



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİK BİLİMLER ANABİLİM DALI

**MİYOKART PERFÜZYON SPECT/BT UYGULAMASINDA
MEME DOKUSU ATENÜASYONU: KARDİYAK FANTOM
ÇALIŞMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fatih BOĞA

**Samsun
Mayıs-2016**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİK BİLİMLER ANABİLİM DALI

**MİYOKART PERFÜZYON SPECT/BT UYGULAMASINDA
MEME DOKUSU ATENÜASYONU: KARDİYAK FANTOM
ÇALIŞMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fatih BOĞA

Danışman

Prof. Dr. Fevziye CANBAZ TOSUN

**Samsun
Mayıs-2016**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Fatih BOĞA tarafından Prof. Dr. Fevziye CANBAZ TOSUN danışmanlığında hazırlanan “Miyokart Perfüzyon SPECT/BT Uygulamasında Meme Dokusu Atenüasyonu: Kardiyak Fantom Çalışması” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 26/05/2016 tarihinde yapılan sınav ile Radyolojik Bilimler Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Fevziye CANBAZ TOSUN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Üye : Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ
Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Anabilim Dalı

Üye : Doç. Dr. Betül ÇETİN
Amasya Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Anabilim Dalı

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / /.....

Doç. Dr. Aydın HİM
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Öncelikle tez konusunun seçiminde ve tez sürecinde yardımlarını ve akademik bilgisini benden esirgemeyen tez danışman hocam sayın Prof. Dr. Fevziye CANBAZ TOSUN 'a teşekkürlerimi sunuyorum. Fantom hazırlığı ve görüntüleme aşamasında yardımcı olan Uzm. Dr. M. Alper ŐAHİN 'e, yine fantom görüntüleme işlemleri sırasında destek olan Asistan Dr. Ufuk TELCİ 'ye, nükleer tıp teknisyenleri Faruk ÇEVİK ve Kemal KARA 'ya çok teşekkür ederim. Yüksek lisans eğitimim boyunca ve tez sürecinde bana her türlü desteğı vererek motivasyonumun artmasını sağlayan ve bana sabır gösteren aileme sonsuz teşekkür ediyorum.



ÖZET

MİYOKART PERFÜZYON SPECT/BT UYGULAMASINDA MEME DOKUSU ATENÜASYONU: KARDİYAK FANTOM ÇALIŞMASI

Amaç: Çalışmamızın amacı farklı boyut ve yoğunluktaki meme dokusunun kardiyak perfüzyon görüntüsüne etkisini ve Bilgisayarlı tomografi atenüasyon düzeltmesi (BTAD) sonrası değişimini meme modellemesi yapılan kardiyak fantom aracılığıyla deneysel olarak araştırmaktır.

Materyal ve Metot: Çalışmamızdaki meme modelleri, farklı boyut ve yoğunluktaki meme dokusunu simule etmek için, içi su, sıvı yağ ve sıvı sabun dolu olan 400, 700, 1000 ve 1300 mililitre (ml) hacimli balonlar ile ayrı ayrı oluşturuldu. Fantomun kalp bölümü, su ile dilüe 37 Megabecquerel (MBq) (1 milicurie, mCi) aktivitede Tc-99m perteknetat ile dolduruldu. Meme modelleri ayrı ayrı kardiyak fantoma eklenerek çift detektörlü hibrit Single photon emission computed tomography/Bilgisayarlı tomografi (SPECT/BT) cihazı ile rutin klinikte kullanılan parametrelerle standart miyokart perfüzyon görüntülemesi (64x64 matrikste; 20 saniye/ projeksiyon; toplam 32 projeksiyon) gerçekleştirildi. Görüntüleme sonrası veri işlemede Cedars Sinai Quantitative Perfusion Spect (QPS) perfüzyon kantitasyon yazılım programı (V.2009) kullanıldı. Değerlendirme 17 segment modeli kullanarak polar harita ham sayısal verileri üzerinden semi-kantitatif olarak yapıldı. Standart ve BTAD sonrası elde edilen verilerin değerlendirilmesi, segment, duvar ve düzey bazında Wilcoxon, Man-Whitney U, Kruskal-wallis testleri kullanılarak SPSS (V22.0) istatistik analizi ile yapıldı.

Bulgular: Yoğunluk ve büyüklüğe göre karşılaştırmada BTAD sonrası sayım farklarında (Δ) gruplar arası anlamlı fark saptanmamakla birlikte ($p > 0,05$), sol ventrikül duvarları arasında, en yüksek ortalama fark septumda saptandı. Miyokardın septum duvarında yağ, su ve sabun yoğunluk grupları için sırasıyla $\Delta = 18,2 \pm 10,0$; $20,4 \pm 9,6$; $18,2 \pm 8,2$ ve 400, 700, 1000 ve 1300 hacim grupları için sırasıyla $\Delta = 19,1 \pm 10,8$; $19,0 \pm 9,5$; $19,6 \pm 9,0$; $17,8 \pm 8$. Lateral duvarda BTAD sonrası değişim $\{ \Delta = [(-0,7 \pm 11,1) - (6,9 \pm 14,4)] \}$ heterojendi.

Sonuç: Elde ettiğimiz sonuçlar, boyut ve yoğunluğa bağlı olmadan, meme dokusunun sol ventrikül septum duvarında atenüasyona bağlı oluşturduğu perfüzyon defektlerinin BTAD sonrası büyük ölçüde düzeldiği yönündedir. Kalbin lateral duvarında ise SPECT/BT'de kayıt hatası olmaksızın BTAD sonrası meydana gelebilecek yeni perfüzyon defekleri yönünden klinik değerlendirmelerde dikkatli olunması gerektiğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Atenüasyon, BT, Düzeltme, Miyokardiyal Perfüzyon, SPECT

Fatih BOĞA, Yüksek Lisans Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Mayıs-2016

ABSTRACT

BREAST TISSUE ATTENUATION IN MYOCARDIAL PERFUSION SPECT/CT APPLICATION: CARDIAC PHANTOM STUDY

Aim: The aim of our study is to investigate the effect of breast tissue in different size and density on myocardial perfusion imaging(MPI) and to evaluate the changes after computed tomography attenuation correction (CTAC) using a modelled breast cardiac phantom.

Material and Method: The breast models in our study was formed using 400, 700, 1000 and 1300 mls of ballons filled with water, oil and liquid soap to simulate the breast tissues of different size and density. The cardiac part of the phantom was filled with diluted water of 37 MBq (1 mCi) Tc-99m pertechnetate activity. The breast models were attached to cardiac phantom respectively. Using a double detector hybrid Single photon emission computed tomography/Computed tomography (SPECT/CT) system, imaging was performed with the parameters used in routine clinical settings of MPI (64x64 matrix; 20 second/ projection, total of 32 projections). We used Cedars Sinai QPS perfusion quantative software (V.2009) in processing. We analysed the images, semi-quantatively, using 17 segment model through polar maps. The analysing of data belonging to standard and CT attenuation correction results were carried out via SPSS (V22.0) statistical programme by using Wilcoxon, Man-Whitney U, Kruskal-wallis tests on the base of myocardial segment, wall and level.

Results: After CT attenuation correction, there were no significant differences (Δ) between the groups ($p > 0.05$) regarding the density and size but among the left ventricular walls, the highest mean difference was detected on septum. The mean differences for myocardial septum wall were: $\Delta = 18.2 \pm 10.0$; 20.4 ± 9.6 ; 18.2 ± 8.2 for oil, water and liquid soap groups, respectively; and $\Delta = 19.1 \pm 10.8$, 19.0 ± 9.5 , 19.6 ± 9.0 , 17.8 ± 8 were obtained for 400, 700, 1000 and 1300 volume groups, respectively. A heterogenic changing was seen on lateral wall $\{\Delta = [(-0.7 \pm 11.1) - (6.9 \pm 14.4)]\}$, after CTAC

Conclusion: The results in our study support that a considerable improvement was seen on left ventricle septum after CT attenuation correction without depending on the size and density of breasts; but the physicans should be aware that, without SPECT/CT misregistration, new perfusion defects can ocur after CTAC, especially on the lateral myocardial wall.

Keywords: Attenuation, Correction, CT, Myocardial Perfusion, SPECT

Fatih BOĞA, Master Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, May-2016

SİMGELER VE KISALTMALAR

A	: Anterior
AC	: Attenuation Correction
AL	: Anterolateral
²⁴¹Am	: Americium-241
Api	: Apikal
ART	: Cebirsel rekonstrüksiyon tekniği
AS	: Anteroseptal
β	: Beta
Ba	: Bazal
B(f)	: Butterworth filtre
Bi₂O₃	: Bizmut oksit
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BTAD	: Bilgisayarlı Tomografi ile Atenüasyon Düzeltmeli
Ba	: Baryum
CdO	: Kadmiyum oksit
cm	: Santimetre
¹³⁷Cs	: Sezyum-137
CT	: Computed tomography
CZT	: Kadmiyum çinko telluride
D	: Düzeltme işlemi sonrası fotopikte saçılıma uğramayan foton sayımları
EF	: Ejeksiyon Fraksiyonu
EKG	: Elektrokardiyografi gated
fc	: Kesim frekansı
f_j^(k)	: İşlem yapılan görüntü
f_j^(k+1)	: İşlem yapılacak görüntü
g_i	: i ışını için ölçülen toplam sayım miktarı
FWHM	: Full width at half maximum
Gd-153	: Gadolinyum-153
G_F	: Fotopik enerji penceresindeki sayımlar
G_K	: Compton görüntüsü
gr	: Gram

H(f)	: Hanning filtre
HU	: Hounsfield birimi
I₀	: Materyal engel olmadan x-ışını yoğunluğu
İ	: İ inferior
İL	: İ inferior lateral
İS	: İ inferior septal
i.v.	: İ intravenöz
KAH	: Koroner arter hastalığı
kV	: Kilovolt
keV	: Kilo elektron volt
La	: Lateral
LEHR	: Low Energy High Resolution
M	: Midventriküler
MBq	: Megabecquerel
MIBI	: Metoksiizobutil izonitril
MPS	: Miyokart Perfüzyon Sintigrafisi
mA	: Miliamper
mAs	: Miliamper saniye
mCi	: Milicurie
ml	: Mililitre
ML- EM	: Maximum likelihood expectation maximization
mSv	: Mili sievert
⁹⁹Mo	: Molibden-99
N₀	: Başlangıç foton sayısı
n	: Filtrenin güç değeri
NAC	: Non-Attenuation Correction
NaCl	: Sodyum klorür
NaI(Tl)	: Sodyum iyodür(talyum)
Na-K ATP	: Sodyum-potasyum Adenozin tri fosfat
ORT	: Ortalama
OSEM	: Ordered subset expectation maximization
PbO	: Kurşun oksit

PMT	: Photo-multiplier tube
Rms	: Karekök ortalama
S	: Saçılan foton sayısı
Se	: Septal
S_{sol}	: Sol tarafta olan dar penceredeki saçılım sayımları
S_{sağ}	: Sağ tarafta olan dar penceredeki saçılma sayımları
SPECT	: Single Photon Emission Computerized Tomography
SS	: Standart sapma
STD	: Standart
^{99m}Tc	: Teknesyum-99 metastabl
²⁰¹Tl	: Talyum-201
Δ	: BTAD-STD
Δx	: Materyal kalınlığı
w	: Fotopik pencere genişliği
w₁	: Düşük enerjili dar pencere genişliği
w₂	: Yüksek enerjili dar pencere genişliği
μ	: Doğrusal zayıflama katsayısı
μ_w	: Suyun atenüasyon katsayısı
μ_m	: Dokunun atenüasyon katsayısı
Z	: Atom numarası

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Gama kamera	2
2.1.1.Gama Kameranın Görüntüleme Prensipleri ve SPECT	5
2.1.2.Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler	8
2.1.3. Saçılım Düzeltme Yöntemleri	11
2.1.4. Rekonstrüksiyon Teknikleri	14
2.2. Atenüasyon.....	17
2.2.1. Atenüasyona Sebep Olan Durumlar	19
2.2.2. Bilgisayarlı Tomografi ile Atenüasyon Düzeltmesi	20
2.3. SPECT/BT.....	23
2.3.1. SPECT/BT Uygulamasında Miyokart Perfüzyon Görüntüleme	24
2.3.2. SPECT/BT Artefaktları	28
2.4. Teknesyum-99m Radyoizotopunun Özellikleri ve Hazırlanışı.....	32
2.5. SPECT Görüntüleme Yönteminin Klinikteki Kullanım Alanları	34
3. MATERYAL VE METOT	36
3.1. Materyal	36
3.1.1. Meme Modeli Eklenen Kardiyak Fantom	37
3.1.2. SPECT/BT Hibrit Cihazı	40
3.2. Metot	41
3.2.1. Kardiyak Fantom SPECT/BT Görüntüleme.....	41
3.2.2. Kantitatif Perfüzyon SPECT Programı ve Polar Haritalar	48
3.2.3. İstatistiksel Analiz	52
4. BULGULAR	53
4.1. Farklı Yoğunluktaki Grupların Segment Bazında Genel Olarak Karşılaştırılması.....	53
4.1.1. Segment Bazında Farklı Yoğunluklu Grupların Karşılaştırılması	62

4.1.2. Duvar ve Düzey Bazında Farklı Yoğunluklu Grupların Karşılaştırılması	63
4.2. Farklı Boyutlu Grupların STD-BTAD Karşılaştırılması.....	68
4.2.1. Segment Bazında Farklı Boyutlu Grupların Karşılaştırılması.....	72
4.2.2. Duvar ve Düzey Bazında Farklı Boyutlu Grupların Karşılaştırılması	73
5. TARTIŞMA	83
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	92
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	100



1. GİRİŞ

Nükleer tıp alanında yapılan sintigrafik görüntülemelerde, vücut içine verilen radyofarmasötiklerden yayılan gama ışınları, dışarıdan özel deteksiyon sistemleri ile tespit edilerek görüntü oluşturulur. Bu tarz görüntülemeye aynı zamanda emisyon görüntüleme adı verilir (Türkmen, 2012). Emisyon görüntülemenin yapıldığı miyokart perfüzyon (MPS) SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography) uygulaması başta koroner arter hastalığı tanısını ortaya koymak için vücuda intravenöz (i.v.) olarak verilen radyofarmasötiklerden yayılan gama ışınlarının bilgisayar ile desteklenen gama kamera sistemleri tarafından tomografik görüntülenmesini sağlayan bir kesitsel sintigrafi yöntemidir. Bilgisayarlı tomografi (BT) ise ayrı bir X-ışını kaynağından üretilen ışınların transmisyon yoluyla vücut içerisinden geçirilip tomografik görüntülemenin yapıldığı bir görüntüleme tekniğidir. Bu iki yöntemin birleşiminden oluşan SPECT/BT hibrit görüntüleme cihazları ise aynı sistem içinde yer alıp aynı hasta yatağını kullanarak SPECT ve BT görüntüleme yapılmasına olanak tanıyan görüntüleme sistemleridir. SPECT/BT hibrit görüntüleme sistemlerinde BT taraması, nükleer tıp incelemelerinde başlıca anatomik lokalizasyon ve atenüasyon düzeltmesi yapmak amacıyla kullanılmaktadır (Bozkurt ve ark., 2015). Ayrıca emisyon görüntüleme yapmak için hastaya intravenöz olarak verilen aktivite, BT görüntülerine etkide bulunmaz.

Miyokartiyal perfüzyon görüntülemeleri ile yapılan çalışmalarda atenüasyon düzeltmesinin gerekliliği ispatlanmıştır. Örneğin, meme dokusu daha fazla foton soğurduğundan anterior ve üst septal duvardaki aktivite tutulumlarının daha düşük sayımda görüntülenmesine neden olur (Nişli, 2010). Bu sebeple kadınlardaki meme dokusu atenüasyonu kardiyak perfüzyon SPECT çalışmalarında yalancı pozitif sonuçlara neden olan ve incelemenin doğruluğunu etkileyebilen en sık artefakt nedenlerinden biridir. Her kadında memenin boyutu, şekli ve yoğunluğu değiştiği için meme atenüasyon artefaktları da çok çeşitli olarak MPS'de görülmektedir. Memenin pozisyonu ve yoğunluğuna göre anterior, anteroseptal veya sadece lateral duvarda atenüasyon artefaktları görülebilir (Büyükdereli, 1997). Bu tezin amacı, meme modeli eklenen kardiyak fantom kullanarak farklı meme boyutu ve dansitesi durumlarında, doku atenüasyonunun perfüzyon görüntülerine olan etkisini ve bu etkilerin BT atenüasyon düzeltmesi sonrasındaki sonuçlarını karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Gama kamera

Radyofarmasötik hastaya verildikten sonra yayılan gama ışınlarının bir cihaz tarafından ölçülmesi gerekir. Gama ışınlarını tespit etmeye yarayan cihazlara “gama kamera” denir. Hal Anger 1956’da 10 cm çaplı, NaI(Tl) kristali ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpü(PMT) olan ilk gama kamerayı icat etmiştir. Bu icattan sonra gama kameralar Anger Kamera ismiyle de adlandırılmıştır. Derinlik boyutundan gelen foton bilgilerinin iki boyutlu görüntülerdeki deteksiyon eksikliğini gidermek için 1964 yılında tomografik görüntüleme sistemi geliştirilmiştir. Daha sonraki zamanlarda ise yaptıkları çalışmalar neticesinde Kuhl ve Edward tarafından emisyon tomografisi geliştirilmiştir. Bu araştırmacılar tomografik görüntüleme bilgisayar yardımıyla basit geri projeksiyon tekniğini kullanmış ve kesit görüntülerinin rekonstrüksiyonu ile üç boyutlu görüntüyü elde etmişlerdir (Demir, 2008). Başlangıçta tek dedektörlü (Şekil 1) olarak tasarlanan gama kamera sistemleri 1990 sonrasında iki veya üç dedektörlü olarak oluşturulmaya başlanmıştır (Şekil 2), (Nişli, 2010).



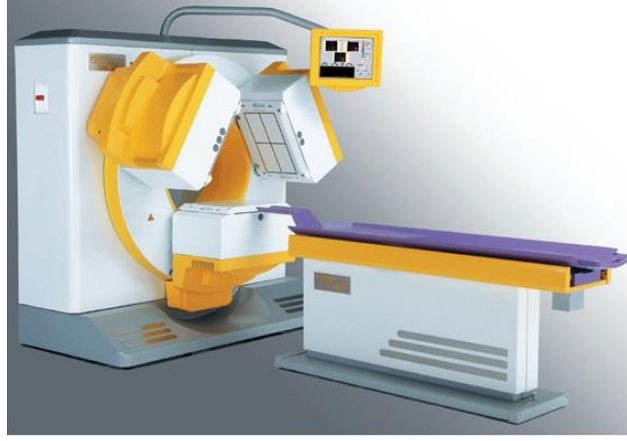
Şekil 1. Tek başlı gama kamera sistemi (Anonim, 2016a)



Şekil 2. Günümüzde sık kullanılan çift dedektörlü (başlı) gama kamera sistemi (Anonim, 2016b)

Son yıllarda bilgisayarlı sistemlerin birçok özelliği barındırarak devreye girmesiyle birlikte SPECT (Bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi) sistemleri kurulmuştur. SPECT tekniğinde en önemli komponent, hasta etrafında dönen bir gamma kamera sistemidir. Kameranın ana bölümü "kolimatör" denilen delikli kurşun levha olup hasta ile tarayıcılar arasında yerleştirilir ve kameranın kaydettiği fotonların (gamma ışınları) yönünü belirler. Bu teknikle gerekli veriyi elde etmek için tekli, ikili veya üç başlı sintilasyon kameraları kolimatör ile birlikte hasta etrafında dönerek pek çok açıda planar(iki boyutlu) görüntüler kaydedilir (Sözuer ve ark., 1993).

Üç başlı SPECT sistemleri daha çok beyin incelemelerinde tercih edilmektedir (Şekil 3). Bu sistemlerde detektör boyutları küçüktür ve bunlarda çok yüksek rezolüsyonlu kolimatörlerin kullanılması ile yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM-Full width at half maximum) 7 mm'ye kadar düşürülmüştür. Üç detektörlü sistemlerin bazılarında üçüncü detektör atenüasyon düzeltilmesinde kullanılacak olan transmisyon bilgilerinin toplanmasına uygun olacak şekilde tasarlanmıştır. Bu durumda sistemin kalibrasyonu önem kazanır. Detektörlerin hassasiyet farklılıkları %10'dan fazla olmamalı, her detektör için piksel boyutu bilinmeli ve birbiri ile uyuşmalıdır. Aksiyel yönde detektörler arasındaki 2 mm'den fazla uyumsuzluk rezolüsyonu olumsuz etkiler (Nişli, 2010).

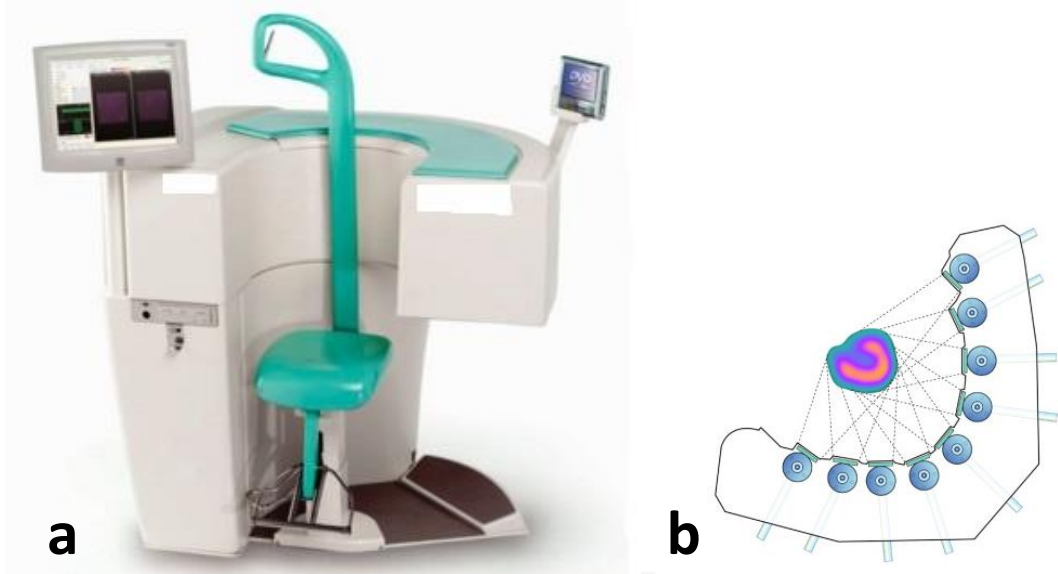


Şekil 3. Üç başlı gama kamera sistemi (Anonim, 2016c)



Şekil 4. “Pinhole” dedektörlü gama kamera sistemi (Anonim, 2016ç)

Pinhole dedektörlü gama kamera sistemi sahip olduğu kolimatörden dolayı bu ismi almıştır (Şekil 4). Kolimatör, içi boş koni şeklinde kurşun, tungsten, platin veya diğer ağır metallere biri kullanılarak yapılır. Pinhol koni şeklinde kurşundan yapılmış olan aygıtın ucuna yerleştirilir. Koninin detektörden uzaklığı 20-25 cm iken, pinholün çapı 4-8 mm kadardır. Gama ışınları pinholden geçerek dedektörde kristal yüzeyine düşerler. Bu sistem tiroit ve göz gibi küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasında kullanılır (Demir, 2008).



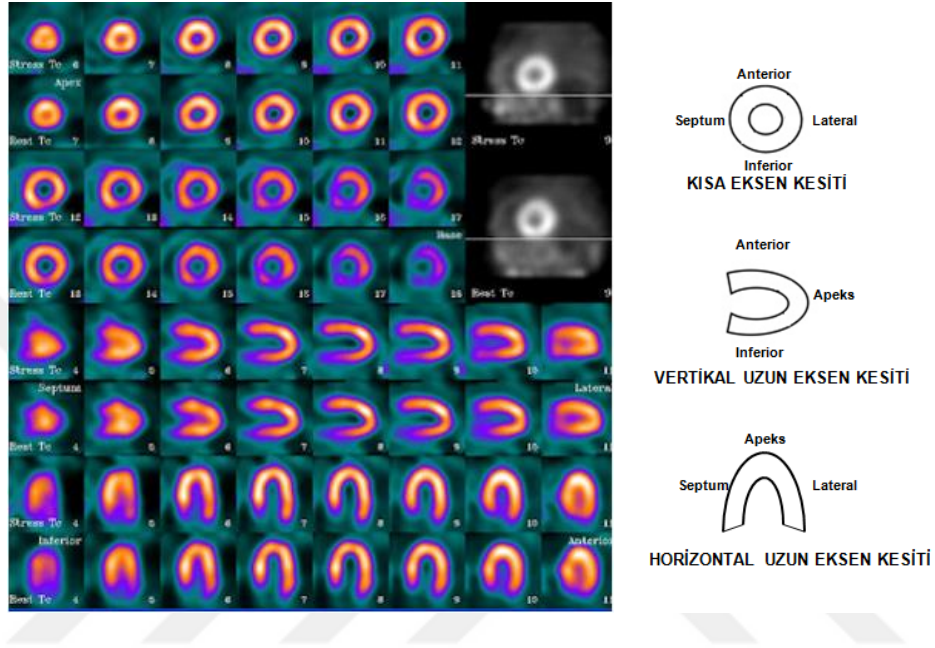
Şekil 5. “Dedicated” kalp gama kamera sistemi (a) Dedektörlerin diziliş biçimi ve ilgilenilen merkezli tarama (b) (Sharir ve ark., 2008’den)

“Dedicated” kardiyak gama kamera sistemi katı halde bulunan kadmiyum çinko telluride (CZT) kristallerine sahip 90 derece geometrik şekilde yerleşmiş 9 adet dedektöre sahiptir (Şekil 5). Bu 9 dedektörün her birinin kare tungsten bir paralel delikli kolimatörü vardır. Kolimatördeki her kare delik arasında 2,46 mm aralık vardır. Bu aralık konvansiyonel kolimatörlerle karşılaştırıldığında onlardan daha büyük bir mesafe olduğu görülmekle birlikte kameranın sayım duyarlılığının artmasına katkı sağlamaktadır. Dedektörlerin dokuzu da kalbi eş zamanlı görüntülemektedir. Hasta yaslanmış bir pozisyonda oturarak sol kolu dedektörlerin üstünde olacak şekilde sisteme yerleşir. Ayrıca bu sistem diğer gama kamera sistemlerine göre tarama zamanını kısaltmaktadır (Garcia ve ark., 2011).

2.1.1.Gama Kameranın Görüntüleme Prensibi ve SPECT

Nükleer tıpta görüntü almak için kullanılan en basit teknik planar görüntülemedir. Planar görüntüleme, gama ışını yayan radyoaktif maddelerle gama kamera kullanılarak iki boyutlu görüntü alınmasıdır. Bu tekniğin daha gelişmiş SPECT, vücut içerisindeki radyoaktif madde dağılımının tomografik (üç boyutlu) olarak

görüntülenmesidir. Bu işlem için ikili veya üç başlı dedektörün hasta etrafında dönmesi ve her bir dönüş açısında veri toplaması gereklidir. Toplanan projeksiyon görüntülerinin işleminden geçirilmesi ile transaksiyel, koronal ve sagittal kesitlerde tomografik görüntüler oluşturulur (Şekil 6), (Türkmen, 2012).



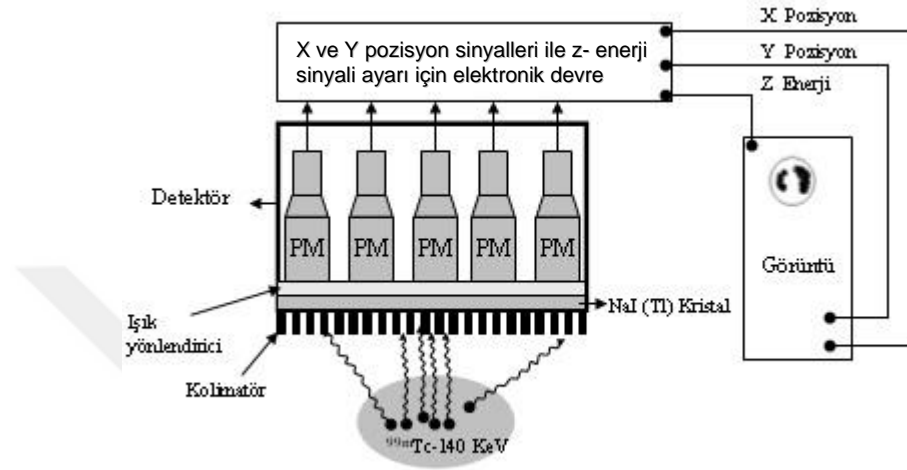
Şekil 6. Miyokart Perfüzyon SPECT görüntüleme ile oluşan tomografik kesitler (Anonim, 2016d)

Talyumla aktive edilmiş NaI sintilasyon kristalleri, kolimatörler, sintilasyonları elektrik enerjisine dönüştüren fotoçoğaltıcı tüpler ve sintilasyonları fotoçoğaltıcı tüplere odaklayan ışık yönlendirici tabaka gama kameranın çalışmasını sağlayan ana komponentlerdendir (Şekil 7).

Kaynak hale getirilen organdan çıkan gama ışınları her bir yöne doğru hareket ederler. Dedektörün önünde bulunan kolimatör, kaynaktan radyal doğrultuda yayılan gama ışınlarının sadece dedektöre dik gelenlerinin geçmesine izin verir. Çevreden gelen, farklı açılarda veya hasta içerisinde saçılan fotonların detektöre ulaşmasını engellerler (Şimşek, 2010).

Kolimatörlerin tasarımı, kullanılacak radyoizotopun enerjisi ve görüntüde istenen ayırma gücü ya da hassasiyet parametreleri göz önünde bulundurularak yapılır. Yüksek enerjilerde fotonun giriciliği artacağından, septa kalınlığı daha fazla olan

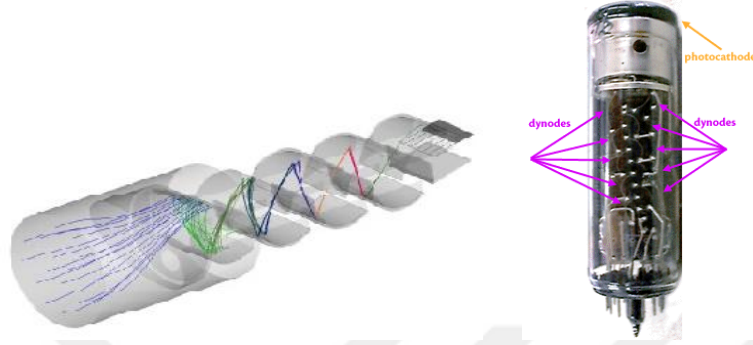
kolimatörler seçilir. Hassasiyetin önemli olduğu çalışmalarda delik çapları büyük seçilirken, ayırma gücünün önemli olduğu çalışmalarda delik çapı küçük olan kolimatörler seçilir (Şimşek, 2010). Kolimatör yapımında genellikle kurşun elementi tercih edilir. Kurşun yüksek atom numaralı ($Z=84$) olup gama ışınlarını iyi absorbe eder (Demir, 2008).



Şekil 7. Gama Kamera Komponentleri (Demir, 2008'den) **PM**: fotomultiplier, **NaI(Tl)**: Sodyum iyodür (talyum), ^{99m}Tc : metastabl teknesyum

Kaynak organdan yayınlanan gama ışınları kolimatör tarafından yönlendirilerek dedektör elementi olan talyum (Tl) ile aktive edilmiş NaI(Tl) kristaline düşürülür. Sodyum iyodür kristallerinin üzerine düşen fotonların enerjisi ile doğru orantılı olarak kristalden sintilasyon fotonları yayınlanır. Yayınlanan sintilasyon fotonları ışık yönlendirici tabaka aracılığı ile Foton Çoğaltıcı Tüp (Photo-Multiplier Tube, PMT) girişindeki fotokatoda çarparlar. Sintilasyon fotonlarının en az kayıpla geçebilmesi için, kristal ve PMT dizisi özel bir jel ile birbirine bağlanır. Fotokatoda çarpan fotonlar burada elektron kopmasına sebep olurlar. Kopan elektronlar PMT içinde bulunan dinodlar arasındaki yüksek voltajın etkisiyle hızlandırılarak bir sonraki dinoda çarptırılırlar ve sayıları arttırılır (Şekil 8). Ardından serbest elektronlar PMT çıkışındaki anotta toplanır. Böylece organdan yayınlanan gama fotonları kristalde sintilasyon fotonlarına ardından da PMT içinden geçerek elektrik sinyallerine dönüştürülmüş olur (Tunçman ve ark., 2015).

Bu şekilde fotoçoğaltıcılardan çıkan elektrik sinyalleri x-boyutundan alınan sinyaller, y-boyutundan alınan sinyaller, z-boyutundan alınan sinyaller olmak üzere üç farklı boyuttan gelir. Sinyaller elektronik ünitelerde şekillendirildikten sonra katot ışınları tüpünde görüntüye dönüştürülürler.



Şekil 8. Dinod (Anonim, 2016e)

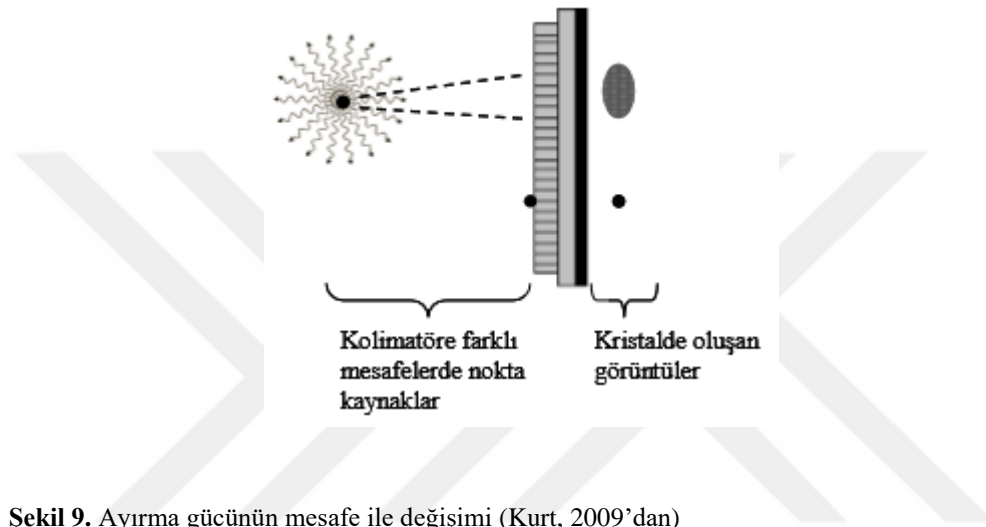
2.1.2.Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

SPECT tekniğinde görüntü kalitesini etkileyen parametrelerin başlıcaları uzaysal rezolüsyon, gürültü, saçılan fotonlar ve kontrastdır. Bu parametreler sistem performansının değerlendirilmesinde oldukça etkilidirler.

Uzaysal Rezolüsyon(Ayırma Gücü)

Bir gama kamera sisteminin uzaysal ayırma gücü iki farklı objeyi ayırt edebilme yeteneğidir. Kameranın uzaysal ayırma gücünü etkileyen iki büyük neden kristal ve kolimatördür. Kristal kalınlığı, ayırma gücü ve fotonların dedeksiyonu üzerinde rol oynar. Kalın kristalde bir noktaya ait bulanıklık artacağı için ayırma gücü bozulur ancak Compton etkileşmesindeki saçılmış fotonun kristalden kaçma olasılığı azalacağından dedekte edilebilirliği artacaktır. İnce kristalde ise bu durumun tersi gözlenerek yüksek ayırma gücü ve düşük dedeksiyon meydana gelecektir. Ayrıca foton çoğaltıcı tüp şekli ve sayısı da ayırma gücünü etkileyen faktörlerdendir. Sintilasyon olayının birden fazla foto çoğaltıcı tüp tarafından algılanması ayırma gücünü olumsuz etkilemektedir (Kurt, 2009).

Uzaysal rezolüsyonu değiştirici bir başka etken de kolimatördür. Bir nokta kaynak kolimatörün tam üzerine konulduğu zaman kristalde oluşan görüntüsü kaynak ile aynı boyutta olur. Kaynak ile kolimatör mesafesi arttırıldığında ise nokta kaynak kolimatörün birden fazla deliği tarafından görülür ve bunun sonucunda oluşan görüntü bulanıklaşarak ayırma gücü bozulur. Bu etki, mesafenin artması ile birlikte artmaktadır (şekil 9), (şimşek, 2010).



şekil 9. Ayırma gücünün mesafe ile değişimi (Kurt, 2009'dan)

Gürültü

Gürültü, görüntüdeki istenilmeyen sinyallerdir. Gürültü etkisi görüntülerde bölgesel sayım yoğunluğunun ya çok fazla ya da çok az olması şeklinde beliren dalgalanmalar halinde görüntüleme yansıır. Bu dalgalanmalar nümerik olarak sayım yoğunluğunun standart sapması "rms" (root mean square) ile ifade edilmekle birlikte matematiksel olarak denklem 2.1'de gösterilmiştir. Gürültü, basitçe pikseller arasındaki değer farklılıklarının karekök ortalamasıdır (rms değeri) (Duman, 2007).

$$\% \text{ rms değeri} = [(\text{standart sapma}) / (\text{ortalama sayım değeri})] \times 100 \quad [2. 1]$$

Gürültünün nedeni sistem elektroniğinden kaynaklı olabileceği gibi radyoaktif maddenin tesadüfî dağılımının sonucu olarak ortaya çıkan istatistikî gürültüden de olabilir. İstatistikî gürültüye ‘kuantum gürültüsü’ de denilmektedir (Kurt, 2009).

Kuantum gürültü, sınırlı sayıda foton dedekte edilmesinden dolayı ortaya çıktığından görüntü ile ilgili detayların kaybolmasına, lezyon deteksiyonunun zorlaşmasına sebep olmaktadır. İstenmeyen bu etkiden görüntüleri korumak için görüntüleme süresini yeteri kadar uzatarak sayım istatistiğinin artırılması ve yeterli sayım miktarına ulaştıktan sonra işlemin bitirilmesi gerekmektedir. Görüntüleme süresinin uzamasıyla artan sayım miktarı, gürültünün azaltılmasını ve kontrastın artırılmasını sağlar ancak olası hasta hareketlerinin doğuracağı görüntü bozukluklarına sebep olabilir. Sistemin kendisinden kaynaklı gürültü ise kesit görüntülerinin elde edilmesi sırasında oluşabilir (Şimşek, 2010).

Saçılan Fotonlar ve Kontrast

Hasta içinde saçılan fotonlar görüntü kalitesi üzerinde önemli derecede rol oynar. Kaynaktan çıkan bir fotonun “Compton” ya da “Rayleigh” etkileşmeleri yaparak orijinal yönünden sapması foton saçılımı olarak adlandırılır. “Compton” saçılması olayında gelen foton bir kısım enerjisini etkileşimde bulunduğu elektrona verirken “Rayleigh” etkileşmesinde ise herhangi bir enerji transferi olmadan gelen fotonun sadece yönü değişmektedir (Şimşek, 2010).

Miyokarttan yayılan gama fotonlarının enerjisinin kısmen atomik elektron tarafından soğurulması ve foton yönünü değişmesini gösteren matematiksel formül denklem 2.2 ‘de verilmiştir.

$$E'_{\gamma} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{511 \text{ keV}} (1 - \cos\theta)} \quad [2.2]$$

Burada, E_{γ} yayılan fotonun enerjisi, E'_{γ} saçılan fotonun enerjisi, θ ise yayılan fotonun yönündeki sapma açısını simgelemektedir. Sapma açısı 0° ile 180° arasında herhangi bir değer alabilir. Sapma açısının 30° lik değerine karşılık gelen enerji kaybının ^{99m}Tc fotonu için yaklaşık 5 keV, ^{201}Tl fotonu için 1,3 keV olduğu bildirilmektedir (Guido, 2001).

Saçılan fotonlar sebebiyle kaynaktan yayılan ışınların oluşum noktaları her iki etkileşme sonucunda da hatalı olarak tespit edilebilir. Compton etkileşmesi yaparak enerjilerinin bir kısmını doku üzerinde bırakan fotonlar, yönlerini değiştirerek detektöre gelmeleri gereken yoldan saptıkları için, bu fotonlardan elde edilen pozisyon bilgisi, görüntülenmek istenen dokudan gelen fotonun pozisyon bilgisi ile uyuşmayacaktır. Saçılan ışınların görüntüye verdiği en olumsuz etki, saçılmanın sebep olduğu düşük sayımlar neticesinde görüntü kontrastının bozulmasıdır (Şimşek, 2010).

Kontrast, görüntülerdeki kenar keskinliğinin ayırt edilebilmesini ifade eder. Eğer obje doğal fona göre daha yoğun aktivitede ise sıcak (hiperaktif), daha az aktivitede ise soğuk (hipoaktif) olarak adlandırılır. Görüntü kontrastı, radyofarmasötüğün ilgili organ ve lezyonda tutulma oranı, lezyon ile organın boyutu ve organ kalınlığına bağlı olarak değişir. Özellikle obes hastalarda detektöre ulaşmadan önce foton etkileşmeleri artacağından dolayı önemli bir ölçüde saçılan radyasyon görülecektir. Saçılan fotonların görüntü üzerindeki bir diğer etkisi ise yapılacak aktivite hesaplamalarında hataya sebep olmalarıdır (Bedel, 2006).

Görüntü kalitesini etkileyen bu parametrelerin yanı sıra görüntülerde farklılıklar oluşturarak yanlış değerlendirmelere yol açan başka bir etken ise fotonların soğurulması olayıdır ve bölüm 2. 2’de bahsedilecektir.

2.1.3. Saçılım Düzeltme Yöntemleri

Saçılmış fotonların görüntülenmesi kontrastı azaltır ve aktivitenin miktarında görülen hatanın önemli bir kaynağıdır (King ve ark., 1992). Bu saçılmaları düzeltmek için kullanılan enerji penceresi yöntemleri iki sınıfa ayrılmaktadır: Çift enerji penceresi yöntemi ve üçlü pencere yöntemi.

Çift Enerji Penceresi Yöntemi

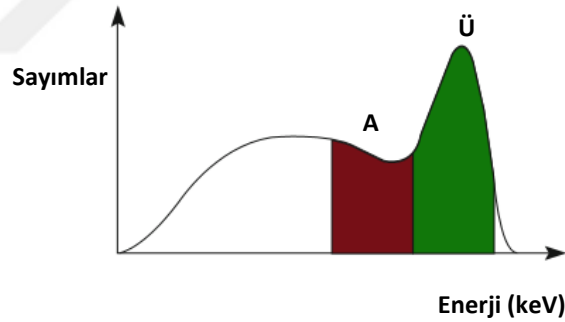
Bu yöntemde enerjisi Tc-99m için 92-125 keV olan ikinci bir pencerede (“compton” bölgesinde) alınan bir görüntünün belirli bir k kesri (0,4-0,5) fotopik görüntüsünden çıkartılır (Şekil 10). Bu metot alt enerji penceresinde kaydedilen saçılan fotonların uzaysal dağılımının fotopikteki saçılma dağılımıyla aynı olduğunu varsaymaktadır. Alt enerji penceresinde kaydedilen fotonlar fotopikte kaydedilenlerden

saçılım çarpışmaları yoluyla daha çok enerji kaybedeceğinden bu durum çok açık değildir (Meikle ve ark., 1991).

$$S = kG_K \quad [2.3]$$

$$D = G_F - S \quad [2.4]$$

Denklem 2.3 ve 2.4 'deki S saçılan foton sayısını, G_F fotopik enerji penceresindeki sayımları, G_K compton bölgesindeki görüntü, k saçılma kesri ve D ise düzeltme işlemi sonrası elde edilen fotopikte saçılmaya uğramayan fotonların sayımlarını simgelemektedir (Ichihara, 1993).



Şekil 10. Çift enerji penceresi yönteminde kullanılan üst (fotopik) ve alt (“compton”) pencereler **A:** Alt, **Ü:**Üst (Strydhorst ve ark., 2013’den uyarlanmıştır)

Üçlü pencere yöntemi

Bu yöntemde fotopikteki pencerenin (w) her iki kenarına çok dar (3 keV) iki pencere (w_1, w_2) açılır ve görüntülerdeki sayımlar aynı anda bu üç pencereden toplanır. Şekil 11’ de görüldüğü gibi S_{sol} ve $S_{sağ}$ fotopikin sol ve sağ tarafında yer alan dar

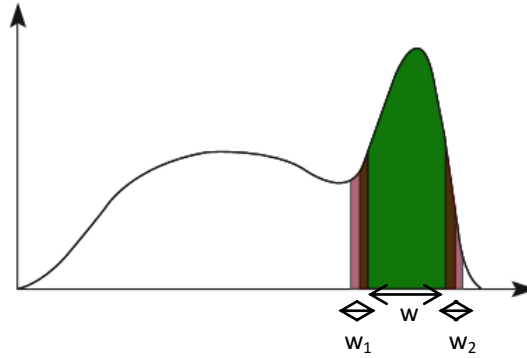
pencereler ile alınan saçılma görüntülerindeki sayımları; w , w_1 , w_2 ise fotopik ve dar pencere genişliklerini vermek üzere saçılan foton sayısı ise

$$S = \left[\frac{S_{sol}}{w_1} + \frac{S_{sağ}}{w_2} \right] \frac{w}{2} \quad [2.5]$$

denklemleri ile bulunur. Bundan sonra düzeltme işlemi fotopikte elde edilen sayımlardan denklem 2.5' in çıkarılması ile gerçekleştirilir.

$$D = G_F - S \quad [2.6]$$

Denklem 2.6 'da simgelenen G_F fotopik enerji penceresindeki sayımları, D ise düzeltme işlemi sonrası elde edilen fotopikte saçılmaya uğramayan fotonların sayımlarını simgelemektedir (Ichihara, 1993).



Şekil 11. Üçlü pencere yönteminde kullanılan pencereler w : Fotopik genişliği, w_1 : Düşük enerji seviyeli dar pencere genişliği, w_2 : Yüksek enerji seviyeli dar pencere genişliği (Strydhorst ve ark., 2013'dan)

2.1.4. Rekonstrüksiyon Teknikleri

Miyokart perfüzyon görüntüleme de kullanılan rekonstrüksiyon algoritmalarının amacı elde edilen projeksiyonlardan doğru şekilde üç boyutlu radyoaktivite dağılımını hesaplamaktır. SPECT görüntülerini yeniden işlemek için ya iteratif teknikler ya da filtrelenmiş geri projeksiyon tekniği kullanılır (Lyra ve Ploussi, 2011).

Filtrelenmiş Geri Projeksiyon Yöntemi

Filtrelenmiş geri projeksiyon yöntemi, basitliği, hızı ve hesaplama verimliliğinden dolayı klinik SPECT’ de yaygın olarak kullanılan analitik bir metottur. Verileri filtreleme ve filtrelenen verileri geri yansıtma olmak üzere iki adımdan oluşur (Lyra ve Ploussi, 2011). Filtre işlemi gerçekte bilgi taşımayan piksel sayımlarının ortadan kaldırılmasıdır (Duman, 2007).

Bu teknikte ortaya çıkan yıldız şeklindeki artefaktlar yokuş (ramp) filtre kullanılarak düzeltilir. Yokuş filtre, görüntüde ortaya çıkan bulanıklaşmaya neden olan düşük frekansa izin vermeyen yüksek geçirgenli bir filtredir. Yokuş filtrenin matematiksel fonksiyonu k_x ve k_y uzaysal frekanslar olmak üzere denklem 2.7 ‘de tanımlanmıştır (Lyra ve Ploussi, 2011).

$$H_R(k_x, k_y) = k = (k_x^2 + k_y^2)^{1/2} \quad [2.7]$$

Geriye projeksiyon sırasında gürültü artmaktadır. Gürültüyü “Pencere Fonksiyonu” adı verilen hanning ve Butterworth gibi filtrelerin kullanımı azaltır (Duman, 2007).

Klinik uygulamada, talyum-201 için hanning filtreleri ve teknesyum-99m için Butterworth filtresi kullanılır (Lyra ve Ploussi, 2011).

Hanning filtre sadece kesim frekansı ile tanımlanan basit düşük geçirgenli bir filtredir. Frekans uzayında Hanning filtrenin fonksiyonel şekli denklem 2.8 ve 2.9 ‘da gösterilmiştir.

$$H(f) = 0,5 + 0,5\cos\left(\frac{\pi f}{f_c}\right) \quad ; \quad 0 < f \leq f_c \quad [2.8]$$

$$H(f) = 0 \quad ; \quad f > f_c \quad [2.9]$$

Burada f_c kesim frekansı, f ise uzaysal frekansıdır (Lyra ve Ploussi, 2011).

Kesim frekansı ne kadar düşük seçilirse görüntü o kadar yumuşayacaktır. Gürültü azalacak ama bilgi kaybı da artacaktır. Kesim frekansı her zaman nyquist(bir görüntüde görülen en yüksek frekans) frekansına eşit olmayabilir ancak maksimum değeri bu frekansa eşit olmalıdır (Duman, 2007).

Butterworth filtre, kesim frekansı ve güç faktörü olmak üzere iki parametreye sahiptir. Düşük geçirenli bir filtredir. Yüksek güç faktörü keskinliği yok eder. Güç faktörü, filtre şekillendirmede geniş esneklik sağlar. Butterworth filtre uzaysal alanda denklem 2.10 formülüyle gösterilir.

$$B(f) = 1 / \left[1 + \left(\frac{f}{f_c} \right)^{2n} \right] \quad [2.10]$$

Formülde f uzaysal frekans alanı, f_c kesim frekansı, n ise güç değeridir (Lyra ve Ploussi, 2011). Görüntüye uygulanacak filtre seçimi uzaysal ayırma gücüne (mesafeye, kolimatöre) ve her projeksiyondaki sayım istatistiğine (pikseldeki sayım miktarına) bağlıdır. Düşük sayımlı görüntüler yüksek frekansları düzeltmek için yeterli sayım bilgisine sahip değildir (Duman, 2007).

Tekrarlayıcı (İteratif) Teknikler

Bu teknikte görüntünün herhangi bir yerinden alınan sayısal matris bilgileri, görüntü üzerinde kaydırılarak elde edilen tüm matrislere uygulanır. Matrisin tüm eksenleri boyunca elde edilen veriler orijinal verilere uyarlanarak düzeltilir. Yer değiştirilen tüm matrislerden ilk matrisin dataları elde edilince rekonstrüksiyon işlemi bitmiş olur (Demir, 2008).

Geriye projeksiyon yönteminde gürültü ve foton azalımı gibi fiziksel etkiler algoritmaya yansıtılmıyor iken iteratif tekniklerde gürültü algoritma içinde direkt olarak modellenilebilir. İteratif algoritmaların en büyük dezavantajı uzun bilgisayar

zamanı almalarıdır ve filtrelenmiş geri projeksiyon yöntemine göre oldukça yavaştır. Buna rağmen iteratif teknikler günümüzdeki bazı hızlandırma yöntemleri sayesinde klinik olarak kullanılmaktadır (Toklu, 2007). Tekrarlayıcı teknikler, cebir yöntemleri (ART- Algebraic Reconstruction Technique) ve istatistik yöntemler (ML-EM ve OSEM) olarak iki kategoride incelenir.

ART yöntemi tüm iteratif yöntemlerdeki gibi bir başlangıç görüntüsü tahmini ile başlar. Başlangıç görüntüsünden ileri projeksiyon kullanılarak projeksiyonlar hesaplanır. Başlangıç görüntüsü, ölçülen ve hesaplanan projeksiyonlar arasındaki farklılığı kompanse (telafi) edecek bir farkla modifiye edilir. Bir açıdaki projeksiyona ait düzeltme faktörleri hesaplandıktan sonra faktörler piksel değerlerine yansıtılır ve bir sonraki projeksiyon için bu yeni değerler başlangıç görüntüsü olarak alınır. Tüm projeksiyonlar için güncelleme tamamlandığında bir iterasyon tamamlanmış olur (Toklu, 2007). ART yöntemindeki tekrarlayıcı süreç denklem 2.11 ile verilmektedir.

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \frac{g_i - \sum_{j=1}^N f_{ji}^{(k)}}{N} \quad [2.11]$$

Burada f_j , f_j^{k+1} işlem yapılan ve yapılacak olan görüntüler; N , i ışını boyunca toplam piksel sayısı; $\sum_{j=1}^N f_{ji}^{(k)}$ k ' inci tekrarda i ışını boyunca N pikseldeki toplam sayım, g_i ise i ışını için ölçülen toplam sayım miktarıdır (Bruyant, 2002).

İstatistiksel yeniden yapılandırma yöntemleri bir olabilirlik (likelihood) fonksiyonunu iteratif olarak maksimize ederler ve görüntüleri yeniden yapılandırır. Bunlar ölçüm verisindeki gürültüyü dikkate almaları sonucunda ölçüm işleminin istatistiksel bir modellemesini kullanırlar. En iyi bilinen örnek ML-EM (maximum likelihood expectation maximization- maksimum olasılık beklentisi maksimizasyonu) algoritmasıdır ve iki adımdan oluşur (Vandenberghe ve ark., 2001). Birinci adımda bir önceki iterasyonda tahmin edilmiş aktivite dağılımına dayanarak uygun geçiş matrisi kullanılır ve gelecek projeksiyonlar tahmin edilir. İkinci adımda bir önceki tahmin ile ölçülen projeksiyonlar arasındaki farklar belirlenip bir düzeltme faktörü bulunur. Bu düzeltme faktörü ile tüm piksellerdeki sayımlar çarpılmak sureti ile veriler güncellenir. ML-EM algoritması yavaş çalışır. Ayrıca, iterasyon sayısı arttıkça gürültü de artar ve

böylece doğru dönüşüm sağlanamaz. Bu nedenle iterasyon sayısı sınırlıdır (Demir, 2008).

Son yöntem olan OSEM (Ordered subset expectation maximization-alt küme beklentisi maksimizasyonu), ML-EM tekniğinin hızlandırılmasında kullanılır ve hasta etrafında toplanan projeksiyonlar alt gruplara ayrılırlar. Her alt grup hasta etrafında eşit olarak dağılacak şekilde ayarlanır (Duman, 2007).

2.2. Atenuasyon

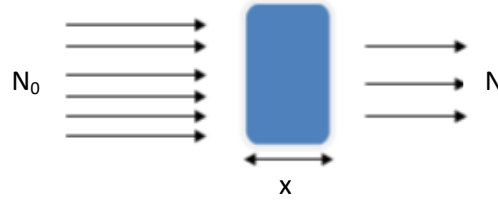
Atenuasyon, radyasyon kaynaklarından yayılan fotonların doku içinden geçerken yaptıkları birtakım etkileşmeler neticesinde enerjilerinin zayıflaması olayıdır.

Fotonların enerjilerinin zayıflaması, fotoelektrik ve “Compton” saçılması nedeniyle gerçekte algılanması gereken foton sayısından daha az fotonun algılanmasıdır. Fotoelektrik etki, miyokarttan yayılan foton enerjisinin atomik bir elektron tarafından bütünüyle soğurulmasıdır. Foton atenuasyonu tanımı “Compton” saçılması ve foton soğurulması olaylarını kapsamasına rağmen atenuasyon kavramı daha çok foton soğurulması için kullanılmaktadır (Guido, 2001).

Nükleer tıp görüntüleme yöntemlerinden biri olan SPECT’de ise atenuasyon, bir foton sinyalinin şiddetinin madde içerisinden geçerken absorpsiyon(soğurma) ile azalmasını ifade eder. Atenuasyon etkisi dokunun kalınlığı ve yoğunluğu ile orantılıdır. Doku ne kadar yoğun ve kalın olursa foton o kadar zayıflayacaktır (Tümkiye, 2011). Derin dokulardan gelen fotonlar yüzeyden gelenlere göre daha çok etkileşmede bulunacağından derin dokuların aktivitesi azalmış olarak görülecektir. Bu da görüntünün eksik bilgiye sahip olmasına neden olur. Başlangıçta N_0 olan foton sayısının detektöre ulaşmaya kadar uğradığı azalmayı gösteren matematiksel ifade Beer-Lambert kanununa göre denklem 2.12’de verilmiştir (Şekil 12). N , x mesafesini geçtikten sonra detektöre ulaşan foton sayısı, μ ise doğrusal zayıflama katsayısını simgelemektedir (Kurt, 2009).

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad [2.12]$$

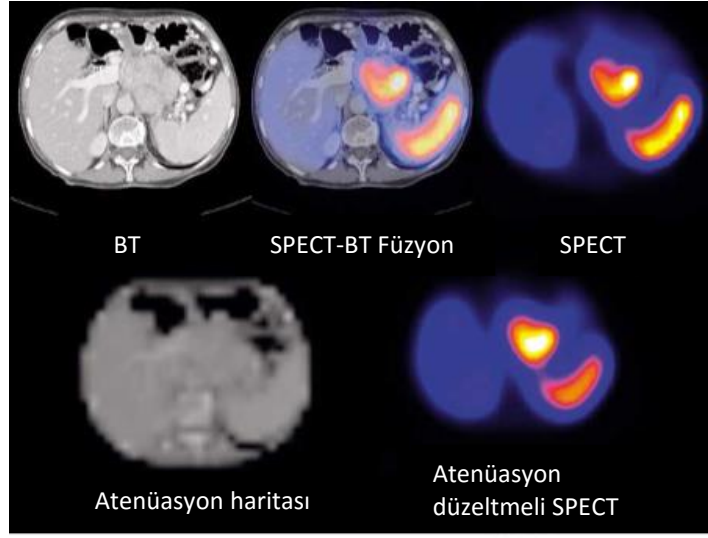
Doğrusal zayıflama katsayısı zayıflama ortamının materyal yapısına ve miktarına bağlı olmakla birlikte zayıflama derecesini belirler.



Şekil 12. Doku içerisinde geçen fotonların zayıflamaya uğraması (Nişli, 2010'den)

Foton enerjilerinin azalmasına örnek olarak doku içinde Tc-99m den saçılan ışınlar verilebilir; 140 keV'lik ışınların su ve yumuşak dokudaki zayıflama katsayıları $0,15 \text{ cm}^{-1}$ 'dir. Organların farklılığından dolayı hastanın zayıflama katsayısı bölgeden bölgeye değişmektedir. Zayıflama katsayısının en fazla değiştiği bölge göğüs bölgesidir. 140 keV enerjide en düşük zayıflama katsayısı $0,05 \text{ cm}^{-1}$ ile akciğerlerde, en yüksek zayıflama katsayısı ise $0,18 \text{ cm}^{-1}$ değeri ile yoğun kemiktedir (Erol, 2006).

Atenüasyon, görüntü rekonstrüksiyonundaki hatalara bağlı olarak SPECT taramasının doğruluğunu olumsuz yönde etkiler (Tümekaya, 2011). Bu yüzden yüksek çözünürlüklü görüntüler elde etmek için atenüasyon düzeltmesi adı verilen bir düzeltmenin yapılması gerekir (Şekil 13). Bu düzeltmeyi yapmak için fotonların yolu üzerindeki farklı dokulara ait düzeltme katsayılarının belirlenmesine ihtiyaç vardır. Bu bilgiler SPECT tarama öncesi x-ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınarak (transmisyon görüntüleme) sağlanır. Transmisyon görüntüleme sonucunda alınan her bir görüntüdeki her piksel için bir atenüasyon değeri atanır. Atanan bu değerlerin sayısal ifadesine Hounsfield unit(HU) adı verilir. Bu değerlerin görüntüye dönüştürülmesi esnasında her rakama karşılık gri bir ton atanır. HU skalasında suyun yarattığı atenüasyon sıfır kabul edilerek diğer yapıların değerleri buna göre belirlenmiştir. +1000 ile -1000 arasında değişen bu değerler içerisinde örneğin, -100 HU yağ dokusuna, -1000 HU havaya, +40 HU yumuşak dokuya karşılık gelir (Erbaş, 2012). Buradan da görüldüğü üzere yağ dokusu ve hava skalanın negatif tarafında yer alırken yumuşak dokular, kan ve kompakt kemik skalanın pozitif yönünde yer alır.



Şekil 13. Atenüasyon haritasının SPECT görüntülerle füzyonu sonucundaki atenüasyon düzeltilmeli görüntü (Römer ve ark., 2005'dan uyarlanmıştır) **BT:** Bilgisayarlı tomografi, **SPECT:** Bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi

2.2.1. Atenüasyona Sebep Olan Durumlar

Nükleer tıp görüntüleme tekniklerinde ve miyokart perfüzyon sintigrafisinde sıklıkla karşılaşılan bir sorun olan atenüasyon, sistem kaynaklı birçok nedene bağlı olarak ortaya çıkabilmektedir. Ancak görüntüyü atenüasyon sebepli olarak en çok etkileyen iki faktör vardır. Bayan hastalarda meme dokusuna, erkek hastalarda ise diyaframa bağlı doku atenüasyonu, anterior-lateral ve inferior duvarlarda değerlendirme hatalarına yol açabilmektedir (Ünlü, 2008).

Kadınlarda kalbin önünde yumuşak bir doku olarak bulunan meme, miyokart perfüzyon çekimlerinde tam doğrulukta bir görüntü elde etmeyi zorlaştırmaktadır. Yayılan gama fotonlarının ideal bir şekilde detektöre ulaşabilmeleri meme tarafından engellenmektedir. Bu engelin derecesi memenin dansitesi, boyutu ve kalp üzerindeki şekline göre değişmektedir. Ayrıca kas yapısı gelişmiş veya yumuşak dokusu yoğun erkeklerde de yumuşak doku atenüasyonuyla karşılaşılmaktadır.

Talyum-201 fiziksel özelliklerinin gama kamera çalışmaları için uygun olmamasından dolayı yumuşak doku atenüasyon artefaktı oluşma olasılığı fazladır. ²⁰¹Tl ile gözlenen meme atenüasyon artefaktı, radyonüklidin 80 keV enerjili fotonlarının

yumuşak dokudaki atenüasyonu ve düşük enerji saçılımı nedeni ile gözlenirken, ^{99m}Tc gibi daha yüksek enerjili radyonüklidlerin kullanımıyla MPS'deki yumuşak doku atenüasyon artefaktları azalış göstermektedir (Akalın, 2008).

Foton sinyallerinin atenüasyon sonucu azalma derecesini hesaplamak için atenüasyon katsayıları kullanılarak yumuşak dokunun atenüasyon haritası çıkartılmaktadır. Dokuların atenüasyon katsayıları dokunun karakteristik özelliğine (hava, su, kemik,...) ve dokunun maruz kaldığı radyonüklidin enerjisine bağlı olarak değişmektedir. Tablo 1'de gösterildiği gibi teknesyum için sudaki atenüasyon katsayısı 0,15 cm⁻¹ iken talyumun sudaki atenüasyon katsayısı 0,20 cm⁻¹ civarındadır (Case, 2010).

Tablo 1. Su, kemik ve hava için atenüasyon katsayıları (cm⁻¹) (Case, 2010'den uyarlanmıştır)

	70 keV	100 keV	150 keV
Su	0,195	0,171	0,151
Kemik	0,516	0,362	0,284
Hava	0,000213	0,000186	0,000163

Özellikle obes kadınlarda MPS SPECT görüntüleme, meme atenüasyonunun yanında erkeklerdeki gibi inferior duvarda diyafragmaya bağlı atenüasyon artefaktı da meydana gelmektedir. Diyafram atenüasyon artefaktları yüz üstü (prone) çekimler ile düzeltilebilmesinin yanısıra BT atenüasyon düzeltmesi yöntemiyle de azaltılmaktadır. Ancak yüz üstü hasta pozisyonunda gerçekleşen SPECT çekimleri küçük anterior ve anteroseptal defektlere neden olabilir (Fragkaki ve Giannopoulou, 2011).

2.2.2. Bilgisayarlı Tomografi ile Atenüasyon Düzeltmesi

Bilgisayarlı tomografi, x-ışını kaynağından üretilen ışınların transmisyon yöntemiyle vücut içinden geçirilerek tomografik görüntüleme yapılmasını sağlar (Uysal, 2013). SPECT/BT hibrit sistemlerinde BT iki önemli göreve sahiptir. Bunlardan ilki SPECT görüntülerinde sintigrafik olarak anatomik ayrımı yapılamayan ve yeri tam olarak tespit edilemeyen tümör ve anatomik yapıların yerlerini doğru bir şekilde

belirlemektir. Bilgisayarlı tomografi cihazının nükleer tıpta üstlendiği asıl önemli görevi ise görüntülerde ortaya çıkan atenüasyonu düzeltmektir.

Tanısal olmayıp sadece lezyon lokalizasyonu ve atenüasyon düzeltmesi amaçları ile uygulanan SPECT/BT çalışmalarında hastaların BT bileşenine bağlı olarak alacakları radyasyon miktarı 3-4 mSv'dir (Bozkurt ve ark., 2015).

Bilgisayarlı tomografi tarayıcıları, vücudun belli bir bölgesinin belli bir kalınlıktaki kesitinde atenüasyon ölçümü yaparlar. Sistem bu veriyi kesitin dijital görüntüsünü oluşturmak için kullanır, görüntüdeki her piksel kutu şeklinde voksel adı verilen 3 boyutlu piksel elemanı ve kesit boyunca ilerleyen elementteki ortalama atenüasyonu temsil eder. Transmisyon yöntemiyle elde edilen BT görüntüleri, farklı pozisyonlardan x-ışınının atenüasyonunun ölçülmesine dayanır. Bu hem x-ışını tüpünün hem de dedektörlerin hasta etrafında dönmesi ile sağlanır. Atenüasyon ölçümü belirgin özgül materyal kalınlığından geçerken azalan radyasyon miktarı ile orantılıdır. Atenüasyon olayının matematiksel ifadesi denklem 2.13'de gösterilmektedir. I_t , x-ışını demetinde, Δx kalınlıktaki materyalden geçen x-ışını yoğunluğunu, I_0 x-ışını demetinde materyal engel olmadan ölçülen x-ışını yoğunluğunu ve μ özgül materyalin lineer atenüasyon katsayısını göstermektedir (Wahl, 2011).

$$I_t = I_0 e^{-\mu \Delta x} \quad [2.13]$$

Fiziksel kalınlık Δx belirlenip I_0 ve I_t ölçüldükten sonra denklem 2.13'ün uygulanmasıyla fotonların atenüe oldukları dokuların karakteristikleri çıkartılabilir. Böylece her dokuya ait atenüasyon değeri belirlenmiş olur. Bu atenüasyon değerleri daha uygun bir ölçeğe ayarlanarak su içeren voksellere normalize edilir ve HU BT sayıları olarak ifade edilir. Dokunun BT numarası denklem 2.14'de tanımlandığı şekliyle μ_w suyun atenüasyon katsayısı, μ_m ise ilgili dokunun atenüasyon katsayısı ve k de ölçekleme faktörüdür.

$$BT\# = k \left[\frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w} \right] \quad [2.14]$$

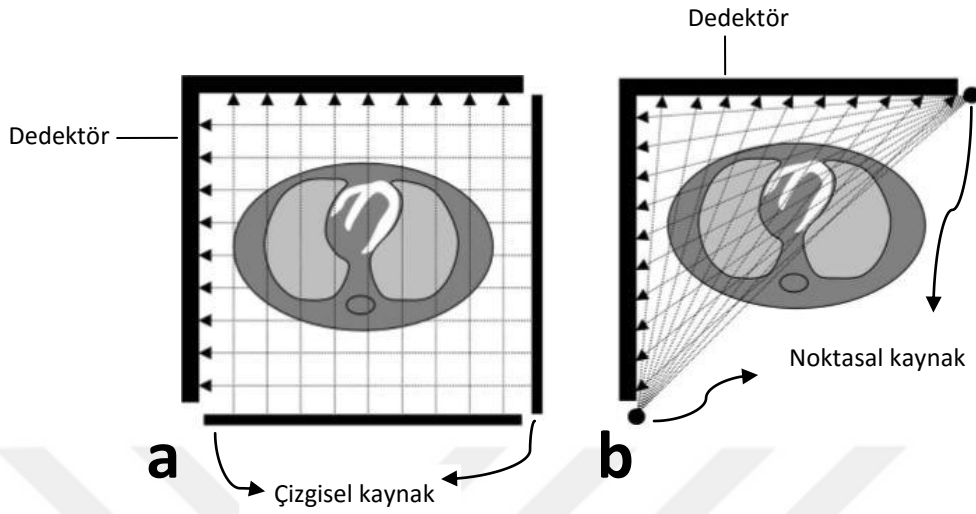
Ölçekleme faktörü 1000 değerini almakta olup suyun BT sayısı her zaman 0 ve havanın BT numarası ise 1000'dir. Sudan daha fazla dansiteye sahip dokular pozitif BT numaraları alırken daha düşük dansitedekiler ise negatif sayılar alırlar. BT numaraları BT görüntüsü olarak gözlenebilen bir gri ölçekte gösterilir. BT bilgisayarı her doku için bu işlemi ayrı ayrı hesaplamakta ve atenüasyon düzeltmesini yapmaktadır (Wahl, 2011).

İki ayrı gantriden oluşan SPECT ve BT sistemleri aynı gantride birleştirilerek transmisyon ve emisyon görüntülerinin peş peşe alınması sağlanır. Alınan transmisyon görüntüleri çok kısa bir sürede elde edilmekle birlikte gelişmiş rezolüsyon, düşük gürültü ve yüksek foton akışına sahip olmasından dolayı kalitesi oldukça iyidir. Hibrit sistemlerinde, x-ışını akışı gama ışınlarından yayılan emisyon sayım oranından daha fazla olduğu için fotonlar arasında çapraz etkileşim (cross-talk) sorun oluşturmaz. Bu sayede hastaya radyofarmasötik enjekte edildikten sonra, emisyon fotonlarının transmisyon verilerini kontamine etmesinden endişe duyulmadan BT taraması gerçekleştirilebilir (Kinahan ve ark., 1998; Nişli, 2010).

Diğer Atenüasyon Düzeltme Teknikleri

Atenüasyon düzeltme amacıyla BT tarayıcılardan yararlanılmasının yanısıra diğer bir atenüasyon düzeltme yöntemi de iletim kaynak yöntemidir. Bu yöntemde hastadaki pikselin uzaysal konumuna dayanan değişken atenüasyon katsayısı kullanılır. Bu katsayının (μ) kantitatif değeri ya hareketli hat kaynakları ile ya da değişken geometrilere sabit kaynaklar ile belirlenir. İletim taramasında atenüasyon düzeltme faktörünü veren bir μ haritası elde edilir. İletim kaynakları genellikle hem Tl-201 hem de Tc-99m'den farklı enerjisi olan uzun ömürlü izotoplar olmak üzere genellikle Gd-153 kullanılır ve böylece iletim kaynak gücünün zayıflama katsayısını Tl-201 ve Tc-99m'a dönüştürmek için bir düzeltme faktörü uygulanır (Bedel, 2006). Eksternal kaynak olarak yarı ömrü 240 gün ve enerjisi 41 ile 102 keV arasında olan levha şeklinde veya çubuk şeklinde kapalı radyoaktif madde Gadolinyum-153 kullanılır. Ayrıca nokta kaynak şeklinde yarı ömrü 10,5 yıl, enerjisi 356 keV olan Ba-133 de iletim kaynak olarak kullanılabilir (Şekil 14). Kaynaktan yayılan fotonlar kolimatörün septalarını penetre ederek dedektörler tarafından algılanırlar. Bu yöntemde aynı anda hem hasta görüntülemesi hem de transmisyon görüntülemesi yapılabilmektedir (Değer, 2015).

Transmisyon taraması için dış kaynak olarak 122 keV enerjili kobalt-57 ve 60 keV enerjili Americium-241 radyonüklitleri de kullanılabilir (Hendel ve ark., 2002).



Şekil 14. Çizgisel kaynak olarak kullanılan Gadolinyum-153 radyonüklidi ile transmisyon taraması (a). Birbirine zıt yönde konumlandırılmış iki Ba-133 noktasal kaynağı ile transmisyon taraması (b) (Bateman ve Cullom, 2005'dan uyarlanmıştır)

2.3. SPECT/BT

Nükleer tıp ve radyoloji tekniklerinin birleştirilmesi ile elde edilen SPECT/BT hibrit sistemi, pek çok hastalık ve tümör hakkında hem fonksiyonel hem de anatomik bilgi sağlamaktadır. Fonksiyonel bilgi ile birlikte anatomik bilginin de elde edilebilmesi ve BT'nin sahip olduğu atenüasyon düzeltme kapasitesi, bu sistemin en önemli avantajıdır. Bunun yanında diğer konvansiyonel atenüasyon düzeltme yöntemlerine göre daha kısa sürede görüntüleme yapabildiğinden hastanın hareketlerinden kaynaklanan hatalar minimuma indirgenir (Silindir, 2009).

Bu hibrit teknikte BT ve SPECT bilgisayar kontrollü olarak ortak hasta masası kullanılmaktadır. Sistem iki gantriden oluşmak üzere öndeki gantri SPECT'e, arkadaki gantri ise BT'ye aittir (Şekil 15). SPECT ve BT çekim sırası uygulamaya göre değişkenlik gösterebilir. Hastanın yaydığı emisyon, BT görüntüleri üzerinde herhangi bir etkide bulunmaz. Ayrı ayrı çekimler gerçekleştirilip bilgisayar hafızasına alındıktan sonra, BT görüntülerinden elde edilen atenüasyon düzeltme katsayıları SPECT görüntüleri üzerine uygulanır. Bu düzeltilmiş SPECT görüntüleri ile BT görüntülerinin

çakıştırılması işlemiyle ise füzyon görüntüleri ortaya çıkar. Elde edilen füzyon görüntüleri doğru bir şekilde organların sintigrafik ayrımının yapılmasına yardımcı olmaktadır (Kocacıbağ, 2011).



Şekil 15. Hibrit SPECT/CT görüntüleme cihazı (Anonim, 2016f)

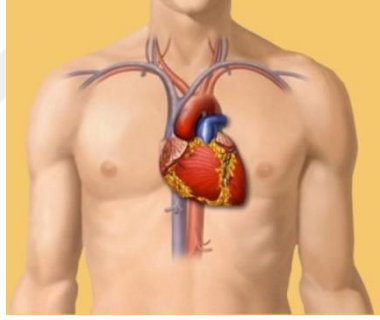
2.3.1. SPECT/CT Uygulamasında Miyokart Perfüzyon Görüntüleme

Miyokart perfüzyon sintigrafisi kalp kasının kanlanmasını radyofarmasötikler aracılığıyla, bilinen ya da öngörülen koroner arter hastalığı olan kişilerde miyokart iskemisinin ve canlı miyokart dokusunun gösterilmesinde, risk değerlendirmesinde ve prognoz tayininde kullanılan önemli bir fonksiyonel-metabolik, invaziv olmayan görüntüleme yöntemidir (Ergün ve Bozkurt, 2010). Radyofarmasötiklerin miyokart tarafından tutulması (ekstraksiyon fraksiyonu) koroner arter kan akımı ile orantılıdır (Hallaç, 2010).

Miyokart perfüzyonu stres, istirahat veya her iki durumda da incelenebilir. Miyokart perfüzyon sintigrafisi, hastaya radyofarmasötik ajan enjekte edildikten belli bir süre sonra hastanın etrafında gama kameranın toplam 180° açı ile elde ettiği seri görüntülerden oluşan SPECT tekniği kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Elde edilen ham verilerin bilgisayar işleme sonrası kalbin tomografik kesitleri (kısa eksen, vertikal ve horizontal uzun eksen) ve polar haritası elde edilmektedir (Türkölmez, 2006).

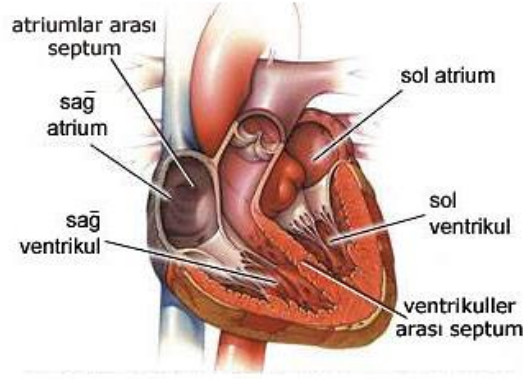
Kalbin Anatomisi

Kalp iki akciğer arasında, göğüs boşluğunda mediastinumda yer almaktadır (Şekil 16). Toraksın merkezinde yerleşmiş olup sternumun arkasında ve mediastinum'un diğer organlarının ön tarafında bulunur. Kalbin keskin olmayan koni şeklindeki ucu apeks(tepe) olarak isimlendirilir. Kalbin apeksi yani tepe noktası, 5 ve 6. kaburgalar arasında ve orta hattın 9 cm kadar solunda yer almakla birlikte öne, aşağıya ve sola doğru uzanmış pozisyonundadır. Kalbin üst en uç bölümü bazali (taban) olarak isimlendirilir ve yukarıya, arkaya, sağa doğru uzanacak biçimde yerleşmiştir. Kalbin tabanı büyük damarlarla bağlantılı olduğu için nispeten sabitlenmiş durumdadır, fakat apeksi hareket edebilir. Kalbin ağırlığı yaş, cinsiyet, vücut ölçüsüne göre değişmekle birlikte ortalama olarak erkeklerde 250-390 g, kadınlarda 200-275 g kadardır (Koz, 2009).



Şekil 16. Kalbin göğüs kafesi içindeki pozisyonu (Anonim, 2016g)

İçi boşluklu bir organ olan insan kalbi, bazı bölmelerle dört odacığa bölünmüştür. Üst iki odacığın her biri atrium, alt iki odacığın her biri ventrikül olarak adlandırılır. Sağ atrium ve sağ ventrikül sağ atrioventriküler delik aracılığı ile bağlantılı olup ikisi birden sağ kalp, sol atrium ve sol ventrikül de sol atrioventriküler delik aracılığı ile bağlantılı olup ikisine birden sol kalp denir (Şekil 17), (Yıldırım, 2002).



Şekil 17. Sol ventrikül ve sağ ventrikülün de gösterildiği kalp kasının kesitsel anatomisi (Anonim, 2016h)

Kalp, perikard, miyokart ve endokard olmak üzere üç katmanlı bir duvar yapısına sahiptir. Bu katmanlar içinde, duvarın esas kitlesini oluşturan ve kalbin çalışmasında en aktif rol alan miyokarttır. Perikard, kalbin en dış tabakasında yer alan kalbi çepeçevre saran zardır. Miyokart, kalp kasılmasından sorumlu kaslardan oluşmakta olup kalp duvarının orta tabakasında bulunmaktadır. Perikard altında kalbin pompa yeteneği kazanmasını sağlayan çizgili kas tabakasıdır. İstem dışı çalışmanın yanında spontan-ritmik kasılma ve impuls üretme-iletme yeteneklerine sahiptir. Endokard, kalp duvarının ve kapaklarının iç yüzeyini örten ince fibröz tabakadır (Yıldırım, 2002; Koz, 2009).

Miyokart Perfüzyon Sintigrafisinde Kullanılan Radyofarmasötikler

MPS’de en sık kullanılan radyofarmasötik ajanlar; talyum 201 ve teknesyum-99m (Tc-99m) ile işaretli katyonik komplekslerdir.

Düşük enerjili (69 ile 83 keV arasında) gama yayıcı bir radyoizotop olan talyum-201 bir potasyum analogudur ve biyolojik özellikleri potasyuma benzer. İntravenöz olarak verildiğinde potasyum gibi aktif olarak Na-K ATP’az transport sistemi ile kısmen de kolaylaştırılmış difüzyon ile hücre membranını geçerek hücre içerisine girer. İntravenöz olarak enjekte edilen Tl-201 enjeksiyonu takiben 20 dakika içinde vücuda oldukça hızlı biçimde yayılır ve ilk geçiş ekstraksiyon fraksiyonu Na-K ATP’az pompasının metabolik bütünlüğüne bağlı olarak yaklaşık %85’dir. Miyokartta ilk geçiş ekstraksiyon fraksiyonununun %85 olmasına karşın toplam olarak enjekte edilen Tl-201’in

ancak %3-6'sı miyokart tarafından tutulur (Hallaç, 2010; Ede ve ark., 2015). Vücuttan atılımı esas olarak böbrekler yoluyla olur, çok az bir kısmı da intestinal sistemle atılır. Siklotronda üretilir ve fiziksel yarı ömrü 72 saattir (Ergün ve Bozkurt, 2010). Biyolojik yarı ömrü 10 günün üzerindedir. Biyolojik yarı ömrü uzun olduğundan hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu yüksektir. Bu nedenle düşük dozda uygulanabilmesi görüntü kalitesini olumsuz etkiler. Enerji seviyesinin düşük olması rezolüsyonu düşürür ve yumuşak doku atenüasyonunun görüntülere yansıyan olumsuz etkisini artırır (Cantürk, 2007). Talyum-201 radyonüklüdünün etkin radyasyon dozu enjekte edilen mCi başına 6,3 mSv'dir (Tandon ve ark., 2013). Talyum-201 ile MPS'nin KAH'nı saptamada duyarlılığı %90'ın üzerinde iken özgülüğü %60-80 dolayındadır (Kendirlioğlu, 2006).

Teknesyum-99m MIBI(sestamibi), isonitrit analogu olup ^{99}Mo - ^{99}Tc jeneratörlerinden üretilen Tc-99m perteknetat ile işaretlenerek elde edilir. İntravenöz uygulama sonrası verilen ajanın % 40-60'ı miyokart tarafından dolaşımdan alınır. Plazma ve mitokondrial membranı pasif olarak geçer ve negatif membran potansiyeli ile mitokondri içinde birikir. Hücreyi besleyen kan akımı devam ettiği ve hücre membranı intakt olduğundan uzun süre hücre içinde sabit kalır (Cantürk, 2007; Ede ve ark., 2015). Sestamibi ile optimum görüntüleme zamanı enjeksiyondan sonra 20-60 dakika olarak önerilmektedir. Sestamibi Tc-99m ile işaretlenmesinden dolayı 140 keV gama enerjisiyle Talyum 201'den daha yüksek enerjiye sahiptir ve elde edilen görüntülerin rezolüsyonu Tl-201'e göre daha iyi düzeydedir. Miyokart perfüzyon sintigrafisinin KAH'nı Tc-99m MIBI ile saptamada duyarlılığı %90 ve özgülüğü %80 olup bu değerler Tl-201'e benzerdir (Kendirlioğlu, 2006). Altı saatlik yarı ömrü ile hasta dozu daha düşük olduğundan Tl-201'e göre daha fazla miktarda doz enjekte edilebilir (Ergün ve Bozkurt, 2010). Ayrıca EKG ile senkronize gated görüntüleme yapılarak, miyokart duvar hareketleri sinematografik olarak izlenebilmekte ve sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu (EF) hesaplanabilmektedir (Hallaç, 2010). Etkin radyasyon dozu Tc-99m için enjekte edilen mCi başına 0,3 mSv'dir (Tandon ve ark., 2013).

Difosfin kompleksi olan Tc-99m tetrofosmin Tc-99m perteknetat ile işaretlenerek elde edilmekte olup özellikleri Tc-99m MIBI'ye benzemektedir. Avantajı ise Tc-99m MIBI'den daha erken görüntüleme sağlamasıdır (Kendirlioğlu, 2006).

Teknesyum ile bağlanmış perfüzyon ajanlarının özellikleri Talyum-201'e göre görüntüleme sistemlerine daha uygundur. Teknesyumun maliyeti düşük, ulaşımı

kolaydır (Ergün ve Bozkurt, 2010). Daha yüksek foton enerjili gama ışını yayması, hastaya daha düşük dozda radyasyon verilerek işlemin yapılabilmesi talyuma göre teknesyum bileşiklerinin avantajları olup bu özelliklerinden dolayı Tc-99m ile daha kısa sürede kaliteli ve görüntü rezolüsyonu yüksek görüntüleme yapılması mümkün olur (Ede ve ark., 2015).

Miyokart perfüzyon SPECT uygulamalarında olguların radyasyona maruz kalma düzeyleri konvansiyonel radyolojik tekniklerle veya koroner anjiyografi ile karşılaştırıldığında daha düşük düzeydedir. Radyasyon dozu 800 MBq tetrofosmin ile 6 mSv, 800 MBq sestamibi ile 7 mSv, 80 MBq Talyum-201 ile 11 mSv olarak bildirilmektedir (Allan ve ark., 2006).

2.3.2. SPECT/BT Artefaktları

Miyokart perfüzyon SPECT/BT uygulaması koroner arter hastalığı tanı ve risk değerlendirmesinde önemli bir yöntem olmasına rağmen MPS görüntülerinde çok sayıda faktöre bağlı olan artefaktlar ortaya çıkarmaktadır. Bu artefaktlar görüntü kalitesini düşürür ve sonuçların yanlış yorumlanması riskini doğurur (Singh ve ark., 2007).

Atenüasyon Artefaktları

Sol hemidiyaframdan kaynaklı atenüasyon inferior duvardaki foton sayımlarını azaltabilir. Bu artefakt genel olarak sağ koroner arter bölgesine karşılık gelen inferior segmentlerde bir perfüzyon defekti ile sonuçlanır. Diyafragma atenüasyonunun miyokart perfüzyon çalışmalarının yüzde 25'i kadarında meydana geldiği tahmin edilmektedir. Diyafragma atenüasyonu kadınlara göre daha çok erkeklerde ve obes hastalarda görülür ve teknesyuma göre talyum çalışmalarında bu artefakta daha sık rastlanılmaktadır (Heller, 2014).

Yumuşak doku atenüasyon artefaktı dedektörün yolu üzerindeki foton sinyal yoğunluğunun azalması sonucu ortaya çıkar. Nükleer kardiyak görüntüleme sırasında uniform olmayan atenüasyon, fotonlar farklı yoğunluktaki dokuların içinden geçtikleri için meydana gelir. Artefaktların derecesi hastanın vücudundaki yumuşak dokunun boyutu, hedef organ derinliği gibi konumsal özellikler ile değişir (Fragkaki ve Giannopoulou, 2011). Meme atenüasyon artefaktları meme pozisyonu, yoğunluğu ve

boyutunun değişmesinden dolayı değişken görünümde ortaya çıkar. Ortalama vücut büyüklüğüne sahip kadınlarda sol meme kalbin anterolateral duvarını örter. Büyük ve sarkan memeye sahip kadınlarda memeler lateral göğüs duvarına bitişiktir ve daha çok sıklıkla lateral atenüasyon artefaktına neden olur (Depuey, 2010).

Miyokart perfüzyon görüntüleme x-ışın kaynaklı atenüasyon düzeltmesi, atenüasyon düzeltmesi yapılmamış görüntülerde inferior ve inferoseptal duvarda görülen artefaktları belirgin şekilde azaltırken apikal, anterior ve septal duvarda yeni defektlere rastlanmasına neden olmaktadır. Bu defektlerin görülmesinde SPECT ve BT taramalarının füzyonu (üst üste bindirme) sırasındaki kaymanın etkili olabileceği belirtilmektedir (Fricke ve ark., 2004).

Apikal İncelme

SPECT/BT'de miyokart perfüzyon uygulamasında BT atenüasyon düzeltmesi, apikal incelme olarak adlandırılan yapay bir miyokart perfüzyon defektinin apekte ortaya çıkmasına neden olur. Bunun sonucu olarak bu olgu, normal perfüzyonda yanlış pozitif hipoperfüzyon gösterir ve koroner arter hastalığının tespitinin özgüllüğünü azaltır. Apikal incelme apeks bölgesindeki miyokartiyal kalınlıktan ve MPS ile BT arasındaki kayıt hatasından dolayı parsiyel volüm (kısmi hacim) etkisine dayanır (Okuda ve ark., 2011). Parsiyel volüm etkisi apekte miyokart incelmesi olan hastalarda azalan apikal sayımların bir açıklamasıdır. Klinik çalışmalar apikal defektlerin hepsinin apikal incelme ve perfüzyon azalmasından olmadığını, sayımların kaybının nedeninin başka bir artefakt olabileceğini göstermiştir (Purser ve ark., 2008).

Apikal incelme, atenüasyon düzeltmeli görüntülerin rekonstrüksiyonu içerisinde yaygın olarak bulunan çözünürlük iyileştirme ve saçılım düzeltme süreçleri ile belirginleştirilebilir. Apeks detektöre daha yakın olduğundan sol ventrikülün ince apikal segmentlerinin uzaysal çözünürlüğü diğer segmentlerinkinden daha büyüktür. Apikal incelmeden kaynaklı perfüzyon defektleri vertikal ve horizontal uzun eksen kesit kardiyak görüntüleri ve polar harita gösterimlerinde görülmektedir (Dvorak ve ark., 2011).

Kayıt Hatası (SPECT- BT Füzyon Kayması)

Miyokart perfüzyon görüntüleri üzerinde oluşan artefaktların nedenlerinden biri de görüntüleme aşaması ve veri işleme sırasındaki kayıt hatalarıdır.

SPECT/BT'deki atenüasyon düzeltmesi için BT kullanımının bir dezavantajı, BT ve SPECT görüntüler peş peşe elde edildiğinden dolayı transmisyon ve emisyon taramalarının kayıt hatalarıdır. Kayıt hatalarının olası sebepleri, çoğu sıklıkla solunumla ilgili olan hasta hareketi, uygunsuz hasta pozisyonu ve istekli yapılan hasta hareketidir (Goetze ve ark., 2007). Hareket ile ilgili artefaktlar en iyi, sinematik dönen ham görüntülerinin incelenmesiyle tespit edilir. Hareket artefaktının varlığında kalp, bitişik SPECT projeksiyon görüntülerinde farklı konumlarda görülür. Teknesyum ile işaretli radyofarmasötikle yapılan çalışmada önemli bir hareket varsa Tc-99m 2 saat süre ile sabit dağılımda kalabildiğinden ikinci bir enjeksiyon olmaksızın ikinci bir görüntüleme yapılabilir. Buna alternatif olarak hafif ya da orta dereceden hareketten dolayı oluşan kayıt hatasını yok etmek için mevcut hareket düzeltme yazılımı kullanılabilir. Yeni SPECT/BT sistemleri SPECT ve BT verilerini üst üste çakıştıran yazılım içermesine rağmen görüntüleme ve verilerin işlenmesi sürecinde bu özellik dikkate alınmazsa kayıt hatası meydana gelebilir. Bu da yeni ve umulmayan artefakt türlerine neden olabilir. Yapılan insan ve fantom çalışmalarının sonucunda, 7 mm kadar küçük bir kayıt hatası bile atenüasyon düzeltmeli görüntülerin kalitesinde önemli bir azalmaya yol açtığını göstermiştir. Füzyon görüntüsünün amacı, BT taramasındaki atenüasyon verisi ve SPECT taramasındaki radyofarmasötik aktivite verisinin üç boyutlu olarak tam doğrulukla üst üste bindirilmesidir (Dvorak ve ark., 2011).

Kesme (Trunkasyon) Artefaktı

Transmisyon taramasında kesme (Trunkasyon) artefaktı hasta vücudunun bir kısmı dedektörün görüş alanı dışında kaldığı zaman meydana gelmektedir. Kesme artefaktının görülme olasılığı vücut boyutunun artması ve atenüasyon verisi elde edecek dedektörün görüş alanının azalması ile artmaktadır. Özellikle küçük görüş alanlı detektörlere sahip "dedicated" kalp gama kamera sistemlerinde kesmenin artması beklenmektedir. Genel olarak geniş görüş alanlı detektörlere sahip hibrit SPECT/BT sistemlerinde kesme en az seviyededir ancak özellikle geniş vücutlu hastalarda kesmenin meydana gelme olasılığı bulunmaktadır (Bateman ve Cullom, 2005).

Kesme artefaktı oluşan transmisyon verilerinden işlenen atenüasyon haritaları doğru yoğunluk dağılımlarını temsil etmez ve emisyon görüntülerindeki aktivite dağılımlarını önemli derecede değiştirebilir (Celler ve ark., 2005).

Klinik pratikte, kesme artefaktı önlenemiyorsa veri kazanımı sırasındaki projeksiyon görüntü sayısının artırılması ve görüntünün piksel boyutunun artırılması tavsiye edilmiştir (Zeng ve Gullberg, 1997).

BT Kaynaklı Artefaktlar

X ışını tüpünden çıkan ışınlar, farklı enerji düzeylerine sahip olmaları bakımından polikromatik özelliktedir. Bu yüzden de inceleme sırasında geçtikleri değişik ortamlardan farklı şekillerde penetrasyon ve absorpsiyon gösterirler. Farklı enerjide fotonlardan oluşan x-ışını demetinin yumuşak doku ve kemik gibi farklı yoğunluktaki dokuları geçerken düşük enerjili fotonlar daha hızlı absorbe oldukları için demetin ortalama enerjisinin artması ve sertleşmesi sonucu Beam hardening artefaktı oluşur. Bir doku voksel hacmini tamamen dolduramıyorsa, aynı voksel içinde diğer dokularla birlikte ortalama dansitesi alınıp piksellere yansıtılır ve yoğunluğu gerçek değerinden farklı ölçülür. Bu da parsiyel volüm artefaktına neden olur. Diğer BT kaynaklı bir fizik temelli artefakt, foton açlığı artefaktı adı verilen omuz gibi yüksek dansiteli alanlarda oluşan horizontal çizgilenme artefaktıdır (Barrett ve Keat, 2004).

Diğer Artefaktlar

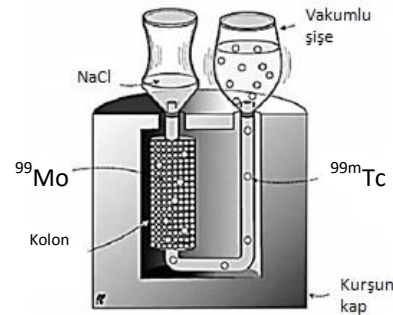
Yaygın olarak MPS'de kullanılan Tc-99m ile işaretli sestamibi ve tetrofosmin, karaciğer, bağırsak, mide ve safra kesesi tarafından soğurabilir. Bu kardiyak olmayan tutulum görüntü işlemeyi ve yorumlamayı zorlaştırarak miyokart tutulumunu geçebilir. Kardiyak olmayan tutulum iki artefakt çeşidinden oluşur: Yokuş (Ramp) filtre ve saçılma artefaktı. Yokuş filtre artefaktı bütün açılarda olmamak üzere bazı açılarda parlaklığı azaltan uniform olmayan atenüasyonun bir sonucudur. Farklı projeksiyonlarda karaciğerin parlaklığındaki bu tutarsızlıktan dolayı rekonstrüksiyonlarda, parlak obje ötesine uzayan siyah parçalar görülür. Saçılma artefaktları, yumuşak dokudaki foton saçılmasının bir sonucudur. Bu saçılan fotonlar çözünürlüğü azalan birincil görüntüde ve beraberinde organlarda da bulanıklaşma etkisi

yapar. Saçılma etkisi görüntünün bazı bölümlerini yorumlanamaz kılar (Case ve Bateman, 2013).

Egzersiz veya dobutamin stres kaynaklı bulunma sürecinde perfüzyon görüntülemeye maruz kalan sol dal bloğu olan hastaların, geri dönüşümlü ya da sabit septal perfüzyon defektine sahip oldukları görülmektedir. Bu görülen septal defektlerin kesin nedeni belirsizdir; ancak kalp hızında görülen septal kan akışındaki azalma diyastol sırasında septumun eksik gevşemesinden ve kararsız aktivasyon sekansı kaynaklı asenkron septal daralma ile ilgili olabilir. Stres kalp hızının artmasını sağlayan dobutamin veya egzersiz ile uyarıldığında sol dal blok artefaktları ile ilgili olarak septal defektlerin daha çok belirgin olduğu anlaşılmaktadır (Dvorak ve ark., 2011). Egzersiz stres yerine dipiridamol/adenozin farmakolojik stres uygulamaları ile sol dal bloğuna bağlı artefaktlara daha az rastlanır (Ünlü, 2008).

2.4. Teknesyum-99m Radyoizotopunun Özellikleri ve Hazırlanışı

Teknesyum-99m radyoizotopu, çeşitli moleküllere (fosfonat, tetrafosmin, vb.) kolayca bağlanabildiği için bir radyofarmasötik olarak kullanılabilir. ^{99}Mo radyoizotopunun 67 saatlik bir fiziksel yarı ömüre sahip iken β^- ışınması yapması sonucu $^{99\text{m}}\text{Tc}$ oluşur (Aydın ve Kaplan, 2013). Teknesyum-99m radyoizotopu, 6 saatlik yarı ömrü ve 140 keV'lik gama ışınması ile tıbbi görüntüleme işlemleri için oldukça uygundur. Çünkü bu radyoizotopun özellikleri alınan sintigrafik görüntülerin çok kaliteli olmasını ve hastaya uygulanan radyasyon dozunun düşük oranlarda tutulmasını sağlar.



Şekil 18. Teknesyum radyonüklidi sağımının yapıldığı $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratör ve şematik gösterimi (Aydın ve Kaplan, 2013'dan) ^{99}Mo : Molibden, $^{99\text{m}}\text{Tc}$: Metastabl teknesyum, NaCl : Sodyum klorür

$^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratör ve % 0,9 NaCl içeren şişeler ile vakumlu şişeler aseptik şartlarda hazırlanmış olup elde edilecek perteknetat çözeltisi steril, apirojen ve izotoniktir. $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ jeneratörü radyasyonun çevreye etkisini minimuma indirmek için kurşun zırh arkasına konumlandırılmıştır (Şekil 18). Jeneratörün kapağını kaldırarak beyaz plastik üzerindeki iğneleri koruyan şişeler çıkarılıp %0,9 NaCl çözeltisini içeren şişe yerine yerleştirilirken içi boş vakumlu şişe ise şekilde görülen kurşun koruyucu zırh içine konulduktan sonra diğer iğne üzerine yerleştirilir (Anonim, 2016).



Şekil 19. İçine vakumlu şişe yerleştirilip radyonüklid jeneratöründen teknesyum sağlamak için kullanılan ve vakumlu şişedeki radyasyonun çevreye yayılmasını engelleyen kurşun koruyucu zırh

Vakumlu şişe yerleştirildikten sonra %0,9 NaCl çözeltisinin uyguladığı basınçla birlikte jeneratör içinde ^{99}Mo 'den bozulmaya uğramış olan $^{99\text{m}}\text{Tc}$ radyoaktif maddesi $^{99\text{m}}\text{Tc}$ sodyum perteknetat çözeltisi olarak kurşun koruyucu zırh içine yerleştirilmiş olan vakumlu şişede toplanır. Böylece jeneratörden sağım işlemi gerçekleştirilir. Tüm %0,9 NaCl çözeltisi bittikten sonra vakumlu şişeyi çıkarmadan önce birkaç dakika beklenilir ve boşalan %0,9 NaCl şişesini hareket ettirmeden iğnenin sterilitesini korumak amacıyla başka bir vakumlu şişe çıkarılan içi dolu vakumlu şişenin yerine konulur. Daha sonra kurşun zırh içinde bulunan vakumlu şişeden enjektör yardımıyla $^{99\text{m}}\text{Tc}$ alınır (Şekil 19). Enjektördeki radyoaktivite değeri doz kalibratöründe ölçülerek uygulamada gerekli olan aktivite değeri ayarlanır.

Doz kalibratörü, kullanılan radyoaktif maddeden yayılan gama ışınının ölçülmesini sağlayan kuyu tipi iyonizasyon odacıdır (Şekil 20). Enjektör içine alınan radyoaktif maddenin doz miktarı doz kalibratöründe ölçülmektedir.



Şekil 20. Doz Kalibratörü

2.5. SPECT Görüntüleme Yönteminin Klinikteki Kullanım Alanları

SPECT yöntemi nükleer tıpta birçok hastalığın teşhisinde kullanılmaktadır. Başlıca olarak kalp ile ilgili sorunları açıkça göstermektedir. Kalp kasının kanlanması ortaya koyarak koroner arter hastalıklarının veya iskeminin değerlendirilmesi, kalp kası canlılığının ve risk taşıyan hastaların belirlenmesini sağlar. Ayrıca tiroit nodüllerinin incelenmesi ve sıcak-soğuk karakterlerinin gösterilmesi, paratiroid adenomlarının araştırılması, böbrek fonksiyonlarının incelenmesi ve böbrek damarlarından kaynaklanan hipertansiyonun belirlenmesi, kemiklerde henüz radyografik değişikliklerin oluşmadığı erken dönemdeki metabolik değişiklikleri göstererek maligniteler dahil pek çok kemik hastalığının değerlendirilmesi, hastanın kendi lökositlerini radyoaktif maddeler ile işaretleyerek infeksiyon ve inflamasyon odaklarının gösterilmesi, yine hastanın kendi kan hücrelerini işaretleyerek mide-

bağırsak kanama yerinin belirlenmesi, akciğer embolisi vakalarında akciğer kanlanması ve havalanmasının incelenmesi sintigrafik yöntemlerle ortaya konabilen eşsiz fonksiyonel bilgiler arasında sayılabilir. Bunların yanısıra çok düşük radyasyon dozları ile mide boşalım zamanı, gastroözofageal ve vezikoüreteral reflülerin belirlenmesi de diğer yöntemlere göre daha kolay ve noninvaziv olarak yapılabilmektedir (Anonim, 2016i).

Tüm bu tanıların dışında SPECT, patolojik nöronal aktiviteyi değerlendirerek lezyonun fonksiyonel özelliklerini inceler. SPECT, epilepsi ve “Alzheimer” hastalığının tanısının yanı sıra pek çok nörolojik teşhiste kullanılmakta olup beyin ölümünün saptanmasında da yararlı bir yöntemdir (Sözuer ve ark., 1993).

SPECT tekniğinde düşük rezolüsyona bağlı olarak anatomik detaylardan eksik görüntüler elde edilmektedir. Bu nedenle küçük tümörlerin teşhis edilmesinde BT ile birlikte görüntü elde edilmesini sağlayan, SPECT/BT sistemleri kullanılmaktadır (Silindir, 2009).

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızdaki meme modelleri, farklı boyut ve yoğunluktaki meme dokusunu simüle etmek için; içi su, sıvı yağ ve sıvı sabun dolu olan 400, 700, 1000 ve 1300 ml hacimli boyutlardaki balonlar ile ayrı ayrı oluşturuldu. Fantomun kalp bölümü, su ile dilüe 37 MBq (1 mCi) aktivitede Tc-99m perteknetat ile dolduruldu. Meme modelleri ayrı ayrı kardiyak fantoma eklenerek çift detektörlü hibrit SPECT/BT cihazı ile rutin klinikte kullanılan parametrelerle standart miyokart perfüzyon görüntülemesi (64x64 matriks boyutlu; zoom değeri 1,45; her projeksiyon 20 saniye sürede; toplam 32 projeksiyonda) gerçekleştirildi. Görüntüleme sonrası veri işlemede Cedars Sinai QPS perfüzyon kantitasyon yazılım programı (V.2009) kullanıldı. Değerlendirme 17 segment modeli kullanarak polar harita ham sayısal verileri üzerinden semi-kantitatif olarak yapıldı. Standart ve BT atenüasyon düzeltilmesi sonrası elde edilen değerlerin karşılaştırılması, segment, duvar ve düzey bazında Wilcoxon, Man-Whitney U, Kruskal-wallis testleri kullanılarak SPSS (V22.0) istatistik analizi aracılığı ile yapıldı.

3.1. Materyal

- SPECT/BT (Siemens Symbia Truepoint, 2008)
- Kardiyak Fantom (Jaszczak SPECT Fantomu)
- Tc-99m Radyoizotopu
- Balon (İpli Baskılı Büyük Boy)
- Su
- Sıvı yağ
- Sıvı Sabun
- Streç Film
- Buzdolabı Poşeti
- İnce Bant

3.1.1. Meme Modeli Eklenen Kardiyak Fantom

Atenüasyon ve saçılma olaylarının değerlendirilmesini sağlayan 13,1 cm yarıçapında, 9,7 litre iç hacime sahip kardiyak fantomun bir parçası olan kalp bölümünün fiziksel özellikleri şunlardır:

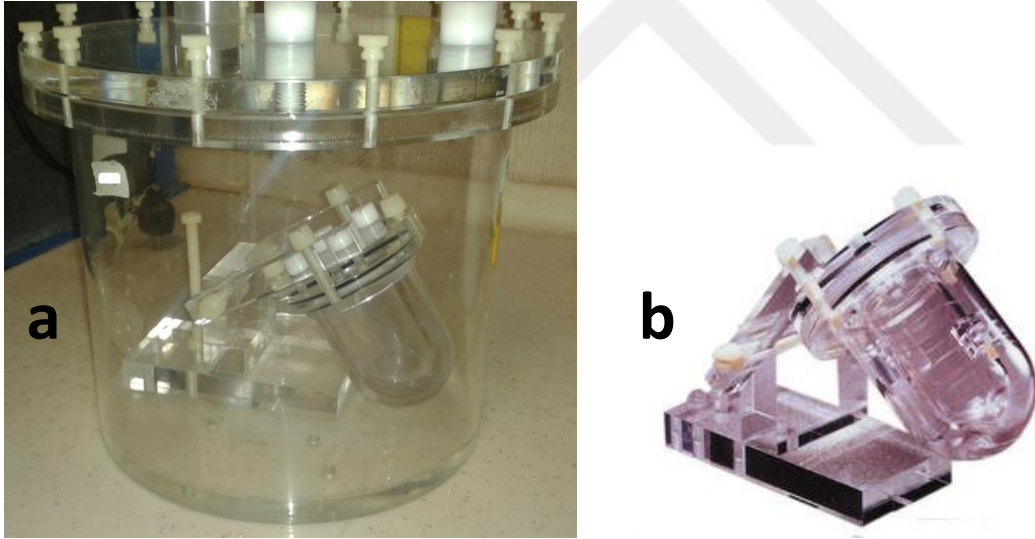
Ventrikül Genel Ölçüler: 9,3 x 6,1 cm

Ventrikül Hacim: ~ 60 ml

Miyokart kalınlığı: 1,0 cm

Miyokart Hacim: ~ 110 ml

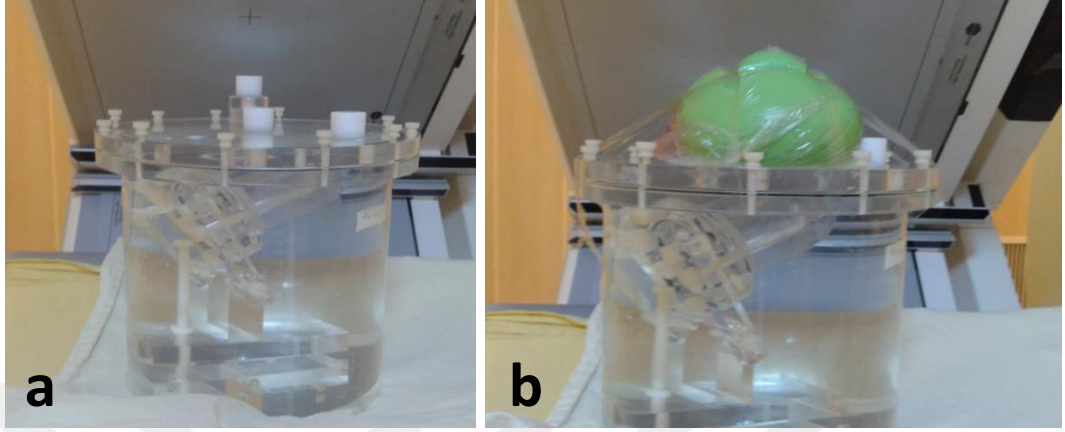
Bu özelliklere sahip şekil 21 (b)'de görülen kardiyak fantomun kalp kısmına görüntüleme öncesi su içeren 1 mCi aktivitede Tc-99m enjekte edildi.



Şekil 21. Kardiyak fantom boşluğunun su doldurulmadan önceki görünümü (a). Kardiyak fantomun kalp bölümünün fantom boşluğu dışındaki görünümü (b) (Anonim, 2016j)

Kalp dışı fantom boşluğu ekstrakardiyak dokuları simüle etmesi için tamamen aktivitesiz su ile dolduruldu. Fantom, SPECT/BT cihazının hasta yatağı bölümüne

standart MPS görüntülemesini simüle edecek şekilde meme modeli eklenmiş olarak yerleştirildi (Şekil 22).



Şekil 22. İçi su doldurulmuş kardiyak fantom (a). Meme modeli eklenen kardiyak fantom (b)

Bu deneysel çalışma, 3 farklı yoğunluktaki sıvının balonların içine ayrı ayrı doldurularak farklı boyutlarda oluşturulan meme modellerinin kardiyak fantom üstüne yerleştirilmesi ile yapıldı. Kardiyak fantom üzerine yan yana konulan iki balon meme dokularını temsil etmekte olup normal kadın meme dokusunun olası büyüklüğü düşünülerek oluşturulan fantom örnekleri, balonların içine doldurulan sıvıların miktarlarıyla orantılı olacak şekilde tablo 2’de gösterildiği gibi dört farklı boyutta tasarlandı.

Tasarlanan bu boyutları oluşturmak için kullanılacak sıvıların miktarları ölçekli bir kap yardımıyla ayarlandı. Bu kap içinde sıvılar, meme büyüklüğünü yaklaşık temsil eden 400 ml, 700 ml, 1000 ml ve 1300 ml’lik hacimlerde ayrı ayrı her görüntüleme öncesi ölçülerek ikişer balona dolduruldu. Balon içerisine doldurulan su, sıvı yağ ve sıvı sabunun yoğunlukları sırasıyla denklem 3.1, 3.4 ve 3.5 ‘de verildi.

Suyun yoğunluğunun oda şartlarında (25°C) ve sabit atmosfer basıncı (1 bar) altında ρ yoğunluğu simgelemek üzere,

$$\rho_{\text{su}} = 1 \text{ gr/cm}^3 \quad [3.1]$$

değerinde olduğu bilinmektedir. Buna ek olarak deneylerde kullanılan sıvı yağ ve sıvı sabunun yoğunlukları da hesaplanırken denklem 3.2 ve denklem 3.3'den yararlandı.

Sıvı yağ için yoğunluk silindir şeklinde cam kavanoz kaba konulan sıvı yağın net ağırlığının kavanoz içinde kapladığı hacime oranı ile bulundu. Silindir hacim formülü ($\pi r^2 h$) bilindiğinden sıvı yağın kapladığı hacim gerekli ölçümlerin yapılması ile hesaplandı. İçine sıvı yağ konulan silindirik kavanozun boş durumdaki ağırlığını da dikkate almak için sıvı yağın net ağırlığı, denklem 3.2 kullanılarak bulundu.

$$\text{Net Ağırlık} = \text{Sıvı doldurulmuş kavanoz kap ağırlığı} - \text{Boş kavanoz kap ağırlığı} \quad [3.2]$$

Daha sonra denklem 3.3'de gösterildiği gibi silindirik kavanoz kap içinde bulunan sıvı yağın net ağırlığı, kapladığı hacime oranlandı.

$$\rho = \frac{\text{ağırlık(gr)}}{\text{hacim(cm}^3\text{)}} \quad [3.3]$$

Bu hesaplamalardan sonra sıvı yağ yoğunluğu,

$$\rho_{\text{yağ}} = 0,922 \text{ gr/cm}^3 \quad [3.4]$$

olarak bulundu. Sıvı sabunun yoğunluğunu çıkarırken de sıvı yağda kullanılan yöntem izlendi ve sıvı sabun yoğunluğu için

$$\rho_{\text{sabun}} = 1,40 \text{ gr/cm}^3 \quad [3.5]$$

değeri hesaplandı.

Balonların etrafı, dışarı sıvı sızımını önlemek amacıyla günlük mutfak hayatında yer alan streç film ya da buzdolabı poşetleriyle sarıldı. Ayrıca görüntüleme sırasında SPECT/BT cihazının bir komponenti olan hasta yatağının hareket etmesi sonucu fantom üstünde bulunan balonların herhangi bir pozisyon değişikliğine uğramaması için balonlar, ince bir bantla yapıştırılarak sabitlendi.

3.1.2. SPECT/BT Hibrit Cihazı

Bu tez çalışmasında, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezindeki Nükleer Tıp bölümünde yer alan Siemens Symbia Truepoint çift başlı hibrit SPECT/BT görüntüleme cihazı kullanıldı (Şekil 23). Cihaz 360 derece dönme yeteneğine sahip iki detektöre sahiptir. Görüntülemede düşük enerjili yüksek rezolüsyonlu (Low Energy High Resolution- LEHR) kolimatörler kullanıldı.



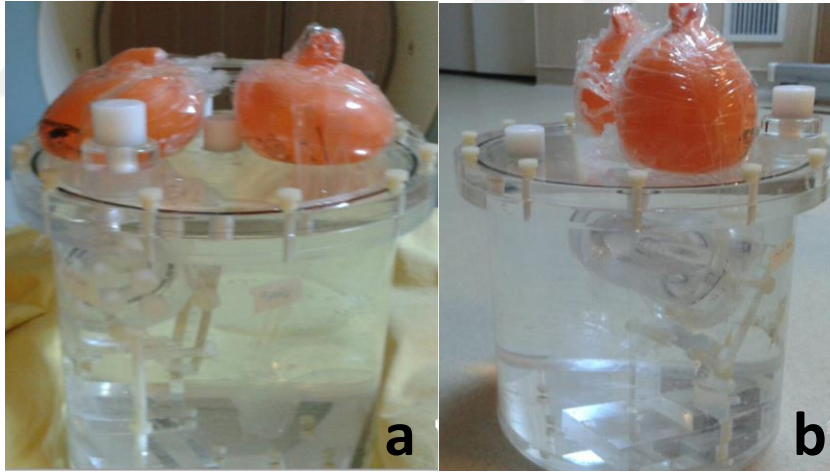
Şekil 23. Çift dedektörlü (başlı) hibrit SPECT/BT cihazı

3.2. Metot

3.2.1. Kardiyak Fantom SPECT/BT Görüntüleme

Deneylerde birbirinden bağımsız olarak 400 ml, 700 ml, 1000 ml, 1300 ml'lik hacimli boyutlarda içi su, sıvı yağ, sıvı sabun dolu balonlarla oluşturulan meme modeli eklenmiş kardiyak fantomun görüntülemesi yapıldı (Tablo 2).

Aktivite eklenmeksizin içine 400, 700, 1000 ve 1300 ml' lik hacimli boyutlarda su, sıvı yağ ve sıvı sabun doldurulan balonlarla oluşturulan meme modelli kardiyak fantom görüntülemeleri her bir yoğunluklu sıvı dolu balon modeli için 8 kez gerçekleştirildi. Aynı meme yoğunluğuna ve boyutuna sahip farklı hastaları temsil etmesi amacıyla balonlar yuvarlak ve basık şekilli olarak hazırlandı (Şekil 24). Böylece aynı yoğunluk ve boyuttaki balon modelleri için ikişer görüntüleme yapıldı. Sonuç olarak bu çalışmada toplam 24 farklı hasta modelini temsil edebilecek model görüntüleme gerçekleştirildi (Tablo 2).



Şekil 24. 400 ml hacimli su dolu basık şekilli meme modeli eklenen fantomun arkadan görünümü (a). 400 ml hacimli su dolu yuvarlak şekilli meme modeli eklenen fantomun ön-çapraz görünümü (b)

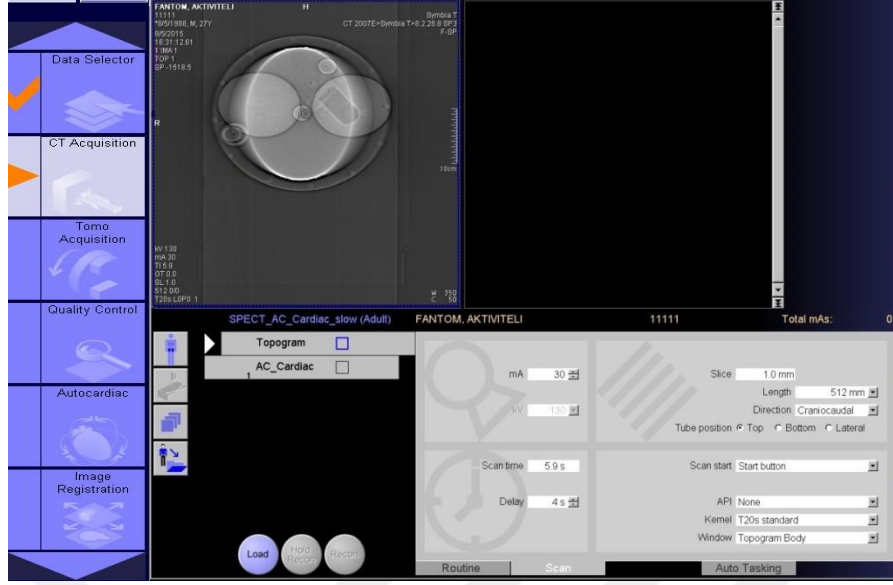
Tablo 2. Kardiyak Fantom Görüntüleme Modelleri **Y:** Yuvarlak, **B:** Basık

HACİM (ml)	BALON İÇİNDEKİ MADDE		
	Su	Sıvı Yağ	Sıvı Sabun
400	Y	Y	Y
	B	B	B
700	Y	Y	Y
	B	B	B
1000	Y	Y	Y
	B	B	B
1300	Y	Y	Y
	B	B	B

Görüntüleme

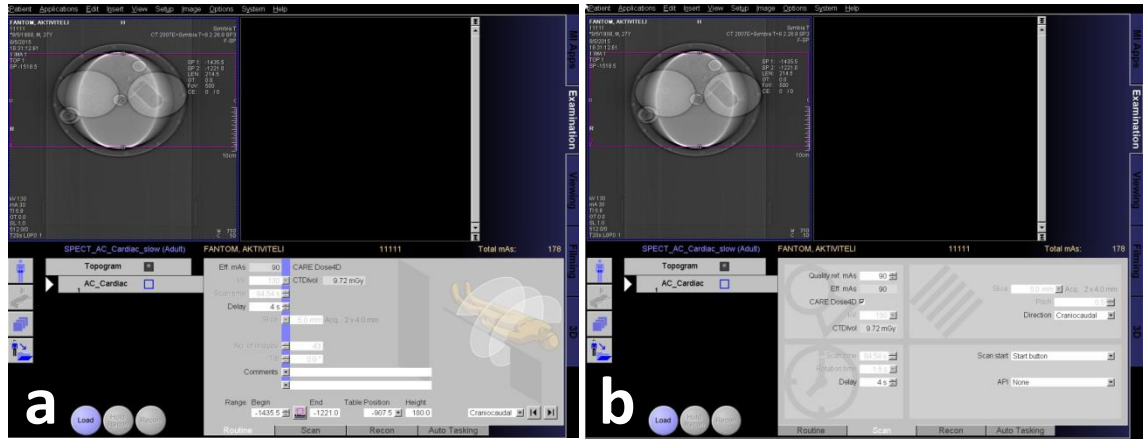
Gerçekleştirilen kardiyak fantom MPS çekimlerinde izlenen süreç şekil 25’de gösterildiği gibidir. Bu çalışmada gerçekleşen 24 meme modelli fantom görüntülemesine örnek olarak çekim aşamalarına ait ekran görüntüleri şekillerle gösterildi.

Fantomun yatağa yerleştirilmesinin ardından ilk olarak BT görüntüleri elde edildi. BT görüntüleme esnasında alınan topogram görüntüleme kullanılan x-ışını tüp potansiyeli maksimum 130 kV olup 30 mA’lik tüp akımı uygulandı (Şekil 25).



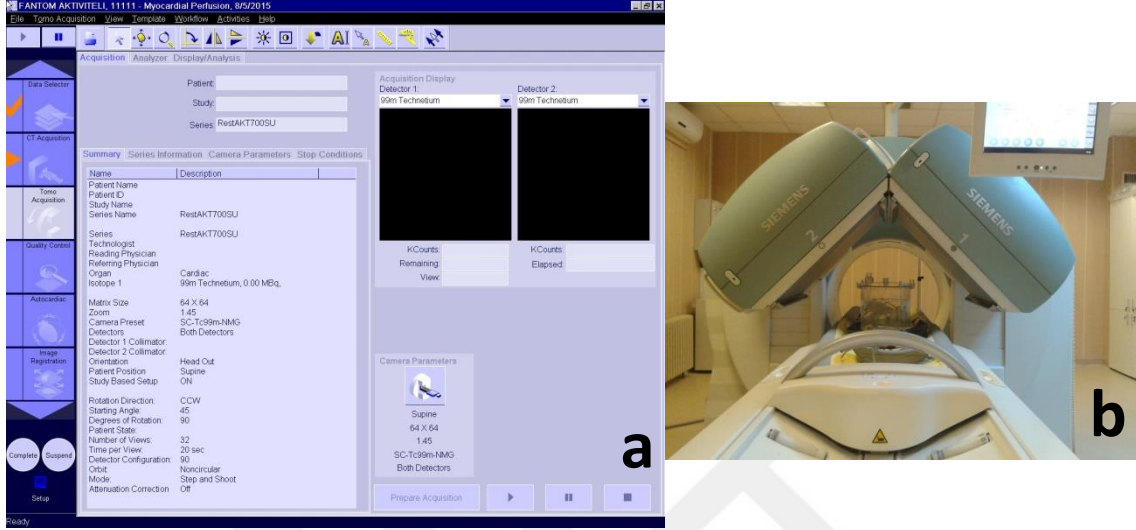
Şekil 25. SPECT/BT çekim aşamaları ve BT taramasında alınan topogram görüntüsü

Şekil 26'da görüldüğü gibi taranan alana göre sistem tarafından otomatik olarak belirlenen tüp akım değeri(efektif mAs) 90 mAs ve uygulanan tüp gerilimi 130 kV'dur.



Şekil 26. BT rutin değerleri (a). BT tarama değerleri (b)

Yapılan BT görüntülemesinin hemen ardından fantomda herhangi bir değişiklik yapmadan sistemin süreci otomatik olarak yönlendirip yatak ile birlikte gama kamerayı uygun pozisyona getirmesiyle SPECT görüntülemesi başlatıldı (Şekil 27).



Şekil 27. SPECT Görüntüleme Protokolü (a). Görüntülemenin başlangıcında dedektörlerin almış olduğu pozisyon (b)

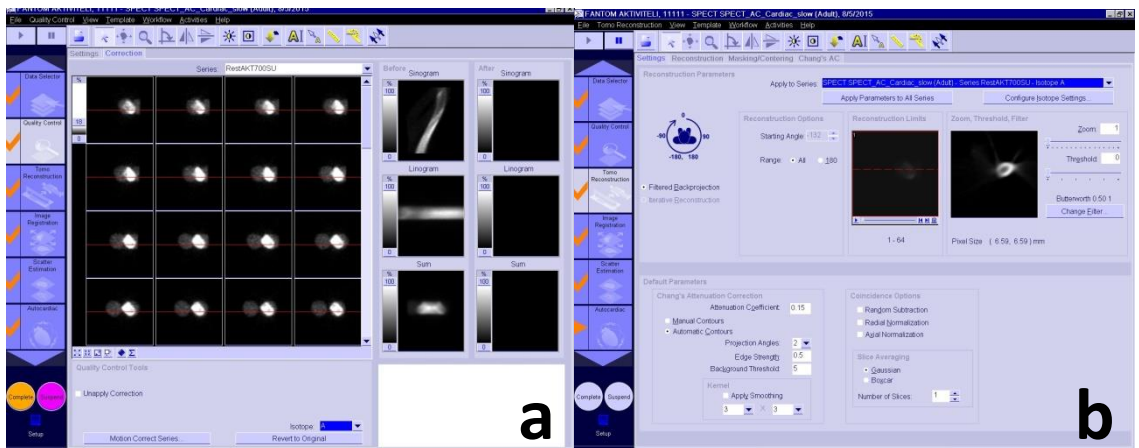
Hastayı simule edecek şekilde supin pozisyonda yerleştirilen kardiyak fantom, şekil 27 (a)'da verilen SPECT görüntüleme protokolünde, 64 x 64 matrikste, zoom değeri 1,45, LEHR kolimatör ile iki dedektörün başlangıç açısı 45 derecede olup 90 derece saat yönünün tersinde sağ anterooblikten sol posteroobliğe 180 derecelik açıda dairesel olmayan şekilde dönerken her projeksiyon 20 saniyede alınmak üzere toplamda 32 projeksiyon verisi elde edildi. Kameranın bir görüntü alınırken durup sonrasında sıradaki pozisyona geçmesi anlamına gelen step and shoot modu uygulandı.

Veri İşleme (Proses)

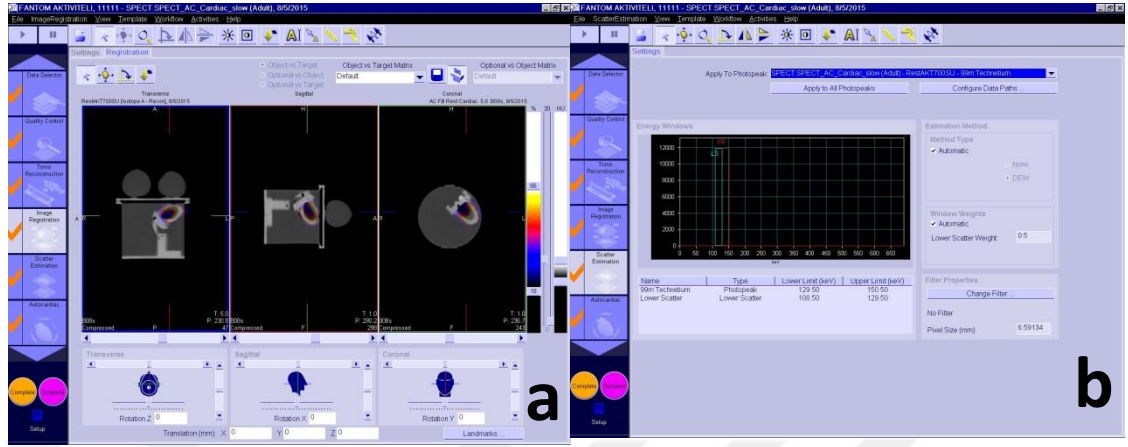
SPECT/BT görüntülemesi tamamlandıktan sonra bilgisayar ortamında kaydedilen ham verilerin yorumlanabilir görüntü durumuna ulaşması için, elde edilen veriler bilgisayar destekli olarak şekil 28- 33'deki aşamalardan geçerek kalbin kısa eksen, vertikal ve horizontal uzun eksen kesitleri ortaya çıktı.



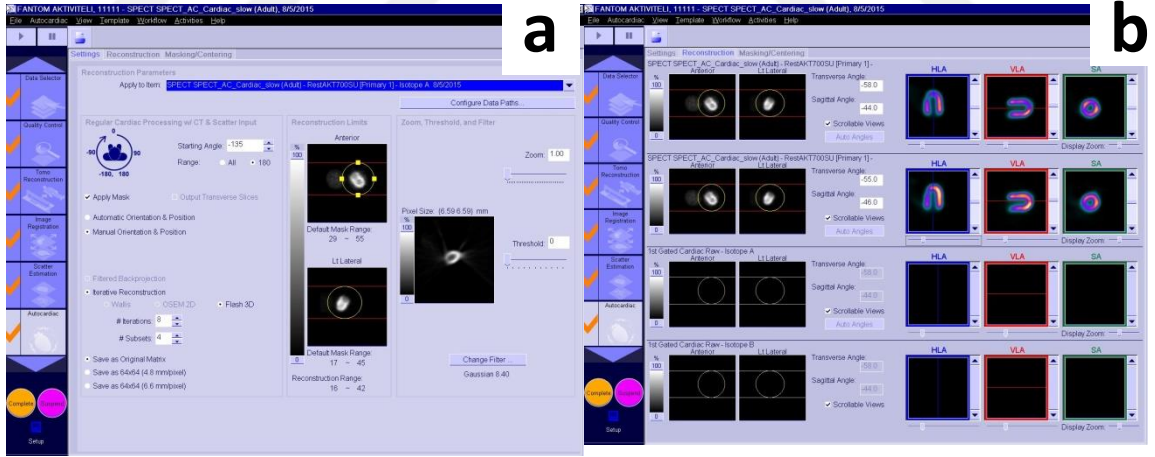
Şekil 28. Veri işlemeye başlamak için kullanılan ana ekran (a). Veri seçme (b)



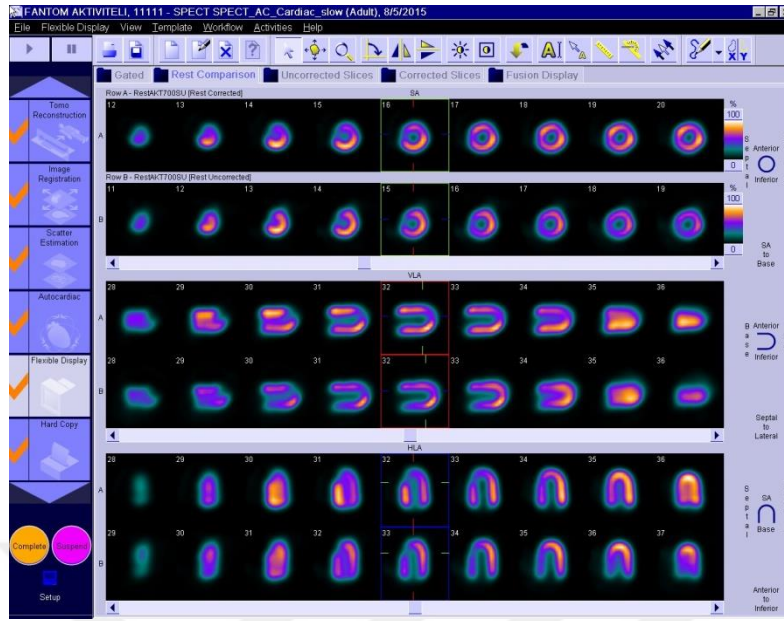
Şekil 29. Kalite Kontrol (Hareket için) (a). Tomografik rekonstrüksiyon (b)



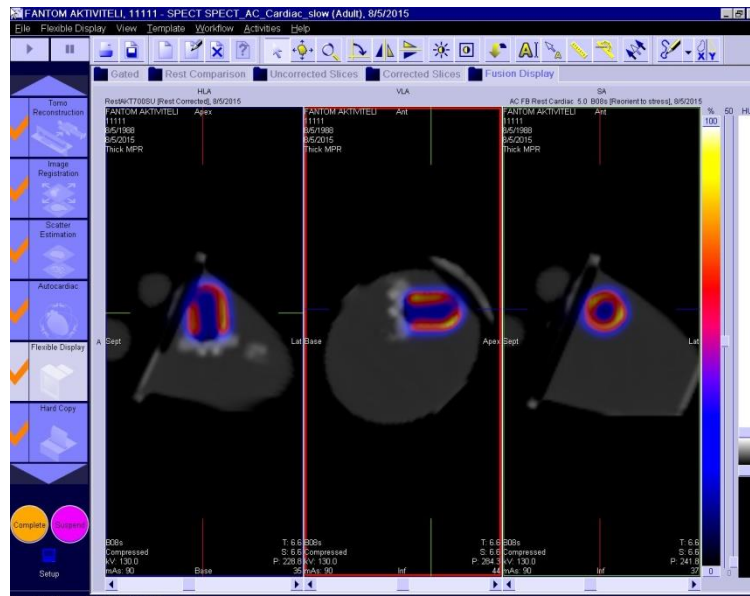
Şekil 30. Transvers, sagital ve koronal kesitlerden SPECT/BT füzyon görüntü kaydı (a). Enerji Pencere aralık seçimi (b)



Şekil 31. Filtre ayarları (a). Kesit oluşumu için aks seçimi (b)



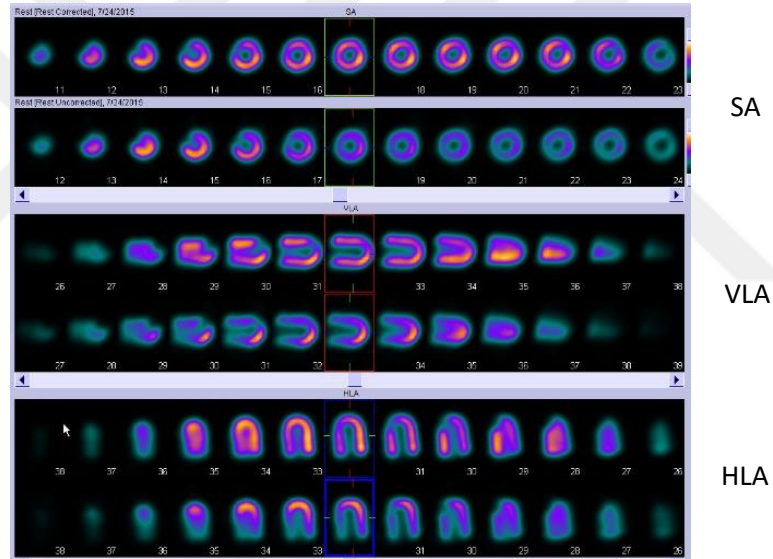
Şekil 32. Kısa eksen, vertikal uzun eksen ve horizontal uzun eksen kesiti tomografik görüntüleri **A: Kısa Eksen (koronal, SA: Short axis)**, **B: Vertikal Uzun Eksen (VLA: Vertical Long Axis)**, **C: Horizontal Uzun Eksen (HLA: Horizontal Long Axis)**



Şekil 33. SPECT/BT kesitsel (soldan sağa: Horizontal, vertikal, koronal) füzyon görüntüsü

3.2.2. Kantitatif Perfüzyon SPECT Programı ve Polar Haritalar

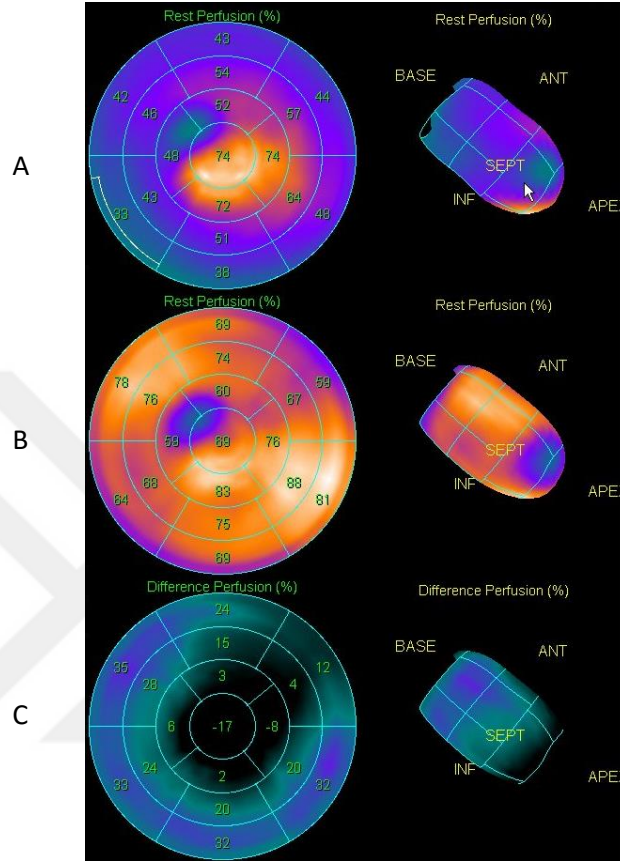
Meme modeli eklenen kardiyak fantom hasta yatağına yerleştirilerek ilk olarak BT görüntülemesi yapıldı ve böylece bölgenin atenüasyon haritası çıkartıldı. Bunun sonrasında miyokarttan yayılan ışınları dedekte etmek için SPECT görüntülemesi yapıldı. Bu iki görüntülemenin verileri bilgisayar ortamında üst üste getirilerek (füzyon görüntüsü) uygulanan atenüasyon düzeltme işleminin ardından düzeltilmiş(corrected) görüntüler ortaya çıktı. BT atenüasyon düzeltmesi yapılmaksızın sadece SPECT çekimine ait görüntüler ise düzeltilmemiş(uncorrected) adıyla elde edildi. Kısa eksen, horizontal uzun eksen ve vertikal uzun eksen kesiti olmak üzere üç ayrı kesitte görüntüler oluştu (Şekil 34).



Şekil 34. 1000 ml hacimde su dolu meme modelli fantom görüntülemesi ile elde edilen tomografik kesitler **SA:** Kısa eksen kesiti, **VLA:** Vertikal uzun eksen kesiti, **HLA:** Horizontal uzun eksen kesiti

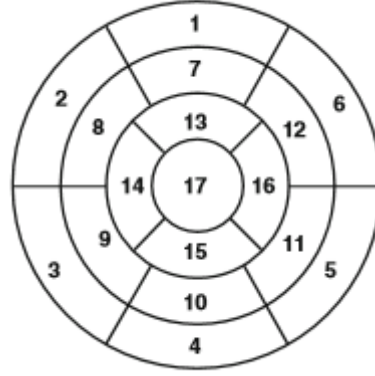
Oluşturulan bu tomografik kesitlere ait sayısal verileri çıkarmak için miyokartiyal perfüzyon çalışmalarının kantitatif değerlendirilmesini sağlayan Cedars Sinai Kantitatif Perfüzyon SPECT (QPS, V.2009) yazılım programı kullanıldı. Bu program çıktısında, atenüasyon düzeltmeli ve atenüasyon düzeltilmesiz görüntülerin segmentlere ayrılmış

olarak polar haritaları elde edildi (Şekil 35). Yapılan bu işlemler her görüntüleme için tekrarlandı.



Şekil 35. Miyokart Perfüzyon Sintigrafisinde Kantitatif Perfüzyon programı ile elde edilen ham (raw) fonksiyonlu polar haritalar **Apex:** Tepe, **Ant:** Anterior, **Inf:** İnférieur, **Base:** Taban, **Sept:** Septum, **A:** Atenüasyon düzeltmesi yapılmamış, **B:** Atenüasyon düzeltmesi yapılmış, **C:** Atenüasyon düzeltmeli ve düzeltilmesiz görüntüler arası fark

Değerlendirmede 17 segment modeli kullanıldı (Strydhorst ve ark., 2013) (Şekil 36).



- 1.Bazal anterior
- 2.Bazal anteroseptal
- 3.Bazal inferoseptal
- 4.Bazal inferior
- 5.Bazal inferolateral
- 6.Bazal anterolateral
- 7.Mid anterior
- 8.Mid anteroseptal
- 9.Mid inferoseptal
- 10.Mid inferior
- 11.Mid inferolateral
- 12.Mid anterolateral
- 13.Apikal anterior
- 14.Apikal septal
- 15.Apikal inferior
- 16.Apikal lateral
- 17.Apeks

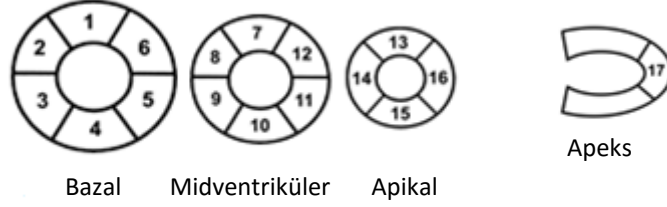
Şekil 36. MPS değerlendirmesinde kullanılan polar harita 17 segment modeli (Strydhorst ve ark., 2013'dan)

Segmentler birbirleri arasında gruplanarak miyokardın duvar ve düzeylerini meydana getirirler (Tablo 3, Tablo 4).

Tablo 3. Kalbin duvarlarına ait segmentler

DUVAR		SEGMENTLER		
Septum	Anterior	1	7	13
	Anteroseptal	2	8	
	İnferoseptal	3	9	
	Apikoseptal	14		
Lateral	İnferior	4	10	15
	İnferolateral	5	11	
	Anterolateral	6	12	
	Apikolateral	16		
Apeks		17		

Ayrıca polar haritaların oluşturduğu şekil bakımından segmentler düzeyler olarak gruplara ayrılmıştır (Şekil 37).



Şekil 37. Segmentlerin apiks, midventriküler bazal koronal ve midventriküler vertikal eksenenden numaralanışı

Tablo 4. Apeks – bazal arası segmentlerin dağılımı

Düzye	Segment Numaraları					
Bazal	1	2	3	4	5	6
Midventriküler	7	8	9	10	11	12
Apikal	13	14	15	16		
Apeks	17					

3.2.3. İstatistiksel Analiz

Kantitatif perfüzyon SPECT programının çalıştırılması ile çıkan ham¹ (raw) fonksiyonlu polar haritalara bakılarak bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli (BTAD), atenüasyon düzeltmesiz (standart, STD) ve fark ($\Delta=BTAD-STD$) görüntülerine ait sayısal değerler 17 segment için ayrı ayrı not edildi.

Yapılan çalışmada elde edilen verileri değerlendirmek için Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) (V22.0) istatistiksel analiz programı kullanıldı. İstatistikler segment, duvar ve düzey açısından incelendi.

Çalışmada gözlem sayısının az olmasından dolayı daha güvenilir sonuçlar elde etmek amacıyla BTAD ile STD görüntü farklarının gruplar arasındaki karşılaştırmaları için parametrik olmayan testler tercih edildi. Bağımsız değişkenlerin olduğu iki grup arasındaki karşılaştırmalar için Mann-Whitney U testi uygulanırken üç veya daha fazla grup karşılaştırması için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. İki bağımlı değişken olan STD ve BTAD görüntü verilerinin arasındaki farklar Wilcoxon testi ile araştırıldı.

Testlerden elde edilen sonuçlara göre $p<0.05$ 'in altında olan farklar % 95 güven aralığında anlamlı kabul edildi.

Değişkenler arasındaki ilişkinin derecesini belirlemek için parametrik olmayan Spearman korelasyon testi uygulandı. Korelasyon katsayısı (R değeri) 0-0,24 ise hiç ilişki yok ya da çok zayıf ilişki, 0,25-0,49 ise zayıf-orta derecede ilişki, 0,50-0,74 ise iyi derecede (güçlü) ilişki ve 0,75-1,00 ise çok iyi derecede (çok güçlü) ilişki olarak belirtildi.

¹ Ham (raw) fonksiyonu, toplanan sayım yoğunluğuna göre miyokardın her noktasına 0 ile 100 arasında sayısal değerler verilerek oluşturulan renklendirilmiş veriler sistemidir.

4. BULGULAR

4.1. Farklı Yoğunluktaki Grupların Segment Bazında Genel Olarak Karşılaştırılması

Her biri sekiz görüntülemeye dönüşen yağ, su ve sabun grupları ayrı ayrı olmak üzere 17 segmentin tümü kendi içerisinde değerlendirildi ve segmentlerin standart (STD, BT atenüasyon düzeltilmesi yapılmamış) ve BT atenüasyon düzeltilmesi yapılmış (BTAD) değerleri arasında fark olup olmadığı wilcoxon testi ile analiz edildi (Tablo 5). Aynı zamanda Spearman korelasyon analizi ile elde edilen STD ve BTAD görüntü verileri arasındaki ilişkinin derecesi 17 segmentin her biri için ayrı ayrı gösterildi (Tablo 5).

Tablo 5. Sol ventrikül miyokardının segment bazında standart ve BTAD görüntü verileri arasındaki karşılaştırma ve ilişki dereceleri

Segment numarası	Yağ(n=8)		Su (n=8)		Sabun(n=8)	
	STD	BTAD	STD	BTAD	STD	BTAD
	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS
1(Bazal Anterior)	59,5 ± 9,9	77,1 ± 3,8	52,3 ± 8,3	75,1 ± 3,7	57,2 ± 8,3	71,2 ± 6,5
	$\Delta=16,5\pm 9,3$	p=0,012	$\Delta=20,6\pm 7,8$	p=0,012	$\Delta=14,4\pm 7,5$	p=0,017
	R=26,5	$P_s=0,526$	R=65,9	$P_s=0,076$	R=45,5	$P_s=0,258$
2(Bazal Anteroseptal)	55,0 ± 10,7	80,6 ± 5,3	47,0 ± 9,1	75,2 ± 7,1	51,5 ± 10,0	73,3 ± 9,7
	$\Delta=26,3\pm 7,7$	p=0,012	$\Delta=28,2\pm 5,9$	p=0,012	$\Delta=24,3\pm 5,5$	p=0,012
	R=81,9	$P_s=0,013$	R=57,2	$P_s=0,138$	R=83,1	$P_s=0,011$
3(Bazal İferoseptal)	44,0 ± 6,9	69,6 ± 7,8	39,0 ± 4,7	66,3 ± 8,1	39,7 ± 5,0	60,0 ± 7,7
	$\Delta=26,4\pm 5,0$	p=0,011	$\Delta=27,8\pm 7,2$	p=0,012	$\Delta=23,0\pm 5,2$	p=0,012
	R=58,7	$P_s=0,126$	R=38,6	$P_s=0,346$	R=65,5	$P_s=0,078$
4(Bazal İferior)	50,8 ± 6,2	76,8 ± 5,4	48,2 ± 7,4	76,3 ± 5,4	51,7 ± 6,0	73,8 ± 6,9
	$\Delta=26,5\pm 5,2$	p=0,012	$\Delta=26,4\pm 7,1$	p=0,012	$\Delta=23,4\pm 4,4$	p=0,012
	R=56,5	$P_s=0,145$	R=64,8	$P_s=0,082$	R=56,3	$P_s=0,146$
5(Bazal İferolateral)	59,3 ± 5,8	81,5 ± 4,7	53,2 ± 6,4	76,0 ± 9,0	58,1 ± 6,3	73,3 ± 9,0
	$\Delta=21,1\pm 4,1$	p=0,012	$\Delta=18,5\pm 12,0$	p=0,012	$\Delta=13,3\pm 9,3$	p=0,012
	R=41,0	$P_s=0,313$	R=-6,0	$P_s=0,888$	R=53,9	$P_s=0,168$

Tablo 5 Devam. Sol ventrikül miyokardının segment bazında standart ve BTAD görüntü verileri arasındaki karşılaştırma ve ilişki dereceleri

	57,1 ± 7,7	66,2 ± 5,7	50,3 ± 7,7	62,2 ± 3,2	54,8 ± 6,9	58,7 ± 6,9
6(Bazal Anterolateral)	$\Delta=6,5\pm 6,5$	p=0,012	$\Delta=7,0\pm 8,6$	p=0,012	$\Delta=0,1\pm 5,9$	p=0,065
	R=56,5	P _s =0,145	R=33,1	P _s =0,423	R=77,6	P _s =0,024
	67,0 ± 11,5	77,8 ± 3,7	58,2 ± 8,6	75,5 ± 5,4	61,6 ± 8,3	73,3 ± 3,9
7(Mid Anterior)	$\Delta=8,9\pm 9,0$	p=0,063	$\Delta=14,0\pm 7,9$	p=0,012	$\Delta=12,1\pm 8,0$	p=0,017
	R=30,1	P _s =0,468	R=30,7	P _s =0,460	R=50,6	P _s =0,201
	61,8 ± 10,4	80,2 ± 4,8	52,3 ± 7,8	75,5 ± 6,5	56,7 ± 9,6	76,5 ± 9,1
8(Mid Anteroseptal)	$\Delta=17,6\pm 6,8$	p=0,012	$\Delta=21,4\pm 4,1$	p=0,012	$\Delta=21,5\pm 5,9$	p=0,012
	R=51,3	P _s =0,194	R=75,5	P _s =0,031	R=75,5	P _s =0,031
	56,2 ± 6,2	74,6 ± 7,6	49,6 ± 8,0	69,7 ± 9,2	50,8 ± 8,8	66,0 ± 8,6
9(Mid İnféroseptal)	$\Delta=17,6\pm 3,8$	p=0,012	$\Delta=18,6\pm 3,9$	p=0,011	$\Delta=15,9\pm 3,0$	p=0,012
	R=45,5	P _s =0,257	R=85,0*	P _s =0,007	R=82,6	P _s =0,011
	65,3 ± 6,8	80,1 ± 5,4	63,0 ± 8,4	80,8 ± 4,5	65,2 ± 7,1	77,2 ± 7,4
10(Mid İnférieur)	$\Delta=12,6\pm 3,6$	p=0,012	$\Delta=14,3\pm 3,8$	p=0,012	$\Delta=11,9\pm 4,0$	p=0,012
	R=49,4	P _s =0,213	R=92,9	P _s =0,001	R=62,6	P _s =0,097
	76,2 ± 9,0	86,8 ± 5,8	69,6 ± 7,2	81,5 ± 8,4	75,1 ± 9,1	80,0 ± 9,7
11(Mid İnférolateral)	$\Delta=7,9\pm 4,2$	p=0,012	$\Delta=6,5\pm 8,6$	p=0,012	$\Delta=3,1\pm 6,6$	p=0,035
	R=45,2	P _s =0,261	R=37,6	P _s =0,359	R=80,7	P _s =0,015
	69,5 ± 10,8	70,6 ± 4,8	61,7 ± 10,1	66,8 ± 3,5	66,3 ± 9,3	63,3 ± 6,4
12(Mid Anterolateral)	$\Delta=-2,1\pm 8,1$	p=0,623	$\Delta=-0,1\pm 8,3$	p=0,161	$\Delta=-6,0\pm 7,0$	p=0,207
	R=35,7	P _s =0,385	R=61,5	P _s =0,105	R=58,7	P _s =0,126
	62,0 ± 14,7	60,7 ± 7,0	52,2 ± 8,5	56,6 ± 6,8	57,3 ± 11,3	56,8 ± 5,8
13(Apikal Anterior)	$\Delta=-5,0\pm 8,0$	p=0,674	$\Delta=0,1\pm 3,6$	p=0,018	$\Delta=-2,1\pm 6,9$	p=1,000
	R=85,5*	P _s =0,007	R=88,1*	P _s =0,004	R=83,6*	P _s =0,010
	61,0 ± 5,4	67,0 ± 4,2	55,7 ± 7,3	65,7 ± 4,7	57,7 ± 5,9	64,1 ± 4,3
14(Apikal Septal)	$\Delta=3,1\pm 1,4$	p=0,018	$\Delta=5,8\pm 3,9$	p=0,017	$\Delta=5,8\pm 3,4$	p=0,012
	R=83,0	P _s =0,011	R=79,5	P _s =0,018	R=75,2	P _s =0,032

Tablo 5 Devam. Sol ventrikül miyokardının segment bazında standart ve BTAD görüntü verileri arasındaki karşılaştırma ve ilişki dereceleri

	77,0 ± 4,4	81,7 ± 5,3	76,7 ± 5,2	82,3 ± 2,0	77,0 ± 5,5	78,3 ± 5,1
15(Apikal İinferior)	Δ=0,8± 3,1	p=0,011	Δ=-0,1± 5,0	p=0,018	Δ=-1,0± 5,1	p=0,527
	R=64,4	P _s =0,085	R=70,9	P _s =0,049	R=-12,0	P _s =0,778
	82,6 ± 6,9	76,7 ± 2,7	75,0 ± 8,5	71,5 ± 4,9	79,6 ± 8,8	69,7 ± 7,2
16(Apikal Lateral)	Δ=-11,0± 4,7	p=0,067	Δ=-11,5± 3,7	p=0,176	Δ=-14,1± 5,4	p=0,011
	R=6,0	P _s =0,887	R=59,5	P _s =0,120	R=70,8	P _s =0,050
	78,8 ± 3,1	73,2 ± 2,7	76,3 ± 3,4	72,7 ± 2,6	76,7 ± 2,0	68,5 ± 4,6
17(Apeks)	Δ=-10,6± 2,1	p=0,017	Δ=-12,6± 3,1	p=0,020	Δ=-12,4± 5,2	p=0,012
	R=21,3	P _s =0,612	R=59,4	P _s =0,121	R=63,4	P _s =0,091

P: Wilcoxon anlamlılık seviyesi, p<0,05

STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli

R(%): Spearman korelasyon katsayısı, Ps: Spearman korelasyonu anlamlılık seviyesi, *=p<0,01

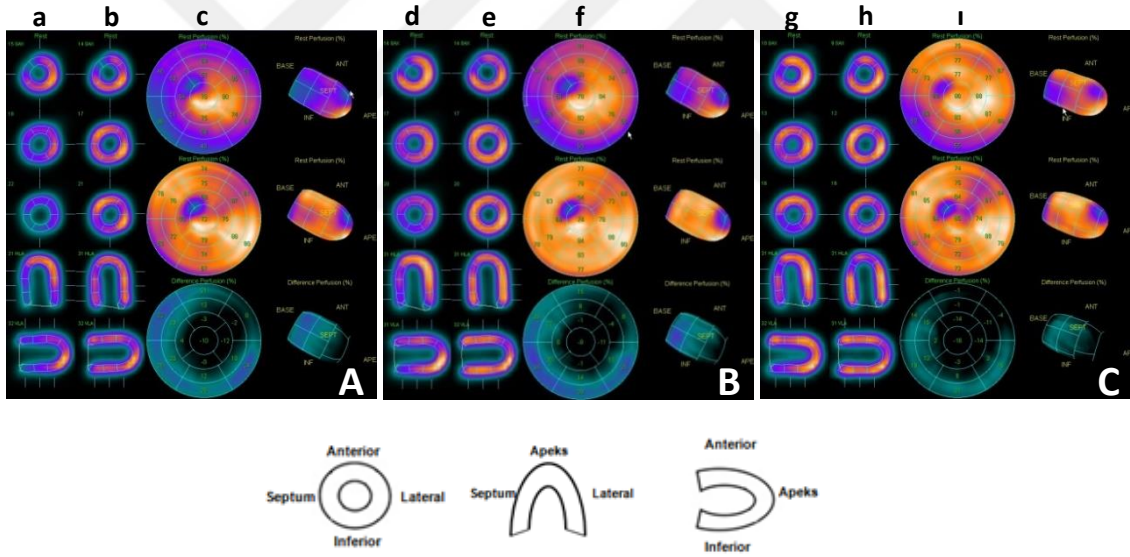
n: Gözlem sayısı, Δ=BTAD-STD

Yağ grubu görüntülemelerinde segment 7 (mid anterior), 12 (mid anterolateral), 13 (anteroapikal) ve 16 (Apikal lateral)'da STD ve BTAD görüntüleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken (p>0,05) diğer segmentlerde bu iki görüntünün verileri arasında anlamlı bir fark bulundu (p<0,05), (Tablo 5). Yağ grubu görüntülemelerinden elde edilen STD ve BTAD görüntü verileri arasında segment 2 (bazal anteroseptal), 13 (Anteroapikal), 14 (Apikal septal)'de çok güçlü bir ilişki (R=[0,81-0,83]) saptanırken segment 3 (bazal inferoseptal), 4 (bazal inferior), 6 (bazal anterolateral), 8 (mid anteroseptal), 15 (inferoapikal)'de iyi derecede (güçlü) bir ilişki tespit edildi (R=[0,51-0,64]), (Tablo 5).

Su grubu görüntülemelerinde sol ventrikül miyokardında yer alan segment 12 (mid anterolateral) ve segment 16 (Apikal lateral) dışındaki segmentlerde STD ve BTAD görüntü verileri arasında anlamlı bir farkın olduğu görüldü (p<0,05), (Tablo 5). Su grubu görüntülemelerinde segment 8 (mid anteroseptal), 9 (mid inferoseptal) ,10 (mid anterior), 13 (Anteroapikal), 14 (Apikal septal)'de STD ve BTAD görüntü verileri arasında çok iyi derecede (çok güçlü) bir ilişki olduğu anlaşıldı (R=[0,75-0,92]), (Tablo 5).

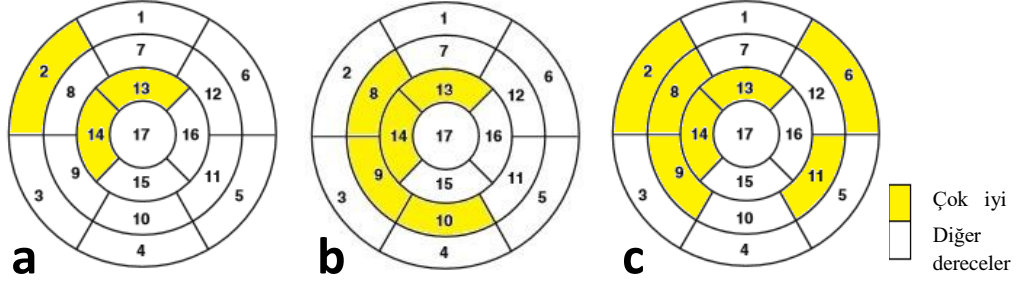
Sabun grubu görüntülenmelerinde segment 6 (bazal anterolateral), 12 (mid anterolateral), 13 (Anteroapikal) ve 15 (İnferoapikal)'de STD ve BTAD görüntü verileri arasında anlamlı bir fark izlenmezken ($p>0,05$) diğer segmentlerde anlamlı fark saptandı ($p<0,05$), (Tablo 5). Ayrıca STD ve BTAD görüntü verileri arasında segment 1 (bazal anterior)'de zayıf-orta derecede ($R=0,45$) ve segment 15 (İnferoapikal)'de çok zayıf bir ilişki ($R=0,12$) görülüyorken diğer segmentlerde çok iyi derecede ($R=[0,75-0,83]$) ve iyi derecede ($R=[0,50-0,70]$) ilişkiler göze çarpmaktadır (Tablo 5).

Her üç yoğunluk grubunda da apeks (segment 17) ve apikolateralde (segment 16) BTAD sonrası sayımlarda düşme saptandı. Ancak apekste tüm gruplarda Δ (BTAD-STD) değerleri anlamlı iken, apikolateral segmentte Δ sadece sabun grubunda anlamlı idi ($\Delta=-14,1 \pm 5,4$, $p<0,05$), (Şekil 38).



Şekil 38. BTAD sonrası apeks (segment17) ve apikolateral (segment 16)'daki görüntü verilerinde meydana gelen sayım azalmaları **A:** Yağ grubu (1300 ml hacimli) , **B:** Su grubu (400 ml hacimli) , **C:** Sabun grubu (400 ml hacimli), **a, d, g:** STD görüntü (Yukarıdan aşağıya doğru-koronar kesit (apeks, midventriküler, bazal), horizontal uzun eksen kesiti, vertikal uzun eksen kesiti), **b, e, h:** BTAD görüntü (Yukarıdan aşağıya doğru-koronar kesit (apeks, midventriküler, bazal), horizontal uzun eksen kesiti, vertikal uzun eksen kesiti), **c, f, i:** Polar harita ham veri normalizasyon değerleri (Yukarıdan aşağıya doğru- STD, BTAD, fark görüntüsü), **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenuasyon düzeltilmiş

Standart ve BTAD görüntü verileri arasında çok iyi derecede ($R=[0,75-0,92]$) ilişkisi bulunan segmentler şekil 39’da polar harita üzerinde gösterildi.



Şekil 39. Standart ve BTAD (Bilgisayar tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli) görüntü verileri arasında korelasyon derecelerinin gösterimi Yağ grubu (a), Su grubu (b), Sabun grubu (c), **Segment isimleri** (1: Bazal anterior, 2: Bazal anteroseptal, 3: Bazal inferoseptal, 4: Bazal inferior, 5: Bazal inferolateral, 6: Bazal anterolateral, 7: Mid anterior, 8: Mid anteroseptal, 9: Mid inferoseptal, 10: Mid inferior, 11: Mid İnferolateral, 12: Mid anterolateral, 13: Apikal anterior, 14: Apikal septal, 15: Apikal inferior, 16: Apikal lateral, 17: Apeks)

Segment 13 (Anteroapikal) ve segment 14 (Apikal septal)’de üç grupta da çok güçlü korelasyon görüldü. Ayrıca su ve sabun grubunda segment 8 (mid anteroseptal) ile segment 9 (mid inferoseptal)’da; yağ ve sabun grubunda segment 2 (Bazal anteroseptal)’de STD ile BTAD görüntü verileri arasında çok güçlü ilişkiler saptandı. Yoğunluğun arttıkça da korelasyon gösteren segment sayısının arttığı görüldü (Şekil 39).

Tablo 6. Standart ve BTAD görüntü verileri arasındaki ilişki derecelerinin segmentlere göre gruplandırılması

Balon modeli	R-Çok iyi			R-İyi			R-zayıf-orta	R- Çok zayıf
	Segment	R (%)	p	Segment	R (%)	p	Segment	Segment
Yağ				3	58,7	0,011	1	
				4	56,5	0,012	5	
				6	56,5	0,012	7	
				8	51,3	0,012	9	16
				15	64,4	0,011	10	17
Su				1	65,9	0,012		
				2	57,2	0,012		
				4	64,8	0,012	3	
				12	61,5	0,161	6	
				15	70,9	0,018	7	5
				16	59,5	0,176	11	
				17	59,4	0,020		
Sabun				3	65,5	0,012		
				4	56,3	0,012		
				5	53,9	0,012		
				7	50,6	0,017		
				10	62,6	0,012	1	15
				12	58,7	0,207		
				16	70,8	0,011		
				17	63,4	0,012		

P: Wilcoxon anlamlılık seviyesi, $p < 0,05$

R: Spearman korelasyon katsayısı

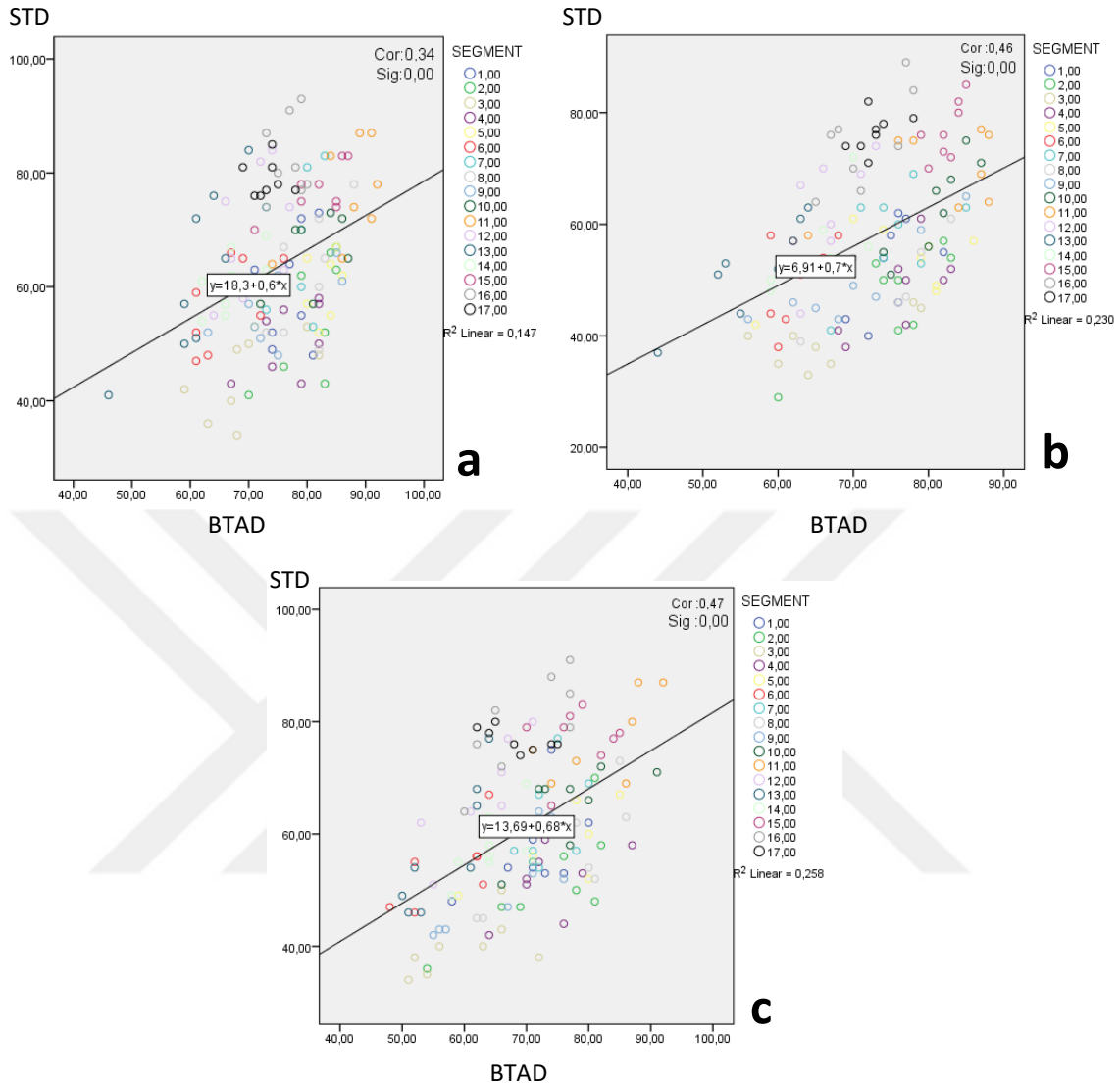
STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli

Yağ grubu görüntülemelerinin STD ve BTAD görüntü verileri arasında iyi derecede ilişkisi ($R=[0,51-0,64]$) bulunan tüm segmentlerde bu iki görüntünün segment sayımları arasında anlamlı bir fark vardır ($p < 0,05$). Segment 13 (Anteroapikal)'de STD ve BTAD görüntü verileri arasında çok iyi derecede ilişki ($R=0,85$) olmasına rağmen bu iki görüntünün segment sayımları arasında anlamlı bir fark görülmedi ($p > 0,05$). Standart ve BTAD görüntü verileri arasında çok iyi derecede ilişkisi ($R=[0,81-0,83]$) olan diğer segmentlerde ise anlamlı fark saptandı ($p < 0,05$), (Tablo 6).

Su grubu görüntülemelerinin STD ve BTAD görüntü sayımları arasında çok iyi derecede ilişkisi ($R=[0,75-0,92]$) olan segmentlerin hepsinde iki görüntünün sayımları arasında anlamlı bir fark saptandı ($p<0,05$). Segment 12 (mid anterolateral) ve segment 16 (Apikal lateral)'da STD ve BTAD görüntünün segment sayımları arasında iyi derecede ilişki (sırasıyla R değerleri 0,61 ve 0,59) olmasına rağmen anlamlı bir fark gözlenmezken ($p>0,05$) diğer iyi derecede ilişkiye ($R=[0,59-0,70]$) sahip segmentlerde anlamlı fark tespit edildi ($p<0,05$), (Tablo 6).

Sabun grubu görüntülemelerinde STD ve BTAD görüntü verileri arasında korelasyonu çok iyi derecede ($R=[0,75-0,83]$) olan segmentlerden sadece segment 6 (Bazal anterolateral) ve segment 13 (Anteroapikal) 'ün iki görüntü arası segment sayımlarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0,05$) diğer segmentlerde anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Standart ve BTAD görüntü verileri arasında iyi derecede korelasyona ($R=0,58$) sahip segment 12 (mid anterolateral) dışındaki tüm segmentlerde iki görüntünün segment sayımları arasında anlamlı bir fark saptandı ($p<0,05$), (Tablo 6).

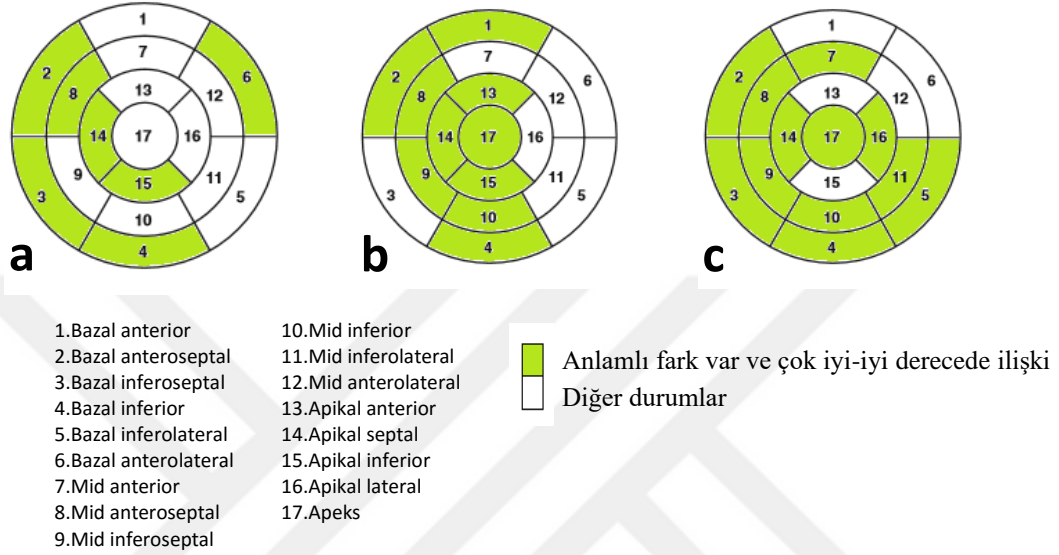
Standart ve BTAD görüntü verilerinin segmentler arasındaki ilişki dereceleri kullanılarak yağ, su ve sabun gruplarına ait ayrı ayrı korelasyon grafikleri oluşturuldu (Şekil 40).



Şekil 40. Standart ve BTAD görüntü verileri arasındaki korelasyon grafikleri Yağ grubu (a), Su grubu (b), Sabun grubu (c), **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli

Korelasyon grafiğinde işaretli noktaların doğrusal eğilim çizgisinin denklemine bakılarak eğimlerin büyüklük sıralamasının sırasıyla su, sabun ve yağ grupları olarak dizildiği görüldü. Ayrıca grafik çizimiyle oluşan Spearman korelasyon katsayı değerlerinin yağ grubu için 0,34; su grubu için 0,46; sabun grubu için 0,47 olduğu tespit edildi (Şekil 40).

Su, yağ ve sabun grubu görüntülemelerinin STD ile BTAD görüntü verileri arasında anlamlı fark olan segmentlerin çok iyi ve iyi derecede korelasyon ilişkisi bulunanları tablo 6'daki bilgiler kullanılarak polar harita üzerinde boyalı olarak işaretlendi (Şekil 41).



Şekil 41. Standart ve BT atenuasyon düzeltilmiş görüntü verileri arasındaki fark ve korelasyon derecelerinin gösterimi Yağ grubu (a), Su grubu (b), Sabun grubu (c), **BT:** Bilgisayarlı tomografi

Üç grupta ortak olarak segment 2 (Bazal anteroseptal), segment 8 (mid anteroseptal), segment 14 (Apikal septal) ve segment 4 (Bazal inferior)'de STD ve BTAD görüntü verileri arasında anlamlı fark saptanırken ($p < 0,05$) bu segmentlerde korelasyon derecelerinin de yüksek olduğu tespit edildi. Ayrıca yağ ve su grubunda segment 15 (İnferoapikal); yağ ve sabun grubunda segment 3 (Bazal inferoseptal); su ve sabun grubunda segment 9 (mid inferoseptal), segment 10 (mid inferior), segment 17 (apeks) 'de yüksek korelasyon dereceleri bulundu. Yoğunluğun arttıkça STD ile BTAD görüntü verileri arasında anlamlı fark olan ve korelasyon dereceleri yüksek segmentlerin sayısının arttığı gözlemlendi (Şekil 41). Yağ grubunda 7 segmentte, su grubunda 10 segmentte, sabun grubunda 12 segmentte anlamlı fark ve çok iyi- iyi derecede korelasyon izlendi.

4.1.1. Segment Bazında Farklı Yoğunluklu Grupların Karşılaştırılması

Yağ, su, sabun gruplarına ait BTAD ile STD görüntü arası farkların (Δ) segment bazında karşılaştırılması için Kruskal-Wallis testi uygulandı (Tablo 7).

Tablo 7. Segment bazında BTAD ile STD görüntü arası fark (Δ) değerlerinin üç grup arasındaki karşılaştırılması

Segment numaraları (Δ)	Yağ	Su	Sabun	P
	ORT \pm SS	ORT \pm SS	ORT \pm SS	
1 (Bazal Anterior)	16,5 \pm 8,7	20,6 \pm 7,3	14,3 \pm 6,9	0,347
2 (Bazal Anteroseptal)	26,2 \pm 7,1	28,2 \pm 5,5	24,2 \pm 5,1	0,586
3 (Bazal İnferoseptal)	26,3 \pm 4,6	27,7 \pm 6,7	23,0 \pm 4,9	0,259
4 (Bazal İnferior)	26,5 \pm 4,8	26,3 \pm 6,6	23,3 \pm 4,1	0,313
5 (Bazal İnferolateral)	21,1 \pm 3,8	18,5 \pm 11,2	13,2 \pm 8,6	0,184
6 (Bazal Anterolateral)	6,5 \pm 6,1	7,0 \pm 8,0	0,1 \pm 5,5	0,127
7 (Mid Anterior)	8,8 \pm 8,4	14,0 \pm 7,4	12,1 \pm 7,5	0,476
8 (Mid Anteroseptal)	17,6 \pm 6,4	21,3 \pm 3,8	21,5 \pm 5,5	0,368
9 (Mid İnferoseptal)	17,6 \pm 3,5	18,6 \pm 3,6	15,8 \pm 2,8	0,329
10 (Mid İnferior)	12,6 \pm 3,3	14,2 \pm 3,6	11,8 \pm 3,7	0,488
11 (Mid İnferolateral)	7,8 \pm 3,9	6,5 \pm 8,0	3,1 \pm 6,2	0,319
12 (Mid Anterolateral)	-2,1 \pm 7,5	-0,1 \pm 7,7	-6,0 \pm 6,5	0,239
13 (Apikal Anterior)	-5,0 \pm 7,4	0,1 \pm 3,3	-2,1 \pm 6,4	0,446
14 (Apikal Septal)	3,1 \pm 1,2	5,7 \pm 3,6	5,7 \pm 3,1	0,040
15 (Apikal İnferior)	0,7 \pm 2,8	-1,7 \pm 2,7	-1,0 \pm 4,8	0,316
16 (Apikal Lateral)	-11,0 \pm 4,3	-11,5 \pm 3,4	-14,1 \pm 5,0	0,227
17 (Apeks)	-10,6 \pm 1,9	-12,6 \pm 2,9	-12,3 \pm 4,8	0,414

p: Kruskal-Wallis anlamlılık seviyesi, $p < 0,05$

Δ =BTAD-STD, ORT: Ortalama, SS: Standart sapma

STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli

Tablo 7’de yağ, su, sabun grupları arasında sadece segment 14 (Apikal septal)’ de anlamlı bir fark görüldü ($p < 0,05$) ve grupların hangileri arasında fark olduğunu tespit edebilmek için Mann-Whitney U testi ile karşılaştırma yapıldı (Tablo 8).

Tablo 8. İkili gruplar arasında BTAD ile STD görüntü arası fark (Δ) değerlerinin karşılaştırılması

Karşılaştırılan gruplar (Δ)	p
Su-yağ	0,013
Su- sabun	0,597
Yağ- sabun	0,078

p: Mann-Whitney U anlamlılık seviyesi, $p < 0,05$

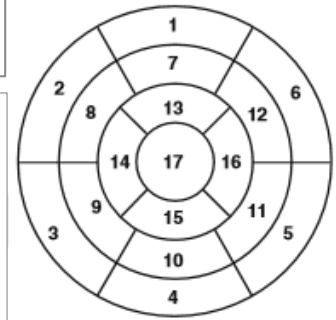
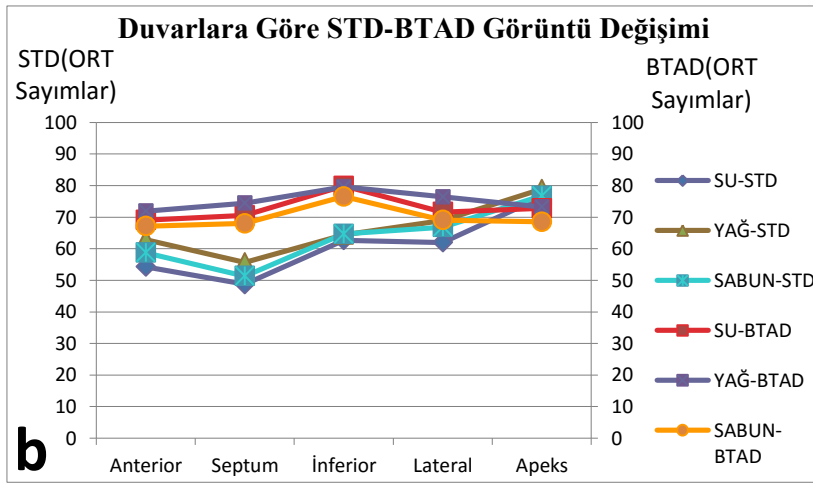
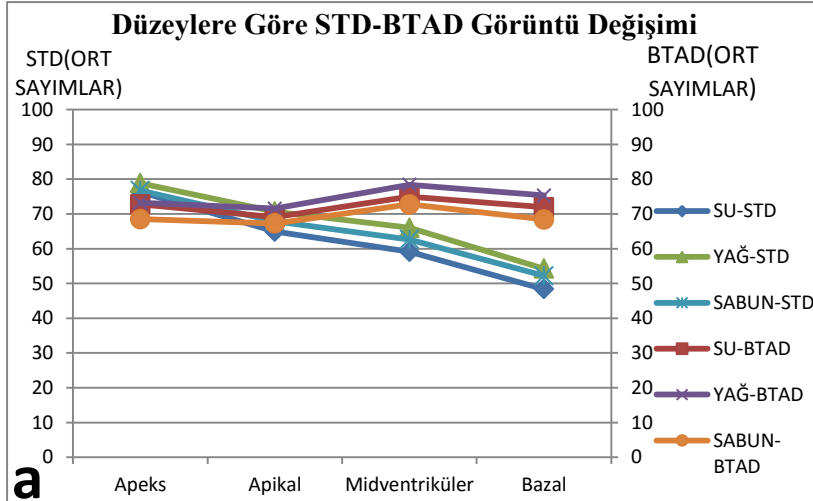
Δ =BTAD-STD, STD: Standart

BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenuasyon düzeltmeli

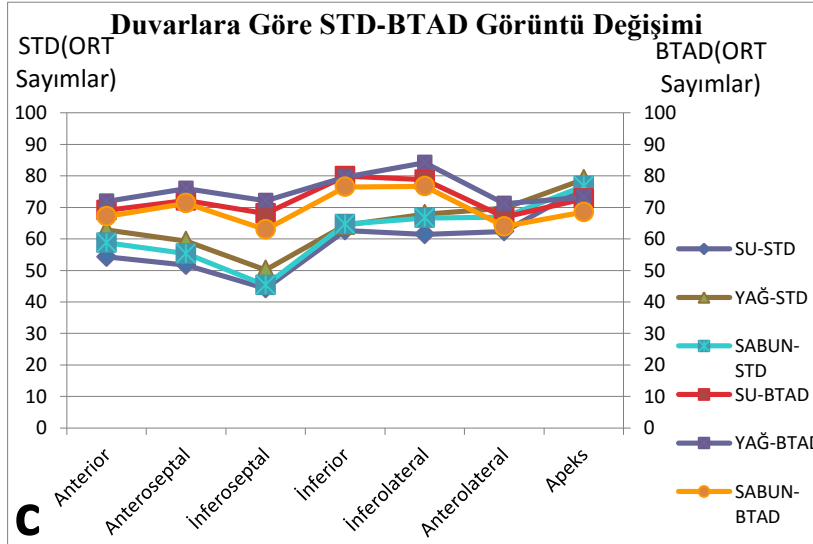
Su ve yağ grubu görüntülemelerinin Δ değerleri arasında anlamlı bir fark tespit edildi ($p < 0,05$), (Tablo 8).

4.1.2. Duvar ve Düzey Bazında Farklı Yoğunluklu Grupların Karşılaştırılması

Yağ, su ve sabun gruplarına ait STD ve BTAD görüntü ham data ortalama sayımlarının miyokardın düzey ve duvarlarına göre değişimi şekil 42’de gösterildi.



1. Bazal anterior
2. Bazal anteroseptal
3. Bazal inferoseptal
4. Bazal inferior
5. Bazal inferolateral
6. Bazal anterolateral
7. Mid anterior
8. Mid anteroseptal
9. Mid inferoseptal
10. Mid inferior
11. Mid inferolateral
12. Mid anterolateral
13. Apikal anterior
14. Apikal septal
15. Apikal inferior
16. Apikal lateral
17. Apex



Şekil 42. Standart ve BTAD görüntü ham data ortalama sayımlarının miyokarttaki değişimi düzeylere göre (a) duvarlara göre (b) (c) **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli, **ORT:** Ortalama, **Segment numaraları** (Septum: 2, 8, 3, 9, 14; lateral: 5, 6, 11, 12, 16)

Düzyey bazında incelendiğinde BTAD sonrasında tüm gruplarda bazal ve midventriküler düzeylerde sayım artışları meydana gelirken bazalden apekse doğru gidildikçe sayımlarda azalmalar olduğu izlendi. Duvarlara göre değişime bakıldığında ise anterior, septum ve inferiorda BTAD sonrası her üç grupta da paralel olarak sayım artışı izlenirken, apekte BTAD sonrası sayımlarda düşme, lateral duvarın ise heterojen bir değişim gösterdiği saptandı (Şekil 42).

Su, yağ ve sabun grubu görüntülemelerine ait Δ değerleri düzey bazında Kruskal-Wallis testi ile karşılaştırıldı (Tablo 9).

Tablo 9. Miyokardiyal düzey bazında Δ değerleri açısından üç grup arasındaki karşılaştırma

Düzyey (Δ)	Yağ ORT \pm SS	Su ORT \pm SS	Sabun ORT \pm SS	p
Apeks	-10,6 \pm 2,0	-12,6 \pm 3,1	-12,4 \pm 5,12	0,509
Apikal	-3,0 \pm 7,3	-1,4 \pm 7,5	-2,8 \pm 8,8	0,703
Midventriküler	10,4 \pm 9,1	12,4 \pm 9,6	9,8 \pm 10,7	0,297
Bazal	20,5 \pm 9,6	21,4 \pm 10,9	16,4 \pm 10,6	0,042

STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli
 Δ =BTAD-STD, ORT: Ortalama, SS: Standart sapma
p: Kruskal-wallis testi anlamlılık seviyesi, p<0,05

Tablo 9’da yapılan karşılaştırmada üç grup arasında sadece bazal düzeyde anlamlı bir fark olduğu görüldü (p<0,05). Bu farkın oluşmasına neden olan grupları tespit etmek için bazal düzeyde Mann-Whitney U testi ile ikili gruplar arası karşılaştırma yapıldı (Tablo 10).

Tablo 10. Bazal düzeyde ikili grupların karşılaştırılması

Karşılaştırılan gruplar (Δ)	p
Su-yağ	0,448
Su-Sabun	0,019 (R=67,3)
Yağ-Sabun	0,066

p: Mann-Whitney U testi anlamlılık seviyesi

R (%): Spearman korelasyon katsayısı

Δ =BTAD-STD, STD: Standart

BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli

Su ile sabun grubu görüntülemeleri arasında anlamlı bir fark saptandı ($p<0,05$). Bu iki grup arasında iyi derecede ilişki olduğu Spearman korelasyon analizi ile bulundu (Tablo 10).

Miyokardın duvar bazında yağ, su ve sabun gruplarının Δ değerleri arasında Kruskal-wallis testi ile üçlü karşılaştırma yapıldı (Tablo 11).

Tablo 11. Miyokardiyal duvar bazında Δ değerleri açısından üç grup arasındaki karşılaştırma

Duvar (Δ)	Yağ	Su	Sabun	p
	ORT \pm SS	ORT \pm SS	ORT \pm SS	
Anterior	6,8 \pm 12,4	11,6 \pm 10,9	8,1 \pm 10,3	0,377
Septum	18,2 \pm 10,0	20,4 \pm 9,6	18,2 \pm 8,2	0,416
İnferior	13,3 \pm 11,4	12,8 \pm 12,9	11,4 \pm 11,1	0,848
Lateral	4,5 \pm 12,2	4,1 \pm 12,9	-0,7 \pm 11,4	0,115
Apeks	-10,6 \pm 2,0	-12,6 \pm 3,1	-12,4 \pm 5,12	0,509

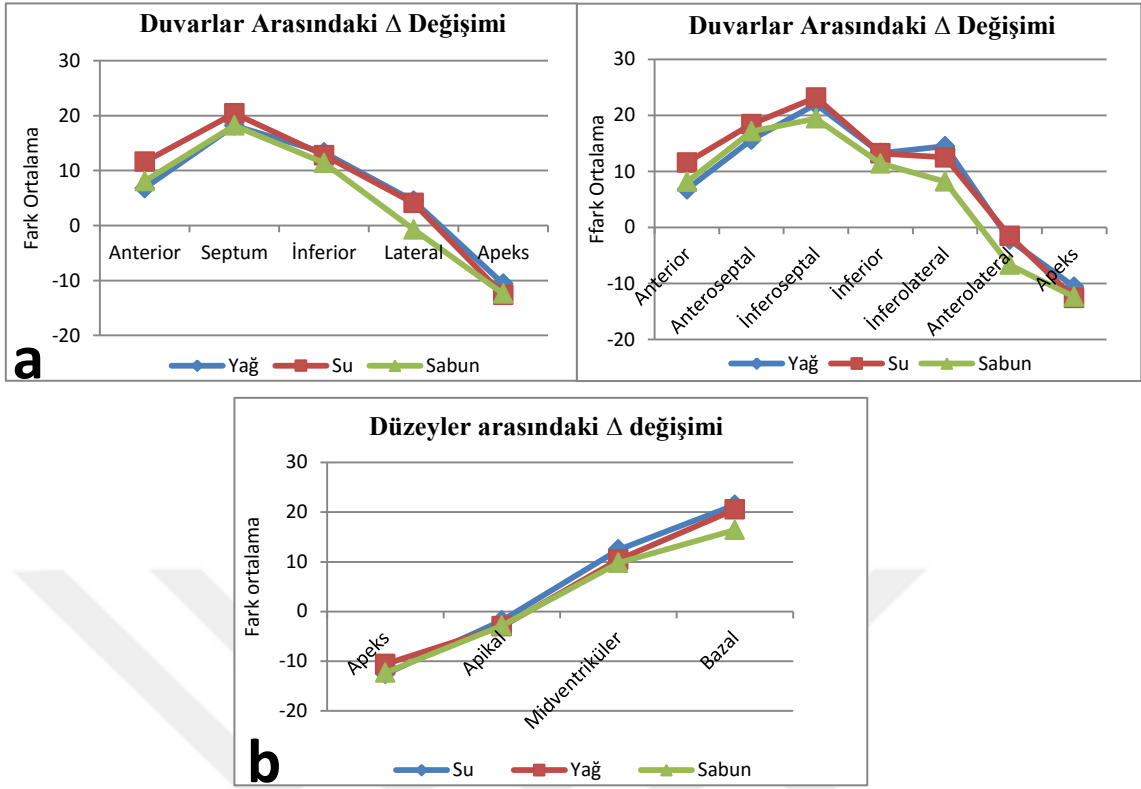
p: Kruskal-wallis anlamlılık seviyesi, $p<0,05$

STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli

Δ =BTAD-STD, ORT: Ortalama, SS: Standart sapma

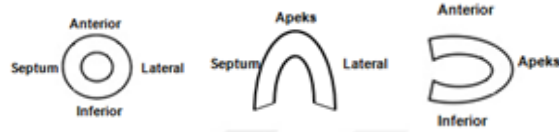
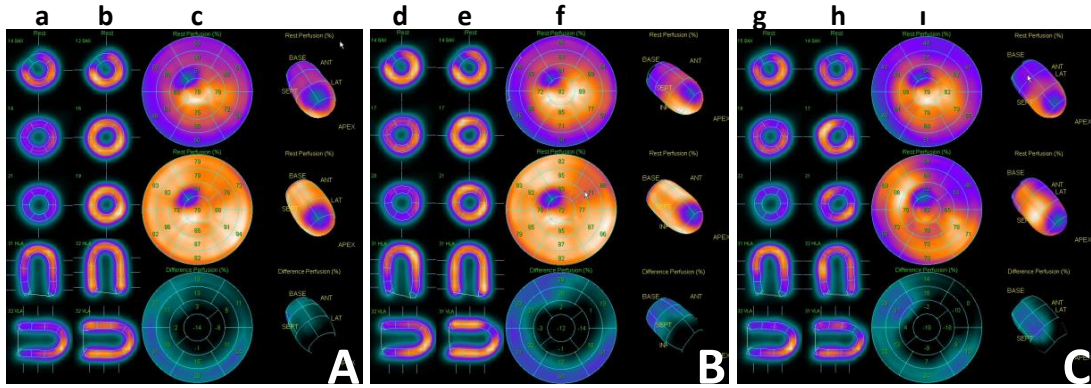
Tüm duvarlarda üç grup arasında anlamlı bir farkın bulunmadığı anlaşıldı (Tablo 11).

Yağ, su ve sabun gruplarına ait görüntülemelerin Δ değerlerinin düzey ve duvarlara göre değişimi tablo 9 ve tablo 11'deki bilgiler kullanılarak gösterildi (Şekil 43).



Şekil 43. Üç grup için Δ (BTAD-STD) değerlerinin duvarlara göre (a) ve düzeye göre (b) değişimi
STD: Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli, **Segment numaraları** (Septum: 2, 8, 3, 9, 14; lateral: 5, 6, 11, 12, 16; apikal: 13-16; midventriküler: 7-12; bazal: 1-6), **Segment isimleri** (1: Bazal anterior, 2: Bazal anteroseptal, 3: Bazal inferoseptal, 4: Bazal inferior, 5: Bazal inferolateral, 6: Bazal anterolateral, 7: Mid anterior, 8: Mid anteroseptal, 9: Mid inferoseptal, 10: Mid inferior, 11: Mid Inferolateral, 12: Mid anterolateral, 13: Apikal anterior, 14: Apikal septal, 15: Apikal inferior, 16: Apikal lateral, 17: Apeks)

Sol ventrikül miyokardında BT atenüasyon düzeltilmesi sonrası düzey bazındaki değişime bakıldığında her üç grupta da korele olarak bazale doğru gidildikçe farkın (BTAD- STD sayım farkı) arttığı görüldü. Duvar bazında incelendiğinde ise en yüksek farkın üç yoğunluk grubunda da septumda olduğu anlaşıldı. Apekte ortalama farkın üç grupta da birbirine yakın değerler ve eksi değerler aldığı gözlemlendi (Şekil 43). Apekten sonra lateral duvarda da BT atenüasyon düzeltme sonrası negatif değerler olabileceği görüldü. Üç gruba ait görüntüleme örneklerinin polar harita ve kesitsel görüntüleri şekil 44'de gösterildi.



Şekil 44. Görüntüleme örneklerine ait polar harita ve kesitsel gösterim **A:** Yağ grubu (400 ml hacimli), **B:** Su grubu (400 ml hacimli), **C:** Sabun grubu (700 ml hacimli) **a, d, g:** STD görüntü (Yukarıdan aşağıya doğru-koronal kesit (apeks, midventriküler, bazal), horizontal uzun eksen kesiti, vertikal uzun eksen kesiti), **b, e, h:** BTAD görüntü (Yukarıdan aşağıya doğru-koronal kesit (apeks, midventriküler, bazal), horizontal uzun eksen kesiti, vertikal uzun eksen kesiti), **c, f, ı:** Polar harita ham veri normalizasyon değerleri (Yukarıdan aşağıya doğru- STD, BTAD, fark görüntüsü), **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenuasyon düzeltilmeli

4.2. Farklı Boyutlu Grupların STD-BTAD Karşılaştırılması

Standart ile BTAD görüntü verileri arasında fark olup olmadığı Wilcoxon testi ile incelendi ve Spearman korelasyonu ile bu iki görüntü segment sayımlarının ilişki derecelerine bakıldı (Tablo 12).

Tablo 12. Farklı boyutlu model görüntülemelerinin STD ve BTAD görüntü verileri arasındaki karşılaştırmalar **Ba:** Bazal, **M:** Midventriküler, **Api:** Apikal, **A:** Anterior, **AS:** Anteroseptal, **İS:** İnfroseptal, **İ:** İnférieur, **İL:** İnférieur lateral, **AL:** Anterolateral, **Se:** Septal, **La:** Lateral

Segment numarası	400		700		1000		1300	
	STD ORT±SS	BTAD ORT±SS	STD ORT±SS	BTAD ORT±SS	STD ORT±SS	BTAD ORT±SS	STD ORT±SS	BTAD ORT±SS
1(Ba.A)	60,5±8,2 p=0,046 R=-38,2	77,5±2,7 Ps=0,454	53,8±9,9 p=0,027 R=31,9	72,8±8,0 Ps=0,538	56,1±10,3 p=0,028 R=25,7	75,2±5,9 Ps=0,623	55,0±8,5 p=0,028 R=-21,3	72,5±2,1 Ps=0,686
2(Ba.AS)	57,3±8,0 p=0,028 R=8,8	82,5±1,5 Ps=0,868	49,3±9,6 p=0,028 R=71,6	75,7±5,8 Ps=0,109	51,0±9,3 p=0,027 R=37,1	77,8±6,9 Ps=0,468	47,0±12,6 p=0,027 R=84,1	69,7±10,2 Ps=0,036
3(Ba.İS)	46,7±5,1 p=0,026 R=25,7	76,2±6,0 Ps=0,623	40,0±5,5 p=0,028 R=39,1	63,8±5,2 Ps=0,443	39,5±6,0 p=0,028 R=26,1	63,3±6,0 Ps=0,618	37,5±3,1 p=0,027 R=54,3	58,0±5,4 Ps=0,266
4(Ba.İ)	51,0±4,6 p=0,026 R=16,1	78,5±4,2 Ps=0,760	49,3±7,6 p=0,028 R=75,4	76,3±7,2 Ps=0,084	50,2±8,0 p=0,028 R=2,9	75,3±3,8 Ps=0,956	50,7±7,1 p=0,027 R=75,4	72,7±7,2 Ps=0,084
5(Ba.İL)	58,0±5,1 p=0,027 R=0	82,3±3,4 p=1,000	55,2±5,0 p=0,028 R=9,1	76,2±5,9 Ps=0,864	58,8±7,7 p=0,027 R=47,1	78,3±8,5 Ps=0,346	55,7±8,6 p=0,027 R=69,8	71,0±10,8 Ps=0,123
6(Ba.AL)	58,3±6,4 p=0,046 R=37,1	68,1±5,0 Ps=0,468	51,5±7,9 p=0,028 R=80,9	60,7±6,9 Ps=0,051	55,2±8,1 p=0,074 R=69,6	61,7±5,6 Ps=0,125	51,5±8,1 p=0,027 R=34,8	59,2±3,7 Ps=0,499
7(M.A)	66,0±7,4 p=0,046 R=-32,4	79,0±3,3 Ps=0,531	60,5±11,3 p=0,043 R=25,7	75,2±5,3 Ps=0,623	62,8±10,7 p=0,046 R=0	76,7±4,2 Ps=1,000	60,0±11,3 p=0,046 R=60,9	71,5±2,7 Ps=0,200
8(M.AS)	62,2±6,9 p=0,027 R=85,3	82,7±1,4 Ps=0,031	58,2±11,0 p=0,028 R=88,6	80,5±5,6 Ps=0,019	54,8±10,5 p=0,028 R=63,8	75,8±7,1 Ps=0,173	52,8±10,1 p=0,027 R=75,4	70,7±6,8 Ps=0,084
9(M.İS)	61,0±5,1 p=0,027 R=34,8	80,8±5,2 Ps=0,499	53,0±8,2 p=0,027 R=63,8	70,5±3,8 Ps=0,173	48,2±5,8 p=0,027 R=71,4	66,8±7,2 Ps=0,111	46,8±4,3 p=0,027 R=77,0	62,3±7,2 Ps=0,073

Tablo 12 Devam. Farklı boyutlu model görüntülemelerinin STD ve BTAD görüntü verileri arasındaki karşılaştırmalar **Ba:** Bazal, **M:** Midventriküler, **Api:** Apikal, **A:** Anterior, **AS:** Anteroseptal, **İS:** İnferoseptal, **İ:** İnferior, **İL:** İnferolateral, **AL:** Anterolateral, **Se:** Septal, **La:** Lateral

10(M.İ)	67,0±5,1	82,0±6,2	63,3± 8,2	79,0±7,5	63,0 ± 7,4	78,8±2,4	64,8 ± 9,1	77,8 ± 6,9
	p=0,028		p=0,028		p=0,027		p=0,027	
	R=29,4	Ps=0,572	R=48,6	Ps=0,329	R=-1,5	Ps=0,978	R=89,9	Ps=0,015
11(M.İL)	76,5±6,2	88,7±2,3	70,8± 8,7	81,3±7,1	75,5±10,1	84,0±7,9	71,8±10,1	77,2±11,0
	p=0,028		p=0,027		p=0,116		p=0,027	
	R=40,6	Ps=0,425	R=42,6	Ps=0,399	R=44,1	Ps=0,381	R=58,0	Ps=0,228
12(M.AL)	69,7±6,5	72,0±4,1	63,1±11,2	64,8±6,8	68,5±10,8	67,7±4,0	62,2±12,1	63,3 ± 4,4
	p=0,345		p=0,674		p=1,000		p=0,833	
	R=-8,7	Ps=0,870	R=48,6	Ps=0,329	R=54,3	Ps=0,266	R=50,0	Ps=0,312
13(Api.A)	61,8±9,2	63,2±1,9	54,3±15,8	56,3±8,5	57,0±11,3	58,2±5,1	55,7±12,9	54,7±7,1
	p=0,344		p=0,462		p=0,686		p=0,916	
	R=88,3	Ps=0,020	R=77,1	Ps=0,072	R=82,9	Ps=0,042	R=94,3*	Ps=0,005
14(Api.Se)	61,5±6,1	67,2±3,6	61,7 ± 7,4	69,2±2,3	53,8 ± 5,1	63,2±3,8	55,7 ± 3,7	63,0±4,8
	p=0,074		p=0,042		p=0,027		p=0,028	
	R=55,2	Ps=0,256	R=63,6	Ps=0,174	R=77,1	Ps=0,072	R=55,9	Ps=0,249
15(Api.İ)	80,3±4,6	83,5±2,6	75,3 ± 5,2	79,0±7,0	76,2 ± 2,7	82,2±3,3	75,8 ± 5,8	78,7±3,3
	p=0,225		p=0,207		p=0,046		p=0,168	
	R=29,4	Ps=0,572	R=40,6	Ps=0,425	R=-53,7	Ps=0,272	R=33,4	Ps=0,518
16(Api.La)	83,2±4,6	77,3±2,0	76,2 ± 9,8	70,7±5,1	81,0 ± 7,8	73,2±6,7	76,0±10,1	69,5±6,6
	p=0,058		p=0,138		p=0,111		p=0,046	
	R=-64,7	Ps=0,165	R=20,0	Ps=0,704	R=53,7	Ps=0,272	R=81,2	Ps=0,050
17(Apeks)	78,5±2,2	72,2±3,7	76,8 ± 4,8	70,2±4,4	76,3 ± 2,6	72,5±3,8	77,7 ± 2,2	71,2±4,6
	p=0,027		p=0,046		p=0,058		p=0,026	
	R=-54,4	Ps=0,264	R=20,3	Ps=0,700	R=53,0	Ps=0,280	R=-8,6	Ps=0,872

p: Wilcoxon anlamlılık seviyesi, p<0,05

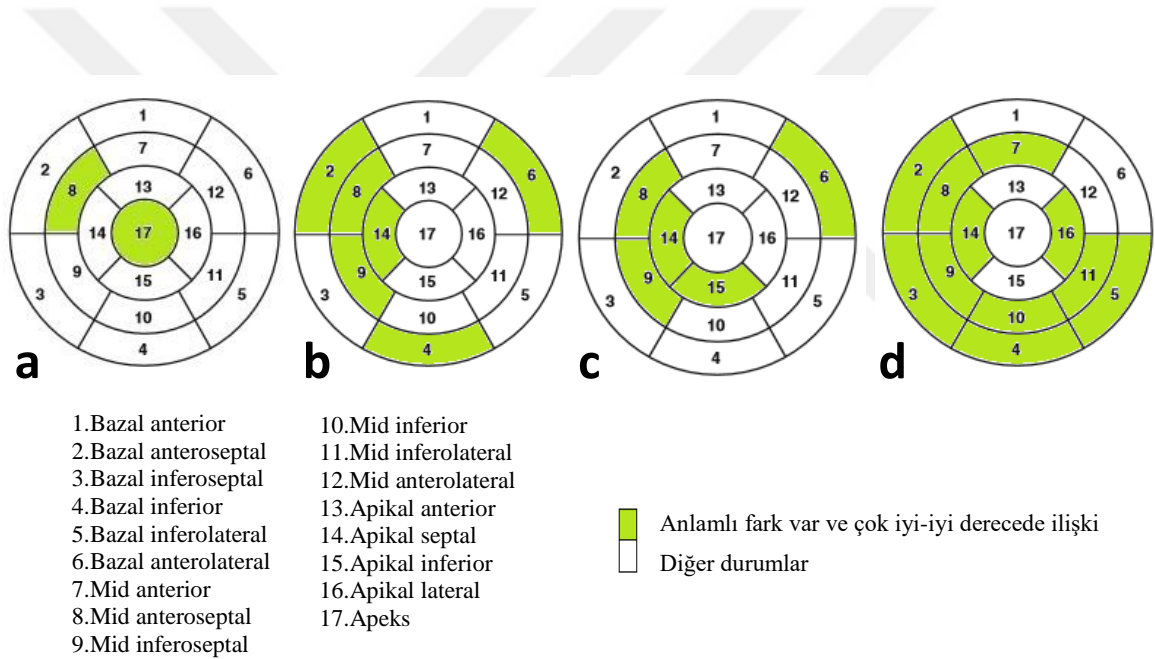
STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli,

Ps: Spearman korelasyonu anlamlılık seviyesi, *=Ps<0,01

R(%): Spearman korelasyon katsayısı

Farklı boyutlu grupların segment bazında yapılan genel karşılaştırmasında, dört grupta da STD ile BTAD görüntü verileri arasında segment 8 (Mid anteroseptal)'de anlamlı fark ve yüksek derecede korelasyon saptandı ($R=[0,63-0,88]$), ($p<0,05$), (Tablo 12). Ayrıca 700, 1000, 1300 gruplarının her birinin STD ile BTAD görüntü verileri arasında segment 9 (Mid inferoseptal) ve segment 14 (Apikal septal)'de anlamlı fark ve yüksek dereceli ilişki görüldü ($R=[0,55-0,77]$), ($p<0,05$), (Tablo 12). Apekte STD ve BTAD görüntü verileri arasında anlamlı fark ve iyi derecede korelasyon ($R=-0,54$) sadece 400 ml hacimli meme modellerinden oluşan grupta tespit edildi.

Tablo 12'de belirtilen STD ile BTAD görüntü verileri arasındaki anlamlı fark ve korelasyon dereceleri polar harita üzerinde renklendirilerek işaretlendi (Şekil 45).



Şekil 45. Farklı boyutlu görüntüleme gruplarının standart ile BT atenüasyon düzeltilmeli görüntü verileri arasındaki fark ve korelasyon derecelerinin gösterimi 400 (a), 700 (b), 1000 (c), 1300 (d) grubu

En küçük (400ml) hacme sahip grup dışında tüm gruplarda 8 (mid anteroseptal), 9 (mid inferoseptal) ve 14 (apikal septal) numaralı segmentlerde BTAD ve STD görüntüleme sayımlarının ortalamaları arasında anlamlı fark ($p<0,05$) ve beraberinde çok iyi- iyi derecede ilişki vardı ($R=[0,55-0,88]$). En büyük hacimli grupta BTAD ve STD sayım farkı olan segment sayısı en fazla idi (Şekil 45). Tüm gruplarda segment 8'de ortak

olarak BTAD ve STD sayımları arasında anlamlı fark ve yüksek korelasyon mevcuttu ($p<0,05$), ($R=[0,63-0,88]$), (Tablo 12).

4.2.1. Segment Bazında Farklı Boyutlu Grupların Karşılaştırılması

Yoğunluk farkı dikkate alınmadan oluşturulan farklı boyutlu grupların Δ değerleri segment bazında Kruskal-Wallis testi ile karşılaştırıldı (Tablo 13).

Tablo 13. Segment bazında farklı boyutlu model görüntülemelerinin Δ değerlerinin karşılaştırılması

Segment numaraları (Δ)	400	700	1000	1300	p
	ORT \pm SS	ORT \pm SS	ORT \pm SS	ORT \pm SS	
1(Bazal anterior)	15,2 \pm 10,5	18,0 \pm 7,2	17,8 \pm 8,0	17,7 \pm 9,2	0,976
2(Bazal anteroseptal)	25,5 \pm 7,9	27,0 \pm 5,4	27,2 \pm 7,6	25,3 \pm 5,8	0,926
3(Bazal inferoseptal)	29,8 \pm 7,2	25,2 \pm 5,1	25,2 \pm 5,9	22,7 \pm 4,5	0,338
4(Bazal inferior)	27,3 \pm 5,4	26,8 \pm 4,9	25,5 \pm 6,5	22,0 \pm 5,3	0,565
5(Bazal İnfrolateral)	24,0 \pm 5,9	18,2 \pm 8,2	16,5 \pm 11,7	11,8 \pm 8,3	0,130
6(Bazal anterolateral)	7,2 \pm 6,1	4,8 \pm 7,9	2,3 \pm 7,7	3,8 \pm 9,1	0,756
7(Mid anterior)	11,0 \pm 9,5	12,3 \pm 6,9	11,8 \pm 8,3	11,5 \pm 10,2	0,992
8(Mid anteroseptal)	19,3 \pm 5,5	22,0 \pm 6,4	20,5 \pm 7,0	18,8 \pm 5,1	0,792
9(Mid inferoseptal)	18,3 \pm 3,9	17,0 \pm 3,8	18,0 \pm 4,4	16,2 \pm 2,9	0,770
10(Mid inferior)	12,5 \pm 4,8	12,8 \pm 3,6	13,8 \pm 4,0	12,5 \pm 3,5	0,974
11(Mid İnfrolateral)	9,2 \pm 3,4	6,8 \pm 6,6	4,5 \pm 9,9	2,8 \pm 5,3	0,306
12(Mid anterolateral)	-1,7 \pm 5,9	-3,2 \pm 8,4	-5,0 \pm 7,6	-1,2 \pm 10,6	0,739
13(Apikal anterior)	-2,3 \pm 6,6	-1,8 \pm 7,1	-1,8 \pm 7,4	-3,3 \pm 6,7	0,977
14(Apikal septal)	2,7 \pm 3,2	4,0 \pm 1,8	7,0 \pm 2,6	5,8 \pm 3,7	0,121
15(Apikal inferior)	-1,7 \pm 2,1	0,3 \pm 6,7	1,7 \pm 3,1	-0,8 \pm 4,6	0,408
16(Apikal lateral)	-11,3 \pm 2,3	-12,0 \pm 6,5	-14,2 \pm 4,4	-11,3 \pm 4,9	0,589
17(Apeks)	-12,2 \pm 2,7	-14,2 \pm 4,0	-9,7 \pm 4,5	-11,5 \pm 2,2	0,224

p: Kruskal-wallis anlamlılık seviyesi, $p<0,05$, ORT: Ortalama, SS: Standart sapma
 STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli
 Δ =BTAD-STD

Farklı boyutlu model görüntülemelerinin Δ (BTAD-STD) değerleri arasında bütün segmentlerde farkın olmadığı gözlemlendi ($p>0,05$) (Tablo 13).

4.2.2. Duvar ve Düzey Bazında Farklı Boyutlu Grupların Karşılaştırılması

Gruplar arasında BTAD ile STD görüntü verileri arası fark (Δ) değerlerinin duvar ve düzey bazında karşılaştırılması için Kruskal-Wallis testi yapıldı (Tablo 14, Tablo 15).

Tablo 14. Duvar bazında farklı boyutlu model görüntülemelerinin Δ değerlerinin karşılaştırılması

Duvar (Δ)	400	700	1000	1300	p
	ORT \pm SS	ORT \pm SS	ORT \pm SS	ORT \pm SS	
Anterior	7,9 \pm 11,4	9,5 \pm 10,8	9,2 \pm 11,3	8,6 \pm 12,3	0,951
Septum	19,1 \pm 10,8	19,0 \pm 9,5	19,6 \pm 9,0	17,8 \pm 8,1	0,855
İnferior	12,7 \pm 12,8	12,4 \pm 12,9	13,7 \pm 10,9	11,2 \pm 10,5	0,954
Lateral	5,5 \pm 12,8	2,9 \pm 12,5	0,8 \pm 13,1	1,2 \pm 10,7	0,505
Apeks	-12,2 \pm 2,7	-14,2 \pm 4,0	-9,7 \pm 4,5	-11,5 \pm 2,2	0,224

p: Kruskal-wallis anlamlılık seviyesi, $p < 0,05$
STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli
 Δ =BTAD-STD, ORT: Ortalama, SS: Standart sapma

Miyokardın tüm duvarlarında farklı boyutlu model görüntülemelerinin Δ değerleri arasında fark saptanmadı ($p > 0,05$), (Tablo 14).

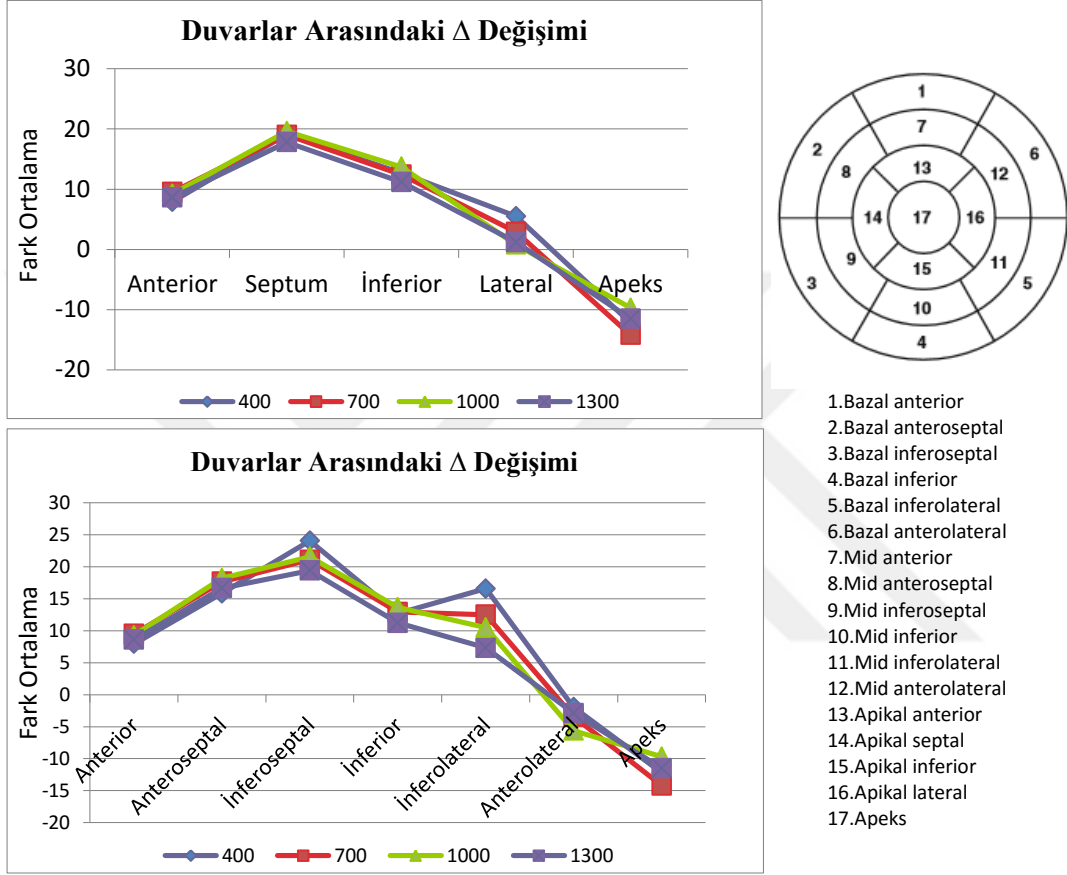
Tablo 15. Düzey bazında farklı boyutlu model görüntülemelerinin Δ değerlerinin karşılaştırılması

Düzey (Δ)	400	700	1000	1300	p
	ORT \pm SS	ORT \pm SS	ORT \pm SS	ORT \pm SS	
Bazal	21,5 \pm 10,4	20,0 \pm 9,9	19,1 \pm 11,4	17,2 \pm 10,0	0,365
Midventriküler	11,4 \pm 8,9	11,3 \pm 9,9	10,6 \pm 10,9	10,1 \pm 9,7	0,973
Apikal	-3,2 \pm 6,4	-2,9 \pm 7,8	-1,8 \pm 9,1	-2,4 \pm 7,9	0,798
Apeks	-12,2 \pm 2,7	-14,2 \pm 4,0	-9,7 \pm 4,5	-11,5 \pm 2,2	0,224

p: Kruskal-wallis anlamlılık seviyesi, $p < 0,05$
STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli
 Δ =BTAD-STD, ORT: Ortalama, SS: Standart sapma

Tüm düzeylerde grupların Δ değerleri arasında anlamlı fark bulunmadı (Tablo 15).

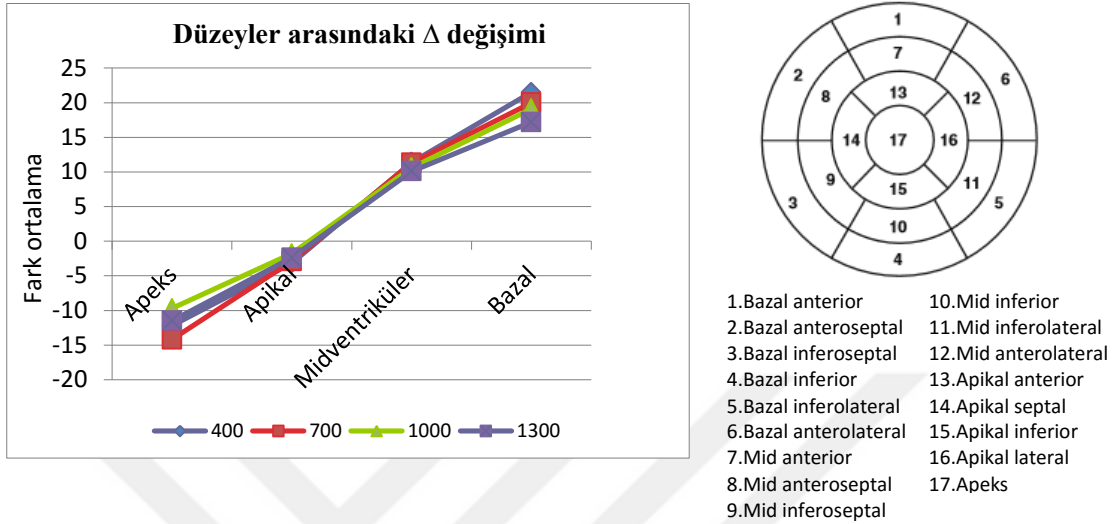
Farklı boyuttaki görüntüleme gruplarının Δ değerlerinin duvar ve düzeylere göre değişimi şekil 46 ve şekil 47’de gösterildi.



Şekil 46. Dört farklı boyuttaki görüntüleme grubunun Δ değerlerinin duvarlara göre değişimi **STD:** Standart görüntü, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenuasyon düzeltilmeli, $\Delta = \text{BTAD} - \text{STD}$, **Segment numaraları** (Anterior: 1, 7, 13; anteroseptal: 2, 8, 14; inferoseptal: 3, 9; septum: 2, 3, 8, 9, 14; inferior: 4, 10, 15; inferolateral: 5, 11; anterolateral: 6, 12, 16; lateral: 5, 6, 11, 12, 16; apeks: 17)

Duvar bazındaki değişime bakıldığında en fazla değişimin septumda en az değişimin ise lateral duvarda olduğu saptandı (Şekil 46). Tüm gruplarda apeksden bazale doğru

gittikçe BTAD ile STD görüntüler arasındaki sayım farklarının arttığı, apekte negatif değerler aldığı görüldü (Şekil 47).



Şekil 47. Dört farklı boyuttaki görüntüleme grubunun Δ değerlerinin düzeylere göre değişimi **STD:** Standart görüntü, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenuasyon düzeltilmeli, $\Delta = \text{BTAD} - \text{STD}$, **Segment numaraları** (Apeks: 17; apikal: 13-16; midventriküler: 7-12; bazal: 1-6)

Miyokart duvarları açısından STD ile BTAD görüntüler arası farkların (Δ) ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı (Tablo 16).

Tablo 16. Miyokardiyal duvar bazında Δ değerleri

Görüntülenen balon modeli (Δ)	Anterior ORT \pm SS	Septum ORT \pm SS	İnferior ORT \pm SS	Lateral ORT \pm SS	Apeks ORT \pm SS
Su 400	12,8 \pm 12,0	22,0 \pm 12,5	15,2 \pm 14,5	6,9 \pm 14,4	-10,0 \pm 2,8
Su 700	11,5 \pm 10,2	19,9 \pm 9,0	15,5 \pm 11,3	6,5 \pm 11,2	-15,0 \pm 0,0
Su 1000	9,6 \pm 10,2	21,4 \pm 9,5	14,8 \pm 12,5	3,6 \pm 14,9	-13,5 \pm 4,9
Su 1300	12,3 \pm 13,4	18,1 \pm 8,0	8,5 \pm 12,5	-0,7 \pm 11,1	-12,0 \pm 2,8
Yağ 400	6,7 \pm 8,7	16,8 \pm 9,2	10,8 \pm 12,8	6,2 \pm 11,4	-13,0 \pm 1,4
Yağ 700	8,2 \pm 15,3	18,9 \pm 11,1	16,2 \pm 12,6	6,3 \pm 12,4	-9,5 \pm 2,1
Yağ 1000	7,5 \pm 15,7	19,5 \pm 11,3	14,5 \pm 12,2	3,2 \pm 13,6	-9,0 \pm 1,4

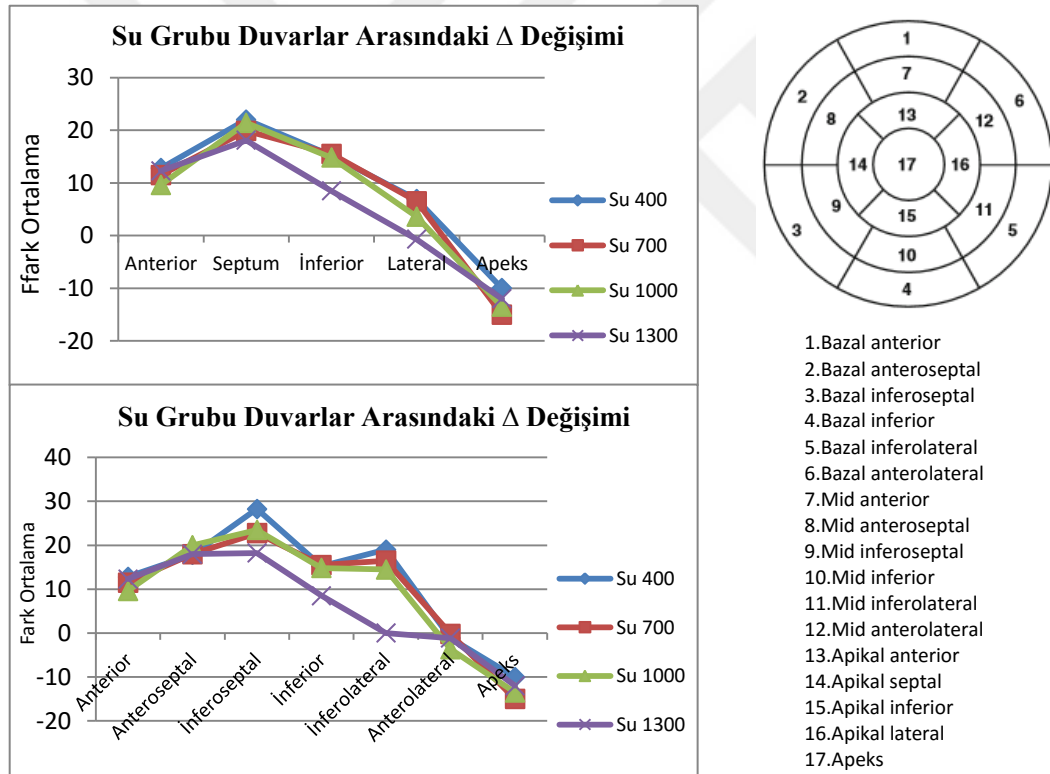
Tablo 16 Devam. Miyokardiyal duvar bazında Δ değerleri

Yağ 1300	4,8 ± 11,9	17,6 ± 9,7	11,7 ± 10,4	2,2 ± 12,5	-11,0 ± 1,4
Sabun 400	4,3 ± 13,3	18,6 ± 11,1	12,2 ± 13,3	3,3 ± 13,6	-13,5 ± 3,5
Sabun 700	8,8 ± 7,4	18,3 ± 9,2	8,3 ± 13,1	-4,0 ± 11,8	-18,0 ± 1,4
Sabun1000	10,7 ± 8,6	17,8 ± 5,8	11,7 ± 9,9	-4,3 ± 10,1	-6,5 ± 4,9
Sabun1300	8,7 ± 12,5	17,6 ± 7,2	13,5 ± 9,9	2,1 ± 9,0	-11,5 ± 3,5

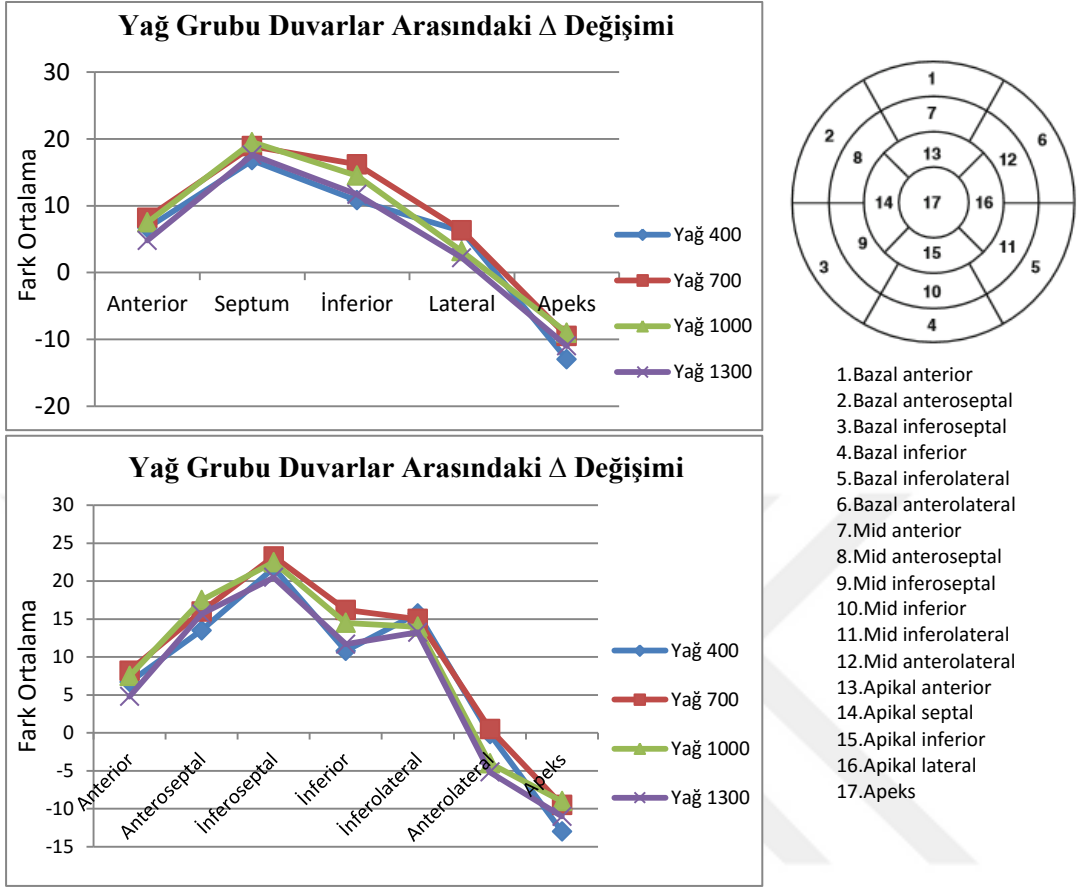
ORT: Ortalama, SS: Standart sapma

STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli, Δ =BTAD-STD

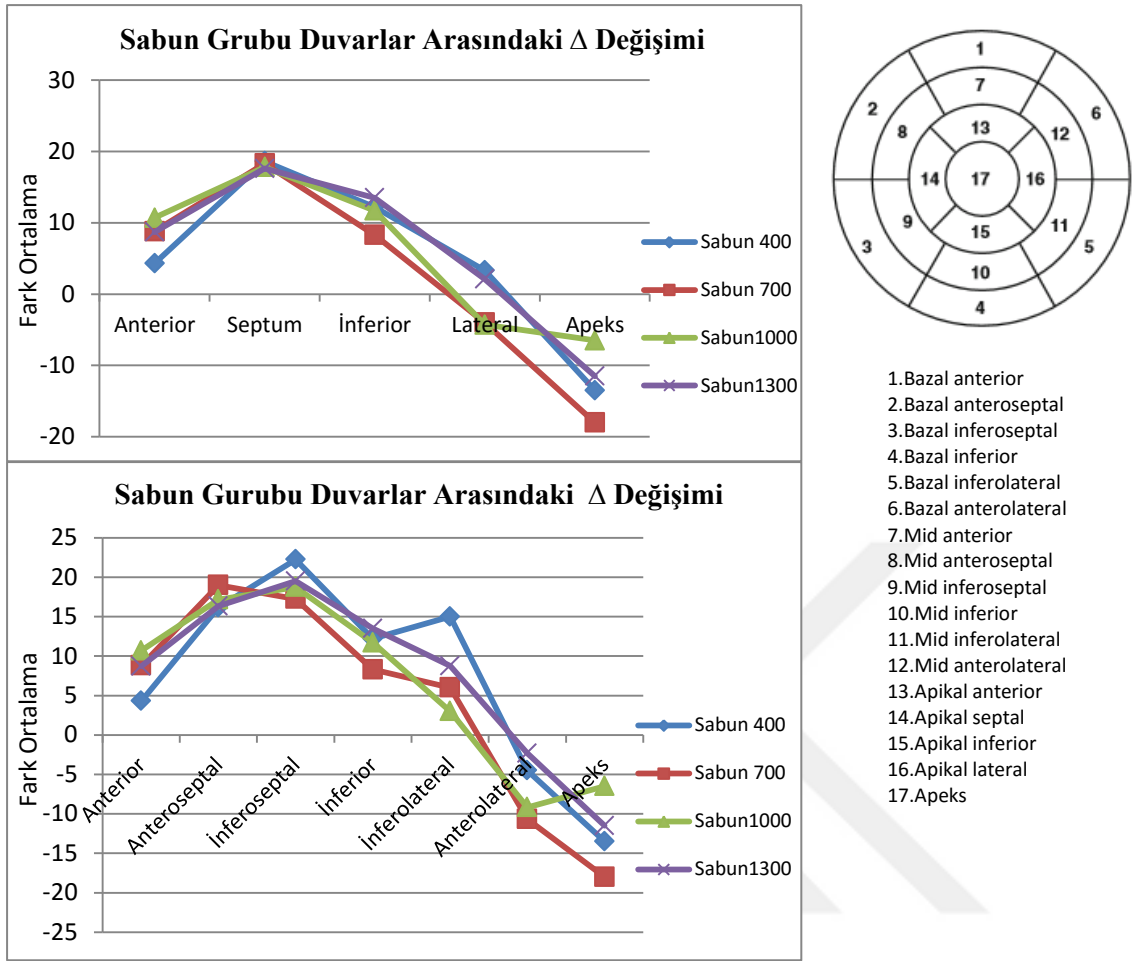
Miyokardın duvarlarına göre Δ değerlerinin değişimi tablo 16'daki veriler yardımıyla grafikler üzerinde gösterildi (Şekil 48, Şekil 49, Şekil 50).



Şekil 48. Su grubu farklı boyutlu model görüntülemelerine ait Δ değerlerinin duvarlara göre değişimi Δ =BTAD-STD, **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli, **Segment numaraları** (Anterior: 1, 7, 13; anteroseptal: 2, 8, 14; inferoseptal: 3, 9; septum: 2, 3, 8, 9, 14; inferior: 4, 10, 15; inferolateral: 5, 11; anterolateral: 6, 12, 16; lateral: 5, 6, 11, 12, 16; apeks: 17)

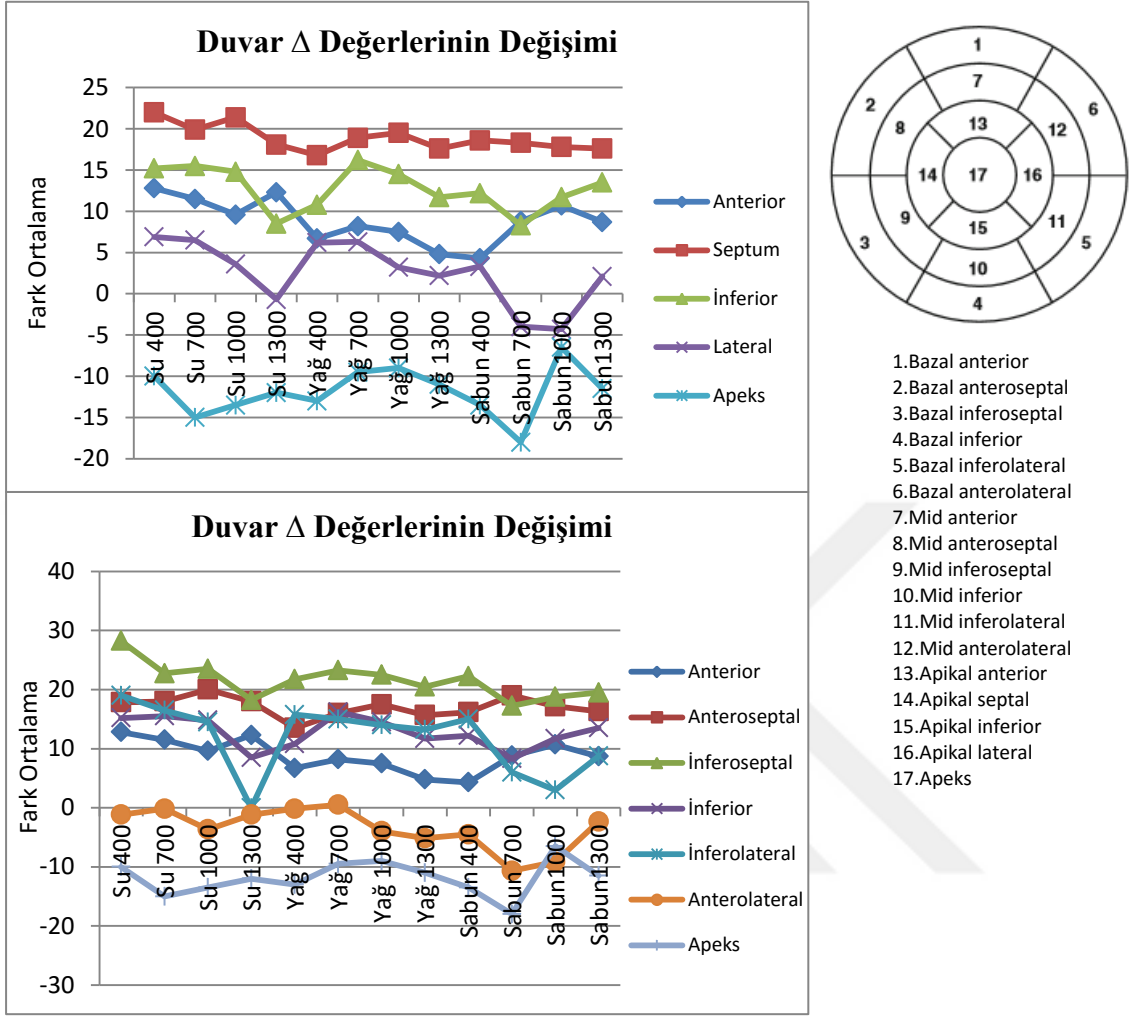


Şekil 49. Yağ grubu farklı boyutlu model görüntülemelerine ait Δ değerlerinin duvarlara göre değişimi $\Delta = \text{BTAD} - \text{STD}$, **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli, **Segment numaraları** (Anterior: 1, 7, 13; anteroseptal: 2, 8, 14; inferoseptal: 3, 9; septum: 2, 3, 8, 9, 14; inferior: 4, 10, 15; inferolateral: 5, 11; anterolateral: 6, 12, 16; lateral: 5, 6, 11, 12, 16; apeks: 17)



Şekil 50. Sabun grubu farklı boyutlu model görüntülemelerine ait Δ değerlerinin duvarlara göre değişimi $\Delta = \text{BTAD} - \text{STD}$, **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli, **Segment numaraları** (Anterior: 1, 7, 13; anteroseptal: 2, 8, 14; inferoseptal: 3, 9; septum: 2, 3, 8, 9, 14; inferior: 4, 10, 15; inferolateral: 5, 11; anterolateral: 6, 12, 16; lateral: 5, 6, 11, 12, 16; apeks: 17)

Şekil 48, 49, 50'de ayrı ayrı grafiklerde gösterilen miyokardın duvarlarına göre boyutların birbiri arasındaki karşılaştırma şekil 51'de aynı grafik üzerinde gösterildi.



Şekil 51. Miyokart duvarlarının Δ değerlerinin farklı boyutlu model görüntülemeleri arasındaki değişimi $\Delta = \text{BTAD} - \text{STD}$, **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltilmeli, **Segment numaraları** (Anterior: 1, 7, 13; anteroseptal: 2, 8, 14; inferoseptal: 3, 9; septum: 2, 3, 8, 9, 14; inferior: 4, 10, 15; inferolateral: 5, 11; anterolateral: 6, 12, 16; lateral: 5, 6, 11, 12, 16; apeks: 17)

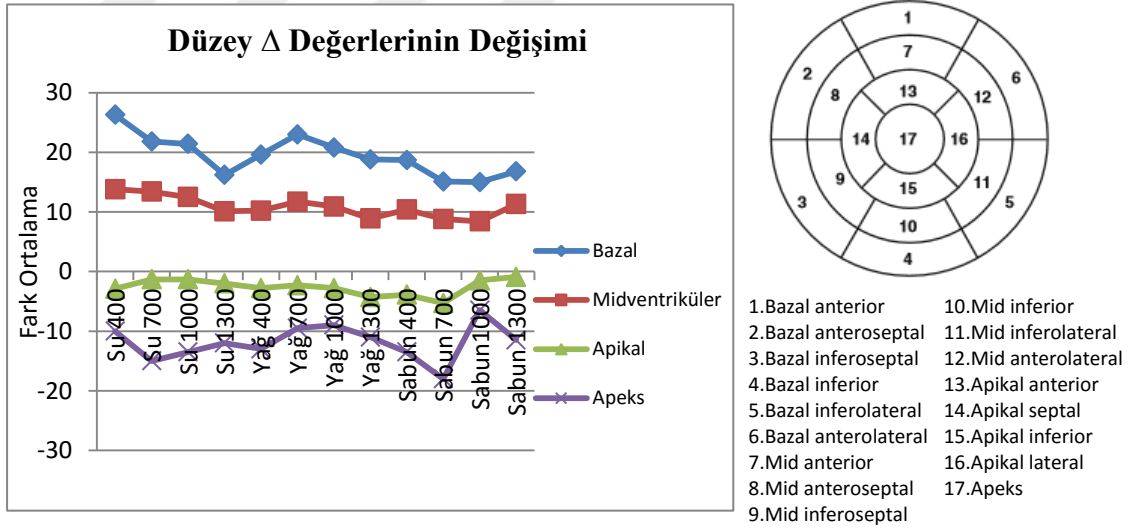
Miyokardın düzeylerinin STD ile BTAD görüntü verileri arası farklarının (Δ) tablo 17'de gösterilen ortalama değerleri kullanılarak Δ değerlerinin görüntülemeler arasındaki değişimine bakıldı (Şekil 52).

Tablo 17. Miyokardiyal düzey bazında Δ değerleri

Görüntülenen balon modeli (Δ)	Bazal ORT \pm SS	Midventriküler ORT \pm SS	Apikal ORT \pm SS	Apeks ORT \pm SS
Su 400	26,3 \pm 9,3	13,8 \pm 8,9	-2,9 \pm 6,6	-10,0 \pm 2,8
Su 700	21,8 \pm 8,3	13,4 \pm 7,7	-1,3 \pm 5,9	-15,0 \pm 0,0
Su 1000	21,4 \pm 11,5	12,5 \pm 11,2	-1,3 \pm 8,4	-13,5 \pm 4,9
Su 1300	16,2 \pm 12,7	10,1 \pm 10,8	-2,0 \pm 8,7	-12,0 \pm 2,8
Yağ 400	19,6 \pm 8,1	10,2 \pm 6,5	-2,8 \pm 5,5	-13,0 \pm 1,4
Yağ 700	23,0 \pm 9,2	11,7 \pm 9,4	-2,3 \pm 8,2	-9,5 \pm 2,1
Yağ 1000	20,8 \pm 12,1	10,9 \pm 11,5	-2,8 \pm 8,8	-9,0 \pm 1,4
Yağ 1300	18,8 \pm 9,3	8,9 \pm 9,2	-4,3 \pm 7,5	-11,0 \pm 1,4
Sabun 400	18,7 \pm 12,7	10,4 \pm 10,9	-3,9 \pm 7,7	-13,5 \pm 3,5
Sabun 700	15,1 \pm 11,3	8,8 \pm 12,3	-5,3 \pm 9,3	-18,0 \pm 1,4
Sabun1000	15,0 \pm 10,5	8,4 \pm 10,8	-1,5 \pm 11,1	-6,5 \pm 4,9
Sabun 1300	16,8 \pm 8,4	11,3 \pm 9,6	-0,9 \pm 8,1	-11,5 \pm 3,5

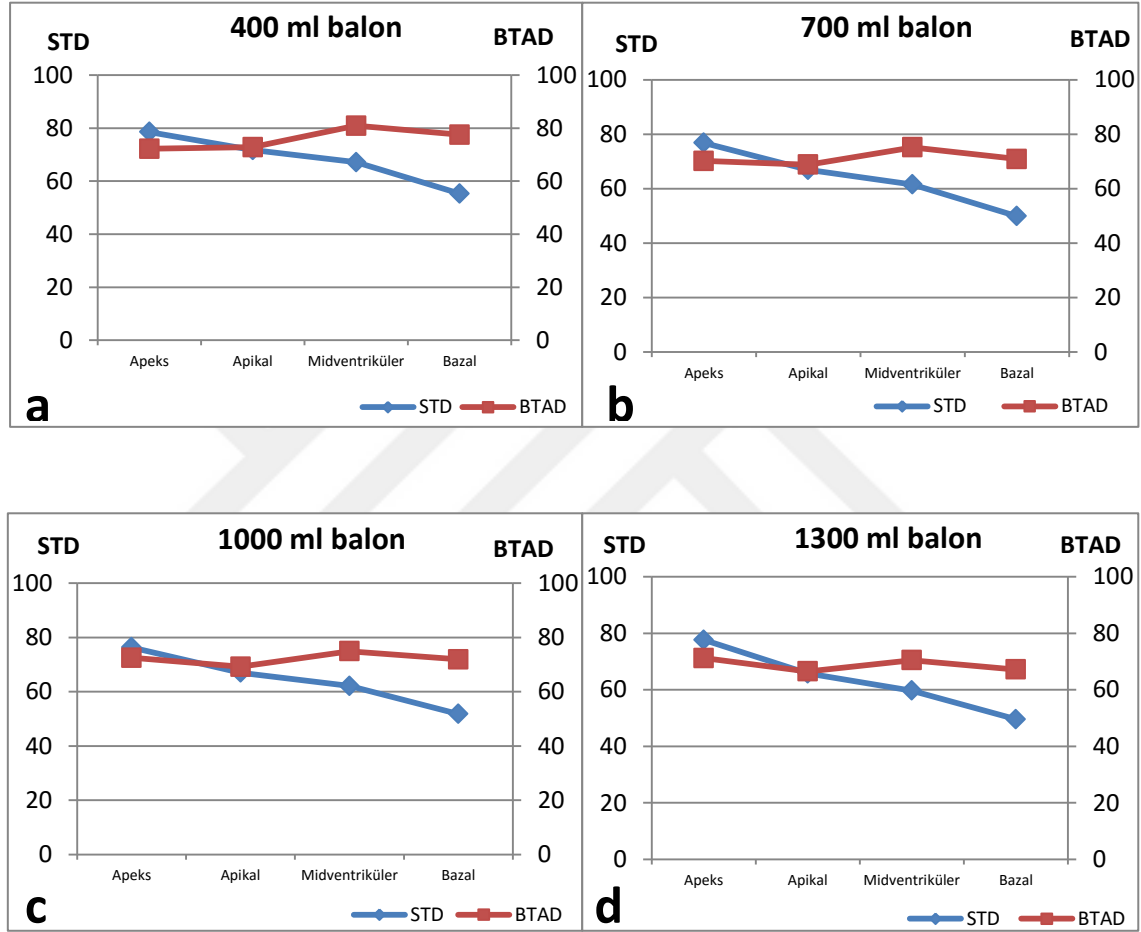
Δ =BTAD-STD, ORT: Ortalama, SS: Standart sapma

STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenuasyon düzeltilmeli



Şekil 52. Miyokart düzeylerinin Δ değerlerinin farklı boyutlu model görüntülemeleri arasındaki değişimi Δ =BTAD-STD, **STD:** Standart, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenuasyon düzeltilmeli, **Segment numaraları** (Apeks: 17; apikal: 13-16; midventriküler: 7-12; bazal:1-6)

Görüntülemeler yoğunluk farkı göz ardı edilerek kullanılan modelin boyutlarına göre 400, 700, 1000 ve 1300 olarak gruplandırıldı ve düzey bazında STD ile BTAD görüntüler karşılaştırıldı (Tablo 18). Bu değerler kullanılarak çizilen grafiklerde apeksten bazale doğru STD ve BTAD görüntülerin değişimi izlendi (Şekil 53, Şekil 54).

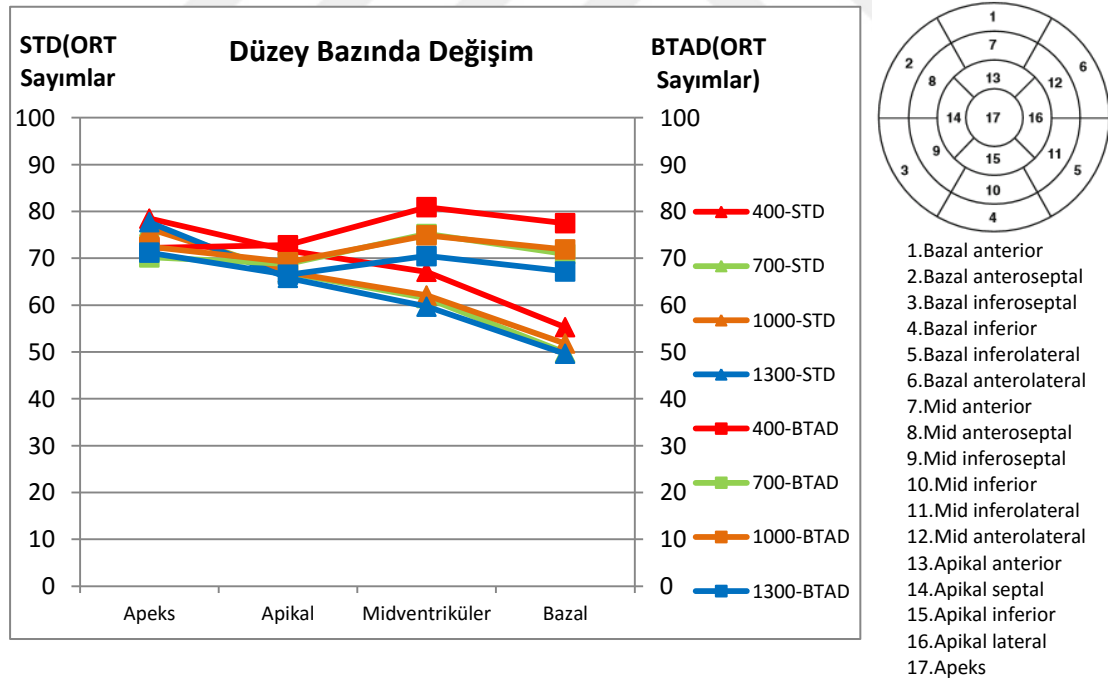


Şekil 53. Apeksten bazale doğru STD ve BTAD görüntü verilerinin değişimi **STD:** Standart görüntü, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenuasyon düzeltilmiş 400 ml model (a), 700 ml model (b), 1000 ml model (c), 1300 ml model (d), **Segment numaraları** (Apeks: 17; apikal: 13-16; midventriküler: 7-12; bazal: 1-6), **Segment isimleri** (1: Bazal anterior, 2: Bazal anteroseptal, 3: Bazal inferoseptal, 4: Bazal inferior, 5: Bazal inferolateral, 6: Bazal anterolateral, 7: Mid anterior, 8: Mid anteroseptal, 9: Mid inferoseptal, 10: Mid inferior, 11: Mid İnferolateral, 12: Mid anterolateral, 13: Apikal anterior, 14: Apikal septal, 15: Apikal inferior, 16: Apikal lateral, 17: Apeks)

Tablo 18. Grupların standart ve BTAD görüntü verilerinin düzey bazındaki karşılaştırılması

Düzye	400		700		1000		1300	
	STD	BTAD	STD	BTAD	STD	BTAD	STD	BTAD
	ORT± SS	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS	ORT ± SS
Apeks	78,5 ± 2,2	72,2 ± 3,7	76,8 ± 4,8	70,2 ± 4,4	76,3 ± 2,6	72,5 ± 3,8	77,7 ± 2,2	71,2 ± 4,6
	p=0,027		p=0,046		p=0,058		p=0,026	
Apikal	71,7 ± 11,9	72,8 ± 8,6	66,9 ± 13,5	68,8 ± 10,1	67,0 ± 13,9	69,2 ± 10,5	65,8 ± 13,3	66,5 ± 10,4
	p=0,402		p=0,255		p=0,322		p=0,567	
Midventriküler	67,1 ± 7,8	80,9 ± 6,3	61,5 ± 10,7	75,2 ± 8,3	62,1 ± 12,5	74,9 ± 8,2	59,7 ± 12,3	70,5 ± 8,9
	p=0,000		p=0,000		p=0,000		p=0,000	
Bazal	55,3 ± 7,7	77,5 ± 6,2	49,9 ± 8,8	70,9 ± 8,8	51,8 ± 10,0	71,9 ± 9,0	49,6 ± 9,9	67,2 ± 9,2
	p=0,000		p=0,000		p=0,000		p=0,000	

p: Wilcoxon anlamlılık seviyesi, p<0,05, ORT: Ortalama, SS: Standart sapma
STD: Standart, BTAD: Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli



Şekil 54. Dört farklı boyuttaki model görüntülemesinin STD ve BTAD görüntü verilerinin apeksten bazale doğru değişimi **STD:** Standart görüntü, **BTAD:** Bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmeli, **ORT:** Ortalama, **Segment numaraları** (Apeks: 17; apikal: 13-16; midventriküler: 7-12; bazal: 1-6)

5. TARTIŞMA

Nükleer tıp doktorları için SPECT ve BT sistemlerinin kombinasyonu ile tek görüntüleme yapılarak elde edilen anatomik ve fonksiyonel görüntülerin birleşimi teşhis ve tedavi planlamasında oldukça değerli bir araç olmuştur (Patton ve Turkington, 2008). Bu kombinasyondaki BT sistemleri miyokart perfüzyon görüntüleme sırasında meme dokusundan kaynaklı olarak kalbin kesit görüntülerinde meydana gelen atenüasyon artefaktlarını düzeltme işlemi de görmektedir. Meme atenüasyonu memenin pozisyonuna bağlı olarak miyokardın özellikle anterior, anteroseptal ve lateral duvarlarda tespit edilen aktivite sayımlarını azaltmaktadır. Meme kaynaklı yumuşak doku atenüasyonu kadınlardaki miyokart perfüzyon çalışmalarının % 40 oranında artefakt oluşturmaktadır (Heller, 2014). Düzeltme olmaksızın atenüasyon ile azalan aktivite sayımları miyokart perfüzyon sintigrafisinde yanlış pozitif iskemisi yorumlarına neden olarak invazif bir işlem olan gereksiz koroner anjiografinin uygulanmasına sebebiyet vermektedir (Strydhorst, 2013).

Bu çalışmada, miyokart perfüzyon SPECT/BT uygulamasında özellikle kadın hastalarda sorun oluşturabilecek farklı boyut ve yoğunluktaki meme dokusu atenüasyonunun, perfüzyon görüntülerine olan etkileri ve BT atenüasyon düzeltmesi sonrası bu etkilerin sonuçları fantom deneyleri yapılarak incelendi. Bu incelemede kardiyak fantoma eklenen farklı yoğunluk ve boyutta olan meme modelleri kullanıldı. Bilgimiz dahilinde, literatür taramasında SPECT/BT uygulamasında kullanılan kardiyak fantomun yoğunluk ve boyut bakımından farklı kombinasyonlarda oluşturulmuş meme modelleriyle birleştirilmesi sonucu ortaya çıkan yumuşak doku atenüasyonundaki etkileri direk olarak inceleyen bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

Bir çalışmada Purser ve ark., (2008) antropomorfik torso fantomun kalp bölümüne 10 MBq (0,27mCi) Tc-99m radyonüklidi yerleştirmişler ve fantoma memeyi temsil eden materyal olarak farklı boyutlu tuzlu su torbaları ekleyerek BT atenüasyon düzeltmesi sonrası oluşan apikal incelme üzerine araştırmada bulunmuşlardır. Bu araştırma sonucunda apikal defektin şiddeti ve meme boyutu arasındaki ilişkiden yola çıkarak artefaktın oluşumundan meme materyalinin ya da meme materyaline doldurulan aktivitenin sorumlu olduğu belirtilmiştir. Apikal incelmenin anatomik bir özellik olmadığı ama atenüasyon düzeltmesi sonrası meydana gelebilen bir artefakt olduğu ifade edilmiştir. Apikal incelmenin görülmesi klinik olarak dikkate alınmamasına

rağmen böyle bir artefaktın varlığı veya yokluğunun hastayı yönlendirmede yanılmalara yol açabileceği vurgulanmıştır (Purser ve ark., 2008).

Manglos ve ark., (1993) ise yaptıkları bir çalışmada meme modeli eklenen kardiyak aparata sahip toraks fantom kullanarak miyokart perfüzyon uygulamasında meme atenüasyonunu incelemelerine rağmen, atenüasyon düzeltilmesini SPECT sistemine entegre edilmiş BT sistemi ile değil 2 mCi aktiviteli Tc-99m radyonüklit nokta transmisyon kaynağı ile elde edilen atenüasyon haritaları ile yapmışlardır. Kardiyak aparata (miyokart) aktivite verilmeden atenüasyon haritası elde edilip daha sonra miyokarda 4,5 mCi Tc-99m aktivitesi eklenerek emisyon görüntüleme yapılan çalışmada, meme dokusu atenüasyonu, aktivite yoğunluğu en fazla bölgeye göre sayım yoğunluğunda % 35'e kadar azalmanın olduğu polar haritada belirgin defektler meydana getirmiş ve defektin boyutu, konumu, azalmanın şiddeti kardiyak aparatın yönüne ve meme yerleşimine bağlanmıştır (Manglos ve ark., 1993).

Çalışmamızda her üç yoğunluk grubunda da apeks (segment 17) ve apikolateralde (segment 16) BTAD sonrası sayımlarda düşme saptandı. Ancak apekte tüm gruplarda STD-BTAD fark değerleri anlamlı iken apikolateral segmentte BTAD sonrası sayımlarda sadece sabun grubunda anlamlı derecede düşme saptandı ($p<0,05$), (Şekil 38). Çalışmamızdan çıkan sonucu destekler nitelikte olarak, meme modelini temsil eden tuzlu torba ilave edilmiş kardiyak fantom görüntülemesinde BT atenüasyon düzeltme sonrasında apekteki sayımlarda hafif bir azalma olduğu üzerinde durulmuş ancak apikolateral ile ilgili herhangi bir bilgi verilmemiştir (Purser ve ark., 2008). Literatür bilgileri ve bizim sonuçlarımızla uyumlu olarak, standart kardiyak perfüzyon SPECT'de de görülebilecek apikal incelmenin genel olarak BT atenüasyon düzeltmesi sonrası belirgin hale gelmesi MPS değerlendirmelerinde akılda tutulması gereken bir artefaktır.

Atenüasyon düzeltmesinin, apikal incelmenin varlığında apekteki sayımlarda açık bir şekilde azalma meydana getirdiği ifade edilmiştir (Pretorius ve King, 1999). Atenüasyon düzeltmeli MPS'de miyokardın anatomik incelmesi ile apeks ve apikal sayımlarda azalmalar oluştuğu ve parsiyel volüm etkisinden dolayı miyokart sayım ve kalınlık arasında BTAD'nin tam bir ilişki sağladığı bildirildi. Apekteki miyokart kalınlığının apikal düzey ve midventriküler düzeyden daha ince olduğu ve apekteki BTAD sonrası sayımların apikal ve midventriküler düzeyden daha düşük değerler aldığı

belirtilmiştir (Koichi ve ark., 2011). Bai ve ark. (1999)' ları kardiyak aparata sahip antropomorfik torso fantom kullandıkları çalışmalarında, Gd-153 çizgisel kaynağı ile yapılan transmisyon taramasından elde edilen projeksiyon verilerinin işlenmesi ile gerçekleşen atenüasyon düzeltme sonrası ortaya çıkan apikal defektlerin varlığını gösteren iki etkiye değinmişlerdir. Birincisi; apeks, miyokardın diğer duvarlarından daha az atenüasyona uğradığından BT atenüasyon düzeltmesi sonrasında apeks dışı diğer duvarların aktivite şiddeti daha çok artmaktadır. İkinci olarak ise, parsiyel volüm etkisinin apikal bölgede rekonstrükte edilen aktivite şiddetinde %26'lık bir azalmaya neden olabildiğini bildirmişlerdir (Bai ve ark., 1999). Ayrıca apikal incelmelerin BTAD görüntülerin rekonstrüksiyonu ile birleştirilen saçılım düzeltme ve rezolüsyon iyileştirme süreçleri ile belirginleşebildiği vurgulanmıştır (Dvorak ve ark., 2011). Bu görüşle aynı doğrultuda olarak atenüasyon düzeltme sonrası apikal sayımlardaki azalmanın tek nedeninin apikal incelmeye olmadığı, apekteki sayım azalmasının görüntü kazanım ve işleme sistemlerine bağlı olabileceği belirtilmiştir (Purser ve ark., 2008).

Plachcińska ve ark. (2008)' ları 32 kadın hasta üzerinde yaptıkları araştırmada anteroapikal segmentte BTAD sonrası sayımlarda azalma olduğunu tespit etmişlerdir. Sol ventrikül miyokardının inferior duvarındaki artefaktlar BT atenüasyon düzeltmesi sonrası azalırken anterior duvar ve apekte yeni artefaktların oluştuğu ifade edilmiş olup standart görüntüde düşük sayım görülen bölgelerin toplam sayısının BTAD sonrası azaldığı belirtilmiştir (Plachcińska ve ark., 2008). Çalışmamızda ise Plachcińska ve ark. (2008) 'nın buldukları sonuçlar ile uyumlu şekilde inferior duvarda BTAD sonrası üç yoğunluk grubunda da ortalama sayımlarda artış meydana geldi (Şekil 42). Bu bulgu klinik uygulama pratiğinde de inferior duvarda özellikle diafragma atenüasyonuna bağlı görülen artefaksiyel hipoaktivitenin BT atenüasyon düzeltmesi sonrası düzeltme görülmesini desteklemektedir.

Çalışmamızda üç grupta ortak olarak segment 2 (Bazal anteroseptal), segment 8 (mid anteroseptal), segment 14 (Apikal septal) ve segment 4 (Bazal inferior)'de STD ve BTAD görüntü verileri arasında anlamlı fark saptanırken ($p < 0,05$) bu segmentlerde korelasyon derecelerinin de yüksek olduğu tespit edildi. Septal ve anteroseptal ağırlıklı olarak BT atenüasyon düzeltmesi sonrası değişikliğin ya da düzeltmenin her üç ana grupta da anlamlı ve korele olduğu görüldü. Talyum-201 radyonüklidi kullanılarak 58 yaşındaki (72 kg) bir kadın hasta üzerinde yapılan çalışmada Ficaro ve ark. (1995) üç

dedektörlü SPECT sistemine ilave edilen 150 mCi aktiviteye sahip Americium-241 çizgisel kaynağının eş zamanlı transmisyon taramasından yararlanarak elde ettikleri atenüasyon düzeltmeli görüntüde normal görünen anterior-septal bölgede aktivitede standart görüntü için %16 azalma tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada 61 yaşındaki (70 kg) başka bir kadın hasta üzerinde yapılan araştırmada ise bazal inferiordaki defektin atenüasyon düzeltmesi sonrası yaklaşık %13 azaldığı ifade edilmiştir (Ficaro ve ark., 1995).

Saritha ve Rao (2015) NaI(Tl) dedektörlü gama ışın spektrometresinin önüne yerleştirdikleri farklı yoğunluğa sahip tahta parçalarından enerjileri sırasıyla 59,5 keV ve 662 keV olan ²⁴¹Am ve ¹³⁷Cs gama fotonlarını geçirerek başlangıçtaki gama foton enerjisi ile tahta parçası örneğinden geçtikten sonraki foton enerjisinin oranlanması sonucu lineer atenüasyon katsayıları bulmuş ve bu katsayıların yoğunluğa bağlı olarak değiştiğini göstermişlerdir. Buradan yoğunluğu daha fazla olan materyalin daha büyük lineer atenüasyon katsayısına sahip olduğu anlaşılmıştır. Ayrıca lineer atenüasyon katsayısının değişiminin deneyde kullanılan malzemenin kimyasal bileşimine bağlı olduğundan bahsedilmiştir (Saritha ve Rao, 2015). Brown ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada yoğunluk değerleri olarak su için 1 gr/cm³, yağ için 0,91 gr/cm³ olarak bulmuşlardır. Aynı çalışmada 140 keV (Tc-99m) enerjiye sahip fotonlar için atenüasyon katsayısını su ve yağ için sırasıyla 0,149 ve 0,132 bulmuşlardır. Çalışmamızdaki meme modellerindeki balonlar içinde kullandığımız sıvıların ölçtüğümüz yoğunlukları su, yağ ve sabun için sırasıyla 1, 0,92 ve 1,4 gr/cm³'tür. Kullandığımız sıvıların yoğunlukları Brown ve ark. (2008)'nin hesapladıkları yoğunluk değerleriyle oldukça benzerlik gösterdi. Meme modelinde kullanılan balon içi sıvının yoğunluğunun artması ile birlikte STD ile BTAD görüntü verileri arasında anlamlı fark olan ve korelasyon dereceleri yüksek segmentlerin sayısının arttığı gözlemlendi (Şekil 41). Yağ grubunda 7 segmentte, su grubunda 10 segmentte, sabun grubunda 12 segmentte anlamlı fark ve çok iyi (R=[0,75-0,92]) – iyi (R=[0,50-0,70]) derecede korelasyon saptandı. Bu artışın yoğunluğa bağlı olarak değişen atenüasyon katsayısının artmasından kaynaklandığı düşünüldü. Çalışmamızda adı geçen su, hidrojen ve oksijen elementlerine; yağ, hidrojen, oksijen ve karbon elementlerine; sıvı sabun ise pek çok kimsasal bileşene sahiptir (Brown ve ark., 2008). Saritha ve Rao (2015) atenüasyon katsayısındaki değişimi kullanılan materyalin kimsasal bileşimine dayandırmışlardır. Bu düşünceyle aynı

doğrultuda olarak çalışmamızda meme modelinde kullandığımız farklı kimyasal bileşene sahip sıvıların yoğunluk değişimi ile birlikte standart ve BT atenüasyon düzeltme sonrası görüntü verileri arası ilişki derecelerinin değişmesi atenüasyon olayında kimyasal bileşen etkisinin önemini ortaya koymaktadır. Bu etkiyi açıklayan bir başka çalışmada Khanna ve ark. (1996) kimyasal bileşen olarak PbO (kurşun oksit), CdO (Kadmiyum oksit) ve Bi₂O₃ (Bizmut oksit) 'in olduğu cam örnekleri üzerinde 662 keV enerjili ¹³⁷Cs gama ışın kaynağı kullanarak madde içindeki kimyasal bileşenler ile atenüasyon katsayısı ilişkisini açık bir şekilde göstermişlerdir. En yüksek atenüasyon katsayı değerinin bizmut elementi içeren camda görüldüğü belirtilmiştir. Ayrıca cam içindeki elementlerin konsantrasyonuna (ağırlık faktörü) göre lineer atenüasyon katsayı değişiminin en fazla bizmut elementinde, en az kadmiyumda olduğunun tespiti yapılmış ve bunun sebebi bizmutun atom numarasının (Z_{Bi}=83) kadmiyum ve kurşunun atom numarasından (Z_{Cd}=48, Z_{Pb}=82) daha fazla olmasına bağlanmıştır (Khanna ve ark., 1996). Literatür bilgileri ve çalışmamızdaki görsel sonuçlar ile uyumlu olarak SPECT görüntüler üzerine etki eden atenüasyon olayında dokunun kimyasal bileşenlerinin etkili olduğu düşünüldüğünde meme yapısında meydana gelecek herhangi bir kimyasal değişim ya da bozulmanın MPS görüntüler üzerinde belirgin defektler oluşturacağı öngörülmektedir. Görsel olarak yoğunluk arttıkça BTAD sonrası anlamlı olarak aktivite sayım değişikliği gösteren segment sayısının artış göstermesi dikkat çekici olmakla birlikte segment bazında yoğunluk grupları arasında istatistiksel olarak fark saptanmama nedeni yoğunluk farklarının yakın ve örneklem sayısının az olmasından kaynaklanabileceğini düşündük.

Sol ventrikül apeks bazal arası düzey bazında incelendiğinde BTAD sonrasında tüm gruplarda bazal ve midventriküler düzeylerde sayım artışları meydana gelirken bazalden apekse doğru gidildikçe sayımlarda azalmalar olduğu izlendi. Duvarlara göre değişime bakıldığında ise anterior, septum ve inferiorda BTAD sonrası her üç grupta da paralel sayım artışı izlenirken, apekte BTAD sonrası sayımlarda düşme, lateral duvarın ise heterojen bir değişim gösterdiği saptandı (Şekil 42). Sol ventrikül miyokardında BT atenüasyon düzeltmesi sayımlarının düzey bazındaki değişim grafiği (Şekil 43) incelendiğinde ise her üç grupta da korele olarak bazale doğru gidildikçe BT atenüasyon düzeltmesi sonrasında segmentlerdeki sayım artışı dikkat çekici idi. Duvar bazında ise en yüksek farkın üç yoğunluk grubunda da septumda olduğu anlaşıldı. Apekte ortalama

farkın üç grupta da birbirine yakın ve negatif değerler aldığı gözlemlendi (Şekil 43). Apekten sonra lateral duvarda da BT atenüasyon düzeltme sonrası negatif değerler olabileceği görüldü.

Kadın hastalar üzerinde yapılan MPS görüntüleme ile elde edilen verilerle gerçekleştirilen çalışmada BT atenüasyon düzeltmesi sonrası bizim çalışmamız ile uyumlu olarak ortalama sayımlar apeksde azalmış, septum ve inferior duvarda ise belirgin şekilde sayımlar artmıştır (Płachcińska ve ark., 2008). Aynı çalışmada çıkan sonuçlarda bazal düzey hariç lateral duvar ve apikoanterior (segment 13) 'da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,0001$), (Płachcińska ve ark., 2008). Ayrıca hasta hareketi sonucu oluşan füzyon kaymasını düzeltmek için kullanılan füzyon kaydı işlemi sırasındaki hatalardan kaynaklanan artefaktları araştırmak için gerekli görülen 17 hastaya ait görüntüler üzerinde yeniden füzyon işlemi uygulanmıştır. İlk füzyon kaydı işleminden sonra oluşan iki hastaya ait füzyon görüntülerinde akciğer bölgesinin üstüne gelmiş olan anterior ve lateral duvarlarda, yeniden yapılan füzyon kaydının ardından ilk füzyon kaydına göre sayım artışları tespit edilmiş ve bu iki hastaya ait BT ve SPECT görüntülerinin ilk füzyon işlemi sırasında kaymanın meydana geldiği belirtilmiştir. Hasta hareketinden dolayı füzyon görüntülerinde oluşan kayma dışında, BT görüntülerinin yeterli kalitede olmaması, SPECT ve BT çalışmalarının çözünürlüğü arasındaki önemli farklar ve SPECT ile BT görüntülerinin iç kısım sınırlarının net bir şekilde ayırt edilememesine bağlı olarak BT atenüasyon düzeltme sonrası sayımlarda azalmaların meydana gelebileceği üzerinde durulmuştur (Płachcińska ve ark., 2008).

Bizim çalışmamızda tüm meme yoğunluklarında BTAD sonrası lateral duvarda heterojen değişim görülmesinin iki nedeni olabileceğini düşündük. Birincisi füzyon görüntüsündeki kaymadan dolayı meydana gelen kayıt hatası, diğeri ise cihaz yazılımına bağlı yetersiz düzeltmedir. Kayıt hatası, görüntü füzyonu sırasında pikseller üzerinde yapılacak küçük bir değişimden dolayı miyokart duvarındaki aktivite sayımına etki eden bir artefakt türüdür. Veri işleme sırasında görüntünün füzyon kaydı yapılırken füzyon kaymasından kaynaklı kayıt hatası ile ilgili bir problem olmadığı tekrar kontrol edilerek teyit edildi. Fantomun özelliği nedeniyle sabit olması da böyle bir artefaktın varlığından uzaklaştırıyordu. O nedenle tespit edilen bu artefaksiyel problemin yazılım kaynaklı olabileceği düşünüldü. Bu düşüncenin ortaya çıkmasındaki sebep, karaciğer ve bağırsak gibi ekstrakardiyak dokuları simüle eden fantom boşluğundaki sudan saçılan

fotonların lateral duvardaki homojen olmayan dağılımda etkili olma ihtimalidir. Literatürde, atenüasyon düzeltmeli görüntülerin karaciğer ve bağırsaklar gibi ekstrakardiyak dokulardan saçılan fotonlar için düzeltme işlemine ihtiyaç duyduğu ve bu saçılan fotonların atenüasyon düzeltme tekniklerinin ardından bölgesel aşırı düzeltmeye neden olabildikleri bildirilmiştir. Saçılım düzeltme işlemindeki eksikliğin atenüasyonun yetersiz düzeltilmesi ile sonuçlanabileceği belirtilmiştir (Hendel ve ark., 2002).

En küçük (400ml) hacme sahip grup dışında tüm gruplarda 8 (mid anteroseptal), 9 (mid inferoseptal) ve 14 (apikoseptal) numaralı segmentlerde BTAD ve STD görüntüleme sayımlarının ortalamaları arasında anlamlı fark ($p < 0.05$) ve beraberinde çok iyi- iyi derecede ilişki vardı ($R = [0,55-0,88]$). En büyük hacimli grupta BTAD ve STD sayım farkı olan segment sayısı en fazla idi (Şekil 45). Tüm gruplarda ortak olarak segment 8 (mid anteroseptal) 'de BTAD ve STD sayımları arasında anlamlı fark ve yüksek korelasyon mevcuttu (Tablo 12). Bu bulguların ışığında meme boyutunun artması ile birlikte miyokardın septal bölgesinde atenüasyona uğrayan foton sayılarının arttığı ve bu artışın neden olduğu septal bölge sayımlarındaki azalmaların BTAD sonrası meme boyutuna bağlı olmaksızın büyük ölçüde telafi edildiği anlaşıldı.

Grafik üzerinde yapılan incelemede duvar bazında en fazla değişimin septumda, en az değişimin ise lateral duvarda olduğu saptandı (Şekil 46). Tüm gruplarda apeksden bazale doğru gittikçe BTAD ile STD görüntüler arasındaki sayım farklarının arttığı, apekte negatif değerler aldığı görüldü (Şekil 47). Tüm farklı boyutlu gruplarda ortak olarak bazal anterolateral (segment 6) 'de pozitif yönde değişim olurken apikolateral (segment 16) ve mid anterolateral (segment 12)'de negatif yönde değişimin olması BTAD sonrası lateral duvarda saptanan değişimin en az olmasında önemli rol oynadı. Ayrıca farklı boyutlu grupların görüntülemelerinde BTAD sonrası midventriküler düzey segmentlerinden sadece mid anterolateral segmentte negatif değişim görülmesi dikkat çekici idi $\{\Delta = [(-5,0 \pm 7,6) - (-1,2 \pm 10,6)]\}$. Farklı yoğunluktaki grupların ham veri ortalama sayımlarına ait grafikte, yoğunlukları birbirine yakın olan yağ ve su gruplarında lateral duvarda BTAD sonrası pozitif bir değişim meydana geldiği görüldü. Yoğunluk miktarı yağ ve sudan fazla olan sabun grubu görüntülemelerinde lateral duvardaki ortalama sayım değerleri daha düşük ve negatif $\Delta (-0,7 \pm 11,4)$ idi (Şekil 43).

Genel olarak meme modelinin varlığında miyokardın lateral bölgesindeki sayım azalmaları atenüasyon düzeltme sonrası artmakta olup, azalmanın derecesi memenin boyutuna bağlıdır (Tsui ve ark., 1994). Sol meme tarafından atenüasyon lateral duvarda, anterior duvarda ve inferior duvarda bile defektler oluşturabilmekte olup artefaktların şiddeti çoğunlukla memenin kalınlığına bağlıdır. Standart görüntüler normal olmasına rağmen atenüasyon düzeltmeli görüntülerde atenüasyonun aşırı düzelmesinden dolayı belirgin perfüzyon defektlerinin anterior, lateral ve septal duvarda meydana geldiği bildirilmiştir (Fathala, 2011). Atenüasyon düzeltmesi, görüntüleme artefaktlarını ortadan kaldırmak için kullanılmasına rağmen yeni artefaktlar oluşturabilmekte ve yanlış yorumlamalara neden olabilmektedir. Atenüasyon düzeltmesi ile meydana gelen bu artefaktlar yetersiz düzeltme, aşırı düzeltme ve füzyon kaymasından kaynaklı kayıt hatasıdır (Fathala, 2011). Peş peşe gerçekleşen BT ve SPECT taramaları arasındaki hasta hareketinin füzyon görüntüsünde kaymaya sebep olarak özellikle kalbin anterior duvarında yetersiz düzeltme sonucu yapay bir anterior duvar defekti meydana getirdiğinden bahsedilmiştir (Faber ve Galt, 2008). Bunun dışında; hasta üzerinde bulunan metal nesnelere BT taramasında şiddetli artefaktlara yol açabilmektedir. Bu artefaktlar yoğun bölgeler olarak atenüasyon haritasında ortaya çıkar ve SPECT görüntüsünde aşırı düzeltmeye neden olabilir (Faber ve Galt, 2008).

Goetze ve ark. (2007) 'nın 105 hasta üzerinde uyguladıkları SPECT/BT MPS'de füzyon görüntülerinin görsel olarak hizalanmasını temel alan yeniden kayıt yazılım araçları kullanarak kayıt hataları ile ilgili kantitatif değerlendirmelerinde, SPECT ve BT görüntülerinin hatalı füzyonu sonucu oluşan kayıt hatasının anterior, septal ve inferior duvarlarda bölgesel aktivite dağılımını etkilediğini göstermişlerdir. Elde edilen bulgular klinik değerlendirmede atenüasyon düzeltmesi kalite kontrolü ve yeniden kayıt araçlarının önemini vurgulamıştır (Goetze ve ark., 2007).

Miyokart perfüzyon görüntülemesinde görülen artefaktlara neden olan SPECT ve BT verileri arasındaki kayıt hatalarını inceleyen Kennedy ve ark. (2009) 124 hasta üzerindeki çalışmalarında rekonstrüksiyon işlemleri sırasında BT verilerinde piksel kaydırması oluşturmuşlardır. Bunun sonucunda aktivite yoğunluğu kaudal bir kaydırma ile anterior duvarda azalırken, ventral bir kaydırma ile lateral duvarda azalmış ve kayıt hatasının önemli derecede farklı sonuçlar ortaya çıkardığı görülmüştür. Ventral kaydırma sonucu lateral duvarda görülen sayım azalmaları, BT görüntüsündeki akciğer

dokusu ile SPECT görüntüsündeki miyokardın üst üste gelmesinden dolayı meydana gelen kayıt hatasına bağlanmıştır. Akciğer dokusu için belirlenen atenüasyon katsayı değerlerinin miyokardın sahip olduğu atenüasyon katsayı değerlerinden daha düşük olduğu ifade edilmiş ve bu durumun lateral duvarda rastlanan artefaktların nedeni olduğundan bahsedilmiştir (Kennedy ve ark., 2009).

Emisyon görüntüleme için 2 mCi aktiviteli talyum-201 radyonüklidinin 28 hasta üzerinde enjekte edilerek 7,4 GBq gadolinyum-153 çizgisel kaynağını transmisyon veri eldesinde kullandıkları çalışmada Prvulovich ve ark. (2000) hastaların supin pozisyonda kollarını baş üstüne ve yanına saldıkları durumlarda atenüasyon düzeltmeli görüntülerdeki değişimleri incelemişlerdir. Kolların yana bırakıldığı atenüasyon düzeltmeli görüntülerin yaklaşık %10'unda atenüasyon haritasındaki kesmeden (Trunkasyon) dolayı lateral duvarda yetersiz düzeltme görüldüğü belirtilmiştir. Küçük görüş alanı olan gama kamera kullanılarak geniş hacime sahip hastalar görüntülediği zaman atenüasyon haritasında kesme meydana gelerek anterolateral segmentlerde yetersiz düzeltmeye rastlandığı bildirilmiştir (Prvulovich ve ark., 2000). Bizim çalışmamızda ise, sadece göğüs duvarını temsil eden sabit kardiyak fantom kullanıldığı için eklenen meme modeli boyutlarının artması sonucu atenüasyon haritasındaki kesmeden kaynaklı yetersiz düzeltme olabileceği tahmin edildi. Ancak, kontrol edilen BT görüntülerinde yetersiz düzeltmeye yol açabilecek dedektör görüş alanı eksikliğinden kaynaklanan BT atenüasyon harita görüntüsü kesme artefaktının oluşmadığının tespiti yapıldı.

Çalışmamızı sınırlandıran başlıca iki etken vardı. Birincisi, örneklem sayısının az olması, özellikle farklı yoğunluktaki gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farkların elde edilememesine yol açmış olabilir. İkinci sınırlama ise, artefaktların tanınmasında, önemli role sahip, duvar hareketi ve duvar kalınlaşması incelemesi ile özellikle klinik uygulamalarda kullanılan gated incelemenin yapılamaması idi. Fantomumuzun özelliği nedeniyle bu inceleme gerçekleştirilemedi.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sol ventrikül miyokardı apeksinde BT atenüasyon düzeltme sonrası meydana gelen apikal incelme memedeki yoğunluğa bağlı olmayan klinik yorumda standart görüntülemeyle birlikte değerlendirilmezse sorun oluşturabilecek bir artefaktır. Meme dansitesinin artışıyla apikolateral duvarda da apikal incelme artefaktının etkileri görülebilmektedir. Standart ve BT atenüasyon düzeltmesi sonrası görüntülerin birlikte değerlendirilmesi artefaktların tanınmasında esastır.

Farklı yoğunluklara sahip meme dokusu bulunan kardiyak fantom miyokardiyal SPECT/BT standart görüntülerde sayımlarda azalma oluşan septumda BT atenüasyon düzeltmesi sonrası sayım artışlarının görülmesi septumda atenüasyon etkisinin değişik derecelerde meydana geldiğini ve BTAD sonrası bu etkinin büyük ölçüde düzeltildiğini göstermektedir. Miyokardın septum duvarı üzerine etki eden atenüasyon olayının şiddeti meme boyutuna bağlı olarak değişmektedir. BT atenüasyon düzeltmesi sonrası tüm gruplarda septum, inferior ve anterior duvarda, pozitif yönde düzeltme ile uyumlu olarak miyokardın aktivite sayımlarında artış (fantom) saptandı. Lateral duvarda ise BT atenüasyon düzeltmesi sonrası değişim heterojendi.

Sonuç olarak, BT atenüasyon düzeltmesi ile elde edilen MPS görüntülerinin, miyokardın anterior ve inferior duvarı yanında özellikle septumda , atenüasyona bağlı artefaksiyel perfüzyon defektleri gösteren standart perfüzyon SPECT görüntüleri ile birlikte değerlendirildiğinde klinik doğruluğu artırabileceğini göstermiştir. Septumu takiben anterior ve inferior duvarda da BT atenüasyon düzeltmesi sonrası pozitif yönde düzeltmeler olduğu görülmüştür. Apikal bölgede klinik hasta pratiği ve literatür ile uyumlu olarak atenüasyon düzeltme sonrası defekt alanı artış göstermektedir. Elde ettiğimiz sonuçlar, bilgisayarlı tomografi ile atenüasyon düzeltmesi sonrası meydana gelebilecek farklı düzeltme sonuçları nedeniyle lateral duvar perfüzyonu değerlendirirken çok dikkatli olunması yönündedir.

Bu çalışmadaki bulgulardan yola çıkarak farklı materyal ve konfigürasyonlarda meme modellemelerinin daha geniş serilerle incelenmesi ile yapılacak yeni araştırmalar olası artefaktların aydınlanmasında yardımcı olabilir. Ayrıca BT atenüasyon düzeltmesi sonrası yeni artefaktların görülmesi, BT ile düzeltme programlarının da daha matürasyonunu tamamlanmadığı ve geliştirilmesi gerektiğini göstermektedir.

KAYNAKLAR

- Akalın EN. Kadın hastalarda miyokard perfüzyon sintigrafisinin önemi: Koroner anjiyografi sonuçları ile karşılaştırmalı bir çalışma. Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi, Denizli, Uzmanlık Tezi, 2008; 2-43.
- Allan R, Al-Nahhas A, Bomanji J, Ell P, Ellis B, Evans WD, Franklyn J, Gibson J, Gordon I, Greaves C, Hilson A, Kendall GM, Kennedy NS, Lewington V, Maltby P, McKillop JH, Notghi A, Nunan T, Owen R, Palmer M, Parkin V, Prescott MC, Robinson PJA, Thomson WH. Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources. Administration of Radioactive Substances Advisory Committee, London, Guidance, 2006; 36-37.
- Anonim. 2016a. Gama kamera. (<http://docplayer.biz.tr/4087793-Temel-tibbi-cihaz-kilavuzu-gamma-kamera.html>), 2016.
- Anonim. 2016b. (<http://www.gaede.com/vers5/en/gks2000.htm>), 2016.
- Anonim. 2016c. (<http://www.anjanaindustries.com/multicam-3000.html>), 2016.
- Anonim. 2016ç. (<http://www.fukuleaks.org/web/?p=6977>), 2016.
- Anonim.2016d.(<http://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=ser&sub=def&pag=dis&ItemID=82437>), 2016.
- Anonim. 2016e. (<https://quarknet.fnal.gov/projects/pmt/student/dynodes.shtml>), 2016.
- Anonim. 2016f. (<http://www.pozitronltd.com.tr/categories/16/molekuler-goruntuleme---mediso>), 2016.
- Anonim. 2016g. Kalbin Anatomisi. (<http://insharepics.info/>), 2016.
- Anonim.2016h.(<http://yazarlikyazilimi.meb.gov.tr/Materyal/afyon/afyon4/dolasimsistemi/kalp.htm>), 2016.
- Anonim. 2016ı. Teknesyum-99m Radyoizotopunun Özellikleri ve Hazırlanışı. (<http://www.monrol.com.tr/Uploads/Files/kt-jen.pdf>), 2016.
- Anonim. 2016i. SPECT Görüntüleme Yönteminin Klinikteki Kullanım Alanları. (<http://www.lifemed.com.tr/goruntuleme-tani/nukleer-tip/spect-ct/>), 2016.
- Anonim. 2016j. Meme Modeli Eklenen Kardiyak Fantom. (<http://www.biodex.com/nuclear-medicine/products/phantoms/cardiac-insert>), 2016.

- Aydın A, Kaplan A. ^{99}Mo ve ^{225}Ac için proton hızlandırıcısına dayalı farklı üretim yöntemlerinin incelenmesi. Ulusal Proton Hızlandırıcıları Çalıştayı, Ankara, Sunum, 2013; 2-3.
- Bai C, Zeng GL, Kadrmas DJ, Gullberg GT. A Study of Apparent Apical Defects in Attenuation Corrected Cardiac SPECT. IEEE Trans Nucl Sci. 1999; 46: 2104-2110.
- Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. Radiographics. 2004; 24: 1679-1691.
- Bateman TM, Cullom SJ. Attenuation Correction Single-Photon Emission Computed Tomography Myocardial Perfusion Imaging. Semin Nucl Med. 2005; 35: 37-51.
- Bedel D. Teknesyum $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Dimerkaptosüksinik asit SPECT görüntülerinde uygulanan filtrelenmiş geri projeksiyon ve iteratif rekonstrüksiyon yöntemlerinin görüntü kalitesi üzerine etkilerinin belirlenmesi. Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi, Edirne, Uzmanlık Tezi, 2006; 18-22.
- Bozkurt MF, Demir H, Şanlı Y, Tokmak H, Okudan B, Bekiş R, Töre G, Polack BD. TNTD, Tümör Görüntüleme SPECT-BT Hibrit Görüntüleme Uygulama Kılavuzu. Nükleer Tıp Seminerleri, Ankara, Uygulama Kılavuzu, 2015; 1: 57-61.
- Brown S, Bailey DL, Willowson K, Baldock C. Investigation of the relationship between linear attenuation coefficients and CT Hounsfield units using radionuclides for SPECT. Appl Radiat Isot. 2008; 66: 1206-1212.
- Bruyant PP. Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. J Nucl Med. 2002; 43: 1343-1358.
- Büyükdereli G. Miyokard perfüzyon sintigrafisinde diyastol sonu görüntülerin değerlendirilmesi. Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi, Adana, Uzmanlık Tezi, 1997; 31-35.
- Cantürk YK. Normal miyokard perfüzyon sintigrafili kadınlarda prognoz değerlendirilmesi. Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi, Edirne, Uzmanlık Tezi, 2007; 16-23.
- Case JA. Attenuation Correction and Scatter Correction of Myocardial Perfusion SPECT Images. Zaret BL, Beller GA, editors. Clinical Nuclear Cardiology. 4th Ed., Philadelphia, Elsevier Inc. 2010; 110-115.
- Case JA, Bateman TM. Taking the perfect nuclear image: Quality control, acquisition, and processing techniques for cardiac SPECT, PET, and hybrid imaging. J Nucl Cardiol. 2013; 20: 891-907.

- Celler A, Dixon KL, Chang Z, Blinder S, Powe J, Harrop R. Problems Created in Attenuation-Corrected SPECT Images by Artifacts in Attenuation Maps: A Simulation Study. *J Nucl Med.* 2005; 46: 335–343.
- Değer M. SPECT/BT. 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon, Sunum, 2015; 14.
- Demir M. Nükleer Tıp fiziği ve klinik uygulamaları. 2.Baskı, İstanbul, İstanbul Üniversitesi yayınları. 2008; 68-95.
- Depuey EG. Single-Photon Emission Computed Tomography Artifacts. Zaret BL, Beller GA, editors. *Clinical Nuclear Cardiology.* 4th Ed., Philadelphia, Elsevier Inc. 2010; 72-77.
- Dvorak RA, Brown RKJ, Corbett JR. Interpretation of SPECT/CT Myocardial Perfusion Images: Common Artifacts and Quality Control Techniques. *Radiographics.* 2011; 31: 2041–2057.
- Duman Ç. Bilgisayarlı tek foton emisyonlu sistemlerde MTF ve DQE bulunması. Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Yüksek Lisans Tezi, 2007; 8-11.
- Ede H, Karaçavuş S, Erbay AR. Miyokart Perfüzyon Sintigrafisinin Uygulanması ve Kardiyolojide Kullanımı. *Bozok Med J.* 2015; 5: 59-65.
- Erbaş G. Adım adım akciğer bilgisayarlı tomografisi. *Yoğun bakım dergisi.* 2012; 10: 19-28.
- Ergün EL, Bozkurt MF. Kardiyak nükleer tıp çalışmaları. *Hacettepe Tıp Dergisi.* 2010; 41: 113-127.
- Erol H. Pozitron Emisyon Tomografide görüntü oluşturma yöntemlerinin incelenmesi ve iyileştirilmesi. Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya, Doktora Tezi, 2006; 30-32.
- Faber TL, Galt JR. SPECT/CT and PET/CT hybrid imaging and image fusion. Iskandrian AE, Garcia EV, editors. *Nuclear Cardiac Imaging Principles and Applications.* 4th Ed., Oxford, Oxford University Press, Inc., 2008; 207-208.
- Fathala A. Myocardial perfusion single photon computed tomography: An Atlas. *J Saudi Heart Assoc.* 2011; 23: 107-122.
- Ficaro EP, Fessler JF, Ackermann RJ, Rogers WL, Corbett JR, Schwaiger M. Simultaneous Transmission-Emission Thallium-201 Cardiac SPECT: Effect of Attenuation Correction on Myocardial Tracer Distribution. *J Nucl Med.* 1995; 36: 921-931.
- Fragkaki C, Giannopoulou C. Pitfalls in classical nuclear medicine: myocardial perfusion imaging. *J Phys.: Conf. Ser.* 2011; 1-4.

- Fricke H, Fricke E, Weise R, Kammeier A, Lindner O, Burchert W. A Method to Remove Artifacts in Attenuation Corrected Myocardial Perfusion SPECT Introduced by Misalignment Between Emission Scan and CT-Derived Attenuation Maps. *J Nucl Med.* 2004; 45: 1619–1625.
- Garcia EV, Faber TL, Esteves FP. Cardiac Dedicated Ultrafast SPECT Cameras: New Designs and Clinical Implications. *J Nucl Med.* 2011; 52: 210–217.
- Goetze S, Brown TL, Lalvely WC, Zhang Z, Bengel FM. Attenuation Correction in Myocardial Perfusion SPECT/CT: Effects of Misregistration and Value of Reregistration. *J Nucl Med.* 2007; 48: 1090–1095.
- Guido G. Technical Aspects of Myocardial SPECT Imaging. *J Nucl Med.* 2001; 42: 1499–1507.
- Hallaç M. Kardiyovasküler sistem. Önsel Ç, Kantarcı F. Editör, Görüntüleme Yöntemleri Sempozyumu, 1.Baskı, İstanbul, Doyuran yayınları. 2010; 61-72.
- Heller GV. Attenuation artifact in SPECT radionuclide myocardial perfusion imaging. Manning WJ, Iskandrian AE, Downey BC. Editör, Diaphragmatic attenuation, 1st Ed., Boston, UpToDate. 2014; 1-4.
- Hendel RC, Corbett JR, Cullom SJ, DePuey EG, Garcia EV, Bbateman TM. The Value and Practice of Attenuation Correction for Myocardial Perfusion SPECT Imaging: A Joint Position Statement from the American Society of Nuclear Cardiology and the Society of Nuclear Medicine. *J Nucl Med.* 2002; 43: 273–280.
- Ichihara T, Ogowa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S. Compton Scatter Compensation Using the Triple-Energy Window Method for Single- and Dual-Isotope SPECT. *J Nucl Med.* 1993; 34: 2216-2221.
- Kendirlioğlu Ö. Sol dal bloklü olguların koroner arter hastalığı tanısında miyokard perfüzyon sintigrafisi. Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi, Sivas, Uzmanlık Tezi, 2006; 2-6.
- Kennedy JA, Israel O, Frenkel A. Directions and Magnitudes of Misregistration of CT Attenuation-Corrected Myocardial Perfusion Studies: Incidence, Impact on Image Quality, and Guidance for Reregistration. *J Nucl Med.* 2009; 50: 1471–1478.
- Khanna A, Bhatti SS, Singh KJ, Thind KS. Gamma-ray attenuation coefficients in some heavy metal oxide borate glasses at 662 keV. *Nucl. Instr. and Meth. in Phys. Res. B.* 1996; 114: 217-220.
- Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys.* 1998; 25: 2046-2053.

- King MA, Hademenos GJ, Glick SJ. A Dual-Photopeak Window Method for Scatter Correction. *J Nucl Med.* 1992; 33: 605-612.
- Kocabıçak D. Preoperatif sentinel lenf nodu görüntüleme yapılacak meme kanserli hastalarda, planar görüntüleme ve üç boyutlu görüntüleme sağlayan SPECT/BT ile lenf nodu lokalizasyonlarının haritalandırılması. Ondokuzmayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi, Samsun, Uzmanlık Tezi, 2011; 34-36.
- Koichi O, Kenichi N, Shinro M, Hiroshi W, Junichi T, Seigo K. Cause of apical thinning on attenuation-corrected myocardial perfusion SPECT. *Nucl Med Commun.* 2011; 32: 1033-1039.
- Koz M. Kardiyovasküler Sistem Anatomisi, Ankara Üniversitesi. 2009; 4-12.
- Kurt A. Nükleer Tıpta planar ve tomografik incelemelerde standart fantom kullanılarak farklı sistemlerin görüntü işleme algoritmalarının kıyaslanması. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, Yüksek Lisans Tezi, 2009; 13-19.
- Lyra M, Ploussi A. Filtering in SPECT Image Reconstruction. *Int J Biomed Imaging.* 2011; 2011: 1-14.
- Manglos SH, Thomas FD, Gagne GM, Hellwig BJ. Phantom Study of Breast Tissue Attenuation in Myocardial Imaging. *J Nucl Med.* 1993; 34: 992-996.
- Meikle SR, Hutton BF, Bailey DL, Fulton RR, Schindhelm K. SPECT Scatter Correction In Non-Homogeneous Media. 12th International Conference, London, Lecture Notes in Computer Science, 1991; 34-44.
- Nişli S. SPECT/BT'nin sintigrafik görüntüleme yöntemlerindeki kullanımı. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul, Uzmanlık Tezi, 2010; 3-26.
- Okuda K, Nakajima K, Matsuo S, Wakabayashi H, Taki J, Kinuya S. Cause of apical thinning on attenuation corrected myocardial perfusion SPECT. *Nucl Med Commun.* 2011; 32: 1033-1039.
- Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT Physical Principles and Attenuation Correction. *J Nucl Med Technol.* 2008; 36: 1-10.
- Plachcińska A, Siennicki J, Kovacevic- Kuśmierk K, Kuśmierk J. Effect of attenuation correction on normal ^{99m}Tc-MIBI myocardial perfusion scintigrams acquired with a hybrid SPECT/CT camera. *Nuclear Med Rev.* 2008; 11: 59-66.
- Pretorius PH, King MA. A Study of Possible Causes of Artifactual Decreases in the Left Ventricular Apex with SPECT Cardiac Perfusion Imaging. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1999; 46: 1016-1023.

- Prvulovich EM, Jarritt PH, Lonn AHR, Vorontsova E, Bomanji JB, Ell PJ. Influence of arm positioning on tomographic thallium-201 myocardial perfusion imaging and the effect of attenuation correction. *Eur J Nucl Med.* 2000; 27: 1349–1355.
- Purser NJ, Armstrong LS, Williams HA, Tonge CM, Lawson RS. Apical thinning: real or artefact? *Nucl Med Commun.* 2008; 29: 382-389.
- Römer W, Fiedler E, Pavel M, Pfahlberg A, Hothorn T, Herzog H, Bautz W, Kuwert T. Attenuation correction of SPECT images based on separately performed CT. *Nuklearmedizin.* 2005; 44: 20-28.
- Saritha B, Rao ASN. A study on photon attenuation coefficients of different wood materials with different densities. *J Phys.: Conf. Ser.* 2015; 662: 1-5.
- Sharir T, Ben-Haim S, Merzon K, Prochorov V, Dickman D, Ben-Haim S, Berman DS. High-Speed Myocardial Perfusion Imaging. *J Am Coll Cardiol Img.* 2008; 1: 156-63.
- Silindir M. SPECT/BT yöntemi ile tümör teşhis ve görüntülenmesinde kullanılacak nano boyutlu lipozom formülasyonlarının geliştirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Yüksek Lisans Tezi, 2009; 28-31.
- Singh B, Bateman TM, Case JA, Heller G. Attenuation artifact, attenuation correction, and the future of myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol.* 2007; 14: 153-64.
- Sözüer D, Yüksel A, Yalçın E. Çocuk nörolojisinde SPECT ve kullanım alanları. *T Klin Tıp Bilimleri.* 1993; 13: 107-110.
- Strydhorst JH, Davies RA, Wells RG. SPECT Instrumentation. Heller GV, Hendel RC, editors. *Handbook of Nuclear Cardiology.* 1st Ed., London, Springer-verlag. 2013; 103-113.
- Şimşek A. Nükleer Tıp görüntüleme saçılan ışınların etkileri ve düzeltme yöntemleri; nümerik değerlendirmeler. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara, Yüksek Lisans Tezi, 2010; 22-44.
- Tandon V, Gauthier N, Ruddy TD. SPECT Radiopharmaceuticals. Heller GV, Hendel RC, editors. *Handbook of Nuclear Cardiology.* 1st Ed., London, Springer-verlag. 2013; 95-101.
- Toklu T, Kesit görüntüsü(reconstruction) oluşturma yöntemleri. 11. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya, Sunum, 2007; 37-43.
- Tsui BMW, Zhao XD, Gregoriou GK, Lalush DS, Frey EC, Johnston RE, McCartney WH. Quantitative Cardiac SPECT Reconstruction with Reduced Image Degradation Due to Patient Anatomy. *IEEE Trans Nucl Sci.* 1994; 41: 2838-2844.

- Tunçman D, Kovan B, Poyraz L, Çapalı V, Demir B, Türkmen C. Gama Kameraların Kalite Kontrol Testleri. *SDU Journal of Science*. 2015; 10: 75-84.
- Tümkiye E. Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim dalında PET/BT’de saptanan primer ve metastatik lenfoma, akciğer ve meme kanserlerinin lateralitesi ve F18-FDG aktivitesi ile ilişkisi. Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi, Adana, Uzmanlık Tezi, 2011; 6-8.
- Türkmen C. Nükleer Tıba giriş. Mudun A. Editör, Nükleer Tıp Ders Kitabı, 2.Baskı, İstanbul, İstanbul Üniversitesi yayımları. 2012; 1-12.
- Türkölmez Ş. Miyokard perfüzyon sintigrafisi. Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mucmuası. 2006; 59: 115-118.
- Uysal B. Yeni Teknolojilerin Gelişimi Hasta Dozuna Etkileri Nükleer Tıp Bakışı. 14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya, Sunum, 2013; 15.
- Ünlü, M. Koroner arter hastalığı tanısı ve prognoz belirlemede miyokard perfüzyon sintigrafisi: SPECT ve PET. *Anadolu Kardiyol Derg*. 2008; 8: 5-11.
- Vandenbergh S, Asseler YD, Walle V, Kauppinen T, Koole M, Bouwens L, Laere KV, Lemahieu I, Dierckx RA. Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine. *Comput Med Imaging Graph*. 2001; 25: 105-111.
- Yıldırım M. Resimli insan anatomisi. 1.Baskı, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri. 2002; 45-50.
- Wahl RL. PET ve PET/BT prensip ve uygulamalar. 2.Baskı, Çev. Caner B, Uğur Ö, Bozkurt MF. Ankara. Rotatıp kitabevi. 2011; 56-65.
- Zeng GL, Gullberg GT. An SVD Study of Truncated Transmission Data in SPECT. *IEEE Trans Nucl Sci*. 1997; 44: 107-111.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Fatih BOĞA

Doğum Yeri: SAMSUN

Doğum Tarihi: 13.06.1988

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

- Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü- Lisans (2007-2011)
- Ondokuzmayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyolojik Bilimler Anabilim Dalı- Yüksek Lisans (2011-2016)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

E-posta: fboga30@gmail.com

