

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MYOKARD PERFÜZYON SPECT GÖRÜNTÜLEMESİ
SIRASINDA FARKLI YÖNLERDEKİ HASTA HAREKETİNİN
GÖRÜNTÜYE ETKİSİNİN KARDİYAK FANTOM İLE
İNCELENMESİ**

ESER ERİM

**MEDİKAL FİZİK PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ
İZMİR-2012**

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc/2010970001

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MYOKARD PERFÜZYON SPECT GÖRÜNTÜLEMESİ
SIRASINDA FARKLI YÖNLERDEKİ HASTA HAREKETİNİN
GÖRÜNTÜYE ETKİSİNİN KARDİYAK FANTOM İLE
İNCELENMESİ**

**MEDİKAL FİZİK PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ESER ERİM

Danışman Öğretim Üyesi: DOÇ.DR. TÜRKAN ERTAY

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc/2010970001

JÜRİ İMZALARI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı,
Medikal Fizik Yüksek Lisans programı öğrencisi Eser ERİM '*Myokard Perfüzyon Spect
Görüntülemesi Sırasında Farklı Yönlerdeki Hasta Hareketinin Görüntüye Etkisinin
Kardiyak Fantom İle İncelenmesi*' konulu Yüksek Lisans tezini 11.07.2012 tarihinde
başarılı olarak tamamlamıştır.

Doç.Dr. Türkan ERTAY

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Hatice DURAK

Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Hakan EPİK

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Süleyman MEN

Yedek Jüri Üyesi

Prof. Dr. Gamze ÇAPA KAYA

Yedek Jüri Üyesi

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER LİSTESİ	i
TABLO LİSTESİ	iv
ŞEKİL LİSTESİ	vi
GRAFİK LİSTESİ	viii
KISALTMALAR	ix
TEŞEKKÜR	x
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Gama Kamera	4
2.1.1. Kolimatör	5
2.1.1.1. Paralel Delikli Kolimatör	6
2.1.1.2. Slanthole Kolimatör	7
2.1.1.3. Konverjan Kolimatör	8
2.1.1.4. Diverjan Kolimatör	9
2.1.1.5. Pinhole Kolimatör	9
2.1.1.6. Fanbeam Kolimatör	10
2.1.2. Sintilasyon Kristali	10
2.1.2.1 Fotoelektrik Olay	12
2.1.2.2 Compton Saçılması	13

2.1.3. Foto Multipler Tüp	14
2.2. SPECT	16
2.2.1. Atenüasyon Düzeltmesi	17
2.2.2. Görüntünün Yeniden Yapılandırılması Düzeltmesi.....	17
2.2.3. Artefakt Oluşumu ve Hareket Düzeltmesi	18
2.2.4. Bull's Eye Haritalama	20
2.2.5. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1 Araştırmanın Tipi	26
3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı	27
3.3 Çalışma Materyali	26
3.4 Araştırmanın Değişkenleri	26
3.5 Veri Toplama Araçları	27
3.5.1 Gama Kamera	27
3.5.2 Kardiyak İnsert Fantom	29
3.5.3 Veri Kayıt Formu	31
3.7 Araştırmanın Planı ve Takvimi	33
3.8 Verilerin Değerlendirilmesi	33
3.9 Araştırmanın Sınırlılıkları	34
3.10 Etik Kurul Onayı	34
4. BULGULAR	35
4.1 Referans Görüntü	35

4.2 Kuantatif Perfüzyon SPECT Kullanılması.....	37
4.3 Hareket Düzeltmesi Kullanılması	49
5.TARTIŞMA	61
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	65
7. KAYNAKLAR	67
8. EKLER	70

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 1. Sintilasyon kristalinin özellikleri	11
Tablo 2. Philips Forte JETstream AZ SPECT cihazının teknik özellikleri.....	29
Tablo 3. Derecelendirme tablosu örneği.....	32
Tablo 4. Veri kayıt formu örneği.....	32
Tablo 5. Derecelendirme tablosu	36
Tablo 6. Hareket düzeltmesi yokken derecelendirme	37
Tablo 7. Frame 8 QPS	38
Tablo 8. Frame 9 QPS	39
Tablo 9. Frame 10 QPS	40
Tablo 10. Frame 11 QPS	41
Tablo 11. Frame 12 QPS	42
Tablo 12. Frame 13 QPS	43
Tablo 13. Frame 14 QPS	44
Tablo 14. Frame 15 QPS	45
Tablo 15. Frame 16 QPS	46
Tablo 16. Hareket düzeltmesi ile derecelendirme	47
Tablo 17. Frame 8 hareket düzeltmesi.....	48
Tablo 18. Frame 9 hareket düzeltmesi.....	49
Tablo 19. Frame 10 hareket düzeltmesi.....	50
Tablo 20. Frame 11 hareket düzeltmesi.....	51
Tablo 21. Frame 12 hareket düzeltmesi.....	52

Tablo 22. Frame 13 hareket düzeltmesi.....	53
Tablo 23. Frame 14 hareket düzeltmesi.....	54
Tablo 24. Frame 15 hareket düzeltmesi.....	55
Tablo 25. Frame 16 hareket düzeltmesi.....	56

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1. Gama kamera	4
Şekil 2. Gama kamera bileşenleri	5
Şekil 3. Paralel delikli kolimatör	7
Şekil 4. Slanhole kolimatör	7
Şekil 5. Konverjan kolimatör	8
Şekil 6. Diverjan kolimatör	9
Şekil 7. Pinhole kolimatör	9
Şekil 8. Fanbeam kolimatör	10
Şekil 9. Gama ışınlarının saçılma bölgesi	12
Şekil 10. Fotoelektrik olayı.....	13
Şekil 11. Compton saçılması	23
Şekil 12. Çeşitli PMT'ler	16
Şekil 13. SPECT için rekonstrüksiyon algoritması.....	18
Şekil 14. 17 segment model ile SPECT MPS	22
Şekil 15. 20 segment model ile SPECT MPS	22
Şekil 16. Short axis kesitleri.....	23
Şekil 17. Polar haritanın şematik görünümü.....	23
Şekil 18. Stres ve istirahat MPS görüntüleri	25
Şekil 19. Stres ve istirahat MPS görüntüleri	25
Şekil 20. Philips Forte JETstream AZ SPECT cihazı.....	27
Şekil 21. Kardiyak insert fantom	30
Şekil 22. Deney düzeneği	34

Şekil 23. Referans görüntü	35
Şekil 24. Bull's eye görüntüsü	37
Şekil 25. Frame 8 +X1 cm	38
Şekil 26. Frame 9 +X4 cm	39
Şekil 27. Frame 10 +X2 cm	40
Şekil 28. Frame 11 +Y1 cm	41
Şekil 29. Frame 12 +X3 cm	42
Şekil 30. Frame 13 -Y1 cm.....	43
Şekil 31. Frame 14 +Y1 cm	44
Şekil 32. Frame 15 -Y3 cm.....	45
Şekil 33. Frame 16 -X3 cm.....	46
Şekil 34. Frame 8 +Y1 cm	50
Şekil 35. Frame 9 -Y2 cm	51
Şekil 36. Frame 10 +X2 cm	52
Şekil 37. Frame 11 +Y2 cm	53
Şekil 38. Frame 12 -Y4 cm.....	54
Şekil 39. Frame 13 -X2 cm.....	55
Şekil 40. Frame 14 -Y4 cm.....	56
Şekil 41. Frame 15 +X3 cm	57
Şekil 42. Frame 16 +Y4 cm	58

GRAFİK LİSTESİ

Sayfa No

- Grafik 1.** Frame 8'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik..... 36
- Grafik 2.** Frame 9'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik..... 37
- Grafik 3.** Frame 10'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik 38
- Grafik 4.** Frame 11'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik 39
- Grafik 5.** Frame 12'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik 42
- Grafik 6.** Frame 13'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik 43
- Grafik 7.** Frame 14'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik..... 44
- Grafik 8.** Frame 15'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik..... 45
- Grafik 9.** Frame 16'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik 46
- Grafik 10.** Frame 8'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik..... 50
- Grafik 11.** Frame 9'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik..... 51
- Grafik 12.** Frame 10'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik... 52
- Grafik 13.** Frame 11'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik... 53
- Grafik 14.** Frame 12'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik... 54
- Grafik 15.** Frame 13'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik... 55
- Grafik 16.** Frame 14'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik.... 56
- Grafik 17.** Frame 15'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik.... 57
- Grafik 18.** Frame 16'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik... 58

KISALTMALAR

NaI(Tl): Talyum aktive edilmiş sodyum iyodür

SNR : Sinyal gürültü oranı

LEAP : Low Energy All Purpose

LEHR : Low Energy High Resolution

VXGP : Vertex General Purpose

PMT : Foto Multipler Tüp

keV : Kiloelektronvolt

QPS : Quantative Perfussion SPECT

Mev : Milyon elektronvolt

MPS : Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi

ns : nanosaniye

V : Volt

SPECT: Single Photon Emission Tomography

mCi : milicurie

VXGP : Vertex General Purpose

UFOV : Useful Field of View

FWHM: Full Width at Half Maximum

FWTM : Full Width at Tenth Maximum

FOV : Field of View

TEŞEKKÜR

Bu çalışma boyunca bilgi ve deneyimleri ile başından sonuna hep yanımda olan, çalışmamı yönlendiren ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen, kendisi ile çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum değerli danışmanım Doç.Dr. Türkan ERTAY'a,

Verilerin nasıl yorumlanması üzerine yapılan düşünceleri toparlayarak etkin bir değerlendirme yöntemini sunan ve bizi sonuca götüren değerli hocam Prof. Dr. Hatice DURAK'a,

Medikal Fizikçi olmam yolundaki en keskin virajda karşıma çıkan Sağlık Fizikçisi İsmail EVREN'e,

Yoğun klinik çalışmasından arta kalan zamanını benimle paylaşarak görüntülerin değerlendirilmesine katkıda bulunan Asistan Dr. Mine EREN'e,

Nükleer tıp kliniğinde ölçüm almama sıkılmadan yardım eden arkadaşım teknisyen Emrah ÇETİN'e,

Tez çalışmamı bitirmem için ihtiyacım olan zamanı çoğunlukla kendisinden aldığım Sağlık Fizikçisi Ceylan DİREN'e,

Beni Medikal Fizikçi olarak yetiştiren Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Her şeyi ile her zaman yanımda olan, türlü fedakarlıklarla beni bugüne ulaştıran sevgili anneme TEŞEKKÜR EDERİM.

Eser ERİM

Temmuz 2012, İZMİR

MİYOKARD PERFÜZYON SPECT GÖRÜNTÜLEMESİ SIRASINDA FARKLI YÖNLERDEKİ HASTA HAREKETİNİN GÖRÜNTÜYE ETKİSİNİN KARDİYAK FANTOM İLE İNCELENMESİ

Eser ERİM, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İZMİR

eser_erim@hotmail.com

ÖZET

Miyokard perfüzyon SPECT sintigrafisi sırasında hastanın hareket etmesi görüntünün değerlendirilmesini zorlaştıracak bir takım artefaktlara yol açmaktadır. Bu çalışmada kardiyak fantom kullanarak miyokard perfüzyon görüntüleme protokolu kullanılmış ve hasta hareketi benzetimi yapılarak SPECT çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Kardiyak fantom inferoseptal duvarına 1,2x2x2 cm boyutlarında lezyon modeli yaratılmıştır. Görüntüleme 64x64 matriks, zoom 1 step modunda sirküler olarak gerçekleştirilmiştir. Hareket etkisi altında olmayan ilk görüntü referans görüntü olarak tayin edilmiştir. Görüntüleme sırasında 8. frameden itibaren 16. frame kadar frame aralarında fantom $\pm X$ ve $\pm Y$ yönlerinde hareket ettirilerek hasta hareketi taklit edilmiştir. Görüntüleme sonunda hareketli görüntüler ile referans görüntülerin Bull's eye haritaları karşılaştırılmıştır.

Deneyimli bir nükleer tıp doktoru tarafından elde edilen Bull's eye haritaları değerlendirilmiştir. Hasta hareketinin tüm yönlerde ± 1 ve ± 2 cm kaydırmalarda lezyonun yerini hafif değiştirdiği, ancak değerlendirilmesine engel olmadığı tespit edilmiştir. Ancak ± 3 veya ± 4 'er cm'lik hareketlerin oluşturduğu artefakt nedeniyle lezyonun kısmen izlendiği ya da izlenemediği görülmüştür. Hareket düzeltilmesi ile yapılan görüntü işleme basamaklarında ± 1 ve ± 2 cm hareketlerde mutlak lezyon değerlendirilebilirken ± 3 ve ± 4 cm'de ise lezyon değerlendirilememiştir. Sonuç olarak ± 3 cm'den fazla hareket klinik olarak önemli görüntü artefaktlarına neden olur ve miyokard perfüzyon çalışmalarında potansiyel hata kaynağı olarak gözönünde bulundurulmalıdır.

Anahtar kelimeler: SPECT, miyokard perfüzyon sintigrafisi, kardiyak insert fantom

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF PATIENT MOTION ON MYOCARDIAL PERFUSION SPECT IMAGING USING CARDIAC PHANTOM

Different directions and degrees of patient movement can occur during a SPECT study. The type and degree of patient movement may influence the presence and clinical importance of the resultant motion artifacts. The purpose of this investigation was to determine the relationship between the distance or the direction of movement and degree of motion artifact.

The clinical significance of motion artifact was determined by interpreting images with quantitative bull's eye analysis using standardized criteria for abnormality. The study was performed using cardiac phantom which bearing 1,2x2x2 cm lesion. SPECT was acquired using 1 zoom factor, 64x64 matrix and 8 frames/cardiac cycle. No motion first imaging accepted as referece study. During the imaging the fantom was moved $\pm X$ ve $\pm Y$ directions from frame 8 to frame 16 as patient was moving. Movement of ± 1 and ± 2 cm caused a tolerable artifact when the motion occurred on the $\pm X$ and $\pm Y$ directions. Movement of greater than ± 3 cm did not cause a detectable artifact. Motion artifact was more detectable with less distances of movement and when the movement occurred at the early images as compared to the ends of SPECT. Patient movement even if grater than ± 3 cm at the ends of a study is less likely to result in image artifacts than movement in the middle or very beginning of an acquisition. Movement of greater than ± 3 cm can cause clinically important image artifacts and must be considered as a potential source of error in tomographic myocardial perfusion studies.

Key words: SPECT, myocard perfusion scintigraphy, cardiac insert phantom

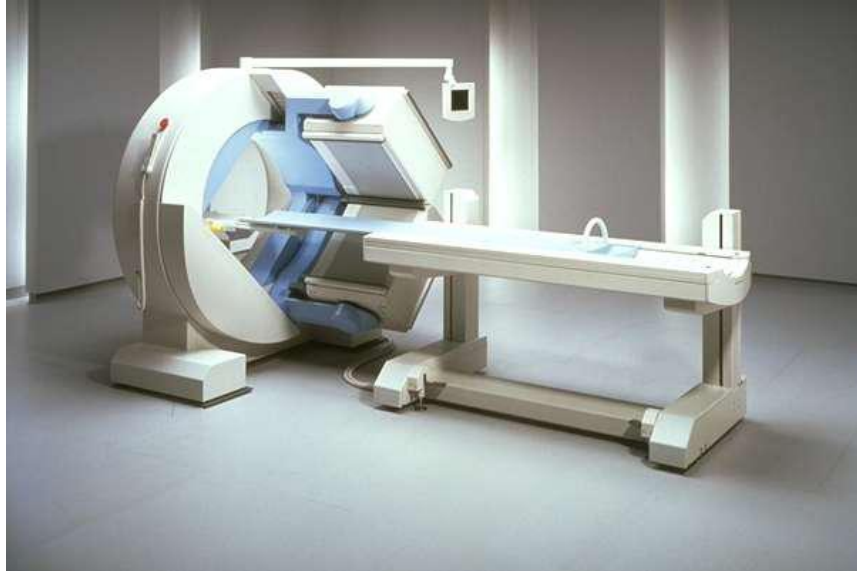
1. GİRİŞ VE AMAC

Miyokard perfüzyon görüntüleme sırasında hasta hareketi görüntüde artefaktlar meydana getirmektedir. Bu çalışmada hasta hareketinin görüntüye etkisi incelenmiştir. Ayrıca, alınan görüntülerin görüntü işleme basamaklarında hareket düzeltme seçeneği de kullanılarak bu özelliğin hangi mesafelerdeki hareket etkisini kompanse ettiği ve derecelendirmede oluşturduğu farklılıklar yorumlanmıştır.

2. **GENEL BİLGİLER**

2.1. **GAMA KAMERA**

Gama kamera, SPECT ve planar sintigrafinin temel elemanıdır (şekil 1). Gama kamera, yatan hastanın ilgili organı üzerindedir. Bu sistem hasta vücudundaki izotop dağılımının noktasal olarak dedekte edilmesi prensibine göre çalışmaktadır. Kaynak haline getirilen organdan çıkan gamalar her yöne doğru (2π Geometri) hareket ederler. Detektörün önünde bulunan kolimatör sadece belirli yönden gelen fotonların geçmesine izin verir. Kolimatörden geçen fotonlar çapı büyük ama kalınlığı çok ince olan bir kristalde (NaI(Tl)) durdurularak sintilasyon fotonlarını meydana getirirler.

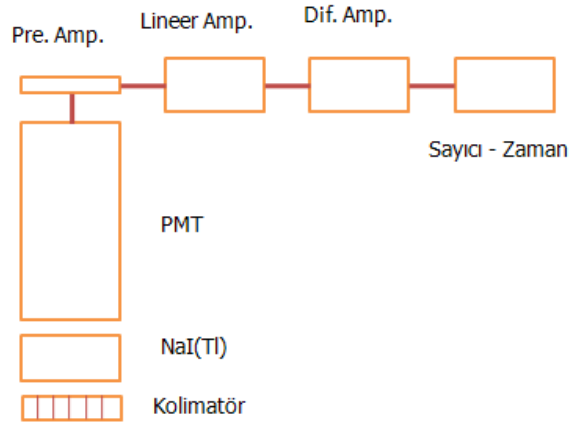


Şekil 1. Gama kamera

Gama kameranın dedeksiyon etkinliği, görüntüyü meydana getiren foton sayısının kaynaktan salınan foton sayısına oranına, kullanılan radyoaktif maddenin aktivitesine ve enerjisine bağlı olduğu kadar, kristal boyutlarına, kolimatör yapısına ve sistem elektroniğine de bağlıdır. Performansı etkileyen en önemli hususları başında detektör gelir (1).

2.1.1. Kolimatör

Radyasyon kaynağından ya da organdan yayılan fotonları yönlendiren, kaynak harici gelen fotonların NaI(Tl) kristali üzerine düşmesini engelleyen aygıtlara kolimatör denir (1). Vücuttaki radyoaktif kaynaktan yayınlanan gama ışınları her yönde yayınlanır ve bu daha büyük açılı kolimasyon gerektirir. Sintilasyon sayıcılarında ve sintilasyon kameralarında bu ünite kristalden önce gelir ve kristal ile mekanik bağlantı halinde bulunur (şekil 2). Nükleer tıptaki kolimatörün rolü, x ışını saçılmaması için kullanılan grid ile benzerdir (2).



Şekil 2. Gama kamera bileşenleri

Paralel kanallı, slanthole, konverjan, diverjan, fan-beam and pinhole olmak üzere altı farklı kolimatör vardır. Bunların her biri, *signal noise rate* (SNR) imajının üzerinde bıraktıkları etkiler ile uzaysal çözünürlüklerine göre belirli özelliklere sahiptir (3).

Gama ışınları, elektromagnetik radyasyon olmaları nedeniyle kırılmazlar, doğrultuları da değiştirilemez. Ancak kurşun gibi ağır elementler tarafından zayıflatılabilir veya durdurulabilirler. Kurşun yüksek atomlu ($Z=84$) olup gama ışınlarını iyi absorbe eder. Yumuşak olup kolay şekillenebilir. Fiyatı ekonomik olup,

maliyeti düşüktür. Bunlar, kolimatör yapımında genellikle kurşun elementinin tercih edilme nedenleridir (2).



Kolimatör çeşitleri

Kolimatördeki deliklerin arasındaki kalınlığa septa denir. Kolimatör yapımında septa kalınlığının önemi çok büyüktür. Belirli kalınlıktaki septalara sahip kolimatörler farklı yönlerden gelen gama ışınlarını durdurmalıdır. Septaların kalınlıkları kullanılan enerjiye göre ayarlanırlar. Septa kalınlığı (t):

- d: iki septa arasındaki uzaklık (delik çapı),
- w: ışınların septada kat edecekleri en uzun mesafe,
- l: hol uzunluğu olmak üzere septaların kalınlığı,

$$t = 2dw/(l - w)$$

ile hesaplanabilir.

2.1.1.1. Paralel Delikli Kolimatör

Kolimatördeki kanalların her biri altıgen tabanlı "petek" (hekzagonal) geometrisine sahip ince kurşun şeritler halinde birbirine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir (şekil 3)(4). Bu kanalları birbirinden ayıran septaların kalınlıkları, görüntülenen radyonüklidin gama enerjisini durdurmaya yetecek kalınlıkta olmalıdır.

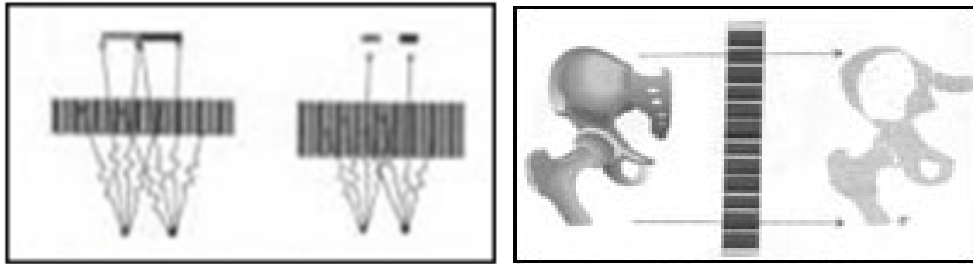
Low Energy All Purpose (LEAP), Low Energy High Resolution (LEHR) ve Medium ve High enerji kolimatörler en çok kullanılan tasarımlardır. LEAP kolimatörlerin büyük çapa sahip delikleri vardır. Büyük çaplı deliklerden dolayı saçılan fotonlar daha fazla olduğundan hassasiyeti orta derecedir ve değer olarak yaklaşık olarak 1 µCi kaynak

için 500.000 cpm ve rezolüsyonu da kolimatörden hastaya doğru 10 cm uzaklıkta 1 cm'dir. ^{201}Tl uygulamalarında tercih edilen kolimatördür.

LEHR kolimatör, LEAP kolimatörlere göre daha yüksek rezolüsyona sahiptir. Daha fazla delik sayısına sahip olmakla birlikte bu delikler hem daha küçük ve daha derindir. LEHR kolimatörlerin hassasiyeti yaklaşık olarak 1 μCi kaynak için 185.000 cpm ve rezolüsyonu da kolimatörden hastaya doğru 10 cm uzaklıkta 0.65 cm olup daha yüksektir (4). $^{99\text{m}}\text{Tc}$ uygulamalarında tercih edilen kolimatördür.

Vertex General Purpose (VXGP) kolimatör ise LEAP ile LEHR arasında özelliklere sahiptir. Kolimatörün septa kalınlığı LEAP kolimatörden küçük LEHR kolimatörden ise büyüktür ve sayısal değeri 0.152 mm'dir. Kolimatördeki deliklerin uzunluğu ise LEAP kolimatörden uzun LEHR kolimatörden kısadır ve sayısal değeri 42 mm'dir. Delik çapı azaltılıp delik uzunluğu arttırılırsa yüksek rezolüsyonlu kolimatörler elde etmek mümkündür. VXGP kolimatörünün delik çapının sayısal değeri 1.78 mm'dir (5).

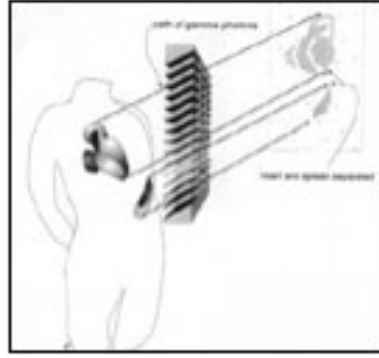
Medium enerji kolimatörler ^{68}Ga (300 keV), ^{111}In (171 keV) gibi medium enerjili foton enerjilerinde kullanılır. High enerjili kolimatörler ise ^{131}I (364 keV) için kullanılır. Bu kolimatörler LEAP ve LEHR kolimatörlere göre daha ince septa kalınlıklarına sahiptir.



Şekil 3. Paralel delikli kolimatör

2.1.1.2. Slanthole Kolimatör

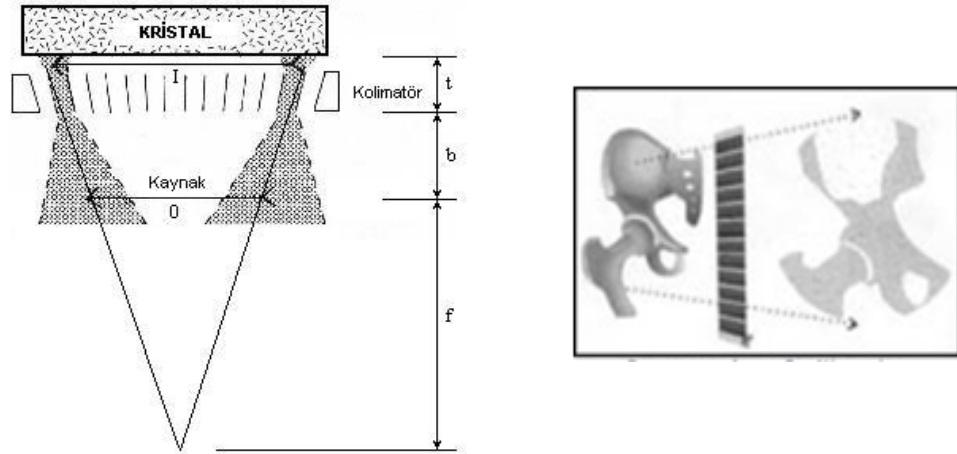
Paralel delikli kolimatörlerin bir varyasyonu olan bu kolimatörlerin bütün delikleri belirli bir açı ile eğimlidir. Bir organın oblik görüntülerinde vücudun diğer kısımlarından gelen fotonları engelleyerek daha iyi bir görüntü oluşturur. Ayrıca, rezolüsyondan maksimum kazanım için vücudun yakınına kadar pozisyonlandırılabilir (şekil 4) (4).



Şekil 4. Slanthole kolimatör

2.1.1.3. Konverjan Kolimatörler

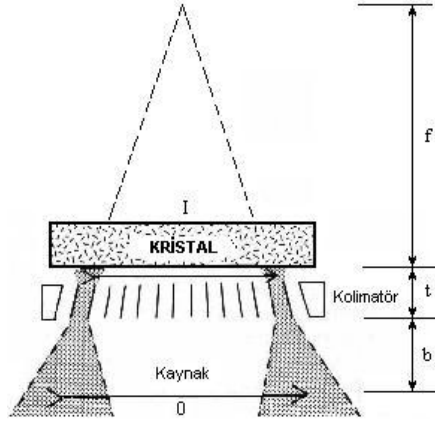
Bu kolimatörler vücuda göre odaklanmış boşluklara sahiptir. Kanallar organa doğru odaklanarak kolimatör yüzeyinden uzaklaştıkça giderek genişleyen açılar yaparlar. Konverjan kolimatörler görüntüyü büyütme ve uzaysal çözünürlüğü arttırmak için kullanılır. Eğimlerin merkezi ideal olarak görüntünün görüş alanının (FOV) ortasına denk gelecek şekilde yerleştirilmelidir (2). En dıştaki kanalların kolimatörün ön tarafında kestiği yerin kolimatör yüzeyi ile arasındaki mesafeye fokus mesafesi denir. En kaliteli görüntü objenin fokus mesafesine yerleştirilmesi ile elde edilir (şekil 5) (4).



Şekil 5. Konverjan kolimatör

2.1.1.4. Diverjan Kolimatör

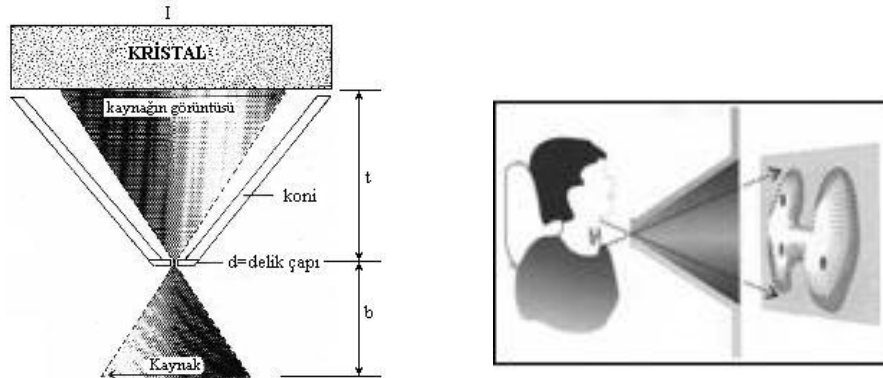
Bir ıraksak kolimatör aslında ters çevrilmiş bir yakınsak kolimatördür. Bir paralel boşluklu kolimatörle karşılaştırıldığında daha büyük bir görüş alanı sağlamaktadır (2). Tüm vücut planar sintigrafisi bir diverjan kolimatör uygulamasıdır (şekil 6).



Şekil 6. Diverjan kolimatör

2.1.1.5. Pinhole Kolimatör

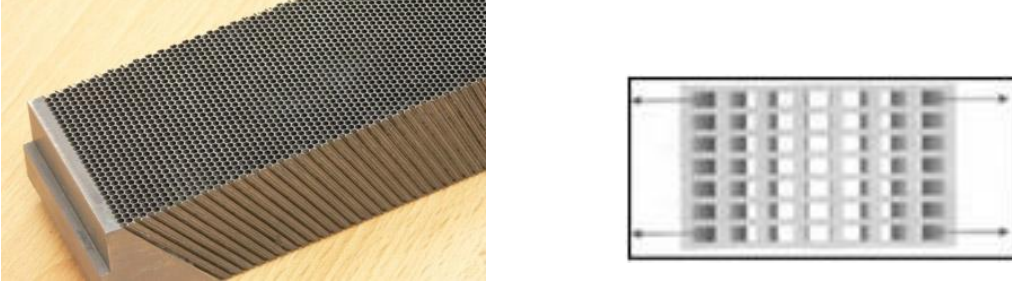
Tiroit, paratiroid gibi çok küçük organların görüntülenmesinde kullanılır. Bu kolimatörler tek boşluklu, 3, 4 ve 6 mm açıklıkla eklenip değiştirilebilen kolimatörlerdir (şekil 7). Bir pinhole kolimatör, büyütülmüş ve yüksek çözünürlüklü bir görüntü meydana getirir, ancak görüntü kenarlarında geometrik bozulmalar olur (2).



Şekil 7. Pinhole kolimatör

2.1.1.6. Fanbeam (Fan-beam) Kolimatör

Fan Beam kolimatörler birincil olarak beyin ve kalp çalışmalarında kullanılırlar. Bunların İki boyutu vardır ve her boyutu farklı geometriye sahiptir. Baş-ayak doğrultusunda olan boşluklar paralel, merkezden çevreye doğru olanlarsa konverjan kolimatörlere benzerdir. Bu tasarım, hastadan alınan veriler ile kristalin maksimum yüzeyinin kullanılmasını sağlar (şekil 8) (4).



Şekil 8. Fanbeam kolimatör

2.1.2. Sintilasyon Kristali

Gama kameralar, vücut içinde absorblanmayan gama fotonlarını görünür ışığa çeviren bir kristalden oluşur. Kristal genelde 1/4 ile 3/8 inç kalınlığında olup 5/8 inç kalınlığında da olabilir (6). Gama kamera içinde bu detektör yaklaşık 40-50 cm uzunluğunda, Talyum ile aktive edilmiş, büyük bir tek sodyum iyodür kristalidir. Saf NaI kristalleri sıvı azot sıcaklığında (-210°C ile -196°C) işlev gördüğünden, bu sintilatörlerin oda sıcaklığında işleyebilmeleri için çok az miktarda (mol başına % 0.1-0.4) talyumla aktive edilmeleri gereklidir. NaI(Tl) gibi sintilasyon kristalinin çok önemli bir özelliği, gelen gama ışınlarıyla orantılı sayıda ışık üretmeleridir. Burada Sodyum İyodür kristalinin seçilmesinin birçok sebebi vardır. Bunlardan ilki, bu kristal cm'de 2.22 olan 140 keV enerjide yüksek bir lineer azaltma katsayısına sahiptir. İkincisi, absorplanan her 30 eV enerjiye karşılık bir ışık fotonu oluşturur, verimi yaklaşık %15'tir. Üçüncüsü, 415 nm dalgaboylu kendi ürettiği ışınları geçirme özelliğine sahiptir, daha küçük enerjili olanlar kristalde absorplanır.

Kristal yapı dış etkenlerden korunması için genellikle alüminyum bir koruyucu ile kaplanır. Kristal ile foton çoğaltıcı tüpü birbirine bağlamak ve optik yansımaları

önlemek için optik gres yağı kullanılır. Bazı kristallerde radyasyon giriş penceresi 10 keV'den düşük enerjili gama ve beta ışınlarını durduracak kalınlıkta alüminyum ile kaplanmıştır.

Bu kristalin tek dezavantajı higroskopik (su buharını absorplayan) olmasıdır ve bu sebeple su geçirmeyecek şekilde sıkıca kaplanması gerekir. Aksi takdirde kolayca mekanik olarak kırılabilir (2).

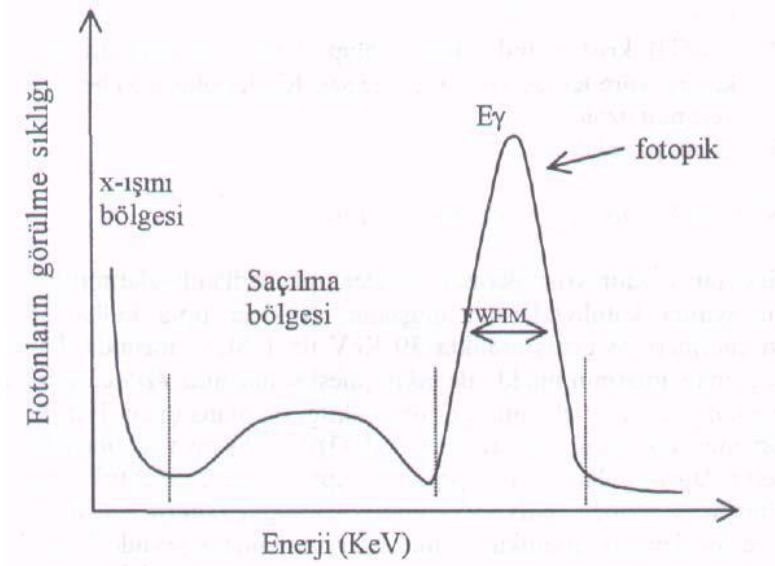
^{99m}Tc ve ^{201}Tl ile görüntülemeye uygun kristal kalınlığı yaklaşık 6 mm'dir. Nükleer tıp taramalarında çoğunlukla ^{99m}Tc kullanılsa da gama kamera diğer radyoizleyiciler örneğin ^{68}Ga , ^{131}I ve ^{111}In için de kullanılabilir ve bunların yaydıkları gama enerjileri daha yüksek olduğu için daha kalın bir kristal gerektirir. Bu amaçla ulaşılan kristal kalınlık değeri genelde 1 cm olarak kullanılmaktadır.

Tablo 1. Sintilasyon kristallerinin özellikleri

	NaI	BGO	LSO	GSO
	NaI:Tl	$\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$	$\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$	$\text{Gd}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$
Yoğunluk (g/cm^3)	3.67	7.1	7.4	6.7
Efektif atom no	51	73	65	59
Foton/MeV	41000	9000	26000	8000
Bozunma zamanı (ns)	230	300	40	60
Pik emisyonu (nm)	415	480	420	430
Refraksiyon indeksi	1.85	2.15	1.82	1.85

Fotoelektrik etki sonucu etkileşim ortamındaki atomun iç tabakalarındaki elektronların dışarı fırlaması ve boşalan yerlere üst yörüngelerden elektronların göçmesi neticesinde, karakteristik X ışınları meydana gelmektedir. Aşağıdaki enerji spektrumunda görülen X ışını bölgesi karakteristik X ışınlarının oluşturduğu bölgeyi temsil etmektedir. Nispeten daha yüksek enerjili gama ışınlarının oluşturduğu saçılma bölgesi Compton tepesi, Compton kenarı ve geri saçılma piklerinin toplamını ifade etmektedir (şekil 9).

Saçılma bölgesinin oluşmasında etkili olan faktörler; hasta vücudundan detektöre ulaşana kadar fotonların yolları üzerindeki etkileşimler, kolimatörün *septal penetrasyon* etkisi ve NaI(Tl) kristalinin içindeki etkileşimler olarak sayılabilir. Kaynaktan ya da organdan yayılan gama fotonları kristal içinde birçok çarpışma yaparak enerjilerini giderek kaybederler. Kristalden çıkan sintilasyon fotonunun enerjisine eşit olan gama fotonları enerji spektrumunun pik enerjilim oluşturur. Pik enerjisindeki fotonların kaynaktan yayılma ihtimali diğer enerjilere göre daha fazla olduğundan, spektrumun pik enerjisi kolayca görülebilir. Muhtelif çarpışmalar sonucunda enerjisi azalarak detektörden çıkan fotonlar spektrumun çıkan kolunu oluştururlar. Kristal içinde aynı atoma aynı anda birden fazla fotonun isabet etmesi pik enerjisinden daha yüksek enerjili fotonların çıkmasına neden olur. Bu fotonlar spektrumun inen kolunu oluştururlar.

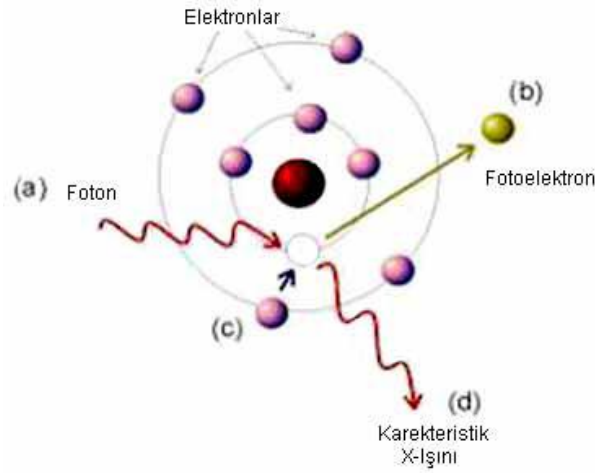


Şekil 9. Gama ışınlarının saçılma bölgesi

2.1.2.1. Fotoelektrik olay

Düşük enerjili bir foton genellikle içinden geçtiği ortamdaki atomların K veya L yörüngesindeki bir elektrona bütün enerjisini vererek onu pozitif yüklü çekirdeğin bağlayıcı kuvvetinden kurtarır. Dışarıya fırlatılan bu elektrona *fotoelektron* denir. Bu

olay neticesinde oluşan elektron boşluğu dış yörüngedeki başka bir elektron tarafından doldurulur ve bu sırada X ışını yayımlanır (şekil 10). 0,5 MeV'den daha küçük enerjili fotonların ağır elementler tarafından soğurulmasında bu olay oldukça önemlidir (7).



Şekil 10. Fotoelektrik olay

Bu olay sırasında gelen fotonun enerjisinin bir kısmı elektronu bağlı olduğu atomdan koparabilmek için harcanır, geri kalan kısmı ise koparılan elektrona kinetik enerji olarak aktarılır.

$$h\nu = E_{Bağlanma} + E_{Kinetik}$$

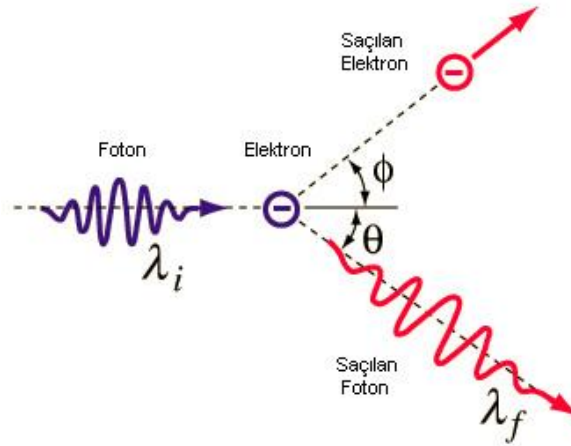
2.1.2.2. Compton olayı

Atoma sıkı bağlanmamış bir dış yörünge elektronu, enerjisi kendisine kıyasla çok daha büyük olan bir fotonla çarpışması sonucunda meydana gelen olaya *Compton Saçılması* denir. Elektron, kütleli bir parçacık olduğu için fotonun bütün enerjisini soğurması momentumun korunumu gereği mümkün değildir. Dolayısıyla foton,

enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ve saçılma uğrayarak yoluna devam eder (şekil 11). Foton ile elektron arasında oluşan açı fotonun enerjisine bağlıdır. Gelen fotonun dalgaboyu ile saçılan fotonun dalgaboyu arasındaki fark,

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos\theta)$$

ile ifade edilir. Buradaki " h/m_0c " terimi *Compton dalgaboyu* olarak adlandırılır. Enerjileri 0,5 – 2,0 MeV arasında olan fotonların hafif elementlerden oluşan ortamlar tarafından soğurulmasında bu olay diğerlerine göre daha önemlidir. Yüksek enerjili fotonlar enerjileri belirli bir seviyeye düşene kadar *Compton Saçılmasına* uğrarlar ve sonrasında da fotoelektrik olayla absorblanırlar. Çünkü *Compton Saçılması* ile fotonlar tamamen soğurulamazlar (7).



Şekil 11. Compton saçılması

2.1.3. Foto Multipler Tüp

Sintilasyon kristaline çarpan her bir gama ışını birkaç bin foton oluşturur bunların her biri birkaç elektronvoltluk düşük enerjilere sahiptir. Bunlar çok düşük ışık sinyalleridir ve yükseltilip elektrik akımına dönüştürülerek sayılabilir hale getirilmesi gerekir. Bu görevi yerine getiren foto multipler tüp (PMT), ışığın daha doğru biçimde ölçümüne izin verir. Bu cihazların çalışma prensibi, giriş penceresine gelen ışığın

fotokatottan elektron çıkartıp dinod adı verilen metal bir plakaya odaklanarak arttırılmasıdır (8).

PMT'nin, geçirgen giriş penceresinin yüzünün iç kısmı sezyum antimon (CsSb) gibi bir malzemeyle kaplıdır, bu fotokatodu oluşturur. Sintilasyon detektöründen çıkan fotonlar bu malzemeye çarpınca fotoelektrik etkileşimle vakum içerisinde serbest elektronlar (fotoelektron) meydana getirir (9). Bu elektronlar ilk yükseltgenme basamağına doğru, karşısına yerleştirilmiş fotokatoda göre +300 V voltaja sahip dinod adı verilen bir metale doğru hızlandırılırlar. Bu malzeme de sezyum antimon gibi bir maddeyle kaplanmıştır. Elektronlar bu dinoda çarpar ve gelen her elektron için birkaç ikincil elektron oluşur. Tipik bir yükseltme faktörü 3 ile 6 arasındadır.

Sayıları 8 ile 10 arasında değişen seriler halinde yerleştirilen dinodlardan her biri bir öncekine göre +100 V voltaja sahiptir ve gelen her bir fotoelektron için 10^5 ile 10^6 arasında elektron üreterek PMT'nin çıkışında yükseltilmiş bir akım yaratır. PMT'den çıkan sinyaller X boyutundan alınan sinyaller, Y boyutundan alınan sinyaller ve Z boyutundan (enerji boyutu) sinyalleri olmak üzere üç farklı boyuttan gelir. Bu sinyaller çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilip, şekillendirildikten sonra görüntüye dönüştürülürler. Gama kamerada elde edilen görüntüler bilgisayar aracılığıyla işlenerek görüntü kalitesinin arttırılması sağlanır. Ayrıca görüntü üzerinde değişik analizler yapılabilir. Görüntüleme sisteminin performansının anlaşılmasının ilk basamaklarından biri de ham görüntünün en yüksek doğrulukta elde edilmesidir. Ham görüntü üzerine daha sonra uygulanacak algoritma ve düzeltme teknikleri görüntü kalitesini ve doğruluk kriterlerini aynı paralelde arttırmaktadır (10).

Her bir PMT için 1-2 kV aralığında yüksek voltaj üretecek olan bir güç kaynağı gereklidir. PMT'ler camla kaplı olup dinodlar arasında elektronların azaltılmasını düşürmek için ortam vakumlanmıştır. PMT'ler kristale optik jel ile bağlanmıştır. Bu jelin özelliği ışık absorpsiyonu olmamasıdır. PMT içindeki elektron geçişleri eksternal magnetik alandan etkilendiğinden cam tüplerin dış yüzeyleri *Mu-metal* ile kaplanmıştır. *Mu-metal*, manyetik enerji emme yeteneğine sahip elektromanyetik koruma özelliği gösteren demir, nikel ve az miktarda bakır-krom içeren bir alaşımdır. Şekil 12'de çeşitli PMT'lerin fotoğrafları görülmektedir (9).



Şekil 12. Çeşitli PMT'ler

Her bir PMT'nin çapı 2-3 cm olup sintilasyon kristalinin içinde bitişik olarak bulunurlar. En verimli dizilim, yan yana olan PMT'lerin her birinin merkeze olan uzaklığının aynı olmasını sağlayan bitişik hekzagonal yapıda olmalıdır.

Genelde, sintilasyon kristali ile her bir PMT'nin dış yüzeyinde ince bir optik çizgi ile birleşen 37, 55, 61, 75 veya 91 PMT dizilimleri kullanılır. Her PMT aynı enerji cevabına sahip olmalıdır, eğer bu koşul sağlanmazsa görüntüde artefaktlar meydana gelecektir. Nükleer tıpta planar taramalarında, %10'un üzerinde *uniformity*'deki değişim tolere edilebilir, ancak SPECT görüntülerinde bu değer %1'in altında olmalıdır.

2.2. SPECT

SPECT sistemleri bir veya daha fazla kameranın hastanın etrafında dönmesi esasına dayanır. SPECT'in amacı, fizyolojik ve patofizyolojik bilgi kazanmak için hastadaki radyoaktivite dağılımının doğru bir imajını elde etmektir. Organda tutulan aktivite üç boyutludur, planar çalışmalarda bir yönde elde edilen görüntülerde organın bu yönde tüm derinliğinden gelen bilgiler üst üste binmektedir, yani derinlik bilgisi kaybolmaktadır. Tomografik çalışmalarda ise görüntü her yönden toplandığı için bu sorunla karşılaşmaz. Detektörün hasta etrafında dönmesiyle belirli açılarda bilgi toplanır, daha sonra bilgisayarda *iterative* veya *backprojection* filtreleme teknikleri kullanılarak kesit görüntüleri elde edilir (2, 6, 11).

Planar sintigrafi ve SPECT arasındaki benzerlik, planar X ışını ve CT arasındaki benzerlik gibidir. SPECT genel olarak miyokard perfüzyon çalışmalarında koronal arter rahatsızlıkları gibi taramalarda kullanılmasına rağmen felç, epilepsi veya alzheimer gibi hastalıklarda ve planar taramalarda da kullanılır (2, 11).

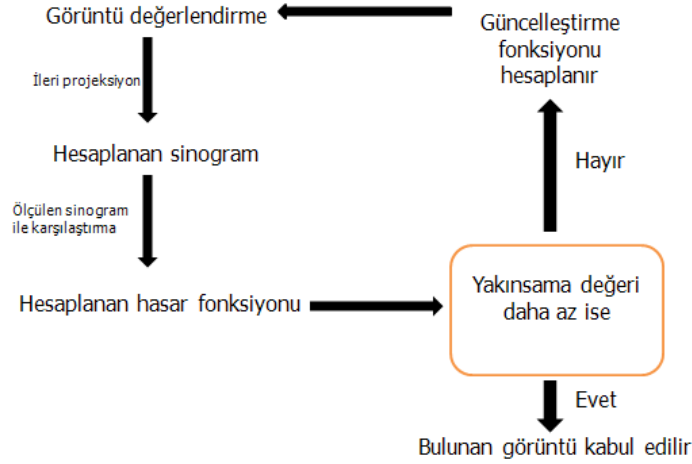
2.2.1. Atenüasyon Düzeltmesi

Gama ışınlarının vücuttaki derinliği arttıkça daha fazla atenüasyona uğrayacaklarından dolayı detektörü ilgili organın yüzeyine mümkün olduğunca yaklaştırarak organın merkezinde lokalize olmuş radyoizleyiciden yayınlanan gama ışınlarını daha fazla detekte etmesi sağlanabilir (2).

2.2.2. Görüntünün Yeniden Yapılandırılması

Bilgisayarların gama kameralara bağlanmasıyla birlikte *rekonstrükte* imajların elde edilmesi mümkün olmuştur. SPECT teknikleri iki boyutlu görüntülerin her setinden üç boyutlu görüntülerin elde edilmesine olanak sağlar. Bunun için sintilasyon kamerasının hasta etrafında dönmesi ve her bir dönüş açısında veri toplaması gereklidir. Tüm açılarda verilerin toplanması tamamlanıncaya kadar bu işleme devam edilir (12).

SPECT görüntülerinin yeniden yapılandırılmasında *backprojection* filtreleme veya *iterative* metotlarından biri olmak üzere iki yöntem kullanılabilir. Yeniden yapılandırmanın genel şeması şekil 17'de gösterilmektedir. Basit olarak gösterilen bu geometrik şema, tahmini bir görüntü ile başlar. Sonraki görüntüler görüntü basamakları, tahmini görüntü üzerinden hesaplanır ve sinogramda toplanır. Bu süreçte, saçılan gama ışınlarının dağılımı, kaynak derinliğe bağlı yayılım fonksiyonunun değerlendirilmesi 'forward model'de yapılandırılabilir. Sinogram, elde edilen görüntülerden biri ile karşılaştırarak birbirinden farklı iki fonksiyondan elde edileni hesaplar. Meydana gelen fonksiyon piksel üzerinde oluşabilecek veri ile gerçekte olan görüntü arasındaki farklılıkları veya sinogramdaki daha yoğun sinyalleri tam olarak hesaplayabilir. Başta tahmin edilen veri üzerinden meydana fonksiyon geliştirilerek gerçek ile tahmin edilen arasında yakın bir sonuca ulaşılır (8).



Şekil 13. SPECT için rekonstrüksiyon algoritması

2.2.3. Artefakt Oluşumu ve Hareket düzeltmesi

Sistem yazılımları, çoğu kullanıcı tanımlı olan görüntü işleme protokollerini kullanır. Üreticiler tarafından geliştirilen ve en çok kullanılan yazılım uygulamaları yumuşatma (smoothing), normalizasyon ve interpolasyon; görüntü toplama veya çıkarma; kontrastlanma; ardışık görüntülerin döngüsü; histogramın konstrüksiyonu ve görüntülenmesi; harf ve sayılara göre nümerik oluşturmalarıdır (13).

Tek detektörlü gama kamera sistemleri özel mekanik aksamı ile hasta etrafında 360 derece dönmektedir. SPECT sistemleri çoklu projeksiyon serilerinde veriler meydana getirir. Projeksiyon dizisindeki görüntüler back projeksiyon denilen algoritma ile yeniden yapılandırılır. Veriler her görüntü için matematiksel olarak ortadan kaldırılır ve yeniden yapılandırılarak 3 boyutlu olan görüntüler elde edilir. Projeksiyon verileri aksiyal veya transaksiyal olarak ta adlandırılan transvers kesitlerde üretilerek kombine edilebildiği gibi sagittal ve koronal kesitlerindeki görüntüler de matematiksel işlemler ile elde edilebilir (13,14).

Çift detektörlü SPECT sistemleri ile 180 derecelik zıt yönde hareketler ile hassasiyet kaybı yarı yarıya azaltılmıştır. Üç detektörlü sistemler ise hassasiyeti daha da arttırmaktadır.

Gama kamera sistemlerinde detektör elektroniğinin limit değerlerinden ötürü görüntü lineeritesinin, görüntü homojenitesinin, intrinsek ve ekstrensek uzaysal rezolüsyonun ve verimliliğinin belli sınırlamaları vardır.

PMT'lerdeki olası distorsiyon, doğrusal nesnelerin eğri görünmesine neden olabilir. İnstrinc uzaysal rezolüsyon, kristal kalınlığına bağlı olup kalın kristallerde fotonların PMT'ye ulaşmasını engelleyebilir. Bu gibi nedenlerle daha düşük enerjili gama ışınlarında istatistiksel dalgalanmalar fazla olduğundan daha az sayıda foton üretilerek uzaysal çözünürlük azalmaktadır.

Ekstrensek uzaysal rezolüsyon kolimatör ve detektör rezolüsyonunun bir fonksiyonudur. Kaynağın detektöre uzaklığı arttıkça kolimatör rezolüsyonu azalacağından dolayı harici rezolüsyon da azalır. Gama kameralar arasındaki çözünürlük farkları bar fantom ile yapılan performans kontrolleri ile tespit edilebilir (14).

SPECT görüntülerinin kalitesi hastadan gelen radyasyonun uğradığı atenüasyona ve compton saçılmasına bağlı olarak sınırlı olabilir. Compton saçılması SPECT görüntülerinde kontrastı azaltır. Hastanın anatomik yapısı saçılma ve atenüasyon üzerinde etkilidir. Compton saçılmasının görüntü üzerindeki etkisini minimuma indirerek görüntü kalitesini arttırmak için saçılma düzeltme teknikleri geliştirilmiştir (13).

Kolimatörlerdeki defektler hassasiyetin azalmasına, daha uzun görüntüleme zamanına, görüntü yapılandırılmalarında hatalara ve görüntüde artefaktlara neden olur.

Kadın hastalarda büyük meme dokusu anterior septal duvarda atenüasyona bağlı defekt oluşturduğu bilinmektedir. Bu nedenle çekim sırasındaki meme dokusunun hareketini kısıtlamak için meme dokusu bantlaması atenüasyona bağlı defekti azaltabilir. Erkeklerde ise spora bağlı pektoral kas kalınlığının artması anterior duvarda artefakt oluşturabilir.

Bu olayların tamamı görüntüde artefakt sebebidir. Hareket ile oluşan artefaktın biçim ve şiddeti ise tek veya çift detektörlü SPECT görüntülenmesi sırasındaki zamanlama, süre, şiddet ve yön ile tanımlanabilir.

Spect esnasındaki genel hasta hareketleri sabit vücut hareketi, periyodik lokal deformasyonlar ve lokal olmayan deformasyonlar olmak üzere üçe ayrılır. Sabit vücut hareketleri dediğimizde hastayı sabit bir cisim gibi varsayarak düşünmemiz gerekir. Mümkün olabilecek hareket üç boyutta dönme ve çevirme hareketleridir. Nefes alma ve kalp çarpıntısı periyodik lokal deformasyonlardır (15).

Deformasyona neden olan hasta hareketlerinden sabit vücut hareketlerinin etkisinin düzeltilmesi en kolaydır. Çünkü çekim süresince hareket etkisi olmaksızın elde edilen görüntülerle kıyaslanarak veri işlenmektedir. Oysa, periyodik lokal deformasyonların modellenmesi ve düzeltilmesi daha zordur. Çünkü çekim süresince elde edilen tüm görüntüler vücut deformasyonunu içerecektir. Bu etki düzeltilmezse, periyodik harekete maruz kalan organın rekonstrikte görüntüsünde kenarlarda bulanıklık meydana getirerek yorumlanmasında zorluk oluşturacaktır. Son olarak, hasta hareketinde periyodik ve sabit olmayan deformasyonlar görüntünün rekonstrüksiyonu üzerinde en çok değişim gösteren etkilere sahiptir. En iyi ihtimalle bu hareket ilgili organı etkilemeyen vücudun başka bir bölümünde olur, mesela bir kardiyak SPECT işlemi esnasında hasta vücuda zarar vermeyecek şekilde kolunu hareket ettirmiş olabilir. En kötü ihtimalle ise hasta daha rahat olabilmek için omzunu yeniden düzeltip veya belini kıvrıp eğebilir ki bu hareketler tam olarak ilgili bölgeyi bozucu hareketlerdir (15).

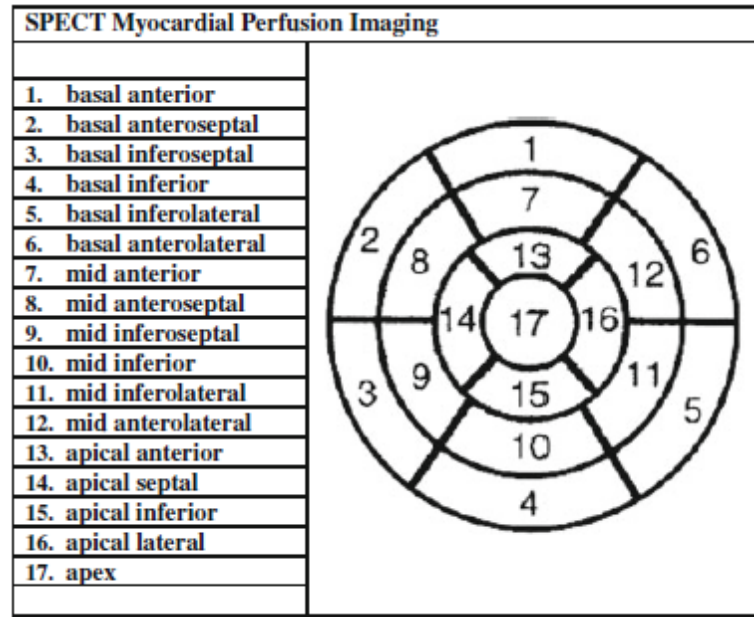
2.2.4. Bull's Eye Haritalama

Kantitatif analiz görsel yorumunu tamamlamak için yararlıdır. Kantitatif analiz tekniklerinin çoğu kısa eksen dilimlerinde radyal çizgilere dayanmaktadır. Stres perfüzyon kantitasyonu, iskemi yaygınlığını ve şiddetini değerlendirmek için istirahat perfüzyon ile karşılaştırılır. Bu nicel analiz genelde *bull's eye* veya polar haritası olarak görüntülenir (16).

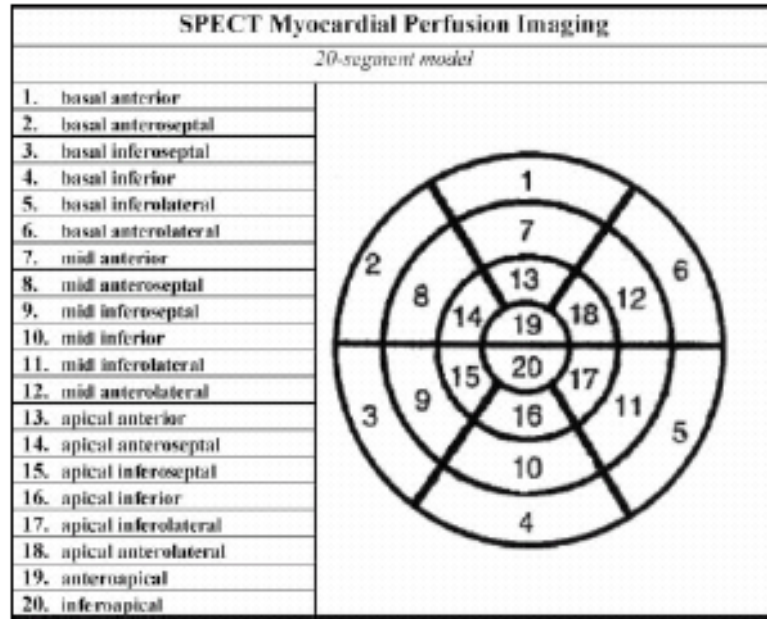
Kantitatif programlar görsel değerlendirmelere göre daha etkindir. Görüntüdeki artefaktlar ve kullanılan SPECT perfüzyon ajanları ile iskeminin değerinin altında görüntülenmesi, normal doku ve hafif perfüzyon defektlerinin ayırt edilmesi zorlaşabilir. Kantitatif analizin görsel analizlere yardımcı olması amacıyla defekt, sol ventrikülün bir yüzdesi olarak ifade edilebilir (17).

Planar veya SPECT miyokard perfüzyon görüntülerinin kantitatif analizi için bir takım teknikler geliştirilmiştir. Bunlar tipik olarak normallerden elde edilen veriler kullanılarak rölatif bölgesel tutulum ve washout oranlarının genişliği hakkında bir referans sağlar. Yaklaşımlardan biri hastanın sintigrafisinin dairesel bir profil histogramı oluşturularak referans standartla karşılaştırmaktır. Başka bir yaklaşım da *short axis* SPECT tomografilerinden kalbin apex inden bazaline doğru kesitler alınarak bir polar harita oluşturmaktır (şekil 16) (18).

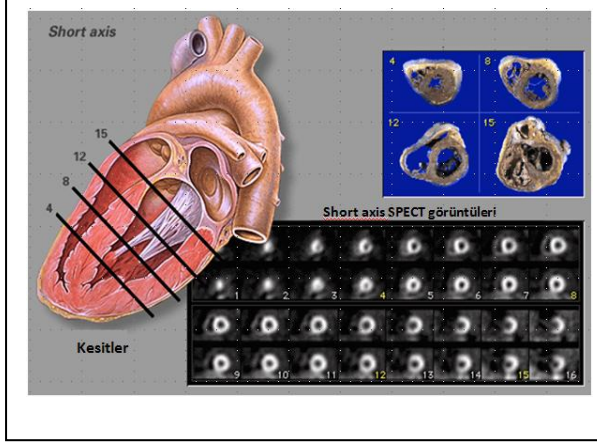
17 veya 20 bölgeye ayrılmış perfüzyon skorları ile polar haritalar oluşturulabilir (şekil 14 ve 15). Bölge skorlarının miyokard duvarı üzerindeki en büyük voksel değerine normalize edilmesi ve en yüksek voksel değerinin QPS' de 100'e ayarlanmış olmasından dolayı uniform görüntülerin çoğu ortalama bir bölge skoruna ve küçük standart sapmaya sahip olmaktadır (16).



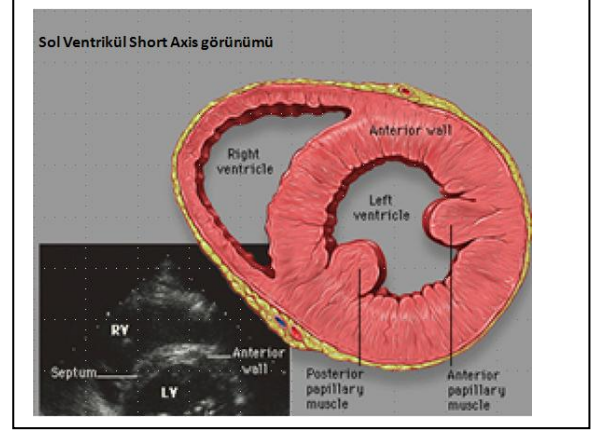
Şekil 14. 17 segment model ile SPECT miyokard perfüzyon sintigrafisi



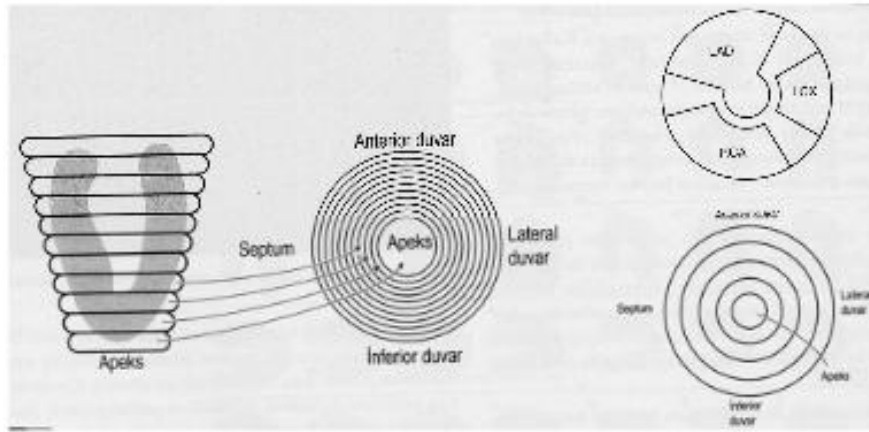
Şekil 15. 20 segment model ile SPECT miyokard perfüzyon sintigrafisi



Şekil 16. Short axis kesitleri



Sol ventrikül short axis görünümü



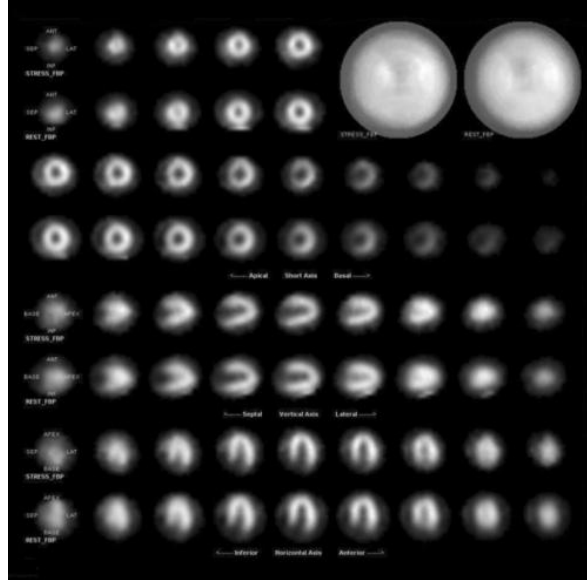
Şekil 17. Short axis kesitlerinden polar harita oluşumunun şematik görünümü

2.2.5. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi

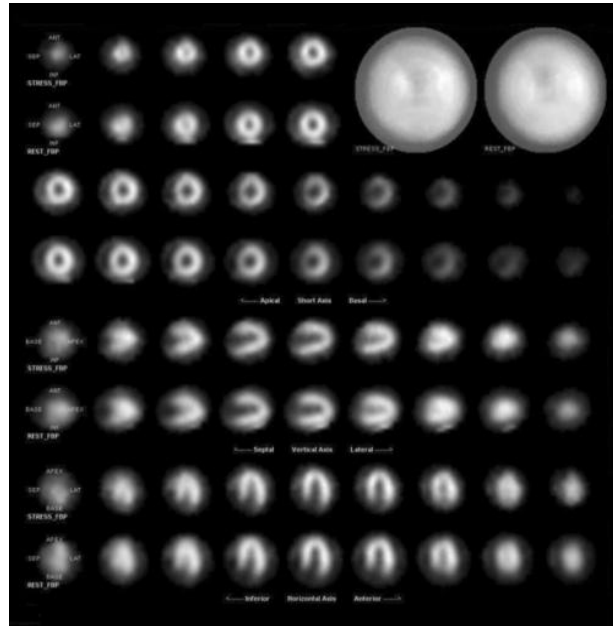
Miyokard perfüzyon sintigrafisi (MPS) kalp kasının kanlanması bir sorun olup olmadığını araştırmak üzere yapılır. MPS, miyokardiyal iskemi ve skarın saptanması, lokalizasyonu ve yaygınlığının değerlendirilmesi, sınırda darlıkların fizyolojik öneminin değerlendirilmesi, miyokard canlılığının değerlendirilmesi ve revaskularizasyon sonrası fonksiyonel düzelmenin ön görülmesi, miyokard infarktüsü sonrası ve non-kardiyak cerrahi öncesi risk ve prognoz değerlendirilmesinde kullanılan güvenilir bir yöntemdir.

Miyokard perfüzyonu stres, istirahat veya her iki durumda da incelenebilir. MPS, 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 bilgisayarda işlenmesi sonrasında kalbin tomografik kesitleri (kısa eksen, vertikal ve horizontal uzun eksen) ve polar haritası elde edilmektedir (19).

Sol ventrikül miyokardında homojen radyofarmasötik tutulumu normal miyokard perfüzyonu olarak değerlendirilir (şekil 1). Miyokardın herhangi bir bölgesinde düşük düzeyde radyofarmasötik tutulumu ise defekt olarak değerlendirilir. Egzersiz sonrası elde edilen MPS görüntülerinde izlenen bir perfüzyon defekti alanında, istirahat görüntülerinde normal perfüzyon görülmesi durumu redistribusyon veya reverzibilite olarak tanımlanmakta ve bu durum iskemiye düşündürmekte iken (şekil 2); stres ve istirahat görüntülerinde defektte değişiklik izlenmemesi durumunda bulgunun skar dokusu ile uyumlu olduğu düşünülmektedir. MPS' de stres ve rest sırasında elde edilen imajlar karşılaştırılarak stres görüntülerinde perfüzyon defekti izlenen alanların restte dolması durumuna iskemi, doluş olmamasına infarkt adı verilir (19).



Şekil 18. Stres ve istirahat (kısa eksen, vertikal ve horizontal uzun eksen kesitleri ve polar harita) miyokard perfüzyon sintigrafisi görüntüleri. Sol ventrikül duvarlarında normal miyokard perfüzyonu izlenmektedir.



Şekil 19. Stres ve istirahat (kısa eksen, vertikal ve horizontal uzun eksen kesitleri ve polar harita) miyokard perfüzyon sintigrafisi görüntüleri. İnferolateral duvarda iskemi ile uyumlu miyokard perfüzyon sintigrafisi bulguları izlenmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Yapılan araştırma, miyokard perfüzyon sintigrafilerinde hasta hareketinin görüntüye etkisini değerlendirmek amacıyla kardiyak insert fantom kullanılarak SPECT cihazında alınan görüntüler üzerinde incelemelerin yapıldığı deneysel bir çalışmadır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma 15 Mart – 15 Haziran 2012 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.3 Çalışma Materyali

Uranyum (^{235}U) un parçalanmasından ^{99}Mo oluşmaktadır. ^{99}Mo radyoaktif bozunma ile önce $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 'ye ve daha sonra kararlı olan ^{99}Tc 'ye dönüşmektedir. $^{99\text{m}}\text{Tc}$, fiziksel özellikleri nedeniyle nükleer tıpta teşhis amaçlı kullanılan radyoizotopların en idealidir. Fiziksel yarı ömrü 6,02 saat olup, enerjisi 140 keV olan gama ışını yayınlar. Teknesyum için 0'dan +7'ye kadar oksidasyon kademesi tanımlanmıştır. En kararlı oksidasyon kademesi +7 değerindedir ve $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ halinde bulunur. Renksiz, berrak bir çözelti olan solüsyonun pH derecesi 7,4 olup sterildir.

Nükleer tıp klinik uygulamalarda miyokard çekimlerinde hastaya 22 mCi $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MIBI verilmekte ve verilen bu maddenin %5'i kalpte tutulmaktadır. Bu sebeple çalışmamızda 1 mCi $^{99\text{m}}\text{Tc}$ kullanılmıştır.

3.4. Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmada kullanılan radyonüklid $^{99\text{m}}\text{Tc}$ olup aktivitesi zamanla eksponansiyel olarak değişmektedir. Aktivitenin değişimi, sayım miktarını değiştirmekte ve çekim süresini etkilemektedir.

Araştırmalarda kullanılan kardiyak insert fantom, gama kamerada tekrarlanabilirliği mümkün kılması açısından bütün çekimlerde aynı koordinat

eksenine yerleştirilmiştir. Çekim süresince frame 8 ile 16 arasında, $\pm X$ ve $\pm Y$ eksenlerinde 4'er cm boyunca her cm için orijinden uzaklaştırılmıştır.

3.5. Veri Toplama Araçları

3.5.1. Gama Kamera

Araştırmada kullandığımız çift detektörlü Philips Forte JETstream AZ SPECT cihazı (şekil 18), 56 – 920 keV aralığında, bozunan radyoaktif maddelerden saniyede 250000 sayım alabilmekte, bu enerji aralığını 16 farklı pencere ile kullanıp görüntüyü 1152 x 900 matrikste oluşturabilmektedir. Kullanılan detektörlerin kristal kalınlıkları 9,5 mm olup, kullanılan PMT sayısı 49'dur.



Şekil 20. Philips Forte JETstream AZ SPECT Cihazı

Görüntüleme protokolü 64 x 64 matriste, VXGP kolimatör kullanılarak, büyütme faktörü 1 olacak şekilde uygulanmıştır. Her bir görüntü için alınan sayım 100000'dir. Detektörün ilk hareketi 45 derecede olup fantom, *step* modunda ve *circular* olarak görüntü alınmıştır. 140 keV pik enerjisindeki ^{99m}Tc için enerji penceresi %10 olarak ayarlanmıştır. Görüntü işleme basamaklarında *butterfly* filtre tercih edilmiştir.

Kullandığımız VXGP kolimatörünü LEAP ile LEHR arasında özelliklere sahiptir. Kolimatörün septa kalınlığı LEAP kolimatörden küçük LEHR kolimatörden ise büyüktür ve sayısal değeri 0.152 mm'dir. Kolimatördeki deliklerin uzunluğu ise LEAP kolimatörden uzun LEHR kolimatörden kısadır ve sayısal değeri 42 mm'dir. Delik çapı

azaltılıp delik uzunluğu arttırılırsa yüksek rezolüsyonlu kolimatörler elde etmek mümkündür. VXGP kolimatörünün delik çapının sayısal değeri 1.78 mm'dir.

Veri toplanmasında sistemden sisteme değışikliklerin devam etmesine karşın görüntü toplama uzunluğu, yörünge uzunluğu ve dönme açısı gibi değışmeyen unsurlar da vardır. Tek veya çok başlı detektörler ile 45 derece sağ anterior oblikten başlayıp 135 derece posterior oblikte sona eren 180 derecelik açık pozisyonu kullanılır. 180 derecelik yörünge için diğer bir avantajı veri toplama sırasında sol omzun görüntü dışında kalmasıdır.

Hasta hareketi yaş, kilo, cinsiyet gibi etkenlerden ötürü çekim başladıktan hemen sonra, görüntülemenin ortasında, görüntülemenin sonuna doğru ya da herhangi bir zaman diliminde olabilir. Çalışmamızda, hasta hareketinin görüntülemenin tam ortasında gerçekleştiğini varsayarak fantom, 16 frameden oluşan çekimin tam ortasından yani 8. frameden itibaren hareket ettirilmiştir. Böylelikle sonuçları belli başlıklar altında derlemek ve yorumlamak mümkün olmuştur.

Fantom $\pm X$ ve $\pm Y$ eksenlerinde ± 1 , ± 2 , ± 3 ve ± 4 'er cm boyunca kaydırılarak, cm başına hareketin etkisi ilk alınan referans görüntüye göre kantitatif ve görsel olarak değerlendirilmiştir.

Alınan görüntülerin bilgisayar ortamında rekonstrükte edilirken Philips JETstream Workspace V3.5 sürümüne sahip bilgisayar yazılımı kullanılmıştır. JETstream Workspace DICOM sunucusu nükleer tıpta rekonstrükte görüntülerde DICOM TCP/IP Network iletişim desteğini sağlamaktadır. Philips Forte JETstream AZ SPECT Cihazı ile detaylı özellikler de tablo 2'de belirtilmiştir.

Tablo 2. Philips Forte JETstream AZ SPECT cihazının teknik özellikleri

KARAKTERİSTİK ÖZELLİKLER	DEĞERLER
Ring çapı	90 cm
Boyutlar (h x w x d)	186 x 168 x 439 cm
Detektör kalınlığı	9,5 mm
PMT sayısı	49
Kolimatörler	LEGP, LEHR, MEHP, HEGP, ,VXHR, VXGP, VXUR, Pinhole
Data transfer	DICOM (3.0), Ethernet, Interfile 3.3, floppy, CD-ROM
Görüntü matrisi	1152 x 900
Hafıza	40 GB hard disk, 1.3 GB optikal disk, 1.44 MB floppy, CD drive
UFOV	50,8 x 38,1 cm
Maksimum sayım (cps)	250000
Ölü zaman	1,3 s
Enerji aralığı	56 – 920 keV
FWHM (10 cm de)	8,8 mm
FWTM (10 cm de)	16 mm

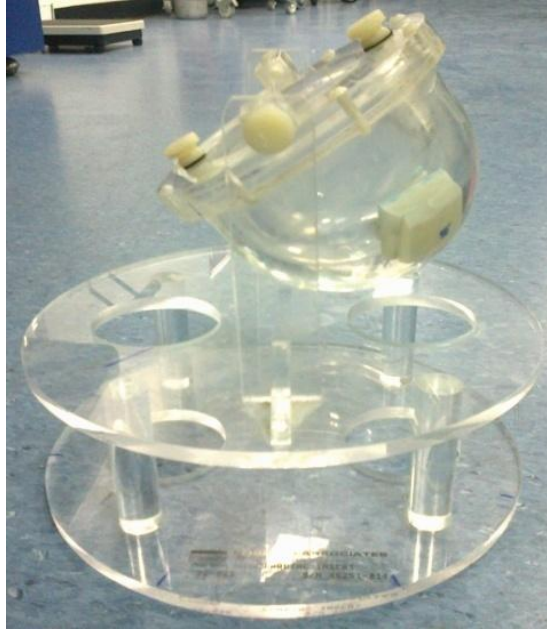
3.5.2. Kardiyak Insert Fantom

Kullandığımız kardiyak insert fantom 8 cm çap ve yüksekliğinde olup 0,5 cm duvar kalınlığına sahiptir (şekil 19). Fantom ile alınan görüntüde artefakt meydana getirecek olan 1.2 x 2.0 x 2.0 cm boyutları ile doku eşdeğeri madde (bolus) kullanılmıştır.

Fantom Hazırlama

1. Hazırlık kısımları olası bir bulaş ihtimaline karşı laboratuvarda yapılmıştır.
2. Kabarcık oluşumunun minimum olmasına dikkat ederek fantom su ile doldurulmuştur.
3. Fantom içindeki suda kabarcık kalmayınca kadar karıştırılmıştır.
4. İçine aktivite koymadan önce kardiyak insert fantomun su kaçırıp kaçırmadığı gözlemlenmiştir.
5. Doz kalibratöründe ^{99m}Tc aktivitesi 1 mCi ölçülerek fantom içine konmuştur.
6. Fantom, hasta ile aynı protokolde taranır.

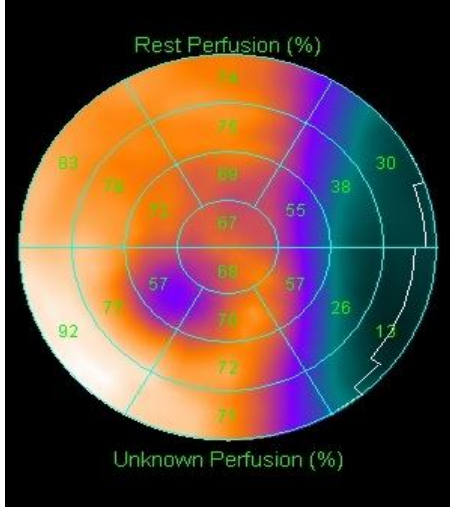
Tekrarlanabilirliği mümkün kılmak açısından alınan ilk görüntüde kardiyak insert fantomun pozisyonu belirlenerek sonraki çekimlerde de aynı deney düzeneği kurulmuştur.



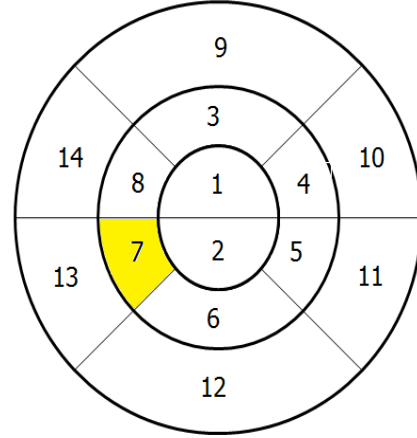
Şekil 21. Kardiyak insert fantom

3.5.3. Veri Kayıt Formu

Görüntüleme işlemleri tamamlandıktan sonra, hareket etkisinin olduğu her görüntü, oluşturulan derecelendirme tablosu (tablo 3) ile referans görüntüye göre karşılaştırılıp derecelendirilerek veri kayıt formuna (tablo 4) kaydedilmiştir.



Referans görüntünün Bull's Eye haritası



Şematik Bull's Eye haritası

Referans görüntü *Bull's eye* haritasında segmentlere ayrılmıştır. Maksimum aktiviteyi içeren alan 100 kabul edilerek, lezyonun olduğu yerin maksimuma oranı ile haritalama yapılmıştır.

Bull's eye haritasında short axis, horizontal long axis ve vertikal long axis olmak üzere üç düzlemde kesitler elde edilir. Hem stres hem de rest görüntülerde kalbin kesitleri apexten basale doğru ayarlanır. Bull's eye haritalama, sol ventrikülün tüm perfüzyonunu tek bir imajda görmemizi sağlar. Bilgisayar ortamında rest polar haritadan stres polar harita çıkarılarak, defektinin varlığı, yaygınlığı ve lokalizasyonu değerlendirilir.

Referans olarak aldığımız, hareket etkisi altında olmayan bu görüntü üzerinden lezyonun yeri belirlenmiştir. Sonraki görüntülerde hareket etkisi ile lezyonun yeri değişeceğinden, 20 segment ile oluşturduğumuz *Bull's Eye* haritasında, lezyonun ve komşuluklarının hareketini 14 segmentten oluşan şematik *Bull's eye* harita ile izlemek mümkün olmuştur. Böylelikle görsel ve kantitatif analizler yapılabilmektedir.

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi

Bölüm 3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı kısmında ayrıntılarıyla anlatılan çalışma basamakları, bu bölümde Şematik olarak gösterilmiştir.



3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Hareket etkisi olmadan çekilen ilk görüntü referans görüntü olarak adlandırılmıştır. Sonraki görüntülerin tamamında hareket etkisi bulunmaktadır. Oluşturulan derecelendirme tablosu ile tüm görüntüler referans görüntüye göre görsel değerlendirilerek derecesi belirlenmiştir. Böylelikle bir hareketin görüntüye etkisini genellemek mümkün olmuştur.

Bull's eye ile lezyonun yeri saptandıktan sonra, lezyonun ve komşuluklarının aktivite tutulum oranları kayıt alına alınarak referans görüntüye kıyasla lezyonun komşuluklara olan hareketi belirlenmiştir.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmada yarı ömrü 6,02 saat olan 1 mCi ^{99m}Tc maddesi kullanılmıştır. Gama kamera ile her frame için 100000 sayım alınmıştır. Çekim süresi aktiviteye bağlı olarak değişmiştir.

Hareket etkisi olarak ifade edilen yer değiştirme, orijinden $\pm X$ ve $\pm Y$ eksenleri boyunca $\pm 1, \pm 2, \pm 3$ ve ± 4 'er cm'deki harekettir.

Farklı günlerde yapılan çekimlerin tekrarlanabilirliğini mümkün kılmak açısından deney düzeneği hasta yatağı üzerinde işaretlenmiş ve deney süresince sabitlenmiştir (şekil 20).

3.10. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 24 Mayıs 2012 tarihli ve 2012/19-04 sayılı karar ile 'Miyokard Perfüzyon Spect Görüntülemesi Sırasında Farklı Yönlerdeki Hasta Hareketinin Görüntüye Etkisinin Kardiyak Fantom İle İncelenmesi' isimli araştırmanın onayı alınmıştır. Onay ekte sunulmuştur.

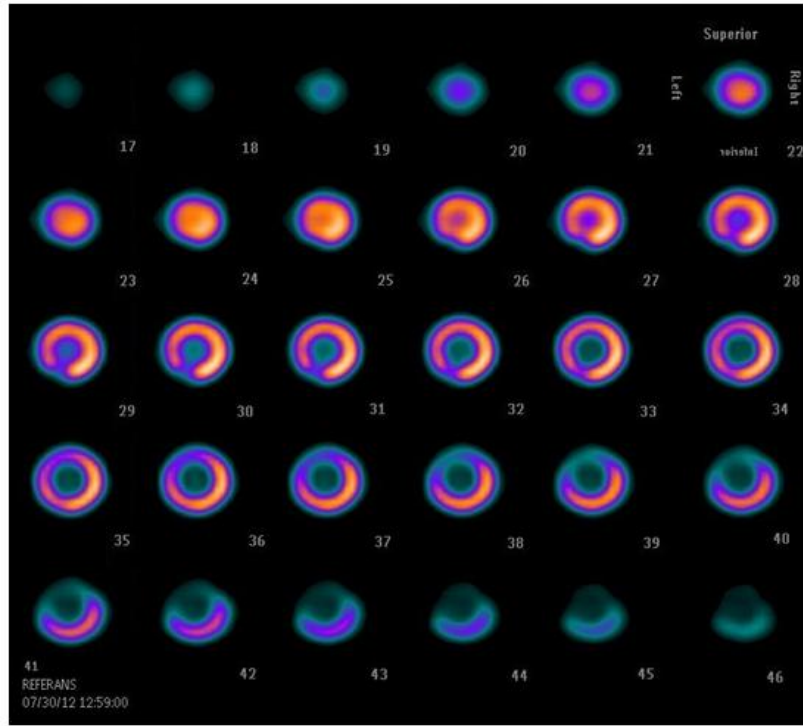


şekil 22. Deney düzeneği

4. **BULGULAR**

4.1. **Referans Görüntü**

Çalışmamızda miyokard perfüzyon sintigrafisinde hasta hareketinin görüntüye etkisi incelenmiştir. Burada izlediğimiz yöntemde, kardiyak insert fantom kullanılarak hareket etkisi olmayan bir görüntü alınmıştır ve bu görüntü referans görüntü olarak adlandırılmıştır (şekil 21). Belirlediğimiz koordinatlarda ve mesafelerde, *frame 8'den 16'ya* kadar olan görüntüleme süresince hareket ettirilen fantomun meydana getirdiği etkinin yorumlanmasında referans görüntü ile görsel karşılaştırma, alanında uzman bir hekim tarafından yapılmıştır.



Şekil 23. Referans görüntü

Referans görüntüde lezyon saat 7 yönünde olup 8, 9 kesit sürmektedir. Lezyon 26 – 34 arası kesitlerde olup, en belirgin olarak lezyon başladıktan sonra 5. kesitte görülmektedir. Kesitlerde saat yönünde 12-6 arası aktifken, diğer kısımlarda daha az aktif olduğu gözlenmiştir. Anterior kısmında ise 36. kesitten itibaren saat 12 yönünde olmaktadır.

Referans görüntünün *Bull's eye* görüntüsünde ise aktif ya da aktif olmayan alanlar yüzde üzerinden tutulum ile ifade edilmiştir (şekil 22). Referans olarak aldığımız, hareket etkisi olmayan bu görüntü üzerinden lezyonun yeri ve dağılımı belirlenmiştir. Lezyonun varlığı, genişliği ve tutulum bölge sayısına göre oluşturduğumuz derecelendirme tablosuna (tablo 5) göre hareket etkisi ile *hareket düzeltilmesi* seçeneği ile beraber değerlendirdiğimiz görüntülerin tamamı referans görüntüye göre karşılaştırmayla derecelendirilmiştir. Çalışmamızın sonucunda ise hareketin referans görüntüye etkisinin yorumlanmasına ek olarak, *hareket düzeltilmesi* seçeneği ile *process* yapılmasının etkinliği incelenmiştir.

Tablo 5. Derecelendirme tablosu

1.Doğru lezyon var	
Ek lezyon yok	1A
Hafif şiddette ek lezyon var	1B
Ağır şiddette ek lezyon var	1C

2. Lezyon yok	
Ek lezyon yok	2A
Hafif şiddette ek lezyon var	2B
Ağır şiddette ek lezyon var	2C

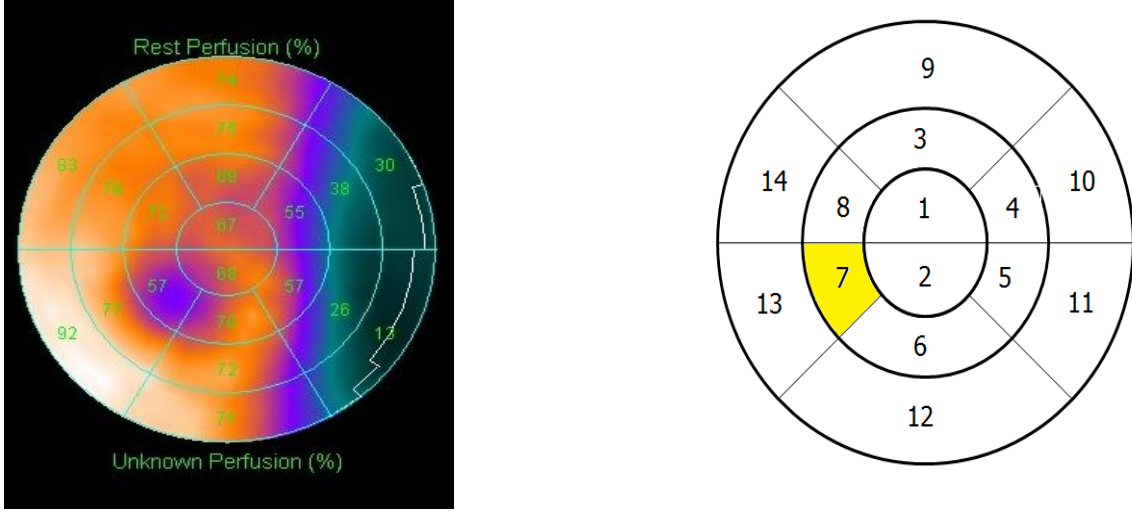
3. Lezyon kısmen var	
Ek lezyon yok	3A
Hafif şiddette ek lezyon var	3B
Ağır şiddette ek lezyon var	3C

Hafif şiddet , 3 bölgeye kadar aktif alan	Ağır şiddet , 3 bölgeden fazla aktif alan
--	--

Bull's eye görüntüsünde lezyon yerinin ve komşuluklarının tarifini yapabilmek için şematik gösterim belirtilmiştir (şekil 22). Bu sayede yer tarifi daha net ifade edilebilmiş ve grafik çizimleri daha anlaşılır şekilde ifade edilebilmiştir.

Referans görüntüsü 1A'dır.

4.2. Kuantatif Perfüzyon SPECT



Şekil 24. Bull's eye görüntüsü

Tablo 6. Hareket düzeltmesi yokken derecelendirme

	FRAME 8	FRAME 9	FRAME 10	FRAME 11	FRAME 12	FRAME 13	FRAME 14	FRAME 15	FRAME 16
+Y1	3B	3B	3B	3B	2B	2B	3B	3C	2B
+Y2	2B	2B	3B	2B	3B	2C	3B	3C	3B
+Y3	3C	1C	3C	2B	2B	2C	2B	2C	2C
+Y4	2C	1C	3C	2B	3B	2C	2C	1B	3B
-Y1	3B	1B	3B	1B	3B	1B	2B	3B	3B
-Y2	3B	1B	2B	2B	2B	2B	2B	3B	1B
-Y3	3C	3C	1C	2C	3C	2C	2B	3C	2B
-Y4	3C	1C	1C	3C	3C	2B	2B	1B	3C
+X1	2B	2B	2B	2B	2B	3B	2B	2B	1B
+X2	2C	3C	2C	2B	3B	2B	2B	2B	1B
+X3	3C	2C	1C	3C	1C	3B	2B	2B	3B
+X4	3C	2C	1B	3B	3B	3B	2B	2B	3B
-X1	3B	3B	3B	3B	3B	1B	3B	2B	2B
-X2	2B	2B	2B	2B	2B	3B	3B	1B	3B
-X3	2B	2B	1C	1C	1C	3B	3B	2B	1B
-X4	2B	1C	1C	1C	1C	3B	3C	3B	3B

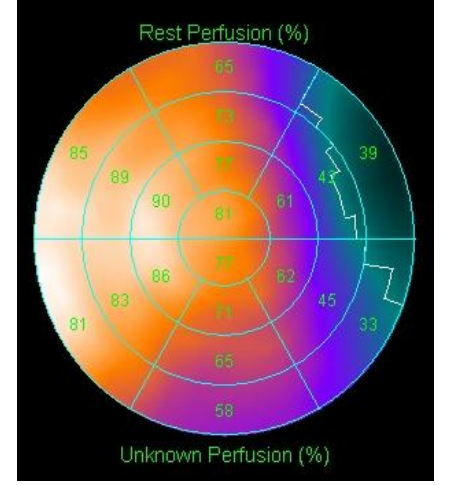
Frame 8 ile 16 arasında *hareket düzeltmesi* kullanılmadan elde edilen veriler ile hareket etkisinin incelenmesinde esas lezyonun yeri ve hareket ile komşuluklarının karşılaştırılması görsel ve grafiksel olarak karşılaştırılmıştır.

FRAME 8

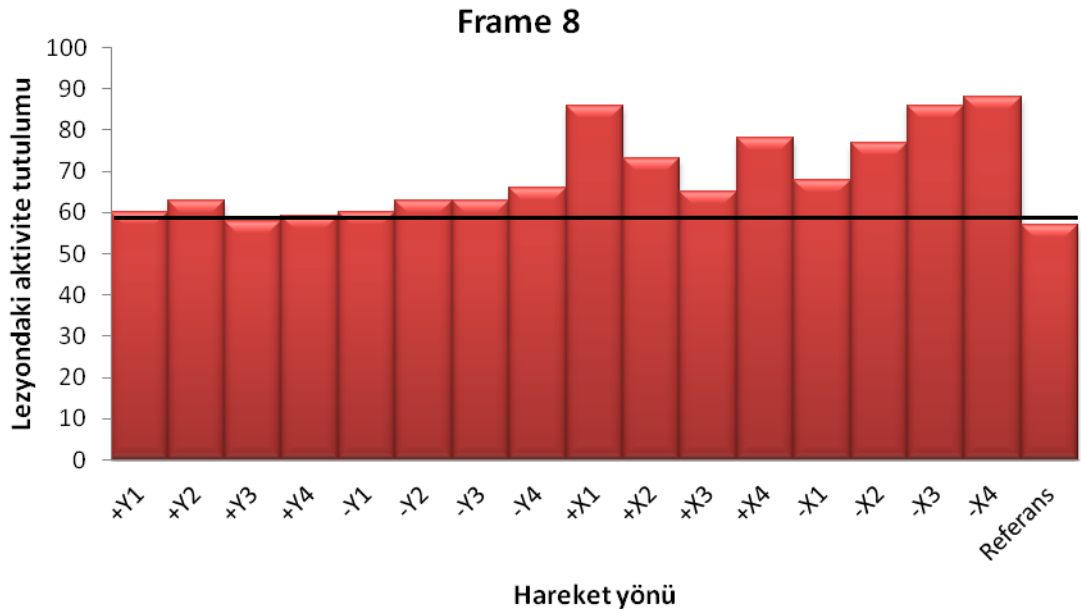
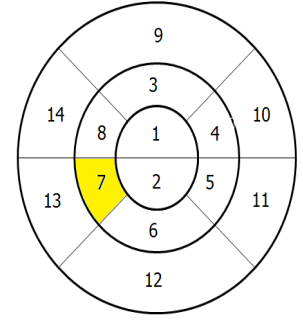
Tablo 7. Frame 8 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	85	77	89	90	73	71	60	72	92	90	57	66	41	65
+Y2	80	69	87	69	53	60	63	81	93	68	45	55	49	78
+Y3	37	44	36	42	49	49	58	46	47	55	52	53	72	66
+Y4	39	47	35	38	45	40	59	49	39	44	37	32	62	59
-Y1	68	61	74	64	60	68	60	75	81	53	32	66	84	85
-Y2	55	49	70	67	61	59	63	74	79	65	45	53	79	91
-Y3	57	45	75	68	54	51	63	82	79	68	50	50	80	93
-Y4	58	43	80	70	54	53	66	86	65	55	47	47	81	87
+X1	81	77	77	61	62	71	86	90	73	42	45	65	83	89
+X2	87	87	77	67	72	92	73	69	56	50	49	74	56	53
+X3	90	93	85	70	74	90	65	66	62	44	47	68	49	50
+X4	88	90	80	68	73	92	78	70	61	42	51	81	60	49
-X1	69	66	77	54	44	65	68	77	74	39	27	66	61	73
-X2	70	65	82	54	43	60	77	82	79	44	33	67	69	76
-X3	73	67	86	57	44	58	86	88	87	50	38	75	80	80
-X4	76	69	89	59	43	61	88	84	88	57	46	84	81	79



Şekil 25. Frame 8 +X1 cm



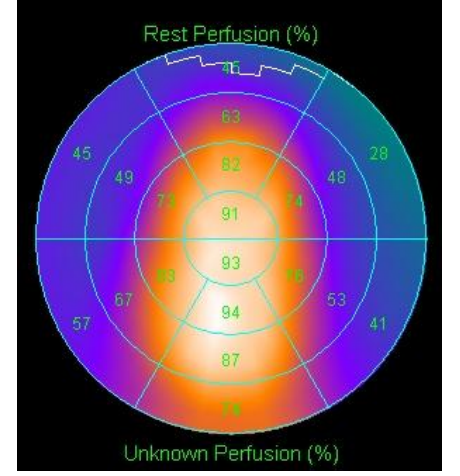
Grafik 1. Frame 8'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 9

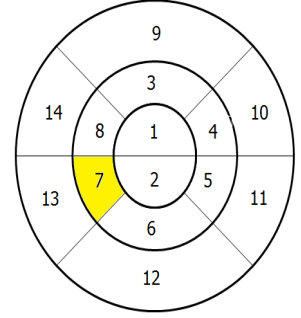
Tablo 8. Frame 9 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

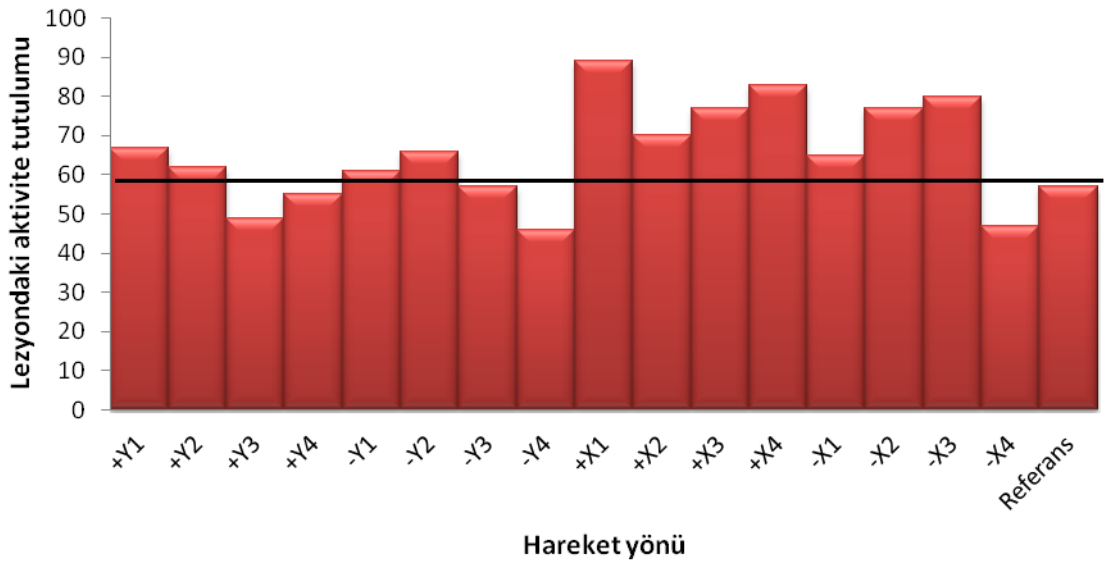
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	66	65	72	51	44	58	67	74	79	37	27	60	67	74
+Y2	78	68	84	73	55	61	62	73	89	75	46	56	62	73
+Y3	30	37	28	31	38	39	49	42	38	43	43	45	58	59
+Y4	68	65	63	48	53	54	55	76	57	31	39	44	46	76
-Y1	66	61	71	63	62	70	61	77	77	51	34	69	84	87
-Y2	55	51	70	64	64	60	66	76	77	64	47	56	80	90
-Y3	66	55	78	71	59	45	57	79	77	55	49	50	64	91
-Y4	59	48	77	65	45	36	46	79	67	55	48	52	70	91
+X1	78	79	69	56	65	73	89	84	57	30	54	67	86	80
+X2	85	88	80	64	65	87	70	67	59	46	45	66	55	54
+X3	79	82	68	58	59	82	77	67	50	40	44	83	66	46
+X4	91	93	82	74	76	94	83	73	63	48	53	87	67	49
-X1	63	62	70	47	39	63	65	71	72	33	23	64	58	71
-X2	66	63	78	50	40	58	77	78	76	40	31	63	69	73
-X3	68	64	81	51	41	54	80	83	81	45	35	69	77	77
-X4	45	47	45	40	32	52	47	47	51	37	16	45	49	62



Şekil 26. Frame 9 +X4 cm



Frame 9



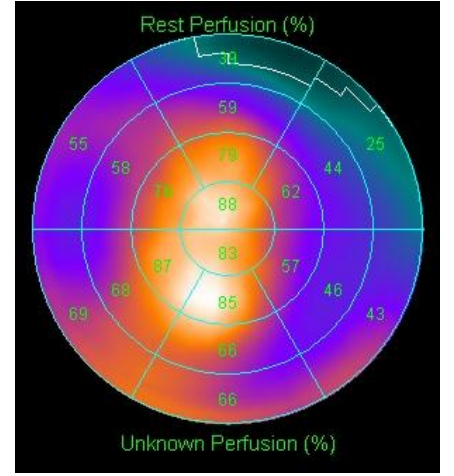
Grafik 2. Frame 9'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 10

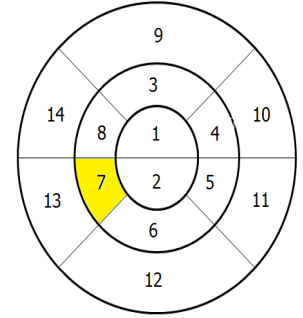
Tablo 9. Frame 10 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

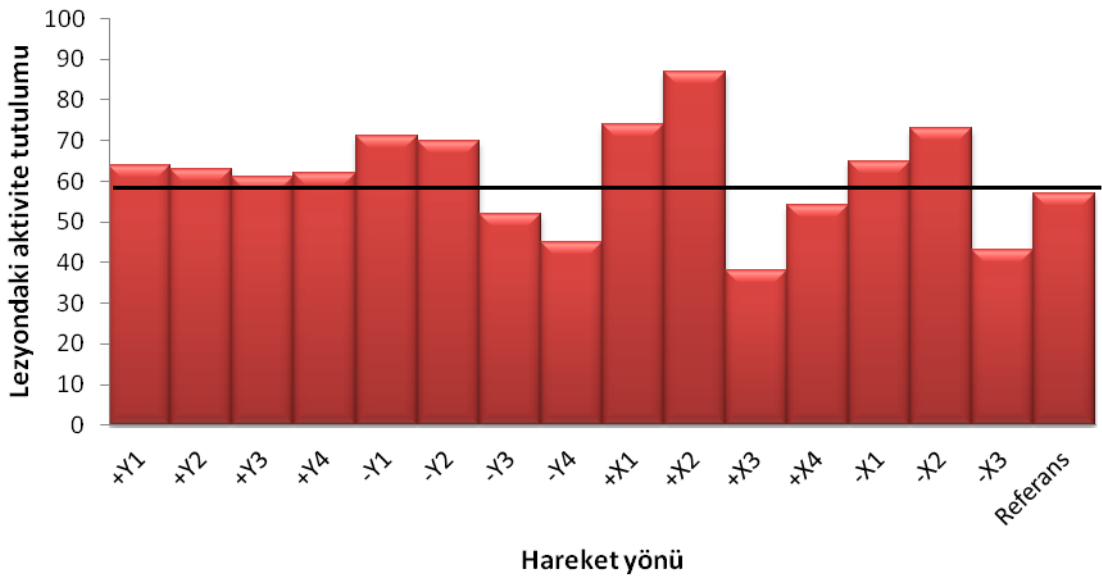
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	84	80	82	90	80	73	64	71	82	92	66	67	45	66
+Y2	78	70	82	78	63	65	63	72	86	79	51	60	50	67
+Y3	55	49	75	49	46	54	61	82	90	73	60	40	63	92
+Y4	50	49	71	48	51	56	62	81	92	75	60	37	63	89
-Y1	61	61	74	71	71	74	71	74	77	62	39	66	90	90
-Y2	51	54	74	63	68	65	70	72	80	70	49	55	83	89
-Y3	38	45	48	42	51	51	52	55	68	56	55	50	64	69
-Y4	61	49	71	60	44	34	45	67	84	69	49	36	42	80
+X1	76	68	81	60	56	61	74	88	77	39	40	57	81	90
+X2	88	83	79	62	57	85	87	76	59	44	46	66	68	58
+X3	43	45	40	36	50	45	38	35	41	47	51	54	51	39
+X4	65	65	71	82	78	63	54	53	73	92	84	65	55	53
-X1	65	64	72	50	41	62	65	72	74	36	25	65	61	71
-X2	62	59	71	45	37	57	73	74	73	36	27	59	66	71
-X3	67	65	70	84	83	62	43	53	76	86	90	61	44	51
-X4	52	59	51	63	56	60	26	35	72	85	72	49	39	44



Şekil 27. Frame 10 +X2 cm



Frame 10



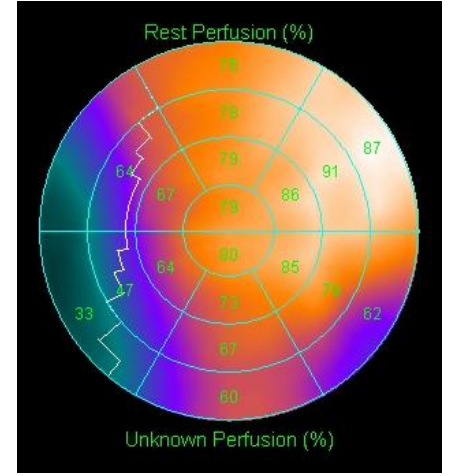
Grafik 3. Frame 10'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 11

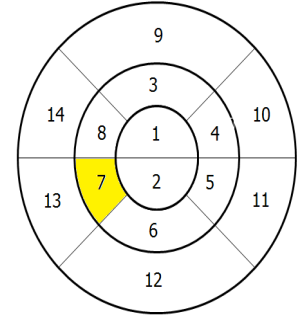
Tablo 10. Frame 11 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

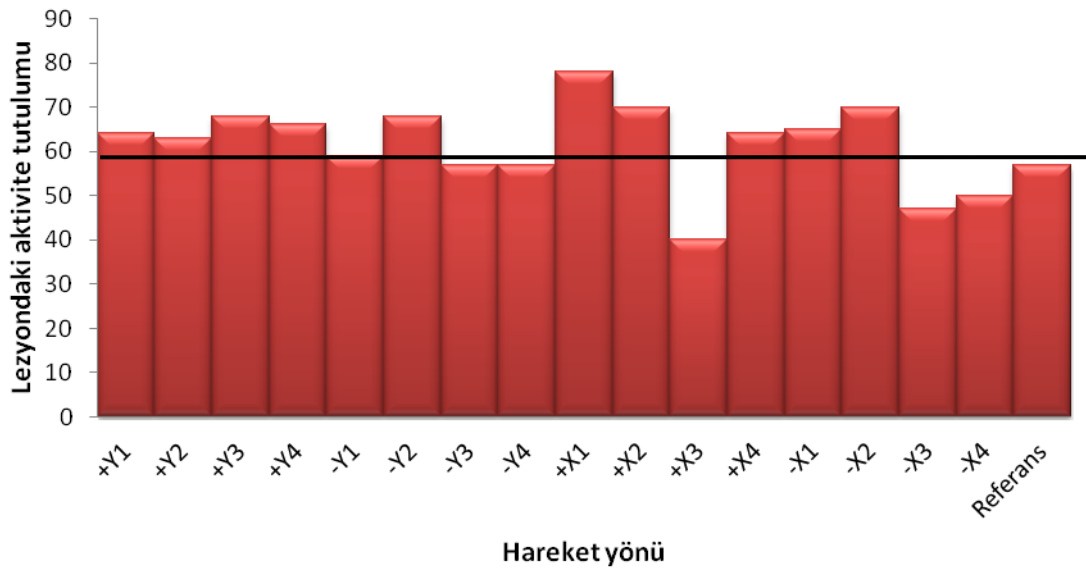
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	79	80	79	86	85	73	64	67	78	91	79	67	47	64
+Y2	71	67	81	80	65	60	63	69	90	85	51	51	43	67
+Y3	58	55	73	47	50	56	68	83	89	70	60	41	70	83
+Y4	55	52	79	53	53	61	66	83	91	77	64	42	63	86
-Y1	63	58	71	66	64	68	59	71	74	54	34	66	83	86
-Y2	48	53	69	58	64	61	68	72	53	67	53	47	75	85
-Y3	44	50	50	39	49	51	57	60	64	53	54	44	60	71
-Y4	56	59	57	60	53	58	57	55	64	63	41	47	40	55
+X1	80	71	81	57	54	63	78	91	73	30	36	58	85	87
+X2	55	65	49	54	68	75	70	59	53	59	72	79	56	54
+X3	44	45	44	40	52	48	40	39	44	45	54	55	50	41
+X4	83	82	83	87	90	77	64	70	80	83	94	77	57	72
-X1	63	63	69	48	40	61	65	69	70	34	24	62	59	69
-X2	62	59	68	44	36	58	70	72	70	33	24	57	63	69
-X3	71	69	77	86	91	65	47	53	81	78	88	68	49	51
-X4	68	65	81	86	89	63	50	57	88	82	92	71	54	57



Şekil 28. Frame 11 +Y1 cm



Frame 11



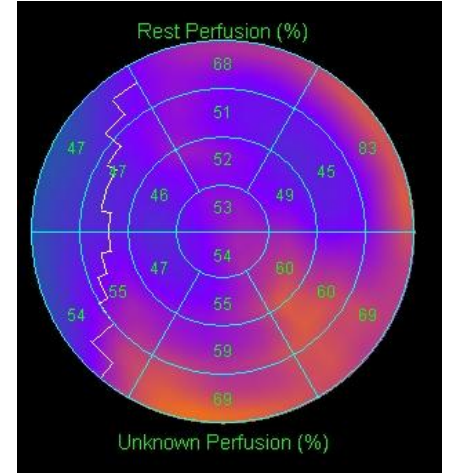
Grafik 4. Frame 11'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 12

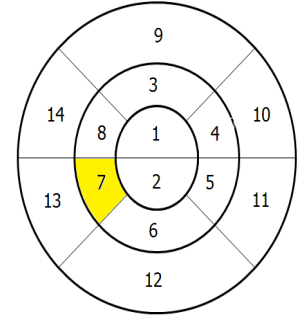
Tablo 11. Frame 12 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

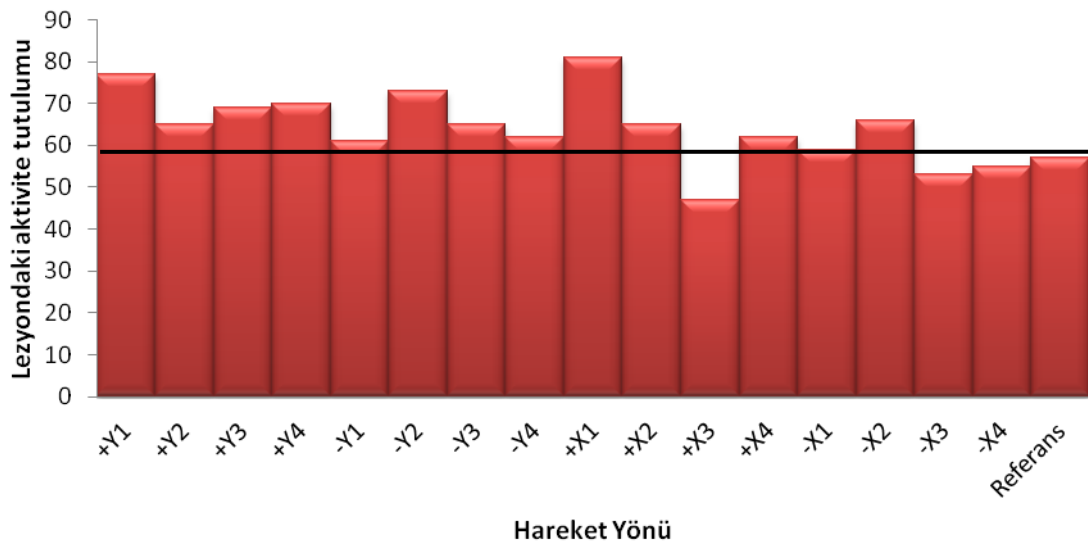
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	80	73	82	65	57	72	77	83	81	60	40	66	79	86
+Y2	76	70	80	78	62	64	65	75	86	79	51	57	51	72
+Y3	56	56	70	49	53	60	69	83	85	70	60	46	71	94
+Y4	49	56	63	50	58	64	70	80	85	71	56	44	72	92
-Y1	69	68	74	60	57	67	61	79	80	43	29	70	72	86
-Y2	52	59	70	61	70	69	73	75	83	70	55	56	81	88
-Y3	55	60	59	42	54	57	65	68	68	57	57	43	63	77
-Y4	64	67	60	67	66	66	62	63	66	75	61	58	44	62
+X1	81	76	80	57	49	67	81	93	77	34	28	59	79	89
+X2	62	61	69	46	38	58	65	68	70	33	23	57	58	66
+X3	53	54	52	49	60	55	47	46	51	45	60	59	55	47
+X4	77	75	78	85	89	74	62	66	78	87	93	73	59	67
-X1	63	63	66	47	42	61	59	68	71	35	24	65	60	68
-X2	62	61	70	47	39	59	66	69	72	33	23	58	59	67
-X3	76	74	81	88	95	73	53	58	82	79	90	73	55	55
-X4	74	74	83	87	94	74	55	60	87	78	90	82	61	58



Şekil 29. Frame 12 +X3 cm



Frame 12



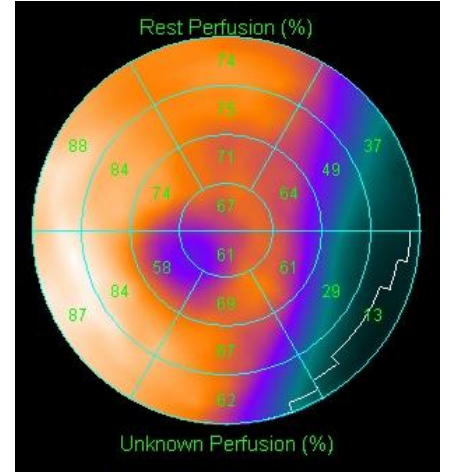
Grafik 5. Frame 12'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 13

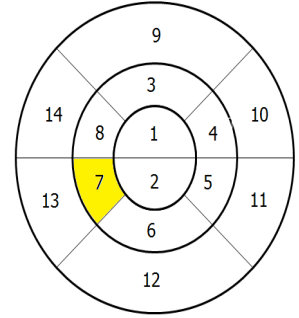
Tablo 12. Frame 13 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

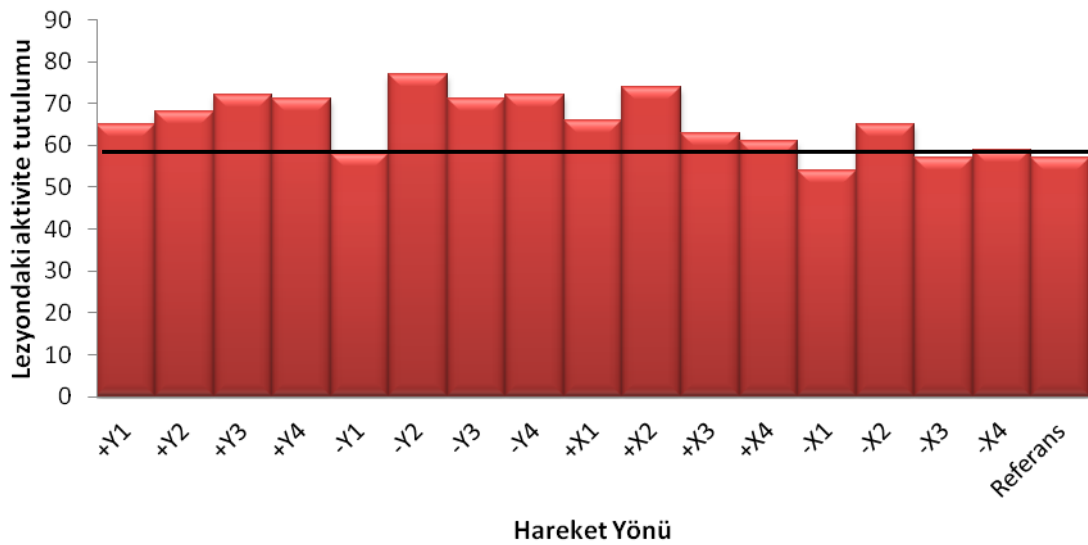
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	67	63	68	50	40	57	65	72	70	34	22	51	68	75
+Y2	76	70	84	72	58	63	68	79	90	73	53	55	51	76
+Y3	52	57	64	52	59	62	72	80	83	70	57	48	76	93
+Y4	52	57	65	57	63	62	71	82	85	71	52	41	75	93
-Y1	67	61	71	64	61	69	58	74	75	49	29	67	84	84
-Y2	51	60	71	66	71	68	77	75	81	70	48	53	84	90
-Y3	60	63	65	48	61	59	71	77	75	65	62	40	67	84
-Y4	72	70	72	51	60	61	72	76	79	52	62	40	61	75
+X1	58	57	68	41	32	60	66	67	69	28	17	57	60	68
+X2	67	72	62	68	80	78	74	67	67	70	84	82	64	62
+X3	69	70	69	72	81	72	63	61	70	67	83	74	69	62
+X4	74	73	75	83	86	74	61	64	79	86	92	75	60	65
-X1	64	64	63	47	46	66	54	70	68	35	22	70	68	74
-X2	59	59	66	40	34	60	65	68	71	27	18	59	60	68
-X3	69	68	73	86	89	71	57	56	78	84	93	76	60	55
-X4	61	62	65	80	82	67	59	57	76	87	92	79	61	54



Şekil 30. Frame 13 -Y1 cm



Frame 13



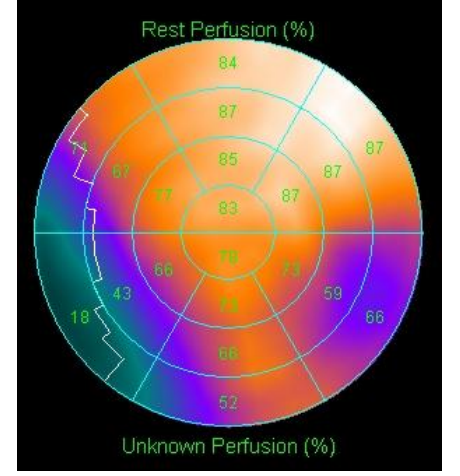
Grafik 6. Frame 13'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 14

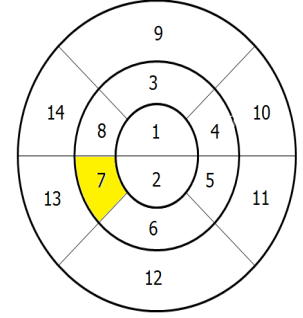
Tablo 13. Frame 14 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

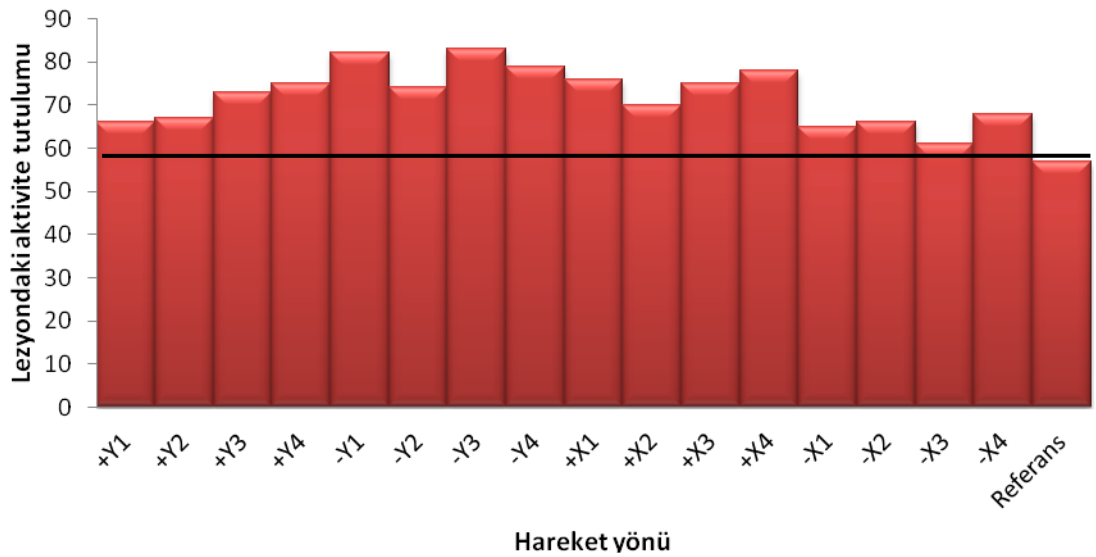
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	83	78	85	87	73	73	66	77	87	87	59	66	43	67
+Y2	82	77	81	84	74	71	67	76	82	88	64	63	50	69
+Y3	56	61	57	50	61	61	73	79	75	66	53	40	72	91
+Y4	50	56	70	67	65	66	75	78	78	64	47	56	83	93
-Y1	55	68	65	71	72	74	82	70	76	64	41	62	91	89
-Y2	53	60	71	69	70	71	74	68	77	64	41	64	89	86
-Y3	56	70	60	64	71	71	83	77	80	70	50	53	85	91
-Y4	88	80	88	66	60	73	79	91	87	54	43	63	77	88
+X1	72	66	81	56	50	65	76	82	75	56	50	65	76	83
+X2	61	58	68	46	40	60	70	72	79	33	27	66	75	84
+X3	75	77	73	80	89	81	75	70	77	78	93	83	86	69
+X4	60	65	70	39	42	79	78	86	86	39	32	77	70	92
-X1	61	62	70	46	39	64	65	69	72	29	20	63	59	73
-X2	60	61	67	42	36	64	66	69	72	29	19	62	61	71
-X3	67	66	69	79	82	70	61	61	76	88	90	76	67	64
-X4	59	57	67	50	49	59	68	70	69	38	39	62	68	70



Şekil 31. Frame 14 +Y1 cm



Frame 14



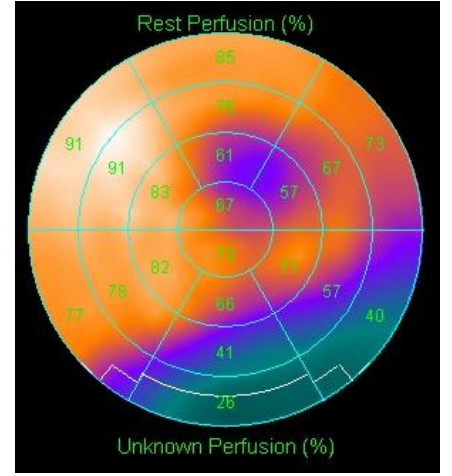
Grafik 7. Frame 14'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 15

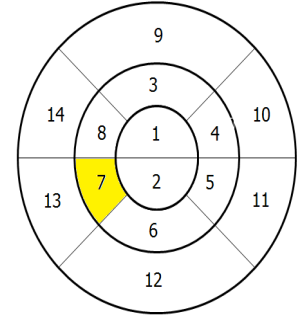
Tablo 14. Frame 15 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

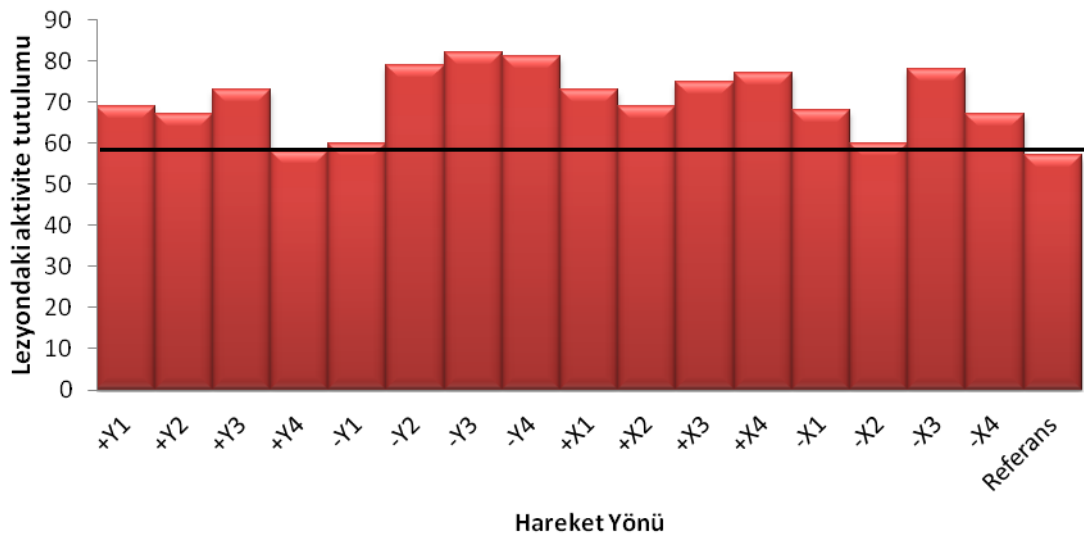
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	76	74	82	67	71	59	69	83	81	54	67	35	57	84
+Y2	83	80	81	85	82	74	67	73	82	89	79	68	49	65
+Y3	77	71	84	60	60	64	73	82	92	61	63	46	53	82
+Y4	64	59	72	63	65	66	58	68	72	49	35	66	81	84
-Y1	66	67	67	56	56	68	60	71	73	44	34	68	58	77
-Y2	55	65	69	69	71	72	79	69	78	65	41	60	87	88
-Y3	73	67	61	57	71	66	82	83	76	67	57	41	78	91
-Y4	86	78	87	65	57	72	81	90	86	56	39	62	79	88
+X1	69	64	80	54	46	65	73	80	78	34	26	66	68	83
+X2	62	66	68	42	38	74	69	76	79	29	20	72	65	86
+X3	59	62	68	36	30	72	75	77	84	27	17	73	72	90
+X4	62	65	73	41	37	75	77	86	85	35	21	73	70	86
-X1	66	60	74	50	39	63	68	70	73	31	20	62	64	75
-X2	64	66	67	47	43	67	60	71	73	33	20	67	63	74
-X3	67	68	74	55	49	74	78	77	82	44	32	74	75	83
-X4	64	62	73	51	47	65	67	75	74	32	24	64	65	76



Şekil 32. Frame 15 -Y3 cm



Frame 15



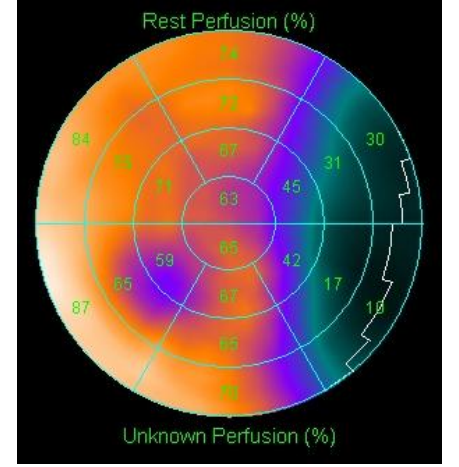
Grafik 8. Frame 15'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 16

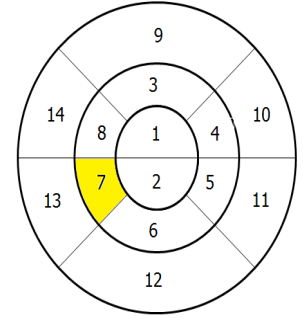
Tablo 15. Frame 16 QPS

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

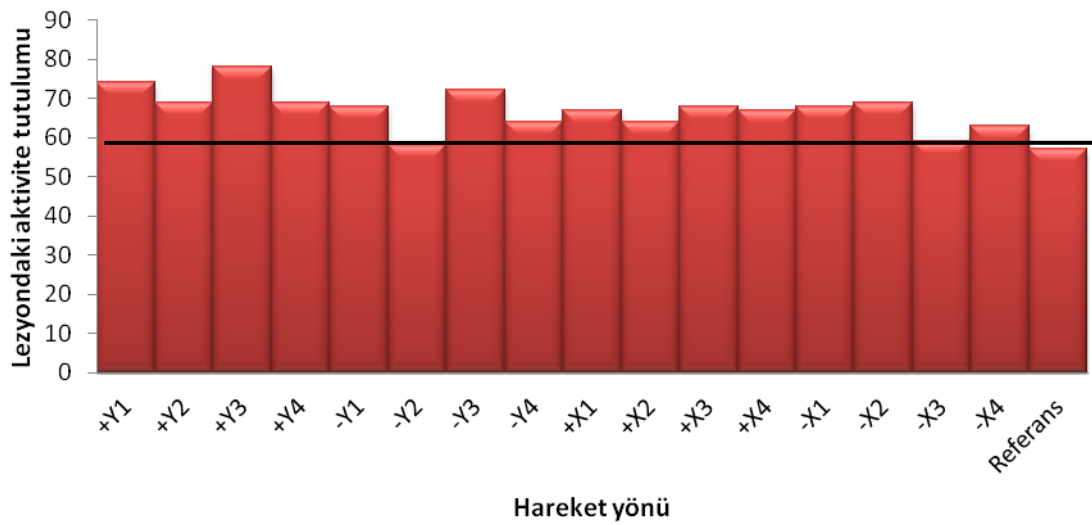
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	78	74	85	62	52	67	74	82	82	46	32	65	78	85
+Y2	71	66	76	55	45	62	69	74	73	33	25	63	71	79
+Y3	77	75	76	54	69	64	78	87	84	60	66	38	66	89
+Y4	65	62	73	51	44	66	69	73	72	32	23	64	62	78
-Y1	66	65	75	55	47	67	68	75	76	35	26	66	64	81
-Y2	67	67	69	57	57	67	58	74	76	44	32	68	64	81
-Y3	60	65	69	68	65	73	72	63	73	54	31	65	88	83
-Y4	82	81	81	86	85	75	64	69	78	89	79	70	41	60
+X1	68	66	76	55	49	68	67	78	78	35	26	69	67	82
+X2	66	67	73	51	48	71	64	78	80	36	23	70	68	82
+X3	65	66	73	46	41	72	68	77	80	32	21	70	65	82
+X4	66	69	74	48	45	75	67	78	80	36	22	72	65	80
-X1	71	65	75	53	43	61	68	73	74	33	23	62	70	77
-X2	65	64	74	51	43	67	69	71	75	33	21	64	63	77
-X3	63	65	67	45	42	67	59	71	72	31	17	65	65	75
-X4	62	63	70	49	44	66	63	72	74	33	21	64	64	77



Şekil 33. Frame 16 -X3 cm



Frame 16



Grafik 9. Frame 16'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

Referans görüntünün derecesi 1A'dır.

Frame 8'de $\pm Y$ ekseninde ± 1 ve ± 2 cm'lik hareketlerin sonucunda artefakt kısmen var olsa da lezyon izlenebilmiş ve $+Y$ yönünde 2 cm'deki görüntü derece 2B olmak üzere diğerleri 3B olarak derecelendirilmiştir. Ancak ± 3 ve ± 4 cm'lik hareketlerde ek kontur oluşumları ile lezyonun yer değiştirmesi sebebiyle görüntülerin büyük kısmı distorte olmuş ve $+Y$ yönünde 4 cm'deki görüntü derece 2C olmak üzere diğerleri 3C olarak derecelendirilmiştir. $\pm X$ ekseninde ise benzer durum olup lezyonun ± 1 ve ± 2 cm'lik hareketlerde genişlediği görülmüştür. $+X$ yönünde 2 cm'deki görüntü 2C olmak üzere diğerleri 2B veya 3B olarak derecelendirilmiştir. Ayrıca ± 3 ve ± 4 cm'lik hareketlerde ise ek konturlar ortaya çıkmış tamamen distorte bir görüntü oluşmuş $+X$ yönündeki hareketlerin oluşturduğu görüntü 3C olmak üzere diğerleri 2B olarak derecelendirilmiştir.

Frame 9'da frame 8 ile benzer bir sonuçla karşılaşılmıştır. Ancak, lezyon frame 8'e göre daha net izlenmiş olup, $-Y$ eksenindeki 1 ve 2 cm'de oluşan görüntüler derece 1B olarak belirlenmiştir. ± 3 ve ± 4 cm'lerde yine distorte olmuş görüntüler tespit edilmiş ve derecesi 1C olarak belirlenmiştir. $\pm X$ yönündeki ± 1 ve ± 2 cm hareketlerin oluşturduğu görüntüde lezyonun derecelemesi Frame 8 ile aynı kategoride belirlenmiştir.

Frame 10 $\pm X$ eksenlerinde 4 cm'lik hareket etkisi altındaki görüntüler arasında hafif şiddetli ek lezyon olmasına rağmen doğru lezyonun tespit edildiği ilk noktadır.

Frame 11'de ± 4 cm hareketlerde tamamen distorte görüntüler devam etmiştir. Ancak $-X$ ve $-Y$ yönlerindeki 3 cm'lik hareketlerde lezyonun kısmen fark edilebildiği gözlemlenerek derecesi 1C olarak belirlenmiştir. Klinik açısından güvenilir bir sonuç sağlamamakla birlikte önceki framelere kıyasla görüntülerin az da olsa düzeldiği görülmüştür.

Frame 12'de $+Y$ ekseninde 1 cm'de, $-Y$ ekseninde 2 cm'de ve $+X$ ekseninde 1 cm'de, $-X$ ekseninde ise 2 cm'de lezyon kaybolmuş ayrıca ek lezyonlar tespit edilerek derece 2B olarak derecelendirilmiştir. $-X$ yönünde 4 cm'lik hareketin oluşturduğu

görüntüde lezyon tespit edilebilmiş ancak ağır şiddette ek lezyon varlığından ötürü derece 1C olarak tanımlanmıştır.

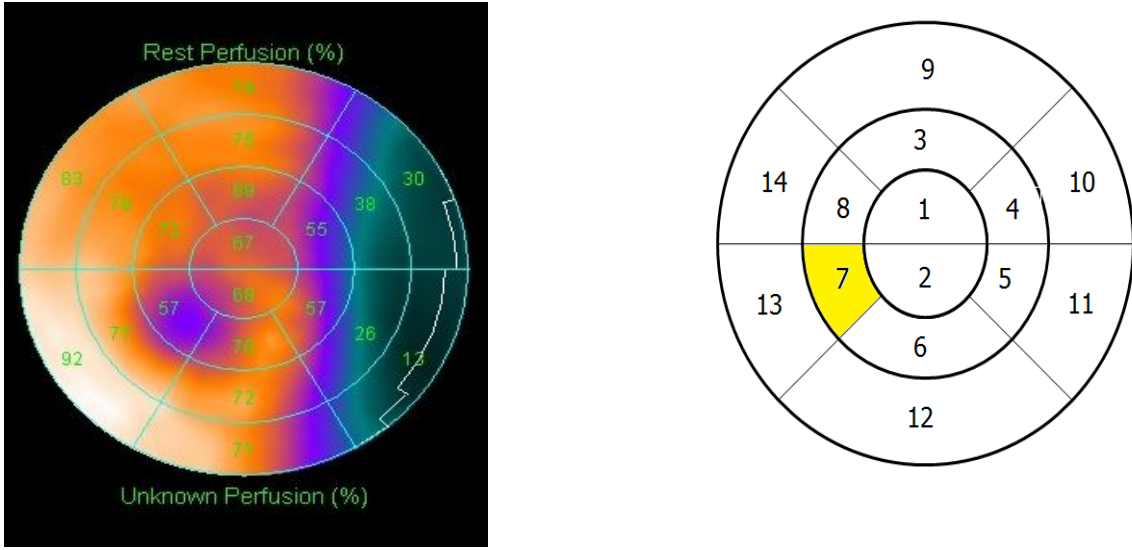
Frame 13'te sadece $-Y$ ekseninde 1 cm ve $-X$ ekseninde 1 cm'deki hareketlerin oluşturdukları görüntülerde lezyon doğru yerde tespit edilebilmiş ancak hafif şiddetteki ek lezyon varlığından ötürü derece 1B olarak tanımlanmıştır.

Frame 14'te $\pm X$ ve $\pm Y$ eksenlerinde 4 cm'deki hareketin oluşturduğu görüntüde lezyon tespit edilememiştir. Görüntüler tamamen distordedir.

Frame 15'te ise $\pm Y$ eksenlerinde 4 cm'deki hareketin oluşturduğu görüntüde lezyon hafif şiddette ek lezyon ile tespit edilerek derece 1B olarak belirlenmiştir. Bütün framelerde $\pm Y$ ekseninde 4 cm'lik hareket etkisi altındaki görüntüler arasında doğru lezyonun tespit edildiği ilk noktadır.

Frame 16'da ise $\pm X$ eksenlerinde 1 cm, 2 cm ve 3 cm'deki hareketin etkisi altında alınan görüntülerde hafif şiddetle ek lezyona rağmen lezyon doğru yerde tespit edilmiş ve derece 1B olarak belirlenmiştir. ± 4 cm'de ise önceki framelere göre daha az şiddetle olmakla beraber distorte görüntüler devam etmiştir.

4.3. Hareket Düzeltmesi Kullanılması



Şekil 24. Bull's eye görüntüsü

Tablo 16. Hareket düzeltmesi ile derecelendirme

	FRAME 8	FRAME 9	FRAME 10	FRAME 11	FRAME 12	FRAME 13	FRAME 14	FRAME 15	FRAME16
+Y1	1B	3B	1B	1B	2B	1B	2B	3B	3B
+Y2	2C	1B	1B	1B	1B	2A	1B	3B	3B
+Y3	2B	1B	3C	2B	2B	3B	2A	2B	2B
+Y4	?	3C	1A	1B	2B	1B	3B	3B	1B
-Y1	1B	1B	1B	1B	1B	1B	2B	1B	3C
-Y2	1B	1A	3B	1B	3B	1B	1B	1B	1B
-Y3	1B	1A	1A	2B	3B	1B	3C	1A	1B
-Y4	2B	3B	1C	1B	1B	1B	3B	2B	3B
+X1	2B	2B	2B	2B	2B	1B	2A	2A	1B
+X2	2B	2C	2B	2B	2B	2B	3B	1B	3B
+X3	2C	2C	2C	1C	2B	3B	2B	1B	3B
+X4	3C	1C	1C	3B	3C	2B	1B	3B	1B
-X1	3B	2B	2B	3B	3B	1B	2B	1B	2B
-X2	3B	2B	3B	3B	3B	3B	1B	1B	2B
-X3	3B	2B	3B	3B	3B	2B	1B	2B	1A
-X4	2B	2C	3B	1C	3C	3B	3A	2B	2B

Frame 8 ile 16 arasında hareket düzeltmesi kullanılarak elde edilen veriler ile hareket etkisinin incelenmesinde esas lezyonun yeri ve hareket ile komşuluklarının karşılaştırılması görsel ve grafiksel olarak karşılaştırılmıştır.

FRAME 8

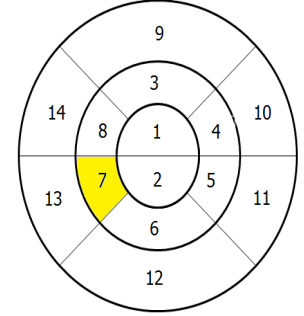
Tablo 17. Frame 8 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	66	67	68	49	43	69	57	68	72	36	20	67	63	72
+Y2	77	76	70	68	65	57	81	89	63	63	49	30	79	93
+Y3	86	82	87	88	80	75	72	79	86	91	70	69	56	73
+Y4*														
-Y1	66	66	72	53	47	69	60	73	78	38	23	68	67	80
-Y2	68	68	75	57	51	71	62	76	81	40	25	71	71	84
-Y3	68	68	75	56	50	69	61	77	80	39	25	69	71	84
-Y4	57	61	75	70	68	69	78	79	83	65	42	53	89	94
+X1	81	81	80	65	66	76	87	90	79	47	48	70	83	90
+X2	80	77	85	67	59	63	93	91	75	56	63	63	87	80
+X3	86	89	85	63	55	74	84	79	67	54	54	65	73	65
+X4	91	92	87	63	58	80	71	70	65	48	44	66	59	54
-X1	67	65	73	52	42	65	64	72	73	37	25	64	58	71
-X2	68	64	74	52	41	62	66	74	73	39	27	65	60	70
-X3	65	60	72	48	37	57	68	72	69	37	26	63	59	67
-X4	69	60	81	54	38	53	77	82	81	45	34	67	74	80

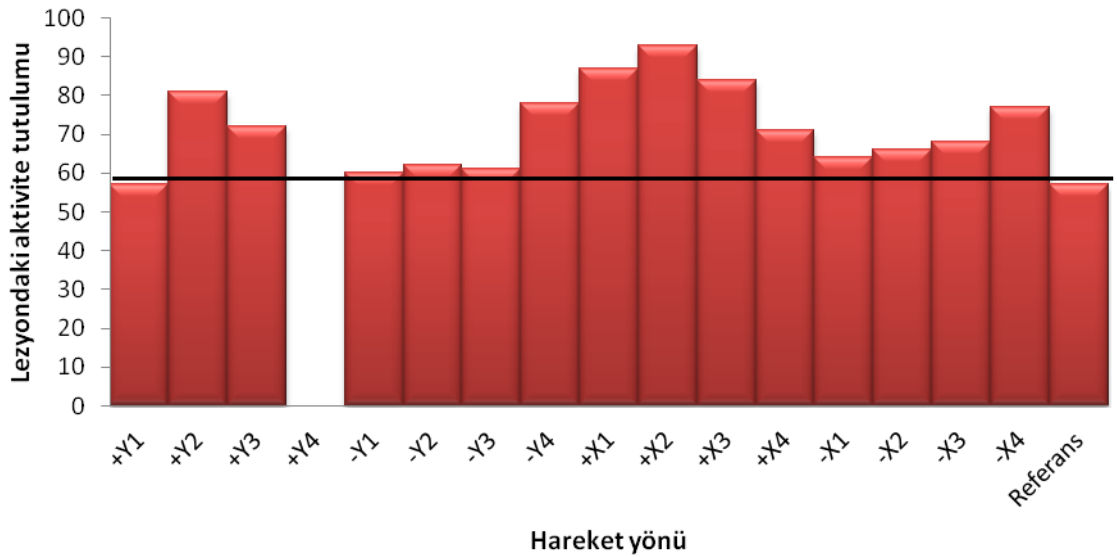


Şekil 34. Frame 8 +Y1 cm



*Not: +Y4'teki hareketin etkisini sistem düzeltmemiş ve işlem yapamamıştır.

Frame 8



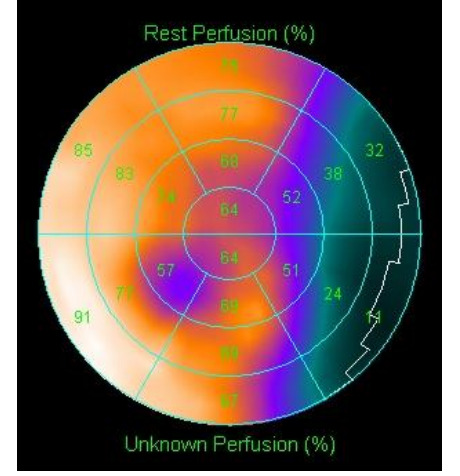
Grafik 10. Frame 8'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 9

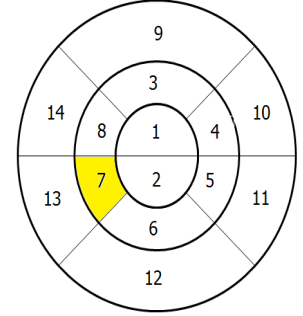
Tablo 18. Frame 9 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

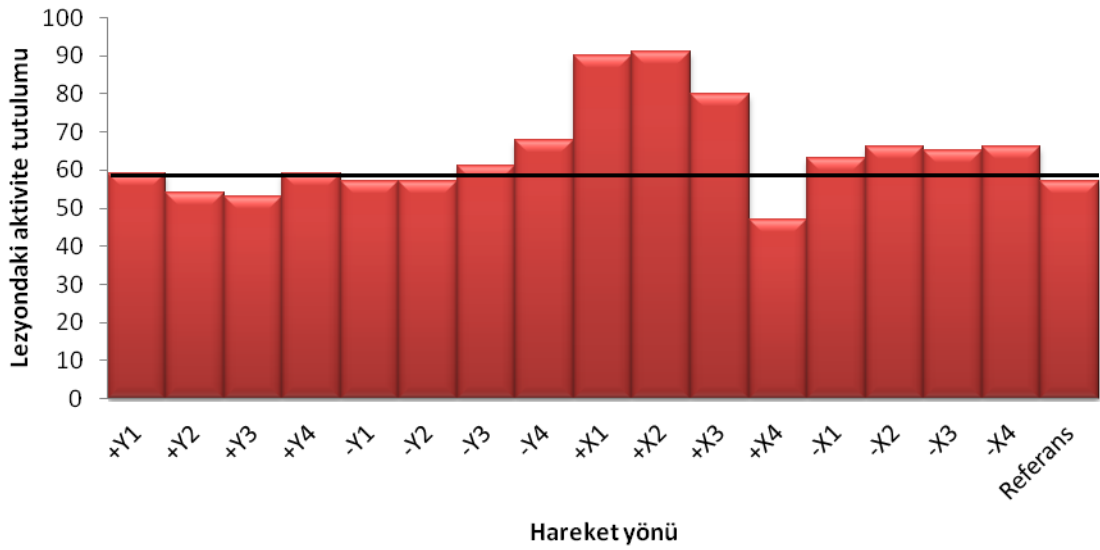
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	60	61	65	43	38	64	59	67	70	31	20	64	58	75
+Y2	64	66	62	43	43	69	54	64	66	31	20	67	65	73
+Y3	64	62	64	44	44	66	53	66	68	33	23	69	66	71
+Y4	73	71	80	79	66	60	59	68	80	87	56	49	53	69
-Y1	67	66	67	54	53	71	57	73	74	40	24	71	81	85
-Y2	64	64	68	52	51	69	57	74	77	38	24	69	77	83
-Y3	70	66	72	58	58	72	61	80	81	44	31	72	82	88
-Y4	61	51	79	68	63	58	68	84	83	68	49	53	81	93
+X1	62	75	69	61	72	72	90	89	84	67	55	72	94	93
+X2	76	68	80	62	56	63	91	87	69	39	53	58	85	79
+X3	83	86	80	60	56	81	80	73	61	50	50	63	68	59
+X4	41	43	42	49	48	53	47	34	38	49	52	67	57	29
-X1	63	62	69	46	39	64	63	69	70	33	22	63	57	69
-X2	64	62	70	46	38	60	66	70	69	34	24	63	59	66
-X3	63	59	66	42	34	55	65	68	63	33	26	62	58	60
-X4	56	48	70	36	24	44	66	73	74	33	28	63	69	75



Şekil 35. Frame 9 -Y2 cm



Frame 9



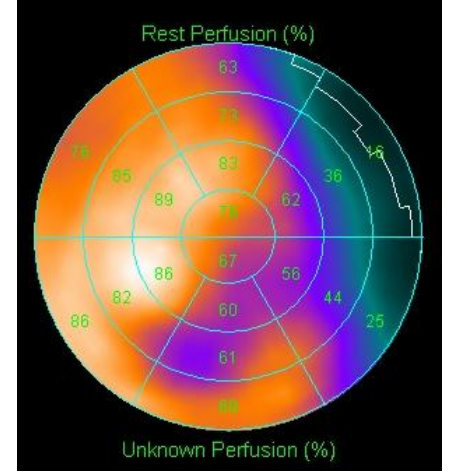
Grafik 11. Frame 9'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 10

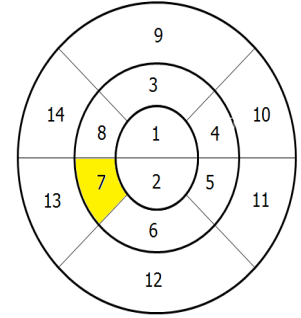
Tablo 19. Frame 10 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

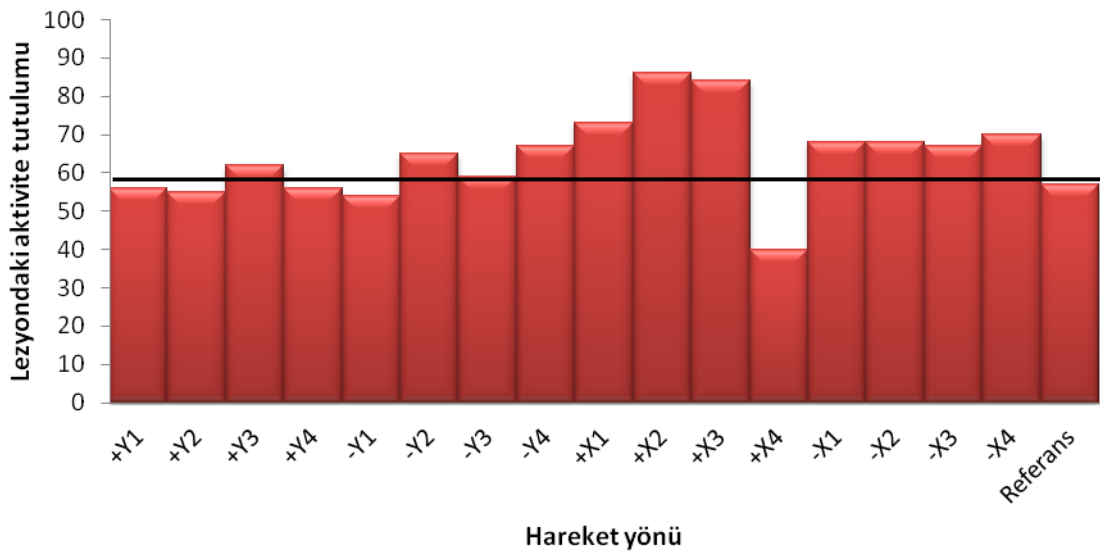
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	66	67	63	46	46	72	56	64	66	32	20	70	72	74
+Y2	63	65	63	44	44	68	55	67	68	34	21	67	65	74
+Y3	79	75	88	74	63	64	62	80	92	69	58	50	38	73
+Y4	70	67	69	53	47	67	56	69	71	38	22	65	67	73
-Y1	66	67	67	57	59	70	54	70	72	45	31	69	67	78
-Y2	67	68	75	56	49	70	65	76	80	40	24	71	67	83
-Y3	71	68	73	60	56	72	59	79	80	45	25	69	80	87
-Y4	54	61	60	46	60	58	67	73	75	61	60	41	68	84
+X1	78	72	82	60	54	65	73	85	81	37	32	62	77	88
+X2	76	67	83	62	56	60	86	89	73	36	44	61	82	85
+X3	85	82	80	59	51	76	84	74	58	42	46	56	63	54
+X4	44	47	43	39	50	48	40	41	44	44	50	53	45	39
-X1	64	61	72	49	38	62	68	71	72	34	23	62	60	71
-X2	67	65	72	49	40	60	68	68	65	33	26	57	56	68
-X3	59	55	67	42	31	51	67	68	67	32	23	57	61	64
-X4	64	59	69	51	36	57	70	73	74	40	16	51	76	80



Şekil 36. Frame 10 +X2 cm



Frame 10



Grafik 12. Frame 10'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 11

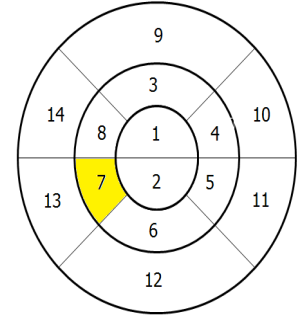
Tablo 20. Frame 11 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

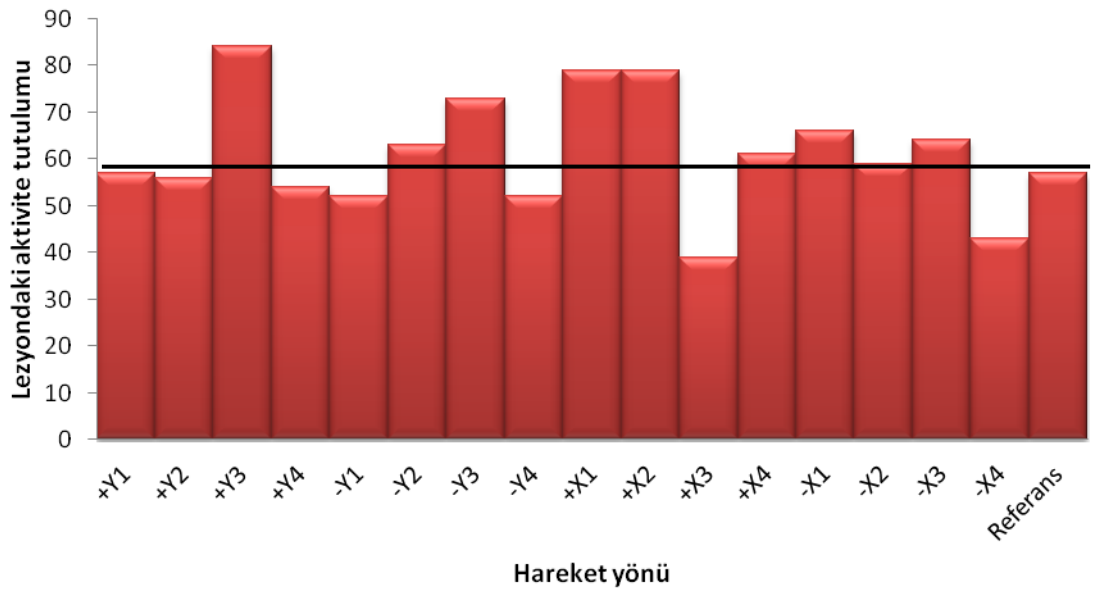
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	65	66	68	54	48	67	57	69	73	40	24	65	60	75
+Y2	65	64	65	54	50	68	56	59	66	38	20	65	77	72
+Y3	65	77	52	67	65	74	84	72	61	68	41	53	86	84
+Y4	66	65	67	45	41	67	54	65	69	33	19	66	66	68
-Y1	67	64	67	59	60	70	52	65	69	44	32	70	70	78
-Y2	65	66	72	53	49	67	63	77	77	37	25	67	67	85
-Y3	67	63	79	55	46	55	73	81	82	39	31	57	77	90
-Y4	61	62	61	40	40	64	52	63	64	28	19	65	63	67
+X1	59	68	66	68	68	75	79	66	72	54	36	66	95	91
+X2	81	76	82	57	53	66	79	90	77	31	34	60	81	88
+X3	44	45	43	39	52	48	39	39	44	45	53	54	50	40
+X4	63	62	68	43	39	62	61	71	68	34	25	65	59	68
-X1	63	62	69	47	37	62	66	68	70	32	21	61	58	69
-X2	62	61	65	42	36	59	59	67	66	31	20	61	56	62
-X3	60	58	66	42	34	55	64	67	66	31	22	58	57	63
-X4	74	71	80	87	92	65	43	55	78	75	83	64	48	46



Şekil 37. Frame 11 +Y2 cm



Frame 11



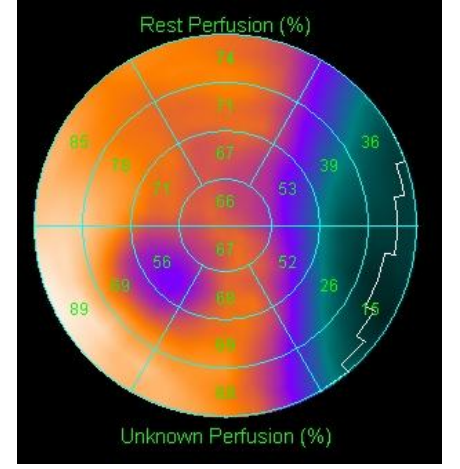
Grafik 13. Frame 11'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 12

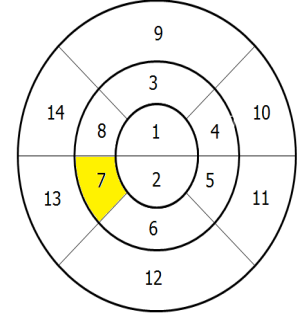
Tablo 21. Frame 13 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

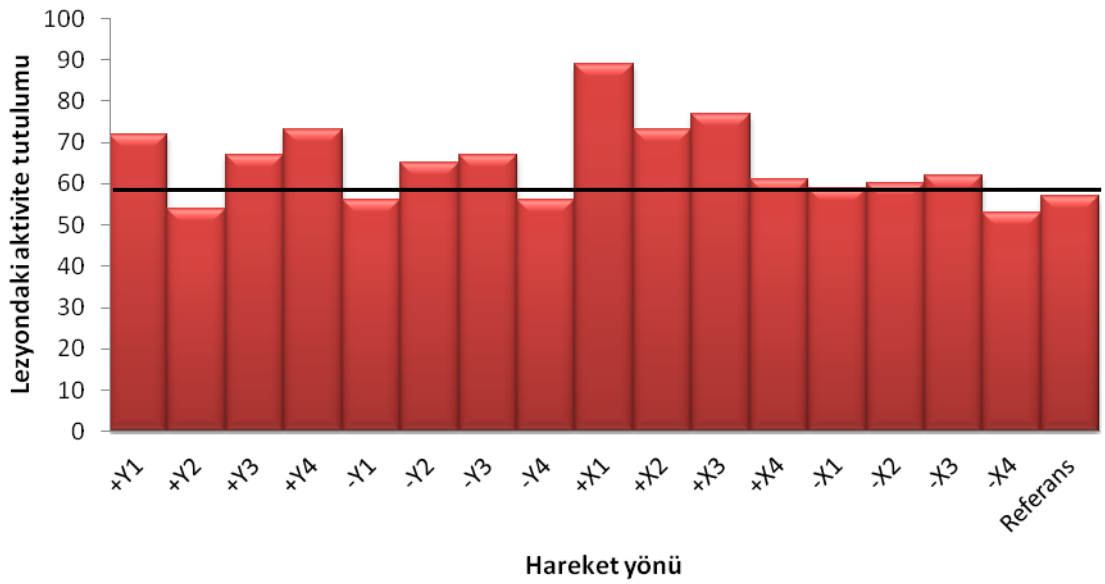
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	73	68	78	61	51	65	72	76	78	44	32	66	74	80
+Y2	64	65	64	47	45	68	54	68	70	34	20	67	69	75
+Y3	66	62	72	51	40	64	67	70	73	34	23	63	62	75
+Y4	73	68	79	60	50	66	73	75	79	43	31	68	74	78
-Y1	65	67	67	48	46	69	56	71	73	35	21	69	70	79
-Y2	65	66	72	52	47	68	65	75	76	36	25	70	66	81
-Y3	65	64	73	54	46	66	67	73	73	36	26	66	63	78
-Y4	66	67	67	53	52	68	56	71	71	39	26	69	69	78
+X1	67	78	57	66	72	71	89	85	78	69	49	47	88	96
+X2	79	70	82	55	46	61	73	89	79	33	28	55	78	89
+X3	77	69	85	58	51	61	77	90	80	34	32	62	84	92
+X4	69	64	65	51	41	53	61	64	50	32	25	45	52	62
-X1	62	62	65	47	42	60	59	68	70	34	23	64	60	68
-X2	60	60	64	43	35	58	60	63	65	30	18	57	51	60
-X3	61	62	65	42	32	55	62	65	66	30	19	58	64	61
-X4	76	70	83	93	93	69	53	59	80	81	90	70	57	50



Şekil 38. Frame 12 -Y4 cm



Frame 12



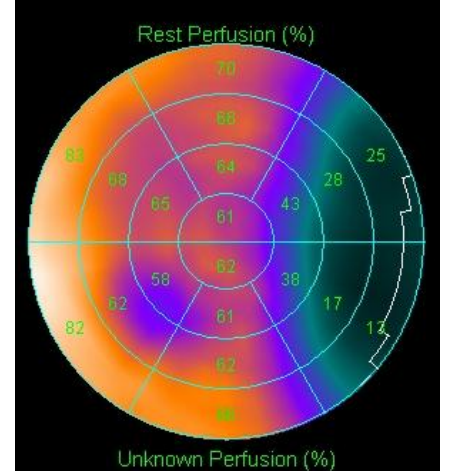
Grafik 14. Frame 12'de hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 13

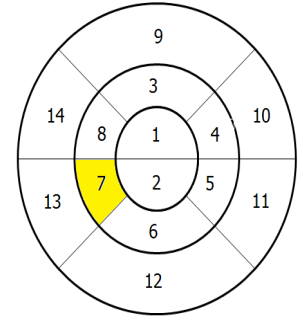
Tablo 22. Frame 13 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

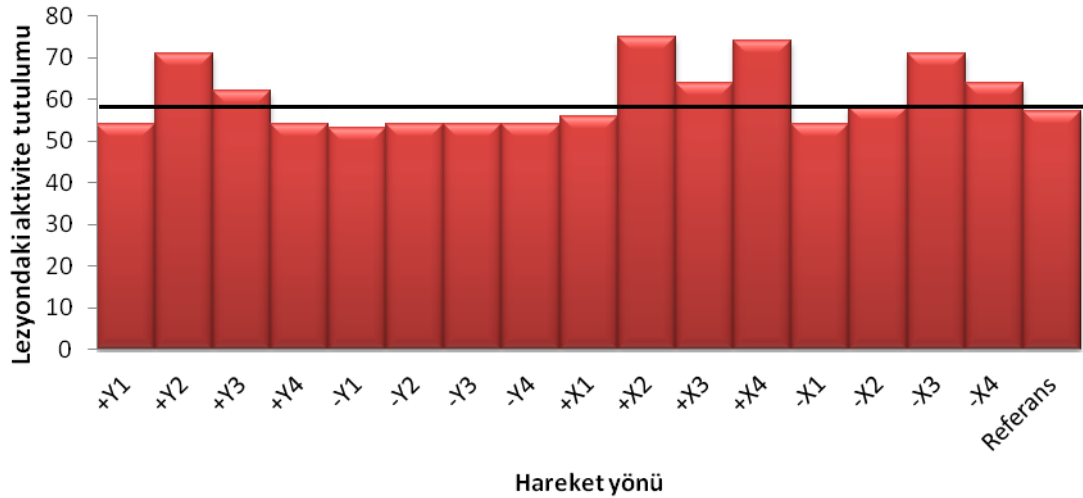
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	61	62	63	43	39	63	54	68	67	30	18	62	64	75
+Y2	73	71	74	56	46	66	71	78	79	38	24	58	71	80
+Y3	81	80	81	89	82	75	62	67	78	92	72	68	41	58
+Y4	66	67	66	49	47	68	54	70	71	34	22	67	68	77
-Y1	67	66	68	56	55	69	53	71	72	43	27	67	71	79
-Y2	67	67	67	56	56	69	54	73	73	42	29	69	69	80
-Y3	66	64	67	58	59	69	54	69	71	44	30	68	78	81
-Y4	65	63	65	59	57	68	54	59	65	44	27	66	76	73
+X1	60	61	63	42	37	60	56	64	66	29	18	61	58	65
+X2	59	67	67	71	68	73	75	61	75	57	36	64	89	85
+X3	70	71	70	73	82	73	64	62	71	68	85	75	71	63
+X4	76	65	86	57	43	61	74	84	82	39	27	62	80	86
-X1	62	62	61	40	41	67	54	66	64	29	20	69	66	70
-X2	61	62	64	43	38	61	58	65	66	28	17	62	62	68
-X3	66	67	66	45	43	67	71	71	68	35	27	63	61	69
-X4	82	77	80	87	89	72	64	66	67	76	93	71	55	46



Şekil 39. Frame 13 -X2 cm



Frame 13



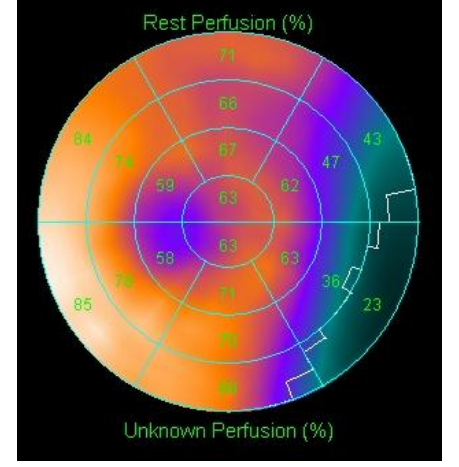
Grafik 15. Frame 13'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 14

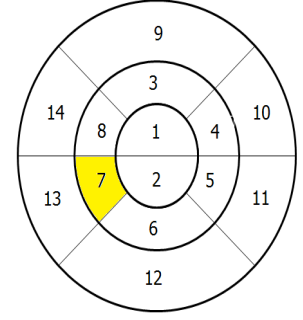
Tablo 23. Frame 14 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

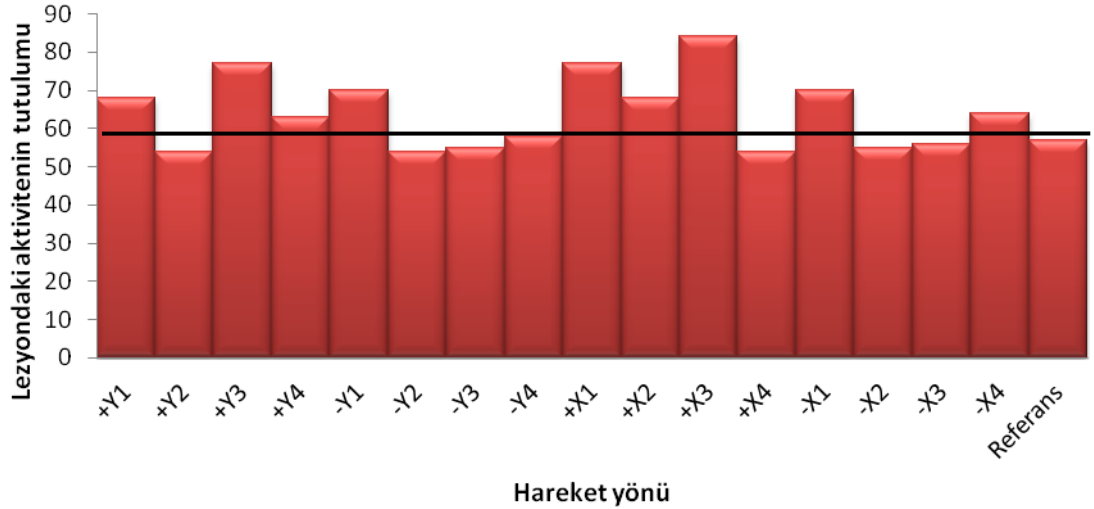
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	66	62	71	52	45	64	68	69	69	31	25	62	65	74
+Y2	65	66	64	45	44	68	54	68	68	31	19	68	71	76
+Y3	80	74	80	59	49	68	77	83	81	55	31	59	75	82
+Y4	64	67	66	54	54	68	63	68	70	41	32	66	58	73
-Y1	69	64	76	54	46	66	70	72	74	32	26	65	67	77
-Y2	68	68	67	56	56	69	54	71	71	42	29	70	70	78
-Y3	58	57	63	49	46	52	55	60	75	54	48	45	41	62
-Y4	63	63	67	62	63	71	58	59	66	47	36	70	78	74
+X1	82	77	82	61	53	70	77	85	82	43	32	64	78	86
+X2	64	64	73	52	47	68	68	76	77	33	26	68	65	83
+X3	63	73	54	69	69	73	84	65	68	65	41	60	91	81
+X4	65	66	64	51	53	68	54	70	69	37	27	69	69	77
-X1	64	65	70	52	48	69	70	69	73	40	30	66	63	73
-X2	65	65	63	43	39	66	55	67	66	30	17	68	64	68
-X3	65	65	63	41	37	65	56	65	65	28	15	66	66	69
-X4	79	74	81	88	82	68	64	64	75	90	90	69	57	51



Şekil 40. Frame 14 -Y4 cm



Frame 14



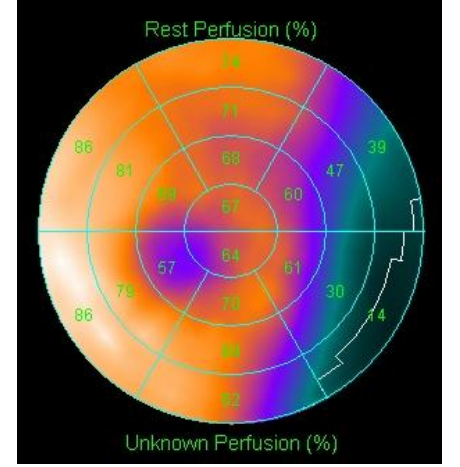
Grafik 16. Frame 14'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 15

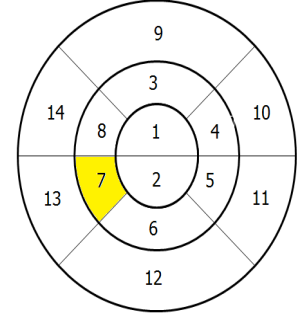
Tablo 24. Frame 15 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

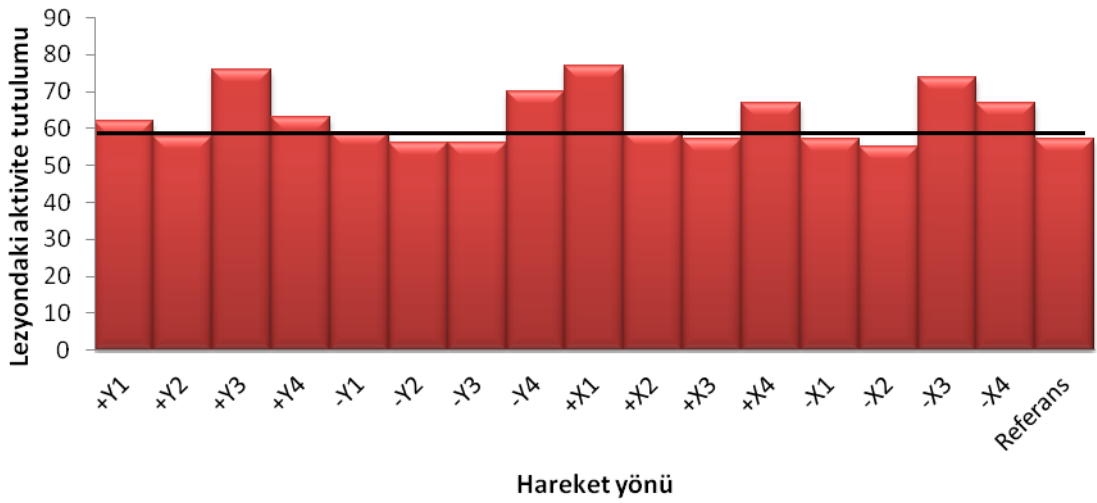
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	63	64	69	52	47	67	62	72	74	37	25	67	61	78
+Y2	62	65	65	43	40	68	58	68	71	31	19	66	63	75
+Y3	68	69	73	47	42	72	76	76	79	37	25	68	68	78
+Y4	62	64	68	49	45	67	63	69	72	35	24	66	59	74
-Y1	65	66	69	49	45	68	59	71	73	34	21	68	65	78
-Y2	66	67	68	52	49	68	56	73	74	37	22	69	71	80
-Y3	67	68	66	49	48	73	56	68	71	35	20	70	75	78
-Y4	86	83	86	91	80	77	70	78	85	91	64	68	43	67
+X1	81	74	83	63	51	67	77	85	83	52	32	60	76	86
+X2	67	68	70	54	54	70	59	76	76	41	26	71	70	82
+X3	67	64	68	60	61	70	57	69	71	47	30	69	79	81
+X4	65	64	73	52	44	67	67	72	75	35	24	65	63	79
-X1	66	66	64	50	48	71	57	63	66	34	20	69	75	73
-X2	65	66	64	46	44	69	55	65	67	32	19	68	70	71
-X3	64	65	70	48	41	70	74	71	75	38	25	67	69	74
-X4	74	66	74	60	51	65	67	70	75	43	30	66	69	75



Şekil 41. Frame 15 +X3 cm



Frame 15



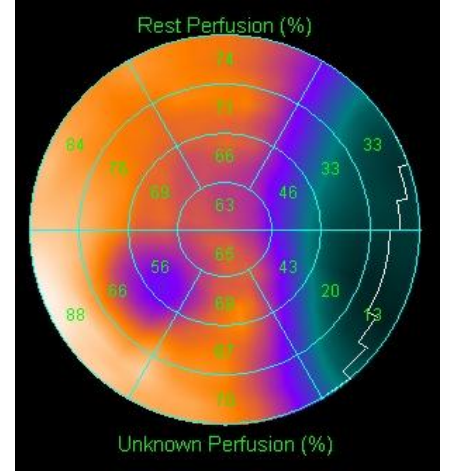
Grafik 17. Frame 15'te hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

FRAME 16

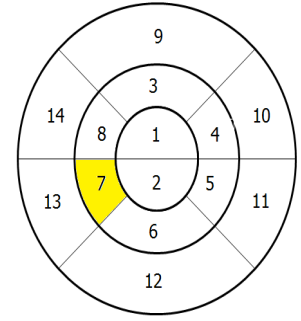
Tablo 25. Frame 16 Hareket düzeltmesi

Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Referans	67	68	69	55	57	70	57	72	75	38	26	72	77	79

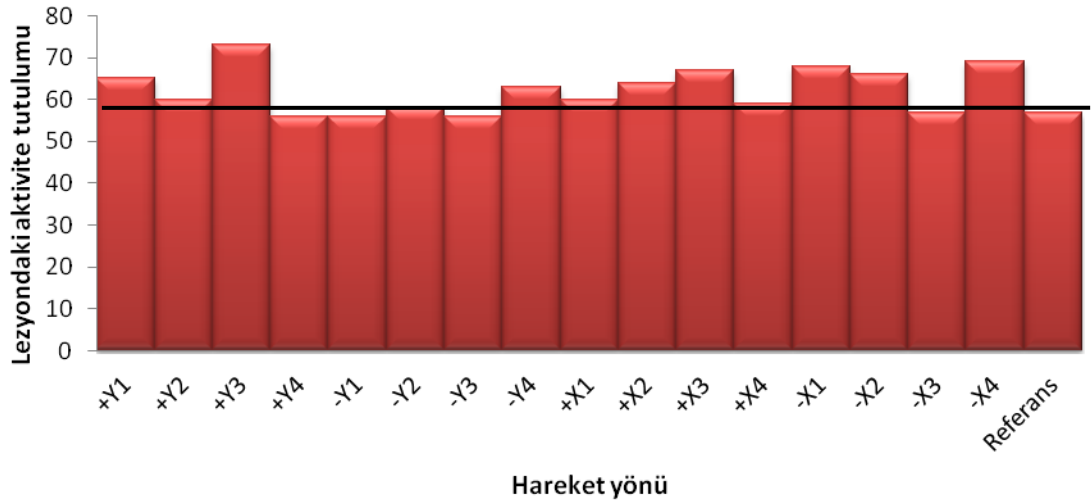
Hareket / Bölge	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
+Y1	63	63	70	51	43	66	65	71	74	34	23	66	62	77
+Y2	67	68	65	50	49	72	60	61	65	34	20	68	76	72
+Y3	75	69	81	62	52	67	73	77	81	45	33	69	75	82
+Y4	63	65	66	46	43	68	56	69	71	33	20	67	66	76
-Y1	49	47	53	39	31	50	56	57	71	36	32	58	57	76
-Y2	63	65	67	46	42	68	58	71	73	34	20	68	65	78
-Y3	65	66	66	56	57	67	56	71	71	45	32	69	63	77
-Y4	64	66	70	48	44	68	63	72	74	35	24	69	60	77
+X1	65	66	71	52	47	68	60	74	76	36	23	69	65	80
+X2	64	64	71	50	43	66	64	72	75	33	22	65	62	78
+X3	65	65	72	53	47	68	67	73	76	37	26	66	62	79
+X4	64	66	69	48	43	69	59	72	75	34	20	67	67	79
-X1	68	62	73	52	42	62	68	70	72	31	22	62	64	76
-X2	70	66	73	52	44	60	66	71	74	32	22	59	70	76
-X3	66	68	65	48	45	70	57	68	70	35	18	68	75	77
-X4	75	73	78	63	58	66	69	76	79	43	35	65	73	81



Şekil 42. Frame 16 +Y4 cm



Frame 16



Grafik 18. Frame 16'da hareket yönü ile lezyondaki aktivite tutulumunu gösteren grafik

Referans görüntüsü 1A'dır.

Frame 8'de $\pm Y$ eksenlerinde 1 cm'deki hareketin etkisi ile oluşturulan görüntülerde hafif şiddetle ek lezyonun varlığı ile birlikte lezyon doğru yerde tespit edilmiş ve derece 1B olarak belirlenmiştir. Ancak ± 4 cm'lik hareketlerde görüntü distorsiyonu değişmemiş ve +Y eksenindeki 4 cm'lik hareketin oluşturduğu etki nedeni ile sistem hareket düzeltilmesi yapamamıştır.

Frame 9'da $-Y$ ekseninde 2 cm ve 3 cm'deki hareketin etkisiyle alınan görüntüde referans görüntüye benzer şekilde lezyonun yeri tespit edildiği ve derecesinin 1A olduğu belirlenmiştir. Bu görüntüler derece 1A olarak belirlenen ilk nokta olup +Y eksenindeki diğer hareketlerde de hafif şiddette lezyon varlığı ile beraber lezyon doğru yerde tespit edilmiş ve derecesi 1B olarak belirlenmiştir.

Frame 10'da +Y ekseninde 1 cm ve 2 cm'deki hareketlerin etkisi ile alınan görüntülerde lezyon derecesi 1B olarak tespit edilmiştir. +Y ekseninde 4 cm'de ve -Y ekseninde 3 cm'de ise derece 1A olarak belirlenen görüntüde hareket düzeltilmesi etkin bir şekilde kullanılmıştır.

Frame 11'de +Y3, -Y3 ve +X2'de lezyon kaybolmuştur ve hafif şiddetle ek lezyonlar belirlenmiştir.

Frame 12'de $\pm X$ eksenlerinde ± 4 'er cm'deki hareketin etkisiyle elde edilen görüntülerde lezyon, ağır şiddette ek lezyona rağmen kısmen tespit edilmiş ve derece 3C olarak tanımlanmıştır.

Frame 13'te $\pm X$ ve $\pm Y$ eksenlerinde lezyon hafif şiddette ek lezyon oluşumları ile birlikte tespit edilmiş ve derece 1B olarak değerlendirilmiştir.

Frame 14'te hareket düzeltilmesinin etkin olduğu $-X$ ekseninde 4 cm'lik hareketin oluşturduğu görüntüde lezyon kısmen de olsa tespit edilmiş ve derecesi 3A olarak belirlenmiştir.

Frame 15'te – Y ekseninde 3 cm'deki hareketin oluşturduğu görüntüde referans görüntüye benzer bir görüntü elde edilmiş ve derecesi 1A olarak belirlenmiştir.

Frame 16'da ise –X ekseninde 3 cm'deki hareketin oluşturduğu görüntüde hareket düzeltmesi seçeneği ile referans görüntüye benzer şekilde derecesi 1A olan görüntü elde edilmiştir.

5. **TARTIŞMA**

SPECT sistemlerinde görüntüde meydana gelen artefaktlar mekanik ve hasta kaynaklı olarak iki başlıkta değerlendirilebilir. Cihazdaki detektör sayısı ve kamera açısının başlangıç noktası da hassasiyeti etkilemektedir. PMT'lerdeki olası distorsiyon doğrusal nesnelerin eğri görünmesine neden olabilir veya görüntüleme basamaklarının tümünü etkileyebilir. Kristal kalınlığı intrinsek, kolimatörler ise ekstrinsek uzaysal rezolüsyonu etkiler (13). Ayrıca kolimatörlerdeki olası distorsiyon görüntüde artefaktlara sebep olurken görüntüleme zamanını da etkileyecektir (15).

SPECT görüntülerinin kalitesi hastadan gelen radyasyonun uğradığı atenüasyona ve Compton saçılmasına bağlı olarak sınırlı olabilir (14). *Compton* saçılmasının görüntü üzerindeki etkisini minimuma indirerek görüntü kalitesini arttırmak için saçılma düzeltme teknikleri geliştirilmiştir (13). SPECT görüntülerinde hasta hareketinin etkisi incelenirken sistemin mekanik doğruluğu kalite kontrol testleri ile incelenmelidir.

Hastanın anatomik yapısı saçılma ve atenüasyon üzerinde etkilidir. Kadın hastalarda büyük meme dokusunun anterior septal duvarda atenüasyona bağlı defekt oluşturduğu bilinmektedir. Bu nedenle görüntüleme sırasındaki meme dokusunun hareketini kısıtlamak için meme dokusunun bantlanması atenüasyona bağlı defekti azaltabilir. Erkeklerde ise spora bağlı pektoral kas kalınlığının artması anterior duvarda artefakt oluşturabilir.

Miyokard perfüzyon SPECT görüntülenmesi sırasında hastaların yaklaşık % 25'i hareket ettiği tespit edilmiştir. Görüntüleme devam ederken hastanın hareketi perfüzyon defektleri içeren görüntüler meydana getirir. Uzun süren görüntüleme zamanları ile hasta yatak üzerinde kıpırdanmaya başlamaktadır. Hareket ile oluşan artefaktın biçim ve şiddetini tek veya çift detektörlü SPECT görüntülenmesi sırasındaki zamanlama, süre, şiddet ve yön ile tanımlamak mümkündür (27). Hareket etkisi değişik organ anatomilerine göre artefakt varyasyonları göstererek bazen sıcak bazen soğuk alanlar yaratmaktadır. Hasta hareketinin saptanması ve düzeltilmesi SPECT görüntülemesinde son derece önemli olup düzeltilmemesi durumunda değerlendirmenin güvenilirliğini azaltacaktır.

SPECT görüntüleme esnasındaki olası hasta hareketleri sabit vücut hareketi, periyodik lokal deformasyonlar ve lokal olmayan deformasyonlar olmak üzere üç grupta toplanabilir. Sabit vücut hareketi üç boyutta yer değiştirme hareketidir. Kalp ritmi ve solunum ile gerçekleşen hareketlerin oluşturduğu artefaktlar periyodik lokal deformasyon başlığında incelenebilir. Lokal olmayan deformasyonlar ise görüntüleme masasında daha rahat yatabilmek için hastanın olduğu yerde yaptığı kıvrılma ve bükülme hareketleridir (15).

Solunumun kalp üzerindeki hareket etkisi kraniyo-kaudal yönde 4 ile 18 mm arasındadır ve horizontal ve vertikal eksenlerde ise bu değerden biraz daha düşüktür (28,29). Kovalski ve arkadaşları solunuma bağlı artefaktların incelenmesi ile yaptıkları çalışmada artefakt yüzdesini, 20 hastanın her biri için Bull's Eye haritasında hareket düzeltilmesi yapılmadan önce ortalama % 3.75 olarak tespit etmişlerdir. Hareket düzeltilmesinden sonra ise bu oranın % 1.58'e azaldığını gözlemlemişlerdir (18).

Philippe ve arkadaşları hasta hareketini algılamak için görsel takip sistemi kurmuşlardır. Eksternal bir cihazla (visual tracking system, VTS) SPECT sırasında hastanın hareketi saptanmış, ikinci olarak veriler proses edilerek hasta hareketiyle ilgili durum saptanmış ve üçüncü olarak da 1, 2 ve 5 mm'lik hareket etkisi ile oluşan artefaktlarda hareket düzeltilmesi yapılarak optik kamera görüntülenmesi ile SPECT arasında bir eşleme oluşturulmuştur (21,22).

Germano ve arkadaşları ²⁰¹Tl ile yapılan SPECT çalışmalarında, 6.5 mm'den küçük hareketlerin etkisinin düzeltilmesine gerek olmadığını ve görüntülemenin ortasında aksiyal yönde ve 6.5 mm hareket için ise %5-%40 arasında harekete bağlı false pozitif değerlendirmeler rapor etmişlerdir (25). Glenn ve arkadaşları, 6-8 mm aralığına gerçekleşen hareket ile oluşan artefaktın orta şiddetle düzeltilebilir hatalara neden olduğunu ve 8 mm'den büyük hareketler ile oluşan artefaktların ise klinik olarak ciddi artefaktlara yol açtığını belirtmişlerdir (30).

Cooper ve arkadaşları, vertikal yöndeki hareketin lateral yöndekine göre daha fazla artefakt oluşturduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmalarında, 6.5 mm'lik hasta hareketinin dedekte edilebildiğini ancak 13 mm veya daha fazla olan hareketlerde klinik açıdan önem taşıyan artefaktların oluştuğunu rapor etmişlerdir (26).

Matsumoto ve arkadaşları, tek ve çift başlı gama kamera ile yaptıkları çalışmada hareketin görüntüye etkisi ile birlikte hareketin farklı kameralardaki etkilerini de incelemişlerdir. Sayısal olarak, 6.4 mm hareket etkisi altında sol ventriküldeki ortalama defekt yüzdesini Tek ve çift başlı gama kameralarda sırasıyla %0.6 ve %0.8 olarak bulmuşlardır. 12.8 mm hareket etkisi altında sol ventriküldeki ortalama defekt yüzdesini Tek ve çift başlı gama kameralarda sırasıyla %3.8 ve %5.7 olarak bulmuşlardır. 19.2 mm hareket etkisi altında ise sol ventriküldeki ortalama defekt yüzdesini Tek ve çift başlı gama kameralarda sırasıyla %8.1 ve %11.8 olarak bulmuşlardır. Bu değerler ile hastanın hareket miktarı ile perfüzyon defekt miktarı orantılı olduğu sonucuna varılmıştır. Çift başlı kameralarda oluşan artefakt yüzdesinin teorik olarak fazla çıkmasının sebebi aynı anda birçok projeksiyon elde etmesinden kaynaklanmaktadır. Öte yandan tek detektörlü kameraların da aynı sayıda sayım almaları gerektiğinden görüntüleme zamanları uzamaktadır, bu durum ise hasta hareketi ile oluşan artefaktlara neden olurken hassasiyeti azaltmaktadır (31). Bu nedenle çift başlı kameraların hassasiyetleri daha iyidir.

William ve arkadaşları, fantom kullanarak ²⁰¹Tl ile yaptıkları kardiyak görüntüleme çalışmasında, hareket etkisi altında olmadan ve hareket etkisi ile aldıkları görüntüler üzerinde hareket düzeltme etkisini incelemişlerdir. Yapılan bu çalışmada fantom X ve Y eksenlerinde sabit olarak 2.5 cm hareket ettirilmiştir. Hareket düzeltilmesi kullanarak elde edilen görüntülerde sol ventrikül duvarlarının daha düzgün olduğunu ve sol ventrikül kavitesinin de daha berrak olduğunu gözlemlemişlerdir. kardiyak fantom ile yaptıkları çalışmanın sonucunda hareket sonucu oluşan artefaktların başarıyla elemine edildiğini, 36 farklı hasta çalışmasında ise görüntü kalitesinin yarıdan fazla iyileştirdiğini belirtmişlerdir (32).

Bizim çalışmamızda sabit vücut hareketi benzetimi için kardiyak insert fantom kullanılmıştır. Kardiyak insert fantomun inferoseptal bölgesinde 1,2 x 2 x 2 cm boyutlarında oluşturduğumuz lezyon, hareket etkisi altında olmadan aldığımız görüntüde artefakt oluşturarak referansımız olmuştur. Hasta hareketine benzerlik taşınması açısından kardiyak insert fantom $\pm X$ ve $\pm Y$ eksenlerinde ± 1 , ± 2 , ± 3 ve ± 4 cm hareket ettirilmiştir. MPS sırasında hastaların görüntüleme zamanının başlangıcında, ortasında veya sonuna doğru hareket etme olasılıkları bulunmaktadır.

Çalışmamızda, genelleme yapabilmek için hareket etkisi 8. frameden, yani görüntülemenin ortasından itibaren uygulanmıştır. Hareket düzeltmesi olan ve olmayan görüntüler artefakt açısından değerlendirilmiştir.

± 1 ve ± 2 cm'lik hareketlerin, hareket düzeltmesi kullanıldığında lezyonun yeri ve şiddeti açısından referans görüntüye yakın görüntülerle karşılaşılmıştır. Önemli olan kısım, vertikal ve lateral eksenlerdeki hareketin görüntüye etkisi farklı şiddetlerde gözlenmiş olmasıdır. Diğer literatür çalışmalarında da belirtildiği gibi vertikal eksendeki artefakt şiddeti daha baskın bulunmuştur.

Bütün framelerde, ± 3 cm'lik hareketlerde farklı şiddetlerde olmakla beraber distorsiyon veya distorsiyon başlangıcı gözlenmiştir. Derecesi değerlendirilemez olarak belirlediğimiz görüntüler hareket düzeltme seçeneği kullanıldıktan sonra process yapıldığında çoğu referansa yakın, bazıları ise referans ile aynı dereceye sahip görüntüler elde edilmiştir. Görüntü değerlendirilmesinde en önemli kısımlardan biri, frame sayısı arttıkça şiddeti azalan distorte görüntülerin ve hareket düzeltme seçeneğinin etkinliğinin artmasıdır. Bu durum bizi, bilgisayarın topladığı veriler ile üzerinde işlem yapılan görüntünün düzeltilme etkinliğinin orantılı olduğu sonucuna götürmüştür.

± 4 cm'lik hareketler ise tüm eksenlerde distorte görüntülere neden olmuştur. Lezyonun yeri ve şiddeti takip edilememiş, görüntülerde ek konturlarla karşılaşılmıştır. Eksenin yönü önem arz etmeden tüm görüntülerin distorte olduğu sonucuna varılmıştır. Hareket düzeltme seçeneğinin kullanıldığı process işlemlerinde dahi beklenen etkinlik sağlanamamıştır. Bazı görüntülerde ise hareket düzeltme seçeneği sistem tarafından hareket miktarı çok fazla olduğu için kullanılamamıştır.

Çalışmada SPECT görüntülerinde hareket düzeltme tekniği kullanılarak rekonstrükte edilen görüntülerin ± 1 ve ± 2 cm hareket etkisi ile alınan görüntülerin tamamında; ± 3 cm hareket etkisi ile alınan görüntülerin bir kısmında referans yakın görüntü kalitesi olduğu saptanmıştır. ± 4 cm'lik hareket etkisi ile alınan görüntülerin tamamına yakınının değerlendirilemez olduğu görülmüştür.

6. **SONUÇ VE ÖNERİLER**

Myocard perfüzyon SPECT uzun sürmesi yüzünden görüntüleme sırasında hasta daha rahat edebilmek için pozisyonunu değiştirip farklı yönlerde hareket etmektedir. SPECT görüntüleme sırasındaki hasta hareketi perfüzyon defektleri içeren görüntüler meydana getirebilir. Oluşan defektlerin düzeltilmesi için çeşitli program ve teknikler geliştirilmiş ve geliştirilmektedir. Çalışmamızın çıkış noktası görüntüleme sırasında gerçekleşen hasta hareketinin görüntüye etkisini incelemek olmuştur. Aldığımız görüntülerde hareket etkisi beklenen ölçüde artefaktlar oluşturmuştur. Böylelikle hareket etkisi altında olan görüntüler ile hareket etkisi bulunmayan referans görüntüsü görsel ve nicel olarak karşılaştırılarak artefakt şiddetleri derecelendirilmiştir.

Çalışmamızda hareket ile oluşan artefaktın hareket düzeltme programları ile ne kadar düzeltilebileceği araştırılmıştır. Bulduğumuz sonuçlar, yapılan diğer çalışmalar ile uyum göstermiş ve hareket düzeltme seçeneğinin etkinlik sınırları belirlenmiştir.

Referans görüntüde lezyon saat 7 yönünde olup 8, 9 kesit sürmektedir. Lezyon 26 – 34 arası kesitlerde olup, en belirgin olarak lezyon başladıktan sonra 5. kesitte görülmektedir. Kesitlerde saat yönünde 12-6 arası aktifken, diğer kısımlarda daha az aktif olduğu gözlenmiştir. Hareket düzeltmesi kullanılarak referans koşullarına sahip görüntüler elde edilebilmiştir.

Frame 9'da Y ekseninde -3 cm, frame 10'da Y ekseninde +4 cm ve frame 15'te Y ekseninde -3 cm yönünde oluşan hareket esnasında elde edilen görüntülerde lezyon hafif düzeyde izlenirken ağır şiddette ağır defekt izlenmiştir. Hareket düzeltmesi yapıldıktan sonra elde edilen görüntüler referans görüntüyle eşleşmiştir.

Frame 9'da Y ekseninde -2 cm ve frame 16'da X ekseninde -3 cm yönünde oluşan hareket esnasında elde edilen görüntülerde lezyon aynı şekilde izlenirken hafif düzeyde ek defekt izlenmiştir. Hareket düzeltmesi yapıldıktan sonra elde edilen görüntüler referans görüntüyle eşleşmiştir.

Çalışmamızda, farklı yönlerdeki hareketlerin farklı etkiler meydana getirdiğini gözlenmiştir. Özellikle ± 1 cm ve ± 2 cm hareket etkisiyle gerçekleşen

görüntülemenin son framelerine doğru meydana gelen hasta hareketi görüntüde tolere edilebilir artefaktlara neden olurken hareket düzeltilmesi kullanılarak gerçekleştirilen process işlemleri ile görüntülerin referans görüntüye yaklaştığı saptanmıştır.

MPS SPECT görüntülerinde hareket düzeltme tekniği kullanılarak rekonstrükte edilen görüntülerin tamamında daha iyi görüntü kalitesi olduğu gözlenmiştir. Hasta hareketinin meydana getirdiği artefaktlar beyin, akciğer gibi diğer sintigrafilerde de araştırılabilir, hareket düzeltmenin etkisi değerlendirilebilir.

7. KAYNAKLAR

- 1.** Prof. Dr. Mustafa Demir, Nükleer Tıp Fiziği Ve Klinik Uygulamaları, İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul, 2008.
- 2.** Nadine S., Andrew W., Introduction to Medical Imaging, 2011, 94-114.
- 3.** İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp ABD, Nükleer Tıp Ders Kitabı, İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul, 2009.
- 4.** <http://www.nuclearfields.com.collimators> 20/05/2012.
- 5.** Mattijs E., Johannes F., Wilhelmus N., Alida J. Ve ark, Quantitative Evaluation of Scintillation Camera Imaging Characteristics of Isotopes Used in Liver Radioembolization, 2011
- 6.** Thomas A., Brian G., Mouaz A. Dennis A., Single photon-emission computed tomography, 2010, 2-10.
- 7.** Seyrek E., Fotonların Madde ile Etkileşimi, Radyasizotopların Üretimi ve Radyoterapide Kullanılması, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2007, 13-16.
- 8.** Marisa Bazañez-Borgert, Basics of SPECT, PET and PET/CT Imaging, 4-7.
- 9.** Photomultiplier tube modules product catalog, hamamatsu photonics k.k. elektron tube center,2003, 2-10.
- 10.** Hayrat A., PMT, Radyasyon ve Radyoizotopların Topta Kullanılması, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, 2007, 52-62.
- 11.** Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp ABD, Nükleer Tıp dersi, Hatice Durak, 2011.
- 12.** Scanning Systems, Gamma Camera. Healthcare Product Comparison System, June 2002, 4-6.
- 13.** Gama kameralardaki yeni teknik gelişmeler ve gama kamera seçiminin değerlendirilmesi, M.Demir,1999, 6-9
- 14.** Healthcare Product Comparison System, Scanning Systems, Gamma Camera, 2002, 2-7
- 15.** Andrey S., TESTING SPECT MOTION CORRECTION ALGORITHMS, 2010,20-30
- 16.** Thomas A., Brian G., Mouaz Al-Mallah, Dennis A. ve ark., Single photon-emission computed tomography, 2010, 21-26

- 17.** Chuanyong B., Richard C., Joel K., Hetal B., Phantom evaluation of a cardiac SPECT/VCT system that uses a common set of solid-state detectors for both emission and transmission scans, 2009, 7-8
- 18.** Kovalski G., Israel O., Keidar Z., Frenkel A ve ark., Correction of Heart Motion Due to Respiration in Clinical Myocardial Perfusion SPECT Scans Using Respiratory Gating, 2007, 1-7.
- 19.** Turkolmez Ş.,Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası 2006, MPS
- 20.** Schumacher H., Fisher B., A New Approach Motion Correction in SPECT Imaging, 2006, 1-5.
- 21.** Philippe P., Michael A., Geln C., Richard D., Joel D ve ark., A Robust Visual Tracking System for Patient Motion Detection in SPECT, Hardware Solutions, 6.
- 22.** Michael A, Philippe P., Nanoj V., Michael K., Assessing a System to Detect Patient Motion in SPECT Imaging Using Stereo Optical Cameras, 2003, 3-4.
- 23.** Rahmim A., Advanced Motion Correction Methods in PET, 2005, 1-17.
- 24.** Schafers K., Stegger L., Combined Imaging of Molecular Function and Morphology with PET/CT and SPECT/CT, Image Fusion and Motion Correction, 2008, 1-9.
- 25.** Germano G., Chua T., Kavanagh P., Kiat H ve ark., Detection and Correction of Patient Motion in Dynamic and Static Myocardial SPECT Using a Multi Detektor Camera, 1993, 1349-1355.
- 26.** Cooper J., Neuman P., McCandless B., Effect of Patient Motion on Tomographic Myocardial Perfusion Imaging, 1992, 1-6.
- 27.** Massardo T., Jaimovich R., Faure R., Munoz M. ve ark., Motion correction and myocardial perfusion SPECT using manufacturer provided software, 2009, 4-7
- 28.** Livieratos L, Rajappan K, Stegger L, ve ark., Respiratory gating of cardiac PET data in list mode acquisition. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2006; 584–588.
- 29.** Reson M., Wang Y, Riederer S, Ehman R. Respiratory motion of the heart: kinematics and the implications for the spatial resolution in coronary imaging, 1995, 713–719.

- 30.** Glenn R., Terrence D., Rob A. , Jean N., Single-Phase CT Aligned to Gated PET for Respiratory Motion Correction in Cardiac PET/CT,2010,5-6
- 31.** Matsumoto N., Berman D., Kavanagh P. Gerlach J. ve ark., Quantitative Assessment of Motion Artifacts and Validation of a New Motion-Correction Program for Myocardial Perfusion SPECT, 2001,5-7,
- 32.** William J., Terry L., Jonathan M.,Lewis C. ve ark, Correction for Patient and OrganMovement in SPECT: Application to exercise Thallium-201 CardiacImaging,2007,6-7

8. EKLER

8.1. Etik Kurul Raporu

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.- 374

30.05.2012

Sayın Doç.Dr.Türkan ERTAY

Kurulumuz tarafından 24.05.2012 tarih ve 621-GOA protokol numaralı 2012/19-04 karar numarası ile görüşülen "Myokard Perfüzyon Spect Görüntülemesi Sırasında Farklı Yönlerdeki Hasta Hareketinin Görüntüye Etkisinin Kardiyak Fantom İle İncelenmesi" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUNUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	621-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/> AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Myokard Perfüzyon Spect Görüntülemesi Sırasında Farklı Yönlerdeki Hasta Hareketinin Görüntüye Etkisinin Kardiyak Fantom İle İncelenmesi
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr.Türkan ERTAY Nükleer Tıp A.D
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2012/19-04	Tarih: 24.05.2012
	Doç.Dr.Türkan ERTAY'ın sorumlusu olduğu "Myokard Perfüzyon Spect Görüntülemesi Sırasında Farklı Yönlerdeki Hasta Hareketinin Görüntüye Etkisinin Kardiyak Fantom İle İncelenmesi" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
---------------	--

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr..Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Yüksek Hemşire	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Osman AÇIKGÖZ	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Mehtap MALKOÇ	Ph.D.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Adnan MENDERES	Plastik Cerrahi	DEU Tıp Fakültesi Plastik Cerrahi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Refik MAS	İç Hastalıkları (Geriatrı B.D)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.İşıl TEKMEK	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Meltem Kutlu GÜRSEL	Hukuk	D.E.Ü Hukuk Fakültesi İdare Hukuku Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	

8.2. Tez Uygulama İzin Formu



T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
HASTANESİ BAŞHEKİMLİĞİ

SAYI :B.30.2.DEÜ.0.H1.70.00- 65

KONU:

06.06.2012

06.06.2012 *00644

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

İlgi: 05/06/2012 tarih ve 1615 sayılı yazınız.

Enstitünüz Medikal Fizik Anabilim Dalı Medikal Fizik Yüksek Lisans programı öğrencisi Eser ERİM' in " Myokart Perfüzyon SPECT Görüntülemesi Sırasında Farklı Yönlerdeki Hasta Hareketinin Görüntüye Etkisinin Kardiyak Fantom ile İncelenmesi" isimli tez çalışması 01/06/2012- 30/06/2012 tarihleri arasında Nükleer Tıp Anabilim Dalında uygulama yapabilmesi Başhekimliğimizce uygun görülmüştür.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Mehmet Ali ÖZCAN
Başhekim

Adres : Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi 35340 İnciraltı/ İZMİR Ayrıntılı bilgi için irtibat: Pakize ÖZGENÇ
Tel: +90(232) 412 23 14 Faks: +90 (232) 259 97 23
E-posta: pakize.ozgenc@deu.edu.tr Elektronik ağ : www.deu.edu.tr

Öğrenci işleri
07/06/2012

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ
Kayıt Tarihi: 07.06.2012
Kayıt No :
Dosya No : 1967

8.3. ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI ESER ERİM

TC Kimlik No / Pasaport No:	23545655702
Doğum Yılı:	1985
Yazışma Adresi :	88 sokak no:21 k:2 Buca/İZMİR
Telefon :	5066032202
Faks :	-
e-posta :	eser_irim@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
T.C.	Uludağ Üniversitesi	Fen Fakültesi	Fizik	2,81	2008

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		Tamamlanan	Devam Eden
	Yüksek		

	Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/sorumluluk/olay/üyelik vb.)			

ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
<input type="checkbox"/>			

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar
