürültü değerinin T1 sisteminde yüksek çıktığı gözlemlenmiştir. Gürültünün yüksek çıkmasının nedeni olarak kesit kalınlığının G1 sisteminde 7,5 mm iken T1 sisteminde 7 mm olması gösterilebilir. İki sistem arasında meme dozu değerleri ortalaması oranı aynı çıkarken (9,62 mGy/ 9,62 mGy), yüzey meme doz değerleri ortalaması oranı (13,37 mGy/12,8 mGy) 1,04 çıkmıştır. Buna karşın T1 ve G1 sistemlerinin aralarındaki CTDI oranı 1,45 olarak hesaplanmıştır.

Parafin meme kalıpları ile elde edilmiş otomatik mod ve manuel mod sonuçları karşılaştırılırsa (G1 sistemi) meme dozları açısından, otomatik modda alınmış meme dozu değerleri ortalamasının (10,74 mGy), manuel modda alınmış meme dozu ortalamasına (9,62 mGy) göre 1,12 kat kadar yüksek çıktığı hesaplanmıştır. Yüzey meme dozları ortalamaları arasında ise (13,7 mGy/12,8 mGy) 1,07 gibi bir oran göze çarpmaktadır.

Otomatik ve manuel modda gürültü değerleri karşılaştırıldığında ise, otomatik modda gürültü değerinin her iki kesit kalınlığı içinde (7,5 mm ve 5 mm) daha yüksek çıktığı görülmektedir. Sistem otomatik modda en kalın meme kalıbı (6,9 cm) için 83 efektif mAs değeri veririken, en küçük meme kalıbı (3,95 cm) için 70 efektif mAs değeri vermiştir. Manuel modda gürültü değerleri 93,3 efektif mAs'a göre hesaplandığı için otomatik modda, düşük efektif mAs'tan dolayı gürültü değerlerinin yüksek çıkması beklenen bir durumdur.

Çizelge 5.3 Farklı fantomlara ait doz sonuçlarının toplu gösterimi ve benzeşim programı değerleri

Yöntem		Rando Meme Fantomu <sup>1</sup>	Mamografi Meme Tabakası <sup>2</sup>	Parafin Meme Kalıbı	CT Dosimetry (Program) <sup>3</sup>
Protokol		Klinik Toraks	Klinik Toraks	Klinik Toraks	Toraks (Benzeşim Programı)
kVp <sup>4</sup>		120	120	120	120
Efektif mAs <sup>5</sup>	Otomatik Mod	90,9 (min 40-maks 95)	-	104 (min 90,4-max 117,5)	94,2 (min 60-maks 132)
	Manuel Mod	81,7 (min 50-maks 132)	93,8 (min 93,3-maks 94,3)	93,8 (min 93,3-maks 94,3)	
Meme Dozu Normalize (mGy/Efektif mAs)	Otomatik Mod	0,117 (min 0,0963-maks 0,134)	-	0,104	0,12
	Manuel Mod	0,112 (min 0,0965-maks 0,138)	0,098	0,103	
Meme Yüzey Dozu (mGy)	Otomatik Mod	- <sup>6</sup>	-	0,133	-
	Manuel Mod	-	-	0,139	
Etkin Doz (mSv)	Otomatik Mod	3,38 (min 1,57-maks 3,25)	-	3,48	6,03 (3,67) <sup>7</sup> (4,9)ICRP-60 <sup>8</sup>
	Manuel Mod	2,82 (min 1,96-maks 4,02)	4,26	4,26	
CTDI (mGy)	Otomatik Mod	6,03 (min 3,73-maks 7,64)	-	7,89	8,7 (min 6,4-maks 12,3)
	Manuel Mod	6,9 (min 4,66-maks 9,58)	9,65 (min 7,89-max 11,4)	9,65 (min 7,89-max 11,4)	
Meme Dozu (mGy)	Otomatik Mod	10,6 (min 4,97-maks 10)	-	10,82 (min 9,27-maks 12,2)	11,3 (min 8,7-maks 14)
	Manuel Mod	9,2 (min 6,71-maks 14)	9,2 (min 8,04-maks 10,2)	9,66 (min 10,35-maks 8,76)	

<sup>1</sup> Efektif mAs değerleri hesaplanırken, otomatik modda ve manuel modda alınan ayrı ayrı sistemlerin ortalama efektif mAs değerleri olacak şekilde hesaplanmıştır.

<sup>2</sup> Rando meme fantomu değerleri hesaplanırken bütün sistemler (7 sistem ) toplanıp ortalaması alınmıştır. 7 sistem üzerinden hesaplanmıştır. Çünkü bir sistem 130 kVp, bir sistem ise 100 kVp ile ışınlanmıştır. Bu iki sistem kVp değerlerinden dolayı hesaplamaya katılmamıştır.

<sup>3</sup> Mamografi meme tabakası ve parafin meme kalıbı değerleri hesaplanırken iki sisteme (G1 ve T1) değerlerin ortalaması alınmıştır. Her bir sisteme ait efektif mAs, etkin doz vb. ortalamaları alınarak değerleri sunulmuştur.

<sup>4</sup> “-“ olan yerlerdeki değerlere ulaşılamamış ya da tez kapsamında ölçümleri alınmamıştır.

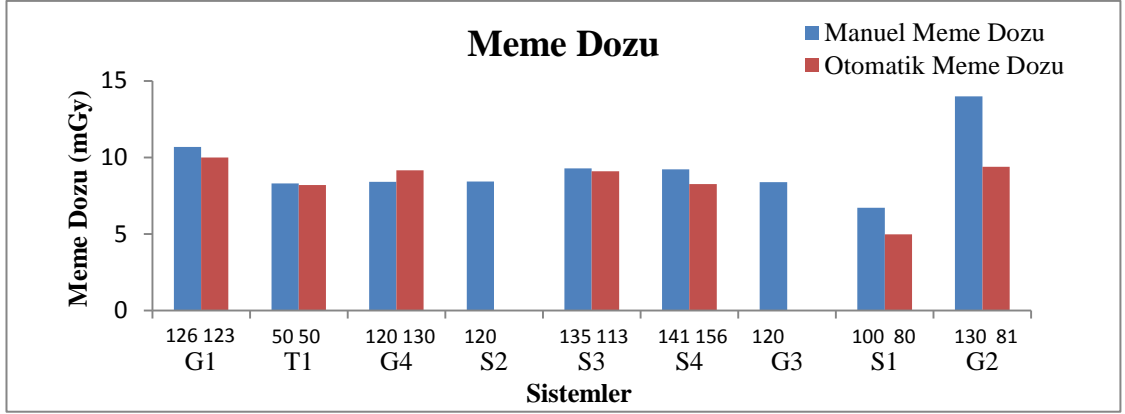
<sup>5</sup> CT Dosimetry programında GE (G), Siemens (S) ve Toshiba (T) sistemlerine ait tez kapsamında alınmış sistemler ile aynı değerler verilerek benzeşimi yapılmış üç ayrı sisteme ait değerlerin ortalaması hesaplanmıştır. Örneğin tez kapsamında programdan ayarlanabilen bir eş değer sistem dikkate alınmış (Siemens Sensation 16–S3 eş değeridir) ve tez kapsamında belirlenen teknik parametrelerin aynısı girilerek meme dozu hesaplanmıştır.

<sup>6</sup> Yine benzeşim programından ICRP-103'e göre hesaplanan etkin dozlar tabloda sunulurken, parantez içinde yazan etkin doz değerleri program ile hesaplanmış DLP değerlerinin 0,014 (yetişkin toraks etkin doz çarpım sabiti) değeri ile çarpılarak hesaplanmıştır. Zira bu etkin doz değeri tez kapsamında ölçüm alınan sistemlerde de 0,014 değeri ile çarpılarak hesaplanmıştır.

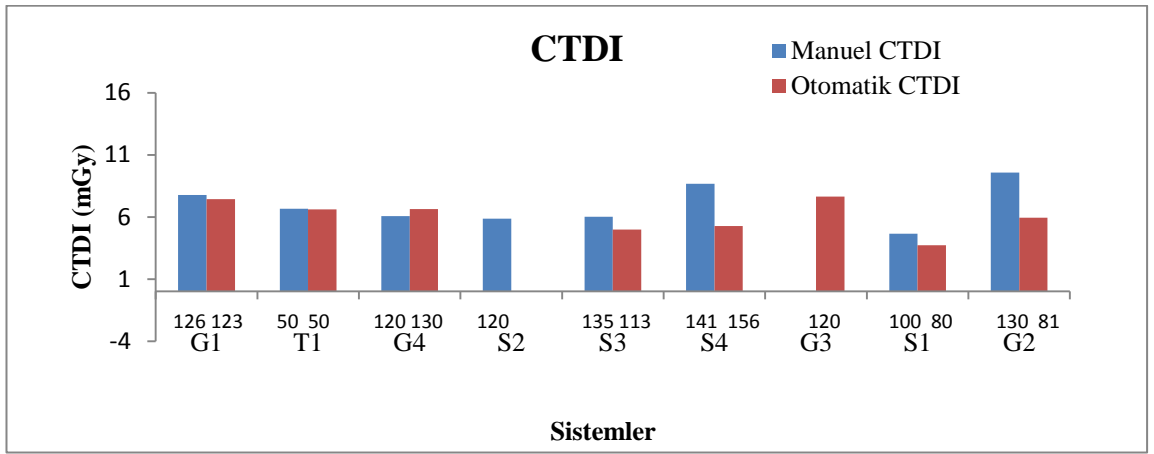
<sup>7</sup> Benzeşim programından ICRP-60'a göre hesaplanan etkin dozların ortalaması.

<sup>8</sup> kVp değerleri aynı olan (120 kVp) ölçümler seçilmiştir.

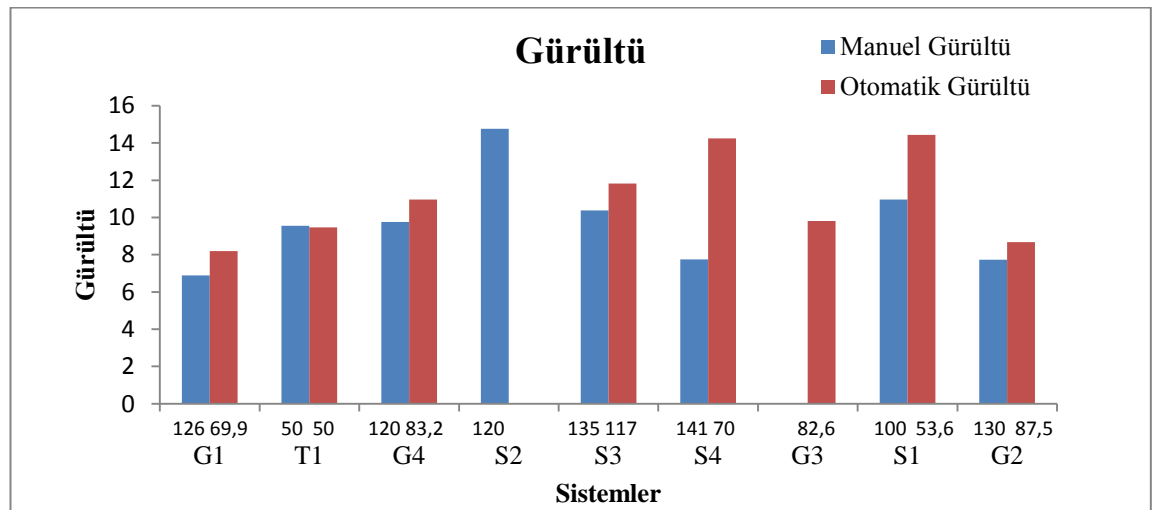




Şekil 5.4 9 ayrı sisteme ait meme dozlarının grafiksel gösterimi



Şekil 5.5 9 ayrı sisteme ait CTDI değerlerinin grafiksel gösterimi



Şekil 5.6 9 ayrı sisteme ait gürültü değerlerinin grafiksel gösterimi

Çizelge 5.4 Literatür değerleri ve benzeşim programı karşılaştırması

Literatür						CT Dosimetry (Program)
Protokol	Akciğer Emboli (PE) <sup>9</sup>	Akciğer Emboli (PE) <sup>10</sup>	Akciğer Emboli (PE) <sup>11</sup>	Appendicitis <sup>12</sup>	- <sup>13</sup>	Toraks (Benzeşim Programı)
kVp	140	120	140	140	120	140
Efektif mAs	221,1	104	128	97	200mA <sup>14</sup>	94,2 (min 60-maks 132)
Meme Dozu Normalize (mGy/Efektif mAs)	0,24	1,07	0,25	0,08	10-30 mGy <sup>15</sup>	0,18 (min 0,17-maks 0,19)
Meme Yüzey Dozu		0,99	-	-	-	-
Etkin Doz (mSv)	14,4	-	-	13,3	-	9,3 (5,18) (7,73) ICRP-60
CTDI (mGy)		-	-	-	-	12,3 (min 8,6-maks 17,7)
Meme Dozu (mGy)	53,1	111,3	32	7,88	-	17 (min 10,2-maks 25)

<sup>9</sup> Radiation Dose to the Female Breast from 16-MDCT Body Protocols (Hurwitz 2006)

<sup>10</sup> Radiation Dose to the Female Breast from 16-MDCT Body Protocols (Hurwitz 2006)

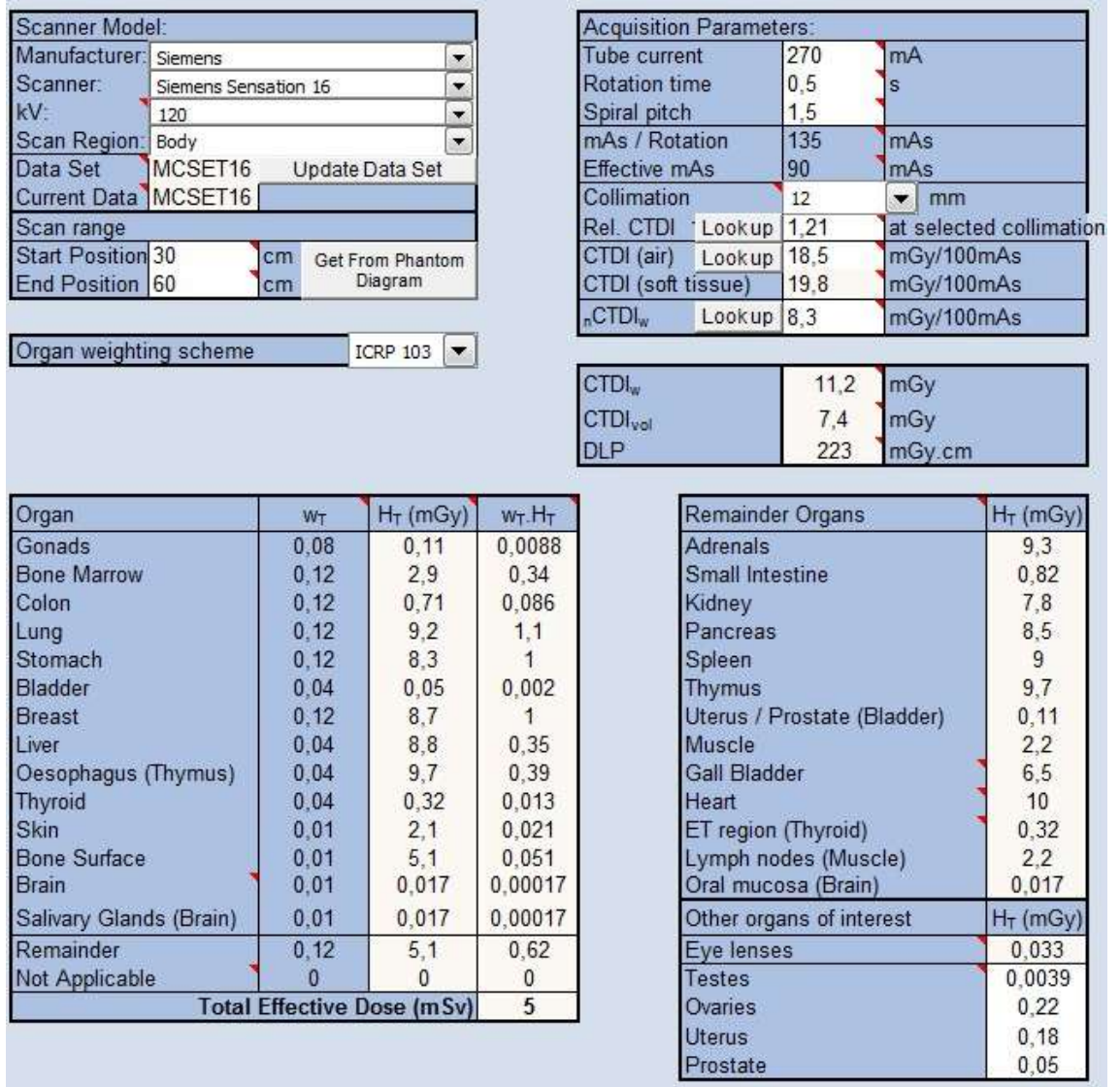
<sup>11</sup> Validation of Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor Technology for Organ Dose Assessment During CT: Comparison with Thermoluminescent Dosimetry (Yoshizumi, 2007)

<sup>12</sup> Reduction of Radiation Dose to the Female Breast: Preliminary Data with a Custom- Designed Tungsten-Antimony Composite Breast Shield. (Parker, 2006)

<sup>13</sup> Technical Note: A new TLD-phantom measurement system for determining dose distribution levels in the right and left breast from spiral CT chest imaging. Sisteme ait Protokol bilgisine ulaşamamıştır. (Hall 2002)

<sup>14</sup> Gantri dönüş süresi belirtilmediği için efektif mAs değeri hesaplanamamıştır.

<sup>15</sup> Efektif mAs değeri olmadığı için meme dozu normalize edilememiştir. Ayrıca makalede meme dozu net bir şekilde belirtilmemiştir



Şekil 5.7 CT Dosimetry programından alınmış örnek hesaplama

120 kVp ile aldığımız ölçüm sonuçlarımıza göre ortalama normalize meme dozu sonuçları manuel modda 0,089 (meme tabakası) ile 0,112 (rando meme) arasında değişiklik göstermektedir. Otomatik modda ise ortalama normalize meme dozu sonuçları 0,104 (parafin meme kalıbı) ile 0,117 (rando meme) arasındadır. Aynı teknik parametreler ile CT Dosimetry benzeşim programından elde edilen ortalama normalize meme dozu sonuçları ise 0,12 olarak bulunmuştur. Tez kapsamında elde edilen normalize meme dozu sonuçlarımız benzeşim programı ile elde edilen sonuçlar ile uyum içerisindedir.

Literatür ile yapılan karşılaştırmalarda ise 120 kVp'de alınmış sonuçlarda uyum görülmemektedir. Literatürde elde edilen meme dozlarının yüksek olduğu dikkat çekmektedir. Tez kapsamında elde ettiğimiz meme dozları 14 mGy'i geçmezken, literatürde 122 mGy meme dozu ile karşılaşılmıştır (Parker 2006). 140 kVp'de ölçüm alınmadığı için literatürde alınmış 140 kVp'deki meme dozları, benzeşim programı ile karşılaştırılmıştır. Benzeşim programında ortalama normalize meme dozları 0,18 bulunurken literatürde 0,25 olduğu görülmektedir. 120 kVp'de elde edilen sonuçlarda olduğu gibi literatür değerleri, benzeşim programından elde edilen değerlerden yüksek bulunmuştur.

## KAYNAKLAR

- AITKEN M.J.. 1998. An Introduction to Optical Dating Oxford University Press, London. P.37-50, 61-69, 87-102
- Arnold Schilham, PhD • Aart J. van der Molen, MD • Mathias Prokop, MD Hugo W. de Jong, PhD. 2010. Overranging at Multisection CT: An Underestimated Source of Excess Radiation Exposure. RSNA, 30: 1057–1067.
- Barnes, G.T., Lakshminarayanan, 1989. A.V. Computed Tomography: Physical principles and image quality considerations. Raven Press, Chapter 1, Newyork.
- Desislav Stoyanov, Jenia Vassileva. 2009. Influence of exposure parameters on patient dose and image noise in computed tomography. 15(4):215-226, Bulgaria
- İ. Fındıklı. 2012. Bilgisayarlı Tomografide Yetişkin ve Çocuk Hastalar İçin Farklı sistemlerde Uygun Klinik Protokollerin Saptanması. Ankara Ünivesitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi
- Jeffery L. Hall, Jorge L. Navarrete, Edgar Surprenant, Jack Sklansky and Jack I. Eisenmani. 2002. Technical Note: A new TLD-phantom measurement system for determining dose distribution levels in the right and left breast from spiral CT chest imaging. Journal Of Applied Clinical Medical Physics, Volume 3, No: 4
- Jodie A. Christner, James M. Kofler, Cynthia H. McCollough. 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

- John M. Boone, PhD, , Thomas R. Nelson, PhD, Karen K. Lindfors, MD, J. Anthony Seibert, PhD. 2001. Dedicated Breast CT: Radiation Dose and Image Quality Evaluation Radiology, volume 221: 657-667
- Jolanta Hansen, Anne Grethe Jurik. 2009. Analysis of Current Practice of CT examinations. 48: 295–301, Denmark
- Lehmann K. J., Wild J., Georgi M 1997. Klinischer Einsatz der softwaregesteuerten Röhrenstrommodulation Smart-Scan in der Spiral-CT . Aktuelle Radiol, 7: 156-158
- Lois Romans, BA, RT(R), CT. 2013.CT Image Quality. CEwebservice.com
- Lynne M. Hurwitz, Terry T. Yoshizumi, Robert E. Reiman, Erik K. Paulson, Donald P. Frush, Giao T. Nguyen, Greta I. Toncheva, Philip C. Goodman. 2006. Radiation Dose to the Female Breast from 16-MDCT Body Protocols. AJR, 186: 1718-1722
- Mannudeep K. Kalra, Michael M. Maher, Thomas L. Toth, Bernhard Schmidt, Bryan L. Westerman, Hugh T. Morgan, Sanjay Saini. 2004. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT. Radiology, 233: 649-657.
- Mannudeep K. Kalra, Srinivasa Prasad, Sanjay Saini, Michael A. Blake, Jose Varghese, Elkan F. Halpern, James T. Rhea, James H. Thrall. 2002. Clinical Comparison of Standard Dose and 50% Reduced Dose Abdominal CT: Effect on ImageQuality. AJR, 179: 1101–1106

Mark S. Parker,MD, Jiyeon K. Chung,MD, Panos P. Fatouros, PhD, Jessica A. Hoots,MD, Nicole M. Kelleher,MD, Stanley H. Benedict, PhD. 2006. Reduction of Radiation Dose to the Female Breast: Preliminary Data with a Custom-Designed Tungsten-Antimony Composite Breast Shield. The Journal of Applied Research, volume 6; No:3

P. C. Shrimpton, M.C. Hillier. 2003. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK. NRPB, W67

S V Vollmar, Dipl Ing ve W A Kalender, PhD. 2009. Reduction of dose to the female breast as a result of spectral optimisation for high-contrast thoracic CT imaging: a phantom study. The British Journal of Radiology, 82: 920-929

Terry T. Yoshizumi, Philip C. Goodman, Donald P. Frush, Giao Nguyen, Greta Toncheva, Maksudur Sarder, Lottie Barnes. 2007. Validation of Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor Technology for Organ Dose Assessment During CT: Comparison with Thermoluminescent Dosimetry AJR, 188: 1332-1336

Wilting, J.E., Zwartkuis, A., van Leeuwen, M.S., et al. (2001) A rational approach to dose reduction in CT: Individualized scan protocols. Eur. Radiol. 11(12), 2627-2632.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Mahmut Anıl USLU

Doğum Yeri : Eskişehir

Doğum Tarihi : 06 / 06 / 1985

Yabancı Dil : İngilizce

### Eğitim Durumu:

Lise :Eskişehir Fatih Anadolu Lisesi, (2000-2003)

Lisans :Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü, (2004-2009)

Yüksek Lisans :Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, (2010-2014)