

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KONTRAST TUTUCU MEME MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLERİNDE KANSERLİ OLAN VE OLMAYAN
DOKULARIN GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİ İLE
BELİRLENMESİ**

Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisi Petek TATLI

**FBE Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Anabilim Dalı Uzaktan Algılama ve CBS Programında
Hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Bülent BAYRAM

İSTANBUL, 2006

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KONTRAST TUTUCU MEME MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLERİNDE KANSERLİ OLAN VE OLMAYAN
DOKULARIN GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİ İLE
BELİRLENMESİ**

Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisi Petek TATLI

**FBE Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Anabilim Dalı Uzaktan Algılama ve CBS Programında
Hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Bülent BAYRAM

İSTANBUL, 2006

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ	v
KISALTMA LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış. ii
ÇİZELGE LİSTESİ	x
ÖNSÖZ	xi
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiv
1 GİRİŞ	1
2 RADYOLOJİYE GİRİŞ	3
2.1 Radyoloji sözcüğü ne anlama gelir ve tıp dalı olan radyoloji ne ile uğraşır?	3
2.2 Radyolojik Tanı Yöntemleri	3
3 MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİNİN TEMEL PRENSİPLERİ	5
3.1 Manyetik Rezonans Görüntüleme Tarihi	5
3.2 Manyetik Rezonans Görüntüleme Araç Anatomisi	6
3.3 Manyetik Rezonans Görüntülemenin Temel Fizik İlkeleri	7
3.4 Manyetik Rezonans Görüntülemede Görüntünün Oluşturulması	11
3.4.1 Gradyent Sargıların Çalışma İlkeleri	11
3.4.2 Sinyal Kaydı Nasıl Yapılmaktadır?	11
3.4.3 MRG’de Görüntü Oluşturmak İçin, Elde Edilen Sinyalin Magnet İçine Konulan Vücudun Hangi Noktasından Geldiği Nasıl Anlaşılmaktadır?	12
3.4.4 Kesit Belirleme Gradyenti (Slice Selection)	13
3.4.5 Frekans kodlama (Frequency Coding)	14
3.4.6 Faz Kodlama (Phase Coding)	15
3.4.7 Veri Matrisi ve Fourier Transformasyonu	16
3.4.8 Manyetik Rezonans Görüntülemede Kontrast Tutucu Maddeler	18
4 UYGULAMADA KULLANILAN GEREÇ VE YÖNTEMLER	19
4.1 Uygulama Akış Şeması	21
4.2 Kontrast Tutucu Bileşiğin Görüntü Pikselleri Üzerindeki Etkisini Gösteren Grafik Tipleri	22
4.3 Uygulama Görüntü Formatları	23

4.4	Lezyon Sınıflandırma Puanlaması.....	25
4.5	Uygulamada Kullanılan Yöntemler.....	27
4.5.1	Sınıflandırma Yöntemi.....	27
4.5.2	Histogram Eşitleme Yöntemi	28
4.5.3	Görüntü Korelasyonu ile Tümörlerin Hesaplanması.....	29
4.5.4	Görüntü Farkı Yöntemi	32
4.5.5	Eğim Hesabı	32
4.5.5.1	Ortalama Gri Değer Belirlenmesi.....	34
4.5.6	Sınıflandırma ile Yazılım Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	34
5	UYGULAMA SONUÇ GÖRÜNTÜLERİ... Hata! Yer işareti tanımlanmamış.	1
5.1	Hasta Görüntüleri Akış Şeması Hata! Yer işareti tanımlanmamış.	2
5.2	HASTA 1 Hata! Yer işareti tanımlanmamış.	3
5.2.1	HASTA 1: 133 – 143 Arası Kesit Görüntüleri..... Hata! Yer işareti tanımlanmamış.	3
5.2.2	HASTA 1: 221 – 231 Arası Kesit Görüntüleri..... Hata! Yer işareti tanımlanmamış.	7
5.3	HASTA 2.....	49
5.3.1	HASTA 2: 210 – 220 Arası Kesit Görüntüleri.....	49
5.3.2	HASTA 2: 100 – 110 Arası Kesit Görüntüleri.....	55
5.4	HASTA 3.....	59
5.4.1	HASTA 3 : 254 – 264 Kesit Arası Görüntüler.....	59
5.5	HASTA 4.....	64
5.5.1	HASTA 4 : 265 – 275 Arası Kesit Görüntüleri.....	64
5.5.2	HASTA 4 : 331 – 341 Arası Kesit Görüntüleri.....	67
5.6	HASTA 5.....	71
5.6.1	HASTA 5: 188 – 198 Kesit Arası Görüntüler.....	71
5.7	HASTA 6.....	75
5.7.1	HASTA 6: 365 – 375 Kesit Arası Görüntüler.....	75
	SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	79
	KAYNAKLAR.....	82
	ÖZGEÇMİŞ.....	85

SİMGE LİSTESİ

$SE(t)$ Sinyalin maksimum olduğu zamandaki fokal kontrast tutma yüzdesi

$SI_{pre}(t)$ Sinyalin kontrast tutucu bileşikten etkilenmeden önceki (pre-kontrast) ortalama sinyal yoğunluğu

$SI_{post}(t)$ Sinyalin maksimum olduğu zamandaki (post-kontrast) ortalama sinyal yoğunluğu

KISALTMA LİSTESİ

Bo	Manyetik Alan
BT	Bilgisayar Tomografisi
MRI	Magnetic Resonans Imaging
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
RF	Radyo Dalgası
SNR	Signal to noise ratio : sinyal – gürültü oranı
T	Tesla
MKB	Maligne karışan piksel sayısı
BKM	Benigne karışan piksel sayısı
NM	Normal dokuya karışan malign piksel sayısı
NB	Normal dokuya karışan benign piksel sayısı
NL	Normal dokuya karışan lezyon piksel sayısı
TM	Toplam malign piksel sayısı
TB	Toplam benign piksel sayısı
TN	Toplam normal doku piksel sayısı

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3.1	MRG aracı[5]	5
Şekil 3.2	Manyetik Rezonans Görüntüleme Aracı[9]	6
Şekil 3.3	Dönüş hareketi yapan elektrik yüklü bir parçacık çevresinde manyetik bir alan oluşturur[10]	7
Şekil 3.4	Manyetik alan uygulanmadan önce protonların rasgele yönlerde dönüş yapmaları[10]	7
Şekil 3.5	Dış manyetik alan içerisine yerleştirilen proton dipolleri dış manyetik alan yönünde, veya ters yönde olacak şekilde yerleşirler[5].....	8
Şekil 3.6	Protonun salınım hareketi gösterilmektedir[5].....	8
Şekil 3.7	Larmor denkleminde göre daha güçlü manyetik alana yerleşen protonların daha yüksek hızla salınım yapmaları[10].....	9
Şekil 3.8	Hastanın yandan yatış pozisyonu[9]	9
Şekil 3.9	Voksel ve piksel gösterimi[7]	12
Şekil 3.10	Mıknatıs gücü bir tarafa doğru artarken, diğer tarafa doğru azalmakta ancak mıknatıs merkezinde manyetik alanın değişmediği gözlenmektedir. Bu sayede protonlar farklı frekanslarda salınım göstereceklerdir. (Kesit Belirleme Gradiyenti)[8]	13
Şekil 3.11	Frekans kodlama gradiyenti çalıştırıldığında kolonlar farklı manyetik alanlara maruz kaldıklarından dolayı, her kolon için farklı salınım frekansları oluşmaktadır. Bu gradiyent sinyal kaydının yapıldığı surece çalıştırılmaktadır[8] Voksel ve piksel gösterimi[7]	14
Şekil 3.12	a,b ve c genlik ve frekansları farklı 3 sinyal ayrı ayrı kolonları temsil ettiklerinde, dokudan elde edilen sinyal karmaşık şekilde oluşmuştur. Bundan sonraki işlem ise, zamana karşı belli genlikteki bir dalgayı, frekansa karşı genlik olarak göstermektir. (1D Fourier Transformation)[8]	15
Şekil 3.13	Faz kodlama sonrasında satırlar arasında oluşan faz kayıklığı[5].....	16
Şekil 3.14	a) Veri matrisi Kx ve Ky koordinatlarından oluşur. b) Matrisin sinyal kayıtları ile doldurulması sonucu veri matrisi elde edilir. Sinyal genliğinin ilk ve son kayıtlarda çok düşükken, merkezde maksimum olduğuna dikkat edilmelidir. c) veri matrisi[6,40] [5]	17
Şekil 4.1	Görüntüleme zaman çizelgesi	19
Şekil 4.2	Uygulama Akış Şeması	21
Şekil 4.3	Memenin kontrast tutucu maddeye vermiş olduğu tepkileri göstermektedir	22
Şekil 4.4	Memedeki malign ve benign lezyonların kontrast tutucu maddeye vermiş olduğu tepkileri göstermektedir	22
Şekil 4.5	Histogram eşitleme yönteminin uygulanması	28
Şekil 4.6	Korelasyon hesabı dahil edilmeden önce elde edilen görüntüde kötü huylu ve iyi huylu lezyonların karıştığı gözlenmektedir	29
Şekil 4.7	Korelasyon parametresi eklenen yazılım, kötü huylu ve iyi huylu lezyona ait piksel karışıklığını ortadan kaldırmıştır	29
Şekil 4.8	Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuç görüntü 3Hata! Yer işareti tanımlanmamış.	
Şekil 4.9	6 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	
Hata! Şekil tablosu ögesi bulunamadı.	Şekil 4.10 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	35
Şekil 4.11	3 sınıf ile kontrollü sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	35
Şekil 4.12	Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuç görüntü	35
Şekil 4.13	4 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	35
Şekil 4.14	10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	36

Şekil 4.15 Geliştirilen yazılım ile elde görüntü	36
Şekil 4.16 6 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	36
Şekil 4.17 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	36
Şekil 4.18 Geliştirilen yazılım ile elde görüntü	36
Şekil 4.19 2 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	36
Şekil 4.20 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	37
Şekil 4.21 Geliştirilen yazılım ile elde görüntü	37
Şekil 4.22 2 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	37
Şekil 4.23 3 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	37
Şekil 4.24 6 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	37
Şekil 4.25 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	37
Şekil 4.26 6 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü	38
Şekil 4.27 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü 8	
Şekil 5.1 Hasta1' e ait kesit görüntüleri	43
Şekil 5.2 Sonuç görüntü	44
Şekil 5.3 Sonuç görüntü	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.4
Şekil 5.4 Sonuç görüntü	
Hata! Şekil tablosu ögesi bulunamadı. Şekil 5.5 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.5
Şekil 5.6 Hasta1' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	
Hata! Şekil tablosu ögesi bulunamadı. Şekil 5.7 Hasta1' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir ..	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.6
Şekil 5.8 Sonuç görüntü	
Hata! Şekil tablosu ögesi bulunamadı. Şekil 5.9 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.7
Şekil 5.10 Hasta1' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.	47
Şekil 5.11 Hasta1' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	
Hata! Şekil tablosu ögesi bulunamadı. Şekil 5.12 Hasta 2' ye ait kesit görüntüleri	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.9
Şekil 5.13 Sonuç görüntü	
Hata! Şekil tablosu ögesi bulunamadı. Şekil 5.14 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	50
Şekil 5.15 Hasta2' ye ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	50
Şekil 5.16 Hasta2' ye ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	51
Şekil 5.17 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunaktadır	52
Şekil 5.18 Hasta2' ye ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	52
Şekil 5.19 Hasta2' ye ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	52
Şekil 5.20 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunaktadır	53
Şekil 5.21 Hasta2' ye ait benign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	53

Şekil 5.22 Hasta2' ye ait benign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	53
Şekil 5.23 Hasta 2' ye ait kesit görüntüleri	55
Şekil 5.24 Sonuç görüntü	56
Şekil 5.25 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	56
Şekil 5.26 Hasta2' ye ait benign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	56
Şekil 5.27 Hasta2' ye ait benign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	57
Şekil 5.28 Grafik verileri oluşturulan normal doku işaretlenmiş bulunmaktadır	58
Şekil 5.29 Hasta2' ye ait normal doku piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	58
Şekil 5.30 Hasta 3' e ait kesit görüntüleri	59
Şekil 5.31 Sonuç görüntü	60
Şekil 5.32 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	61
Şekil 5.33 Hasta3' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	61
Şekil 5.34 Hasta3' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	61
Şekil 5.35 Grafik verileri oluşturulan normal doku işaretlenmiş bulunmaktadır	62
Şekil 5.36 Hasta3' e ait normal doku piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	62
Şekil 5.37 Hasta3' e ait normal doku piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	63
Şekil 5.38 Hasta 4' e ait kesit görüntüler	64
Şekil 5.39 Sonuç görüntü	65
Şekil 5.40 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	65
Şekil 5.41 Hasta4' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	65
Şekil 5.42 Hasta3' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	66
Şekil 5.43 Hasta 4'e ait kesit görüntüleri	67
Şekil 5.44 Sonuç görüntü	68
Şekil 5.45 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	69
Şekil 5.46 Hasta4' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	69
Şekil 5.47 Hasta4' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	69
Şekil 5.48 Hasta 5' e ait kesit görüntüleri	71
Şekil 5.49 Sonuç görüntü	72
Şekil 5.50 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	73
Şekil 5.51 Hasta 5' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir	73
Şekil 5.52 Hasta 5' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	73
Şekil 5.53 Hasta 6'ya ait kesit görüntüleri	75
Şekil 5.54 Sonuç görüntü	76
Şekil 5.55 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır	77

Şekil 5.56 Hasta 6' ya ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	77
Şekil 5.57 Hasta 6' ya ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir	77

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 4.1 Geliştirilen Yazılım ile sınıflandırma yöntemiyle elde edilen sonuçların değerlendirilmesi	39
Çizelge 4.2 Çizelge 4.1' e ait tanımlamalara ait formüller.....	40
Çizelge 5.1 Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuç görüntülere ait veriler	81

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın başında, henüz hayalini kurma aşamasındayken, hedeflediklerimizi gerçekleştirmiş olmanın mutluluğunu taşımaktayım.

Çalışmalarımın tüm aşamalarında yanımda olan, her gelişmede benimle beraber sevinen, yaptığım çalışmalara en az benim kadar ciddiyetle bakan ve saygı gösteren, yine aile olmanın anlamını her türlü hareket ve destekleri ile gösteren annem, babam ve ağabeyime çok teşekkür ederim.

Çok zorlu bir yola gireceğimi bilerek, 2 yıl önce kapısına gidip tez hocam olmasını rica ettiğim Sn. Bülent BAYRAM Hocamın, beni geri çevirmemesi ve başta bana inancı tam olmasa da, sonrasında bana güvenmesi, hem bilgi hem de motivasyon anlamında destek vermesinden ötürü kendisine teşekkür etmenin ne kadar az olduğunu bilsem de, çok teşekkür ederim.

Anlattığım her ayrıntıyı dikkatle dinleyen, heyecanımı paylaşan, anlayışlı dostlarım Asude ARSLAN, Oya ARI, Özgür AVCI ve Saygın ABDİKAN' a sevgi ve şükranlarımı iletmek isterim.

Aynı zamanda; tezimi bitirebileceğime baştan beri inanan, karakterini örnek aldığım, bana güler yüzlülüğü, sevgi doluluğu, fedakarlığı, kısacası; iyi bir insan olma olgusunu gösteren ve bana kendisini tanıma şansını vermiş olan Sn. Füsun Balık ŞANLI' ya da sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Meme kanserinde erken tanı yaşamı etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Meme kanserinde gözden kaçabilen bir lezyonun dahi, ilerde ne denli büyük sıkıntılara yol açabileceği gerçeği erken tanının önemini ortaya koymaktadır.

Erken tanı sayesinde günümüzde meme kanserinden ölümler yarıya inmiş ve memenin korunması, daha kaliteli yaşama olanak sağlaması, erken tanıyı daha da önemli hale getirmiştir [14].

Çalışmada oluşturulan algoritma ve yazılım hekimlere tanı koyma aşamasında yardımcı olmayı hedeflemiştir. MR görüntülerinin yorumlanmasında hekimler, temel düzeyde görüntü işleme algoritmaları içeren yazılımlar kullanmaktadırlar. Ancak bu yazılımlar tanıya katkıda bulunmak adına sınırlı sonuçlar üretmekte, yalnızca hekimin lezyon olarak yorumladığı bölgeyi, tamamen kendi gözlem ve birikimlerine dayanarak seçimi ile belirli bir bölge için sonuçlar üretebilmektedir. Yani tamamen etkileşimli ve genel içerik taşıyan yazılımlar, özel durumlarda istenilen sonuçları üretememektedirler. Hekim, bir bölgenin grafik ve şekil verilerini değerlendirdikten sonra tanı koymakta fakat bu yöntem ile elde edilen tanı, hekimlerin dikkatine, deneyimine bağlı olarak farklı sonuçlar verebilmekte, yine hekimlerin ifadesine göre; herhangi küçük ancak kötü huylu bir lezyon gözden kaçırılabilir. Bu tip lezyonların gözden kaçırılabilme ihtimali hekimler tarafından önemli bir sorun olarak dile getirilmektedir[6]. Bu sorunu en aza indirmek amacıyla, sunulan çalışmada, meme kanserinin erken tanısına yönelik bir yöntem geliştirilmiştir.

Çalışmadaki amaç, kontrast tutucu bileşik ile dinamik olarak elde edilen meme MR görüntülerinin incelenip, kanserojen etkisi olan kötü huylu (malign) lezyonlar ile kanserojen etkisi olmayan iyi huylu (benign) lezyonların otomatik olarak ayırt edilmesini sağlayan bir algoritma ve yazılım geliştirmektir.

Tıpta hekimlerce kabul edilmiş olan tümörün kontrast tutucu bileşiğin etkisi altındaki davranış biçimleri (Bkz. Şekil 4.3) incelenmiştir. Bu davranışların sonucu oluşan eğimlerden yola çıkarak sınıflandırma, lokal grafik analizi, görüntü zenginleştirme gibi diğer yöntemler ile karşılaştırmalar yapılmış ancak geliştirilen özgün algoritma ile daha başarılı sonuçlar elde edildiği gözlenmiştir.

Hastanın ilk görüntüleme esnasında vücuduna verilen kontrast tutucu bileşiğe karşı memedeki yağ, kas, normal dokular, iyi huylu ve kötü huylu lezyonlar farklı şekilde tepki vermektedir.

Uygulamada geliştirilen yazılım, her ölçü dizisindeki* 11 veya 15 adet görüntüyü kendi içerisinde değerlendirmekte, sonuç görüntü verilerini ise, her ölçü dizisindeki en son görüntüye işlemektedir. Programın çalıştırılması ile ilgili dosyada toplam 40 adet sonuç görüntü oluşmakta ve bu görüntülerde ölçü dizisinin içerdiği kesit görüntülerinin verilerine göre, yazılım tarafından kötü huylu olarak belirlenen lezyonlar kırmızıya, iyi huylu olarak belirlenen lezyonlar ise maviye boyanmaktadır.

Sonomed Tıbbi Görüntüleme Merkezi ve Laboratuvarı'ndan alınan görüntüler ile yapılan çalışmanın tüm aşamalarında, Görüntüleme Merkezi'ndeki radyoloji uzmanları ile beraber çalışılmış, hastaların raporları, varsa patolojik sonuçları radyologlar tarafından değerlendirilmiş ve geliştirilen yazılımın oluşturduğu sonuç görüntüler, yine radyoloji uzmanları tarafından onaylanmıştır. Tezin gelişimi ile ilgili karşılıklı fikir ve bilgi alışverişinde bulunulmuştur.

Geliştirilen özgün algoritma C programlama dili ile yazılmış ve kısa bir süre içerisinde kullanıcıya yönelik bir ara yüz geliştirilmesi planlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Meme kanseri, MRG, erken tanı, görüntü işleme

* Meme 11 veya 15 kez ardışık zamanlı taranmakta ve her defasında aynı kesit görüntüler üzerinden geçmektedir. Ölçüm bitiminde, her kesit görüntüye ait olan 11 veya 15 zamanlı ölçümde elde edilen 11 veya 15 görüntünün tümüne ölçü dizisi denmektedir.

ABSTRACT

Early diagnosis of the breast cancer is one of the most important facts in life. Today's methods of diagnosis show that any missing lesion can cause big problems in the future.

By the help of early diagnosis of breast cancer, the mortality decreased to half. Besides , it also helps to protect the breast and provides more quality to life. These reasons make the early diagnosis of breast cancer a significant issue [14] .

The goal of program which is composed in this study is to help doctors during the diagnosis. The doctors use software that includes basic image processing algorithms to interpret MR images. However, these software do not have any contribution to the decision of the diagnosis. These programs provide doctors to define the selected region of lesion.

After evaluation of the particles from graphical and shape data, doctors can make a decision. However, the decision depends on the doctor's carefulness and experience. Moreover, according to some doctors there can also be a malignant tumor that can be missed. The probability of missing these kinds of lesions has been considered as a serious problem. In this study, a method of early diagnosis is developed as a solution to decrease these problems

The purpose of this study is to develop an algorithm and software that separates the cancerous lesions (malignant) and non cancerous lesions by the investigation of contrast holding matter and dynamic MR images.

During the first scanning of patient, it is stated that the fat, muscles and normal tissues in the breast have different reactions as good manner and bad manner lesions. The program that is developed in the application evaluates 11 or 15 images in every measurement package internally and processes the outcome image into the last image in every measurement package. In the file that runs the program, 40 outcome images are formed .According to the profile images which is involved in the observation series the lesions which are determined as bad manner are painted to red and the good manner ones are painted to blue.

In medicine science, the kind of behaviours of tumors under effect of contrast-enhanced compound had been observed by the doctors. From the inclination which is the reflection of these behaviours, the developed program has been compared the comparison between the methods of classification, local graphical analyse, image enhancement and the developed

program. However it was obvious that the results obtained with the original algorithm is better than the other methods had been occurred.

The images are provided from Sonomed Medical Image Center and Laboratory. During all stages of the studies performed on these images, it has been worked together with radiology specialists from Sonomed. The reports and existing pathological results of patients have been evaluated by the radiologists . Besides, radiology specialists approved the images, which are provided from developed program. To improve the study lots of ideas were shared.

C programming language is used to develop this individual algorithm and it is planned to develop a user friendly interface within the earlier possible time.

Key words: Breast cancer, MR, early diagnosis, image processing.

1.GİRİŞ

Meme kanserini kesin önleyen bir yöntem henüz yoktur. Günümüzde bilinen tek yöntem, erken tanıdır [16]. Erken tanı sayesinde, meme kanserinin getirdiği sorunlar büyük oranda çözülebilmektedir. Bu sayede hastalığın toplumda yaptığı hasar en aza indirilerek yaşam süresi ve kalitesi önemli ölçüde artırılabilir. Erken teşhis için, kadınların risk durumlarına göre belirlenmiş olan muayene ve tetkiklerini uygulamasının en iyi ve etkili yöntem olduğu bilinmektedir[16].

Erken teşhis ile hayatta kalma oranı yüksek, yineleme olasılığı düşük olup tedavi masrafları azdır. Buradan da anlaşılacağı gibi meme kanserinin erken teşhisi insan hayatı için oldukça kritiktir(Acar,U.,2006).

Meme kanserinde erken teşhis yöntemleri, hastanın taşıdığı risk faktörlerine göre değişmektedir. Bu risk faktörlerinin arasında en başta yaş gelmektedir. Daha genç yaşlarda ortaya çıkabilmesine rağmen, ilerleyen yaş gruplarında bu risk artmaktadır. Bu nedenle ilerleyen yaş gruplarında erken teşhis için alınması gereken önlemler, daha erken yaş gruplarına göre farklılık göstermektedir[19].

Meme kanseri bir çok ülkede, kadınların en korkulu sağlık sorunu olma özelliğini taşımaktadır. Günümüzde ABD’ de, sekiz kadından birisi meme kanserine yakalanmaktadır. Bu oran, Avrupa ülkelerinde on kadında birdir. Meme kanseri ile ilgili sayıları şu şekilde sıralanabilir; 1950-1970 yılları arasında ABD’ de, 1milyon kadın meme kanseri nedeni ile hayatını kaybetmiş bulunmaktadır. Bu sayı ABD’ nin 2. Dünya savaşı, Kore ve Vietnam savaşlarında kaybettiği insan sayısından fazladır. 1998 yılında Avrupa’da 1 milyon kadın, meme kanseri nedeni ile tedavi görmektedir [16].

Türkiye’ de ise sağlıklı bir istatistik bulunmamaktadır. Gerek beslenme, gerekse iklim açısından, ülkemiz şartlarına yakın sayılabilecek bir Akdeniz ülkesi olan İtalya istatistiklerini ülkemize uyguladığımızda, Türkiye’ de her yıl 30 bin kadın meme kanserine yakalanmaktadır denebilir[22].

Hastalığın diğer bir özelliği de, görülme sıklığının artıyor olmasıdır. Kırk yıl önce 1960 yıllarında, ABD’ de yirmi kadından birisinde meme kanseri görülürken, günümüzde sekiz kadından birisinde meme kanseri görülmektedir. Hastalığın gösterdiği bu artış, tüm gelişmiş batı ülkelerinde izlenmektedir. Meme kanseri görülme oranı artış göstermekle birlikte, teknolojik gelişme ve erken tanı olanaklarının artmasına bağlı olarak, ölüm oranı aynı kalmıştır[15].

Batı ülkelerinde sivil toplum örgütlerinin çalışmaları ve hükümetlerin sağlık politikaları sonucu, meme kanseri ile ilgili toplum bilinci oldukça yüksek seviyeye gelmiştir. Bunun sonucu erken tanı olanakları yaygın olarak kullanıldığı için, meme kanserine bağlı ölüm oranı düşük kalmaktadır [2]. Türkiye’ de ise, bu konudaki toplum bilinci yeterince gelişmemiştir. Erken tanı olanakları yetersizdir. Bu olumsuzlukların sonucu, Türk kadını meme kanseri konusunda çağdaş erken tanı olanaklarından mahrum olduğu için, tanı çok geç konulmaktadır. Hastaların büyük

çoğunluğunda, ilk tanı sırasında çok geç kalındığı için, uygulanacak tedavi seçenekleri azalmaktadır[16].

Günümüzde kullanılan meme kanseri tanı yöntemlerinde başarı sağlanması için verilerin iyi yorumlanması gerektiği gözden kaçırılmamalıdır. Kanserli ve kansersiz lezyonların belirlenmesinde kullanılan yöntemlerden biri, manyetik rezonans görüntüleme yöntemidir. Ancak, bu yöntemin de diğer yöntemlerin uygulanmasında olduğu gibi, hekimin dikkati, deneyimi çok önem taşımaktadır. Gözden kaçabilecek herhangi bir lezyon, hastayı sonrasında tedavi edilemeyecek duruma getirebilmektedir.

Kontrast tutucu bileşik ile gerçekleştirilen Dinamik Manyetik Rezonans Görüntüleme' de kullanılmakta olan MR cihazı ile kontrast tutucu bileşik, hastanın vücuduna verilmekte, genellikle diğer MR cihazlarında olduğu gibi, 35 sn aralıklarla görüntüleme işlemi yapılmaktadır. Sunulan tez çalışmasında 6 vaka sonucu sunulmuştur. Hasta 6 (Bkz. Bölüm 5) hariç diğer tüm hastalarda 35 sn. aralıklarla 11 kez ölçüm yapılmış, sonunda 40 kesit ve toplamında ise 440ar adet görüntü elde edilmiştir. Hasta 6'da ise aynı zaman aralıklarında, 15 kez yapılan ölçüm ile, 40 kesit ve toplamında 600 görüntü elde edilmiştir. Sunulan uygulama ile dinamik MR görüntülerinde hekim tarafından gözden kaçabilecek kötü ve iyi huylu lezyonların, hem birbirinden hem de diğer dokulardan ayrılmasını sağlayan özgün bir algoritma yaratılmış, kişiden kaynaklı hata riskinin en aza indirgenmesi hedeflenmiş ve gerçekleştirilmiştir.

2. RADYOLOJİYE GİRİŞ

2.1. Radyoloji sözcüğü ne anlama gelir ve tıp dalı olan radyoloji ne ile uğraşır?

Radyoloji sözcüğünün kökeni eski yunancadır. Işın anlamındaki radius ve söz anlamındaki logos sözcüklerinin birleşmesinden oluşmuştur. Türkçe'ye *ışın bilimi* olarak çevrilebilir.

Radyoloji, tıpta bir uzmanlık dalıdır. Bu uzmanlık dalında tanı koymayı sağlayacak ve kolaylaştıracak birçok ileri teknoloji ürünü modern makine araç-gereç kullanılmaktadır. Vücut içerisindeki organ ve dokuları görüntüleyen bu makinelerin çalışma ilkeleri aynı değildir. Her biri değişik enerji türleri ve değişik fizik ilkelerle çalışır.

Radyolojik görüntülerin iki işlevi vardır:

- Organ ve dokuların hasta olup olmadığını belirlemek, tanı koymak,
- Bu görüntülerin kılavuzluğunda hastalıklı bölgeden iğne ile parça almak ya da tedavi amacıyla o bölgeye müdahale etmek,

Bu tanımlamalardan radyoloji uzmanlığı içerisinde farklı iki alanın var olduğu anlaşılmaktadır. Hastalıkların tanısı yani teşhisi ile uğraşan kısmına *radodiagnostik* veya *diyagnostik radyoloji*, Türkçe karşılığı olarak radyolojik tanı ya da tanısal radyoloji de denebilmektedir. Diğeri ise tedavi ile ilgilidir ve *girişimsel (interventional) radyoloji* adını alır. Girişimsel radyolojide, tanısal radyoloji yöntemlerinin kılavuzluğunda hastalıklı bölgeye tedavi amacıyla dışarıdan müdahale edilmesidir [23].

2.2. Radyolojik Tanı Yöntemleri Nelerdir?

Tanısal radyolojide 4 temel yöntem vardır. Her birinin kullandıkları enerji türü ve fizik ilkeleri farklıdır. Bu yöntemler şunlardır :

2.2.1. Tanısal Radyoloji

- 2.2.1.1. Röntgen (konvansiyonel/dijital)
- 2.2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT)
- 2.2.1.3. Ultrasonografi(US)
- 2.2.1.4. Manyetik Rezonans (MR)

2.2.2. Girişimsel Radyoloji

Sunulan çalışmada kontrast tutucu kullanılarak dinamik olarak elde edilen Manyetik Rezonans görüntüleri kullanılmıştır.

2.2.1.1. Röntgen: Kullanılan enerji X-ışını (röntgen ışını) dır. Vücudu farklı oranlarda geçen X-ışınları bir fotoğraf plağı ya da floresans ekran üzerine düşürülerek görüntü oluşturulur[23].

2.2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT): X-ışını kullanılır. Temel fizik kuralı röntgende olduğu gibidir; X-ışınları vücudu, geçtiği dokunun yapısına bağlı olarak farklı oranlarda geçer. Röntgenden farklı olarak, vücudu geçen X-ışınları röntgende olduğu gibi fotoğraf plağı üzerine düşürülmez; ölçülür ve görüntüleri bu ölçümlerden yapacak olan güçlü bir bilgisayar sistemine gönderilir,

Bu sayede bilgisayarlı tomografide vücudun ince bir kesitinin görüntüsü, ayrıntılı olarak elde edilebilir[23].

2.2.1.3. Ultrasonografi (US): Kullanılan enerji kulağın duyma sınırının çok üstündeki yüksek frekanslı sestir. Ses vücudu geçerken farklı yapıların yüzeylerinden yansır. Görüntü, vücuda gönderilen sesin yankılarından oluşturulur ve incelenen bölgenin kesiti şeklindedir[23].

2.2.1.4. Manyetik Rezonans (MR): Kullanılan enerji türü radyo dalgasıdır. Bu radyo dalgası, güçlü manyetik alan içerisine konmuş olan vücuda gönderilir. Veri kaynağı vücuttaki su moleküllerinin hidrojenlerinin çekirdeğindeki protonlardır.

Güçlü bir manyetik alan içerisine konarak duyarlı hale getirilmiş protonlar, dışarıdan gönderilen radyo dalgasıyla uyarılır. Uyarılan protonlar, eski konumlarına dönerken alternatif akım türünde bir sinyal yayarlar. Protonların miktarına ve çevre ilişkilerine bağlı olarak değişen bu sinyalin şiddet ve sürelerinden yararlanılarak, bilgisayarlar aracılığı ile görüntüler oluşturulur [3].

MR’de de BT’de olduğu gibi kesitsel görüntüler elde edilir ve görüntüler güçlü bilgisayarlarla yapılır.

2.2.2. Girişimsel Radyoloji : Doktorun tanıdan yola çıkarak uygulamış olduğu müdahale aşamasıdır [23].

3. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİNİN TEMEL İLKELERİ

Manyetik rezonans (MR) kesit alma temeline dayanan tomografik bir görüntüleme yöntemidir.

MR' ın veri kaynağının ve teknolojisinin temeli, görüntü oluşturmak için yararlanılan hücre sıvısı ve sıvıların içerisindeki hidrojen çekirdeği (proton) üzerine kuruludur. Hidrojen çekirdeklerinden sinyal elde edebilmek için incelenecek kesimi önce güçlü bir manyetik alan (mıknatıs) içine yerleştirmek, daha sonra enerjilerine uygun radyo dalgası (radyo frekans) göndermek gerekmektedir.

Radyolojik tanı yöntemleri içerisinde, yumuşak dokuları birbirinden en iyi ayıran yöntem MR' dır [11].



Şekil 3.1 MRG aracı [5].

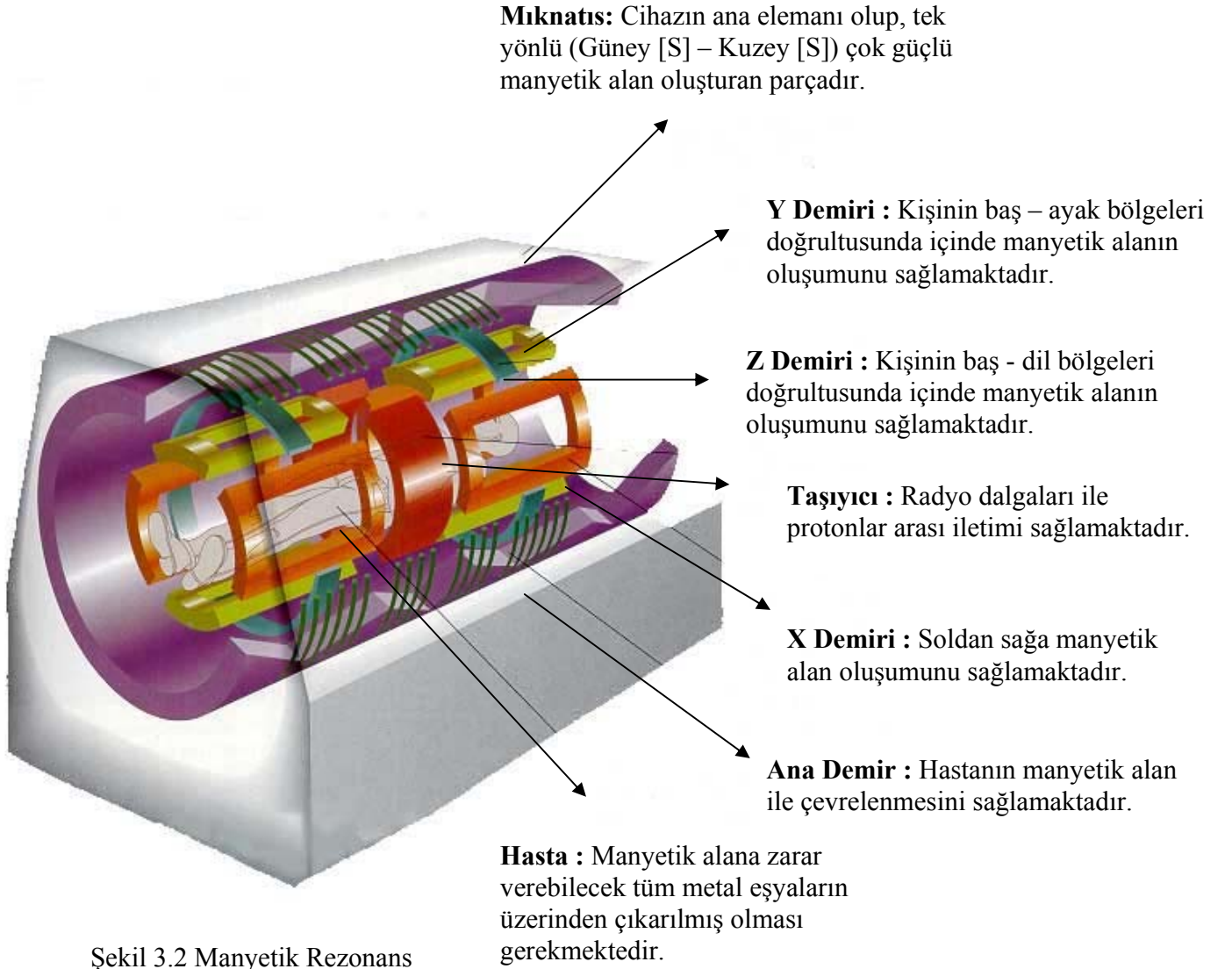
Kısaca MRG olarak da isimlendirilen Manyetik Rezonans Görüntüleme, X ışınlarına ihtiyaç duymadan, iç organ ve dokuların son derece ayrıntılı görüntülerinin elde edilmesine olanak sağlar.

3.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme Tarihi

Manyetik Rezonans Görüntüleme ilk kez 1940-50'li yıllarda yaygınlaşmaya başlamıştır. Kimyacıların karmaşık kimyasal bileşiklerin analizi için kullandıkları bir yöntem olarak sınırlı kalmıştır. Yöntemin görüntülemeye kullanılabileceği 1970'li yıllarda anlaşılmış ve hızla tıpta kullanıma girmiştir. Günümüzün en etkili tıbbi görüntüleme araçlarından biri haline gelen Manyetik Rezonans Görüntüleme ülkemizde ise ilk kez 1989 yılında kullanıma girmiştir [23].

3.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme Araç Anatomisi

Hastayı saran yapı, 4 elektromanyetik demir ve sinyal taşıyıcı bileşkeden oluşmaktadır.

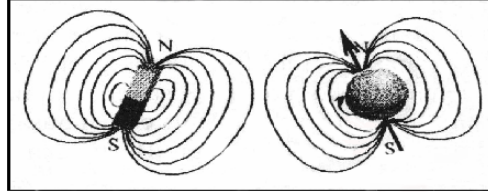


Şekil 3.2 Manyetik Rezonans Görüntüleme Aracı [9].

Mıknatıs, tüm insan vücudunu içine alacak ölçülerde ve içerisinde çok güçlü manyetik alan oluşturmaya yarayan parçadır.

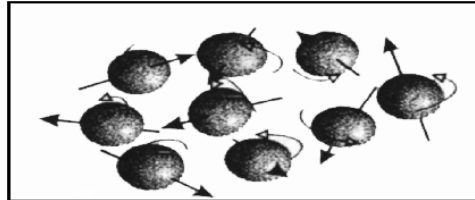
3.3. Manyetik Rezonans Görüntülemenin Temel Fizik İlkeleri

Atom çekirdeği proton ve nötronlardan oluşmaktadır. Proton ve nötronlar kendi çevrelerinde bir dönüş (spin) hareketi yapar. Elektriksel yük taşıyan bu partiküller dönüş hareketi yaptıklarında manyetik bir alan oluştururlar ve her biri küçük bir mıknatıs gibi davranmaya başlar [23].



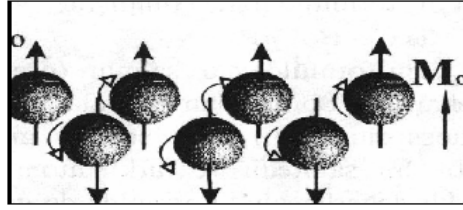
Şekil 3.3 Dönüş hareketi yapan elektrik yüklü bir parçacık çevresinde manyetik bir alan oluşturur [10].

Her bir partikülün oluşturduğu manyetik alanın vektörü, partiküllerin rasgele yerleşmelerinden ötürü, birbirlerini *nötrale* ederler. Böylece insan vücudunda net bir *manyetizasyon* söz konusu değildir.



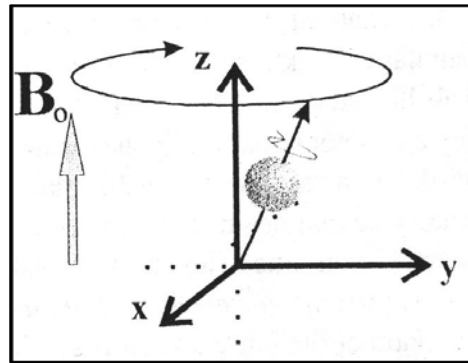
Şekil 3.4 Manyetik alan uygulanmadan önce protonların rasgele yönlerde dönüş yapmaları [10].

Protonların oluşturduğu manyetik alanlar bir başka proton tarafından nötrale edilir. Ancak hasta, güçlü bir manyetik alan etkisine sahip mıknatıs içerisine sokulacak olursa, protonlar mıknatıs içerisinde oluşturulan dış manyetik alanın yönüne *paralel ve anti paralel* yerleşirler. Paralel olanlar, anti paralel yerleşenlere göre sayıca biraz daha fazladır. Böylece hasta vücudunda dış manyetik alana paralel net bir manyetik alan yaratılmış olur[11].



Şekil 3.5 Dış manyetik alan içerisine yerleştirilen proton dipolleri dış manyetik alan yönünde, veya ters yönde olacak şekilde yerleşirler [5].

Protonlar dönüş hareketleri yanında dış manyetik alanın etkisi ile topaç benzeri bir hareketle salınırlar. Bu salınım hareketi **presesyon** adını alır. (Şekil 3.6)



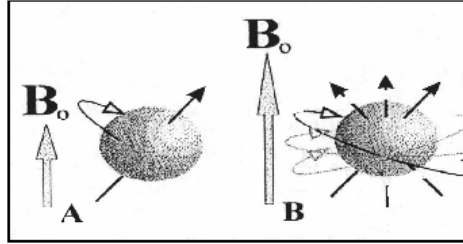
Şekil 3.6 Protonun salınım hareketi gösterilmektedir[5].

Salınım hızı (frekansı), bir saniye içerisinde yapılan salınım hareketinin sayısı olarak tanımlanır ve dış manyetik alanın gücü ile doğru orantılı olarak artış gösterir. Dış manyetik alanın gücü *Tesla (T)* ile belirlenir. Bugüne kadar 0.2 ila 3 Tesla arasında değişen manyetik alan gücü içeren cihazlar üretilmiştir [11].

MR cihazlarında hidrojen protonu görüntüleme için kullanılmaktadır. Örneğin hidrojen protonundan söz edilecek olursa, 1 Tesla gücündeki bir manyetik alanda salınım frekansı 42.5 MHz iken, 1.5 T gücündeki bir manyetik alanda 63.8 Mhz'dir (Şekil 5). Bu frekansa *Larmor frekansı* adı verilir. Salınım yapmakta olan atomları RF* sinyali ile uyarmak ve enerji aktarımı yapmak mümkündür. RF sinyali ile enerji aktarımı yapabilmek için salınım frekansı ile aynı frekansta RF sinyali yollamak gerekir. Bu fiziksel olaya rezonans adı verilir. RF sinyali ile enerji

* Radyo frekansı

aktarılan protonlar RF dalgası kesildikten sonra aldıkları enerjiyi bulundukları ortama vererek eski konumlarına dönmeye çalışacaklardır. Sahip oldukları enerji fazlasını ortama aktarırlarken elektriksel bir sinyal oluşur. İşte bu süreç, yani protonların RF dalgası ile uyarılarak dönüş yönlerinin değiştirilmesi ve ardından ortama enerji aktararak eski dönüş konumlarına dönmeleri **Manyetik Rezonans** olarak adlandırılır [20].

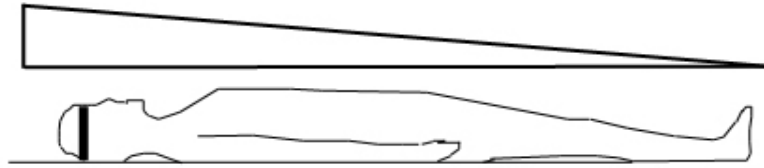


Şekil 3.7 Larmor denkleminde göre daha güçlü manyetik alana yerleşen protonların daha yüksek hızla salınım yapmaları [10].

MR görüntüsünün nasıl oluşturulduğu genel olarak şu şekilde açıklanabilir:

Protonlar, sahip oldukları enerji fazlasını ortama aktarırlarken elektrik sinyali oluşturmaktadırlar.

Hidrojen protonlarının vücutta çok farklı dokularda yerleşmiş olmalarından ötürü farklı dokulardaki protonların eski konumlarına dönme hızları arasında farklar oluşmaktadır. Örneğin sıvı ortamından gelen sinyal ile katı dokulardan gelen sinyal arasında süre içerisinde farklılıklar bulunmaktadır. Bu farklılıklar bilgisayarda değerlendirilerek görüntü oluşturulur.



Şekil 3.8 Hastanın yandan yatış pozisyonu [9].

Radyo dalgası (RF) vererek manyetik alandan sapıtılan protonların manyetik alana dik bir düzleme (X-Y düzlemi) yatırıldığını, yani protonları, manyetik alan vektöründen 90° sapıtacak bir RF pulsu uygulanmış olduğu varsayılın. Bu düzleme yatırılan milyonlarca proton, sinyal kesildiğinde, hepsi birden aynı fazda salınımına başlamaktadır. Bu başlangıç sinyalinin en güçlü

olduğu noktadır. Çünkü tüm manyetik çubuklar (protonlar) en yüksek enerji düzeyinde yani 90° dedirler ve hepsi birden hareket ederek (aynı fazda) çok güçlü bir manyetik alan oluşturmaktadır. Bu güçlü manyetik alanın dönmesi ise yüksek bir alternatif akım yaratır. Cihaz, vücudun hangi bölgesinde ne kadar salınım frekansı olduğunu bilmektedir. Beyine yönelik bir inceleme yapılacak ise o bölgedeki protonların salınım frekansında RF dalgası yollanır. Böylece yalnız o bölgedeki protonlara enerji aktarılmış olur [9].

Zaman geçtikçe, salınımla birlikte başlayan protonların dönüş hızları çevrelerindeki manyetik alanın küçük farklılıklarından etkilenerak değişmeye başlamaktadır. Bu farklılık, blok olarak dönen protonların gittikçe dağılmasına neden olur. Protonların dağılması, üretilen alternatif akımın (sinyalin) zayıflamasına yol açar. Protonların dağılımı bir daire oluşturup tümüyle farklı fazlarda dönmeye başladıklarında (**defaze olduklarında**) sinyal biter[7].

Sinyalin zayıflaması sadece bu olaya bağlı değildir. RF'nin kesilmesiyle başlayan salınımla, protonlar X-Y düzleminde gittikçe küçülen daireler çizerek başlangıç konumlarına dönerler. Başlangıç konumuna yaklaştıkça da X-Y düzlemindeki izdüşümü küçüleceğinden sinyalin gücü azalacaktır. Protonlar başlangıç konumlarına gelmeden önce her zaman defaze olurlar, yani sinyalleri biter.

Her voksel ve/veya piksel içerisindeki protonların, içinde bulundukları ortama göre başlangıç konumlarına gelme ve defaze olma süreleri değişiktir. Protonların eski konumlarına gelme sürelerine **T1**, defaze olma sürelerine ise **T2** süreleri adı verilir. T1 süresi T2'den daima daha uzundur [7].

MR görüntüleri, dokulardaki protonların miktarı ile birlikte T1 ve T2 değerlerindeki farklılıklardan oluşturulur. Doku ve lezyonların, su içerikleri (proton yoğunluğu) ve protonlarının T1 ve T2 süreleri farklılık göstermektedir. Görüntü oluşturulurken bu üç parametre de kullanılır. Bu üç parametre ile elde edilen tek bir görüntü de yeterli değildir[7]. Genellikle incelenen bölgenin bu parametrelerden her birinin ağırlıklı olarak kullanıldığı üç ayrı görüntüsü elde edilir. Bu görüntülere

- T1 ağırlıklı,
- T2 ağırlıklı,
- Proton ağırlıklı

görüntüler adı verilmiştir. T1 ağırlıklı görüntüler anatomiye, T2 ağırlıklı görüntüler patolojiye çok iyi göstermektedir. Proton ağırlıklı görüntüler T2 ağırlıklı görüntülerin yan ürünüdür; üretmek

için ayrı bir zamana gereksinim yoktur. Anatomiye çok iyi görüntüleyen proton ağırlıklı görüntülerin tanıya katkıları azdır. Asıl olan T1 ve T2 ağırlıklı görüntülerdir[8].

Sonuç olarak, yalnız o bölgedeki enerji yüklenen protonlar enerjilerini ortama aktarırken **elektrik sinyali** alınır. Sinyalin kesitin hangi noktasından geldiği anlaşılması için protonların haritada her kolondaki frekansları manyetik gradient (frekans kodlama gradienti) ile değiştirilir (Şekil 3.7). Ayrıca her kolondaki protonların fazlarında da yine manyetik gradient kullanılarak (faz kodlama gradienti) değişiklik oluşturulur. Bu sinyallerin artık haritadaki hangi noktadan geldiği belirlenmiş olur ve bu verilerle bilgisayar aracılığı ile **görüntü** ortaya çıkar.

MR görüntüsünü, T1, T2 ya da proton ağırlıklı olmasının yanı sıra,

- görüntünün kontrast ve boyutsal çözünürlüğü ile sinyal/gürültü oranları,
- dokuya gönderilen RF' nin tekrarlanma sıklığı,
- RF' nin açısı,
- uygulanan gradientlerin (frekans ve faz kodlama gradientleri) gücü, zamanlaması,
- dokudan gelen sinyallerin kayıt zamanları

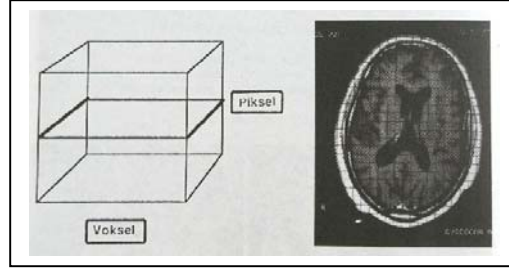
gibi parametrelerin düzenlenmesi de etki etmektedir. Bu parametrelerin uygulama ve zamanlama kalıpları ile bazı uygulamalar geliştirilmiştir. Bu kalıplar puls sekansları olarak adlandırılmaktadır. Kalıplar içerisinde yapılan zamanlama değişiklikleri ile de görüntünün hangi özellikte olacağı belirlenebilmektedir (ör. T1, T2 ya da proton ağırlıklı).

T1 ağırlıklı görüntülerde su siyah, yağ beyaz, T2 ağırlıklı görüntülerde su beyaz yağ beyaza yakın gri tondadır. Proton ağırlıklı görüntülerde ise su beyaza yakın gri tonda, yağ ise parlak beyaz görülmektedir [3].

3.4. Manyetik Rezonans Görüntülemeye Görüntünün Oluşturulması

3.4.1. Gradyent Sargıların Çalışma İlkeleri

MR görüntüsünü oluşturan en küçük elemente **voksel** veya **piksel (voxel - pixel)** denmektedir. Voksel, sinyalin alındığı esas doku hacmi, piksel ise görüntüye yansıyan iki boyutlu alandır ve vokselden kaynaklanan sinyal, görüntüdeki piksele düşen alanda **yoğunluk(intensite) - gri değeri** olarak yansımaktadır.



Şekil 3.9 Voksel ve piksel gösterimi [7].

Görüntüdeki sütun ve satır sayıları görüntü matrisini belirlemektedir. Günümüzdeki çoğu MRG sistemlerinde, matris genellikle 128 x 256, 192 x 256, 256 x 256 veya 512x512' dir. Görüntü oluşturmak için kullanılan piksel sayısı arttıkça, görüntüdeki detay (çözünürlük) da artmaktadır [7].

3.4.2. Sinyal Kaydı Nasıl Yapılmaktadır?

Dokudan elde edilen sinyalin bilgisayarda kaydı, belli zaman aralıkları ile genlik (amplitude) ölçümü şeklinde yapılmaktadır; bu ölçüm yapılan noktalara **örnekleme noktaları** (sample points), bu işlemin yapıldığı sürece ise **örnek toplama süresi** (sampling time) denmektedir.

Örnekleme süresine bağlı olarak elde edilen görüntünün kalitesi belirgin şekilde değişmektedir. Bu, elde edilecek SNR (sinyal - gürültü oranı) değeriyle ilişkilidir. Örneklemenin uzun olması SNR' yi artırırken, kısa olması düşürmekte ve bu da elde edilen görüntü kalitesini belirgin derecede etkilemektedir [7].

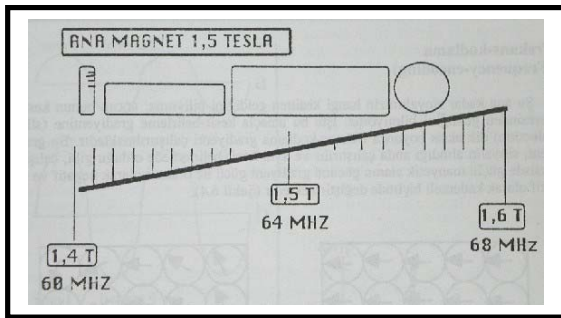
3.4.3. MRG'de Görüntü Oluşturmak İçin, Elde Edilen Sinyalin Mıknatıs İçine Konulan Vücudun Hangi Noktasından Geldiği Nasıl Anlaşılmaktadır?

Mıknatıs içine konulan, ana mıknatısa göre çok daha küçük güçte "**Gradyent sargı**"lar kullanılmaktadır. Temel çalışma ilkeleri, ana mıknatısın oluşturduğu manyetik alan gücüne eklenen ilave bir manyetik alan oluşturarak mıknatıs içindeki manyetik alanı kademeli biçimde düşürmek ve artırmaktır. Buna bağlı olarak protonlar farklı manyetik alanların etkisi altında kalacaklarından, farklı salınım frekansları göstereceklerdir. İşte bu gradyent sargılar sayesinde, mıknatıs içinde bir voksel birimi bir diğerinden ayrılabilir. Bunun oluşumunu sağlamak

için öncelikle kullanılması gereken “**Kesit belirleme gradiyenti**” dir (Slice – selection gradient) [7].

3.4.4. Kesit Belirleme Gradiyenti (Slice Selection)

Gradiyent sargı, uygulandığı eksen boyunca mıknatısın gücünü kademeli bir şekilde bir yöne doğru artırırken, diğer tarafa doğru da düşürmektedir. Başka bir deyişle, gradiyent sargılar mıknatısın gücünü değiştirmektedirler. Ancak bu güç, ana mıknatıs gücü ile karşılaştırıldığında %0,01 kadar küçük değer olduğu gözlenebilmektedir (1,5 Tesla mıknatıs için 1 gauss/cm kadar). Gradiyent sargıların yapıları mıknatıs tipine göre değişiklikler gösterse dahi, sistemi hepsi için aynıdır. Z eksenı boyunca gradiyent sargı uygulandığı takdirde(Şekil 6.3); aksiyel olarak vücut alanları değişik oranlarda güçlü manyetik alan etkisinde kalacağından, aksiyel kesitler halinde protonlar farklı frekanslarda salınım göstereceklerdir. Kesitin konumunu anlamak için, gradiyentin merkezi (0) gradiyent, merkezden bir yöne doğru (-) gradiyent ki bu yönde güçlü manyetik alanın gücü kademeli biçimde azalmaktadır, diğer yöne doğru ise (+) gradiyent ki bu yönde ise mıknatısın gücü kademeli biçimde artmaktadır, olarak ayarlanır (Şekil 3.9). Bu sayede mıknatıs merkezindeki protonlar ana mıknatısın gerçek etkisi ile merkezden bir yöne doğru gittikçe protonlar (+) gradiyent ve merkezden diğer yöne doğru gittikçe protonlar (-) gradiyent ve ana mıknatıs etkisi ile salınım göstereceklerdir (Larmor denkleminde uygun biçimde) [7].



Şekil 3.10 Mıknatıs gücü bir tarafa doğru artarken, diğer tarafa doğru azalmakta ancak manyetik alanın değişmediği gözlenmektedir. Bu sayede protonlar farklı frekanslarda salınım göstereceklerdir [8]. (Kesit Belirleme Gradiyenti)

RF pulsun salınım hareketi yapan protonları etkilemesi için salınım frekansı ile aynı frekansta olması gerekmektedir, dolayısıyla Z doğrultusunda gradiyent çalışırken, RF puls gönderildiğinde sadece bir doğrultudaki kesit içine giren protonlar etkilenecek, kesit dışındaki protonlar ise bu RF pulstundan etkilenmeyecektir. RF pulsun frekansı değiştirildiğinde ise, bu

sefer farklı doğrultudaki kesit içinde bulunan protonlar etkilenecektir. Artık bu sayede, mıknatıs içine konulan dokudan alınan sinyalin, hangi doğrultudaki kesitten geldiği belirlenebilecektir[7].

3.4.4.1. Kesit Kalınlığını Belirleyen Unsurlar Nelerdir?

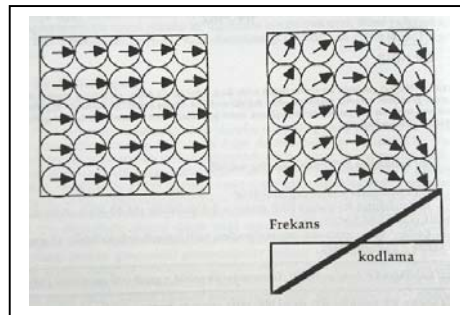
Kesit kalınlığı iki şekilde değiştirilebilmektedir:

1. Kullanılan RF pulsun band genişliğinin değiştirilmesi, örneğin 64 – 65 MHz yerine daha belirgin olan 64 – 64,5 MHz kullanılması gibi.
2. Kullanılan gradiyent sargının kuvvetinin değiştirilmesi, örneğin 1 gauss/cm yerine 2 gauss/cm gibi

Kesit-belirleme ile elde edilen sinyalin hangi kesitten geldiği belirlenebilmektedir. Ancak hangi vokselden geldiği veya elde edilen sinyale hangi pikselin ne oranda katıldığı bu yöntemle belirlenememektedir. Bu işlemi gerçekleştiren yöntem, kesit belirleme gradiyentine dik planda (kesite paralel) çalışan bir diğer gradiyent sistem olarak bilinen “**Frekans-kodlama gradiyenti**” dir.

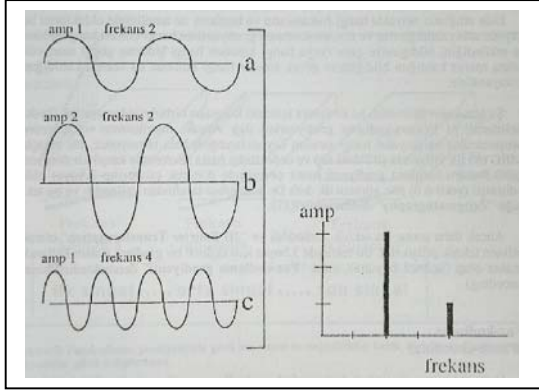
3.4.5. Frekans Kodlama (Frequency Encoding)

Kesit-belirleme gradiyentine dik doğrultu boyunca frekans-kodlama gradiyenti çalıştırılmaktadır. Bu gradiyent, sinyalin alındığı anda çalıştırılmakta ve aynı kesit belirleme yönteminde olduğu gibi, çalıştığı doğrultuda güçlü manyetik alanın gücünü gradiyent gücü ile orantılı olarak negatif ve pozitif şekilde kademeli biçimde değiştirmektedir (Şekil 3.10).



Şekil 3.11 Frekans kodlama gradiyenti çalıştırıldığında kolonlar farklı manyetik alanlara maruz kaldıklarından dolayı, her kolon için farklı salınım frekansları oluşmaktadır. Bu gradiyent sinyal kaydının yapıldığı surece çalıştırılmaktadır [8].

Bu gradiyente bağılı olarak, kesitte farklı salınım frekansları gösteren kolonlar oluşacaktır. Bu kolonlar arasında frekans farklılıkları sağlanır. Bu durumda elde edilen sinyal tek bir sinyal olmakla birlikte, farklı frekansları içeren karmaşık bir yapı gösterir. Bu karmaşık sinyali çözümlmek, yani sinyalde hangi frekansların hangi genliklerde olduğunu anlamak mümkündür ve bu işlem “**Fourier Dönüşüm**” olarak bilinmektedir (Şekil 3.12).



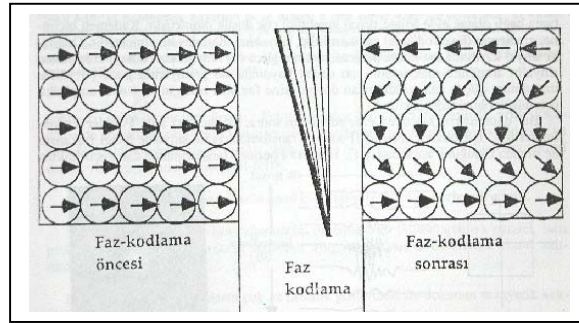
Şekil 3.12 a,b ve c genlik ve frekansları farklı 3 sinyal ayrı ayrı kolonları temsil ettiklerinde, dokudan elde edilen sinyal karmaşık şekilde oluşmuştur. Bundan sonraki işlem ise, zamana karşı belli genlikteki bir dalgayı, frekansa karşı genlik olarak göstermektir[8]. (1D Fourier Dönüşüm).

Şu ana kadar kesit ve kesitin içindeki kolonlar, kesit-belirleme ve frekans-kodlama gradiyentleri ile birbirinden ayrılmıştır. Ancak, matris piksellerden oluşmaktadır ve sinyalin hangi sıradan kaynaklandığı hala bilinmemektedir. “**2D Fourier Dönüşüm**” olarak bilinen teknik geliştirilmiş ve bu yöntemle 3.boyut için üçüncü bir gradiyent sistem kullanılmıştır. Buna “**Faz-kodlama gradiyenti**” denmektedir (Phase-encoding) [8].

3.4.6. Faz Kodlama (Phase Encoding)

Üçüncü boyutta (kesit-belirleme ve frekans-kodlama gradiyentlerine dik olarak) çalışan faz-kodlama gradiyentinin çalışma ilkesi, diğer gradiyent sistemlerinden farklı görünse de, temel ilke her gradiyent sistem için aynıdır. Bu gradiyentin gücü her sinyal kaydı ile kademeli biçimde değiştirilmektedir. İlk sinyal kaydında (+) yönde maksimum güçte çalıştırılırken, son sinyal kaydında (-) yönde maksimum güçte çalıştırılır (MRG’de bir kesit görüntüsü elde etmek için, şu ana kadar bahsedilen RF pulsları ile elde edilen sinyal kaydının defalarca yapılması gerekmektedir). Frekans-kodlama gradiyentinin veya kesit-belirleme gradiyentinin santralinde gradiyent gücünün 0 olması gibi, faz-kodlama gradiyentinin bu kademeli uygulamasının da ortasında gücü 0’ dır. Bir kesit görüntüsü için çok sayıda sinyal kaydının yapılması gerekmektedir. 256 olarak kabul edilirse, ilk sinyalde gradiyentin gücü +256, 129.sinyalde (0), son sinyalde ise -256 dır.

Faz kodlama gradientinin esas amacı, kesit içindeki sıralar arasında faz kayıklığı (phase-shift) oluşturmaktır. Gradyent uygulamadan önce ana mıknatıs gücünün homojen manyetik etkisi ile aynı frekansta salınım yapan protonlar, faz-kodlama gradyenti kısa bir süre çalıştırılıp kapatıldığında, yine ana mıknatıs etkisiyle aynı frekanslarda salınım göstereceklerdir; ancak uygulanan faz kodlama gradyentinin gücüne bağlı olmak üzere sıralar arasında faz kayıklığı oluşacaktır.

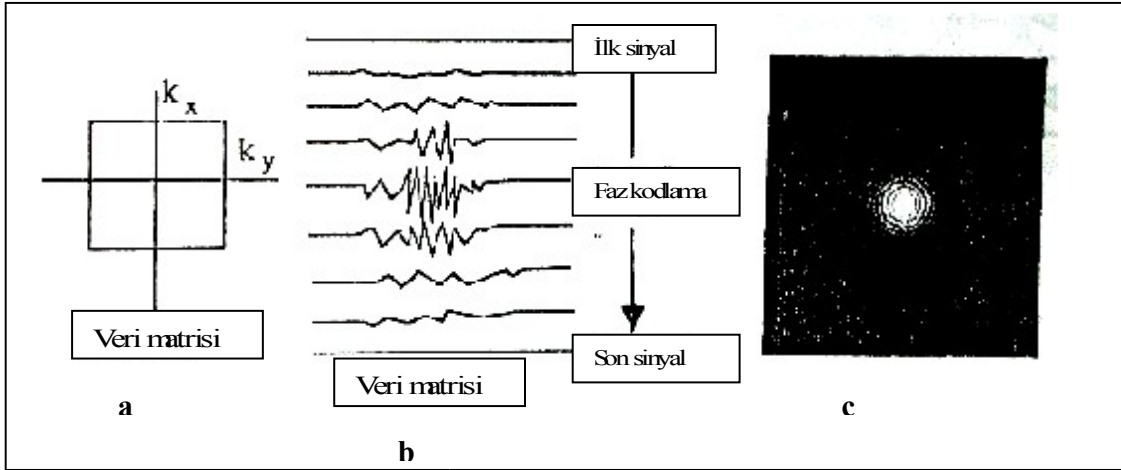


Şekil 3.13 Faz kodlama sonrasında satırlar arasında oluşan faz kayıklığı [5].

Faz-kodlama ile sıralar arasında oluşan bu faz kayıklığı (+) veya (-) yönde, faz-kodlama en güçlü biçimde çalıştırıldığı anda maksimum olacak; buna karşın gradyentin çalıştırılmadığı orta sinyalde ise bu kayıklık hiç görülmeyecektir. Faz kayıklığının belirgin olması ile elde edilen sinyalin genliği düşer, ilk ve son sinyalde kayıklık maksimum, buna bağlı olarak elde edilen sinyalin genliği minimumdur. Kayıklığın olmadığı veya daha az olduğu durumlarda (orta ekoya yaklaştıkça) ise sinyal genliği yüksek olmaktadır [8].

3.4.7. Veri Matrisi ve Fourier Dönüşümü

Veri matrisi, sinyal kaydı yapıldıktan sonraki ilk işlemdir. Bu matris Kx ve Ky koordinatlarından oluşmakta olup, her sinyal en üstte ilk sinyal kaydı, en altta ise en son sinyal kaydı olmak koşuluyla sıraya yerleştirilir.



Şekil 3.14 [5] a) Veri matrisi K_x ve K_y koordinatlarından oluşur. b) Matrisin sinyal kayıtları ile doldurulması sonucu veri matrisi elde edilir. Sinyal genliğinin ilk ve son kayıtlarda çok düşükken, merkezde maksimum olduğuna dikkat edilmelidir. c) veri matrisi[6,40]

ayrıt edilebilmekte ve sinyalin geldiği konuma bağlı olmak üzere piksellere gri değer olarak yerleştirilebilmektedir.

Sonuç olarak özetlenirse,

a- Hasta mıknatıs içine konulduğunda, hastanın bazı protonları manyetik vektörü manyetik alana (B_0) paralel, bazı protonları ise anti-paralel olarak dizilirler ve mıknatıs gücü ile direkt orantılı olarak salınım hareketine başlarlar,

b- Paralel dizilen protonların çok az fazlalık göstermesi ile dokunun manyetik vektörü B_0 'a paralel olarak oluşur,

c- Kesit belirleme gradiyenti (slice-selection) çalıştırılır ve istenilen kesite uygun frekansta RF pulsu gönderilir. Dolayısıyla sadece ilgilenilen kesite uyan dokularda manyetizasyonlar oluşur. Bu manyetizasyonlar protonların salınım frekansı ile B_0 çevresinde dönmektedir,

e- Kısa bir süre belli güçte faz kodlama gradiyenti (phase-encoding) çalıştırılır ve kapatılır; bununla sıralar arasında faz kayıklığı (phase shift) oluşur,

f- Sinyal alındığı anda frekans kodlama gradiyenti (Frequency-encoding) çalıştırılır ve kolonlar arasında frekans farkları oluşturulur. Sonuç olarak sinyal kaydı yapıldığı anda kesit kolonlarına uyan protonlar farklı salınım frekansında, sıralara uyan protonlar ise farklı fazdadır,

g- Faz kodlama gradientinin gücü her seferinde değiştirilerek, matrisin sıra sayısı kadar bu işlem tekrarlandığında, elde edilen sinyaller sırasıyla veri matrisine yerleştirildikten sonra, Fourier Dönüşüm tekniği ile hangi vokselin ne oranda sinyale katıldığı belirlenir edilir ve piksellere yoğunluk (intensite) olarak yerleştirilir.

3.4.8. Manyetik Rezonans Görüntülemeye Kontrast Tutucu Maddeler

Kontrast tutucu maddeler, T1 ve/veya T2 ağırlıklı görüntülerde, sinyal yoğunluğunu değiştirerek, MR görüntülerinde yapıların gri değerlerinin daha yüksek veya daha az görünmesini sağlamaktadır. Bu maddelerin bileşkeleri, görüntülerin ağırlık durumuna göre değişiklik göstermektedir (Behrenbruch C. P., Marias K., Armitage A. P., Yam M., Moore N., English R.E., Clarke J., Brady M., 2002). Uygulama çalışmasında T1 ağırlıklı görüntüler kullanılmış ve bu görüntüler gri değerin yüksek olmasını sağlayan, bileşkesinde gadalonyum, magnezyum veya demir gibi küçük moleküler yapıları barındıran kontrast tutucu maddeler ile görüntüleme işlemi yapılarak elde edilmiştir. Tüm bu elementler, çekirdeklerinin dışında çifti olmayan elektronlar taşımaktadırlar. Bu elektronlar vücuttaki protonları tutarak, görüntüde gri değerin daha yüksek görünmesini ve protonlarını tuttuğu yapıların diğer yapılardan ayırt edilmesini sağlamaktadır. Bu nedenle MR dinamik görüntülemeye, hastaya kontrast tutucu bileşikler içeren sıvı verilmektedir (Hauth E.A.M., Stockamp C., Maderwald S., Mühler A., Kimmig R., Jaeger H., Barkhausen J., Forsting M., 2005).

4. UYGULAMADA KULLANILAN ARAÇ VE YÖNTEMLER

Manyetik Rezonans görüntüleri, görüntülerin raporları ve hastaların var ise patoloji sonuçları Sonomed Tıbbi Görüntüleme Merkezi'nden alınmıştır.

MR görüntüleme yönteminde, yüksek bir manyetik alan yaratan çok güçlü mıknatıslar ve radyo dalgaları kullanıldığı üzerine bilgilendirme Bölüm 3' de ayrıntılı bir şekilde yapılmıştır. Kullanılan görüntüler, manyetik alan şiddeti 1.5 Tesla veya Gauss (1 Tesla = 15.000 Gauss) olan MR cihazı ile elde edilmiştir. Pusulaların kuzeyi göstermesini sağlayan yeryüzünün manyetik alan şiddetinin 0.5 Gauss olduğu göz önüne alınırsa, MR cihazlarında kullanılan manyetik alanın ne denli büyük olduğu anlaşılabilir (Ozturk B., 2004).

Aşağıdaki şekil Görüntüleme Merkezi'ndeki cihazın manyetik rezonans görüntüleme sisteminin görüntü alma sürelerini göstermektedir. 140. saniye kadar görüntüleme zaman aralıkları 35 saniye iken, 140. saniyeden sonra bu aralık 60 saniyeye yükselmektedir. Sebebi ise, hekimler tarafından yapılan istatistiklere göre 140. saniyeye kadar normal koşullarda kişinin bileşiğe tepkisinin maksimuma ulaşması, bu süreden sonraki tepkilerin uzun sürede izlenmesinin daha net sonuçlar çıkarttığı görüşünün hâkim olmasıdır.

Ölçüm süresi aralığı	-35 sn-	-35 sn-	-35 sn-	-35 sn-	--60sn--	--60sn--	--60sn--	--60sn--	--60sn--	--60sn--	--60sn--
Ölçüm paketi numarası (sn)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Dinamik Ölçüm süresi (sn)	35	70	105	140	200	260	320	380	440	500	560

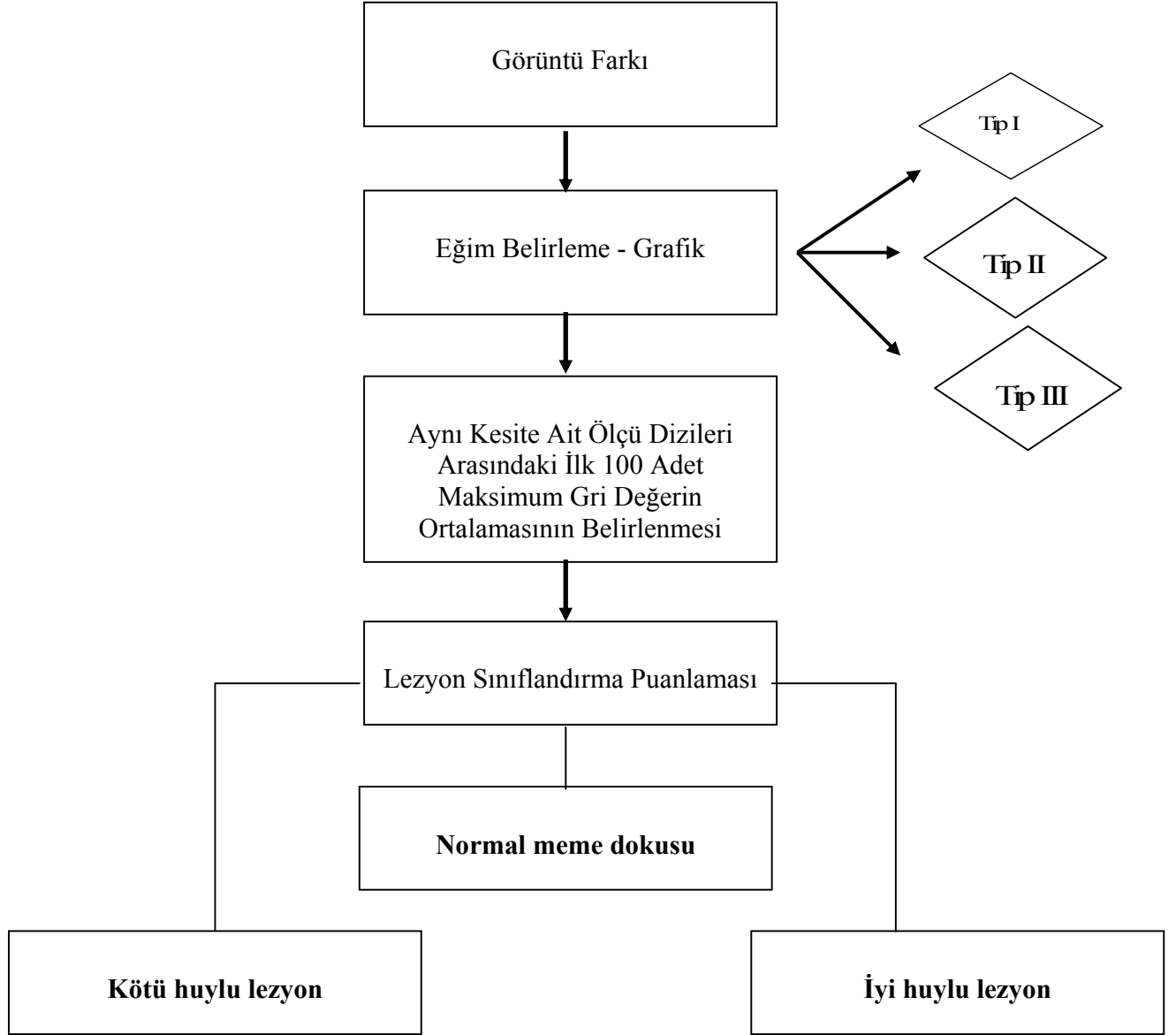
Şekil 4.1 Görüntüleme zaman çizelgesi

15 lik diziler halinde elde edilen görüntüleme sisteminde ise, görüntüleme süre aralıkları aynıdır fakat ölçüm 720. saniyeye kadar yapılmaktadır.

Şekil 4.1' de görüldüğü gibi, MRG aracı memeyi 0. sn' de başlayıp 35 sn süresince tamamen taramaktadır. Sonrasında 35. sn' den 70. sn ye kadar bir önceki ölçüm esnasında geçmiş olduğu kesitlerden tekrar geçerek 2. ölçü dizisini tamamlamakta ve bu şekilde devam edilerek 11 veya 15 dizilik ölçüm yapılmaktadır. Dolayısıyla yapılan ölçüm 11 dizilik bir ölçüm ise, her kesit alanından 11 kez geçilmiş olduğu anlaşılmalıdır. Bu sayede kesit görüntülerindeki piksellerin gri değer değişimleri belirlenebilmekte, bu değişimler ile de belirli sonuçlar üretilebilmektedir.

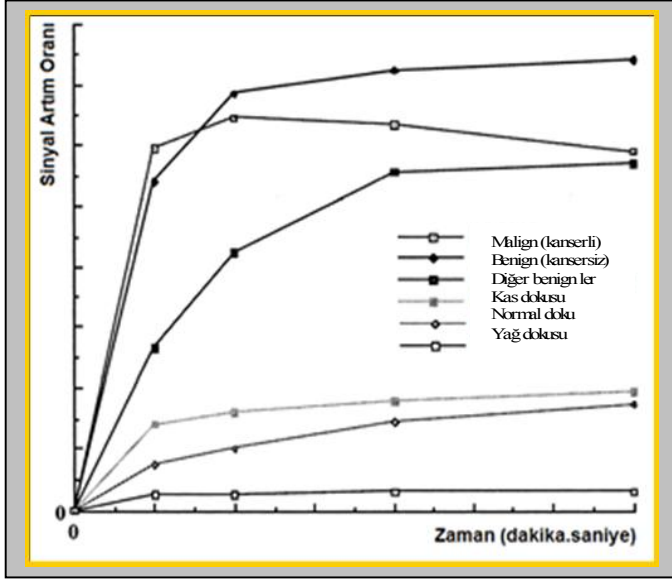
Uygulama yapılan hastalardan Hasta 1 ve Hasta 5'e ait görüntülerde, meme yapılarındaki yağ dokusunun çok yoğun olmamasından ötürü, yanıltıcı bir durum hekimlerce tespit edilmemiş, lezyonlar çok açık şekilde diğer dokulardan ayırt edilebilmiştir. Bu nedenle Hasta 1 ve Hasta 5'e ait görüntülere “görüntü farkı yöntemi” Sonomed Görüntüleme Merkezi tarafından uygulanmamış ancak diğer hastalara ait görüntüler, memedeki yağ dokusunun çok yoğun olması nedeniyle uygulanmış şekilde verilmiştir.

4.1. Uygulama Akış Şeması

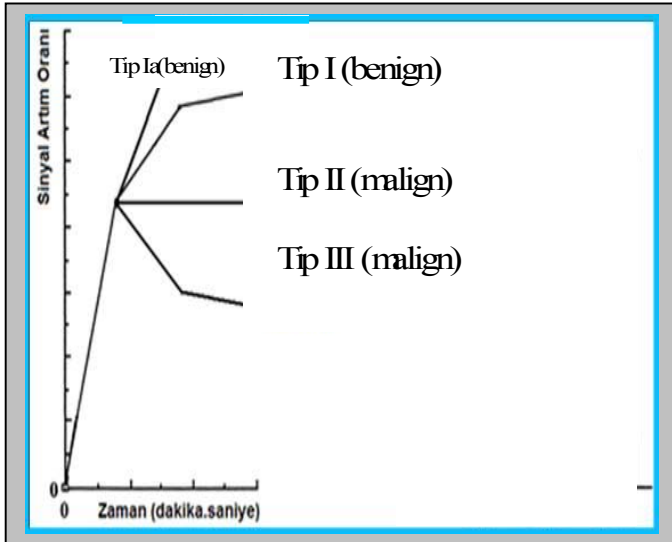


Şekil 4.2 Uygulama akış şeması

4.2. Kontrast Tutucu Bileşimin Görüntü Gri Değerleri Üzerindeki Etkisini Gösteren Grafik Tipleri



Şekil 4.3 Memenin kontrast tutucu maddeye vermiş olduğu tepkileri göstermektedir (Hauth E.A.M., Stockamp C., Maderwald S., Mühler A., Kimmig R., Jaeger H., Barkhausen J., Forsting M., 2005).



Şekil 4.4 Memedeki malign ve benign lezyonların kontrast tutucu maddeye vermiş olduğu tepkileri göstermektedir (Hauth E.A.M., Stockamp C., Maderwald S., Mühler A., Kimmig R., Jaeger H., Barkhausen J., Forsting M., 2005)..

Her kesitin görüntülerini kendi içinde ayrı ayrı değerlendirip, kötü huylu ve iyi huylu olan lezyonları ayırt etme aşamasında Şekil 4.3' teki tipler, geliştirilen yazılımın parametrelerinden birini oluşturmaktadır.

4.3. Uygulama Görüntü Formatları

Görüntüleme Merkezi' nden alınan görüntüler, temel düzeyli bir görüntü işleme programıyla açılabilen DICOM formatında verilmiştir. Bu programın içinde otomatik olarak Bitmap formatına dönüştürebilme özelliğinden yararlanılarak, görüntüler, 3 bantlı 8 bitlik görüntülere dönüştürülmüştür. C programlama dili ile görüntülerin açılabilme, piksel yapısını ve değerlerini bozmadan kaydedebilme, kapatma, RGB değerlerini değiştirebilme, dolayısıyla renklendirme yapabilme işlevlerini yerine getiren yazılım geliştirilmiştir. Bu özellikleri içeren bmp.h başlık dosyasına ait kodun bir bölümü aşağıda gösterilmektedir:

```

/*****bmp.h başlık dosyası*****/

#ifndef _BMP_H
#define _BMP_H

#define SIZE 440
#define SECTION 11 //kesit sayısı
#define TOP_VALUE_OF_SECTION 6 //sıvının en etkili olduğu goruntu baslangıcı

#define false 0
#define true 1
#define THE_FILE_IS_NOT_A_BITMAP 2
#define NOT_ENOUGHT_MEMORY 3
#define BITMAP_SUCCESSFULLY_LOADED 4
#define BITMAP_SUCCESSFULLY_SAVED 5
#define BITMAP_SUCCESSFULLY_DRAWED 6
#define UNSUPPORTED_BITMAP_TYPE 7
#define BITMAP_SUCCESSFULLY_KILLED 8
#define NULL_BITMAP 9
#define BITMAP_DRAW_ERROR 10
#define BITMAP_IS_NOT_LOADED 11
#define INVALID_IMAGE_COORDINATE 12
#define VALUE_SUCCESSFULLY_RETURNED 13
#define THE_FILE_IS_A_BITMAP 14
#define FILE_CAN_NOT_OPEN 15

typedef unsigned char BYTE;
typedef BYTE **MATRIX;

typedef struct {
    unsigned short type; /* Magic identifier */
    unsigned long size; /* File size in bytes*/
    unsigned short reserved1;
    unsigned short reserved2;

```

```

        unsigned long offset;          /* Offset to image data, bytes */
    } HEADER;

```

```
typedef struct {
```

```

    unsigned long compression;          /* Compression type */
    unsigned long imageSize;            /* Image size in bytes */
    unsigned long xResolution;
    unsigned long yResolution;          /* Pixels per meter */
    unsigned long nColours;             /* Number of colours */
    unsigned long importantColours;     /* Important colours */
    unsigned char *ColorPalette_R;
    unsigned char *ColorPalette_G;
    unsigned char *ColorPalette_B;
    unsigned char *data_R;
    unsigned char *data_G;
    unsigned char *data_B;
} INFOHEADER;

```

```

typedef struct {
    INFOHEADER infoheader;
    HEADER header;
} BMPINFO;

```

```
BMPINFO bmpinfo;
```

```

unsigned char read_bitmap_file(char *file);
void set_bitmap_file(char *file);
int get_bitmap_info(char *file);
int create_bitmap(int height,int width,int bitcount,int colorpalette);
unsigned char write_bitmap_file(char *file);
MATRIX create_matrix(int width, int height);
void copy_image_matrix(char *name, MATRIX bmp);
void display_image_matrix(const MATRIX bmp, int width, int height);
void convert_binary_image_matrix(MATRIX bmp, int width, int height, int limit_binary);
void write_as_bmp(char *name, char *new_name, MATRIX bmp);
void write_text_file(char *image_name, MATRIX bmp, int width, int height);
void terminate_matrix(MATRIX *matrix, int size);

```

```
#endif
```

4.4. Lezyon Sınıflandırma Puanlaması

İngiltere’ de istatistiksel bilgilere dayanılarak lezyon sınıflandırılması için puanlama sistemi oluşturulmuştur* [19]. Bu puanlama sistemi şu şekildedir:

1. Lezyonun şekli (Morfoloji)
 - a. İyi sınırlı : 0
 - b. Sınırları belirsiz : 5
 - c. Sivri (spiküke) uzantılar : 10
2. Kontrast tutma
 - a. Merkeze doğru / kontrast tutmayan : 0
 - b. Minimal kontrast tutulumu / homojen : 0
 - c. Heterojen : 3
 - d. Halka şeklinde : 5
3. Maksimum fokal kontrast tutma yüzdesi
 - a. %40’ dan az : 0
 - b. %40 - %60 : 2
 - c. %60’ dan fazla : 4
4. Maksimum sinyal yoğunluğu / zaman oranı
 - a. %25’ den az : 0
 - b. %25 - %50 : 4
 - c. %50’ den fazla : 8
5. Kontrast grafik yapısı
 - a. Tip I : 0
 - b. Tip II : 4
 - c. Tip III : 8

Maksimum fokal kontrast tutma yüzdesi formülü :

SE(t) : Sinyalin maksimum olduğu zamandaki fokal kontrast tutma yüzdesi

* Puanlama listesi Sonomed Görüntüleme Laboratuvarı’ ndan alınmış ve bu puanlama sistemi radyologlar tarafından uygulamada kullanılan bir sistemdir.

$SI_{pre}(t)$: Sinyalin kontrast tutucu bileşikten etkilenmeden önceki (pre-kontrast) ortalama sinyal yoğunluğu

$SI_{post}(t)$: Sinyalin maksimum olduğu zamandaki (post-kontrast) ortalama sinyal yoğunluğu

$$SE(t) = \frac{SI_{post}(t) - SI_{pre}}{SI_{pre}} * 100$$

Maksimum yoğunluk / zaman oranı formülü :

$S(t)$: Sinyalin maksimum olduğu zamandaki fokal kontrast tutma yüzdesi

$SI_{pre}(t)$: Sinyalin kontrast tutucu bileşikten etkilenmeden önceki ortalama sinyal yoğunluğu

$SI_{post}(t)$: Sinyalin maksimum olduğu zamandaki ortalama sinyal yoğunluğu

t : Kontrast tutucu bileşik verildikten sonra sinyalin maksimum yoğunluğa çıkıncaya kadar geçen zaman (sn)

$$SE(t) = \frac{SI_{post}(t) - SI_{pre}}{t} * 100$$

Sonuç puanlaması :

A : Kanserli lezyon (Malign) Puanlama : 22 - 35

B : Şüpheli Puanlama : 14- 21

C : Kancersiz lezyon (Benign) Puanlama : 0 – 13

Uluslararası platformlarda hekimler tarafından, verilerin istatistiksel sonuçlarına göre değerlendirilerek hazırlanan bu puanlama sisteminde, lezyonun şekli ile ilgili olan 1. ve 2.sınıf, uygulamada kullanılmamıştır. Sebebi ise, tezin amacı ile doğrudan ilgili olmamasıdır. Lezyon yapısı ile ilgili karar vermeyi etkileyen etmenlerden biri olan şekil unsurunun, tez sonrası çalışmalarımızda ele alınmasına ve bu çalışmalar doğrultusunda geliştirilen algoritmanın, yazılıma eklenmesine karar verilmiştir.

Uygulamada, puanlama sitemine göre kullanılan, görüntülerdeki gri değerlerin değişimini gösteren 5 numaralı sınıf ile grafiksel değişimden elde edilen sonuç değerlendirilmiştir.

4.5. Uygulamada Kullanılan Yöntemler

4.5.1. Sınıflandırma Yöntemi

Geliştirilen yazılım kötü huylu lezyon, iyi huylu lezyon ve normal doku olmak üzere segmentasyon yapmaktadır. Klasik sınıflandırma algoritması, tek bir görüntü üzerinde çalışırken, geliştirilen yazılım her ölçü dizisine ait kesit görüntülerinin birbirleri olan çeşitli bağlantılarını değerlendirerek çalışmakta ve sonuç üretmektedir. Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuçlar ve sınıflandırma yöntemleri ile elde edilen sonuçların karşılaştırılması amacıyla, görüntüler kontrolsüz (Unsupervised) ve kontrollü (Maximum Likelihood-Supervised) sınıflandırma yöntemleri ile sınıflandırılmış, karşılaştırılan bu sonuçlar verilmiş ve değerlendirilmiştir.

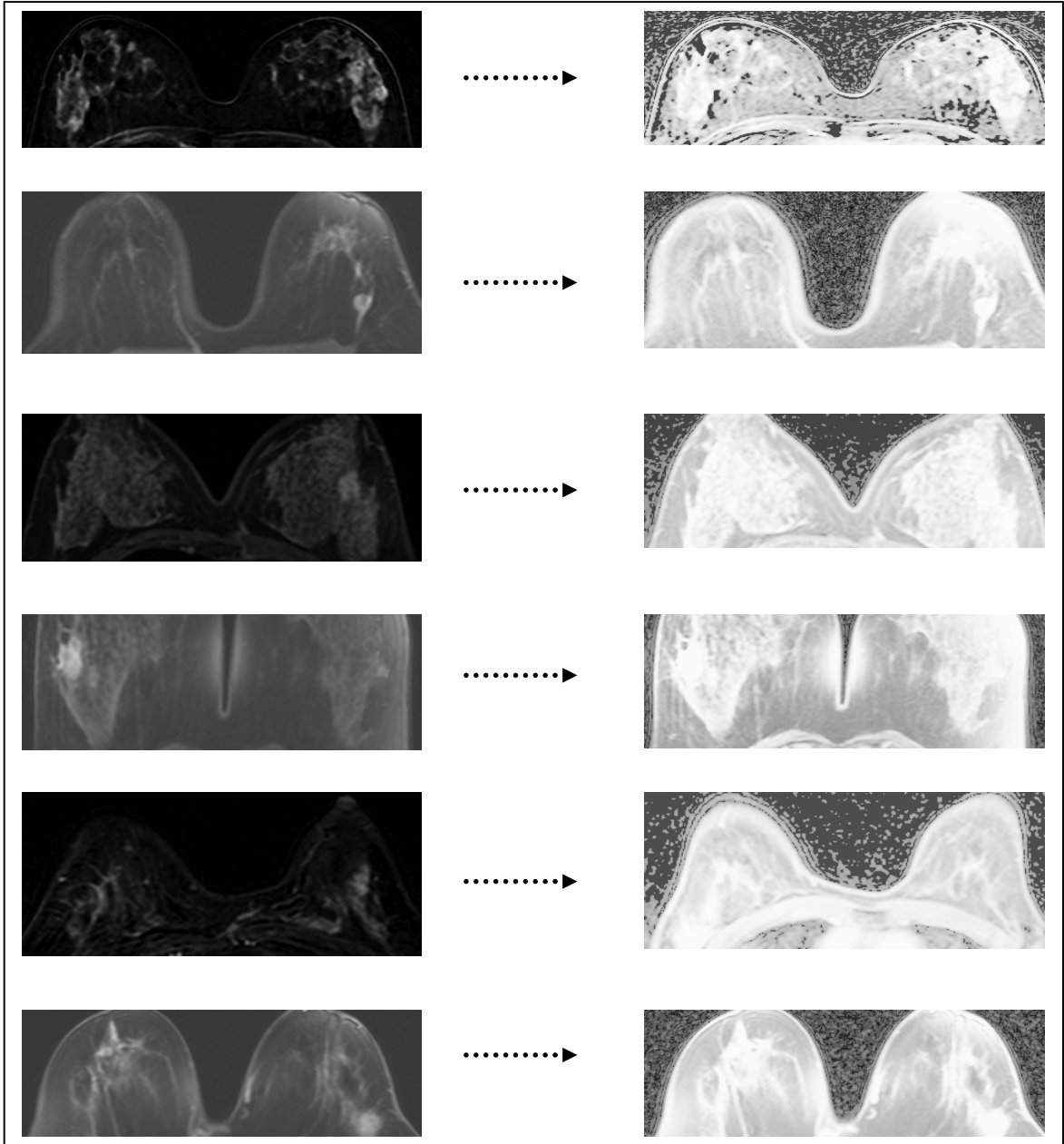
Kontrolsüz sınıflandırma yönteminde 2, 4, 6, 10 adet sınıf ile işlem yapılmış ve lezyonların en belirgin diğer dokulardan ayrıldığı sınıfların sonuçları ile karşılaştırma yapılmıştır. Kontrollü sınıflandırma yönteminde ise:

- lezyonun tek cins yani iyi huylu veya kötü huylu olduğu görüntülerde lezyon, normal doku ve yağ dokusu olmak üzere 3 sınıf,
- lezyonun iki cins yani kötü huylu ve iyi huylu olduğu görüntülerde ise kötü huylu lezyon, iyi huylu lezyon, normal doku ve yağ dokusu olmak üzere 4 sınıf belirlenmiştir.

Uygulamada ise hem kontrollü hem de kontrolsüz sınıflandırma yapılmış ve geliştirilen yazılım ile elde edilen görüntü sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

4.5.2. Histogram Eşitleme Yöntemi

Yapılan çalışmada elde edilen görüntüler aşağıda verilmiştir. Sol tarafta bulunan görüntüler hastaya ait kesit görüntüleri, sağ tarafta bulunanlar ise bu görüntülerin histogram eşitleme uygulaması sonunda oluşturulan görüntülerdir.

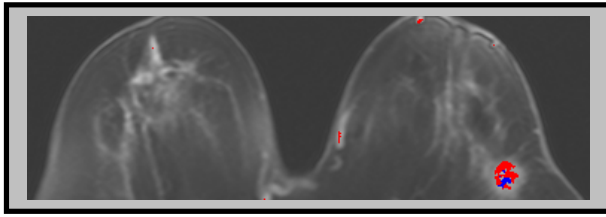


Şekil 4.5 Histogram eşitleme yönteminin uygulanması.

Histogram eşitleme yöntemi, birbirlerine belirli derecede benzeyen piksel gruplarını birleştirmesi nedeniyle, uygulamadaki asıl amaç olan kanserli ve kansersiz lezyonların ayırım işlevinin tam anlamıyla gerçekleştirilmemesine neden olmuştur. Bu yöntem ile tüm doku gri değerlerinin birbirine karıştığı sonuç görüntüler elde edilmiştir. Dolayısıyla böyle bir yöntemin, amaca uygun bir yöntem olmadığı saptanmıştır.

4.5.3. Görüntü Korelasyonu İle Tümörlerin Saptanması

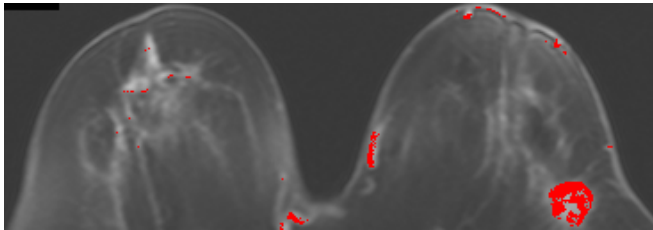
Uygulama yazılımı geliştirilirken kullanılan yöntemlerden bir diğeri, ölçü dizilerindeki ölçümün 0.saniyesinde alınan görüntü ile diğer zamanlarda alınan görüntüler arasındaki korelasyonun belirlenmesidir. Korelasyon değerleri, bazı hastalarda sonuç görüntüyü olumlu etkileyen bir faktör olurken, bazı hastalarda da tam aksi yönde etkilediği gözlenmiştir.



Hasta 1: 133 - 143 arası kesit görüntü sonuçları:
Maksimum 100 piksel değerlerinin ortalaması : 136

Malign piksel sayısı : 165
Benign piksel sayısı : 34
Normal piksel sayısı : 89902

Şekil 4.6 Korelasyon hesabı dahil edilmeden önce elde edilen görüntüde kötü huylu ve iyi huylu lezyonların karıştığı gözlenmektedir.



Şekil 4.7 Korelasyon parametresi eklenen program, kötü huylu ve iyi huylu lezyona ait piksel karışıklığını ortadan kaldırmıştır.

$$r = \frac{\sigma_{12}}{\sigma_1 * \sigma_2} = \frac{\sum (g_1 - \bar{g}_1) * (g_2 - \bar{g}_2)}{\sqrt{\sum (g_1 - \bar{g}_1)^2 * \sum (g_2 - \bar{g}_2)^2}}$$

3x3 lük kare matris ile ilk görüntünün her pikseli sırasıyla bir diğer görüntüdeki aynı konum pikselden başlayarak dolaştırılmış, uygunluk derecesine göre kötü huylu veya iyi huylu lezyon grubuna dahil edilmiştir. Yapılan korelasyon hesabı çalışmasına verilen örnek aşağıdadır:

0.sn. de elde edilen 3x3 lük
görüntü matrisi

g1		
39	38	37
38	37	36
39	38	36
Ortalama (ort1)		37.55

35.sn. de elde edilen 3x3 lük
görüntü matrisi

g2		
84	82	76
83	82	76
82	79	83
Ortalama (ort2)		80.78

b = (g1 –ort) * (g2 – ort)		
4.654320988	0.543209877	2.654321
0.987654321	-0.679012346	7.432099
1.765432099	-0.790123457	-3.45679
Toplam		13.11

c = (g1-ort)^2		
2.086419753	0.197530864	0.308642
0.197530864	0.308641975	2.419753
2.086419753	0.197530864	2.419753
Toplam		10.22

d=(g2-ort)^2		
10.38272	1.49382716	22.82716
4.938272	1.49382716	22.82716
1.493827	3.160493827	4.938272
Toplam		73.55

$$b / \sqrt{c * d} = 0.48$$

Hasta 5' in 188–198 arasındaki görüntü dizisinde, 1. ve 2. görüntülerinin aynı konumdaki 3x3'lük görüntü matrisleri aşağıdaki verilmiştir. Korelasyon formülünün bu değerlere uygulanması sonucu elde edilen sonuç 0.25' tir.

	g1				g2		
67	67	67		67	68	69	
67	67	66		67	68	68	
67	67	67		66	68	68	
Ortalama (ort1)			66.88889	Ortalama (ort2)			67.66667

Aynı piksel konumunun 5x5' lik kare matrisi ile birbirlerine yakın değerler gibi görünmesine rağmen elde edilen sonuç 0.14'tür.

67	68	69	68	68
67	68	68	69	67
66	68	68	68	67
66	67	68	68	67
65	66	67	67	67
67	67	67	66	66
67	67	66	66	66
67	67	67	65	66
66	66	66	66	65
66	66	66	66	65

Görüntü matrislerinin satır ve sütun değerleri küçük alındığı takdirde lezyon ve normal doku piksellerinin elde edilen sonuç görüntüdeki sınıflarda karıştığı gözlenmiş, büyük alındığı takdirde de, her hastada farklı aralıklarda sonuçlar elde edilmesinden ötürü standart bir yapı oluşturulamamıştır. Bu nedenle geliştirilen yazılımda korelasyon değerlerinin algoritmaya eklenmemesine karar verilmiştir.

4.5.4. Görüntü Farkı Yöntemi

MR Görüntüleme işlemi esnasında ilk ölçüm zaman aralığında alınan görüntülerde, memenin hiçbir dokusuna ait alan kontrast tutucu bileşikten etkilenmemektedir. Bunun nedeni, vücuda ilk ölçüm esnasında sıvı ile verilen bu bileşiğin, kalbin pompalama yolu ile vücuda yayılma işlemini henüz tamamlamamış olmasıdır. Bu nedenle, ilk zaman aralığında yani 0 – 35 sn aralığında alınan bu görüntülere pre-kontrast, diğer zaman aralıklarında alınan görüntülere ise post-kontrast görüntü denilmektedir. Görüntülerde yağ dokusuna ait alanların gri değerlerinin farklı zaman aralıklarında dahi değişim göstermediği, ancak lezyonlara ve diğer dokulara ait alanların gri değerlerinin değişim gösterdiği hekimler tarafından istatistiksel verilere dayanılarak belirlenmiştir. Bu nedenle ölçü dizisine ait ilk görüntünün gri değerleri, dizinin diğer görüntülerinin aynı konumdaki gri değerlerinden çıkarılarak, ilk görüntüye göre değişim göstermeyen piksellerin siyah gözükmemesinin sağlandığı, değişenlerin ise değişim miktarı kadar değer almış olduğu “Görüntü Farkı Yöntemi” uygulanmıştır. Ölçü dizilerindeki kesit görüntülerin hekimler tarafından daha iyi yorumlanabilmesinin, lezyonların daha net ortaya çıkmasının sağlanması için bu yöntem kullanılmış, böylece görüntülerde ilgili olmayan yağ doku alanları herhangi bir analize girmemiştir.

4.5.5. Eğim Hesabı

Sunulan tezde doku analizine yönelik algoritma “histogram eşitleme”, “korelasyon”, “sınıflandırma” yöntemleri ile çalışmalar yapılmış fakat tüm hastalarda aynı düzeyde olumlu sonuçlar alınamadığı gözlenmiştir. Başka bir deyişle hastadan hastaya farklı sonuçlar elde edilmiş, dolayısı ile tezin amacına uygun görülmemiştir. Ancak “eğim hesabı” yöntemi algoritma parametrelerini oluşturmakta ve aşağıda detaylı şekilde anlatılmaktadır. Bu hesap ile, her kesit görüntünün diğer zaman aralıklarında alınan görüntüleri arasındaki gri değerlerinin zamansal değişimi belirlenmiştir.

$$eğim : (g2[i][j] - g1[i][j]) / (t1 - t2)$$

g2 : k. görüntü

g1 : (k + 1). görüntü

i : görüntü matrisinin satırı

j : görüntü matrisi sütunu

Sadece eğimin ne kadar olduğunun belirlenmesi yeterli olmamaktadır. Bununla beraber kötü huylu ve iyi huylu lezyonların normal ve yağ dokularından, aynı zamanda birbirlerinden ayırt edilebilmesi için, pikselin hangi zamanda maksimuma ulaştığı ve maksimuma ulaştığı andan sonra nasıl bir davranış sergilediği de önemlidir ki bu, eğim hesabı yöntemi ile ortaya konmaktadır.

Geliştirilen yazılımda Şekil 4.3’ te gösterilen eğim tiplerinin her biri saptanmış ve hangi tip eğim ise görüntüdeki alanlar kötü huylu, iyi huylu lezyon ve normal doku sınıflarına ayrılmıştır. Gri değer değişimlerinin oluşturduğu grafiklerin belirlenmesini sağlayan ve pikselin maksimuma ulaştıktan sonra izlemiş olduğu yolun bir bölümünü gösteren kod parçası aşağıda verilmiştir:

```
//*****//
for (i = HEIGHT_START; i < HEIGHT_END - scan_value; i++){
  for (j = WIDTH_START; j < WIDTH_END - scan_value; j++){
    for(k = 0; k < SECTION - 1; k++){
      if((bmp_array[k + 1][i][j] == 0) && (bmp_array[k][i][j] == 0))
        gradient_of_sec[k] = 0;
      else
        gradient_of_sec[k] = ((float)((float)(bmp_array[k + 1][i][j] - bmp_array[k][i][j]) / TIME));
      if(k == PEAK_TIME){
        max_gradient = gradient_of_sec[0];

        for(l = 1; l < (PEAK_TIME - 1); l++){//5.zamana kadar olan en büyük egim hesabi
          if(gradient_of_sec[l] > max_gradient)
            max_gradient = gradient_of_sec[l];
        }
      }
      if(k > PEAK_TIME && (gradient_of_sec[k] > max_gradient)){
        max_gradient = gradient_of_sec[k];//eger 5.den sonraki egimler 5.den onceki maks egimden buyukse, max degisiyor..
        count_bigger++;
      }
      if(k > ((PEAK_TIME - 1) && k < (SECTION - 2)) && gradient_of_sec[k] < 0) // son iki alim arasindaki negatiflik burada degerlendirilmiyor
        count_negative_gradient++;

      if(bmp_array[k][i][j] > (average_whole_bmps - average_whole_bmps/15))
        count_pixel_value++;

      if(i < H_START_CLEAN && bmp_array[k][i][j] == 0)
        count_zero++;

      if(bmp_array[k][i][j] < (average_whole_bmps / 3))
        count_normal_pixel++;
      else
        count_normal_pixel = false;
```

4.5.5.1. Ortalama Gri Değer Belirlemesi

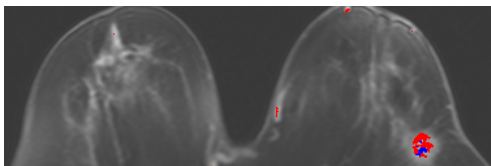
Kötü huylu ve iyi huylu lezyonların, görüntünün gri değer ortalamasına göre değer aldığı gözlenmiştir. Geliştirilen yazılım, hekimin incelemek istediği ölçü dizisine ait görüntülerdeki, yine hekimin belirleyeceği sayıda en yüksek gri değeri belirlemekte ve ortalamasını almaktadır. Geliştirilen bir formülle bu ortalama değere göre sınır piksel değerleri belirlenmekte ve memedeki yapının hangi sınıfa ait olduğu hesaplanmaktadır. Buradaki önemli nokta, tek bir eşik değerin belirlenip, tüm hastalarda o değere göre sınıfların belirlenmesi değil, her hastaya ve ölçü dizisine göre ayrı bir değer belirlenebilmesidir. Programın, uygulama yapılan görüntülerdeki en yüksek kaç adet gri değer ortalama ile verimli çıkarımlar elde edebileceği üzerine çalışmalar yapılmıştır. En yüksek 20, 50, 80, 100 ve 120 adet gri değerin ortalaması alınarak sonuçlar değerlendirilmiş ve tüm hastalarda en verimli sonuçların, 100 adet gri değer belirlenmesi ile üretildiği gözlenmiştir. Ölçü dizisindeki görüntülerde farklı gri değer sayısı 100 adetten az olsa dahi, yazılım, en yüksek gri değerleri belirleyip ortalamasını almaktadır. Böylece hastaya ait her MR dizisi bağıl radyometrik özellikleri ile değerlendirilmekte, her görüntünün kendi özelliklerine göre belirlenen değerleri üzerinden işlem yapılmaktadır. Başka bir deyişle, geliştirilen algoritma ile her görüntü seti kendi radyometrik özellikleri göz önünde bulundurularak değerlendirilmiş bulunmaktadır.

4.5.6. Sınıflandırma ile Yazılım Sonuçlarının Karşılaştırılması

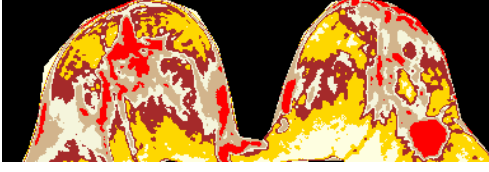
Karşılaştırılan görüntü sonuçları şu şekildedir :

Tüm ölçü dizilerindeki, lezyonların en belirgin gözüktüğü, aynı alana ait kesit görüntüler alınmış ve uygulama yazılımının çalışması sonucu üretilen sonuç görüntü ile, aynı kesitler içindeki lezyon ve diğer dokuların kontrastlığının en belirgin olduğu bir adet kesit görüntü üzerinde kontrollü ve/veya kontrolsüz sınıflandırma uygulanarak elde edilen görüntü karşılaştırılmıştır. Geliştirilen yazılım ile elde edilen görüntülerde mavi renk iyi huylu lezyon, kırmızı renk ise kötü huylu lezyon tipini göstermektedir.

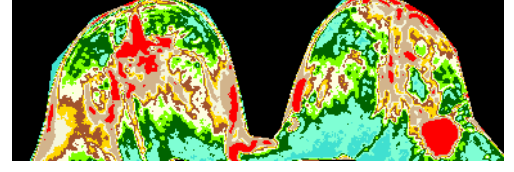
Hasta 1' e ait 133-148 numaralı kesit görüntüleri ile elde edilen sonuç görüntüler:



Şekil 4.8 Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuç görüntü



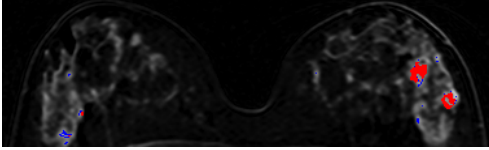
Şekil 4.9 6 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü.



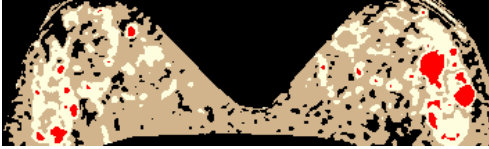
Şekil 4.10 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü

Şekil 4.9 ve Şekil 4.10’ da sol memede bulunan kötü huylu lezyon ile memenin normal ve yağ dokuları aynı sınıfta bulunmaktadır ki, böyle bir sonuçtan malign lezyonu ayırt etmek oldukça güçtür. Ancak geliştirilen yazılım ile elde edilen Şekil 4.8’deki görüntünün, yağ ve normal doku ile kötü huylu lezyonun ayırt edilebildiği gözlenmektedir.

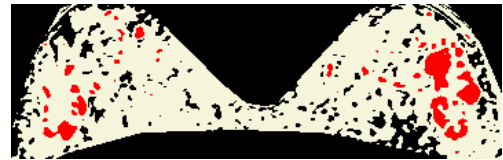
Hasta 2’e ait 210 – 220 numaralı kesit görüntüleri ile elde edilen sonuç görüntüler



Şekil 4.11 Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuç görüntü



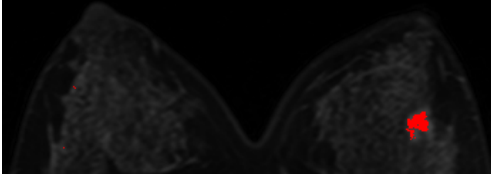
Şekil 4.12 3 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü



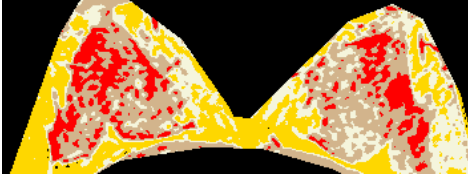
Şekil 4.13 3 sınıf ile kontrollü sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü

Şekil 4.12 ve Şekil 4.13’de sol memede bulunan kötü huylu lezyon ile sağ memede bulunan iyi huylu lezyonun aynı sınıfta olduğu gözlenmektedir. Ancak geliştirilen yazılım ile elde edilen Şekil 4.11’ de bulunan görüntüde, sol memedeki 2 adet kötü huylu ve sağ memedeki 1 adet iyi huylu lezyonların açıkça ayırt edilebildiği gözlenmektedir.

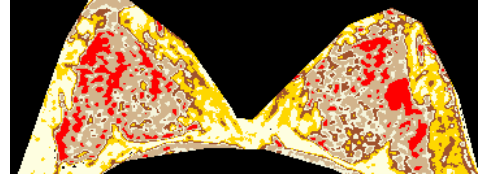
Hasta 3'e ait 254 – 264 numaralı kesit görüntüleri ile elde edilen sonuç görüntüler



Şekil 4.14 Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuç görüntü



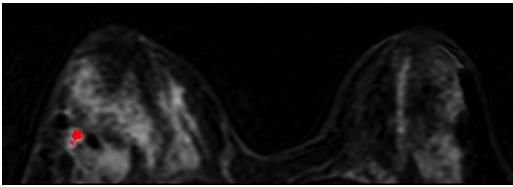
Şekil 4.15 4 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü



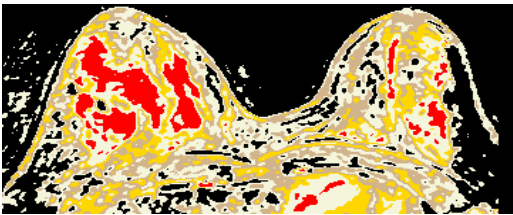
Şekil 4.16 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü

Şekil 4.15 ve Şekil 4.16' da sol memede bulunan köyü huylu lezyon ile, memenin normal ve yağ dokusunun aynı sınıfta olduğu gözlenmektedir. Ancak geliştirilen yazılım ile elde edilen Şekil 4.12' deki görüntüde, sol memedeki 1 adet köyü huylu lezyonun diğer dokulardan açıkça ayırt edilebildiği gözlenmektedir.

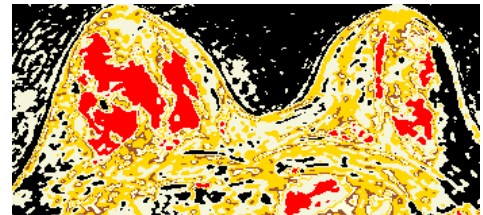
Hasta 4'e ait 265 – 275 numaralı kesit görüntüleri ile elde edilen sonuç görüntüler



Şekil 4.17 Geliştirilen yazılım ile elde edilen görüntü



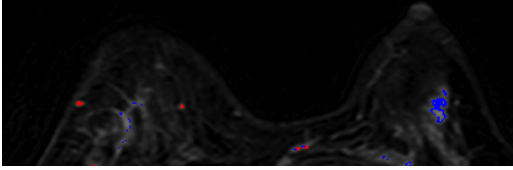
Şekil 4.18 6 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü



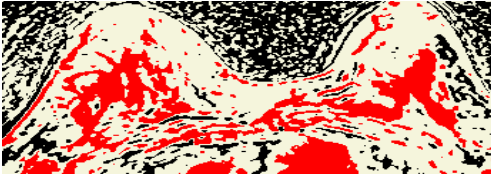
Şekil 4.19 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü

Şekil 4.18 ve Şekil 4.19 ' da sağ memede bulunan kötü huylu lezyon ile, memenin normal ve yağ dokusunun aynı sınıfta olduğu gözlenmektedir. Ancak geliştirilen yazılım ile elde edilen Şekil 4.17' deki görüntüde, sağ memedeki 1 adet kötü huylu lezyonun diğer dokulardan açıkça ayırt edilebildiği gözlenmektedir.

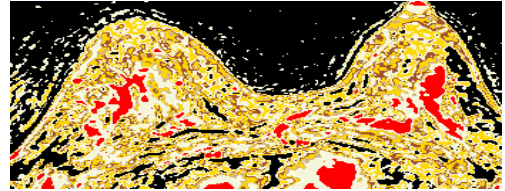
Hasta 4'e ait 331 –341 numaralı kesit görüntüleri ile elde edilen sonuç görüntüler



Şekil 4.20 Geliştirilen yazılım ile elde edilen görüntü

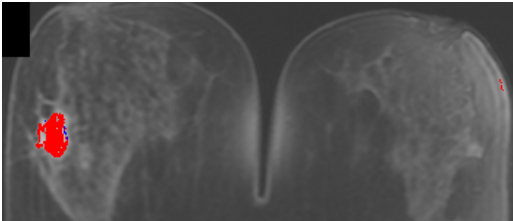


Şekil 4.21 2 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü



Şekil 4.22 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü

Hasta 5'e ait 188 – 198 numaralı kesit görüntüleri ile elde edilen sonuç görüntüler



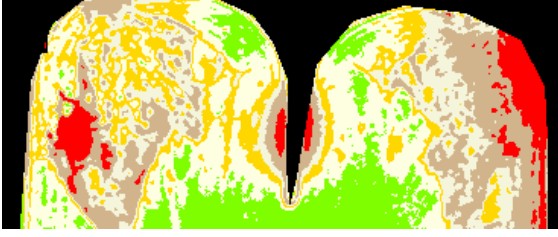
Şekil 4.23 Geliştirilen yazılım ile elde edilen görüntü



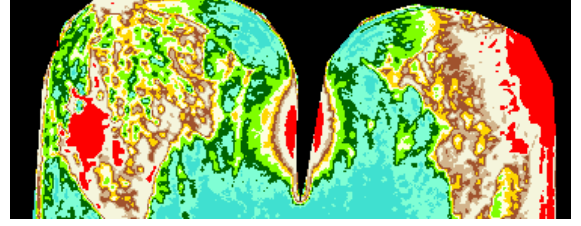
Şekil 4.24 2 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü



Şekil 4.25 3 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü



Şekil 4.26 6 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü



Şekil 4.27 10 sınıf ile kontrolsüz sınıflandırma sonucu elde edilen görüntü

Şekil 4.24, Şekil 4.25, Şekil 4.26 ve Şekil 4.27 ' de sağ memede bulunan kötü huylu lezyon ile, memenin normal ve yağ dokusunun aynı sınıfta olduğu gözlenmektedir.

Ancak geliştirilen yazılım ile elde edilen Şekil 4.23' te bulunan görüntüde, sağ memedeki 1 adet kötü huylu lezyonun diğer dokulardan açıkça ayırt edilebildiği gözlenmektedir.

Sınıflandırma ve geliştirilen yazılım ile oluşturulan görüntülerin karşılaştırılması sonucu, açıkça fark olduğu gözlenmektedir. Kontrollü ve/veya kontrolsüz olarak yapılan tüm sınıflandırma işlemlerinde kas ve yağ dokularına ait pikseller ile lezyon pikselleri ayırt edilememiş, sınıflarda piksel karışıklığı meydana gelmiştir. Ancak tüm kesit görüntülerini dolaşarak elde ettiği parametrelere göre iyi huylu ve kötü huylu yapıdaki lezyonların belirlenmesini sağlayan yazılım, karışıklığı en aza indirgeyerek veri üretmiş bulunmaktadır. Aynı zamanda sınıflandırma yöntemi yarı otomatik, geliştirilen yazılım ise otomatik bir sistemdir. Bu da, geliştirilen yazılımdaki çalışma yapısını kullanıcıdan, yani hekimden bağımsız hale getirmektedir ki, bununla da hekime bağlı hatanın en aza indirgenme hedefi gerçekleştirilmiş bulunmaktadır.

Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuçlar ve sınıflandırma yöntemi ile elde edilen sonuçların bir kısmı Çizelge 4.1' de gösterilmektedir. Kontrollü ve kontrolsüz sınıflandırma yöntemlerinin sonuçlarının benzerlik göstermesinden ötürü, çizelgeye kontrolsüz sınıflandırma ile 4 sınıf belirlenerek elde edilen veriler eklenmiş bulunmaktadır. Sınıflandırma yöntemi ile kötü huylu ve iyi huylu lezyonlara ait piksellerin tamamı ile karıştığı, aynı zamanda normal doku sınıfında bulunan kas dokularına ait pikseller ile de karışıklık gösterdiği durumlar gözlenmektedir.

Hasta no	Kesit görüntüleri no	Hastada bulunan malign sayı	Hastada bulunan benign sayı	Geliştirilen yazılım ile belirlenen							Sınıflandırma yöntemi ile belirlenen		
				Lezyona ait bilgiler				Karışma yüzdesi (%)			Lezyona ait bilgiler	Karışma yüzdesi (%)	
				Malign sayı	Benign sayı	Malign piksel sayısı / toplam piksel sayısı	Benign piksel sayısı / toplam piksel sayısı	Malign sınıfa karışan benign sınıfı - Benign sınıfa karışan malign sınıfı	Normal doku sınıfa karışan malign sınıfı	Normal doku sınıfa karışan benign sınıfı	Lezyon piksel sayısı / toplam piksel sayısı	Malign sınıfa karışan benign sınıfı - Benign sınıfa karışan malign sınıfı	Normal doku sınıfa karışan lezyon sınıfı
1	133 - 143	1	0	1	0	502 / 90310	0 / 90310	-	-	-	4590 / 74048	-	5.89
2	210 - 220	2	1	2	1	206 / 70250	89 / 70250	10.04 - 1.94	0.01 - 0	0.01	1342 / 51612	100	2.19
3	254 - 264	1	0	1	0	162 / 67049	0 / 67049	-	-	-	4609 / 79588	-	6.01
4	265 - 275	1	0	1	0	39 / 54382	0 / 54382	-	-	-	9836 / 76341	-	14.73
	331 - 341	0	1	0	1	25 / 70217	125 / 70217	-	0.02	0.02	11082 / 73088	-	17.63
5	188 - 198	1	0	1	0	396 / 78189	10 / 78189	2.46	0.08	-	7167 / 90480	-	8.12
6	365 - 375	1	0	1	0	416 / 48298	0 / 48298	-	0	-	826 / 40453	-	6.24

Çizelge 4.1 Geliştirilen yazılım ile sınıflandırma yöntemiyle elde edilen sonuçların değerlendirilmesi

Tanım	Formül
Malign sınıfına karışan benign sınıfı =	$MKB*100 / TM$
Benign sınıfına karışan malign sınıfı =	$BKM*100 / TB$
Normal doku sınıfına karışan malign sınıfı =	$NM * 100/ TN$
Normal doku sınıfına karışan benign sınıfı =	$NB *100 / TN$
Normal doku sınıfına karışan lezyon sınıfı =	$NL *100 / TN$

Çizelge 4.2 Çizelge 4.1' e ait tanımlamalara ait formüller

Sonuç olarak, kontrollü ve kontrolsüz sınıflandırma yönteminin böyle bir çalışma için uygun bir yöntem olmadığı saptanmıştır.

5. UYGULAMA SONUÇ GÖRÜNTÜLERİ

Algoritma ve buna bağlı olarak geliştirilen yazılım ile ilgili dosyada toplam 40 adet sonuç görüntü oluşmakta ve bu görüntülerde ölçü dizisinin içerdiği kesit görüntülerinin verilerine göre, program tarafından kötü huylu olarak belirlenen lezyonlar kırmızıya, iyi huylu olarak belirlenen lezyonlar ise maviye boyanmaktadır.

Dinamik MR görüntüleme yönteminde memedeki her kesit üzerinden belirli bir doğrultuda ölçüm yapılarak görüntü kaydedilmektedir. Kişinin yaşına, kalbinin kan pompalama hızına ve farklı etmenlere göre, kontrast tutucu bileşiğin memeyi etkilemesi ve lezyonların görüntüde diğer dokulardan daha yüksek gri değer göstermesi için geçen sürenin değiştiği hekimler tarafından belirtilmiştir. Uygulama Sonuç Görüntüleri Bölümü' ne yerleştirilen kesit görüntüleri, bu etmenler değerlendirilerek, birbirlerine yakın zamanda alınan ölçü dizilerindeki diğer kesit görüntülere göre gri değerinin yüksek olduğunun en iyi gözlemlendiği kesit görüntülerinden seçilmiştir. Her sonuç görüntünün yanında, sonuç görüntüde bulunan kanserojen etkisi olan kötü huylu, kanserojen etkisi olmayan iyi huylu lezyonlar ve normal doku olmak üzere sınıflara ayrılmış ve sonuç görüntüde kaç adet pikselin hangi sınıfa ait olduğu bilgileri verilmiştir. Aynı zamanda gri değer değişim hesabında en yüksek kaç adet gri değer üzerinden işlem yapıldığı da belirtilmiş bulunmaktadır.

Her hastanın kesit görüntülerindeki grafik verileri oluşturulan lezyon ve/veya normal doku işaretlenmiş bulunmaktadır (Bkz. Şekil 5.5). Bu bölümde iki grafik türü yer almaktadır. Bunlardan 1.si, işaretlenmiş olan lezyonun her bir pikselinin, tüm görüntüleme işlemi boyunca 35'er saniye aralıklarla almış oldukları gri değerleri göstermekte, 2.si ise, 1.grafikte her zaman aralığına denk gelen gri değerlerin ortalaması alınarak elde edilen grafiği göstermektedir. 2. grafik (Bkz. Şekil 5.7), 1. grafiğin (Bkz. Şekil 5.6) daha net anlaşılması amacıyla oluşturulmuş bulunmaktadır. Grafikte düşey bölüm gri değeri, yatay bölüm ise zaman aralığını göstermektedir. 0.sn ile 35. sn arasındaki ölçüm 1. zaman aralığında, 35. sn ile 70.sn arasındaki ölçüm 2. zaman aralığında yapılmış olarak tanımlanmıştır. Hasta 1, 2, 3, 4, ve 5' e ait memenin 0. saniyeden itibaren 35 saniye aralıklarla 11 kez taranarak dinamik olarak elde edilen MR görüntüleri, 40 ayrı kesit olmak üzere toplam 440 görüntüden oluşmakta, Hasta 6' ya ait memenin ise aynı zaman aralığı ile 15 kez taranarak 40 ayrı kesit olmak üzere toplam 600 görüntüden oluşmaktadır.

Uygulama sonuç görüntülerinin açıklama bölümlerinde terminolojiye göre tanımlamalar yapılmış, kötü huylu lezyon malign lezyon, iyi huylu lezyon ise benign lezyon olarak ifade edilmiştir.

5.1. Hasta Görüntüleri Akış Şeması

Bu bölümde sunulan kesit görüntüleri, lezyonların bulunduğu diğer ölçü dizilerindeki kesit görüntülerinin içinde en belirgin olarak gözüktüğü görüntülerdir. Sunulan kesit görüntüleri şunlardır;

1. Hasta 1

- 133 – 143 Arası Kesit Görüntüleri
- 221 – 231 Arası Kesit Görüntüleri

2. Hasta 2

- 210 – 220 Arası Kesit Görüntüleri
- 100 – 110 Arası Kesit Görüntüleri

3. Hasta 3

- 254 – 264 Arası Kesit Görüntüleri

4. Hasta 4

- 265 – 275 Arası Kesit Görüntüleri
- 331 – 341 Arası Kesit Görüntüleri

5. Hasta 5

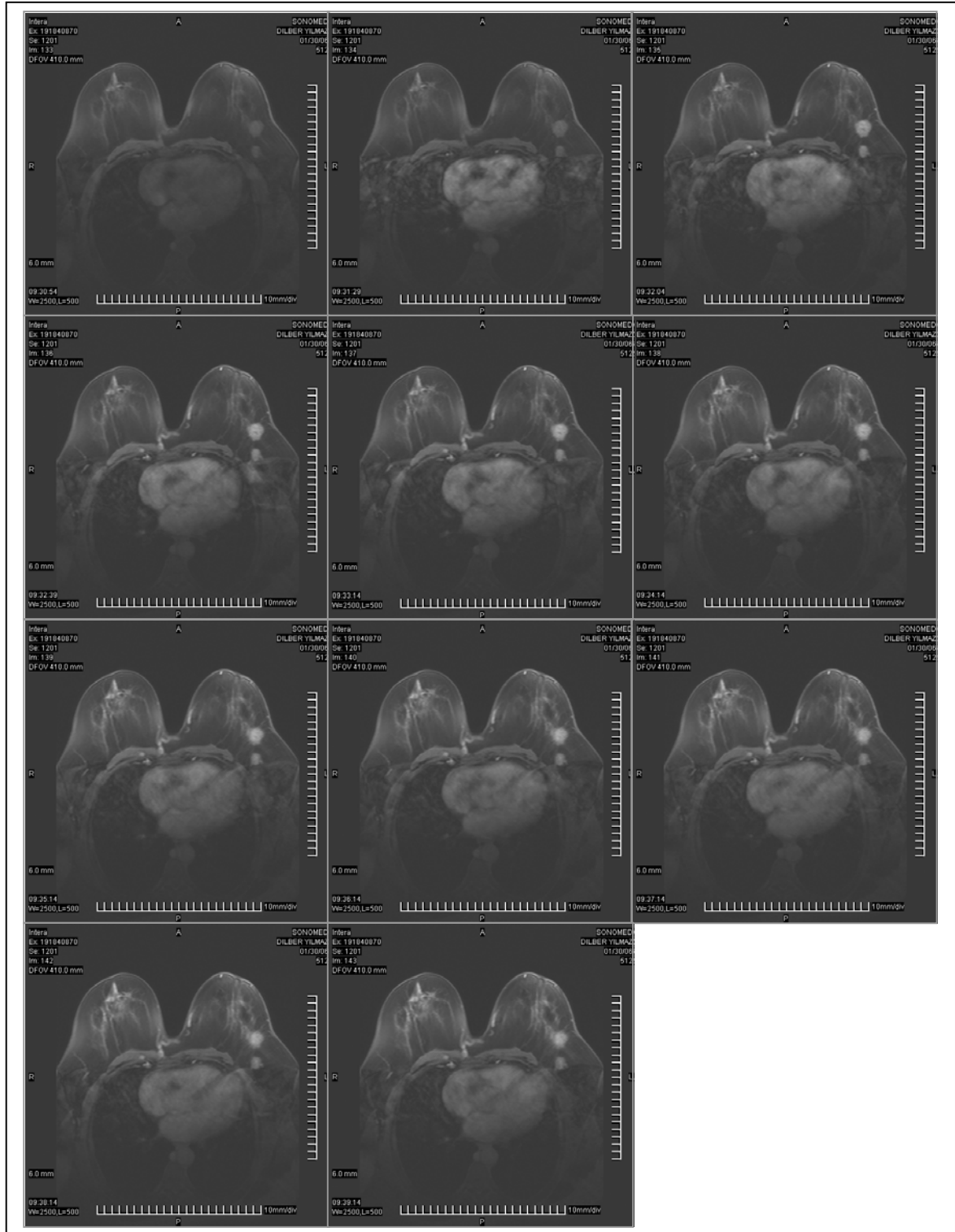
- 188 – 198 Arası Kesit Görüntüleri

6. Hasta 6

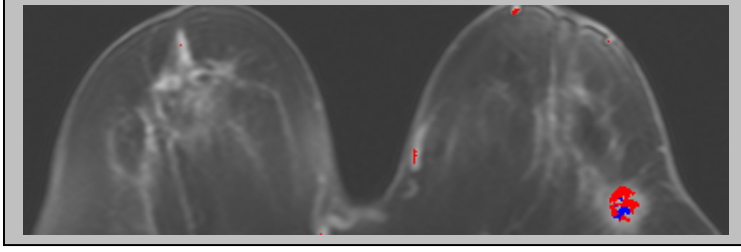
- 365 – 375 Arası Kesit Görüntüleri

5.2. HASTA 1

5.2.1. 133 – 143 Arası Kesit Görüntüleri



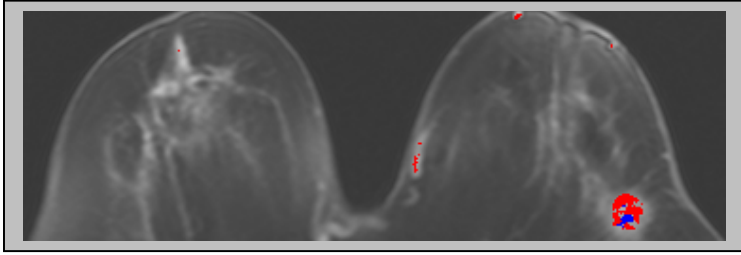
Şekil 5.1 Hasta1' e ait kesit görüntüleri



Şekil 5.2 Sonuç görüntü

Hasta 1: 133 - 143 arası kesit görüntü sonuçları:
Maksimum **100** adet pikselin gri değer ortalaması : 136

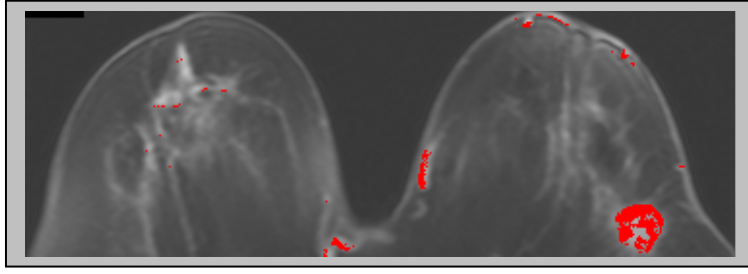
Malign piksel sayısı : 165
Benign piksel sayısı : 34
Normal piksel sayısı : 89902



Şekil 5.3 Sonuç görüntü

Hasta1 : 133 - 143 arası kesit görüntü sonuçları:
Maksimum 50 adet pikselin gri değer ortalaması : 151

Malign piksel sayısı : 194
Benign piksel sayısı : 32
Normal piksel sayısı : 90100



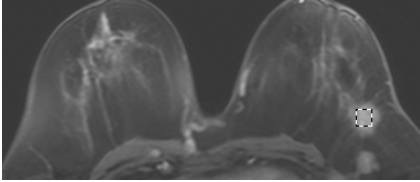
Şekil 5.4 Sonuç görüntü

Hasta 1: 133 - 143 arası kesit görüntü sonuçları:
Maksimum 50 adet pikselin gri değer ortalaması : 151

Malign piksel sayısı : 502
Benign piksel sayısı : 0
Normal piksel sayısı : 89808

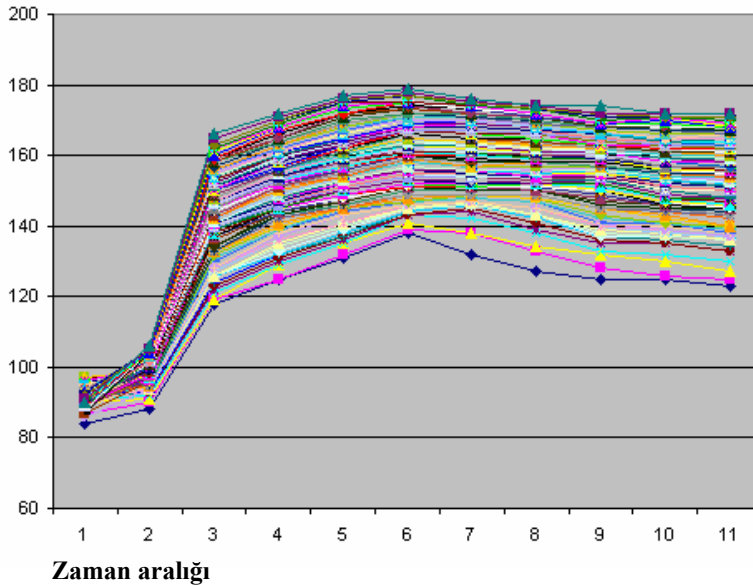
Şekil 5.2 ve Şekil 5.3 deki değişim en yüksek olarak belirlenen piksel sayısının, sonucu ne denli etkilediğini göstermektedir. Şekil 5.4 de korelasyon hesabı da parametre olarak girilmiş ve gözle görülebilecek düzeyde farklılık gösterdiği gözlenmiştir.

Hasta 1 : Lezyon Grafikleri



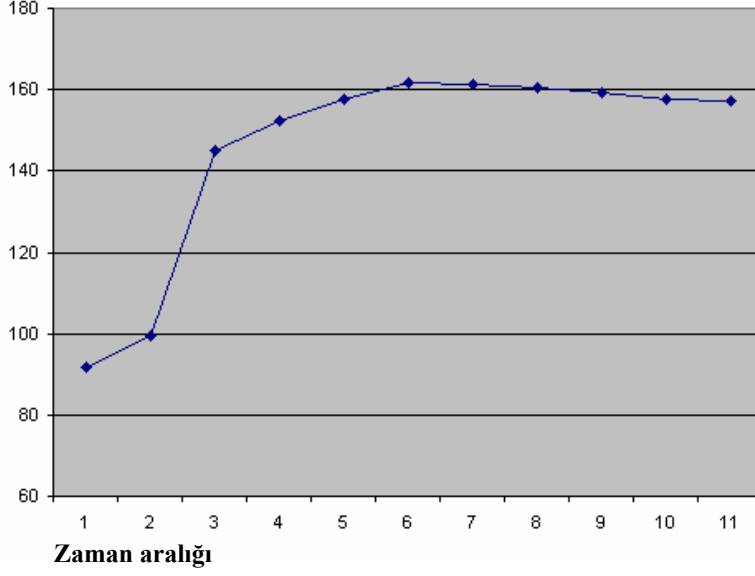
Şekil 5.5 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.

Gri
değer



Şekil 5.6 Hasta1' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.

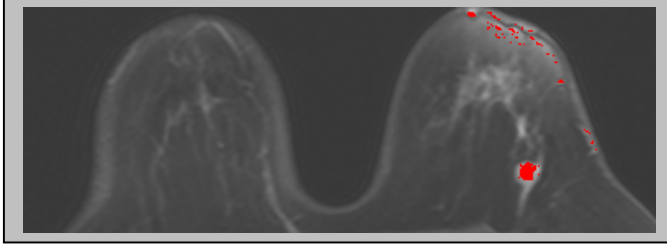
**Gri
değer**



Şekil 5.7 Hasta1' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.

Şekil 5.7' de de görüldüğü gibi grafik doğrusu 2. zaman aralığından 3. zaman aralığına geçiş esnasında yüksek ivmeyle artış, belirli bir değere geldikten sonra ise iniş göstermektedir. Grafik, Tip II'ye (Şekil 4.3) girmekte, bu da piksel grubunun kötü huylu lezyona ait olma durumunu güçlendirmektedir.

5.2.2. 221 – 231 Arası Kesit Görüntüleri

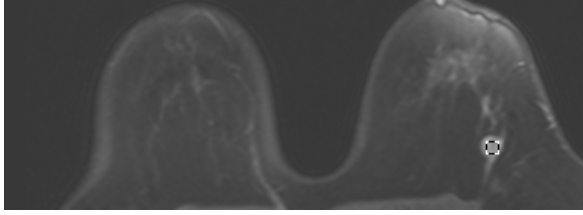


Şekil 5.8 Sonuç görüntü

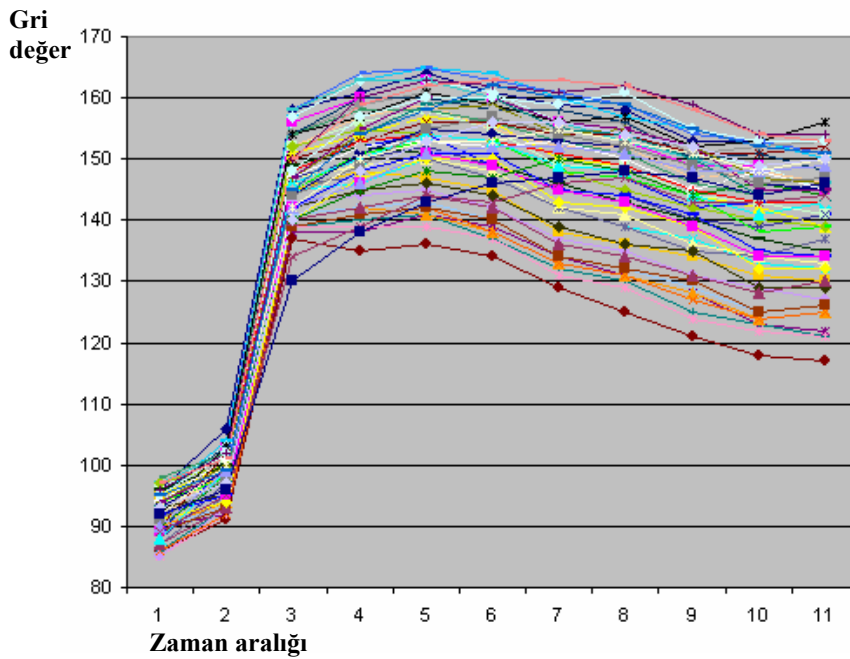
Hasta 1 : 221 – 231 arası kesit görüntü sonuçları:
Maksimum 100 adet pikselin gri değer ortalaması : 172

Malign piksel sayısı : 178
Benign piksel sayısı : 0
Normal piksel sayısı : 89926

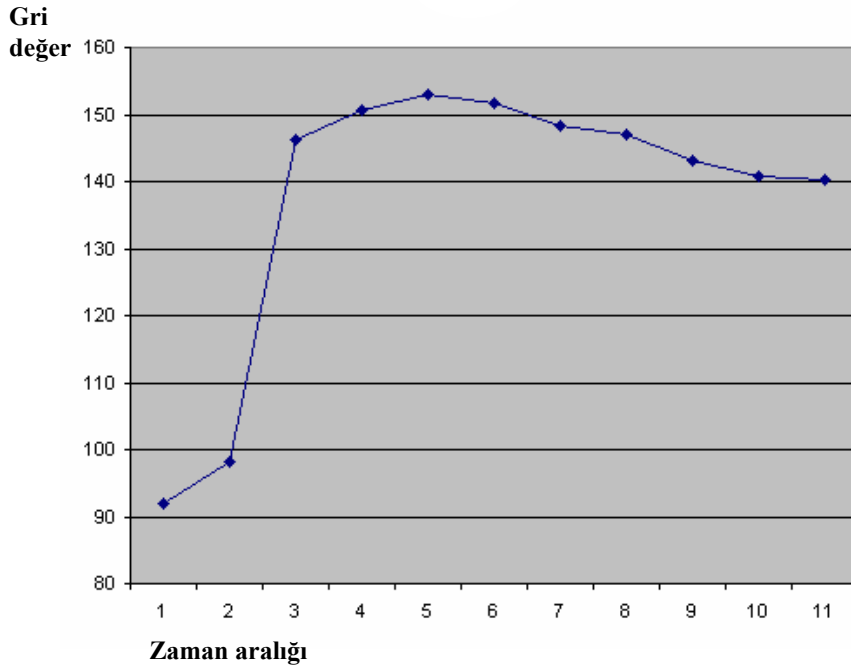
Hasta 1 : Lezyon Grafikleri



Şekil 5.9 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



Şekil 5.10 Hasta1' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.

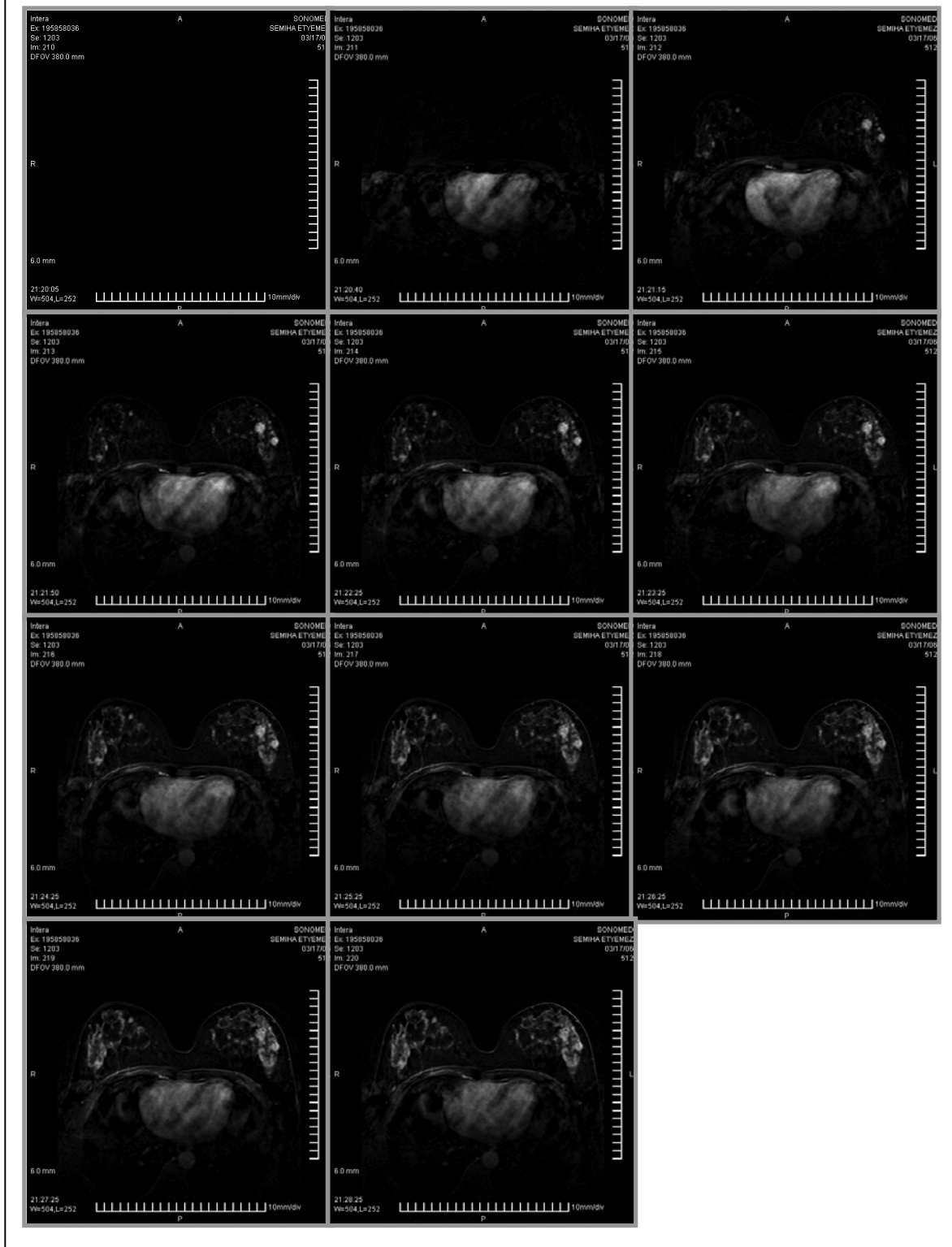


Şekil 5.11 Hasta1' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerlerin ortalamasını göstermektedir.

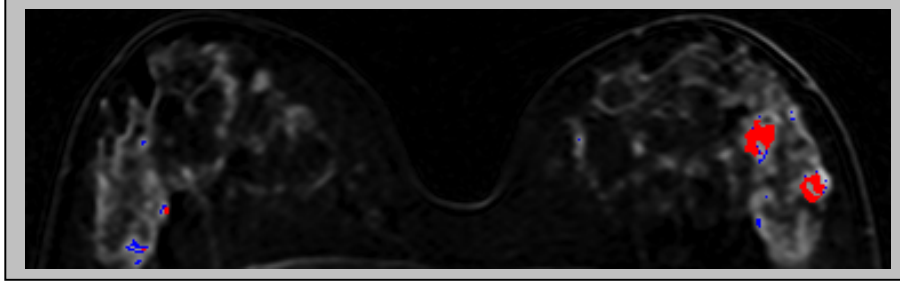
Şekil 5.11' de de görüldüğü gibi grafik doğrusu 2. zaman aralığından 3. zaman aralığına geçiş esnasında yüksek ivmeyle artış, 5. zaman aralığından sonra ise yine yüksek bir ivmeyle iniş göstermektedir. Grafik Tip III' e (Şekil 4.3) girmekte, bu da piksel grubunun malign lezyona ait olma durumunu güçlendirmektedir.

5.3. HASTA 2

5.3.1. 210 – 220 Arası Kesit Görüntüleri



Şekil 5.12 Hasta 2' ye ait kesit görüntüleri

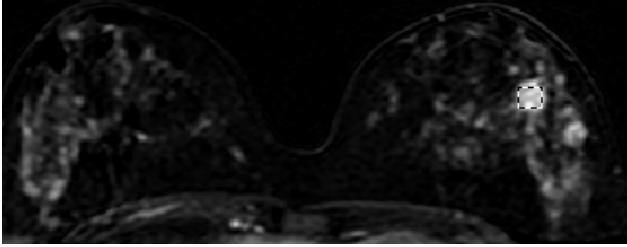


Şekil 5.13 Sonuç görüntü

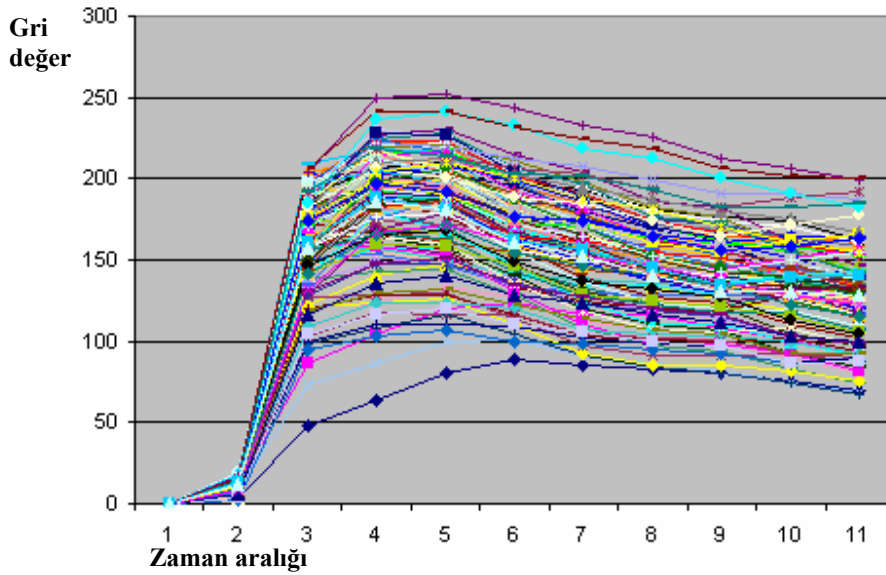
Hasta 2: 210 - 220 arası kesit görüntü sonuçları:

Malign lezyon piksel sayısı : 206
Benign lezyon piksel sayısı : 89
Normal piksel sayısı : 69955

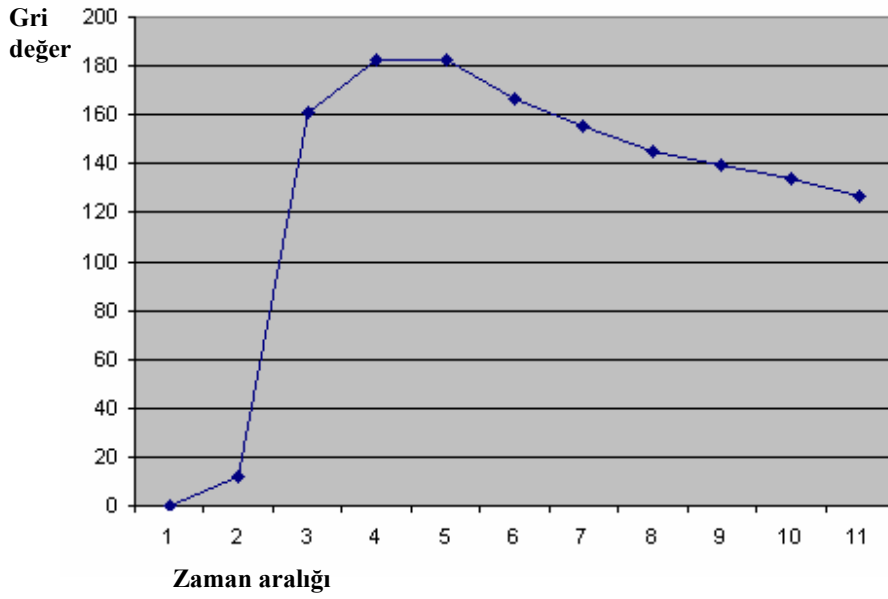
Hasta 2 : Lezyon Grafikleri



Şekil 5.14 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.

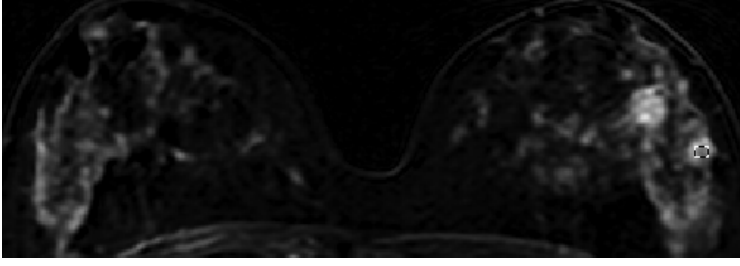


Şekil 5.15 Hasta2' ye ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.

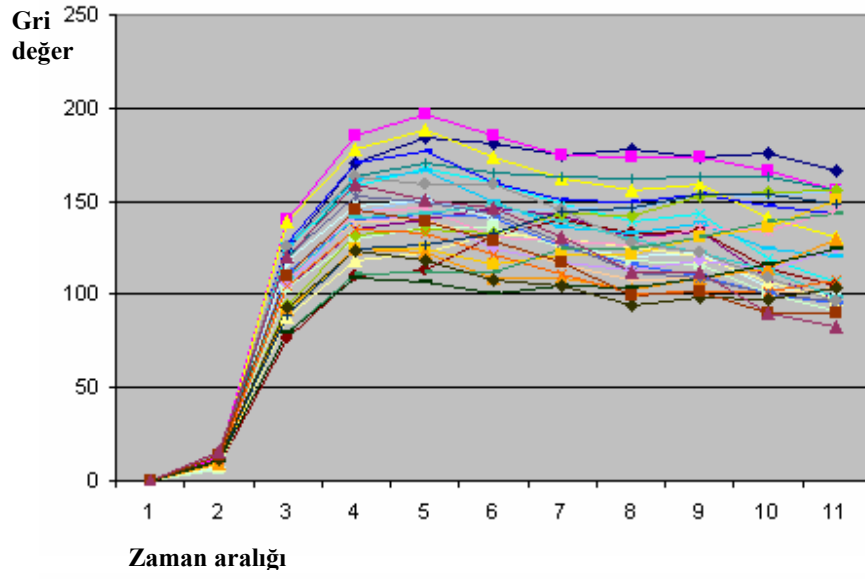


Şekil 5.16 Hasta2' ye ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerlerin ortalamasını göstermektedir.

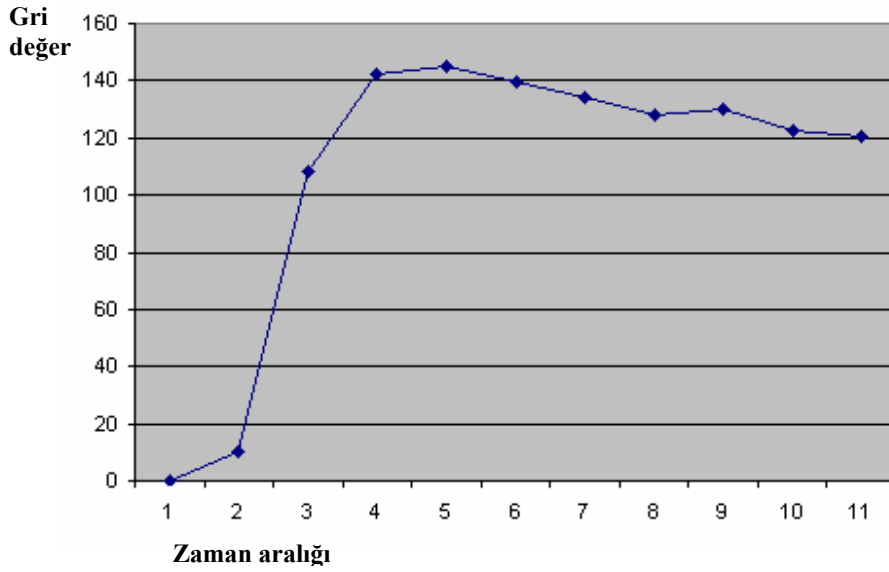
Şekil 5.16' da grafik doğrusu 2. zaman aralığından 3. zaman aralığına geçiş esnasında yüksek ivmeyle artış, 5. ölçüm paketinden sonra ise yine yüksek bir ivmeyle iniş göstermektedir. Grafik, Tip III' e (Şekil 4.3) girmekte, bu da piksel grubunun malign lezyona ait olma durumunu güçlendirmektedir.



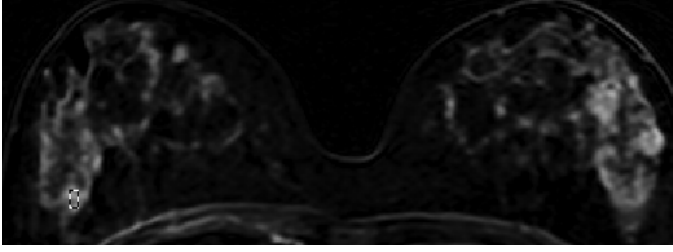
Şekil 5.17 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



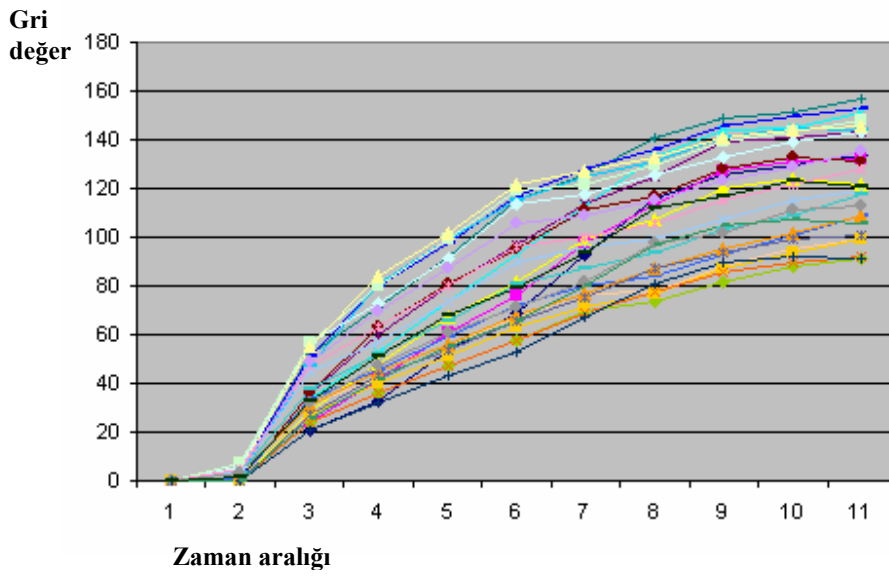
Şekil 5.18 Hasta2' ye ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.



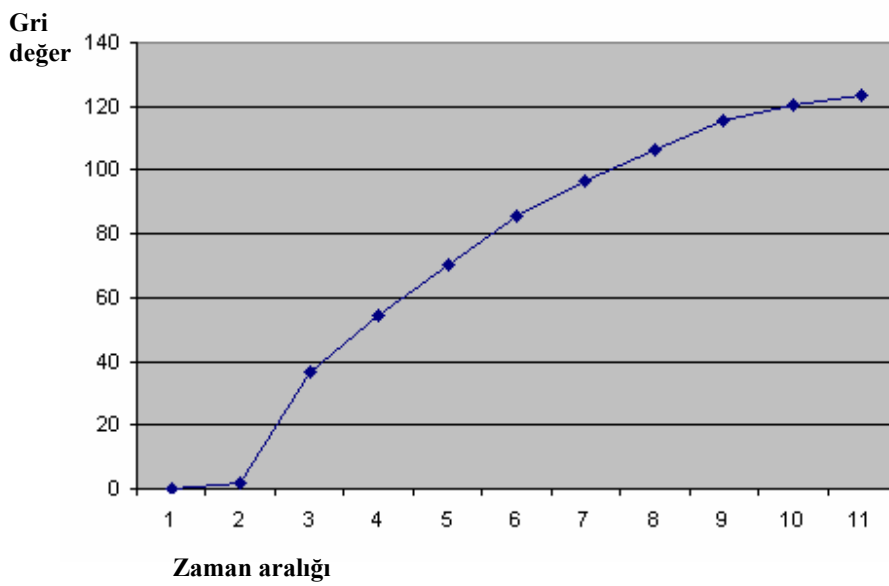
Şekil 5.19 Hasta2' ye ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerlerin ortalamasını göstermektedir.



Şekil 5.20 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



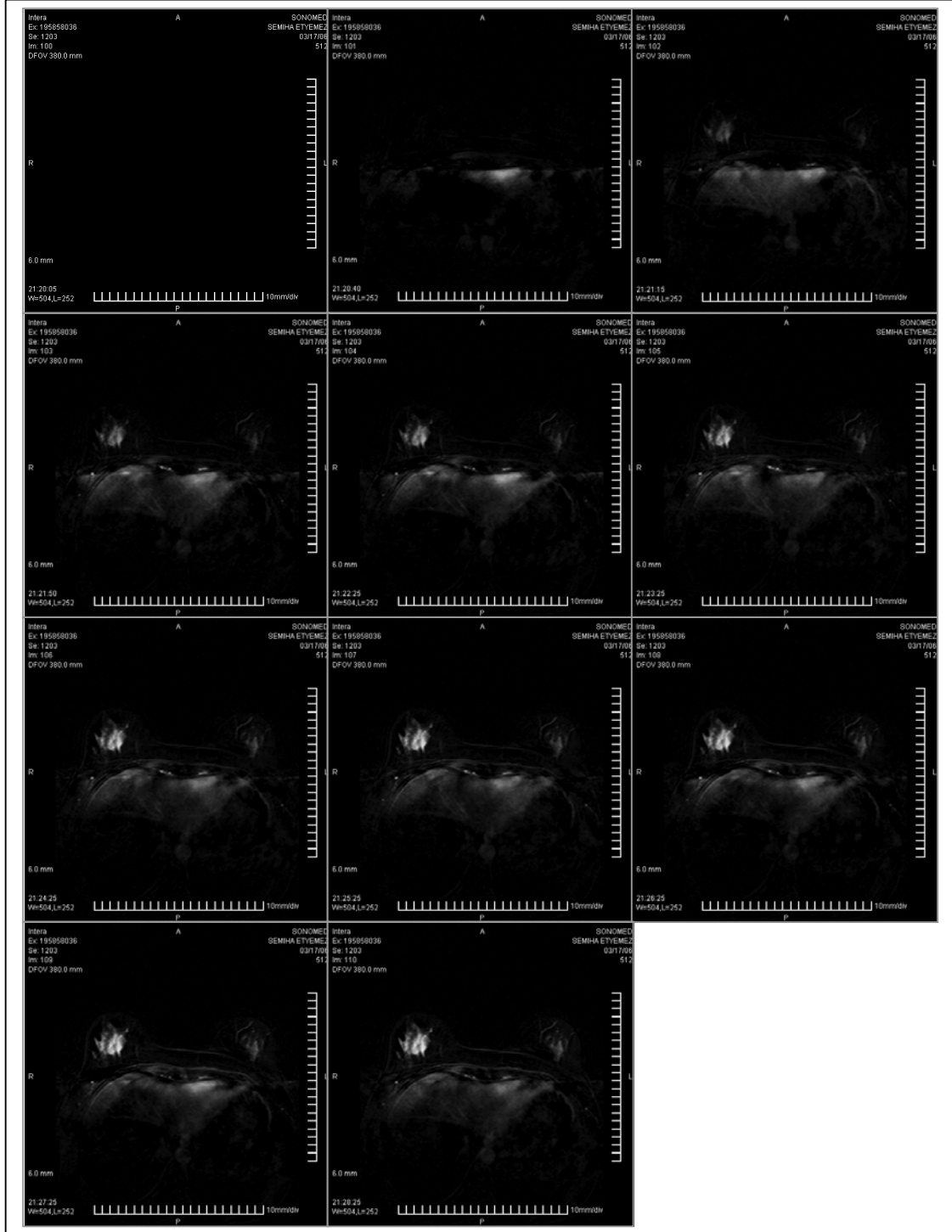
Şekil 5.21 Hasta2' ye ait benign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.



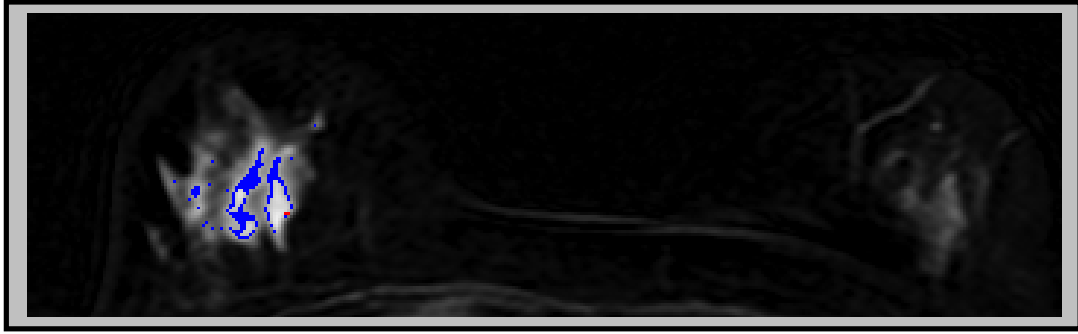
Şekil 5.22 Hasta2' ye ait benign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir.

Şekil 5.21 ve Şekil 5.22’de görüldüğü gibi grafik doğrusu 2. zaman aralığından 3. zaman aralığına geçiş esnasında artan bir ivmeyle değişim göstermekte ancak ani bir gri değeri değişimi gözlenmemektedir. Hemen hemen sabit ivmeyle artış gösteren grafik doğrusunun tipinin Tip I’ e (Şekil 4.3) girmesi ve aynı zamanda gri değerlerin bulunduğu aralık göz önünde bulundurulduğunda, piksel grubunun ait olduğu yapının benign özellik gösteren lezyona ait olma olasılığını güçlendirmektedir.

5.3.2. 100 – 110 Arası Kesit Görüntüleri



Şekil 5.23 Hasta 2' ye ait kesit görüntüleri



Şekil 5.24 Sonuç görüntü

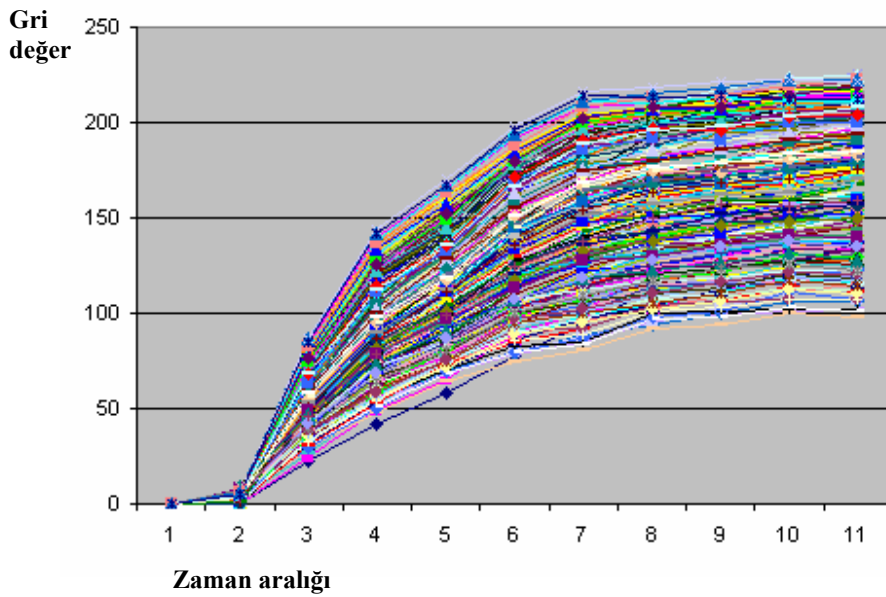
Hasta 2: 100 - 110 arası kesit görüntü sonuçları:

Malign piksel sayısı : 2
Benign piksel sayısı : 175
Normal piksel sayısı : 69969

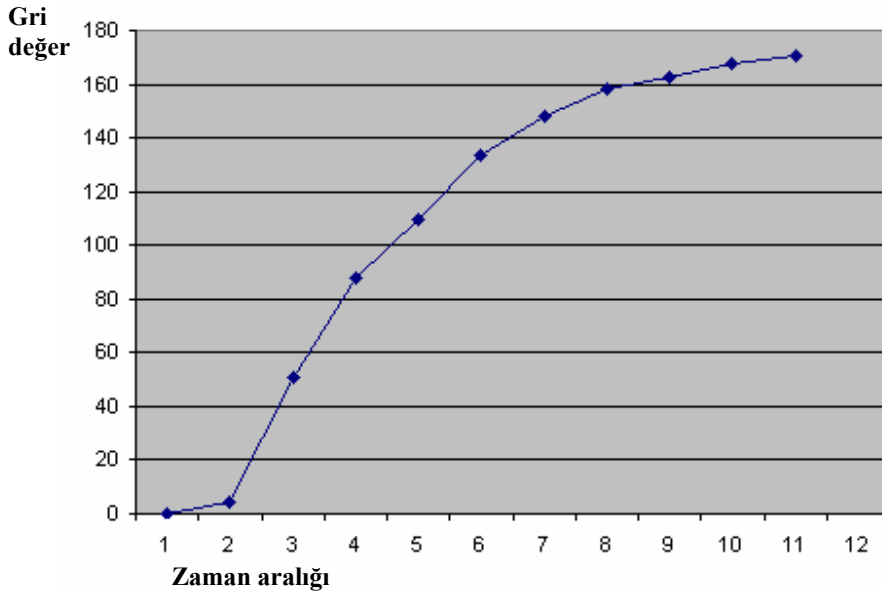
Hasta 2 : Lezyon Grafikleri



Şekil 5.25 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



Şekil 5.26 Hasta2' ye ait benign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir.

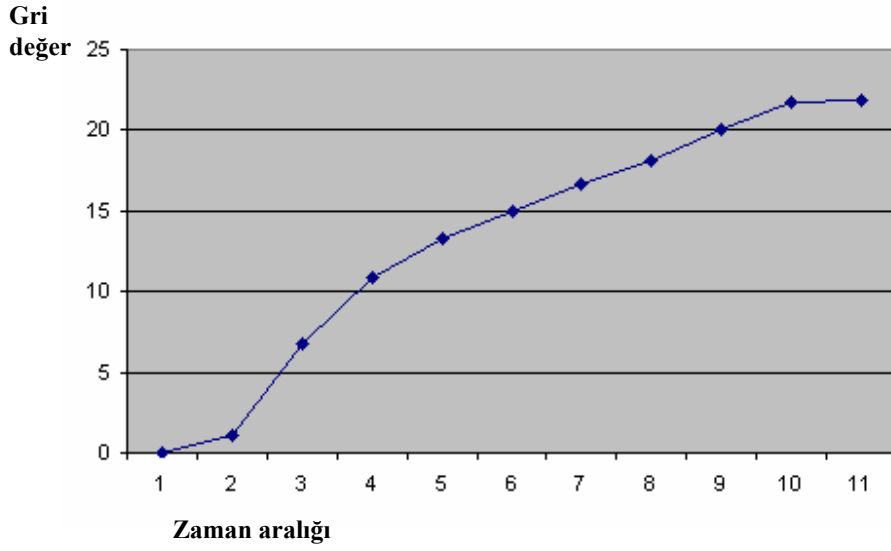


Şekil 5.27 Hasta2' ye ait benign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.

Şekil 5.26 ve Şekil 5.27'de görüldüğü gibi grafik doğrusu 2. zaman aralığından son zaman aralığına kadar artan bir ivmeyle değişim göstermekte ancak ani bir gri değer değişimi gözlenmemektedir. Hemen hemen sabit ivmeyle artış gösteren grafik doğrusunun tipinin Tip I'e (Şekil 4.3) girmesi ve aynı zamanda gri değerlerin bulunduğu aralık göz önünde bulundurulduğunda, piksel grubunun ait olduğu yapının benign özellik gösteren lezyon olma olasılığını güçlendirmektedir.



Şekil 5.28 Grafik verileri oluşturulan normal doku işaretlenmiş bulunmaktadır.

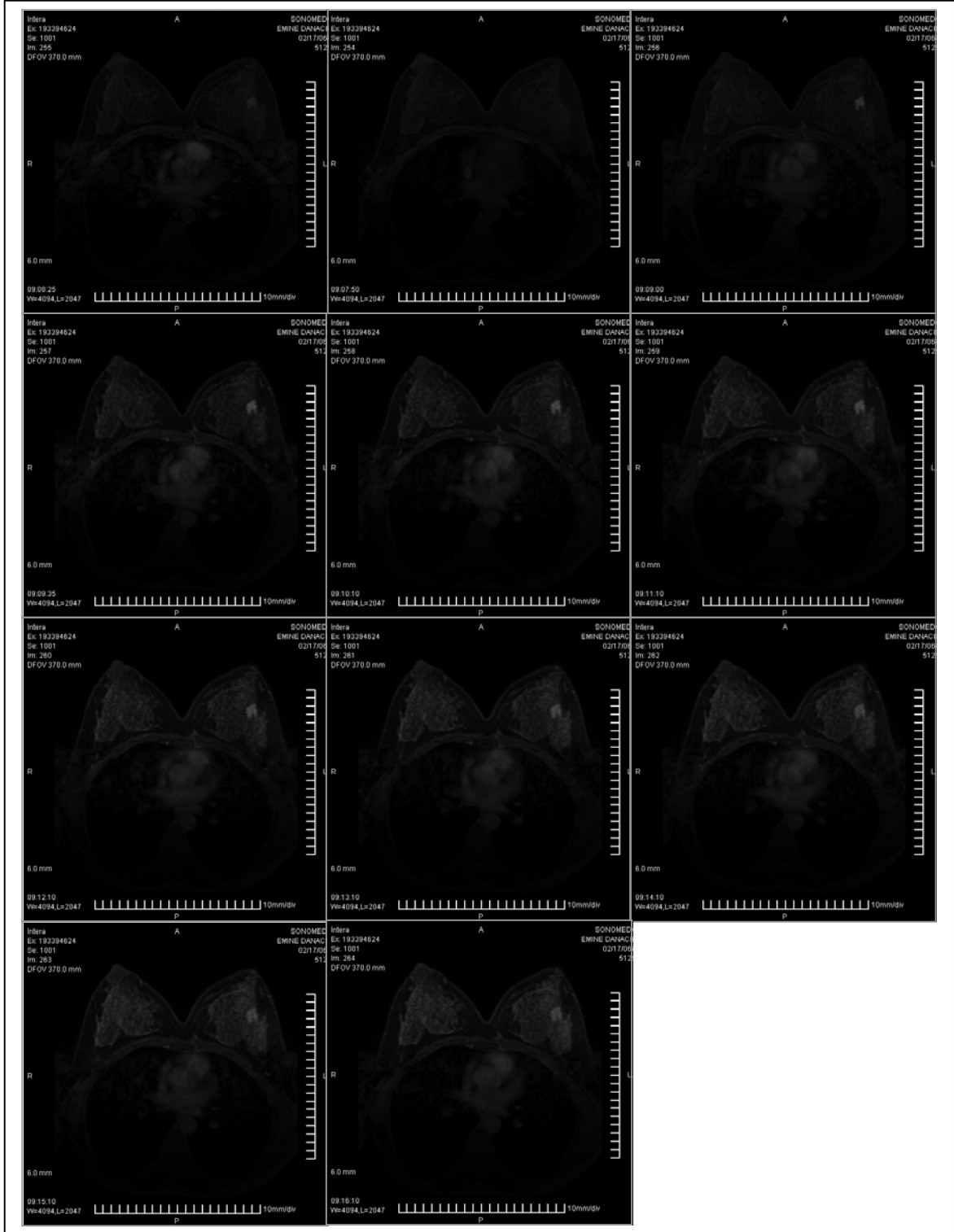


Şekil 5.29 Hasta2' ye ait normal doku piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerlerin ortalamasını göstermektedir.

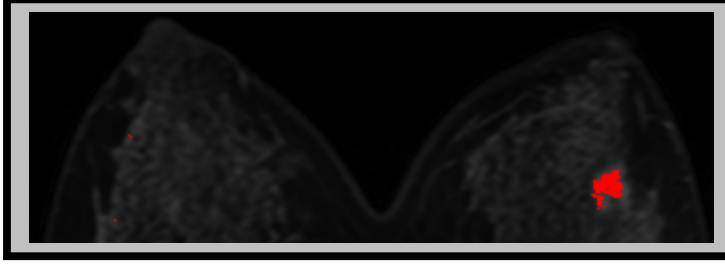
Normal doku üzerinden elde edilen Şekil 5.29' daki grafik doğrusu sabit ivmeyle artmakta ve gri değerlerin aldığı değerler 0 ile 25 arasında değişim göstermektedir.

5.4. HASTA 3

5.4.1. 254 – 264 Kesit Arası Görüntüler



Şekil 5.30 Hasta 3' e ait kesit görüntüleri



Şekil 5.31 Sonuç görüntü

Hasta 3: 254 – 264 arası kesit görüntü sonuçları:

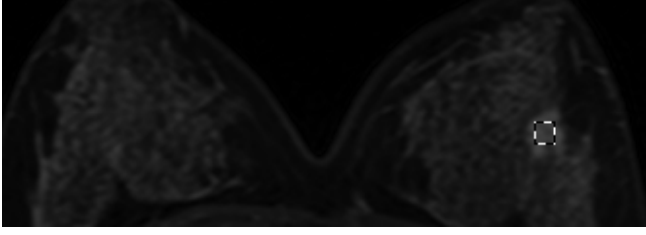
Maksimum 100 adet pikselin gri değer ortalaması : 46

Malign piksel sayısı : 162

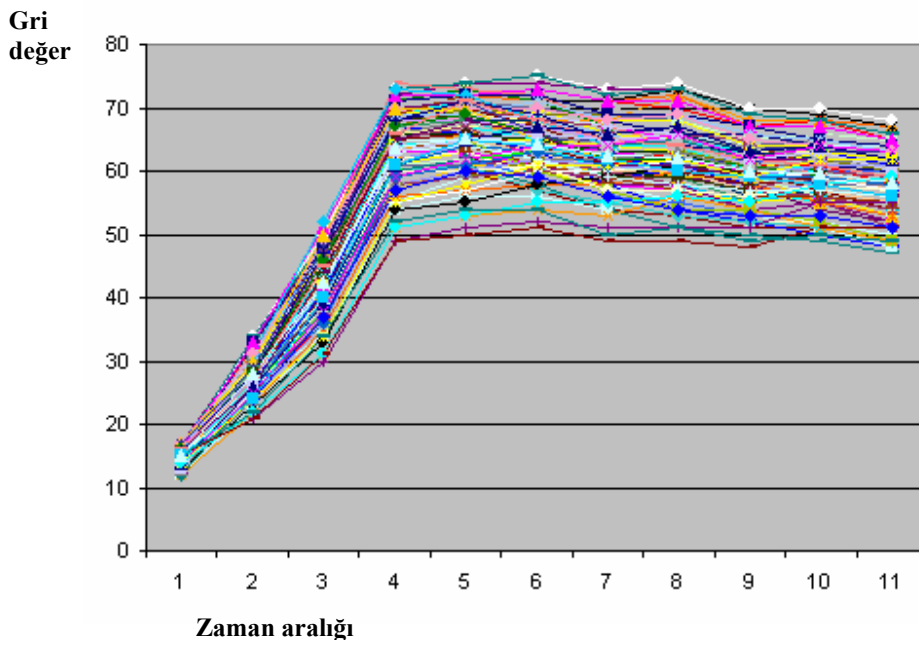
Benign piksel sayısı : 0

Normal piksel sayısı : 66887

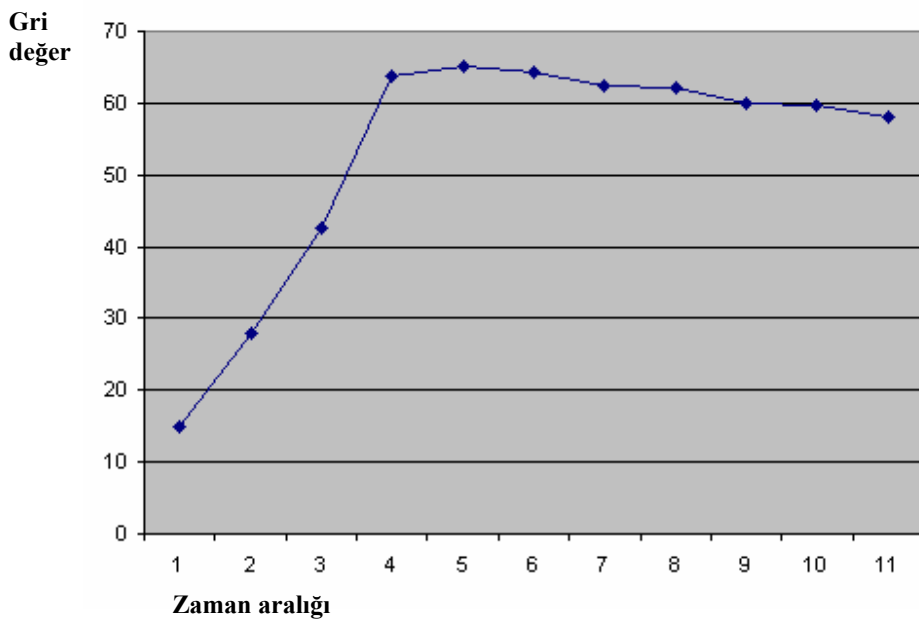
Hasta 3: Lezyon Grafikleri



Şekil 5.32 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



Şekil 5.33 Hasta3' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.

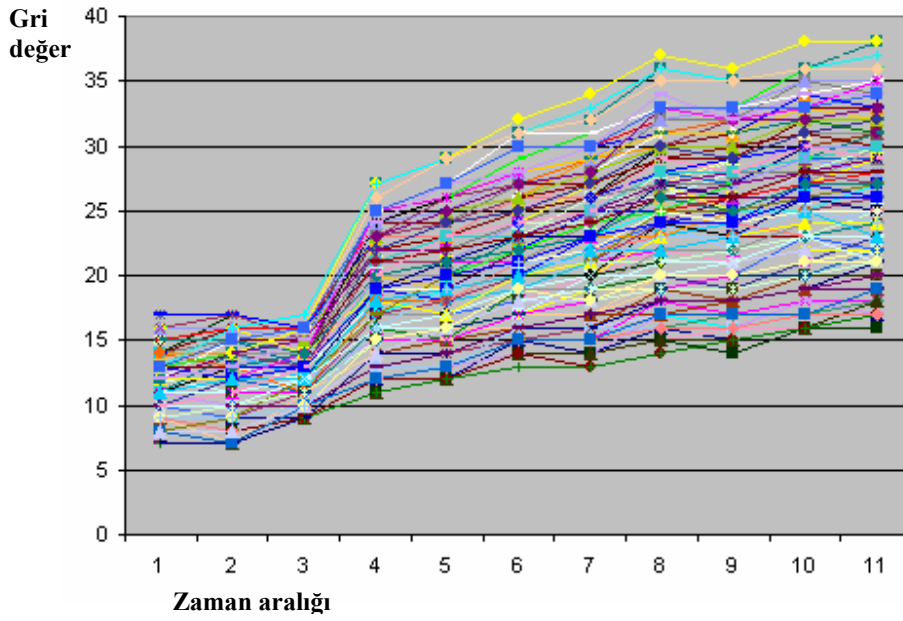


Şekil 5.34 Hasta3' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerlerin ortalamasını göstermektedir.

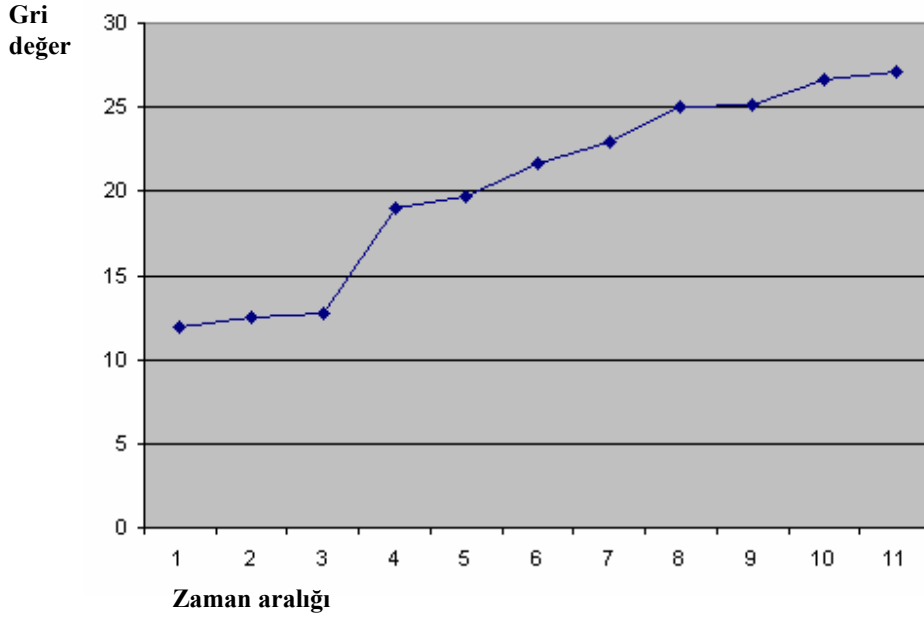
Şekil 5.33 ve 5.34’ te 4. zaman aralığında gri değerler maksimuma ulaşmakta, sonrasında ise iniş gözlenmektedir. Grafik tipi Tip III’ e (Şekil 4.3) girmekte ve bu özellik, Şekil 5.32’ de belirtilen piksel grubunun ait olduğu yapının malignite özellik gösteren lezyon yapısına ait olma olasılığını oldukça güçlendirmektedir.



Şekil 5.35 Grafik verileri oluşturulan normal doku işaretlenmiş bulunmaktadır.



Şekil 5.36 Hasta3’ e ait normal doku piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerlerin ortalamasını göstermektedir.

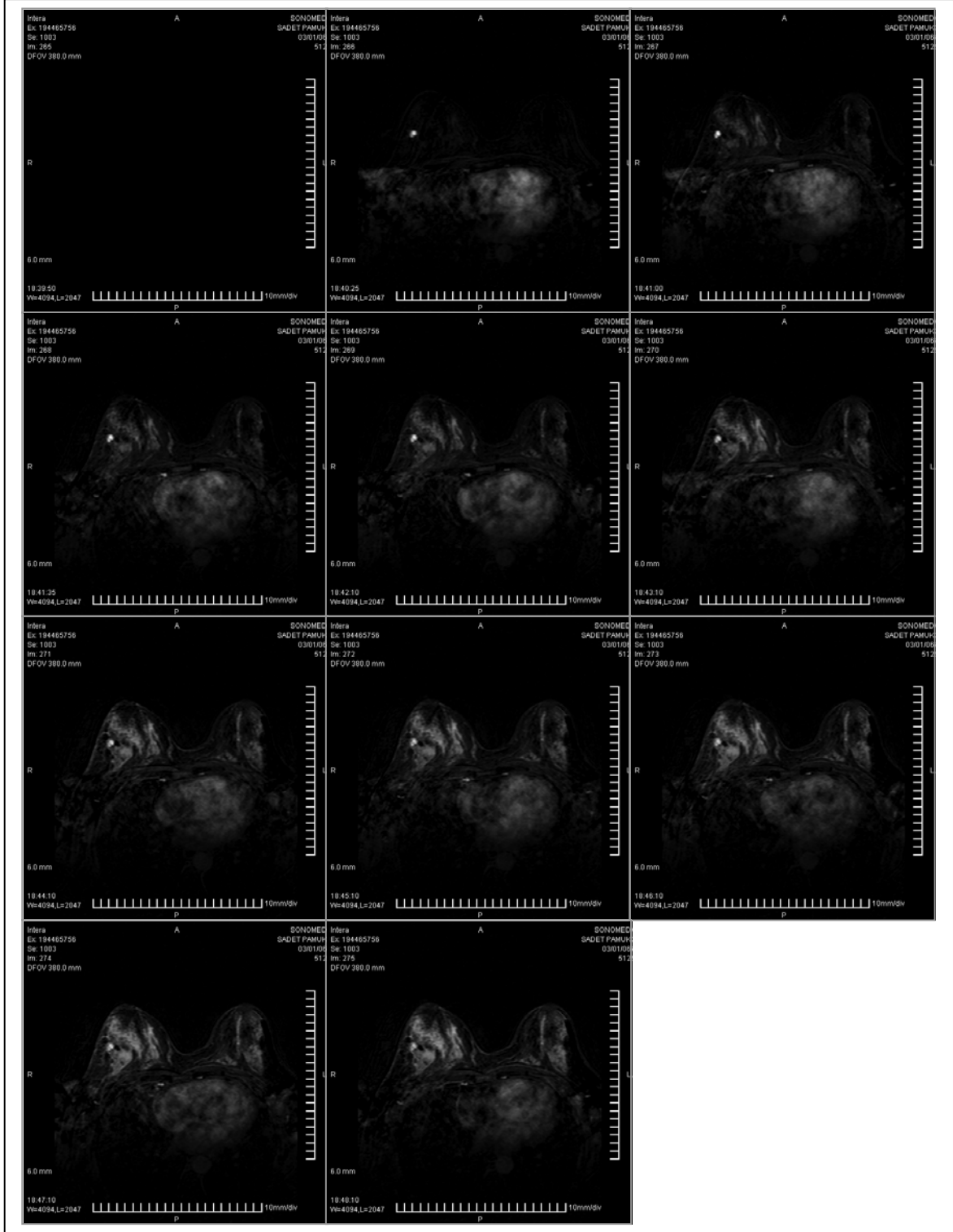


Şekil 5.37 Hasta3' e ait normal doku piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerlerin ortalamasını göstermektedir.

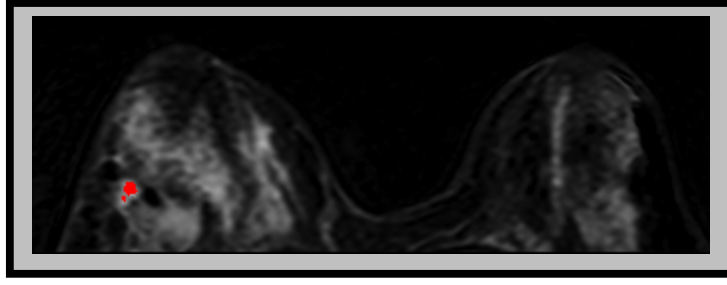
Normal dokuya ait olan bir bölgeden alınan piksel grubunun gri değer değişimini gösteren Şekil 5.36 ve Şekil 5.37' deki grafik doğrusunun gösterdiği gri değer aralığı 0 ila 30 arasında değişmektedir. Aynı zamanda doğru, hemen hemen sabit bir ivmeyle artış göstermektedir.

5.5. HASTA 4

5.5.1. 265 – 275 Arası Kesit Görüntüleri



Şekil 5.38 Hasta 4' e ait kesit görüntüleri



Şekil 5.39 Sonuç görüntü

Hasta 4: 265 – 275 arası kesit görüntü sonuçları:

Maksimum 100 adet pikselin gri değeri ortalaması : 169

Malign piksel sayısı : 39

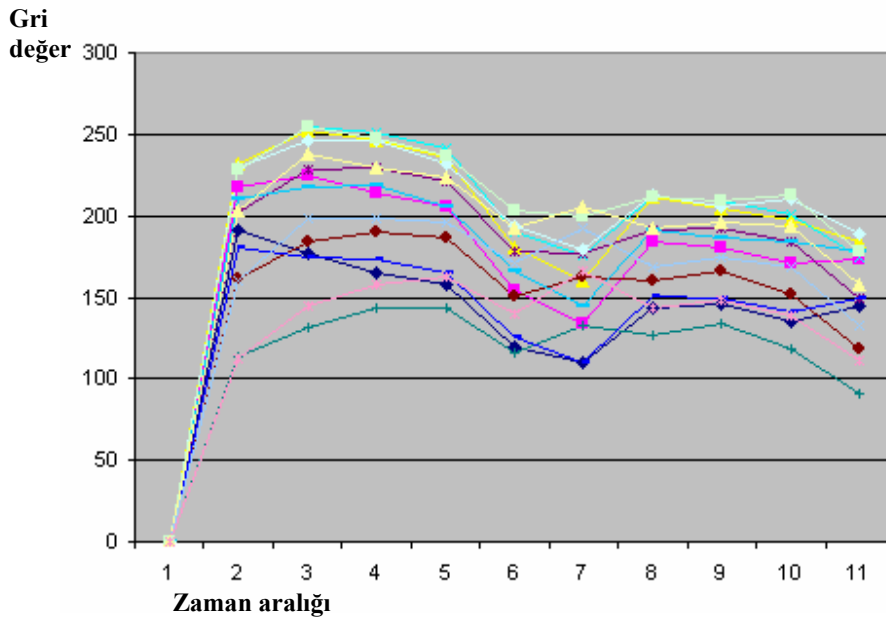
Benign piksel sayısı : 0

Normal piksel sayısı : 70067

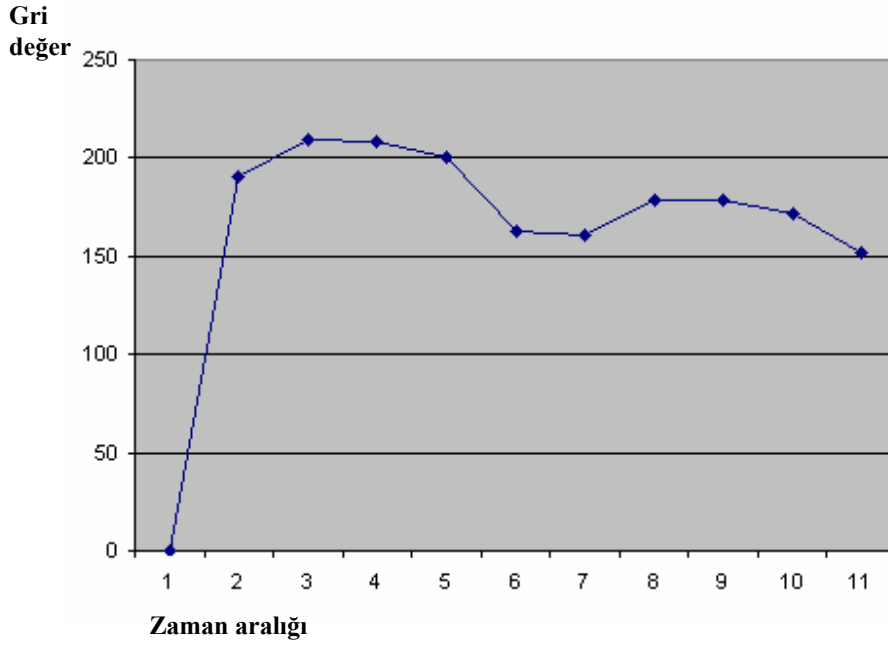
Hasta 4 : Lezyon Grafikleri



Şekil 5.40 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



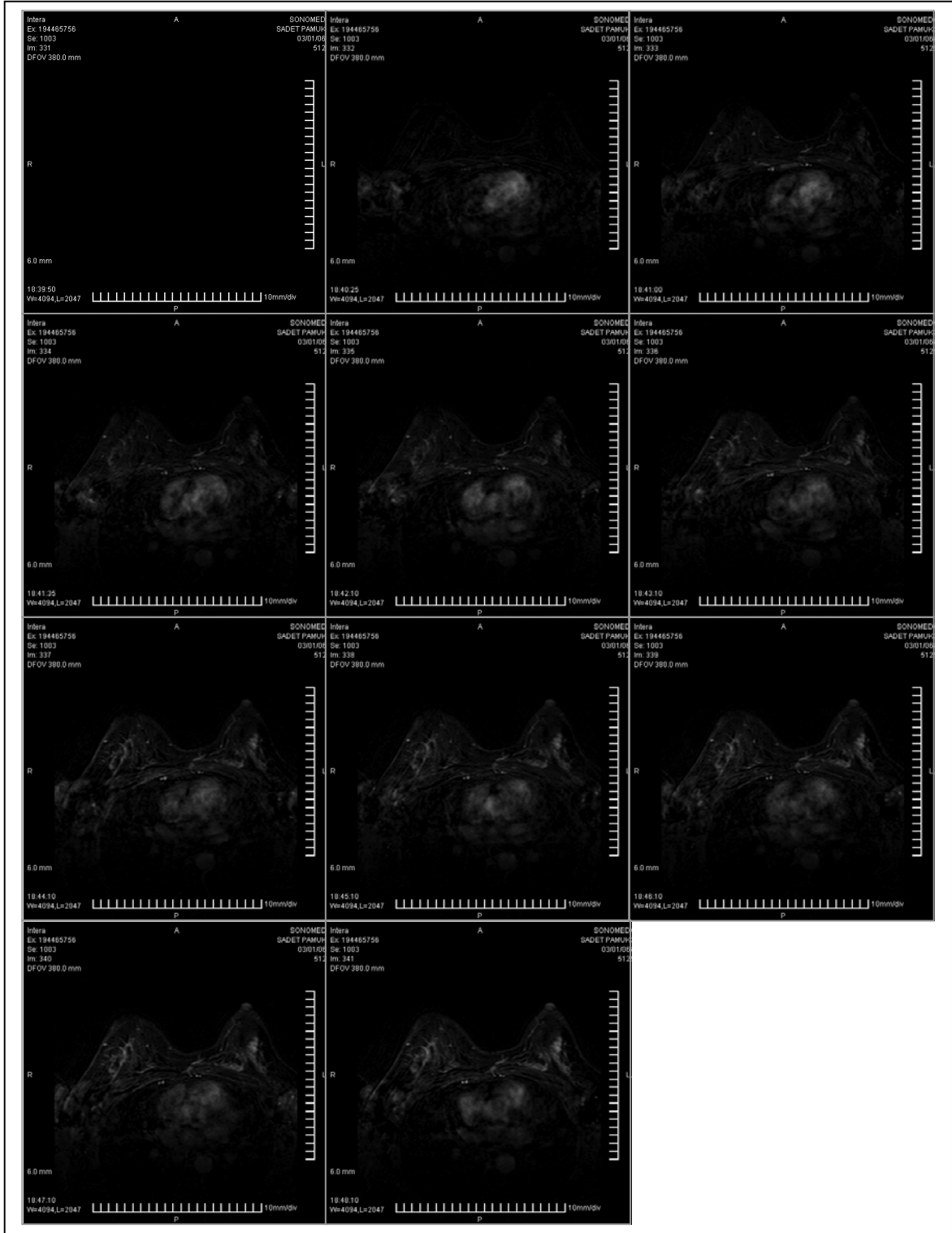
Şekil 5.41 Hasta4' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerleri göstermektedir.



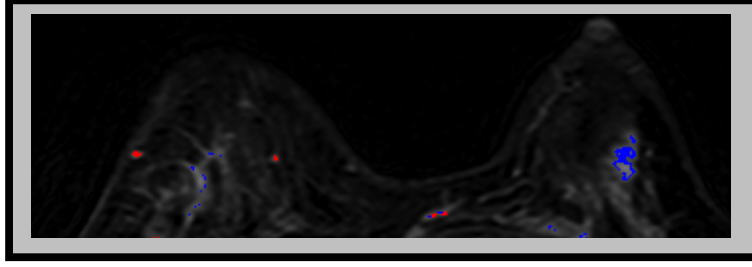
Şekil 5.42 Hasta3' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları gri değerlerin ortalamasını göstermektedir.

Şekil 5.41 ve Şekil 5.42' deki grafiklerin artan - azalan - artan - artan şeklinde olduğu görülmektedir. Grafikte 1. zaman aralığındaki gri değer 2. zaman aralığındaki gri değere geçişi esnasında yüksek bir ivme ile artış, sonrasında ise farklı yönlerde değişim gözlenmektedir. Buradaki grafik tipi Tip III' e (Şekil 4.3) girmekte ve bu, Şekil 5.40' da belirtilen yapının malignite özellik gösteren bir yapı olduğu kanısını güçlendirmektedir.

5.5.2. 331 – 341 Arası Kesit Görüntüleri



Şekil 5.43 Hasta 4'e ait kesit görüntüleri



Şekil 5.44 Sonuç görüntü

Hasta 4: 331 – 341 arası kesit görüntü sonuçları:

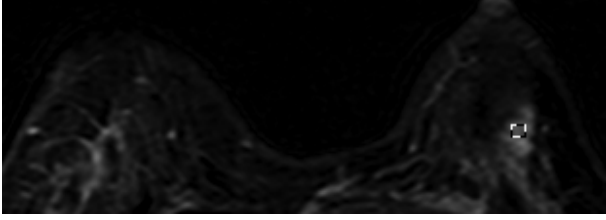
Maksimum 50 adet pikselin gri değeri ortalaması :65

Malign piksel sayısı : 25

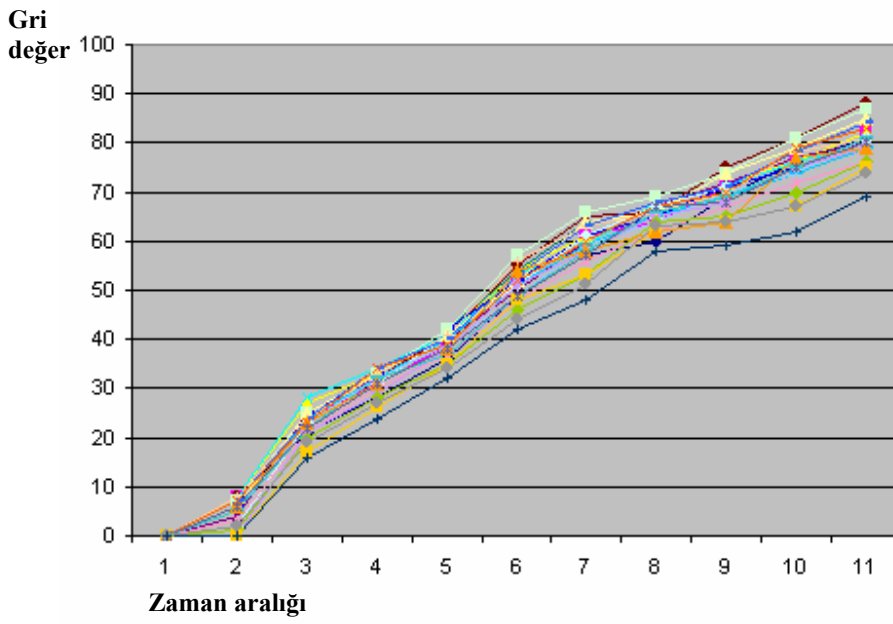
Benign piksel sayısı : 125

Normal piksel sayısı : 70067

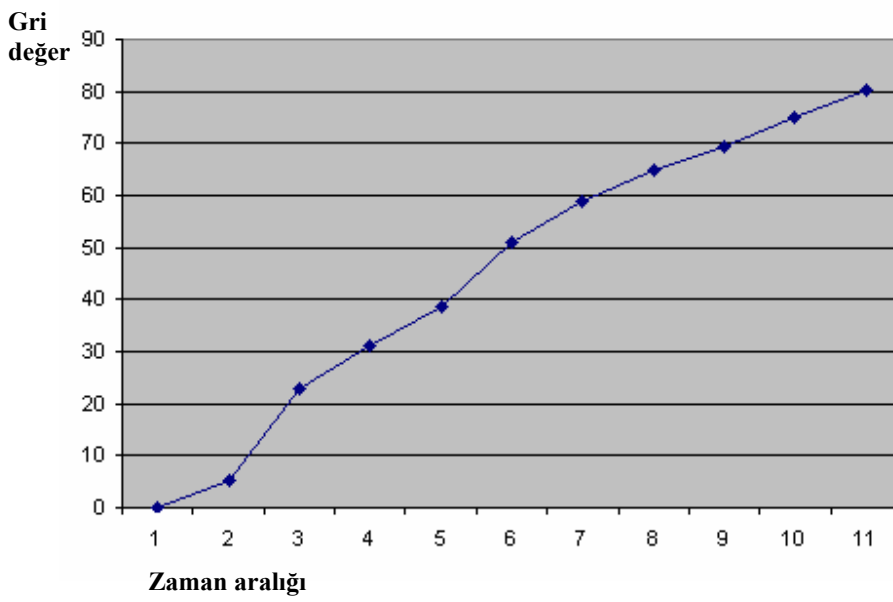
Hasta 4 : Lezyon Grafikleri



Şekil 5.45 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



Şekil 5.46 Hasta4' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir.

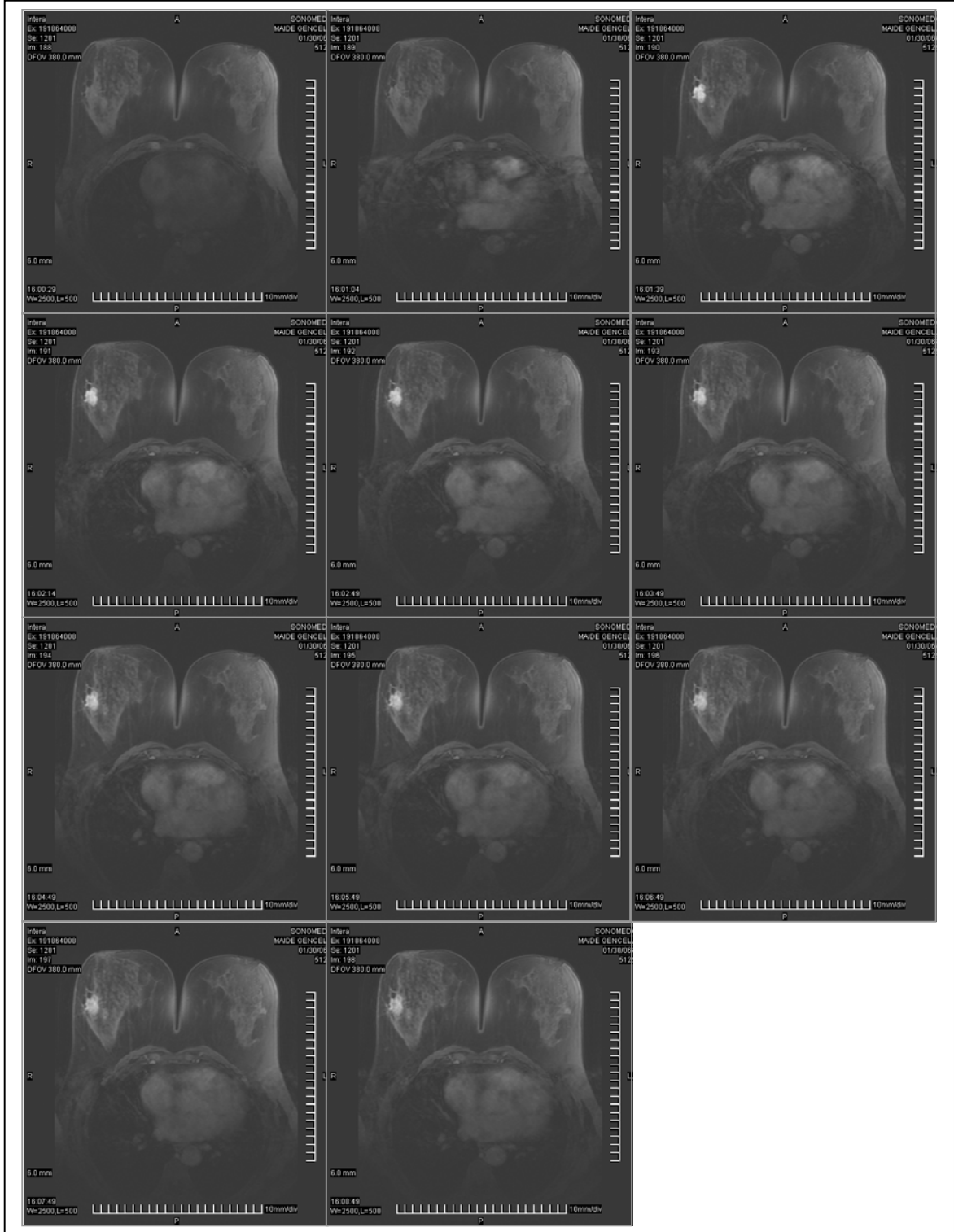


Şekil 5.47 Hasta4' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir.

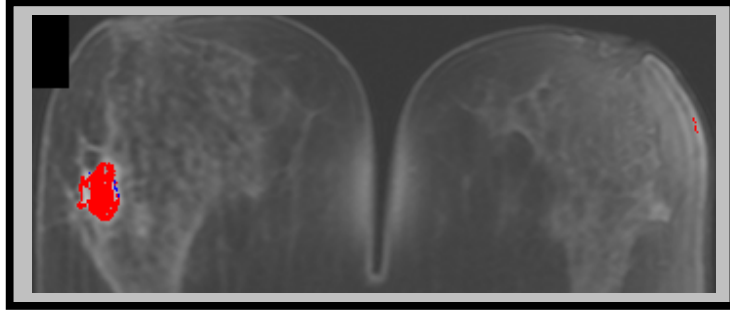
Şekil 5.46 ve Şekil 5.47’ de görülen grafikler grafik tipi olarak Tip 1a’ ya (Şekil 4.3) girmektedir. Doğrusal artış gösteren grafiklerde, gri değerlerinin almış oldukları değer aralıkları , Şekil 5.45’ te gösterilen dokunun benignite özellik gösteren doku olma olasılığını güçlendirmektedir.

5.6. HASTA 5

5.6.1. 188 – 198 Kesit Arası Görüntüler



Şekil 5.48 Hasta 5' e ait kesit görüntüleri



Şekil 5.49 Sonuç görüntü

Hasta 5: 265 – 275 arası kesit görüntü sonuçları:

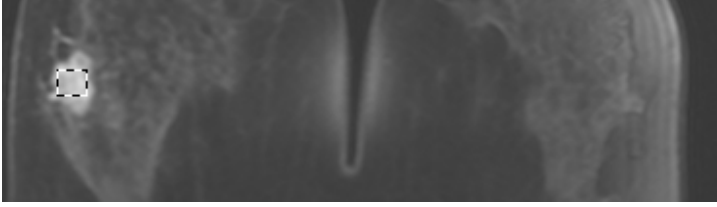
Maksimum 100 adet pikselin gri değer ortalaması : 160

Malign piksel sayısı : 396

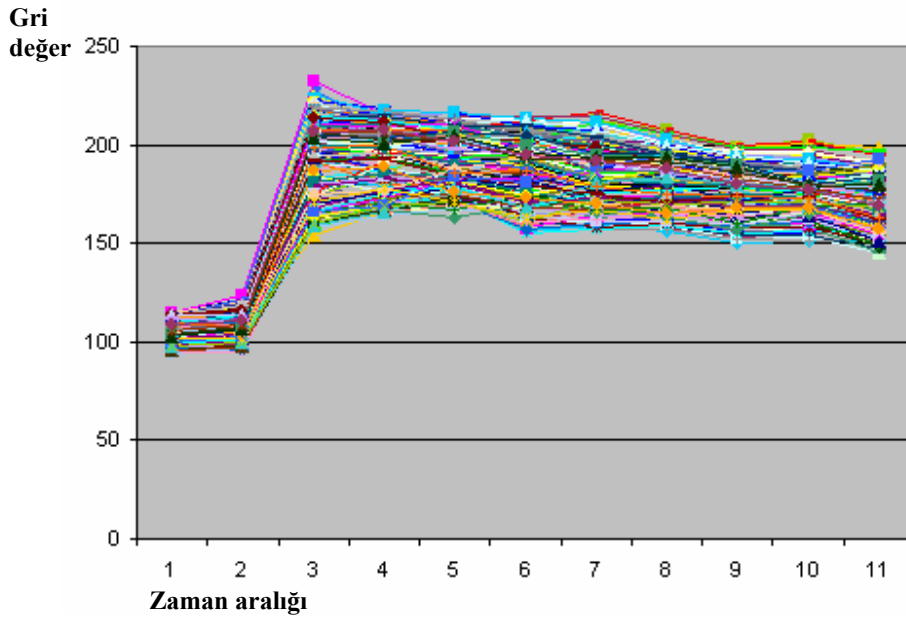
Benign piksel sayısı : 10

Normal piksel sayısı : 77783

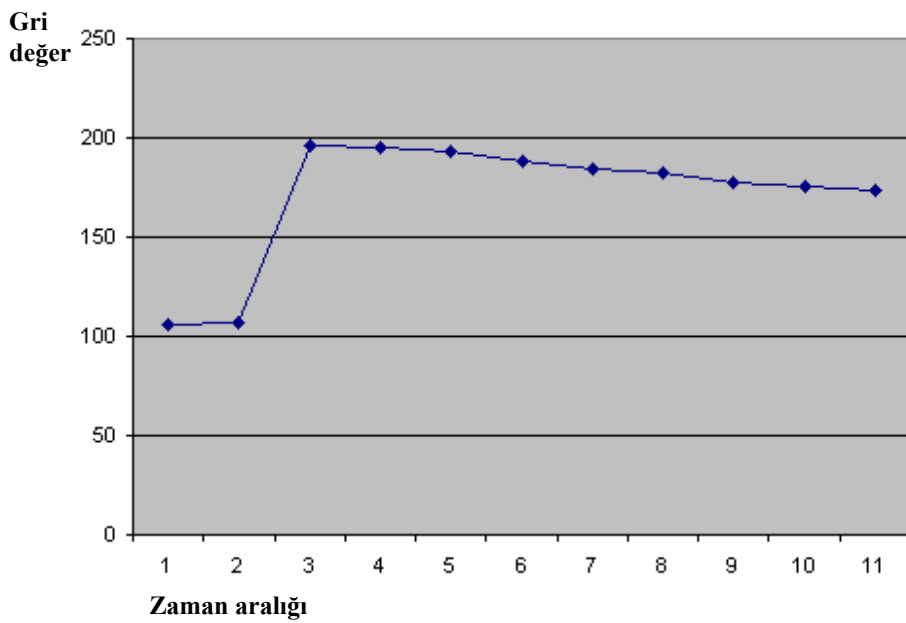
Hasta 5 : Lezyon Grafikleri



Şekil 5.50 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



Şekil 5.51 Hasta 5' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerleri göstermektedir.

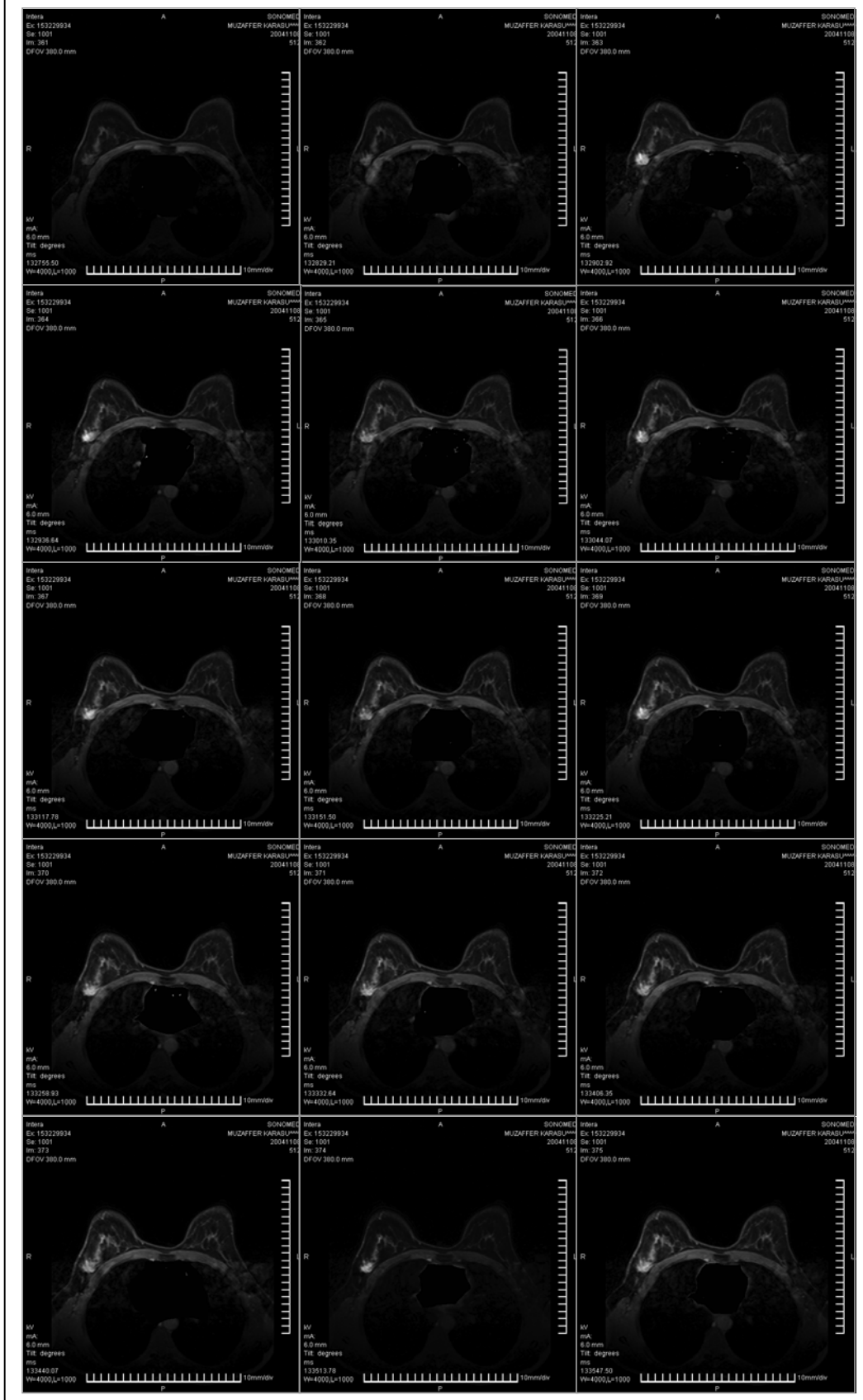


Şekil 5.52 Hasta 5' e ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir.

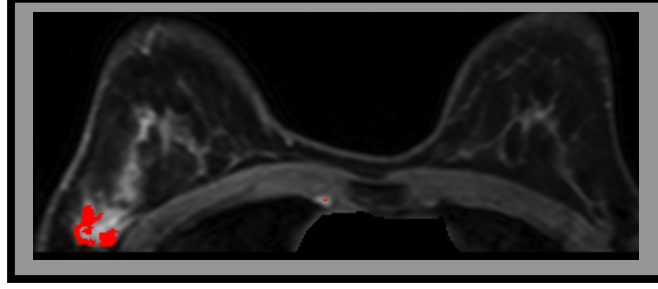
Şekil 5.51 ve Şekil 5.52’ deki grafiklerin artan - azalan - azalan şeklinde olduğu görülmektedir. Grafikte 2. zaman aralığındaki gri değerin 3. zaman aralığındaki gri değere geçişi esnasında yüksek bir ivme ile artış, sonrasında ise sabit ivmeyle düşüş gözlenmektedir. Buradaki grafik tipi Tip III’ e (Şekil 4.3) girmekte ve bu, Şekil 5.40’ da belirtilen yapının malignite özellik gösteren bir yapı olduğu kanısını güçlendirmektedir.

5.7. HASTA 6

5.7.1. MUZAFFER KARASU 365 – 375 KESİT GÖRÜNTÜLERİ



Şekil 5.53 Hasta 6'ya ait kesit görüntüleri



Şekil 5.54 Sonuç görüntü

Hasta 6: 365 – 375 arası kesit görüntü sonuçları:

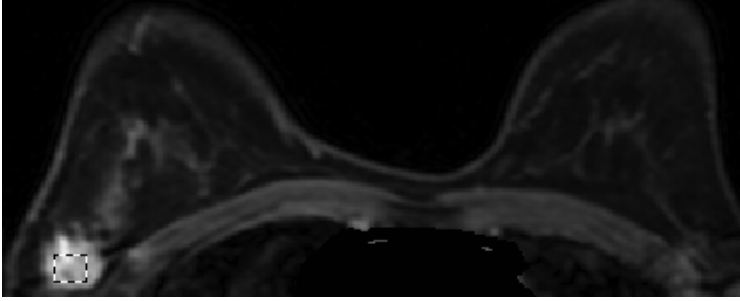
Maksimum 100 adet pikselin gri değer ortalaması : 138

Malign piksel sayısı : 416

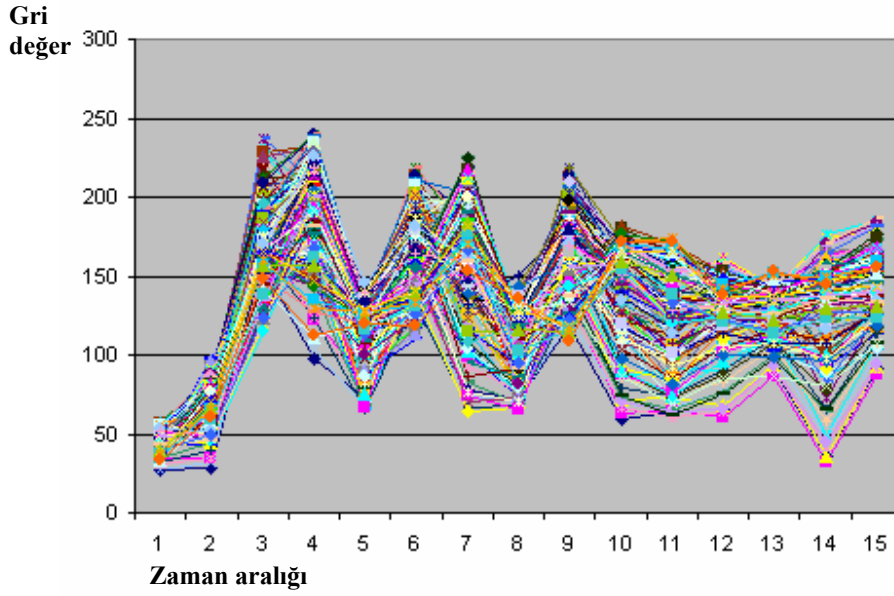
Benign piksel sayısı : 0

Normal piksel sayısı : 47882

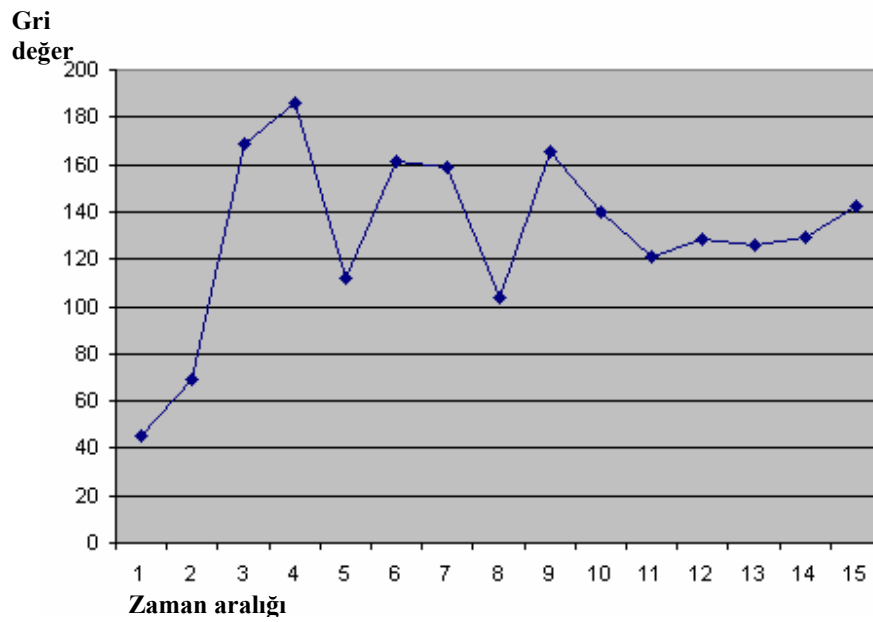
Hasta 6 : Lezyon Grafikleri



Şekil 5.55 Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



Şekil 5.56 Hasta 6' ya ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir.



Şekil 5.57 Hasta 6' ya ait malign lezyon piksellerinin tüm zaman aralıklarına göre almış oldukları değerlerin ortalamasını göstermektedir.

Hasta 6' da bulunan lezyonun göğüs duvarına yakın olmasından ötürü, sinyal karışıklığı oldukça fazladır. Sinyaller, konum olarak nefes alma gibi çeşitli hareketlerden yoğun şekilde etkilenmektedir. O nedenle grafiklerinden de görüldüğü gibi, aynı yönde ivme değişimi ardı ardına yapılan ölçüm dizilerinde söz konusu değildir, aksine ivme yönü oldukça fazla değişim göstermektedir. Bu nedenle lezyon gösteriminde eksiklik oluşmuştur.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Sunulan çalışmada, dinamik olarak elde edilen meme MR görüntülerindeki, kanserojen etkisi olan kötü huylu lezyonlar ile kanserojen etkisi olmayan iyi huylu lezyonların otomatik olarak ayırt edilmesini sağlayan bir algoritma ve yazılımın geliştirilmesi hedeflenmiştir. Aynı zamanda hekimin dikkatine, deneyimine, bilgi becerisine göre değişmeyecek somut bir çıkarım yapabilmesi, geliştirilen yazılımın çıkış noktasını yansıtmaktadır.

Ulaşılan sonuçlarda ortaya koyulan yöntemlerin başarılı olduğu gözlenmektedir. Kullanılan “ortalama gri değer belirlenmesi” ile bütünleşik olarak kullanılan “eğim hesabı” yöntemleri ve vaka bağımsız analiz niteliği, geliştirilen algoritmanın özgünlüğü ile güçlü tarafını oluşturmaktadır.

Elde edilen verilerde başarılı sonuçlara ulaşılmış olmakla beraber, geliştirilmeye açık bazı sorunlar belirlenmiştir. Geliştirilen yazılım kişinin kendi verilerinden yola çıkarak, başka deyişle statik değil dinamik sonuçlar üretmektedir. Kontrast tutucu bileşiği içeren sıvının, tahmin edilen sürelerde damara gitmesi ve kalbin pompalama görevini yerine getirebilmesi istenilen durumdur, ancak aksi taktirde, sıvının, dokular ve lezyonlar arası sağladığı kontrast özelliğinden yararlanılması çok güç olacaktır. Örneğin, özellikle yaşlı bayanlarda görülebilecek kalp yetersizliği sorunu olan bir kimsede, kontrast tutucu bileşiğin kalbe gelmesi ve pompalanma aşaması diğer sağlıklı kişilere göre çok daha fazla zaman alacaktır veya sıvı yeteri kadar kontrast sağlayamayacaktır. Bu nedenle lezyon gri değerlerine ait olan bir grafik, sağlıklı bir dokuya aitmiş gibi davranabilecektir ki, bu, muhtemel kötü huylu bir lezyonun gözden kaçmasına sebep olabilecektir. Bu problemi gidermek adına, radyologlar ile beraber çeşitli algoritmalar düşünülmekte ve bulanık mantık algoritmaları ile sorunun çözümüne yönelik araştırma ve çalışmalar sürdürülmektedir.

Geliştirilen yazılım, deneyimli olmayan, gün içerisinde çok sayıda hasta muayene eden, konsantrasyon sorunu yaşayan doktorların, seçilmesi güç olacak kadar küçük yapıların belirginleştirilmesi ile detayların gözden kaçırılmasını engellemek üzere geliştirilmiştir.

Uygulama esnasında toplam 6 hasta üzerinde çalışılmış, radyologlar tarafından tanı koyulan 8 adet kötü huylu , 4 adet iyi huylu lezyon olmak üzere tüm lezyonlar yazılım tarafından belirlenmiştir. Programın koşma süresi ortalama 110 dakika almakta, üretilen kodun, optimize edilerek daha kısa sürede koşması sağlanacaktır. Sunulan çalışmada hastalarda belirlenen

lezyonların cinsleri, meme görüntülerindeki piksel sayısı ve kötü huylu, iyi huylu lezyonların hem birbirleri ile hem de normal doku sınıfı ile karışma yüzdeleri Çizelge 5.1’ de gösterilmektedir.

Çalışmanın sonrasında, kısa bir süre içinde, kullanıcı dostu bir ara yüz tasarlanacak ve hasta sayısı arttırılarak, algoritma geliştirilecek, yaşanabilecek sorunlar giderilmeye çalışılacaktır. Aynı zamanda artık standart MR görüntü formatı haline gelen DICOM formatının çözülmesi ile ilgili çalışmaların sonuna gelinmiştir. Böylelikle formatı bitmap uzantısına çevirmeye gerek kalmadan, doğrudan DICOM formatından veriler okunacak ve yazılacaktır. Dolayısı ile kullanılan tüm tıbbi tanı cihazlarında yazılım kullanılabilir hale gelecektir.

Hasta no	Kesit görüntüleri no	Hastada bulunan malign adeti	Hastada bulunan benign adeti	Geliştirilen yazılım ile belirlenen						
				Lezyona ait bilgiler				Karışma yüzdesi (%)		
				Malign adeti	Benign adeti	Malign piksel sayısı / toplam piksel sayısı	Benign piksel sayısı / toplam piksel sayısı	Malign sınıfına karışan benign sınıfı - benign sınıfına karışan malign sınıfı	Normal doku sınıfına karışan malign sınıfı	Normal doku sınıfına karışan benign sınıfı
1	133 - 143	1	0	1	0	502 / 90310	0 / 90310	-	-	-
	221 - 231	1	0	1	0	178 / 90104	0 / 90104	-	0.07	-
2	100 - 110	0	1	0	1	2 / 70146	175 / 70146	0 - 1.14	-	-
	210 - 220	2	1	2	1	206 / 70250	89 / 70250	10.04 - 1.94	0.01 - 0	0.01
3	254 - 264	1	0	1	0	162 / 67049	0 / 67049	-	-	-
4	265 - 275	1	0	1	0	39 / 70106	0 / 70106	-	-	-
	331 - 341	0	1	0	1	25 / 70217	125 / 70217	-	0.02	0.02
5	188 - 198	1	0	1	0	396 / 78189	10 / 78189	2.46	0.08	-
6	365 - 375	1	0	1	0	416 / 48298	0 / 48298	-	-	-

Çizelge 5.1 Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuç görüntülere ait veriler

7. KAYNAKLAR

Acar U., (2006), “Bulanık Görüntü İşleme Algoritmaları İle Mamogramlarda Mikro-Kalsifikasyonların Belirlenmesi”, İstanbul/Türkiye

Andreas Degenharda, Christine Tannerb, Carmel Hayesa, David J Hawkesb, Martin O Leacha, (2002), “Differentiating Benign And Malignant Breast Lesions Using Half Fourier MR Image Acquisition Techniques”, The Institute of Cancer Research and the Royal Marsden NHS Trust Sutton , Surrey/UK

Annual Research Report, (2000), “Cancer Diagnosis And Imaging Research”, The Institute of Cancer Research, Chelsea/USA

Christian P. Behrenbruch, Kostas Marias, Paul A. Armitage, Margaret Yam, Niall Moore , Ruth E. English , Jane Clarke , Michael Brady, (2002), “Fusion of contrast-enhanced breast MR and mammographic imaging data”, Medical Image Analysis, 29 Ekim 2002, Oxford/UK, London/UK

Degenhard, C Tanner, CHayes, D J Hawkes, M O Leach, (2001), “Pre-processed image reconstruction applied to breast and brain MR imaging”, Institute Of Physics Publishing, 20 Mart 2001, London/UK

Elke A.M. Hauth, Christin Stockamp, Stefan Maderwald, Andreas Mühler, Rainer Kimmig, Horst Jaeger, Jörg Barkhausen, Michael Forsting, (2005), “Evaluation Of The Three-Time-Point Method For Diagnosis Of Breast Lesions In Contrast-Enhanced MR Mammography”, Clinical Imaging, Germany, New York/USA

Ertas G., Dursun M., Tunacı M., Gülçür Ö.(2004), “Farklılığı Artırılmış Mr Mamogramların Çözümlemesi Ve En Fazla Yoğunluk-Zaman Oranına Göre Görüntü Oluşturulması”, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul/Türkiye

Images, (2005), Department of Radiology, University of California, San Francisco/USA

Juergen F. Schaefer, Joachim Vollmar, Fritz Schick, Reinhard Vonthein, Marcus D. Seemann, Herrmann Aebert, Rainer Dierkesmann, Godehard Friedel, Claus D. Claussen, “Solitary Pulmonary Nodules: Dynamic Contrast-enhanced MR Imaging—Perfusion Differences in Malignant and Benign Lesions”, 2004

KISELEV Valerij G. (2001), “On the Theoretical Basis of Perfusion Measurements by Dynamic Susceptibility Contrast MRI”, Freiburg University Hospital, Freiburg/Germany

Lawrence W. Bassett, “Principle Of Imaging, Imaging The Breast”

Lucas Annual Report, 2002

Opstad K. S. (2004), “Quantification and Pattern Recognition of 1H Magnetic Resonance Brain Tumour Spectra for Automated Classification”, University Of London, April 2004, London/UK

Ozturk B., (2004), “Manyetik Rezonans Görüntüleme”, Biltek Kış 04, İstanbul/Türkiye

Peter Barrance, Glenn Williams, Frances T. Sheehan, Thomas S. Buchanan, (), “Measurement Of Tibiofemoral Joint Motion Using Cine-Phase Contrast MRI”, Center for Biomedical Engineering Research, University of Delaware, Department of Mechanical Engineering, The Catholic University of America, Washington, USA

Reinikainen H., (2003) “Complementary Imaging of Solid Breast Lesions”, University of Oulu

Technology Evaluation Center, (2004), “Breast MRI for Detection or Diagnosis of Primary or Recurrent Breast Cancer”, Assessment Program Volume 19, No. 1 April 2004, Chicago/ USA
Department of Radiology The University of North Carolina At Chapel Hill, (2002), “17th Annual Radiology Research Symposium”, Mart 23, 2002, USA

İNTERNET KAYNAKLARI

- [1] http://www.bocaradiology.com/Procedures/breast_MRI/breastMRcases.html
- [2] http://www.cancer.org/docroot/STT/stt_0.asp
- [3] <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>
- [4] <http://www.ee.duke.edu/~jshorey/MRIHomepage/work.html>
- [5] <http://www.imaginis.com/breasthealth/statistics.asp>
- [6] <http://www.kadinhastaliklarivedogum.com/meme/kanser.asp>
- [7] http://www.konez.com/MRG_goruntu_olusturulmasi.htm
- [8] http://www.konez.com/Temel_puls.htm
- [9] http://www.konez.com/Goruntu_kalitesi.htm
- [10] <http://www.konez.com/Kontrast%20Maddeler.htm>
- [11] http://www.konez.com/Proton_Magnet_Radio.htm
- [12] <http://www.med.harvard.edu/AANLIB/sigsors.html>
- [13] http://www.medicimaging.com/products/3d_tools.htm
- [14] <http://www.memorial.com.tr/tr/rehber.php?id=103&cat=17>
- [15] <http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&dbs=Contrast%20Enhanced%20MRI>
- [16] <http://www.ntvmsnbc.com/news/179512.asp>

- [17] http://radyoloji.uludag.edu.tr/sayfa113.htm#_Toc47243926
- [18] www.radyomar.com.tr/mr.htm
- [19] <http://www.rcrbreastgroup.com/Members/BreastGroup/MARIBS2.php>
- [20] <http://www.teslasociety.com/mri.htm>
- [21] http://www.techfak.uni-bielefeld.de/ags/ni/publications/publications_all.html
- [22] http://tgr.dergisi.org/pdf/pdf_TGR_192.pdf
- [23] http://www.toraks.org.tr/mse-ppt-pdf/ragip_ozkan.pdf
- [24] <http://www.umanitoba.ca/faculties/medicine/radiology/stafflist/staffitems/RADPRO%20Course/natural.htm>
- [25] <http://www.ucair.med.utah.edu/Research-overview/research-breast-cancer/research-breast-cancer.htm>

ÖZGEÇMİŞ

Doğum tarihi 05.05.1982

Doğum yeri İstanbul

Lise 1996 - 2000 Hüseyin Avni Sözen Anadolu Lisesi

Lisans 2000 - 2004 Yıldız Üniversitesi İnşaat Fakültesi
Jeodezi ve Fotogrametri Müh. Bölümü

Yüksek Lisans 2003 - 2006 Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Jeodezi ve Fotogrametri Müh. Anabilim Dalı,
Uzaktan Algılama ve CBS Programı

Çalıştığı kurum(lar)

2005 – 2006 Alfabim Yazılım ve Bilgisayar A.Ş.