

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**EKOKARDİYOĞRAFİK SOL VENTRİKÜL
GÖRÜNTÜLERİNİN GERGİNLİK ORANI TEKNİĞİ İLE
İNCELENMESİ**

AYKUT EKEN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2009

**EKOKARDİYOĞRAFİK SOL VENTRİKÜL
GÖRÜNTÜLERİNİN GERGİNLİK ORANI TEKNİĞİYLE
İNCELENMESİ**

**ANALYZING ECHOCARDIOGRAPHIC LEFT VENTRICLE IMAGES BY STRAIN
RATE IMAGING TECHNIQUE**

AYKUT EKEN

Başkent Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
BİYOMEDİKAL Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

2009

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma, jürimiz tarafından **BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI 'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan

.....

Doç. Dr. Omaç TÜFEKÇİOĞLU

Üye (Danışman)

.....

Öğr. Gör. Dr. Kemal ŞERBETÇİ

Üye

.....

Yrd. Doç. Dr. Bülent YILMAZ

ONAY

Bu tez/...../..... tarihinde, yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

...../...../.....

Prof. Dr. Emin AKATA

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

TEŞEKKÜR

Sayın Öğr.Gör.Dr. Kemal ŞERBETÇİ'ye (tez danışmanı), çalışmanın sonuca ulaştırılmasında ve karşılaşılan güçlüklerin aşılmasında her zaman yardımcı, yol gösterici ve manevi desteğini esirgemediği için...

Sayın Doç.Dr.Omaç TÜFEKÇİOĞLU'na, ekokardiyografik görüntüler konusunda yardımcı olduğu ve yapılabilecek klinik çalışmalar hakkında verdiği fikirleri ve katkıları için...

Sayın Yrd.Doç.Dr.Bülent YILMAZ'a (eş danışman) çalışmam esnasında MATLAB da karşılaştığım zorluklar karşısında fikirlerini, önerilerini esirgemediği ve her konuda bana destek olduğu için...

Her zaman yanımda ve en büyük destekçim olan aileme ve yetişmemde büyük emeği geçen kısa bir süre önce kaybettiğim ve her zaman rahmet ve şükranla andığım anneanneme

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZ

EKOKARDİYOĞRAFİK SOL VENTRİKÜL GÖRÜNTÜLERİNİN GERGINLIK ORANI TEKNİĞİYLE İNCELENMESİ

Aykut EKEN

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Dünya çapında önemli bir sağlık sorunu olan kalp hastalıklarının, teşhisinde ve tedavi yönlendirmesinde en çok ön plana çıkan hem kalp hareketlerinin hem de kalpteki kantitatif değerlerin tespitinde önemli bir teknik Ekokardiyografi'dir. Ekokardiyografi teknolojisindeki son yıllardaki gelişmeler klinisyenlere ve kardiyologlara bölgesel ve global miyokardiyal gerginliği (strain) ve gerginlik oranını (strain rate), girişimsel olmayan yöntemle ölçme imkanı vermektedir.

Bu tezin ana amacı miyokardiyal gerginlik oranı tekniği kullanılarak kalpteki çeşitli hastalıklar sonucu oluşan herhangi bir hipokinezik durumu tespit etmektir. Bu çalışmada hastalardan alınan kalp görüntüleri MATLAB tabanlı bir Nokta İzleme algoritması ile incelenmiştir. Algoritma; genel olarak işaretlenen hareketli ekokardiyografi görüntülerinin bir video boyunca işaretlerinin takip edilerek kalp dokusunun gerginlik oranının ölçülmesi şeklindedir. Bu çalışmanın sonunda hasta ve sağlıklı deneklerden elde edilen gerginlik ve gerginlik oranı değerleri görüntülerin alındığı ekokardiyografi cihazında elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır. Cihazdan elde edilen gerginlik değerleri lateral bölge için $-11,48 \pm 4,5$ ve Septal bölge için $-13,32 \pm 4,41$ dir. Çalışmamız sonucu elde edilen gerginlik değerleri ise lateral bölge için $-13,02 \pm 4,58$ septal bölge için $-13,81 \pm 3,65$ dir. Cihazdan elde edilen gerginlik oranı değerleri lateral bölge için $-0,966 \pm 0,537$ iken septal bölge için $-0,8863 \pm 0,6085$ dir. Çalışmamız sonucu elde edilen gerginlik oranı değerleri ile lateral bölge için $-1,25 \pm 0,64$ iken septal bölge için $-1,01 \pm 0,47$ dir. Bu sonuçlar çalışmanın gerginlik ve gerginlik oranı ölçümünde kullanılabilirliğini göstermektedir.

ANAHTAR SÖZCÜKLER: Ekokardiyografi, Gerginlik Oranı, MATLAB, Nokta İzleme

Danışman: Öğr.Gör.Dr. Kemal ŞERBETÇİ, Başkent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü

ABSTRACT

ANALYZING ECHOCARDIOGRAPHIC LEFT VENTRICLE IMAGES BY STRAIN RATE IMAGING TECHNIQUE

Echocardiography is one of the most popular technique in diagnosis and guiding to treatment of the heart diseases that is quite significant worldwide and determining either heart motion or quantitative values. Recent development in echocardiography technology gives opinions to clinicians and cardiologists to measure regional and global deformation (strain) and deformation rate (strain rate) by non – invasive method in left ventricle.

Main purpose of this thesis is to determine the hypokinesic situation results from different heart diseases. In this study, heart images taken from patients are examined by a MATLAB based Speckle Tracking algorithm. In general the algorithm is consisted of measuring strain rate of heart tissue by tracking tags during a video duration on active echocardiographic heart images which are tagged. After this study, the results has been compared with the results taken from the echocardiography device which the images was taken from. Strain values taken from device are for lateral region -11.48 ± 4.5 and for septal region -13.32 ± 4.41 . Besides, after the study, strain values are obtained. For lateral region result is 13.02 ± 4.58 and for septal region result is -13.81 ± 3.65 . Strain rate values taken from device are for lateral region -0.966 ± 0.537 and for septal region -0.8863 ± 0.6085 . In the study, measured strain rate values are ; for lateral region 1.25 ± 0.64 and for septal region -1.01 ± 0.47 . These results shows the feasibility of the study for measurement of strain and strain rate.

KEYWORDS : Echocardiography, Strain Rate, MATLAB, Speckle Tracking

Supervisor: Instructor Dr. Kemal ŞERBETÇİ, Başkent University, Biomedical Engineering Department

ÖZ.....	i
ABSTRACT.....	ii
İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	iii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	v
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	ix
1. GİRİŞ	1
1.2. Ekokardiyografi	1
1.3. Ekokardiyografi Görüntü Modları	5
1.3.1. B-mod	5
1.3.2. M-mod	6
1.4. Ekokardiyografik Görüntü İşleme ve Analizler	7
1.4.1. Transtorasik ekokardiyografi.....	7
1.4.2. İntraoperatif ekokardiyografi	8
1.4.3. Üç boyutlu (3-D) ekokardiyografi	11
1.4.4. Stres ekokardiyografi.....	13
1.5. İntravasküler Ultrason (Intravascular Ultrasound – IVUS)	15
1.6. Kontrast Ekokardiyografi.....	17
1.7. Ekokardiyografide Doppler Teknikleri	18
1.7.1. Renkli akış doppler görüntülenmesi (Color Flow Doppler Imaging)	18
1.7.2. Doppler doku görüntülenmesi (Doppler Tissue Imaging – DTI)	19
1.8. Ekokardiyografik Sayısal Modlar.....	21
1.8.1. Doku hızını görüntüleme.....	21
1.8.2. Doku senkronizasyonu	21
1.8.3. Gerginlik oranı görüntülenmesi (Strain Rate Imaging-SRI).....	22
1.9. Temel Kalp Hastalıkları.....	23
1.9.1. Kardiyomiyopati	23
1.9.2. Miyokardiyal enfarktüs (Myocardial Infarction - MI).....	28
1.10. Gerginlik Oranı ve Temelleri	31
1.10.1. Sol ventrikül ve çıkış oranı	31
1.10.2. Kalbin miyokardiyal deformasyonu	32

1.10.3.	Kalbin Koordinat Sistemi.....	34
1.10.4.	Gerginlik oranı ve matematiksel analizi	35
1.11.	Medikal Görüntülerinin İşlenmesi.....	42
1.10.1.	Hareket izleme.....	43
2.	YÖNTEM	46
2.1.	Görüntüleri Okutma ve Filtreleme	49
2.1.1.	Görüntüleri okutma	49
2.1.2.	Görüntüleri filtreleme	49
2.2.	Bölge ve Doku Belirleme	54
2.2.1.	<i>imrect</i> fonksiyonu.....	54
2.2.2.	Bölge ve doku belirleme yöntemi	55
2.3.	Dokuyu Şablon İşleme Yöntemi ile Arattırma ve Nokta İzleme	55
2.3.1.	Mutlak farkların toplamı (Sum of Absolute Differences).....	55
2.3.2.	Ofset doğrulama	56
2.3.3.	Nokta izleme (Speckle Tracking)	58
2.4.	Gerginlik Oranı Hesaplanması ve Grafikleme.....	62
2.5.	Hız Sınır Algoritması	64
3.	SONUÇ VE TARTIŞMA	66
4.	KAYNAKLAR LİSTESİ	73
5.	EKLER	82

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 Ultrasonik Sistem.....	3
Şekil 1.2 Ekokardiyografi görüntülerinin kalp anatomisindeki karşılıkları	4
Şekil 1.3 Örnek bir ekokardiyografi uygulaması.....	4
Şekil 1.4 Parasternal Kısa Aks görüntüsü ve Ekokardiyografi cihazında kullanılan sektör prob.....	6
Şekil 1.5 M-mod çalışma biçimi ve M-mod görüntüsü	6
Şekil 1.6 Kalpte ekokardiyografi çalışma biçimleri ve Transtorasik ekokardiyografi görüntüsü.....	8
Şekil 1.7 Transtorasik ekokardiyografide tespit edilen miksuma.....	8
Şekil 1.8 TEE prob.....	9
Şekil 1.9 TEE probun uygulanması ve örnek bir TEE görüntüsü	10
Şekil 1.10 3D ekokardiyografi görüntüsü	11
Şekil 1.11 3D Ekokardiyografi probunun çalışma biçimi	12
Şekil 1.12 3D Ekokardiyografi RT3D probunun kristal dizilimi ve bir saç teli ile kristal dizilimi arasındaki mesafenin farkı	12
Şekil 1.13 Stress Ekokardiyografi çalışılmış bir hastanın kalp görüntüleri	14
Şekil 1.14 Hem hareketle hemde ilaçla stres ekokardiyografi uygulaması	15
Şekil 1.15 Intravasküler Ultrason görüntüsü ve IVUS cihazı.....	17
Şekil 1.16 Kontrast Ekokardiyografi.....	18
Şekil 1.17 Renkli akış doppler görüntülenmesi.....	19
Şekil 1.18 Doku doppler görüntülenmesi	20
Şekil 1.19 Doku senkronizasyonu görüntülenmesi	22
Şekil 1.20 Bir Hipertrofik kardiyomiyopati hastasının ekokardiyografi görüntüsü ve hipertrofik kardiyomiyopati hastalığı	24
Şekil 1.21 Dilate Kardiyomiyopati Hastalığı	25
Şekil 1.22 Kardiyomiyopati türleri	28
Şekil 1.23 Miyokardiyal Enfarktüs.....	29
Şekil 1.24 Kalp kasındaki iltihap ve miyokardit oluşumu.....	30

Şekil 1.25 Kalbin sol ventrikülü	31
Şekil 1.26 Transmural ve Lonjitudinal Strain.....	33
Şekil 1.27 Kardiyak Siklusun fazları.....	34
Şekil 1.28 Kalbin koordinat sistemi.	35
Şekil 1.29 Tek boyutlu ve iki boyutlu deformasyon	36
Şekil 1.30 Malzeme gerginliği sonucu boyutunun değişmesi.....	37
Şekil 1.31 Sol ventrikül duvarı üzerinde apeks ortaduvvar ve bazal bölgedeki hızların değişimi	38
Şekil 1.32 Normal ve Kardiyomiyopatik bir hastanın gerginliklerinin karşılaştırımı	39
Şekil 1.33 Yaş farkına bağlı olarak gerginlik oranının değişimi.....	40
Şekil 1.34 Normal bir gerginlik oranı ile hipertrofi sonucu oluşan gerginlik oranı arasındaki fark	40
Şekil 1.35 Gerginlik ve Gerginlik oranı arasındaki ilişki.	40
Şekil 1.36 Hız- yer değişimi – gerginlik ve gerginlik oranı ilişkisi	42
Şekil 1.37 Bir metro istasyonundaki yolcunun hareket izleme algoritması kullanılarak izlenmesi.....	43
Şekil 1.38 Yapısal kalman filtre algoritması	44
 Şekil 2.1 Apikal 2 boşluk görüntü.....	 46
Şekil 2.2 Kullanılan Yöntemin Akış Diyagramı.....	48
Şekil 2.3 Median Filtre çalışma Sistemi	50
Şekil 2.4 Median Filtrenin Grafiksel gösterimi.....	51
Şekil 2.5 Orijinal Görüntü ve Median Filtre Uygulanmış Görüntü.....	51
Şekil 2.6 Orijinal Görüntü ve Wiener Filtresi Uygulanmış Görüntü	52
Şekil 2.7 İki ve üç boyutlu Gaussian dağılımları	53
Şekil 2.8 Gaussian Matrisi	54
Şekil 2.9 Orijinal Görüntü ve Gaussian Filtresi Uygulanmış Görüntü.....	54
Şekil 2.10 Noktaların detaylı izlenmesi	58

Şekil 2.11 Kalpteki hareketin noktasal izlenme şekli ve kalp duvarı üstündeki noktalar	59
Şekil 2.12 Ultrasonik nokta hareketi	59
Şekil 2.13 Çalışılacak şablon seçimi ve etrafındaki alanın belirlenmesi	60
Şekil 2.14 Şablon eşleştirme	61
Şekil 2.15 Çalışılan görüntüler üzerinde nokta izleme	62
Şekil 2.16 Gerginlik oranı grafiği.....	64
Şekil 2.17 Hız Sınır Algoritması	65
Şekil 3. 1 Lateral Strain İstatistiksel Analizleri.....	68
Şekil 3.2 Septal Strain İstatistiksel Analizleri	68
Şekil 3. 3 Lateral Strain Rate İstatistiksel Analizi	68
Şekil 3.4 Septral Strain Rate İstatistiksel Analizleri.....	69
Şekil 3. 5 Gerginlik ve gerginlik oranının gürültü duyarlılığı	70

ÇİZELGELER LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1.1 Dilate kardiyomiyopati nedenleri	25
Tablo 3. 1 Vivid Cihazından Elde Edilen Sonuçlar	66
Tablo 3. 2 Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar	67
Tablo 3. 3 Gerginlik ve gerginlik oranı değerlerinin karşılaştırmaları	69

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

AAA	Artan Aortik Damar Tıkanması (Ascending Aortic Atherosclerosis)
DCM	Dilate Kardiyomiyopati (Dilated Cardiomyopathy)
DICOM	Tıpta sayısal görüntüleme ve iletişim (Digital Imaging and Communications in Medicine)
DTI	Doku Doppler Görüntüleme (Doppler Tissue Imaging)
EDV	Diastol zamanının sonunda kalpteki kan hacmi (End Diastolic Volume)
EF	Kanın Kalpten Çıkış Oranı (Ejection Fraction)
EKG	Elektrokardiyografi (Electrocardiography)
EMG	Elektromiyografi (Electromyography)
ESV	Sistol zamanının sonunda kalpteki kan hacmi (End Systolic Volume)
FR	Frame Rate
HCM	Hipertrofik Kardiyomiyopati (Hypertrophic Cardiomyopathy)
ICD	Implante edilebilir kardiyoverter defibrilatör (Implantable cardioverter defibrillator)
IVUS	Intravasküler Ultrason (Intravascular Ultrasound)
Hz	Hertz
LV	Sol Ventrikül (Left Ventricle)
LVOTO	Sol Ventrikül Çıkış Alan Daralması (Left Ventricle Outflow Tract Obstruction)
MI	Miyokardiyal Enfarktüs (Myocardial Infarction)
MB	Megabayt (Mega Byte)
ROI	Çalışma Alanı (Region of Interest)
SR	Gerginlik Oranı (Strain Rate)
SRI	Gerginlik Oranı Görüntüleme (Strain Rate Imaging)
SV	Vuruş Hacmi (Stroke Volume)
TEE	Transözöfajiyal Ekokardiyografi
V _{endo}	Endokardiyal Hız
V _{epi}	Epikardiyal Hız
VG	Hız Gradienti (Velocity Gradient)
W	Duvar Kalınlığı
ε	Gerginlik (Strain)

1. GİRİŞ

1.1. Genel Bilgiler

Yapılan araştırmalara göre dünyada her sene 17,5 milyon insan kalp hastalıklarından hayatını kaybetmektedir. Bu yüzden bu kadar yüksek oranda ölüme sebebiyet vermekte olan kalp hastalıklarından korunma ve ortaya çıkan hastalıkların doğru teşhisi ve tedavisi çok önemlidir.

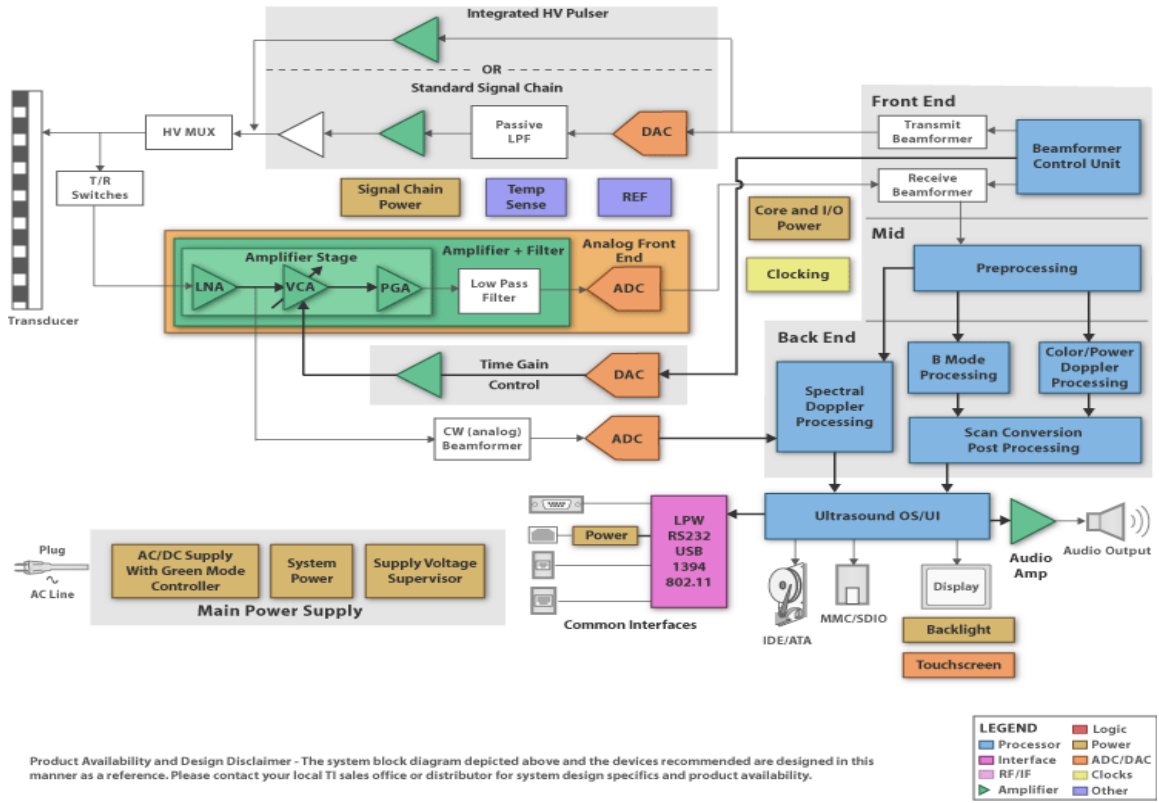
Kalp ile ilgili problemlerde ventrikül fonksiyonları büyük önem kazanmaktadır. Ventriküllerin akciğerlere ve vücuda yeterli kan pompalayamaması ölümcül sonuçlar yaratabilmektedir.

Ventriküllerin fonksiyonları ile ilgili bilgi alabilmek için röntgen, tomografi, MR, EKG yanı sıra ekokardiyografi büyük bir öneme sahiptir. Ekokardiyografi tetkininde ventriküllere ait doku hızı, EF (Çıkış oranı – Ejection Fraction) ve kapak fonksiyonları konularında bilgi edinmek mümkündür. Ventrikül fonksiyonları ile ilgili bilgi verebilecek olan önemli parametrelerden bir tanesi de gerginlik oranı (Strain Rate) dır.

1.2. Ekokardiyografi

Ekokardiyografi ses dalgalarından kalbin görüntüsünü yaratmak için kullanılan bir testtir. Kalp ultrasonu olarak da bilinir. Bu test klinikte kalbin hareketi, büyüklüğü, kapakçıkların uygun çalışıp çalışmadığı ve genel olarak kalpte bir problem olup olmadığı hakkında bilgi verir. Aynı zamanda kalp kasındaki kasılmanın problemlili olduğu alanların tespiti hakkında da klinik bilgiler verebileceği için olabilecek bir kalp krizine karşı önlem alınmasını da sağlar. Özellikle EKG'nin yeterli gelmediği noktalarda ve klinisyenin şüphelendiği durumlarda sorunlu bölgenin tespiti için en ideal yöntemlerden birisidir.

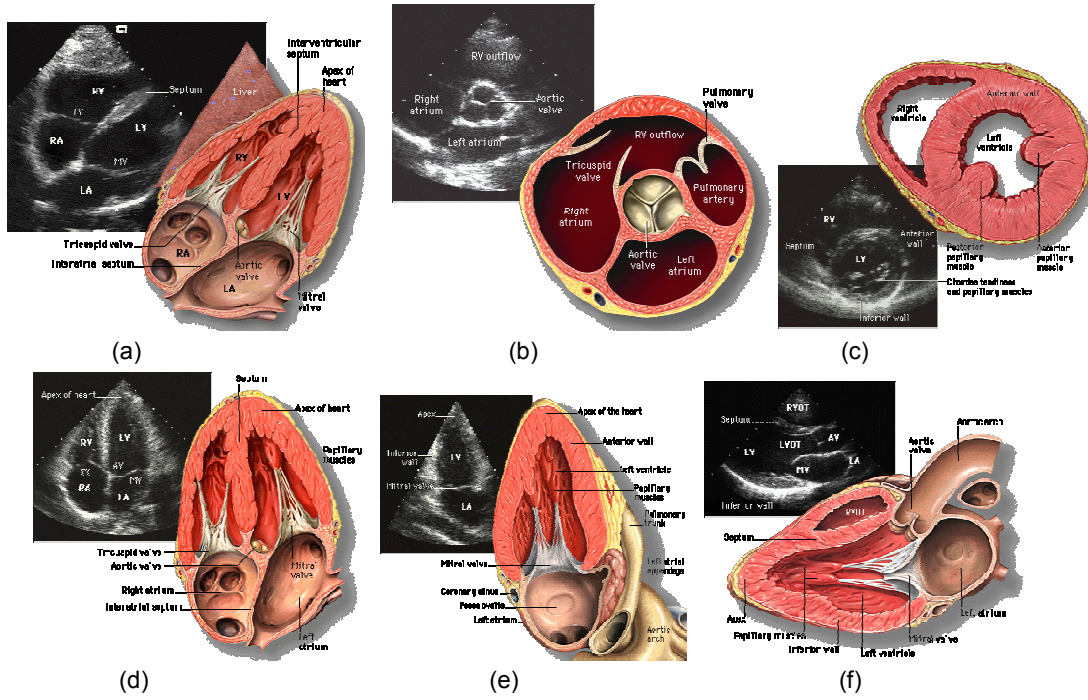
Ekokardiyografide ultrason dalgalarından yararlanılmaktadır. Ultrasonik sesler, 20000 Hz'in üzerinde olan seslerdir ve kulağın işitebileceği sınırın üstündedir. Tıp dünyasında bugün için kullanılmakta olan ultrasonik ses titreşimleri, saniyede milyonlar civarında frekansı olan ses dalgalarıdır. Ultrasonik ses dalgaları, vücut dokularında belirli istikametlerde ortalama olarak saniyede 5140 metre hızla ilerler. Bir prob yardımı ile yüksek frekanslı ses dalgalarını vücuda gönderilir. Bu ses dalgaları vücut içerisinde ilerlerken farklı yoğunluktaki dokulara çarparak ya emilir ve ısıya dönüşür, ya geri yansır ya da kırılıp yön değiştirdikten sonra yansıtacağı başka bir dokuya kadar ilerlemeye devam eder. Geri yansıyan dalgalar bir prob tarafından yakalanarak elektrik uyarısına dönüştürülür ve cihazdaki işlemciye aktarılır. İşlemci sesin doku içerisindeki ilerleme hızına göre dalgayı yansıtan oluşumun probdan olan uzaklığını hesaplar ve bu işlem saniyenin milyonda biri gibi kısa bir sürede gerçekleşir. İşlemci yansıyan ekoların uzaklığını ve yoğunluğunu işleyerek bunu ekrandan görülebilen iki boyutlu görüntü haline getirerek monitöre yansıtır. Şekil 1.1 de detaylı bir ultrasonik bir görüntüleme sisteminin detaylı blok diyagramı görülmektedir.



Şekil 1.1 Ultrasonik Sistem (<http://focus.ti.com> sitesinden alındıdır)

Bununla beraber ekokardiyografik bir kalp görüntüsünü anatomik ve fizyolojik olarak incelemek için çeşitli görüntü alma bölgelerine göre kalp görüntülerini tanımak gerekmektedir. Ekokardiyografik kalp görüntüleri Şekil 1.2 de görüldüğü gibi altı farklı şekilde alınmaktadır.

- Subkostal görüntü
- Aortik kapaktan kısa aks görüntü
- Sol ventrikülden kısa aks görüntü
- Apikal 2 boşluk
- Sol parasternal uzun aks görüntü
- Apikal 4 boşluk görüntü



Şekil 1.2 Ekokardiyografi görüntülerinin kalp anatomisindeki karşılıkları a) Subkostal görüntü b) Aortik kısa aks görüntü c) Sol ventrikül kısa aks görüntü d) Apikal 4 Odacık görüntü e) Apical 2 Odacık görüntü f) Sol parasternal uzun aks görüntüsü (Yale Üniversitesi Tıp Fakültesi İnternet Sitesinden Alındır)

Eş zamanlı (real-time) ekokardiyografi cihazları kalbi hareket halinde, bir film gibi renkli olarak gösterebilir. Kalbe takılan suni kapakçıkların yapı ve işlerlik durumları da ekokardiyografi ile incelenebilir. Ekokardiyografi ile ventrikül (kalp karıncığı) duvarının hareketleri ve boşluğu, kalp kası büyümesi ve kalp kapakları incelenebilmektedir. Bunların yanı sıra kalpte oluşan pıhtı ve kalbin iç basıncı ölçülmektedir. Bazı özel durumlarda kontrast maddesi kullanılmaktadır. Şekil 1.3 te görüldüğü gibi klinisyen tarafından uygulanmaktadır.



Şekil 1.3 Örnek bir ekokardiyografi uygulaması (Mayo Clinic Web Sitesinden Alındır)

Çoğunlukla non-invaziv bir uygulama olan ekokardiyografi bazı durumlarda kardiyak kateterizasyonun yerini alarak kardiyologların işini kolaylaştıran bir testtir.

1.3. Ekokardiyografi Görüntü Modları

1.3.1. B-mod

B-mod parlaklık (brightness) modu olarak da bilinir. Ultrasonografi dendiğinde genellikle akla gelen moddur. Görüntüdeki her bir pikselin parlaklığının ekonun şiddetine bağlı olduğu iki boyutlu bir resimdir. Yan yana dizilmiş belirli sayıda A-mod görüntüden meydana gelmektedir. Bir B-mode görüntü belirli bir ROI'e gönderilen ultrasonik dalgaların aynı ROI (Region of Interest – Çalışma alanı) 'den yansıması sonucu elde edilir. Tarama hızının yüksek olduğu problardan alınarak işlenmektedir.

B-mod görüntülerde en önemli faktör derinliktir. Çünkü derinlik genel olarak görüntünün homojenitesini etkileyen attenüasyon denilen sinyal zayıflamalarına ve buna bağlı olarak sinyal kayıplarına neden olabilmektedir. Bu sebepten uygun bölgelerde uygun proplar kullanılmalıdır. Standart olarak 3 çeşit prob vardır.

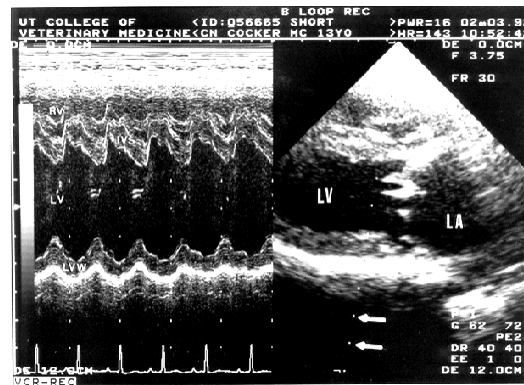
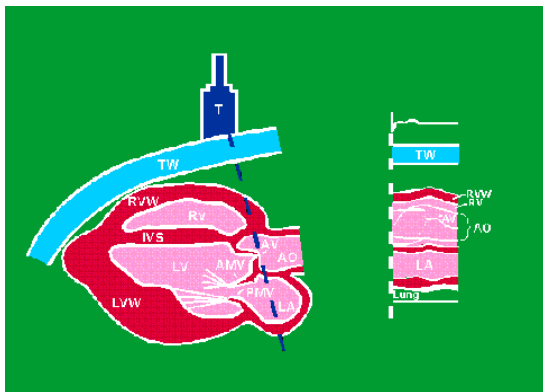
- Lineer Prob: Genellikle vasküler çalışmalarda kullanılır yüksek frekanslı olması sebebi ile yakın dokuda özellikle meme görüntülerinde sıklıkla görülür.
- Konveks Prob: Abdominal bölgede ağırlıklı olarak kullanılır düşük frekanslı olduğundan dolayı deriden uzak dokularda kullanılırlar.
- Sektör Prob: Kalp gibi hareketli bir organın izlenmesinde kullanılmaktadır. Yüksek bir dinamik aralığı vardır. Şekil 1.4 te görüldüğü üzere parasternal kısa aks üzerinde uygulandığı zaman diğer problara nazaran daha rahat sinyal yakalar ve sinyal gönderir.



Şekil 1.4 Parasternal Kısa Aks görüntüsü ve Ekokardiyografi cihazında kullanılan sektör prob (www.gehealthcare.com sitesinden alıntıdır)

1.3.2. M-mod

M-mod terimi ekokardiyografide zaman komponentine bağlı hareketin gösterildiği mod anlamına gelmektedir. Bazı eski referanslarda T-M (time-motion) mod olarakta gösterilmektedir. Şekil 1.5 te görüldüğü üzere M-mod ekokardiyografi tek bir çizgi üzerinde grafiksel olarak hareket ettiği için hızlı bir anatomik görüntüleme metodu içermez. M-mod çalışırken karşılaşılan problem eğer bağımsız bir prob kullanılıyorsa doğru kardiyak anatomide ultrasonik dalgaların doğru şekilde kullanılması genelde pek bilinmemektedir. M-mod da çalışmanın en büyük avantajı yüksek çözünürlükte çalışılmasıdır.



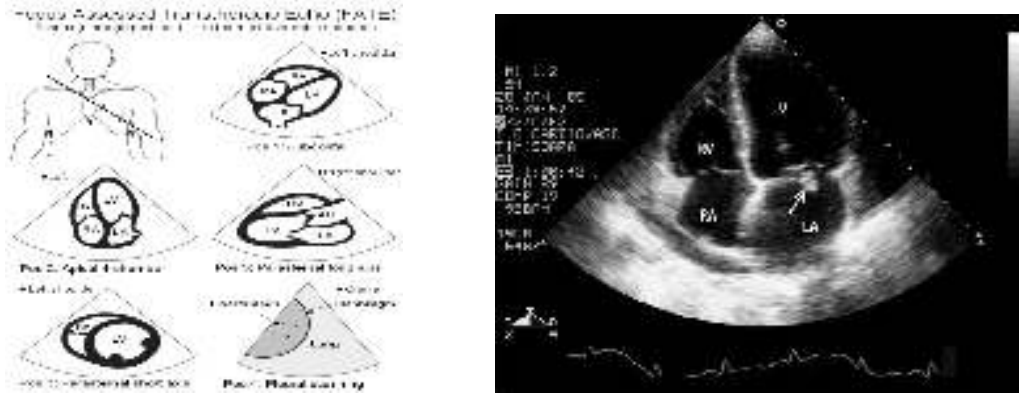
Şekil 1.5 M-mod çalışma biçimi ve M-mod görüntüsü (<http://library.wolfram.com> sitesinden alıntıdır)

1.4. Ekokardiyografik Görüntü İşleme ve Analizler

Ekokardiyografik görüntü işleme son dönemin oldukça popüler konularından birisi olup özellikle niceliksel analizler (quantitative analysis) konusunda yoğunlaşmıştır. Çünkü kalpteki her bir atım sonrası bu atımlar sonucu ortaya çıkan değerlerin (EF, SR, gibi) sonucunda herhangi bir anormallik rahatlıkla çözülebilmektedir. Ancak ekokardiyografik görüntüler hem hareketli hem de bu hareketten kaynaklanan gürültülerden dolayı işlenmesi oldukça zor ve zahmetli görüntülerdir. Ekokardiyografik gerçek zamanlı çalışmalarda kullanılan teknikler (Doku hızını izleme, doku senkronizasyonu, gerginlik oranı, doku kuantizasyonu) hareketli olan ve diğer dokulara nazaran çok yüksek bir hızda çalışan kalbin incelenmesini kolaylaştırmaktadır. Ekokardiyografi verileri genellikle son teknolojilerle beraber ham veri olarak klinisyenlere verilmektedir. Ekokardiyografik analizler dört ana alanda toplanmaktadır.

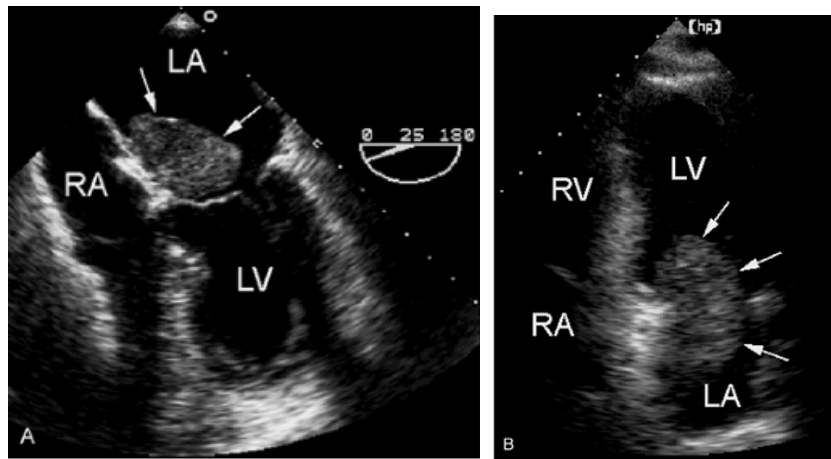
1.4.1. Transtorasik ekokardiyografi

Transtorasik ekokardiyografi bugün günümüzde en sıklıkla kullanılan ekokardiyografi yöntemidir. Şekil 1.6 da görüldüğü üzere bu yöntemde ekokardiyografi probu hastanın göğüs bölgesine yerleştirilerek kalbin aktif hareketi ile ilgili gerçek zamanlı bilgiye ulaşılır. Bu analiz non invaziv ve yüksek doğrulukta yapılır. Klinikte en çok tercih edilen yöntemdir. Bu yöntemle hastanın kalp görüntüleri incelenirken bir yandanda hasta için hayati önemi olan sayısal değerler (EF, SR vs.) incelenir.



Şekil 1.6 Kalpte ekokardiyografi çalışma biçimleri ve Transtorasik ekokardiyografi görüntüsü (<http://faculty.ksu.edu.sa> sitesinden alıntıdır)

Sayısal değerlerin yanı sıra herhangi bir hipertrofi ve buna bağlı olarak hipokinezi, septal defekt ve kalp tümörleri (Şekil 1.7) gibi bir çok tanının konulmasında etkili bir yöntemdir [1].



Şekil 1.7 Transtorasik ekokardiyografide tespit edilen miksona (Feigenbaum Echocardiography Unit 22)

1.4.2. Intraoperatif ekokardiyografi

Intraoperatif ekokardiyografi aortik cerrahide, hipertrofik kardiyomiyopatide, pompasız by-pass operasyonlarında, kapakçıkların tedavisi, yapay kapakçıkların yerleştirilmesi ve koroner, miyokardiyal ya da doğuştan gelen bozuklukların tespitinde yardımcı olması için kullanılan bir tekniktir. Yeni cerrahi prosedürlerde beklenmedik sonuçların önceden tespiti için intraoperatif ekokardiyografinin

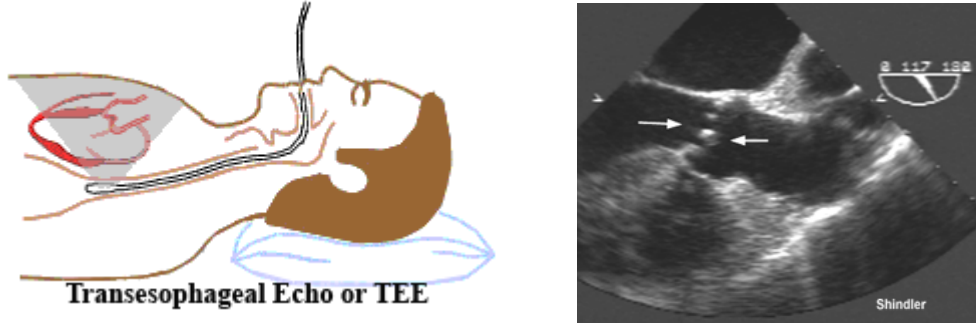
Intraoperatif ekokardiyografinin iki ana modalitesi vardır. Bunlar epikardiyal ekokardiyografi ve transözofajiyal ekokardiyografidir.

Transözöfajiyal ekokardiyografi, hastanın yemek borusundan sokulan Şekil 1.8 de görülen bir TEE probun hastanın kalbine yakın bir bölgeye gönderilerek görüntü alınma işlemi ile yapılır. Transözofajiyal ekokardiyografi yönteminde transtorasik ekokardiyografi yöntemine nazaran daha detaylı ve yüksek doğruluklu görüntüler elde edilmektedir. Çünkü ultrason sinyalleri öncelikle deri ve yağ katmanları ile akabinde kaburgalar ve akciğeri aştıktan sonra kalpten yansıyan sinyaller tekrar proba dönerler. Transtorasik ekokardiyografi uygulamalarında torakstan ve toraks ile kalp arasındaki mesafeden dolayı ses sinyallerinde bir ölçüde kayıp olmaktadır. Bu kayıp bazı zamanlarda kalbin çok önemli lokal bölgelerdeki tespitlerinde hatalı sonuçlar elde edilmesine sebep olmaktadır. Ancak transözöfajiyal ekokardiyografi de bu durum söz konusu olmamakla birlikte doppler sinyalleri çok güçlü gelmekte ve zayıflama (atenüasyon) azalmaktadır [1].



Şekil 1.9 da görüldüğü gibi uygulanan TEE Ekokardiyografi yönteminde TEE probu ile aort, pulmoner arter, kalbin odacıkları, atriumlar, atrial septum ve koroner arterler rahatlıkla incelenmektedir. TEE çok kolaylıkla ve ağrısız hastaya uygulanır ve bu uygulama esnasında hastaya bu uygulama yapılmadan önce hastanın bir

gün önce gece yarısından sonra hiçbir şey yememiş ve içmemiş olması gerekmektedir.



Şekil 1.9 TEE probun uygulanması ve örnek bir TEE görüntüsü (<http://www2.umdj.edu/~shindler/> sitesinden alıntıdır)

Yetişkin kişilerde genellikle kullanılırken görüntüde sıkıntı ve sayısal değerlerde kısmen hatalar çıkabilmektedir. Bu gibi problemleri ortadan kaldırmak için transözofajiyal ekokardiyografi kullanılmaktadır.

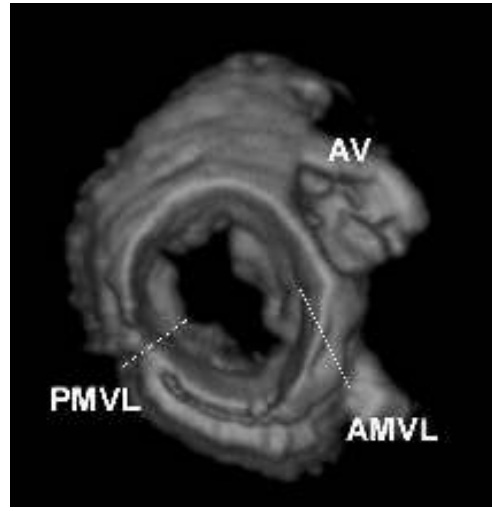
1.4.2.2. Epikardiyal ekokardiyografi

Epikardiyal ekokardiyografi kalp ve büyük damarlar için intraoperatif bir alandan bakılmasını sağlar. Aslında intraoperatif teşhiste transözofajiyal ekokardiyografinin tamamlayıcısıdır. Intraoperatif uygulamalarda TEE baskın olarak görülsede, LVOTO ve AAA gibi hastalıklar en başarılı şekilde epikardiyal ekokardiyografide görüntülenmektedir [1].

Epikardiyal görüntülemelerin dezavantajı operasyonun süresini uzatmasıdır. Bu sebepten bazı operasyonlarda TEE uygulanmaktadır.

1.4.3. Üç boyutlu (3-D) ekokardiyografi

Son teknolojik gelişmeler sonucu artık üç boyutlu ekokardiyografi ile hastalardaki kısmi kapakçık bozuklukları [2], kardiyomiyopatiler [3], ve kardiyak patolojik hastalıklar tespit edilebilmektedir. Şekil 1.10 da görüldüğü gibi üç boyutlu ekokardiyografide görüntü çok ince kesitler halinde oluşturulduğu ve bu ince kesitlerde her türlü detay bulunduğu için çok rahat inceleme ve tetkikler yapılabilmektedir.



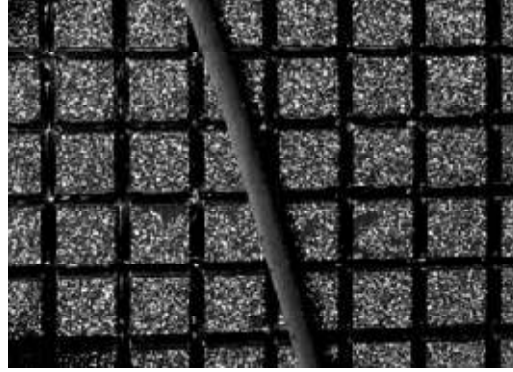
Şekil 1.10 3D ekokardiyografi görüntüsü (<http://www.cardiovascularultrasound.com> alıntıdır)

Üç boyutlu ekokardiyografi görüntülerinde görüntü iki şekilde yapılandırılır. Birinci metoda off-line yapılandırma denir. Bu metod özetle iki boyutlu bir transtorasik, transözofajiyal veya stres ekokardiyografi görüntüsünün bir veya birden fazla kardiyak siklus boyunca hareketinin kaydedilip bilgisayar ortamında bir üç boyutlu veri kümesi içinde yapılandırılmasına denir. Ardışık bir şekilde off-line veri elde etmek için şekil 1.11 de görüldüğü üzere paralel tarama, rotasyonel tarama ve fan tarzı tarama olmak üzere üç değişik şekilde tarama yöntemi vardır.



Şekil 1.11 3D Ekokardiyografi probunun çalışma biçimi (Shiota Three Dimensional Echocardiography)

İkinci yöntem ise daha güvenilir bilgi veren RT3D (real time three dimensional– gerçek zamanlı üç boyutlu) görüntüleme tekniğidir. RT3D tekniğine hacimsel görüntüleme de denilmektedir. Bu teknik Şekil 1.12 de görüldüğü üzere tamamen bir matrisler şeklinde kristallerin dizildiği özel bir prob ile yapılmaktadır. Bu probda 256 matris dizimli kristal bulunuyor olup bu prob sayesinde görüntüler hem B-mod hemde paralel kesitler halinde (C- tarama) alınmaktadır.



Şekil 1.12 3D Ekokardiyografi RT3D probunun kristal dizilimi ve bir saç teli ile kristal dizilimi arasındaki mesafenin farkı (Feigenbaum's Echocardiography)

Üç boyutlu ekokardiyografi, mitral kapak yetmezliği, mitral darlık, hipertropik karyomiyopati gibi hastalıkların tespitinde kullanılmaktadır. Üç boyutlu görüntüler klinisyenlere iki boyutlu görüntülerde göremeyecekleri fonksiyon bozuklukları hakkında fikir verebilmektedir. Üç boyutlu görüntülerin elde edilmesinde dikkat edilmesi gereken en önemli husus Off- line yapılandırma esnasında iki boyutlu dilimler elde edilirkenki görüntü kalitesidir. Çünkü iki boyutlu görüntülerde solunum hareketinden kaynaklanan gürültüler direkt olarak üç boyutlu görüntü yapılandırılmasını etkilemektedir [4]. Offline yapılandırılma tekniğinde probun hareketinden, hastanın nefes almasından, uzaysal ve hacimsel uyumsuzluğa kadar

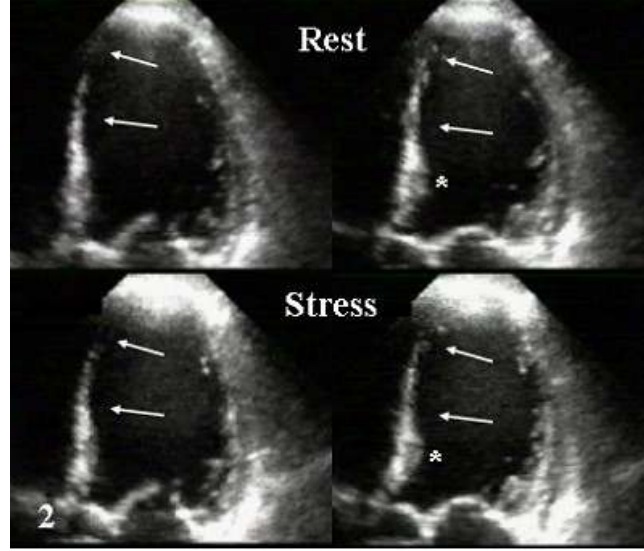
birçok hata kaynağı bulunmaktadır. RT3D görüntüler normalde 1 ila 4 kardiyak siklusu içermesine rağmen, taşikardi, düzensiz aritmiler ve düzensiz nefes almalar yüzünden bu hatalara aynen maruz kaldıkları birçok uygulamada görülmektedir.

Sonuç olarak üç boyutlu görüntülerin elde edilmesinde temel olarak ultrasonik dalgalar kullanıldığından, bunların en temel üç hareketi olan yansıma (reflection), kırılma (refraction) ve saçılma (attenuation) bazı görüntülerde alanların görüntülenmesinde sıkıntı yaratmaktadır.

1.4.4. Stres ekokardiyografi

Stres ekokardiyografi testi kardiyak stres testi adı verilen ve hastaya bir ilaç verilmesi veya hastanın hareketler yaptırılarak hastanın kalp performansının en yükseğe çıkarılarak yapılan işlemin bir parçasıdır. Kalp problemi olan bazı hastalarda istirahat sırasında bir bulgu olmayabilir. Bu hastalarda kalp strese sokularak ekokardiyografi ile görülebilen bazı değişikliklerin oluşması sağlanır. Şekil 1.13 de görüldüğü üzere kalbin kasılması ve gevşemesinde bazı değişiklikler olması beklenmektedir. Stres ekokardiyografisinin sonucu klinikte kalple ilgili başka incelemelerin gerekliliği ya da tedaviye karar vermesi açısından yardımcı olur.

Standart stres testi olan EKG egzersiz testinde kalpte egzersiz sırasında oluşan değişiklikler konusunda bilgi edinebilmektedir. Bazen bu standart testlerin sonucu kesin bilgi vermez. Stres ekokardiyografi koroner damarlardaki hastalığın tanısında daha doğru bilgi verebilir. Stres ekokardiyografi sırasında aynı zamanda EKG kaydı da yapılmaktadır.



Şekil 1.13 Stress Ekokardiyografi çalışılmış bir hastanın kalp görüntüleri

Şekil 1.14 te görüldüğü üzere Stres ekokardiyografi iki değişik yöntemle yapılmaktadır. Bunlar hareket etme problemi olan hastalara ilaç verilmesi ve hareket etme problemi olmayan hastalara koşu bandında hareket ettirme yöntemidir. Hareket etme problemi olan hastalarda dobutamin veya adenozin verilir. Bu yöntemle dobutamin stres ekokardiyografi denir. Sık kullanılan ilaçlardan biri olan dobutamin yavaş yavaş damlalıkla damar yolundan verilir. Dobutaminin miktarı yaşa göre hesaplanan kalp hızına ulaşmak için her 3 dakikada bir artırılır.

Bazen kalp hızının istenilen düzeyde arttırabilmek için atropin adlı ilacı da kullanmak gerekebilir. İstenilen kalp hızına ulaşıldığında ya da testi uygulayan klinisyen ilacın yeterli olduğuna karar verdiğinde ilaç kesilir ve son ekokardiyogram kaydedilir.

Hareket etme problemi olmayan hastalarda da koşu bandı veya bisiklet üstünde stres ekokardiyografi testi yapılır. Her durumda dinlenme durumundaki imajlar sisteme kaydedilerek karşılaştırma yapılır. Parasternal uzun ve kısa eksen görüntüleri ile apikal dört veya iki odacık görüntüleri birçok protokolde ortak olarak kullanılır. Koşu bandı ile çalışırken kaliteli bir görüntü elde etmek çok zordur [5]. Dolayısı ile birçok protokol egzersiz sonrası görüntülemeye dayalıdır [6]. Hasta

koşu bandından alınır alınmaz kalp ritmi hızlıyken hemen kalp görüntüsü alır bu işlem 1 ila 2 dakika arasında tamamlanır. Bu testin en büyük dezavantajı egzersiz sonrası görüntüleme yapılması olup, aynı zamanda kalp duvar hareketlerindeki bozuklukların stres boyunca uzun bir süre devam ettiği varsayılmaktadır. Hızlıca telafi edilen anormallikler hatalı sonuçlara yol açabilirler [7-9].



Şekil 1.14 Hem hareketle hemde ilaçla stres ekokardiyografi uygulaması (www.gehealthcare.com sitesinden alınmıştır)

Test yaklaşık 30-60 dakika sürer. Kol toplardamarına (ven) küçük bir iğne yerleştirilir. Test yapılırken EKG ve kan basıncı takip edilir. Ender olarak test sırasında kalp durması oluşabilir. Oluşabilecek yan etkilerin acil tedavisi için her türlü donanım test sırasında hazır bulundurulur. Küçük yan etkiler de oluşabilir. Tansiyon düşüklüğü ve bulantı oluşabilir. Düzensiz kalp ritmi gelişebilir. Atropin geçici ağız kuruluğu ve bulanık görmeye neden olabilir. Stres ekokardiyografi özellikle koroner arter problemlerinin tespitinde kullanılır.

1.5. Intravasküler Ultrason (Intravascular Ultrasound – IVUS)

IVUS ile koroner damarın içine ultrason kristalleri içeren bir tel ve damardan çok daha ince bir cihazla girilmekte, damar katmanları ve anjiyografi ile bile gözlenemeyen lezyonlar görüntülenebilmektedir. Darlığa neden olan lezyon hakkında, anjiyografi ile elde edilebilen bilgilerin ötesinde bazı ayrıntılar elde edilebilmektedir. Bu sayede karar verilmesi güç vakalarda ek bilgiler

edinilmektedir. Hasta hazırlığı ve riskleri “Balon Anjiplasti ve Stent Uygulaması” ile aynı özelliklere sahiptir.

Pressure-Wire, ucunda özel bir basınç ölçüm cihazı olan ince bir teldir. Bu teknik sayesinde anjiyografide görülen darlığın, kalp dokusunun beslenmesinde kan akımını hangi ciddiyette etkilediği incelenebilmektedir. Ciddi etkilemeyen darlıkların takibinde ilaç tedavisi önerilebilirken, ciddi olanlarda damara yönelik bir girişim (koroner bypass operasyonu veya balon anjioplasti-stent uygulaması) uygun görülebilmektedir. Hasta hazırlığı ve riskleri “Balon Anjiplasti ve Stent Uygulaması” ile aynı özelliklere sahiptir.

Her iki değerlendirme yönteminden sonra klinisyen uygun görürse ve hasta kabul ederse balon anjioplasti ve stent uygulaması ile aynı seansta devam edilebilmektedir.

Bir çok araştırmada [10-12] görülmüştür ki anjiyografideki bir çok plak ve diğer önemli detaylar görülemeyebilirken IVUS plak tespitinde çok hassas ve doğrulukla çalışmaktadır. IVUS şimdi invivo intervansiyonal terapinin nitelikli ve nicelikli etkileri hakkında da tanı koymaktadır [12,13].

IVUS’un en başarılı olduğu alan plak tespitidir. Yapılan araştırmalarda kardiyak nakil geçirmiş hastalarda yapılan bir IVUS – Anjiyografi karşılaştırmasında IVUS’un damar için plak tespitinde daha başarılı olduğu görülmektedir. Bulunan plaklara “anjiyografik sessiz plak” adı verilmektedir [13-17].

IVUS’un önemli bir özelliği de plakların çeşitliliğini belirgin bir biçimde göstermesidir [17-19]. Örneğin fibröz plaklar az parlak, homojen ekolar olarak görünürken, kalsifiye plaklar açıkça ve sürekli olarak çok güçlü parlak ekojenik sinyaller yayarlar. Şekil 1.15 de bir intravasküler ultrasonik görüntü ve IVUS cihazı görülmektedir.



Şekil 1.15 Intravasküler Ultrason görüntüsü ve IVUS cihazı (www.volcanocorp.com sitesinden alıntıdır)

1.6. Kontrast Ekokardiyografi

Ekokardiyografi teknolojisindeki son gelişmeler artık ekokardiyografik ölçümleri optimumun altında olan hastalardan alınan görüntü kalitesinin artırımına yönelik olmuştur. Intravenöz kontrast ajanların kullanımı sonucu hastalarda görüntü kalitesinin arttırıldığı büyük ölçüde görülmektedir. Özellikle obez ve akciğer hastalığı olan kişiler kontrast ekokardiyografi tekniğinin çok kullanışlı olduğu görülmektedir. Kontrast ekokardiyografi uygulamasında temel amaç sol ventrikülü opaklaştırmak ve daha keskinleştirilmiş bir endokardiyal sınır görüntüsü elde etmektir (Şekil 1.16). Ekokardiyografide görünen kontrast etkisi temelde kardiyak odacıklara ya da koroner mikrodolaşıma giren ultrasonik saçılımlar olarak bilinen baloncukların sıvı gaz değişimine sebep olması ile oluşan bir reaksiyondur [20].

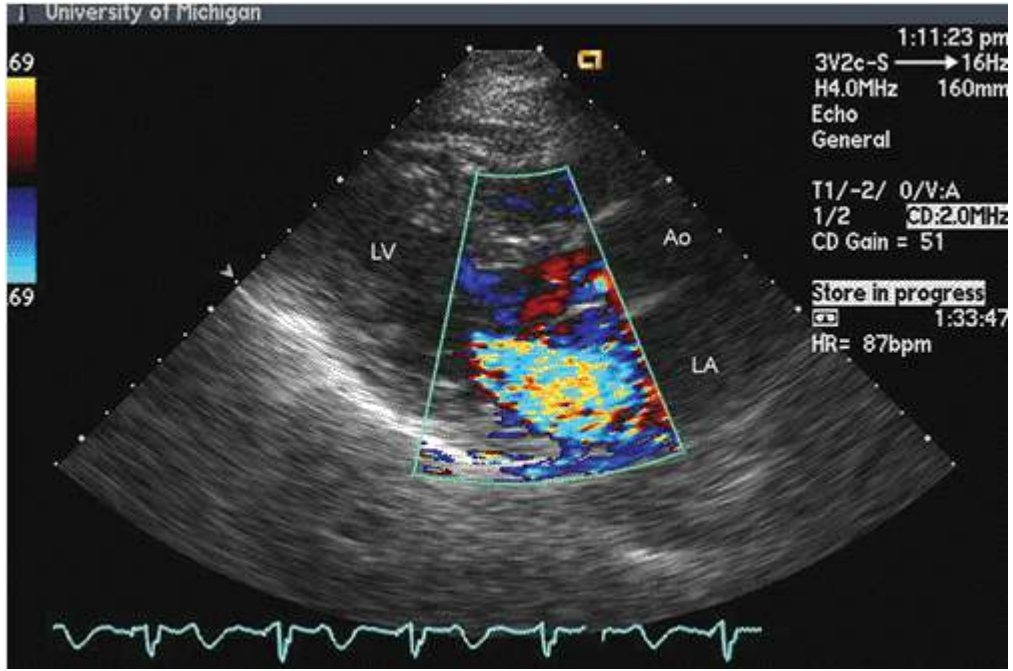


Şekil 1.16 Kontrast Ekokardiyografi (www.medscape.com sitesinden alıntıdır)

1.7. Ekokardiyografide Doppler Teknikleri

1.7.1. Renkli akış doppler görüntülenmesi (Color Flow Doppler Imaging)

Renkli akış doppler görüntülenmesi tekniğinde kanın kalbin belirli bölgelerinden geçişi esnasında renk kodları ile hareketi izlenir. Bu teknik uygulanırken öncelikle tekniğin uygulanacağı bir ROI belirlenir. Şekil 1.17 de görüldüğü üzere bu ROI üzerinde kanın akış hızı ve yönünü renk kodları ile izleyerek kalbin belirli bölgelerinde kanın hareketini takip edilir. Özellikle kapakçıkların kanı geri kaçırma oranının hesabında ve intrakardiyak shuntların tespitinde uygulanan bir yöntemdir. Bu teknik bir çeşit darbeli doppler görüntüleme tekniğidir dolayısı ile darbeli doppler tekniğinde görüntü kalitesini etkileyen birçok sorun CFDI’da da karşımıza çıkmaktadır. Bu sorunların en başlıcası nyquist sınırının çok yüksek hızlı kan akışlarında yüksek frekanslı hareketten dolayı izgesel örtüşme sorunu çıkartmasıdır. Bu sebepten bir iki boyutlu görüntüye nazaran CFDI’nın çok düşük bir FR’i vardır. (Örneğin mitral kapak regürjitasyonunda 15-30 Hz kullanılmaktadır.)



Şekil 1.17 Renkli akış doppler görüntülenmesi (Feigenbaum's Echocardiography)

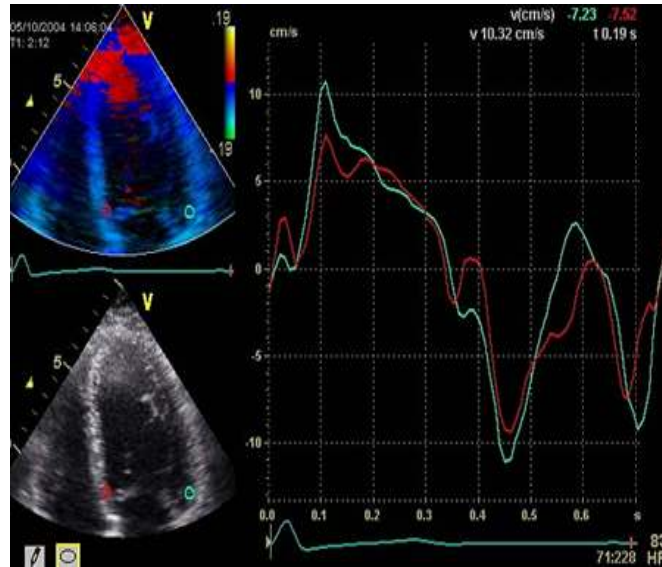
1.7.2. Doppler doku görüntülenmesi (Doppler Tissue Imaging – DTI)

Rutin bir doppler görüntülemesinin hedefi kan akışını izlemek ve alıcının karakteristiğini değiştirerek kanın akış hızını filtreler ve ses sinyalinin frekansını değiştirerek ölçmektir. Doppler doku görüntülenmesi de bu şekilde çalışmaktadır ama buradaki asıl hedef kan akışı veya kan hücreleri değil direkt olarak kalp dokusudur. Bu sebeple filtreler veya ses sinyalinin frekansı ile ayarlama yapılırken kalp dokusuna göre ayarlamalar yapılmaktadır. Çünkü doku hareketi kan akışı ile karşılaştırıldığı zaman dokunun daha iyi bir ses sinyali yansıtıcısı olduğu ve daha yavaş hareket ettiği gözlemlenmektedir. Dolayısı ile bu işlem esnasında enstrümantasyon filtreleri yüksek frekanslı gürültüleri ve düşük genlikteki yansıyan bölgeleri filtreleyecektir. Bu teknikle kalbin ya miyokardiyum ya da fibröz iskeleti görüntülenebilmektedir. Doppler tekniğinin temeli açıya bağımlı olduğundan dolayı açı bağımlı bir yöntemdir.

Doku doppleri ile normal doppler arasındaki temel fark: Doku dopplerinde durağan bölgelerin veya yavaş hareket eden bölgelerin analizi yapılırken, normal doppler tetkikinde kan akışı gibi hızlı hareket eden bölgelerin analizi yapılabilir.

DTI'deki önemli uygulamalardan biriside renkli doppler görüntülemesidir. Bu yöntemde; dokunun hareketlenmesine göre renk kodları kullanılarak dokunun hangi yöne ne kadar mesafe katettiği tespit edilebilmektedir. Şekil 1.18 de görüldüğü üzere kodlama kırmızı ve mavi renkler ile yapılmaktadır. Örneğin posterior duvarın anteriora doğru bir hareketinde proba yaklaştığı için kırmızı ile kodlanacaktır. Normal hareket eden ventriküler septum probdan uzaklaştığı için mavi ile işaretlenecektir. Bu durum duvarlar iki boyutlu ekseninde aynı anda hareket etseler bile değişmeyecektir. Renk ayarı isteğe göre tam tersine de çevrilebilir.

Doppler doku görüntülenmesinde görüntü kalitesini etkileyen bazı faktörler vardır. Çerçeve sayısının (frame rate) düşmesi, dinamik aralık değerinin izgesel örtüşmeye (aliasing) sebep olması bunlardan bazılarıdır.



Şekil 1.18 Doku doppler görüntülenmesi (<http://www.som.uq.edu.au> sitesinden alıntıdır)

1.8. Ekokardiyografik Sayısal Modlar

Kalp hareketli bir organ olduğundan kalbin gerçek zamanlı olarak incelenmesi hem klinikte kalbin niceliksel olarak aktivasyonunun görülmesi açısından hem de teşhis koyarken bazı sayısal değerlerin tespiti açısından önemlidir. Teşhis koyarken klinikte uygulanacak bazı sayısal modlar şunlardır.

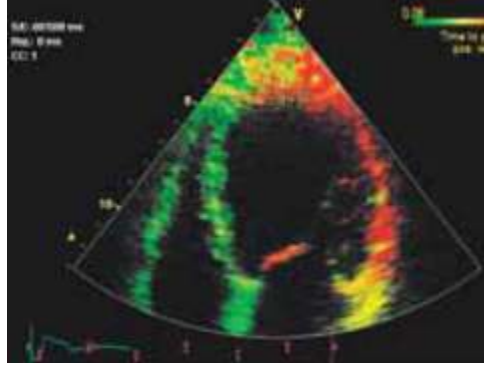
1.8.1. Doku hızını görüntüleme

Doku hızını görüntüleme (TVI- Tissue Velocity Imaging) renkli Doppler görüntüleme tekniğinin bir çeşididir. Bu teknikte donanımsal özel bir filtreleme ve yükseltme tekniği hareketli dokulardan doppler bilgisini almaktadır [21]. Doppler akış sinyalindeki zayıf ve yüksek hızlı sinyalleri yüksek kazançlı yükseltilmesi gerekirken TVI bu sinyalleri filtreleyerek yok eder. Sonuç olarak katı dokudan yansıyan sinyal daha yüksek bir genlikte gelerek doppler demodülasyonu öncesi daha az bir kazançta sinyal yükseltilmesine ihtiyaç duyulur [22]. Bu teknik miyokardiyal kasılmanın tespitinde ve enfarktüs sonrası anevrizmalı dokuların tespitinde kullanılabilir bir metoddur. İki boyutlu doku hızı görüntülemeye iki boyutlu bir çalışma alanından çıkartılan hız haritası ile sayısal analizlerin tanımlanmasında kullanılır.

1.8.2. Doku senkronizasyonu

Doku Senkronizasyon Görüntülemesi (Tissue Synchronization Imaging-TSI), doku hız görüntülemesine (Tissue Velocity Imaging-TVI) dayanan parametrik bir görüntüleme yöntemi olup; “gecikmeli” kardiyak duvar hareketlerinin değerlendirilmesi için yeni bir tekniktir. TSI parametrik görüntüsü (Şekil 1.19), kardiyak siklusun belirli bir bölümündeki tepe hızları belirlemek amacıyla doku hız sinyallerini görüntü üzerinde analiz eder. Bu tepe noktalar toplam hareket ile ilişkili olduğundan, gecikmiş duvar hareketleri gecikmiş tepe hızları yaratacaktır. Kardiyak siklusun belirlenen alanındaki gecikme miktarına göre, imajın o bölgesine

bir harita yada renk atanır. TSI'da renkler, doku hızının mutlak değerinden ziyade doku hareketinin gecikmesinin miktarını gösterir. Bu teknik, 2D görüntüler üzerine gerçek zamanlı olarak uygulandığında; renklerdeki değişim tecrübeli bir klinisyenin hem kalitatif hem de kantitatif olarak duvar hareketi gecikmesinin tespitini ve asenkronize duvar hareketini ayırt edebilmesini ve değerlendirilebilmesini sağlar [22-26].



Şekil 1.19 Doku senkronizasyonu görüntülenmesi (www.gehealthcare.com sitesinden alıntıdır)

1.8.3. Gerginlik oranı görüntülenmesi (Strain Rate Imaging-SRI)

Gerginlik ve gerginlik oranı görüntülenmesi miyokardiyal kasılma sonucu oluşan bölgesel doku hareket tespitinde kullanılmaktadır. Klinisyenlerin ultrasonik sinyallerin gidişi boyunca hız gradientleri elde etmelerini sağlayan bir tekniktir, böylece klinisyene miyokardiyal kasılma hakkında fikir vermektedir.

Özellikle dünya çapında birçok araştırmacı tarafından son zamanlarda kullanılan en popüler yöntemlerden birisi olan gerginlik oranı görüntüleme tekniği iskemik kalp problemlerinin teşhisinde kullanılmaktadır. Gerginlik ve gerginlik oranı görüntülenmesi bir insan gözünün yakalayamayacağı kadar hızlı olduğundan dolayı genelde görüntüler elde edildikten sonra yapılmaktadır.

1.9. Temel Kalp Hastalıkları

1.9.1. Kardiyomiyopati

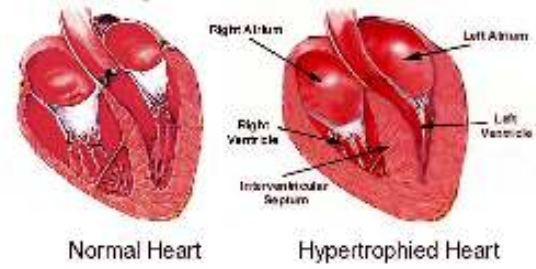
Kardiyomiyopati, kalp kasındaki bazı düzensizlikleri ve bozuklukları tanımlamak için kullanılan bir terimdir. Fakat son zamanlarda kardiyomiyopati kalp kasının hemodinamik ve histopatolojik temellere dayandırılan heterojen bozuklukların tanımı olarak da bahsedilmektedir. Kardiyomiyopati dört ana kategoride değerlendirilmektedir. Bunlar hipertrofik kardiyomiyopati, dilate kardiyomiyopati, sınırlayıcı (restriktif) kardiyomiyopati ve sınıflanamayan kardiyomiyopatilerdir. Dünya Sağlık Örgütü'nün 1980 yılında kabul ettiği fonksiyonel sınıflamada kardiyomiyopatiler 3 gruba ayrılrsa da (Dilate, Hipertrofik, Resktriktif) [27], pratikte bu klasik üç form kesin sınırlarla birbirinden ayrılamaz. Örneğin hipertrofik kardiyomiyopatide (HKM) ventrikül esnekliği bozulmuştur ve özellikle nonobstrüktif tiplerinde ventrikül dolum bozukluğu ön planda olduğundan resktriktif kardiyomiyopati alanına girilir. Yine obstrüktif hipertrofik kardiyomiyopatide (OHKM) gradiyent çok fazla ise terminal dönemde ventrikül kasılabilirliği iflas edebilir, küçük ventrikül kavitesi dilatasyona bağlı artar ve dilate kardiyomiyopati söz konusu olabilir.

1.9.1.1. Hipertrofik kardiyomiyopati

Hipertrofik kardiyomiyopati sol ventrikül duvarının açıklanamayacak şekilde kalınlaşması bozukluğuna denilmektedir. Görülen vakalarda bu hastalık daha çok aileden kalıtsal olarak gelmektedir [28,29]. Şekil 1.20 de görüldüğü üzere asimetrik ve belirgin hipertrofi ventriküler septumda oluşur. Bu da LVOTO (Left Ventricle Outflow Tract Obstruction – Sol Ventrikül Çıkış Alan Daralması) ya ve mitral regürjitasyona sebep olur. Bu anormallik “hipertrofik obstrüktif kardiyomiyopati” olarak bilinir.



Hypertrophic Cardiomyopathy



Şekil 1.20 Bir Hipertrofik kardiyomiyopati hastasının ekokardiyografi görüntüsü ve hipertrofik kardiyomiyopati hastalığı (<http://www.sphynxcatclub.co.uk/> sitesinden alınmıştır)

Hipertrofik kardiyomiyopati sonucunda kalpte oluşan büyüme kalpte hipokineziye ve EF'nin düşmesine sebep olur. Dolayısı ile iskemilere de sebep olmaktadır. Hipertrofik kardiyomiyopati gençlerde ve atletlerde ani kalp ölümlerinin en büyük sebeplerinden birisidir [30,31]. Belirtileri, hareket anında nefes darlığı, göğüste ağrı, baygınlık ve çarpıntıdır.

Hastalarda ekokardiyografik görüntüler üzerinde hipertrofik kardiyomiyopati gösterimi için kullanılan en temel özellik diyastolik sol ventrikül duvarının kalınlığının artışıdır. Bu hipertrofi ventriküler septumla sınırlandırılrsa da, sol ventrikül serbest duvarı ve kardiyak apeks'in bölgesel hipertrofisi de oluşmaktadır [32, 33, 34].

1.9.1.2. Dilate kardiyomiyopati

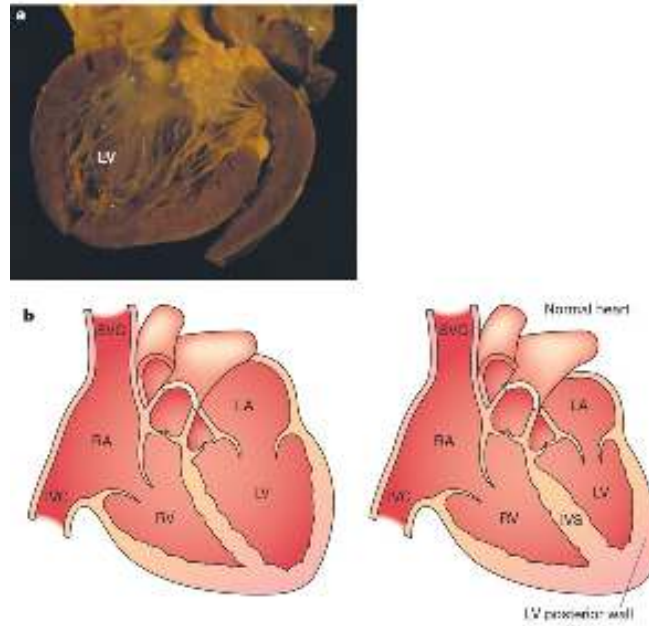
Sol ve/veya sağ ventrikülün genişlemesinin ve sistolik fonksiyon bozukluğunun olduğu, septum ve sol ventrikül serbest duvarını çok fazla kalınlaştırmayan ancak orta derecede hipertrofi ile karakterize, konjestif kalp yetersizliği, tromboemboli ve ani ölümle seyreden bir sendromdur. Genelde iki ventrikülde de dilatasyon vardır (Şekil 1.21, 1.22). Sıklıkla septal paradoks hareketler ve global hipokinezi vardır. Sistol ve diastol sonu boyutları artmıştır. EF(Ejeksiyon Fraksiyonu – Ejection Fraction) genellikle %35'in altındadır ileri derecede yetmezlik geliştiğinde EF %10

- 30 arasındadır. Atriyal büyüme sıklıdır. Ventriküler trombus, atrioventriküler kapak regürjitasyonları, perikardiyal effüzyon oluşmaktadır. İdiopatik, genetik, viral, immün, toksik nedenli olabileceği gibi, mevcut miyokardiyal yüklenme veya iskemi bulguları ile açıklanamayacak düzeyde miyokardiyal disfonksiyon gösteren diğer kardiyovasküler hastalıklarda da görülebilir (Tablo 1.1). İdiopatik dilate kardiyomiyopati; vakaların %50'sini oluşturur ve 100.000'de 36,5 görülür [35,36].

Tablo 1.1 Dilate kardiyomiyopati nedenleri

Tablo 1: Dilate Kardiyomiyopati Nedenleri	
Viral enfeksiyonlar (miyokardit)	Koksaki virüs, HIV, ekovirüs, rubella, varisella, kızamıkçık, EBV, kızamık, polio
Bakteriyel enfeksiyonlar	Difteri, mikoplazma, tüberküloz, sepsis
Riketsia enfeksiyonları	Psittakoz, kayalık dağlar ateşi
Paraziter enfeksiyonlar	Toxoplasma, Toksokara canis
Mantar enfeksiyonları	Histoplazma, kokkidiomycosis, aktinimikoz
Nöromusküler hastalıklar	Duchenne musküler distrofi, Friedreich ataksisi
Nutrisyonel faktörler	Kwashiorkor, pellagra, tiamin eksikliği
Kollajen vasküler hastalıklar	RA, SLE, dermatomiyozit, Kawasaki hast.
Hematolojik hastalıklar	Talasemi, orak hücreli anemi, Fe eksikliği
Koroner arter hastalığı	ALCAPA
İlaçlar	Antrasiklin, siklofosfamid, klorokin
Endokrin hastalıklar	Hipotiroidizm, hipertireoidizm,
Metabolik hastalıklar	Glikojen depo hastalıkları, karnitin eksikliği, feokromasitoma
Malformasyon hastalıkları	Cot-tow sendromu

ALCAPA: Pritörner sendromu olarak da bilinen aort, EBV: Epstein Barr Virüsü, HIV: İnsan immundefeksiyonu virüsü, RA: Romatoid artrit, SLE: Sistemik lupus eritematozus



Şekil 1.21 Dilate Kardiyomiyopati Hastalığı (www.nature.com sitesinden alıntıdır)

1.9.1.3. Restriktif kardiyomiyopati (Restrictive Cardiomyopathy)

Restriktif kardiyomiyopati, ventrikül sistolik fonksiyonları ve duvar kalınlıkları normal ya da normale yakın iken diyastolik doluşun bozulması, diyastol sonu volümün azalması ile karakterize olan bir kalp kası hastalığıdır. Restriktif kardiyomiyopatide değişik derecelerde atriyal dilatasyon bulunabilmektedir ve belirgin atriyal dilatasyonu olan vakalarda atriyal trombüs gelişimi daha sık görülmektedir. Trombüs, her iki atriyumda da görülebilmekte birlikte, genellikle atriyal apendikte küçük boyutta oluşmakta ve çoğunlukla asemptomatik seyretmektedir. Belirgin biatriyal dilatasyonu bulunan restriktif kardiyomiyopatili olgular, atriyal trombüs gelişimi açısından artmış risk altındadır. İdiyopatik sınırlayıcı kardiyomiyopati çocuklarda çok nadiren atriyal dev trombüse neden olur. Restriktif kardiyomiyopatiler, amilodiosis, endokardiyal fibroelastosis ve hemokromatosis olmak üzere üç ana grupta incelenmektedir.

Amiloidiosis

Amyloidosis, anormal proteinlerin vücutta bir ya da birden fazla organ sistemlerinde birikimidir. Amyloidosis ismi ilk kez yüzyıl öncesinden kullanılmıştı fakat sebepleri 300 yıl öncesinden tanımlanmıştı. Bununla beraber sadece son 20 yıl içinde hekimler, amyloid proteinin yapısını ve oluşumunu anladılar. Her ne kadar Amyloidosis bir kanser olmasa da, oldukça önemlidir. Hayatı tehdit edici ya da sakatlayıcı olabilir. Kalpte, miyokardiyal fiberler arasındaki bu anormal birikim öncelikle fonksiyonel anormalliklere sebep olur. En büyük problemi de kanın dolumunu sınırlamasıdır. Hastalığın ilerlemesiyle sol ventriküler sistolik bozukluğu daha hayati önem arz eder. Bununla beraber, bu durumun giderek bilinmesi, önemli yeni araştırma ve tedavi alternatiflerine yol gösterecek gibi görünmektedir.

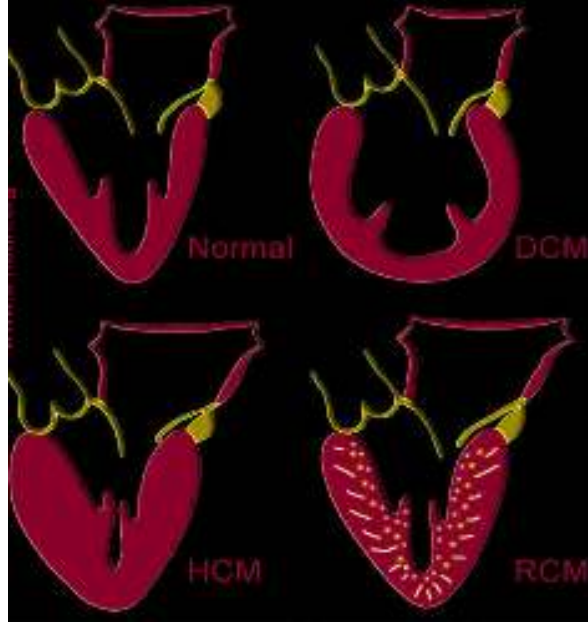
Amylodiosis ekokardiyografik görüntüde sağ ventrikül kalınlığında artış ve atrial büyüme olarak görülebilir. Miyokardiyal dokuda nokta nokta görülmektedir. Bunun sebebi amyloid maddesiyle miyokardiyal fiberlerin arasında bir akustik arayüz oluşmasıdır.

Hemokromatosis

Hastanın vücudunda demir miktarının normalin çok üzerinde olmasına neden olan hastalıktır. Bu hastalık direkt olarak kalp kasında da sorunlara sebep olabilmektedir Sol ventrikül dilatasyonu ve sistolik bozukluklara sebep olmaktadır.

Endokardiyal fibroelastosis

Endokardiyal Fibroelastosis kalpteki çok nadir görülen kalıtsal bir kalp kası hastalığıdır. Kalp odacıklarının birbirlerini bağlayıcı dokularının ve elastik fiberlerin artışı sonucu kas çizgilerinin incilmesi hastalığıdır. Genelde kalıtsal olarak x kromozumdan ya da otozomal resesifle aileden geçer. Bazı viral enfeksiyonların da kalıtsal olarak sebep veya tetikleyici olduğu görülmüştür [37].



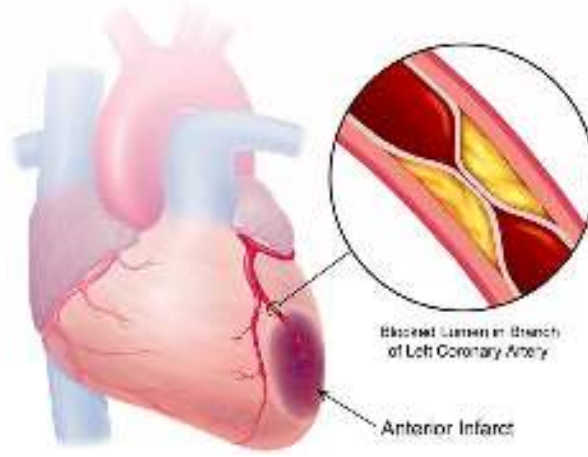
Şekil 1.22 Kardiyomiyopati türleri (www.e-heart.org sitesinden alınmıştır)

1.9.2. Miyokardiyal enfarktüs (Myocardial Infarction - MI)

Miyokardiyal enfarktüs koroner damarlara kan gidişinin bazı sebeplerden dolayı engellenmesi sonucu kalpte iskemilerin oluşması sonucu kalbin sistolik ve diyastolik fonksiyonunun bozulmasına denilmektedir. Bilinen en temel MI sebebi koroner arterlerin kandaki yüksek miktardaki lipid ve beyaz kan hücreleri ile birleşerek aterosklerotik plaklar oluşturarak kanın geçişini engellemesidir. Bu engelleme sonucunda oluşan iskemi ve oksijen eksikliği kalpte miyokardiyum dokusundaki hücrelerin ölmesine sebep olur (Şekil 1.23).

MI'ın klasik belirtileri ani göğüs ağrısı, nefes darlığı, mide bulantısı, kusma, çarpıntı, terleme, bunalma olup kadınlarda erkeklere nazaran daha az belirti görülmektedir. Enfarktüs geçiren hastaların tansiyonları ağrının başlangıcında refleks olarak yüksek bulunabilir. Sonraki saatlerde ise basınç düşer ve bu düşme hızlı ise hasta şoka girebilir. Büyük enfarktüslerde daha çok görülen bu şok tablosu ölümle sonuçlanabilir. Başlangıçta normal olan nabız sayısı tansiyonun düşmesi ile hızlanıp beraberinde ritm bozuklukları gelişebilir. Enfarktüs hastanın

kalbinin sol tarafını etkileyen büyük bir enfarktüs ise, ani sol kalp yetmezliği ile akciğer ödemi (solunum yetmezliği) gelişebilir. Enfarktüslü bölümün yırtılması ile ya kalp dışına kanama ile ani ölüm veya sağ ve sol kalbi ayıran bölmede delik oluşması ile ani kalp yetmezliği gelişebilir. Enfarktüs kalp kapaklarını çalıştıran kasları etkilemişse kapak fonksiyonlarının bozulması sonucu kalp yetmezliği oluşabilir.



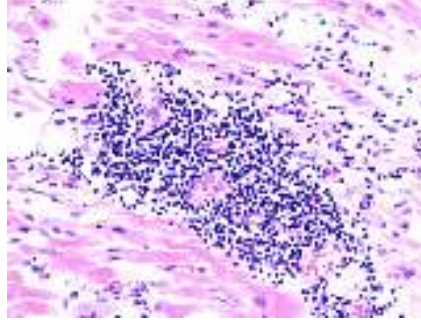
Şekil 1.23 Miyokardiyal Enfarktüs (www.uptodate.com sitesinden alıntıdır)

MI kapsadığı alana göre ikiye ayrılmaktadır. Subendokardiyal MI kalp duvarının sadece üçte birini kapsamaktadır. Transmural MI ise kalbin duvarının tümünü kapsamaktadır. Kalbin iç kısmı oksijene daha duyarlıdır. Çünkü koroner arterler epikardiyumdan endokardiyuma doğru inerler ve koroner arterlere doğru giden kan akışı kalbin sistolik hareketi esnasında engellenir [38-40].

1.9.3. Miyokardit

Miyokardit, kalbin kas dokusu olan miyokardiyumun iltihaplanması sonucu oluşan hastalığa verilen addır. Genelde enfeksiyon sonucu oluşan bir hastalıktır. Hastada göğüs ağrısına ve kalbin çalışmasında aksaklıklara sebep olur. Ama kalp kasındaki her bozukluk miyokardit değildir. Her enfeksiyon kalp kasını etkileyebilir, ama miyokarditten söz edilebilmesi için şekil 1.24 te görüldüğü gibi iltihabın kalp

kasına yerleşmesi gerekir ve kalple ilgili belirtilerin bütün öbür belirtileri geride bırakmalıdır.



Şekil 1.24 Kalp kasındaki iltihap ve miyokardit oluşumu(<http://commons.wikimedia.org> sitesinden alıntıdır)

Miyokardit belirtileri kalp kasının çalışmasındaki bozukluk sonucunda ortaya çıkar. Kalp kasında iltihap gelişmesi kalbin kasılma gücünü azaltır. Bunun sonucunda kalp her kasılmada aort'a daha az kan pompalayabilir; atardamar basıncı düşer ve dokulara daha az oksijen gider. Bu güç kaybını dengelemek üzere kalp aorta pompaladığı kan miktarını artırmak için daha hızlı çalışmaya, yani daha sık aralıklarla kasılmaya başlar ve dakikadaki kalp atım sayısı (nabız) yükselir. Hastanın ateşi yükselmeden kalp atımları hızlanırsa (taşikardi) bu bir miyokardit belirtisi olabilir. Taşikardiyle birlikte çarpıntı, yani kalp atışlarının hasta tarafından hissedilmesi ve kalp ritminde düzensizlik görülebilir. Göğsün kalp bölgesinde ağrı, nefes darlığı, çabuk yorulma gibi kalp yetmezliğine bağlı yakınmalar miyokarditin öbür belirtileridir. Kalp kasının iltihaplanma sonucunda hasar görmesine bağlı olarak kas dokusu genişler, işlevi azalır ve sonunda kalp yetmezliği gelişir. Kalp yetmezliğinde akciğerlere ve dokulara yeterince kan pompalanamadığından kandaki ve dolayısıyla dokulardaki oksijen düzeyi düşer. Kalp atım sayısının artması gibi solunum ritminin hızlanması da oksijen azlığı gidermeye yönelik bir dengeleme mekanizmasıdır. Oksijen düzeyinin düşmesi nedeniyle dokular kandan daha fazla oksijen çektiğinde kanda indirgenmiş hemoglobin miktarı artar. Buna bağlı olarak Özellikle ayak ve el parmakları gibi uç bölgelerdeki deride morarma belirir. Hasta güç (efor) gerektiren işler yaparken çabuk yorulur, çalışma gücü azalır. Kalp kasının işlevini daha fazla yitirmesi durumunda dengeleme mekanizmaları yetersiz kalır ve belirtiler ağırlaşarak hastanın günlük etkinliklerini

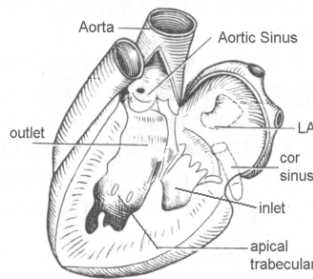
iyice sınırlar. Belirgin bir kalp yetmezliğinde özellikle gece başlayan ani solunum güçlüğü, öksürük nöbetleri, nabız düzensizliği gibi belirtilerin yanı sıra dokularda sıvı tutulmasına bağlı ödem de görülür.

Miyokardit vücudun çeşitli bölgelerindeki iltihabın kalp kasına ulaşarak burada yerleşmesi sonucunda gelişerek ortaya çıkabilmektedir. Enfeksiyon kökenli birçok hastalık, örneğin Cocksackie ve grip virüslerinin yol açtığı enfeksiyonlar, difteri toksini, kızıl, akut ateşli romatizma, toksoplazmoz, trişinoz, Chagas hastalığı, riketsiya bakterilerine bağlı hastalıklar, AIDS gibi enfeksiyonlar miyokardite neden olabilir. Alerjik hastalıklar, bağdokusu hastalıkları, bazı zehirli kimyasal maddeler ve radyasyon da miyokardite yol açabilir. Miyokardit ayrıca kalıtsal tipte ilerleyici bir kas hastalığı olan miyasteniye bağlı olarak gelişebilir. Hiçbir nedene bağlanamayan miyokarditler de vardır [41].

1.10. Gerginlik Oranı ve Temelleri

1.10.1. Sol ventrikül ve çıkış oranı

Dolaşım sisteminin en önemli organı olan kalbin en kritik odacığı sol ventriküldür (Şekil 1.25). Çünkü sol ventrikül kanın kalpten çıkış bölgesidir ve yer çekimine karşı basınçla kanı aorta gönderdiği için hem kalbin en büyük odacığı hem de en güçlü odacığıdır.



Şekil 1.25 Kalbin sol ventrikülü

Sol ventrikülde, MI veya dilate kardiyomiyopati sonucu olabilecek hipokinezi sebebiyle sol ventrikülde anevrizmalar oluşabilmekte olup ve bunun sonucu olarak çıkış oranı (Ejection Fraction – EF) düşmesi yaşanabilmektedir. EF düşmesi %55'in altına düştüğü zaman vücutta kritik bölgelerde iskemiler oluşmaya başlayacaktır. EF tespiti şu formülden hesaplanmaktadır (1.1).

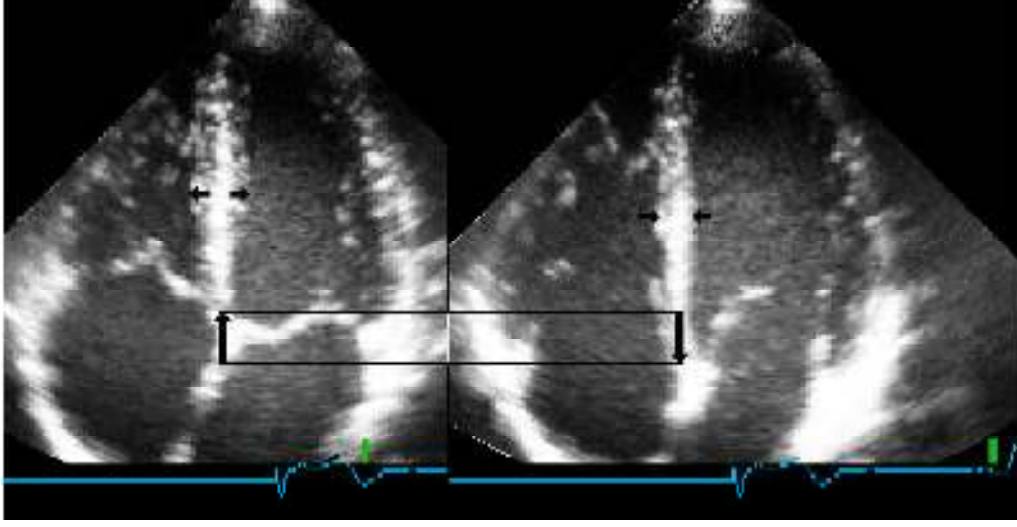
$$EF = \frac{EDV - ESV}{EDV} = \frac{SV}{EDV} \quad (1.1)$$

Burada, EF ejeksiyon fraksiyonunu, EDV Diastol sonu hacmi (End Diastolic Volume), ESV Sistol sonu hacmi (End Systolic Volume), SV de vuru hacmini (Stroke Volume) göstermektedir. 70 kg ağırlığında sağlıklı bir insanda SV'nin 70 ml civarında olduğunu kabul edersek, EDV değeri de 120 ml civarında olursa 70/120 den %58'lik bir EF değeri elde ederiz.

1.10.2. Kalbin miyokardiyal deformasyonu

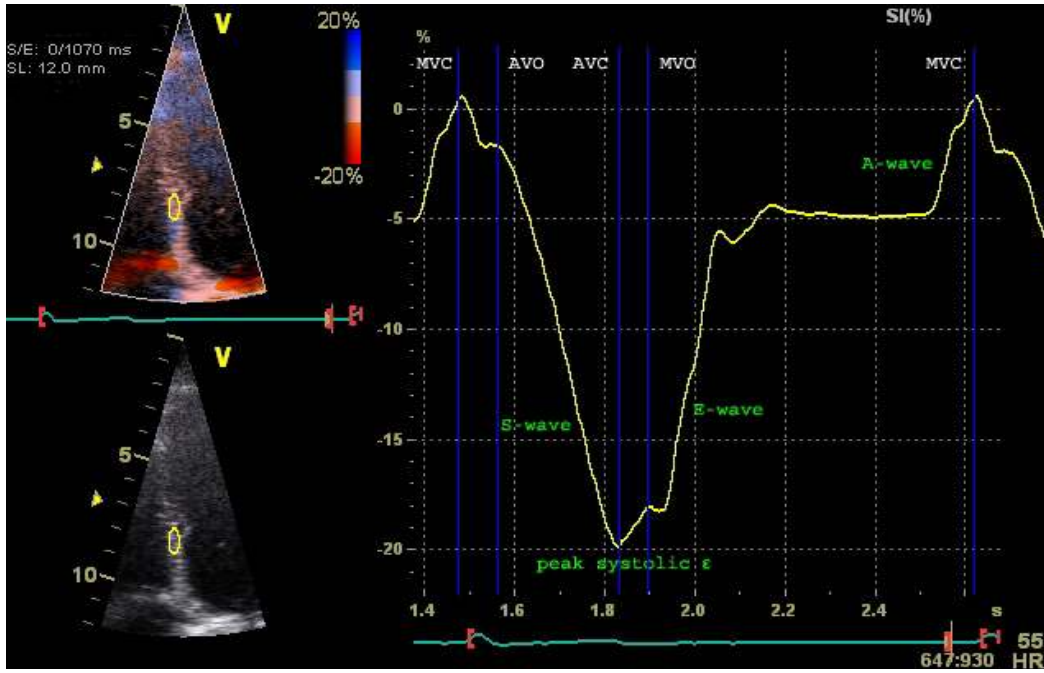
Kalpdeki elektromekanik hareketleri takiben, miyokardiyum sistol boyunca sarkomer kısalmasından dolayı deformasyona uğrar. Bu deformasyon intrakaviter şekilde bir küçülmeye sebep olur. Kanın ventrikülden çıkışı bu küçülmenin sonucudur. Diastol zamanında dinlenim durumuna geçmesi ve sol atriumdan kanın dolumu sebebiyle ventrikül tekrar orijinal boyutuna döner. Miyokardiyal doku neredeyse sıkıştırılmaz olduğundan dolayı, ventriküler duvarın hacmi kardiyak siklus boyunca aynı kalmaktadır ve böylece 3 boyutlu olarak deforme olmaktadır. Sistol boyunca üç ventriküler koordinat olarak gösterilen üç boyutlu deformasyon gerçekleşmektedir. Bunlar lonjitudinal kısalma, çevresel kısalma ve radyal daralmadır. Lonjitudinal kalp hareketi ve transmural kalp hareketi birbirlerine zıt hareketlerdir. Şekil 1.26 da gösterildiği gibi ventrikül kıaldıkça duvar genişler, ventrikül uzadıkça duvar inceler. Miyokardiyal deformasyon tek boyutlu bir parametre olan gerginlik ile (ϵ) gösterilir. Gerginlik bir kardiyak siklus boyunca toplam deformasyonu tanımlar ve yüzde ile gösterilir. Lokal sistol sonu gerginlik

değeri bölgesel EF'ye ve global LV sistol sonu gerginlik değeri LV EF'ye yansımaktadır.



Şekil 1.26 Transmural ve Lonjitudinal Strain (<http://folk.ntnu.no/stoylen> sitesinden alıntıdır)

Şekil 1.27 de gösterildiği gibi kardiyak siklusun farklı fazları kolaylıkla tanımlanabilir. Sistol esnasında strain değeri daha negatife (S-dalgası) doğru düşer. S dalgası düşerken aortik kapak kapanmasından dolayı bir negatif pik oluşur. Bu pik kasılma esnasındaki maksimum lonjitudinal kasılma miyokardiyal kısalmayı gösterir. (Pik sistolik gerginlik –peak systolic strain). Diastol esnasında gerginlik değeri 3 fazda sıfıra doğru dönmektedir. Bunlar sırası ile erken veya hızlı dolma fazı (E-dalgası), plato fazı ve atrial dolum fazıdır (A- dalgası) [42].



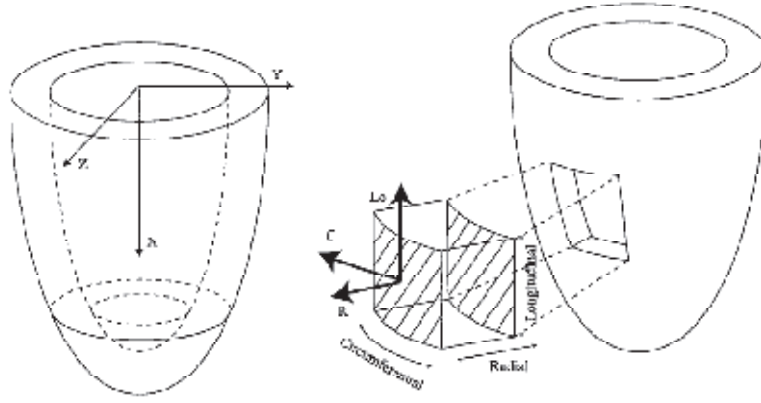
Şekil 1.27 Kardiyak Siklusun fazları

1.10.3. Kalbin Koordinat Sistemi

Kalbin eksenel yapısını incelerken bir Kartezyen koordinat sistemi tanımlamaktan çok, lokal bir miyokardiyal duvar analizi yapılabilir. Miyokardiyal duvar üç eksen üzerinde incelenir. Bunlar;

- Radyal (R) eksen: epikardiyuma dik, dışarı doğru işaretlenen bölgedir.
- Lonjitudinal (Lo) eksen: Radyal eksene dik epikardiyum'a eğimli bir açı ile durmaktadır. Ventrikülün taban kısmına (base) doğru işaretlenen bölgedir. Lateral veya septal duvar üzerinde bulunduğundan apekten uzak kalır.
- Çevresel (C) eksen: Hem radyal hemde lonjitudinal eksene diktir.

Şekil 1.28 de bu üç eksenin bir kalp modeli üzerinde gösterilmiştir. Ekokardiyografik görüntüler üzerinde her biri eksen üzerinde değişik gerginlik ve gerginlik oranı teknikleri uygulanmaktadır.



Şekil 1.28 Kalbin koordinat sistemi. (<http://folk.ntnu.no/stoylen> sitesinden alıntıdır)

1.10.4. Gerginlik oranı ve matematiksel analizi

1.10.4.1. Gerginlik

1980'lerin başından günümüze kadar çeşitli gerginlik oranı ölçüm yöntemleri geliştirilmiştir. Asıl olan gerginlik ve gerginlik oranı yöntemleri genellikle böbrek karaciğer prostat gibi sabit organlar için geliştirilmiştir. Bu metodlarda katı dokular daha elastik dokulara nazaran daha az deformasyona uğrarlar. Bu durumda gerginlik ölçümü direkt olarak dokunun elastik özellikleri ile alakalıdır. Bu sebepten bu tekniğe aynı zamanda elastografi de denilmektedir. Ancak, bu pasif sıkıştırma herhangi bir dış güç tarafından gerçekleştirilmesine gerek kalmaksızın vücudun kendi kendisine yarattığı bir sıkıştırmadır. Örneğin kanın arteryel basınç altında intraluminal darbe davranışı intravasküler ultrason ile görüntülenen arter duvarlarının deformasyonunun bulunmasında kullanılabilmektedir. Son zamanlarda da bir çok ultrason tekniği kalpteki miyokardiyal deformasyonun bulunması için geliştirilmiştir. Elastografi prensiplerine dayanarak birçok algoritma geliştirilmiştir. Kalbin elastografik gerginlik ölçümünde karşılaşılan en büyük problem kalbin birçok miyokardiyal segmentinin deformasyon ve yüksek hareketten oluşmasıdır [43].

Gerginlik(strain), günlük dilde genişleme anlamına gelmektedir. Bilimsel anlamda ise bir malzemenin esneme göstermesinden sonra, uzama miktarının ilk boyuna

oranı olarak bilinmektedir. Gerginlik aslında karmaşık bir içeriğe sahiptir. Ama doğrusal gerginlik Lagrangian formülü (1.2) ile tanımlanır.

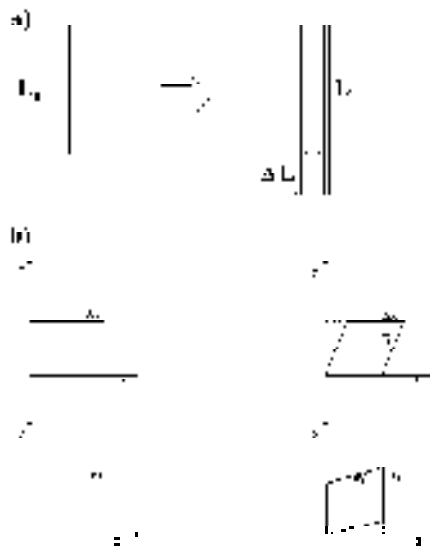
$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (1.2)$$

Bu formülde L son boyu L_0 ilk boyu göstermektedir. Buradan da anlaşılacağı üzere negatif gerginlik cismin sıkışmasını pozitif gerginlik cismin genişlediğini göstermektedir. Şekil 1.29.a. ve Şekil 1.30 da gösterildiği üzere Lagrangian gerginliği sadece tek boyutlu olarak göstermektedir. Şekil 1.29.b.'de gösterildiği üzere iki boyutlu gerginlik gösteriminde ise iki tane kesme gerginliği iki tane de normal gerginlik olmak üzere 4 tane durum devreye girmektedir.

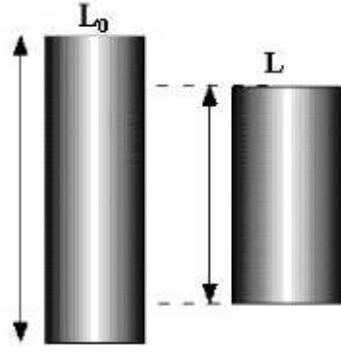
Sıkıştırılmaz cisimlerde ise gerginlik dengelidir. Yani cisim hacmini korumakta olup değişiklik göstermez. Herhangi bir kesme gerginliğinin olmadığını varsayarsak, her üç boyutun gerginliklerinin toplamı sıfır olacaktır (1.3).

$$\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z = 0 \quad (1.3)$$

ε_x , x ekseninde gerginlik, ε_y y ekseninde gerginlik, ε_z z ekseninde gerginliği göstermektedir.



Şekil 1.29 Tek boyutlu ve iki boyutlu deformasyon



Şekil 1.30 Malzeme gerginliği sonucu boyutunun değişmesi

Lagrangian gerginliği yanında anlık gerginlik olarak bilinen ikinci bir gerginlik tipi daha bulunmaktadır. Bu gerginlik tipinde ilk boy olarak dikkate alınacak değer cismin anlık gerginlik değerindeki boyudur. Yani bir başka deyişle cismin asıl boyu bir önceki boyu olarak dikkate alınmaktadır. Cismin boyu deformasyondan önce ve sonra bilinmediği zaman fakat anlık deformasyon işlemi esnasında anlık gerginlik şu şekilde tanımlanır (1.4).

$$\varepsilon(t) = \frac{L(t) - L(t_0)}{L(t_0)}, \quad (1.4)$$

Bu formülde anlık boy $L(t)$ ilk boy $L(t_0)$ olarak gösterilmektedir. Bunun yanı sıra deformasyon bir önceki zamandaki boy ile orantılı olarak zaman farkı ile değişebilir (1.5).

$$d\varepsilon_N(t) = \frac{L(t+dt) - L(t)}{L(t)} \quad (1.5)$$

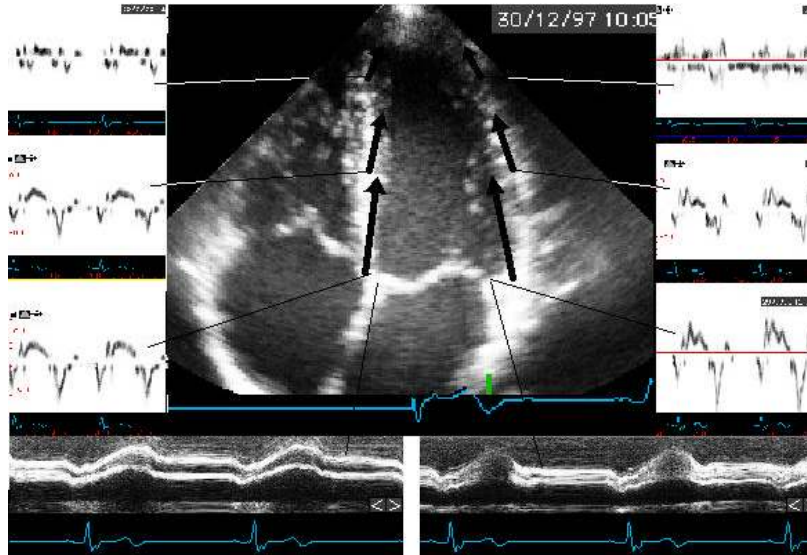
dt zamanı boyunca oluşan deformasyonu ölçmek için bu formül kullanılmaktadır. [44-48]. Sağlıklı bir kalp kasında tipik bir longitudinal lagrangian gerginlik -15 % ile + % 25 arasındadır.

1.10.4.2. Miyokardiyal gerginlik oranı

Gerginlik oranı terimi zamana karşı deformasyon anlamına gelmektedir. Gerginlik değerinin zamana karşı türevine denir. Miyokardiyal deformasyonun tespiti ve bununla beraber EF tespitinde de kullanılır. Aşağıdaki formülle hesaplanır (1.6).

$$SR = \frac{S}{\Delta t} = \frac{(\Delta L/L_0)}{\Delta t} = \frac{(\Delta L/\Delta t)}{L_0} = \frac{\Delta V}{L_0} \quad (1.6)$$

Burada ΔV değeri ortalama boy değişim hızına karşılık gelmektedir. Bu formülde ölçülen gerginlik oranının birimi 1/s dir. Bu da Hz birimini temsil etmektedir. Ama Hz genellikle periyodik sinyallerin gösteriminde kullanıldığı ve gerginlik oranı değeri de sürekli değişken bir değer gösterdiğinden dolayı 1/s birimi daha çok kullanılır. Klinikte ise % değerinin birim saniyedeki değeri olarak değerlendirilir [49]. Şekil 1.31 da görüldüğü üzere sol ventrikülde apeks den baza doğru indiğimiz zaman hareketin artış gösterdiği görülmektedir.

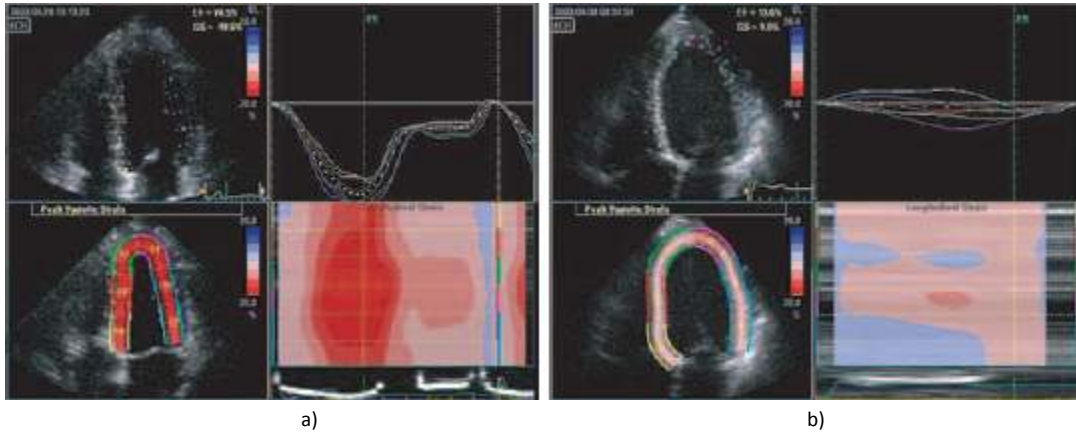


Şekil 1.31 Sol ventrikül duvarı üzerinde apeks ortaduvar ve bazal bölgedeki hızların değişimi (<http://folk.ntnu.no/stoylen> sitesinden alıntıdır)

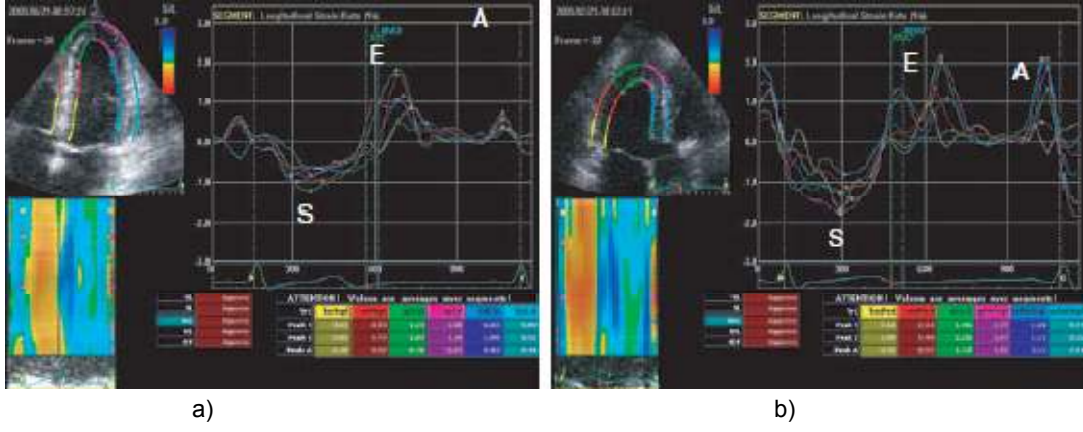
Gerginlik oranı ve gerginlik teorikte birbirleri ile bağlı parametreler gibi görünse de pratikte birbirleri ile bağlantılı değildir. Kasılma oranı azalabilir ancak süregelen

kasılma bunu telafi edebilir. Dolayısı ile toplam gerginlik azalmazken gerginlik oranı azalabilir. Bu çok bariz bir şekilde çıkış (ejeksiyon) fazındaki sistolik gerginliğin düştüğü akut iskemi hastalarında sistol sonrası kalp kasının kışalmasında görülmektedir. Artan kalp atım hızına bağlı olarak gerginlik oranı da artmaktadır fakat sistolik kışalma ile beraber toplam gerginlik artmayabilir. Dolayısıyla vuru hacminde de artış olmaz. Hesaplanan gerginlik oranı grafiğinin integrali gerginliği vereceğinden zaman eğiminde bir düzleşme ve gürültüde azalma görülür.

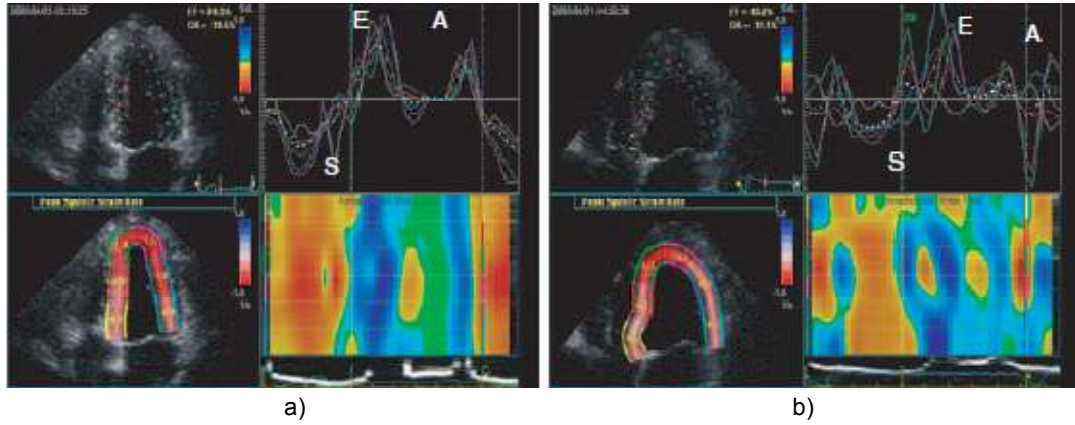
Aynı zamanda normal ve hastalıklı bir kalpten elde edilen gerginlikleri de farklı olacaktır. Şekil 1.32 de görüldüğü üzere sağlıklı ve kardiyomiyopati hastası bir insanın kalp gerginlikleri arasında belirgin bir fark görülmektedir. Bununla beraber şekil 1.33 de yaş farkına bağlı olarak miyokardiyal gerginlik oranının değiştiği görülmektedir. Şekil 1.34 da hipertrofi rahatsızlığı olan bir hasta ile sağlıklı bir hastanın gerginlik oranı arasındaki fark görünmektedir. Gerginlik ve gerginlik oranı arasındaki grafiksel ilişki şekil 1.35 da görülmektedir [49].



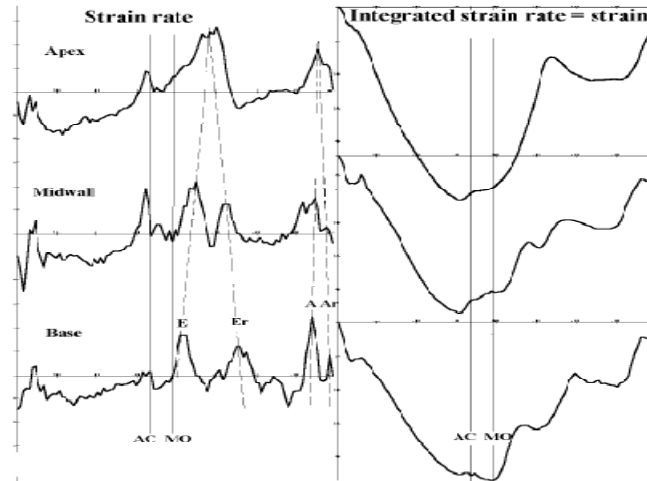
Şekil 1.32 Normal ve Kardiyomiyopatik bir hastanın gerginliklerinin karşılaştırması a) Normal bir kişinin gerginlik grafiği b) Dilate kardiyomiyopati hastasının gerginlik grafiği



Şekil 1.33 Yaş farkına bağlı olarak gerginlik oranının değişimi a) 28 yaşında sağlıklı bir bayanın normal gerginlik oranı b) 60 yaşında sağlıklı bir bayanın gerginlik oranı



Şekil 1.34 Normal bir gerginlik oranı ile hipertrofi sonucu oluşan gerginlik oranı arasındaki fark a) Normal bir gerginlik oranı b) Sol ventrikül hipertrofisi olan bir hastanın gerginlik oranı



Şekil 1.35 Gerginlik ve Gerginlik oranı arasındaki ilişki (<http://folk.ntnu.no/stoylen> sitesinden alınmıştır).

1.10.4.3. Hız gradienti

Hız gradienti, M-mode ekokardiyografik miyokardiyal duvar görüntüleri üzerindeki miyokardiyal hızların lineer regresyonlarının eğimi olarak tanımlanabilir (1.7). Bu da epikardiyal ve endokardiyal hızların duvar kalınlığına oranlanmasına eşittir.

$$VG = \frac{V_{endo} - V_{epi}}{W} = \frac{\Delta v}{W} \quad (1.7)$$

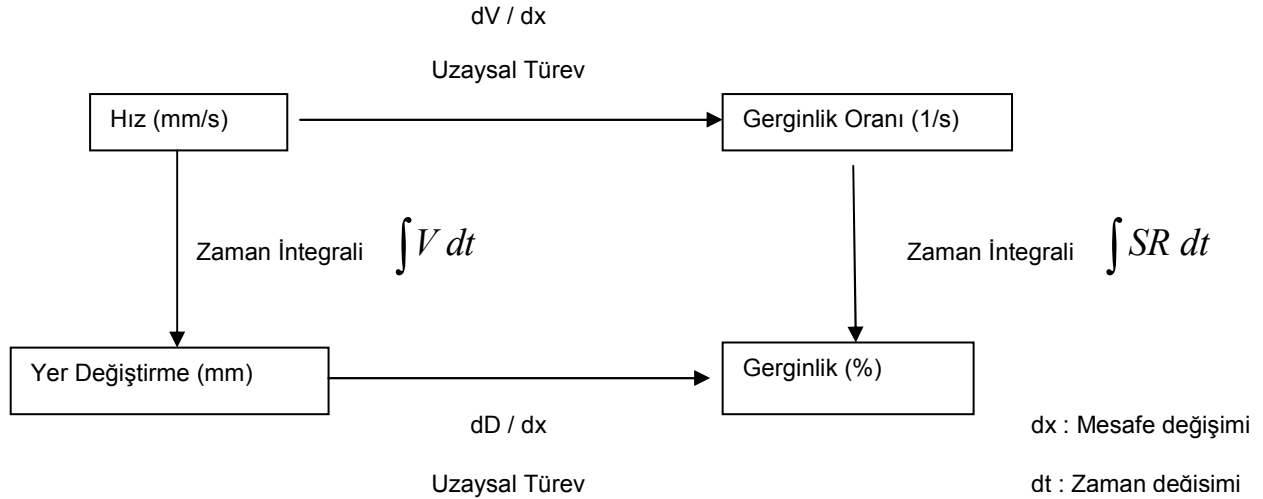
Burada VG hız gradientini (Velocity Gradient) V_{endo} endokardiyal hızı V_{epi} epikardiyal hızı W duvar hızını göstermektedir. Aynı zamanda, ultrasonik tarama çizgisinin duvara dik olmadığı yerlerde duvar boyunca kısımların, transmural hız gradienti tespit edilebilmektedir (1.8). Transmural gerginlik oranı, duvar kalınlığının değişim oranı olarak tanımlanabilir.

$$\dot{\epsilon} = \frac{\Delta W / W_d}{\Delta t} \approx \frac{\Delta W / \Delta t}{W} = \frac{\Delta v}{W} \quad (1.8)$$

Diyastolik hızlar duvarın aşağı kısmında apeks'e doğru gidildikçe azalmaya başlar ve ventrikülün longitudinal hız gradientleri vardır. Hız gradientinin formülü ayrıca şu şekilde de tanımlanabilir (1.9) [50].

$$VG = \frac{(v_2 - v_1)}{r} = \frac{\Delta v}{r}, \quad (1.9)$$

Şekil 1.36 ve şekil 1.37 de doku hızları ile gerginlik oranı arasındaki ilişki görülmektedir. Burada görüleceği üzere gerginlik oranı direkt olarak hız gradienti ile ilişkilidir.



Şekil 1.36 Hız- yer değişimi – gerginlik ve gerginlik oranı ilişkisi

1.11. Medikal Görüntülerinin İşlenmesi

Medikal video ve görüntülerin işlenmesi özellik çıkarımında (feature extraction) da kullanılmaları açısından önemlidir. Çünkü bir medikal görüntü üzerinde bir dokuyu, bir tümörü, bir spesifik bölgeyi ayırt etmek her zaman kullanıcıya hem zaman hem de iş kolaylığı kazandırır.

Bu açıdan video bir “frame” ler dizisi olarak düşünülecek olunursa, her bir frame üzerinde bir image processing işlemi yapılarak aslında video üzerinde işlem yapmış olunur. Videoların gerçek zamanda işlenmeleri ile ham veri (raw data) olarak alınıp sonradan işlenmelerinde çok farklı yöntemler kullanılmıştır. Örneğin genel olarak bir çok gerçek zamanlı obje, hareket ve özellik izleme algoritmaları kalman filtreleme ve aktif kontörler ile yazılırken ham veri olarak alınan görüntüler daha çok korelasyon analizi ve görüntü tanıma ile yapılmaktadır. Özellikle görüntülerin hareketli takibi (motion tracking), özellik çıkarımı(feature extraction), görüntü tanıma(pattern recognition), filtreleme ve görüntü üzerinde matematiksel işlemler görüntü işleme ve özellik çıkarımı konusunda programcılarının yardımcısı olmuştur.

1.10.1. Hareket izleme

Hareket izleme, bir video içerisindeki belirli nesnenin çerçeve çerçeve işaretlenerek ya da nesnenin etrafını belirli bir şekille kaplayıp çerçeve çerçeve nesnenin şeklinin veya değiştirdiği konumun izlenmesine hareket izleme (motion tracking) denir. Hareket izleme algoritmaları hareketi izlenecek nesneye göre hareketin yönüne ve şekline göre değişmektedir. Örneğin bir insanı yürürken izlemek ile yürürken elini sağa sola sallaması veya vücuduyla yürürken değişik hareketler yapmasını izlerken kullanılacak algoritmalar çok farklı olacaktır. Genel olarak kullanılan algoritmalar kalman filtre, korelasyon analizi, mutlak farkların toplamı, pel fark sınıflandırılması, integral projeksiyonu ya da aktif sınırlar (active contours) dır. Şekil 1.38 de görüldüğü üzere bir metro istasyonunda bir yolcunun güvenlik kamerasında izlenmesi işlemi görülmektedir. [50,51]

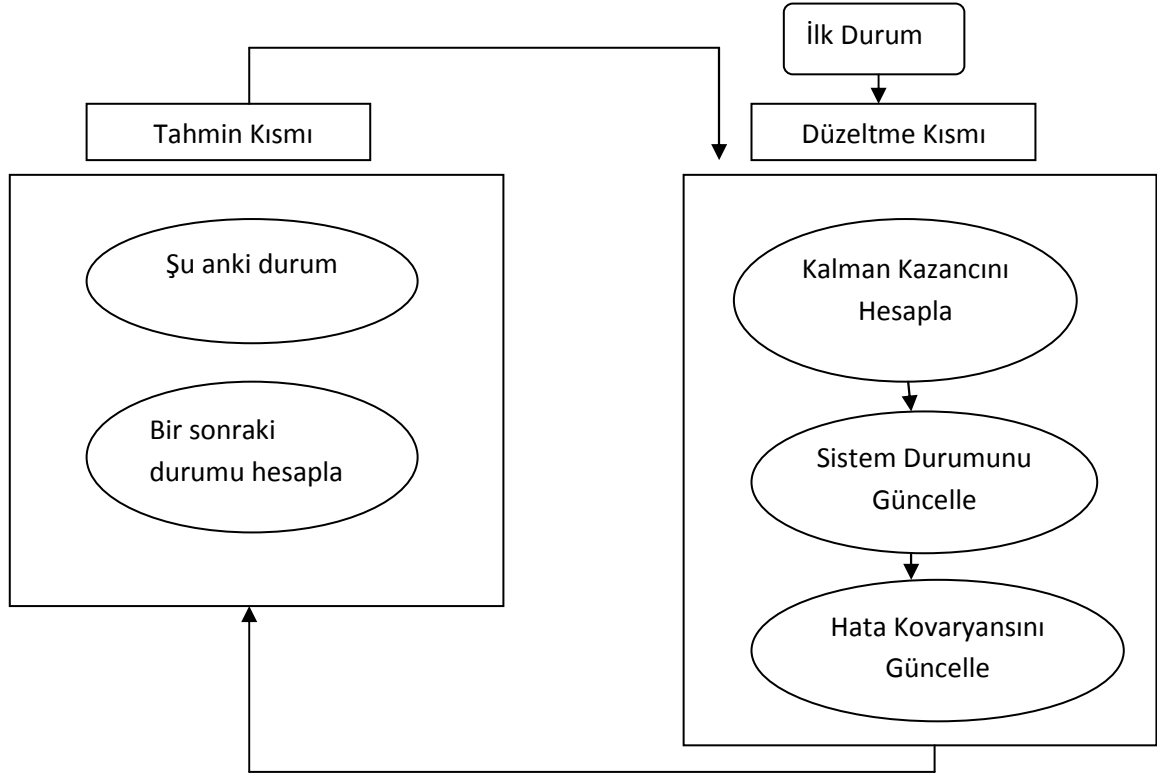


Şekil 1.37 Bir metro istasyonundaki yolcunun hareket izleme algoritması kullanılarak izlenmesi

1.10.1.1. Kalman filtresi ile hareket izleme

Kalman filtresi nesne izleme algoritmalarında sıklıkla kullanılan bir yöntemdir [52]. Macar asıllı Amerikalı bilim adamı Rudolf Emil Kalman tarafından bulunmuştur. Kalman filtresi durum uzayı modeli ile gösterilen dinamik bir sistemde, modelin

önceki bilgileriyle birlikte giriş ve çıkış bilgilerinden sistemin durumları tahmin edilebilen bir filtredir (Şekil 1.39). Gerçek zamanlı sistemlerde yer ve konum belirtmede kullanılabilmektedir. GPS sistemlerinde, hedef belirleme ve izleme sistemlerinde ve yüz tanıma sistemlerinde kullanılmaktadır. Durum tahmini konusunda başarılı bir sistemdir.



Şekil 1.38 Yapısal kalman filtre algoritması

Kalman filtresi birçok alanda olduğu gibi ekokardiyografik görüntülerin izlenmesinde de kullanılmaktadır. Kalman filtresi ile yapılan en efektif çalışmalar aktif sınırlar (active contours) ile sol ventrikülün belirlenmesinden sonra direkt olarak hareket izlenmesi ile gerçekleşmektedir [53].

1.10.1.2. Korelasyon analizi ile hareket izleme

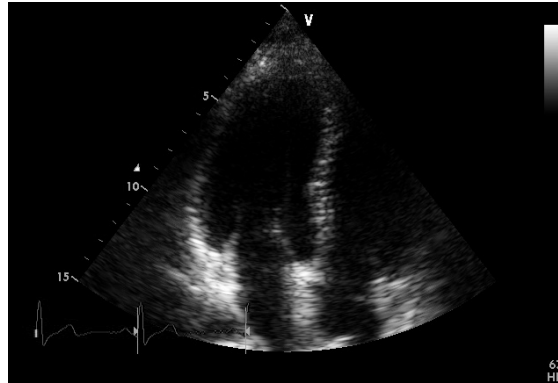
Korelasyon analizi ile yapılan çalışmalarda genel olarak şablon eşleştirme (template matching) yapılmaktadır. Bu işlemde amaç kullanıcının belirlediği veya önceden tanımlı bir şablonu bir görüntünün üzerinde arattırıp ortaya çıkan matrisin içinde korelasyon katsayısının maksimum olduğu koordinatların görüntü üzerinde karşılık gelen noktaların belirlenmesidir. Ancak bu durum 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüler üzerinde yapılan çalışmalarda farklılık göstermektedir. Çünkü çerçeve elde etme hızı (frame acquisition rate) belli olmayan 2 boyutlu görüntüler üzerinde yapılan çalışmalarda iki ardışık çerçeve arasındaki yüksek hareket hızından dolayı kalp deformasyonu yeterli verimde ölçülememektedir. 3 boyutlu görüntüler üzerinde yapılan çalışmalarda ise bu deformasyon kontrol edilemediğinden dolayı sağlıklı sonuçlar elde edilememektedir. Ancak bununla beraber 2 boyutlu görüntülerde çalışılırken açığa bağımlılığın azaltılması ve sinyal gürültü oranı arttırılmıştır [54].

2. YÖNTEM

Bu problemde elimizdeki ekokardiyografi görüntüleri üzerinde seçilen belirli bir bölgenin hareketi izlenmek istenmiştir. Bu hareketi izleyerek kalpte çeşitli hastalıklar sonucu ortaya çıkabilecek kasılma ve gevşeme problemlerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Hareketi izlemek için MATLAB¹ tabanlı bir nokta izleme (speckle tracking) algoritması geliştirilmiştir. Bunun için elimizdeki General Electric marka Vivid 7 Pro model cihazdan 1,5-3,5 MHz'lik sektör prob aracılığı ile elde edilen şekil 2.1 de görülen iki boyutlu apikal iki odacık şeklindeki görüntülerden faydalanıldı. Elde edilen görüntüler cihaz üzerinde herhangi bir işleme tabi tutmadan DICOM formatında ham veri olarak bilgisayara aktardık. Noktaları izlemek için dört aşamadan oluşan bir algoritma geliştirilmiştir. Bu aşamalar;

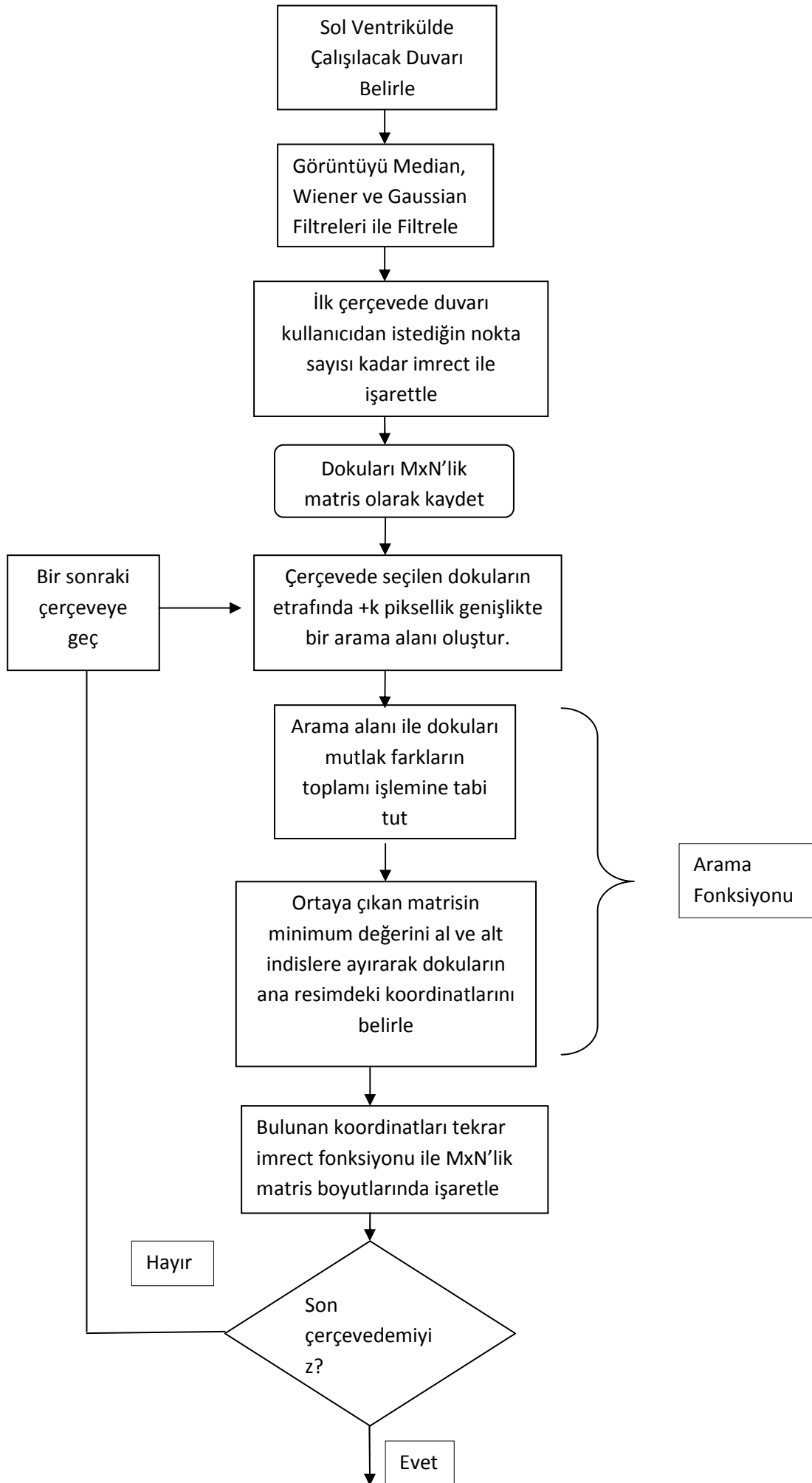
- Görüntüleri okutma ve filtreleme
- Bölge ve doku belirleme
- Dokuyu şablon işleme yöntemi arattırma ve Nokta İzleme
- Gerginlik ve gerginlik oranı hesaplanması ve grafikleri şeklindedir.

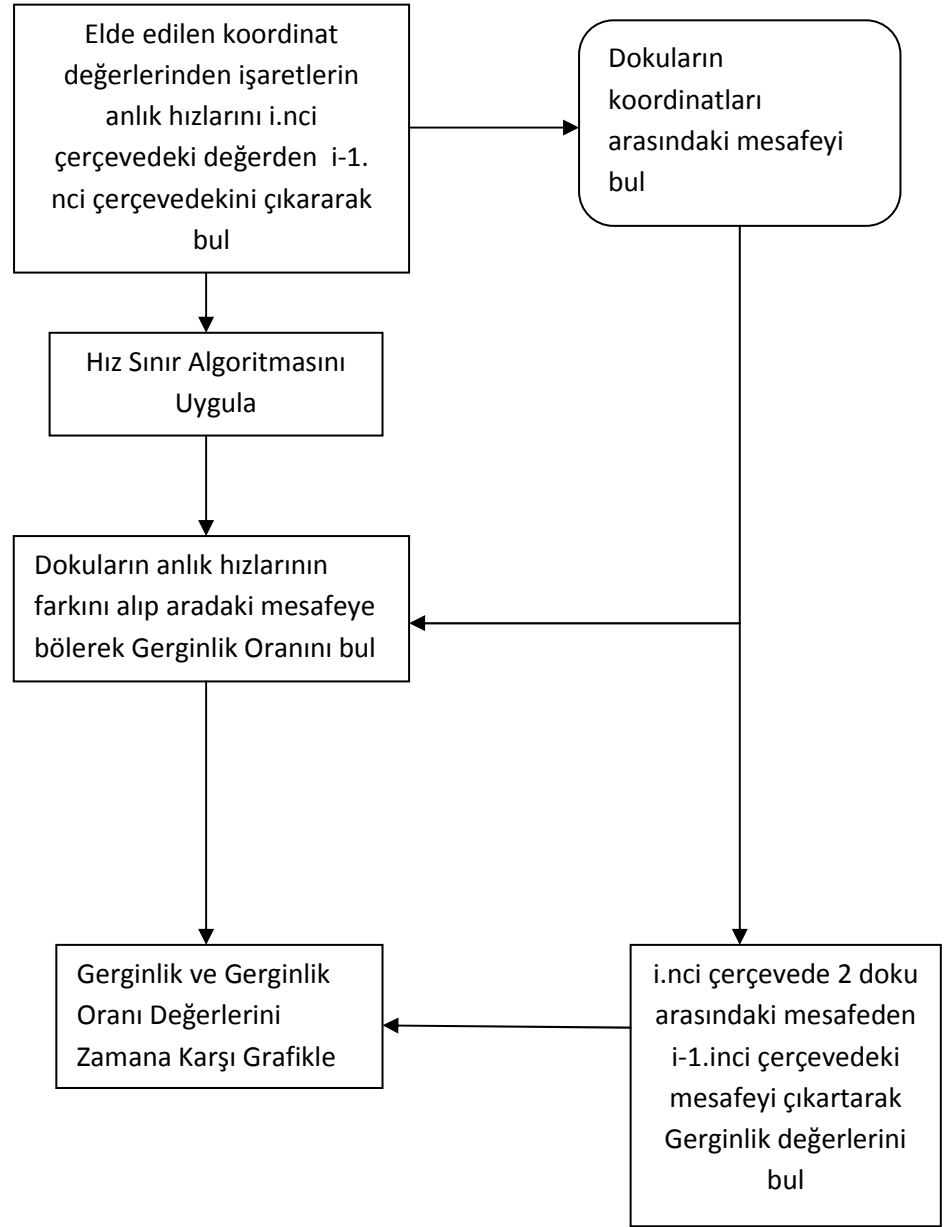
Algoritmanın akış diyagramı şekil 2.2 de detaylı bir şekilde görülmektedir.



Şekil 2.1 Apikal 2 boşluk görüntü

¹ Matlab : Mathworks firmasının bir ürünüdür.





Şekil 2.2 Kullanılan Yöntemin Akış Diyagramı

2.1. Görüntüleri Okutma ve Filtreleme

2.1.1. Görüntüleri okutma

Ham ekokardiyografi görüntülerinin çoğunluğu DICOM formatındadır. DICOM formatındaki görüntüler hem hafızada daha az yer kapladığından hemde sıkıştırılmamış bir ham veri (raw data) olduklarından kullanılması daha kolay olmuştur. Örneğin 45 çerçevelik bir ekokardiyografi videosu avi formatında 50 MB kadar yer tutarken, DICOM formatında yaklaşık 5 ila 6 MB arasında bir yer tutabilmektedir. Dolayısı ile ham veri elde edilir edilmez –herhangi bir DICOM dan avi'ye format çevirme programı kullanmaksızın- kullanma şansı olmaktadır. Bununla beraber görüntüdeki çerçeve sayısını (number of frames) elde edilmesi gerekmektedir. Ayrıca eldeki videoyu çalışma kolaylığı açısından RGB formatından gri skala formatına çevrilmiştir. Bu çevirimi yaparken aşağıdaki denklem kullanıldı.

$$\text{Gri Skala Yoğunluk Değeri} = 0.2989 * R + 0.5870 * G + 0.1140 * B \quad (2.1)$$

Burada R,G ve B değerleri renklerin yoğunluk değerlerini göstermektedir. Bu durum bize hem hafızadan kazanç sağlamakta hemde hesaplama zamanını azaltmaktadır.

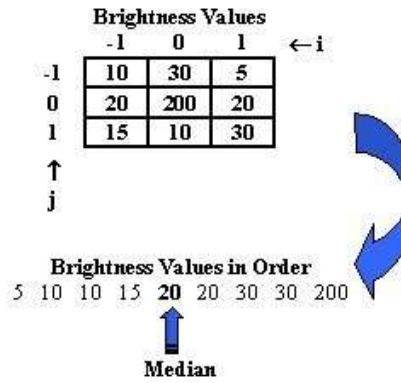
2.1.2. Görüntüleri filtreleme

Görüntüleri filtrelerken hangi filtreleme tekniğinin hangi alanda kullanıldığını bilmek gerekmektedir. Ekokardiyografi görüntülerinde daha çok tuz ve biber gürültüsüne benzeyen noktalar (speckles) bulunmaktadır. Bu noktaların bulunma sebebi ekokardiyografi görüntülerinin homojenitesi ve görüntülerin alındığı ortam ile alakalıdır. Dolayısı ile bu noktaların filtrelenmesi için median filtre (Şekil 2.5) kullanılmalıdır. Kalbin çalışması esnasında kas hareketlerinden (EMG) dolayı oluşabilecek yüksek frekanslı gürültüler için Wiener filtre (Şekil 2.6), görüntüler

alınırken cihazın probundan kaynaklanan dağılmış Gaussian gürültülerin temizlenmesi için de alçak geçiren Gaussian filtresi (Şekil 2.9) kullanılmıştır.

2.1.2.1. Median filtre

Bir görüntü üzerindeki tuz ve biber (salt and pepper) gürültülerini temizlemek için kullanılan ideal bir filtredir. Amaç belirli bir pencere aralığındaki sayıların ortancasını alarak aşırı büyük atlamaları kaldırmaktır. Diğer bir deyişle filtre uygulandıktan sonra resimde bulunan ve konumlarından belirli şekilde ayrılan piksellerin tespit edilerek temizlenmesi sağlanır. Median filtre şekil 2.3 teki yöntemle göre ortanca değerin alınarak pikselin yeni değeri olarak belirlenmesi prensibi ile çalışmaktadır.

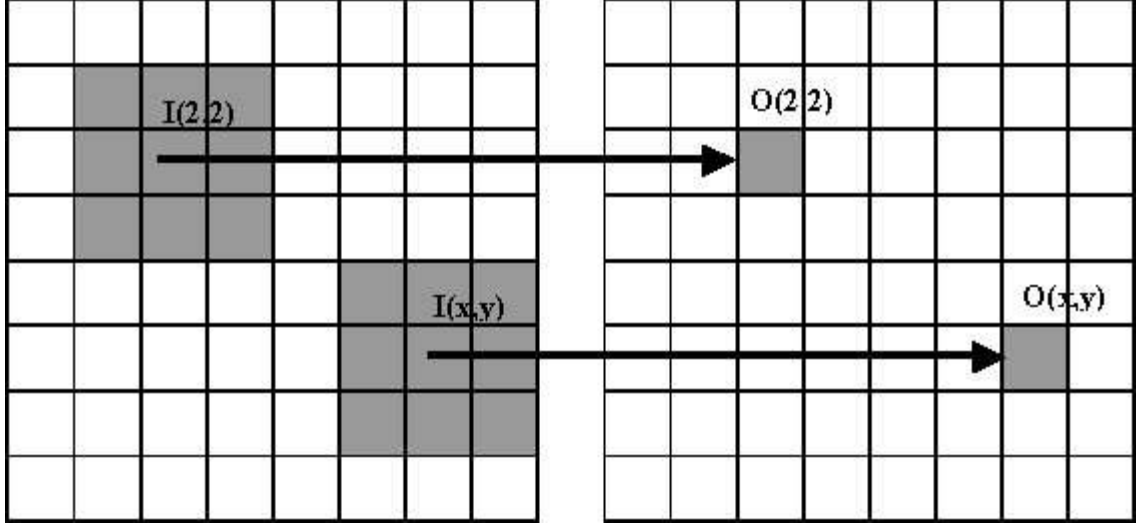


Şekil 2.3 Median Filtre çalışma Sistemi (<http://tracer.lcc.uma.es> sitesinden alıntıdır)

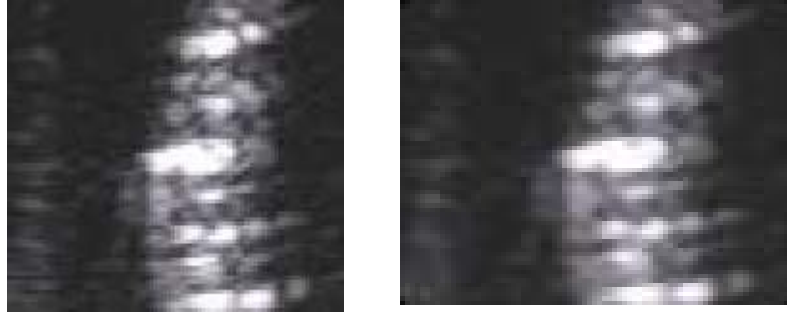
Matriste görülen değerlerin ortanca olan değeri üzerinde çalışılacak pikselin yeni değeridir. Burada görüldüğü üzere matrisin ortasındaki 200 değeri diğer değerlere nazaran çok büyük bir değerdir dolayısı ile parlaklık olarak beyaza çok yakın olduğundan dolayı tuz gürültüsü olarak değerlendirilir ve o bölge içerisinde 20 değeri ortanca değer olarak alındığından dolayı 200 değeri göz ardı edilir.

Görüntü üzerindeki pikselleri 3x3 lük veya 5x5'lik matrisler halinde ayırıp bu matrislerin içerisindeki ortanca değeri bularak matrisin merkezindeki değer (eğer

3x3'lükse 2,2 koordinatına, 5x5'likse 3,3 koordinatına) olarak belirlenir(Şekil 2.4). [55].



Şekil 2.4 Median Filtrenin Grafiksel gösterimi (<http://tracer.lcc.uma.es> sitesinden alıntıdır)



Şekil 2.5 Orijinal Görüntü ve Median Filtre Uygulanmış Görüntü

2.1.2.2. Wiener filtresi

Wiener filtre sabit olarak eklenmiş bir gürültü tarafından zayıflatılmış bir görüntüyü alçak geçiren filtre gibi davranarak gürültüden arındırmak için kullanılır. Her pixelin yerel komşuluğundan yararlanılarak istatistiksel metodlarla hesap yapılır. Wiener filtrenin en önemli özelliği gürültü az iken yüksek geçiren filtre gibi davranıp gürültü çok iken alçak geçiren filtre gibi davranmasıdır (Şekil 2.6). Bu filtreleme tekniğinde

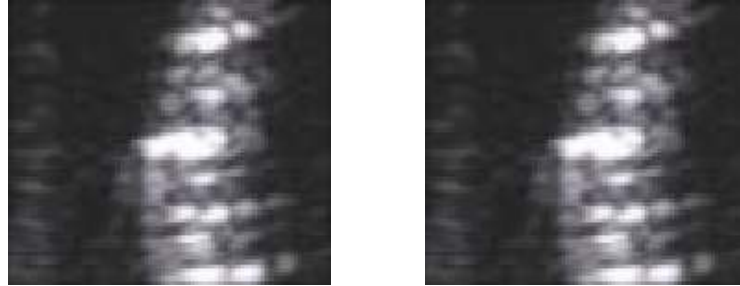
öncelikle her pixelin etrafındaki yerel ortalama ve varyans hesaplanır. Bu işlemde şu formülle hesaplanmaktadır;

$$\begin{aligned}\mu &= \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a(n_1, n_2) \\ \sigma^2 &= \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a^2(n_1, n_2) - \mu^2\end{aligned}\quad (2.2)$$

Burada μ ortalamayı gösterirken σ^2 varyansı, $n_1 n_2$ koordinatları göstermektedir. Bu değerleri bulduktan sonra pixel tabanlı bir filtre denklemi yazarak, sonuca ulaşılmış olunur.

$$b(n_1, n_2) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} (a(n_1, n_2) - \mu) \quad (2.3)$$

Bu denklemde v^2 değeri bize gürültü varyansını göstermektedir. Eğer gürültü varyansı verilmediyse yerel hesaplanan varyansların ortalaması kullanılır [56].



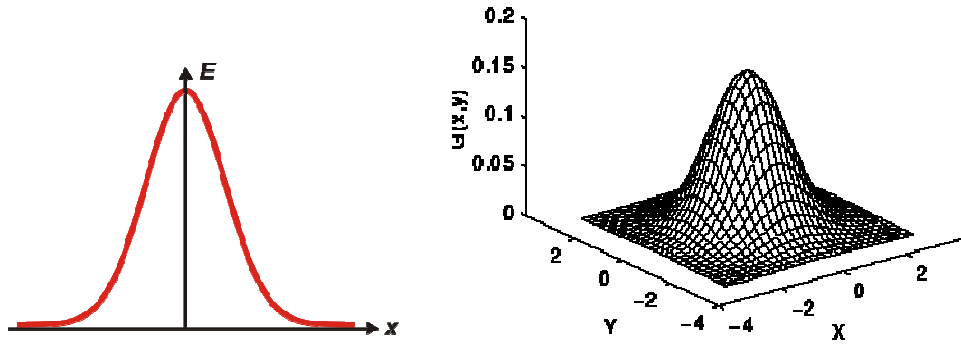
Şekil 2.6 Orijinal Görüntü ve Wiener Filtresi Uygulanmış Görüntü

2.1.2.3. Gaussian alçak geçiren filtresi

Gaussian filtresi verilen bir görüntü üzerinde düzleştirme işlemi ve buna bağlı olarak gürültü yok etme işlemi için kullanılır. Gaussian filtresinin iki boyutlu görüntüler için formülü aşağıdaki gibidir.

$$G(u, v) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-(u^2+v^2)/(2\sigma^2)} \quad (2.4)$$

Burada σ standart sapma değerini u, v koordinatlarını göstermektedir. Gaussian filtresinin karakteristiği bir normal dağılım grafiği göstermektedir (Şekil 2.7).

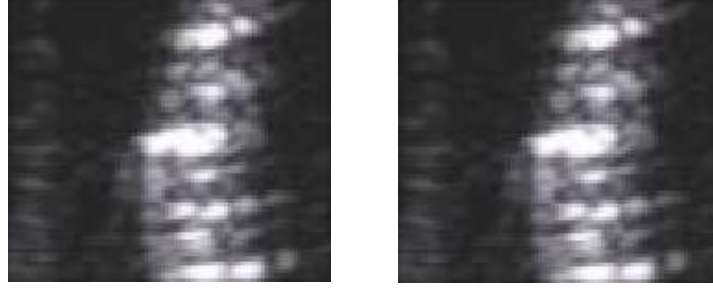


Şekil 2.7 İki ve üç boyutlu Gaussian dağılımları

Gaussian filtresi uygulanan bir resimde öncelikle komşuluk matrisi oluşturulur. Bu matrisin boyutu Gaussian filtre fonksiyonundaki komşuluk değerine bağlıdır. Örneğin komşuluk değeri 2 olan bir matrisin boyutları 5x5'lik olmak durumundadır ve aynı zamanda burada σ değeri de bilinmelidir. Çünkü σ değeri dağılımın ortalamadan ne kadar saptığını göstermektedir. Bu sebepten 2 boyutlu bir resimde, şekil 2.8 de ki gibi bir matris kullanılabilmektedir.

	1	4	7	4	1
	4	16	26	16	4
$\frac{1}{273}$	7	26	41	26	7
	4	16	26	16	4
	1	4	7	4	1

Şekil 2.8 Gaussian Matrisi



Şekil 2.9 Orijinal Görüntü ve Gaussian Filtresi Uygulanmış Görüntü

2.2. Bölge ve Doku Belirleme

Yapılan çalışmalarda en önemli noktalardan birisi çalışılacak ROI'i belirlemektir. Çünkü belirlenecek bölge hem klinisyene kalbin hareketi hemde yeterli EF'nin alınabildiği hakkında fikir vermelidir. Bu sebepten hem daha doğru sonuçlar hemde daha düşük bir hesaplama zamanı için çalışılacak olan bölgeler ayrı ayrı seçildi. Bölge ve doku belirlemek için MATLAB'ın içindeki *imrect* fonksiyonundan yararlanıldı.

2.2.1. *imrect* fonksiyonu

imrect fonksiyonu bir görüntü üzerinde belirli bir bölgeyi dikdörtgen içine alarak tanımlamak için kullanılan bir fonksiyondur. İnteraktif ve interaktif olmayan şekilde kullanılabilir. İnteraktif kullanımda kullanıcıya istediği yeri seçme şansı vererek görüntü üzerinde istediği alanı seçmesi sağlanır. İnteraktif olmayan kullanımda ise kullanıcının klavyeden başlangıç koordinat değerleri (x min ve y min) ve genişlik ile yükseklik (width & height) değerleri girmesi gerekmektedir.

2.2.2. Bölge ve doku belirleme yöntemi

Bu çalışmada apikal iki odacıklı kalp görüntülerinden faydalanılmıştır. Gerginlik oranı değerini bulmak için izlenen yol şu şekildedir. Öncelikle kullanıcıdan klavyede hangi ekokardiyografi dosyası üzerinde çalışacağını ve kaç adet noktalama işareti yapmak istediğini belirtilmesi istenir. Daha sonra klavyeden girilen değer kadar işaretlenen kırmızı bölgeyi etrafında belirleyeceğimiz bir alan içerisinde eş zamanlı olarak ekokardiyografi görüntüleri içerisinde çerçeve çerçeve aratılmaktadır. Hesaplama zamanı ile detaylı bir tespit edinilmesi için nokta izleme (speckle tracking) yapılacak dokuyu en ince detayına kadar incelenmesi gerekmektedir.

2.3. Dokuyu Şablon İşleme Yöntemi ile Arattırma ve Nokta İzleme

İlk görüntü üzerinde imrect fonksiyonu ile işaretlenen MxN'lik veya kare matrisi alıp aranacağı alanı şablon (template) olarak tanımlanır ve bununla beraber şablonun etrafında k piksellik bir genişleme yaparak yeni bir alan seçilir ve bu yeni alanın içinde imrect ile belirlenen şablonu bir fonksiyona girdi olarak yollayıp arattırma işlemi yapılır. Bu fonksiyonda yapılacak iki önemli işlem vardır. Bu işlemler Mutlak Farkların Toplamı ve ofset doğrulama işlemidir.

2.3.1. Mutlak farkların toplamı (Sum of Absolute Differences)

Mutlak farkların toplamı yöntemi hareket hesaplanması açısından en bilinen tekniklerden birisidir. Mutlak farkların toplamı yönteminde eğer görüntüye I ve şablona T dersek ve boyutlarını M ve N olarak belirlenirse;

$$C(i, j) = \sum_{m=1}^{M_T} \sum_{n=1}^{N_T} |I(m+i, n+j) - T(m, n)| \quad (2.5)$$

$$0 \leq i \leq Mi - Mt + 1$$

$$0 \leq j \leq Ni - Nt + 1$$

sonucu elde edilir. Burada şu şartı göz önüne alınmalıdır ki birbirlerine en benzer görüntüler arasındaki fark en azdır. Bu yöntemde dikkat edilecek en önemli unsur çalışılacak görüntülerin gri skala görüntüler olmasıdır. Çünkü RGB formatındaki bir görüntü hesaplama zamanımızı yaklaşık 3 kat oranında arttırmaktadır. Şablon eşleştirme işlemini yaparken çapraz korelasyon, normalize çapraz korelasyon gibi bir çok yöntem denenmiştir. Ancak en yüksek doğrulukla nokta izleme işlemi mutlak farkların toplamı yöntemi ile bulunmuştur.

2.3.2. Ofset doğrulama

Arama alanı ile seçilen dokunun tüm görüntü üzerindeki koordinatları, mutlak farkların toplamı matrisindeki en yüksek değer matris üzerindeki yerine bağlıdır. Öncelikle elde edilen mutlak fark matrisinin minimum değerinin koordinatlarını bulunur. Daha sonra mutlak fark matrisindeki bu koordinatları doğrusal indeksleme yöntemi ile görüntüye yükseltgeyerek aranılan dokunun yeri bulunur.

Doğrusal indeksleme, varolan bir M x N veya kare matriste değerlerin satır veya sütun değerleri yerine aşağıdan yukarı rakamlarla belirlenerek değerlendirilmesine denir. Örneğin; bir 5x5'lik matris düşünülecek olunursa

A=	1.0000	0.5000	0.3333	0.2500	0.2000
	0.5000	0.3333	0.2500	0.2000	0.1667
	0.3333	0.2500	0.2000	0.1667	0.1429
	0.2500	0.2000	0.1667	0.1429	0.1250
	0.2000	0.1667	0.1429	0.1250	0.1111

Bu matris içerisinde eğer 3,2 koordinatındaki değeri gösterilmesi istenirse,

$$A(3,2) = 0.2500$$

denilmesi gerekmektedir. Ancak eğer bu matristeki değerleri aşağıdan yukarı doğru sayarak 8.terim göstermek istenirse,

$$A(8) = 0.2500$$

değerine tekrardan ulaşmış olunur. Bu işleme doğrusal indeksleme denilmektedir. Bu işlem görüntüler üzerinde şu şekilde kullanılmıştır. Görüntü üzerinde ilgilenilen kısımlar piksel değerleri ve onun koordinatları olduğuna göre; satır ve sütun değerlerini girildiği zaman,

$$\text{satir} = [2 \ 1 \ 5]$$

$$\text{sutun} = [1 \ 3 \ 4]$$

$$A(\text{satir}, \text{sutun})$$

elde edilecek 9 tane değer vardır.

$$0.5000 \quad 0.2500 \quad 0.2000$$

$$1.0000 \quad 0.3333 \quad 0.2500$$

$$0.2000 \quad 0.1429 \quad 0.1250$$

Fakat burada istenen bu değildir çünkü burada hesaplanan satır ve sütun değerlerinin kesişiminden hesaplanılan bir matristir. Tek bir alt indis bularak indekslememiz gerekmektedir. Bu işlem de şu şekilde yapılabilir. Öncelikle A matrisinin boyutlarını bularak satır sayısı tespit edilir. Daha sonra indeks aşağıdaki formüle göre hesaplanır.

$$\text{Idx} = M \times (\text{sütun} - 1) + \text{satır} \quad (2.6)$$

Burada M sayısı satır sayısını göstermektedir. Bu işlemin sonucunda Idx değeri $\text{Idx} = [2 \ 11 \ 20]$ bulunmaktadır. Bunun A matrisindeki karşılığı ise; $A(\text{idx}) = [0.5000 \ 0.3333 \ 0.1250]$ dir.

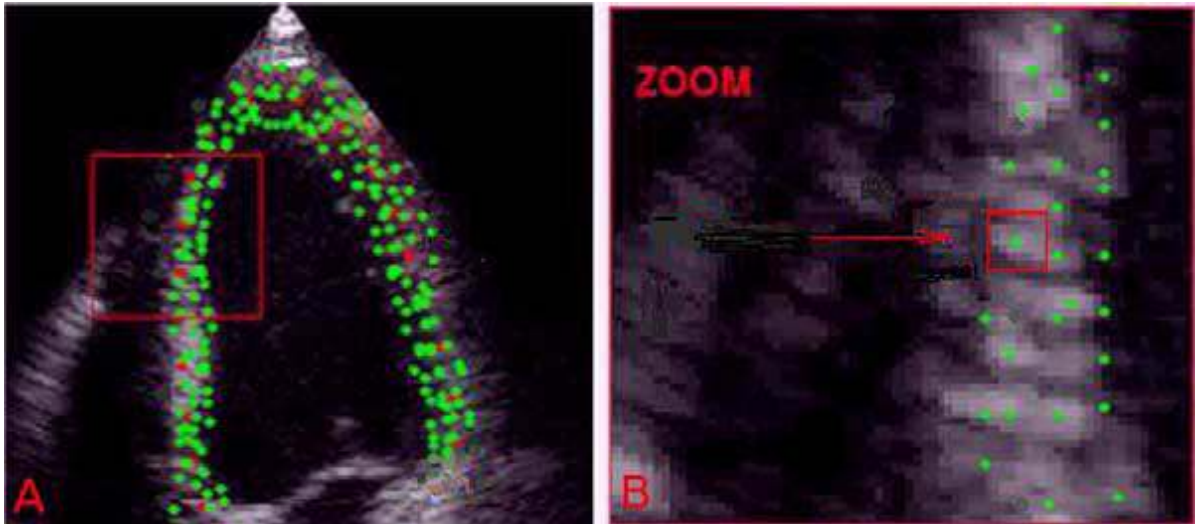
Görüntüyü bu şekilde alt indislere ayırdıktan sonra mutlak farkların toplamının bulunduğu matrisin maksimum katsayısının bulunduğu koordinatlarının görüntüdeki karşılığı belirlenir. Bu işlemden sonra ofseti hesaplamak için minimum noktanın x ve y koordinat değerlerinden görüntünün boyutunu çıkartarak, toplam

ofseti bulunur. Bu değerleri bulduktan sonra ofset değerleri ile örüntünün boyutlarını toplayarak koordinat düzlemi üzerinde x'in başlangıç ve bitiş noktası ile y'nin başlangıç ve bitiş noktasını tespit ederek aratma işlemi tamamlanır.

2.3.3. Nokta izleme (Speckle Tracking)

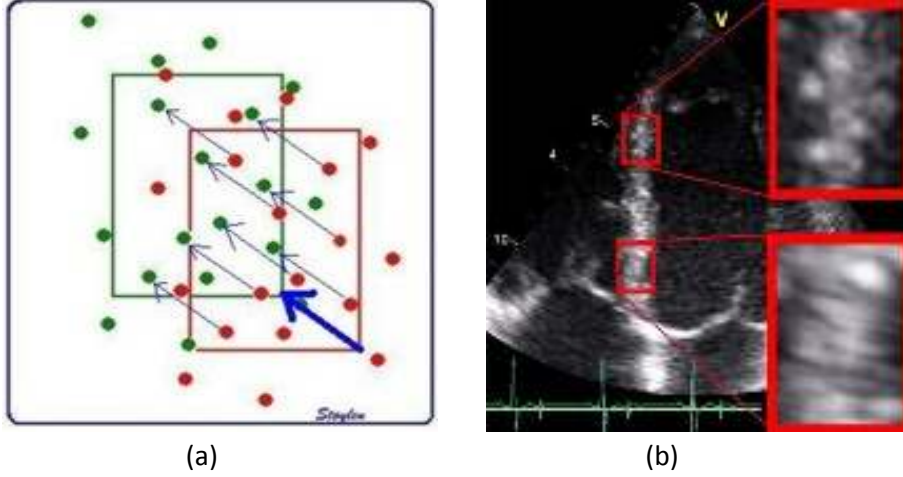
Nokta izleme algoritmasının temeli yansıyan ultrasonik sinyaller ve saçılan sinyallerin oluşturduğu örüntüdür. Bu noktalar bir kalp atımı süresince sabit ve değişmez olarak hareket ederler. Bu demektir ki kalp hareketi taranılan alanın karşısındaki ultrasonik dalgaların yönünden bağımsız olarak izlenebilir ve doğru bir lonjitudinal gerginlik oranı değeri verir. şekil 2.10 da önceki çalışmalarda kalpteki deformasyonu belirleneceği bu harekette önceden gözlemlenen ultrasonik akustik işaretleyiciler görülmektedir [57-61].

Bu akustik işaretleyiciler ardışık erveler boyunca çok ciddi boyutta değişmezler. Dolayısı ile noktayı belirlerken bu akustik işaretleyiciler üzerinden gitmek doğru ölçüm yapılmasını sağlar.



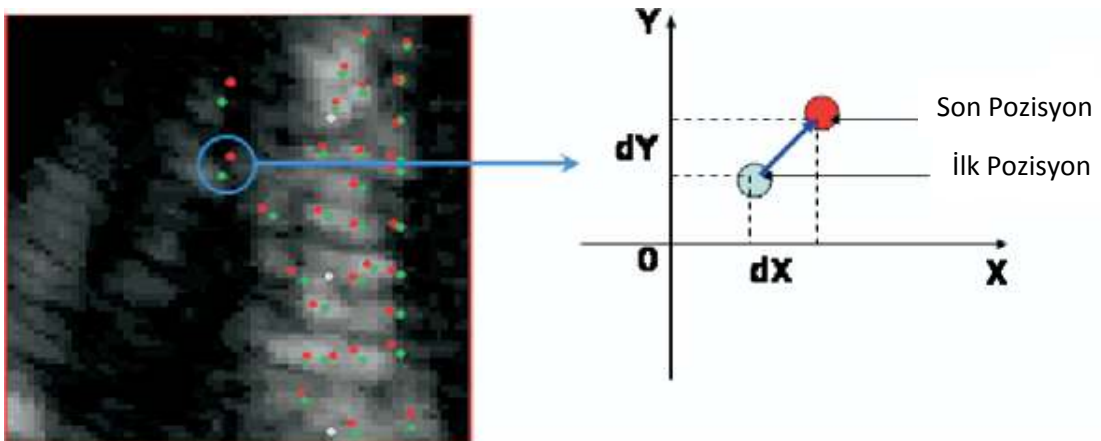
şekil 2.10 Noktaların detaylı izlenmesi

Noktalar genellikle longitudinal gerginlik sonucu apeks'e doğru hareket ederler. Şekil 2.11 de görüldüğü üzere burada karşılaşılan çıkan noktaların genelde varsayım olarak apeks'e doğru gittiği görülür ancak gerçekte durum biraz farklıdır.



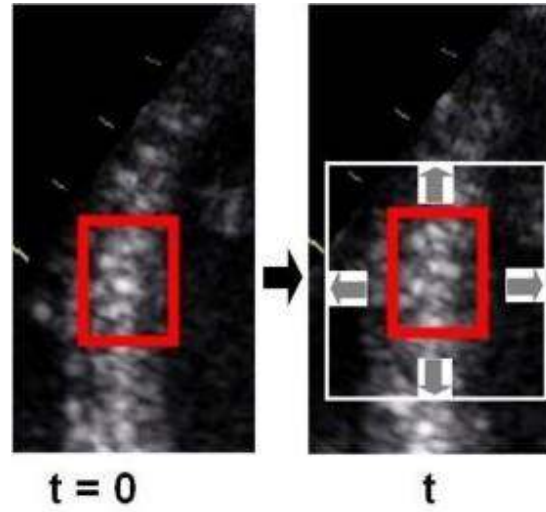
Şekil 2.11 a) Kalpteki hareketin noktasal izlenme şekli b) kalp duvarı üstündeki noktalar
(<http://folk.ntnu.no/stoylen> adresinden alıntıdır)

Şekil 2.12 de görüldüğü üzere beklenen bir nokta apeks'e doğru hareket etmektedir. Ancak diğer bazı noktaların ters yönde hareket ettiği görülmektedir. Bu sebepten dolayı gürültü fazlalığından, görüntülerde oluşması muhtemel atenüasyon ve kalpteki bükülme hareketinden dolayı veri kaybı olacağından dolayı standart bir hareket gösterimi olmamaktadır. Dolayısı ile bilgisayar ortamında farklı bir yöntem uygulamak durumunda kalınmıştır.



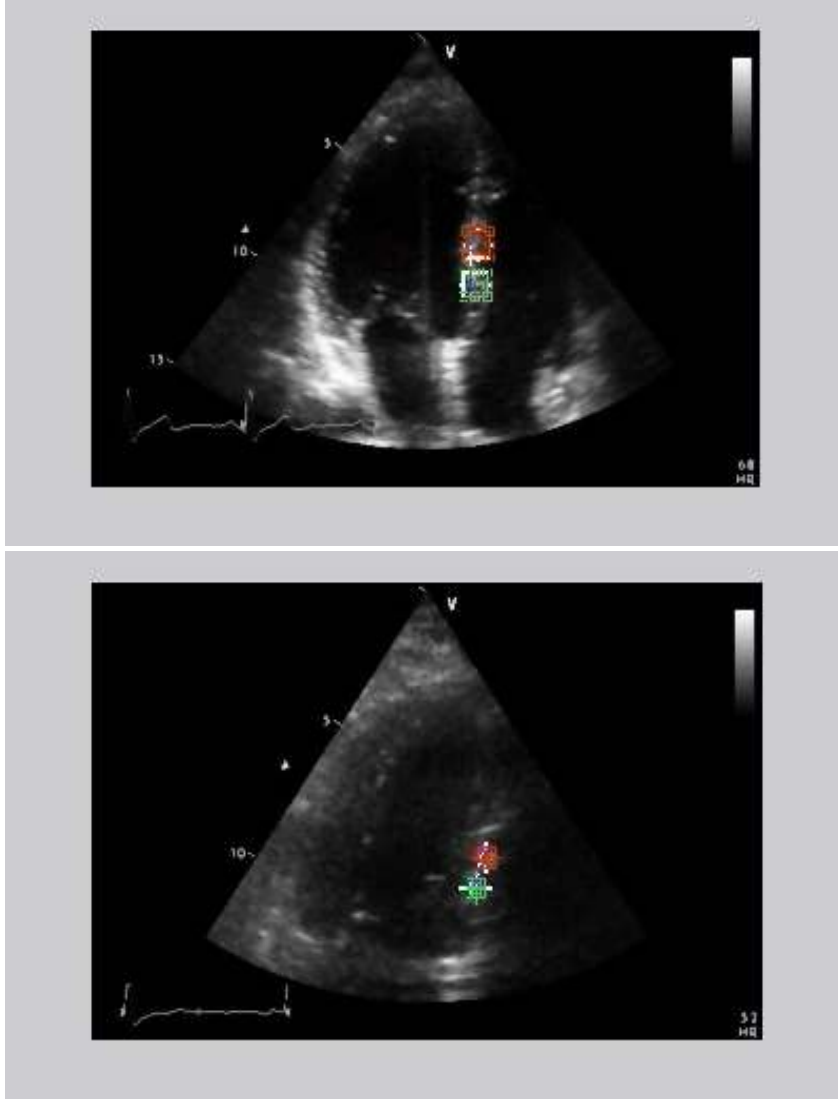
Şekil 2.12 Ultrasonik nokta hareketi

Burada izlenilen yöntem öncelikle imrect fonksiyonu ile belirlenilen alanı her çerçevede farklı bir örüntü olarak kaydetmektir. Bu işlemden sonra önemli olan kısım bu şablonun aratılacağı ROI'dir. Çünkü bu alan elde edilecek gerginlik oranı grafiklerinin doğruluğu açısından önemlidir. Şekil 2.13 de görüldüğü üzere tanımlanılan alan kaydedilen şablonun her yönden k pixel genişletilmiş kısmıdır. Bu bölge içinde şablon aratmamız durumunda elde ettiğimiz veriler sonuçlar kısmında değerlendirilecektir. Şablon seçimini karşımıza çıkan ilk çerçevede yapılır.



Şekil 2.13 Çalışılacak şablon seçimi ve etrafındaki alanın belirlenmesi

Bu işlemden sonra kırmızı bölgenin etrafını belirlenilen pixellerle çevirili kısımda arama yapması beklenir. Aşağıdaki şekilde görüldüğü üzere kırmızı kısım ile işaretli alan ile etrafındaki alan arasında şekil 2.14 te görüldüğü gibi bir ilişki kurulabilir.



Şekil 2.15 Çalışılan görüntüler üzerinde nokta izleme

2.4. Gerginlik Oranı Hesaplanması ve Grafikleme

Gerginlik oranı denkleminde ε üzerinden gitmek yerine şöyle bir varsayımda bulunulmuştur. Örneğin; bu dokunun katettiği mesafeyi bulmak için öncelikle yer değiştirmesini bulmak gerekmektedir. Bunun için her çerçevede başlangıç ve bitiş koordinatlarını bilmek gerekmektedir. Ancak serbest bir görüntü seçimi yapıldığından görüntümüzün sol üst köşedeki koordinatları arasındaki değişimi bilinmesi mesafe ölçümü yapılması için yeterlidir. Bunun için eğer ilk bulunduğu

koordinatlara (X_1, Y_1) ve (X_3, Y_3) son bulunduğu koordinata (X_2, Y_2) ve (X_4, Y_4) denilecek olursa

$$\begin{aligned} dx_1 &= (x_2 - x_1) & dx_2 &= (x_4 - x_3) \\ dy_1 &= (y_2 - y_1) & dy_2 &= (y_4 - y_3) \end{aligned} \quad (2.7)$$

$$\begin{aligned} (V_{x_1}, V_{y_1}) &= (dx_1, dy_1) \times FR \\ (V_{x_2}, V_{y_2}) &= (dx_2, dy_2) \times FR \end{aligned} \quad (2.8)$$

denklemden hız gradientleri bulunur. Bu hızların bileşkeleri alınacak olunursa;

$$\begin{aligned} V_a &= \sqrt{V_{x_1}^2 + V_{y_1}^2} \\ V_b &= \sqrt{V_{x_2}^2 + V_{y_2}^2} \end{aligned} \quad (2.9)$$

elde edilir. Bu anlık hızların ölçümünden sonra iki dokunun video boyunca aralarındaki mesafeye oranlı olarak iki işaretli dokunun gerginlik oranı bulunur.

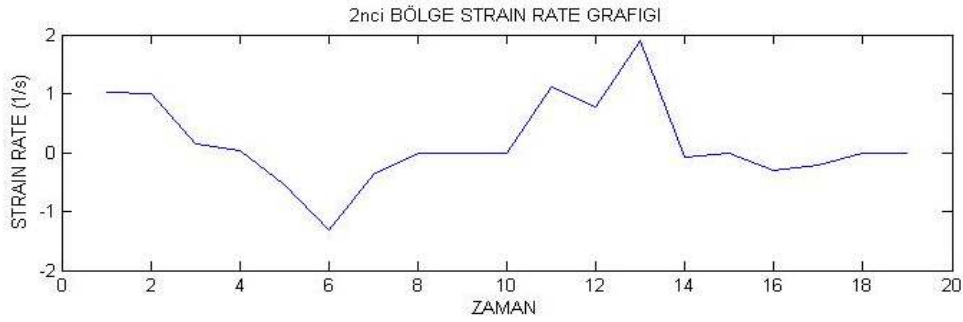
$$SR = \frac{V_a - V_b}{L} \quad (2.10)$$

Bu denklem aynı zamanda hızların uzaysal türevidir. Mesafenin ardışık her çerçeve arasında ölçülmesi sonucu i 'inci çerçeve ile $i+1$ 'inci çerçeve arasındaki mesafenin ölçümü ile $i+1$ 'inci çerçeve ile $i+2$ 'inci çerçevenin mesafeleri arasındaki farkın $i+1$ 'inci çerçeve ile i 'inci çerçeve arasındaki mesafenin oranı gerginlik oranını verecektir. Dolayısı ile aslında L_0 değeri i 'inci ve $i+1$ 'inci çerçeveler arasında dokunun katettiği mesafe. L değeri ise $i+1$ ile $i+2$ 'inci çerçeveler arasındaki mesafedir. Bunun için ε değeri için aşağıdaki denklemi çerçeve çerçeve uygulanır.

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (2.11)$$

Bu denklemde elde edilen gerginlik aslında doku üzerinde belirlenen iki noktanın birbirlerinin arasındaki mesafenin değişmesi sonucu ortaya çıkan gerginliktir [64-67].

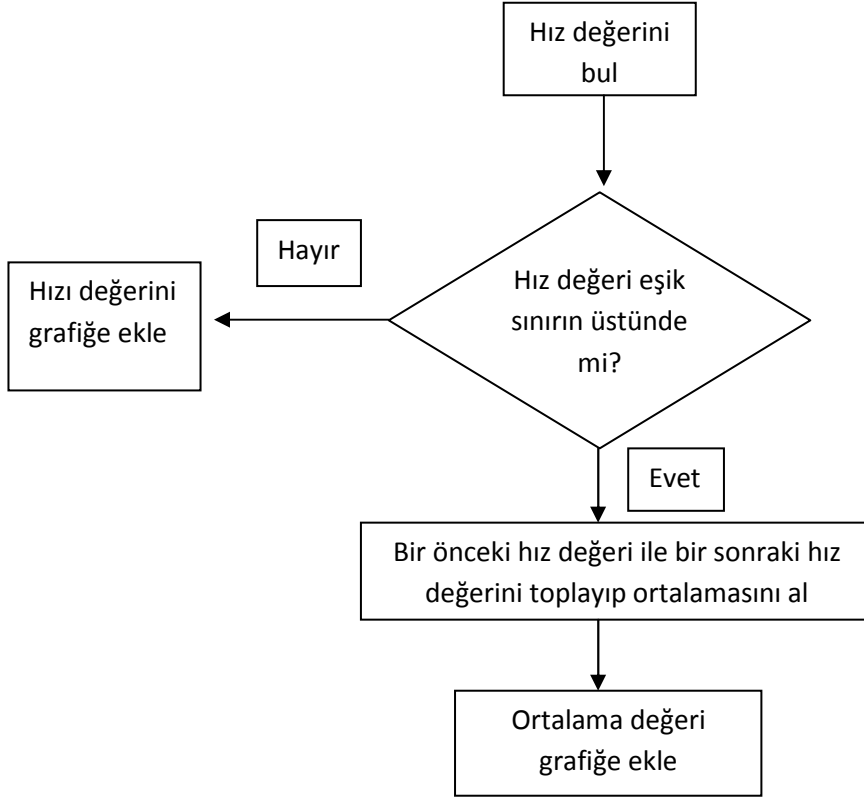
Elde edilen bir gerginlik oranı grafiği şekil 2.16 daki gibidir.



Şekil 2.16 Gerginlik oranı grafiği

2.5. Hız Sınır Algoritması

Bu algoritmanın kullanılmasının sebebi kalbin bazı bölgelerinde yapılan çalışmalarda kalbin normalin üzerinde hareket etmesi sonucu oluşabilecek ekstra hızlara bir üst sınır belirleyip bu sınırı aşması durumunda önceden kaydedilen matristeki bir önceki hız ile bir sonraki hızın aritmetik ortalamasını alarak yüksek hızlara bir limit koymak gerekmektedir. Bu durumda şöyle bir algoritma geliştirilmiştir.



Şekil 2.17 Hız Sınır Algoritması

Bu algoritma kardiyologlar tarafından bir çok hasta üzerinde yapılan çalışmalarda kullanılmaktadır [68].

3. SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu çalışmada geliştirilen algoritmayı 4 adet sağlıklı ve 4 adet de içinde sol ventrikül DCM, aterosklerotik kalp hastalığı, kalp yetmezliği ve kalp transplantasyonu sonucu kalp hastalığı olan denekler üzerinde uygulayarak septum ve lateral duvarın bazalinde sonuçlar elde edilmiştir. Tablo 3.1 de Ekokardiyografi cihazından elde edilen değerler ve tablo 3.2 de çalışma sonucu elde edilen değerler görülmektedir. Elde edilen verilerin hepsi kalpteki bir RR süresi boyunca belirlenen değerlerdir.

Tablo 3. 1 Vivid Cihazından Elde Edilen Sonuçlar

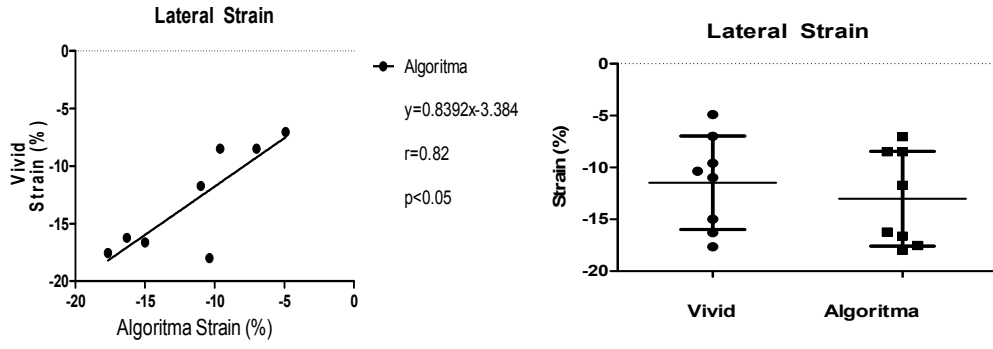
Hasta No	1	2	3	4	5	6	7	8
Yaşı	63	28	55	25	55	51	55	16
Cinsiyet	E	E	E	E	K	E	E	K
Hastalığı	Sağlıklı	Sağlıklı	Sağlıklı	Sağlıklı	DCM	ASKH	KY	TR
EF(%)	55	58	59	60	45	45	38	60
RR (ms)	1100	909	900	890	820	925	870	998
LATERAL								
Pik Sistolik Gerginliğe kadar geçen zaman (ms)	380	370	320	260	540	410	270	490
Pik Sistolik Gerginlik (%)	-10,37	-15	-16,3	-17,66	-9,6	-11	-4,91	-7
Pik Sistolik Gerginlik Oranına kadar geçen zaman (ms)	180	150	180	200	430	160	310	330
Pik Sistolik Gerginlik Oranı (1/s)	-0,8	-0,81	-1,2	-1,96	-1,25	-1,06	-0,23	-0,42
Pik Sistolik Gerginlik Oranı E (1/s)	0,91	1,36	1,12	0,82	1,18	0,83	0,74	1,13
Pik Sistolik Gerginlik Oranı A (1/s)	0,44	1,11	1,23	1,37	1,34	0,98	0,28	0,11
SEPTAL								
Pik Sistolik Gerginliğe kadar geçen zaman (ms)	510	470	590	440	300	420	330	400
Pik Sistolik Gerginlik (%)	-11,76	-16	-19,08	-14,34	-10,17	-15,8	-4,7	-14,7
Pik Sistolik Gerginlik Oranına kadar geçen zaman (ms)	320	200	100	140	230	390	230	270
Pik Sistolik Gerginlik Oranı (1/s)	-0,62	-0,65	-1,08	-0,51	-0,87	-2,29	-0,35	-0,72
Pik Sistolik Gerginlik Oranı E (1/s)	1,63	1,72	1	1,42	0,8	0,55	0,75	3,8
Pik Sistolik Gerginlik Oranı A (1/s)	0,15	0,89	1,9	0,77	1,36	0,25	1,11	0,56

Tablo 3. 2 Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar

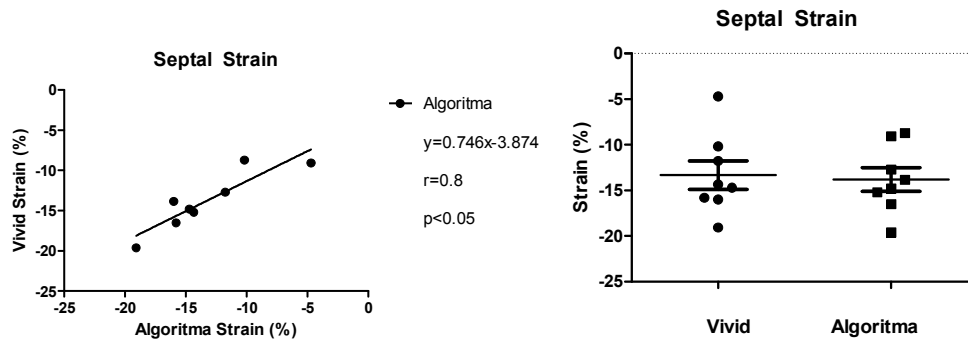
Hasta No	1	2	3	4	5	6	7	8
LATERAL								
Pik Sistolik Gerginliğe kadar geçen zaman (ms)	460	480	240	160	320	240	440	480
Pik Sistolik Gerginlik (%)	-18	-16,62	-16,22	-17,54	-8,5	-11,73	-7,04	-8.49
Pik Sistolik Gerginlik Oranına kadar geçen zaman (ms)	420	440	320	320	200	360	440	320
Pik Sistolik Gerginlik Oranı (1/s)	-1,3	-0.644	-1,61	-1,71	-2,21	-1,51	-0.71	-0.3068
Pik Sistolik Gerginlik Oranı E (1/s)	0,3	0,37	0,1	2,3	2,11	2,04	-0,1	0,8
Pik Sistolik Gerginlik Oranı A (1/s)	0,9	2,8	1,31	0,8	0.43	2,17	0,15	0,7
SEPTAL								
Pik Sistolik Gerginliğe kadar geçen zaman (ms)	280	480	480	320	280	400	480	480
Pik Sistolik Gerginlik (%)	-12,72	-13,85	-19.61	-15,2	-8,71	-16.51	-9.08	-14.81
Pik Sistolik Gerginlik Oranına kadar geçen zaman (ms)	440	280	280	280	360	400	360	320
Pik Sistolik Gerginlik Oranı (1/s)	-0,94	-1,277	-1.35	-0.28	-0.56	-1,8	-0.8	-1,06
Pik Sistolik Gerginlik Oranı E (1/s)	0,45	5,73	1,32	0,39	5,381	0,61	2,977	0,228
Pik Sistolik Gerginlik Oranı A (1/s)	0,45	2,3	0,33	2,32	0,3	0,31	0,61	0,278

Bu çalışmalar sonucunda bazal lateral ve bazal septal bölgelerin gerginlik ve gerginlik oranı değerleri ile ekokardiyografi cihazı ve geliştirilen yöntem ile istatistiksel olarak benzetmeleri yapılmıştır. Sonuçlarda $p < 0.05$ değerleri anlamlı kabul edilmiştir. Şekil 3.1’de görülen lateral gerginlik değerlerinin regresyon ve grafiksel analizi olup, şekil 3.2’de septal bazal bölgenin gerginlik değerlerinin regresyon ve grafiksel analizidir. Gerginlik oranı analizleri lateral bölge için Şekil 3.3’te iken septal bölge için şekil 3.4’te görülmektedir. Karşılaştırmalı değerlerde tablo 3.3 te görülmektedir. Bu bölümde sunulan grafikler GraphPad Prism 5² programı ile edilmiştir. Elde edilen RR süreleri geliştirilen yöntemde videonun toplam süresinin 1000 ms ile çarpımı sonucudur.

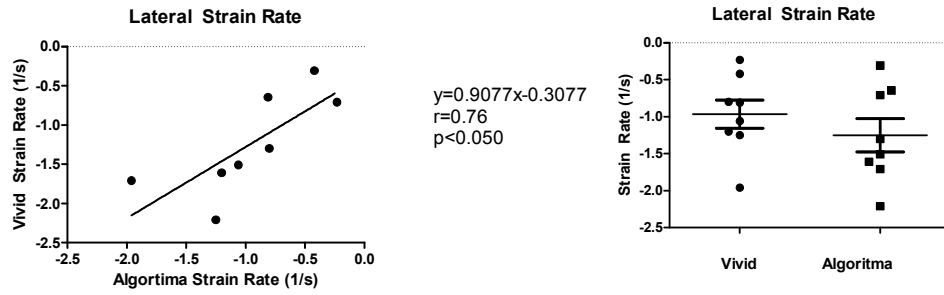
² GraphPad Prism 5: Bir Graph Pad yazılım firmasının ürünüdür.



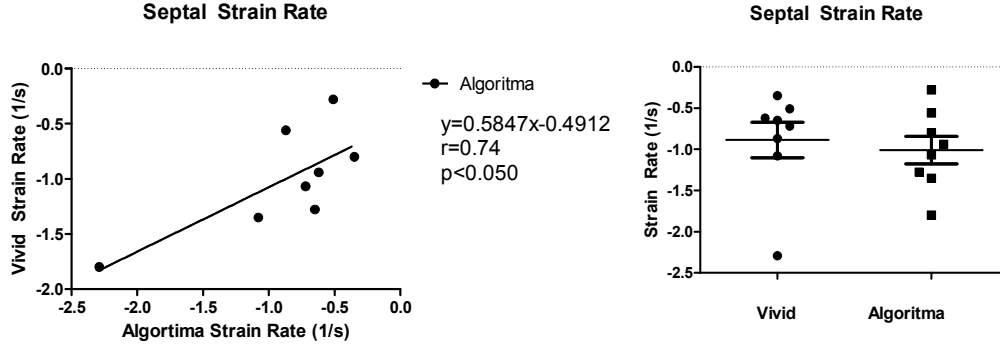
Şekil 3. 1 Lateral Strain İstatistiksel Analizleri



Şekil 3.2 Septal Strain İstatistiksel Analizleri



Şekil 3. 3 Lateral Strain Rate İstatistiksel Analizi



Şekil 3.4 Septal Strain Rate İstatistiksel Analizleri

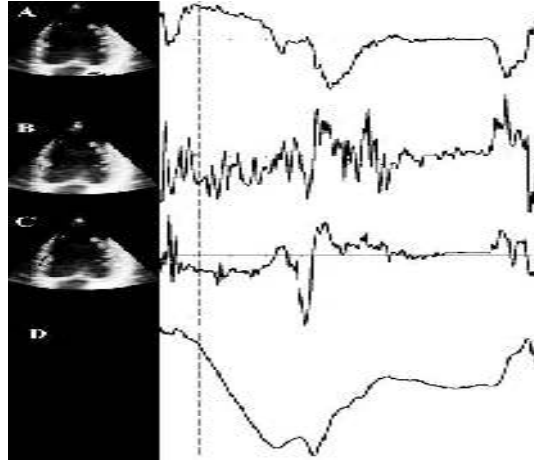
Tablo 3. 3 Gerginlik ve gerginlik oranı değerlerinin karşılaştırmaları

	Strain	Strain Rate
Vivid	Lateral : -11.48 ± 4.5 Septal : -13.32 ± 4.41	Lateral : -0.966 ± 0.537 Septal : -0.8863 ± 0.6085
Algoritma	Lateral : -13.02 ± 4.58 Septal : -13.81 ± 3.65	Lateral : -1.25 ± 0.64 Septal : -1.01 ± 0.47

Sonuçlar incelendiğinde görülmüştür ki: yapılan çalışma sonucunda elde edilen değerler ile ekokardiyografi cihazından elde edilen değerler karşılaştırıldığında yapılan çalışma ideale yakın sonuçlar vermektedir. Bu değerlerin hastadan hastaya çeşitli değişiklikler göstermesi; hastalıkların çeşitliliği, yaş ve diğer faktörlerle ilintilidir. Gerginlik oranının hesaplanmasında kullanılan görüntüler 2 boyutlu olduğundan dolayı lonjitudinal ve transversal gerginlik ölçümleri yapılmıştır. Ancak kalbin bükülme (torsion) hareketinden dolayı ultrason görüntülerinde oluşan piksel bazındaki değişiklikler belirlenen görüntünün çok zaman dokunun uzağına gitmesine neden olmuştur.

Bunun yanı sıra görüntülerin alındığı prob ve ortamdaki ışık yoğunluğundan kaynaklanan sebeplerden dolayı görüntülerde oluşan gürültüler yapılan ölçümlerde kısmi hatalar oluşmasına sebep olmuştur. Gerginlik oranı ölçümü konusunda

bilinen en genel kural çalışılacak görüntülerin kalitesinin ortalamanın üstünde olması gerektiğidir [69]. Bununla beraber şekil 3.5 te görüldüğü nokta izleme metodu kullandığımızdan dolayı kalp duvarı üzerindeki beyaz noktaların en fazla olduğu yerlerin seçilmesi gerekmektedir. Bu da gerginlik oranı tekniğinin görüntüler üzerindeki gürültüye ne kadar duyarlı olduğunu göstermektedir. Aynı zamanda düşük bir FR ile çalışılması nokta izleme konusundaki en büyük dezavantajlardan birisidir.



Şekil 3. 5 Gerginlik ve gerginlik oranının gürültü duyarlılığı (<http://folk.ntnu.no/stoylen> sitesinden alıntıdır)

Bu çalışmada özgün bir yaklaşım olarak 2 boyutlu ekokardiyografi görüntülerinin mutlak farkların toplamı (SAD- Sum of Absolute Differences) yöntemi kullanılarak şablon eşleştirme (template matching) yapılması ile gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma ile gerginlik ve gerginlik oranı değerlerinin hastadan görüntü alındıktan sonra ölçüm yapılmasına olanak sağlamak ve hastaya klinik bir tanı koymak amaçlanmıştır. Ancak görüntünün ilk tanımlandığından bu yana sürekli, gerek sinyal kayıpları, gerek kalbin bükülme hareketi, gerekte hasta ve cihazdan kaynaklanan çeşitli gürültülerden ve kalp kapakçıklarının hareketinden dolayı sürekli değişmesinden dolayı bazı noktalarda ölçüm hataları olmaktadır. Bu sebepten bu çalışmada en ideale yakın sonuç elde edilmesi için aynı işlemi birkaç kez yapmak durumunda kalınmıştır. Özellikle bazı hastaların lateral bölgelerinde nokta bulunamadığından bazal bölgesinde oluşan en parlak bölgeyi bir şablon doku olarak alınmıştır. Çünkü bu durum özellikle DTI uygulamalarında görülen en büyük problemlerden birisidir dolayısı ile artifactların oluşması, gerek görüntü kalitesi

açısından gerek görüntü kalitesinin yol açtığı hareket izleme problemi ve yapılacak olan klinik analizin tam doğrulukta olmaması açısından büyük bir sorun teşkil etmektedir. Mutlak farkların toplamı yöntemi bu hareket hesaplaması konusunda kullanılan en bilindik yöntem olması ile birlikte önceden kullanılan çapraz korelasyon ve normalize iki boyutlu çapraz korelasyon yöntemlerinde elde edilen izleme ve klinik analiz doğruluğu ile karşılaştırıldığı zaman daha başarılı sonuçlar vermektedir.

Lateral ve septal bazal bölgelerde bulunan gerginlik ve gerginlik oranı değerleri genel olarak birbirleri ile yaklaşık aynı çıkması hem teoride hemde pratikte olmasını beklenen bir sonuçtur. Bu bölgelerde elde edilen gerginlik ve gerginlik oranı değerleri klinik açıdan anlamlı değerlerdir ($p<0.05$).

Çalışılan septal bölgede aynı zamanda mitral ve aort kapağının bulunması sebebiyle bazı durumlarda belirlenen dokunun kapakçıklardan birisini duvar dokusu olarak tanıması ayrı bir problem olarak ortaya çıkmıştır. Bu sorun belirlenen dokunun etrafını $+k$ piksel kadar ($5<k<15$) genişleterek çözülmüştür. Bazı durumlarda doppler hızının çok yüksek sınırlara gittiği görülmüştür. Bu sorunu da kardiyologların sıklıkla kullandığı bir hız sınır algoritması koyarak engellenmiştir. Bu algoritmanın temelinde belirlediğimiz eşik hızın üstünde bir hız ile karşı karşıya kalınması durumunda bir önceki hız ile bir sonraki hızın ortalamasını alarak elde edilen değer hız değeri olarak kaydedilmiştir. Çünkü hız ölçümü kapakçıkların septal bazal bölgede kapakçıkların hareketinden dolayı çok yüksek değerlere çıkmakta ve bu değerlerin daha doğru ve hassas gerginlik oranı ölçümü için sınırlandırılması gerekmektedir.

Sol ventrikül görüntülerindeki gerginlik oranı, normal şartlarda açı bağımlı bir yöntem olan DTI yönteminin aksine açı bağımsız bir şekilde nokta izleme algoritması ile incelenmiştir. Gerginlik ve gerginlik oranı ölçümlerinde en önemli hususlardan birisi karşılaştırma yapılacak değerlerin yüksek doğrulukta cihazlardan alınmasıdır. Ekokardiyografi bu konuda en bilinen yöntemdir. Ancak

en kesin sonuç dünyada da altın standart olarak da bilinen kardiyak MR veya açık göğüs operasyonlarında kullanılan yöntemlerdir. Literatürde bu yöntemlerden elde edilen sonuçlar kesin sonuçlar olarak ifade edilmektedir.

Üzerinde çalışılan görüntülerin ilk tanımladıkları çerçeveden sonraki takip eden çerçevelerde, sinyal kayıpları, kalbin bükülme hareketi, hasta ve cihazdan kaynaklanan çeşitli gürültüler ve kalp kapakçıklarının hareketlerinin sürekli değişmesinden dolayı bazı noktalarda ölçüm hataları olmuştur. Bu sebepten gelecekteki çalışmalarda aktif sınırlar ve bunların kalman filtresi kullanılarak izlenmesi yoluyla miyokardiyal deformasyonun kantitatif analizlerinin yapılması planlanmaktadır. Gelecekte üç boyutlu ekokardiyografi ve kalbin sintigrafik görüntüleri üzerinde gerginlik ve gerginlik oranı ölçümlerinin yapılması hedeflenmektedir. Bununla beraber gerginlik ve gerginlik oranı değerleri yanı sıra ekokardiyografik sol ventrikül görüntülerinin sistol sonu ve diastol sonundaki görüntülerinden geometrik modellemelerle çıkış oranı (Ejection Fraction) hesaplanması planlanmaktadır.

4. KAYNAKLAR LİSTESİ

- [1] SKORTON, David J., SCHELBERT, Heinrich, R., WOLF, Gerald L.,BRUNDAGE, Bruce,H., Cardiac Imaging A companion to Braunwald's Heart Disease 2nd Edition s.533-568., 1992.
- [2] BHARUCHA, T, ROMAN, K., S., ANDERSON, R, H.,VETTUKATTIL J, J., Impact of Multiplanar Review of Three-Dimensional Echocardiographic Data on Management of Congenital Heart Disease. Ann. Thorac. Surg, vol.86, no.3, s.875 – 881, 2008
- [3] POH K,K.; LEVINE R, SOLIS J., SHEN L., FLAHERTY M., KANG Y,J., GUERRERO J,L,.; HUNG J., Assessing aortic valve area in aortic stenosis by continuity equation: a novel approach using real-time three dimensional echocardiography. Eur. Heart Journal, vol. 29 No.11.s.2526-2535, 2008.
- [4] SHIOTA, Takahiro., Three – Dimensional Echocardiography, Informa Healthcare s.2-5 2007
- [5] HENG, M.K., SIMARD, M.,LAKE, R., et al.: Exercise two dimensional echocardiography for diagnosis of coronary artery disease J. Am. Coll. Cardiol, vol.54, no.6, s.502-507, 1991
- [6] BERBERICH, S.N., ZAGER, J.R.S., PLOTNICK, G.D., et al.: A practical approach exercise echocardiography : Immediate post exercise echocardiography. J. Am. Coll. Cardiol, vol.3,s.284-290, 1984.
- [7] PRESTI, C.F., ARMSTRONG, W.F., FEIGENBAUM, H.: Comparision of Echocardiography at peak exercise and after bicycle exercise in the evaluation of patients withm known or suspected coronary artery disease J. Am. Soc. Echocardiogr. vol.6, s.186, 1993.
- [8] RYAN, T., SEGAR, D.S., SAWADA S.G., et al.: Detection of Coronary artery Disease using upright bicycle exercise echocardiography J.Am. Soc. Echocardiogr. vol.6, s.186-197, 1993.

- [9] HECHT, H.S., DEBORD, L, SHAW, R., et al.: Supine Bicycle stress echocardiography : Peak exercise imaging is superior to postexercise imaging. J.Am. Soc. Echocardiogr. vol.6, s.265, 1993.

- [10] DAVIDSON, C.J., SHEIKH, K.H.,HARRISSON, J.K.,et al.: Intravascular Ultrasonography versus digital subtraction angiography : A human invivo comparison of vessel size and morphology. J. Am. Coll. Cardiol. vol.16, s.633, 1990.

- [11] GUSSENHOWEN, W.J., ESSED, C.E., FRIETMAN. P., et at, : Intravascular Echographic assessment of vessel wall characteristics : A correlation with histology. Int. J.Card. Imaging. vol.4, s.105, 1989

- [12] HODGSON, J.McB., GRAHAM, S.P., and SAVAKUS, A.D., : Clinical Percutaneuos imaging of coronary anatomy using an over the wire ultrasound catheter system. vol.4, s.187,1989.

- [13] St. GOAR, F.G.,PINTO, F.J., ALDERMAN, E.L., et al : Detection of coronary atherosclerosis in young adult heart using intravascular ultrasound. Circulation vol.86, s.756, 1992

- [14] NISSEN, S.E., GURLEY, J.C., GRIMES, C.L., et al : Intravascular Ultrasound assessment of lumen size and wall morphology in normal subjects and patients with coronary artery disease. Circulation Vol.84, s.1087, 1991

- [15] ISNER,J.M., KAUFMAN, J., ROSENFELD, K., et al.: Combined physiologic and anatomic assessment of percutaneous revascularization using a doppler guidewire and ultrasound catheter. Am. J. Cardiol. vol.71, s.70, 1993

- [16] TENAGLIA, A.N., TCHENG, J.E., KISSLO, K.B., et al.: Mechanisms of balloon angioplasty and directional coronary atherectomy as assessed by intracoronary ultrasound. *Am. J. Cardiol.* vol.20, s.685, 1992

- [17] ROSENFELD, K. LOSORDO, D.W., RAMASWAMY, K. et al.: Qualitative assessment of peripheral vessels by intravascular ultrasound before and after interventions. *J. Am. Coll. Cardiol.* vol.15, s.107, 1990

- [18] GUSSENHOWEN, E.J., ESSED, C.E., LANCEE, C.T., et al.: Arterial wall characteristics determined by intravascular ultrasound imaging. An *In vitro* study *J. Am. Coll. Cardiol.* vol.14, no.4, s.947, 1989.

- [19] SKORTON, David J., SCHELBERT, Heinrich, R., WOLF, Gerald L., BRUNDAGE, Bruce, H., *Cardiac Imaging A companion to Braunwald's Heart Disease 2nd Edition* 481s., 1992.

- [20] MORAN CM, MCDICKEN N, GROUNDSTROEM KWE, SUTHERLAND GR: Potential applications of color- doppler imaging of the myocardium in assessing contractility and perfusion, in Nanda N, Schlieff R (eds): *Advances in echo imaging using contrast enhancement.* Kluwer Academic Publishers, s. 359-399, 1993

- [21] BAX, J,J., ABRAHAM, T., BAROLD, S., BREITHARDT, O,A., Fung, J,W,H., GARRIGUE S, GORSCAN, J., 3rd, HAYES, D,L., Kass D,A., Knuuti, J., LECLERQ, C., LINDE C., MARK, D.,B, MONAGHAN, M,J., NIHOYANNOPOULOS, P., SCHALIJ, M,J., STELLBRINK, C., YU C,M., *Cardiac Resynchronization Therapy - Part 1 – Issues Before Device Implantation.* *J Am Coll Cardiol.* vol. 46, no.12, s.2153, 2005

- [22] DOHI K, SUFFOLETTO M, GANZ L, ZENATI M, GORSCAN J, 3rd. Utility of echocardiographic tissue synchronization imaging to redirect left ventricular lead placement for improved cardiac resynchronization therapy. *Pacing Clin. Electrophysiol.* vol.28, no.5, s.461, 2005

- [23] DOHI K, SUFFOLETTO M, MURALI S, BAZAZ R, GORSCAN J. Benefit of cardiac resynchronization therapy to a patient with a narrow QRS complex and ventricular dyssynchrony identified by tissue synchronization imaging. *Eur J Echocardiogr.* vol.6, no.6, s.455, 2005

- [24] GORSCAN J, 3rd, KANZAKI H, BAZAZ R, DOHI K, SCHWARTZMAN D. Usefulness of echocardiographic tissue synchronization imaging to predict acute response to cardiac resynchronization therapy. *Am J Cardiol*, vol.93, no.9, s.1178-1181, 2004

- [25] LIND B, NOWAK J, DORPH J, VAN DER LINDEN J, BRODIN LA. Analysis of temporal requirements for myocardial tissue velocity imaging. *Eur J Echocardiogr.* vol.3,no.3, s.214-219, 2002

- [26] YU CM, ZHANG Q, FUNG JW. Images in cardiovascular medicine. Visualization of regional left ventricular mechanical delay by tissue synchronization imaging in heart failure patients with wide and narrow QRS complexes undergoing cardiac resynchronization *Circulation.* vol.112, no.7, s.93-95, 2005

- [27] WHO / ISFC Task Force: Report of the WHO / ISFC Task Force on the definition and classification of cardiomyopathies. *Br. Heart J.* vol.44, s.672, 1980

- [28] MARON, B.J.: The genetics of hypertrophic cardiomyopathy. *Ann. Intern. Med.* vol.105, p.610, 1986.

- [29] GREAVES, S.C., ROCHE, A.H.G., NEUTZE, J.M.,et al.: Inheritance of hypertrophic cardiomyopathy: A-cross sectional and M-mode echocardiographic study of 50 families. *Br. Heart J.* vol.58,no.3, s.259, 1987.

- [30] GOLAND S, CZER LS, LUTHINGER D, SIEGEL R.J. "A case of arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy". Can J Cardiol vol.24,no.1,s. 61-62, 2008.
- [31] Mc KENNA, W.,DEANFIELD, J.,FARUGUI, A., et al.: Prognosis in hypertrophic cardiomyopathy : Role of age and clinical, electrocardiographic and hemodynamic features. Am. J. Cardiol. vol.47, no.3, s.532, 1981.
- [32] MARON B.J.,BONOW, R.O., CANNON, R.O.,et al.: Hypertrophic cardiomyopathy Interrelations of clinical manifestations, pathophysiology and therapy, N. Engl.J. Med. vol.316, no.13, s.780-844, 1987
- [33] MARON B.J., GOTTDIENER, J.S., and EPSTEIN, S.E., Patterns and Significance of distribution of left ventricular hypertrophy in hypertrophic cardiomyopathy : A wide angle, two dimensional echocardiographic study of 125 patients. Am. J. Cardiol. vol.48, no.3, s.418, 1981
- [34] WIGLE,E.D., SASSON,Z., HENDERSON, M.A.,et al.: Hypertrophic cardiomyopathy. The importance of the site and the extent of hypertrophy. A review. Prog. Cardiovasc. Dis. vol.28, no.1, s.1, 1985.
- [35] KASPER, E,K,. AGEMA, W,R,P,. HUTCHINS, G,M,. et al. The causes of dilated cardiomyopathy: a clinicopathologic review of 673 consecutive patients.J Am Coll Cardiol, vol.23, no.3, s.586-590, 1994.
- [36] MANOLIO, T,A,. BAUGMAN, K,L,. RODEHEFFER, R,. et al. Prevalence and etiology of idiopathic dilated cardiomyopathy. Am J Cardiol, vol.69,no.17, s.1458-66, 1992.
- [37] NI J, BOWLES NE, KIM YH, et al. "Viral infection of the myocardium in endocardial fibroelastosis. Molecular evidence for the role of mumps virus as an etiologic agent". Circulation vol.95, no.1, s.133–139, 1997.

- [38] BERNE, Robert M., LEVY, Matthew N. Cardiovascular Physiology. Philadelphia, PA: Mosby 2001.
- [39] KOSUGE, M; KIMURA K, ISHIKAWA T et al. "Differences between men and women in terms of clinical features of ST-segment elevation acute myocardial infarction". Circulation Journal vol.70, no.3, s. 222–226, 2006.
- [40] The World Health Report 2004 - Changing History (PDF), World Health Organization, s.120-124. 2004.
- [41] HEPER, Yasemin,. Miyokarditler, www.kardiyo.net/kitap/miyokarditler.shtml 2008.
- [42] RUBIN, Emmanuel, GORSTEIN, Fred, SCHWARTING,Roland, STRAYER, David S, Rubin's Pathology - Clinicopathological Foundations of Medicine. Maryland:, s.525, 2001
- [43] TESKE, J Arco, DE BOECK, WL Bart, GELMAN Paul G, Sieswerda T Gertjan, DOEVENDANS Pieter A, CRAMER Maarter JM, Echocardiographic quantification of myocardial function using tissue deformation imaging, a guide to image acquisition and analysis using tissue Doppler and speckle tracking, Cardiovascular Ultrasound, vol.5, s.27, 2007
- [44] DICKINSON RJ, HILL CR. Measurement of soft tissue motion using correlation between a-scans. Ultrasound Med Biol vol.8, no.3, s. 263–271, 1982.
- [45] WILSON LS, ROBINSON DE. Ultrasonic measurement of small displacements and deformations of tissue. Ultrasonic Imaging, vol.4, no.1, s.71–82, 1982

- [46] MEUNIER J, BERTRAND M, MAILLOUX GE, PETITCLERC R. Local myocardial deformation computed from speckle motion. Proceedings of IEEE Computers in Cardiology, vol.25, no.28, s.133–136, 1989
- [47] PARKER KJ, HUANG SR, MUSULIN RA, LERNER RM. Tissue response to mechanical vibrations for sonoelasticity imaging. Ultrasound Med. Biol, vol.16, no.3, s. 241–246, 1990.
- [48] HEIN IA, O'BRIEN WD. Current time domain methods for assessing tissue motion by analysis from reflected ultrasound echoes—a review. IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro-electrics Freq. Control; vol.40, no.2, s. 84–102, 1993
- [49] MARWICK, T.H., YU, C.M.,SUN J.P. Myocardial Imaging and Speckle Tracking s.304-307,2007.
- [50] GAO L, PARKER KJ, LERNER RM, LEVENSON SF. Imaging of the elastic properties of tissue—a review. Ultrasound Med Biol, Vol.22, no.8, s.959–977, 1996.
- [51] COMANICIU, D.; RAMESH, V.; MEER,P. Kernel Based Object Tracking, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.25, no.5,s. 564 – 577, 2003.
- [52] KALMAN, R.E, “A new approach to linear filtering and prediction problems”, Transactions of the ASME, Ser. D., Journal of Basic Engineering, Vol.82, s.34-45, 1960.
- [53] NASCIMENTO Jacinto C. and MARQUES Jorge S. Robust Shape Tracking With Multiple Models in Ultrasound Images IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, vol. 17, no. 3,s. 392-406, 2008.
- [54] CHEN,X, XIE,H, ERKAMP, R., KIM, K., JIA, C., RUBIN, J., O'DONNELL M.. 3-D correlation-based speckle tracking. Ultrasonic Imaging, Vol.27, no.1, s.21-36, 2005.

- [55] BAXES, G.A. . “Digital Image Processing. Principles & Applications”, Wiley & Sons 1994.
- [56] LIM, J. S., Two-Dimensional Signal and Image Processing, Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall, s. 548,1990.
- [57] D'HOOGHE J, HEIMDAL A, JAMAL F, KUKULSKI T, BIJNENS B, RADEMAKERS F, HATLE L, SUETENS P, Sutherland GR: Regional Strain Rate Measurements by Cardiac Ultrasound: Principles, Implementation and Limitations. Eur J Echocardiography, Vol.1,s.154-170, 2000.
- [58] STOYLEN, Asbjorn., Strain Rate Imaging of the Left ventricle by ultrasound, PhD thesis,Norwegian University of Science and Technology Faculty of Medicine, s.67,1999.
- [59] LUBINSKI MA, EMELIANOV SY, O'DONNELL M. Speckle tracking methods for ultrasonic elasticity imaging using short time correlation, IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr Vol.46, s. 82-96, 1999.
- [60] UEMATSU M, MIYATAKE K, TANAKA N, et al. Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction: detection by a two-dimensional tissue Doppler imaging technique, J. Am Coll Cardiol, vol.26, s. 217-223,1995.
- [61] PERK G., TUNICK A.P.; KRONZON, I,. Non-Doppler two-dimensional strain imaging by echocardiography--from technical considerations to clinical applications. Journal of the American Society of Echocardiography, vol.20,no.3, s. 234-243, 2007.
- [62] LUBINSKI MA, EMELIANOV SY, RAGHAVAN KR, et al. Lateral displacement estimation using tissue incompressibility, IEEE Trans. Ultrason Ferroelect. Freq. Contr. vol.43,no.2, s. 247-255, 1996.

- [63] CHEN J-F, FOWLKES JB, CARSON PL, RUBIN JM. Determination of scan-plane motion using speckle decorrelation: theoretical considerations and initial test, *Int. J. Imaging Sys. Tech.* vol.8,no.1, s. 38-44, 1997.
- [64] MALM S, FRIGSTAD S, STOYLEN A, TORP H, SAGBERG E, SKJARPE T. Effects of ultrasound contrast during tissue velocity imaging on regional left ventricular velocity, strain, and strain rate measurements. *J Am Soc Echocardiogr.* vol.19,no.1,s.40-47 2006.
- [65] D'HOOGHE,J,BIJNENS B., THOEN, J.,VAN DE WERF F., SUTHERLAND G., and SUETENS, P,. Echocardiographic strain and strain-rate imaging: a new tool to study regional myocardial function *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol.21, no.9, s.1022-1030, 2002.
- [66] LEITMAN, M.,LYSYANSKY,P,. et al. Two Dimensional Strain – A Novel Software for Real Time Quantitative Echocardiographic Assessment of Myocardial Function *J Am. Soc. Echocardiogr.* Vol.17,No.10,s.1021-1029, 2004.
- [67] INGUL CB, TORP H, AASE SA, BERG S, STOYLEN A, Slordahl SA. Automated Metods of Analyzing Strain Rate and Strain, Feasibility and Clinical Implication. *J Am Soc Echocardiogr* vol.18,no.5, s. 411-418, 2005.
- [68] AMUNDSEN BH, HELLE-VALLE T, EDWARDSSEN T, TORP H, CROSBY J, LYSEGGEN E, STOYLEN A, IHLEN H, LIMA JA, SMISETH OA, SLORDAHL SA. Noninvasive Myocardial Strain Measurement by Speckle Tracking Echocardiography: Validation Against Sonomicrometry and Tagged Magnetic Resonance Imaging. *J. Am. Coll. Cardiol.*,Vol.47, s. 789-793, 2006.
- [69] PAVLOPOULOS H; NIHOYANNOPOULOS, P. Strain and strain rate deformation parameters: from tissue Doppler to 2D speckle tracking. *Int J Cardiovasc Imaging.* Vol.24, s.479-491, 2008.

5. EKLER

EK-1 Yazdığımız MATLAB kodları

Ana Kod

```
% SPECKLE TRACKING
% Öncelikle ekranımıza gelen 1.frame'in üstünde klavyeden kullanıcının
% gireceği kadar speckle miktarında speckle işaretliyoruz..bu
% işaretlediğimiz speckle koordinatlarını k değişkeninin içine
% atıyoruz..k
% değişkenindeki değerlerin karşılık geldiği Echo(1) dosyasındaki
% pixelleri
% belirliyoruz...daha sonra da bu koordinatları auto izlemeye
% tabi tutuyoruz...bu izlemeyi yaparken frame frame imrect ile
% speckleleri göstericez...

close all
clear all
clc

%reading the dcm file

filename=input('Dosyanın adını giriniz='); %klavyeden kullanıcıya
dosyanın adını girmesini istiyoruz
Echo=dicomread(filename); % dosyayı okutuyoruz
info=dicominfo(filename); % frame sayısı için dosyanın
% bilgilerine ulaşıyoruz ve frame sayısını elde ediyoruz
nof=info.NumberOfFrames;
speckle=input('Nokta sayısını giriniz='); % kaç tane doku ile
% çalışacağımızı belirliyoruz

FR=info.RecommendedDisplayFrameRate;
duration=info.EffectiveDuration*FR;
time_duration=info.EffectiveDuration*1000;
% pre-processing

for i=1:nof
    for rgb=1:3
        Echo(:,:,rgb,i)=medfilt2(Echo(:,:,rgb,i),[3 3]); % median
    ve wiener filtreler
        Echo(:,:,rgb,i)=wiener2(Echo(:,:,rgb,i),[5 5]);
    end
end

% RGB- GRAY CONVERSION & THRESHOLDING

h=fspecial('gaussian');
```

```

for i=1:nof
    Echo(:,:,i)=rgb2gray(Echo(:,:,i)); % RGB-gray çevirimi ve
    eşikleme ile gaussian gürültüsünü yok ediyoruz...
    level = graythresh(Echo(:,:,i));
    Echo(:,:,i)=imfilter(Echo(:,:,i),h);
end

figure(1);imshow(Echo(:,:,1));
for k=1:speckle
    h1(k)=imrect; % Kullanıcı bölgelerin
    içindeki 2 tane noktayı işaretliyor..
    region_col(k,1:4)=wait(h1(k));
    setColor(h1(k),'red');
    h2(k)=imrect;
    setColor(h2(k),'green');
    region_co2(k,1:4)=wait(h2(k));
end
region_col=round(region_col);
region_co2=round(region_co2);

% Pattern yaratacaz? nasıl yaratacaz? öncelikle elimizdeki region'un
üstüne
% impoint ile işaretlememizi yapıcak yaptıktan sonra o işaretlediğimiz
% koordinatın üstündeki bölgeleri Echo dosyasından ayırıp pattern olarak
% atıcaz...

for k=1:speckle
    for i=1:nof
        pattern1{k,i,:}=imcrop(Echo(:,:,i),region_col(k,1:4));
        pattern2{k,i,:}=imcrop(Echo(:,:,i),region_co2(k,1:4));
    end
end

reg=15;
for k=1:speckle
    for i=1:nof
        new_region_co_a(k,1:4)=[region_col(k,1)-reg region_col(k,2)-reg
        region_col(k,3)+(reg*2) region_col(k,4)+(reg*2)];
        new_region_co_b(k,1:4)=[region_co2(k,1)-reg region_co2(k,2)-reg
        region_co2(k,3)+(reg*2) region_co2(k,4)+(reg*2)]; %Alan sınırlaması
        Eko1{k,i,:}=imcrop(Echo(:,:,i),new_region_co_a(k,1:4));
        Eko2{k,i,:}=imcrop(Echo(:,:,i),new_region_co_b(k,1:4));
    end
end

for k=1:speckle
    for i=1:nof
        Eko_a=Eko1{k,i,:}; %Search region defined
        Eko_b=Eko2{k,i,:};
        Pat1=pattern1{k,,:}; %Pattern defined
        Pat2=pattern2{k,,:};
        reg_co_a=region_col(k,1:4);
        reg_co_b=region_co2(k,1:4);
        new_reg_co_a=new_region_co_a(k,1:4);
        new_reg_co_b=new_region_co_b(k,1:4);
        [region_a
        region_b]=search1(Eko_a,Eko_b,Pat1,Pat2,reg_co_a,reg_co_b,new_reg_co_a,ne

```



```

w_reg_co_b); %image içinde benzer image arama fonksiyonu şu anda
elimizde MXN'lik imaj ile patternimiz var
    region_c{k,i,:}=region_a;
    region_d{k,i,:}=region_b;
end
end

for i=1:nof
    for k=1:speckle
        figure(2), imshow(Echo(:,:,i));
        h3(k)=imrect(gca,[region_c{k,i}(1)+region_co1(k,1)+reg
region_c{k,i}(2)+region_co1(k,2)+reg region_c{k,i}(3)
region_c{k,i}(4)]); % speckle tracking yaptığımız bölgeleri işaretledik..
        setColor(h3(k),'red');
        h4(k)=imrect(gca,[region_d{k,i}(1)+region_co2(k,1)+reg
region_d{k,i}(2)+region_co2(k,2)+reg region_d{k,i}(3) region_d{k,i}(4)]);
        setColor(h4(k),'green');
        line_coor_x1(k,i)=
((region_c{k,i}(1)+region_c{k,i}(3))/2)+region_co1(k,1);
        line_coor_x2(k,i)=
((region_d{k,i}(1)+region_d{k,i}(3))/2)+region_co2(k,1);
        line_coor_y1(k,i)=
((region_c{k,i}(2)+region_c{k,i}(4))/2)+region_co1(k,2);
        line_coor_y2(k,i)=
((region_d{k,i}(2)+region_d{k,i}(4))/2)+region_co2(k,2);
        h5(k)=imline(gca,[line_coor_x1(k,i)
line_coor_x2(k,i)], [line_coor_y1(k,i) line_coor_y2(k,i)]);
        video(k,i)=getframe(gcf);
    end
end

% kayıt formatı X Y şeklinde

for k=1:speckle
    for i=2:nof
        point_init1=[line_coor_x1(k,i-1) line_coor_y1(k,i-1)];
        point_final1=[line_coor_x1(k,i) line_coor_y1(k,i)];
        point_init2=[line_coor_x2(k,i-1) line_coor_y2(k,i-1)];
        point_final2=[line_coor_x2(k,i) line_coor_y2(k,i)];
        [d Va
Vb]=velocity_length_measurement(point_init1,point_final1,point_init2,poin
t_final2,FR); % Hız mesafe ölçümü
        V1(k,i-1)=Va;
        V2(k,i-1)=Vb;
        L(k,i-1)=d;
    end
end

for k=1:speckle
    for i=2:nof-1
        if V1(k,i)>100 && i+1<=size(V1,2)
            V1(k,i)=(V1(k,i-1)+V1(k,i+1))/2;
        elseif V1(k,i)<10
            V1(k,i)=0;
        else
            continue % Hız sınırı
        end
    end
end

```

```

        if V2(k,i)>100 && i+1<=size(V2,2)
            V2(k,i)=(V1(k,i-1)+V1(k,i+1))/2;
        elseif V2(k,i)<10
            V2(k,i)=0;
        else
            continue
        end
    end
end
V1=V1./20;
V2=V2./20;
L=L./20;
for k=1:speckle
    for i=1:nof-1
        strain_rate=((V1(k,i)-V2(k,i))/L(k,i)); % Strain Rate
        Ölçümleri
        strain_rate_graph{k,i}=strain_rate;
        strain{k,i}=L(k,i);
    end
end

strain_rate_graph=cell2mat(strain_rate_graph);
strain=cell2mat(strain);

for k=1:speckle
    for i=2:nof-1
        strain_graph(k,i)=((strain(k,i)-strain(k,i-1))/strain(k,i-1))*100; % Strain Ölçümleri
    end
end
sample=info.EffectiveDuration*1000/duration;
strain_time=1:sample:time_duration; % grafiksel
gösterim için framelerin her birini süreye göre örnekledik
strain_rate_time=1:sample:time_duration;

for k=1:speckle
    figure(1);plot(strain_time,strain_graph(1,:), '--
bx');title([int2str(k) 'nci BÖLGE STRAIN GRAFIGI']);xlabel('ZAMAN
(ms)');ylabel('STRAIN (%)');
    hold on
    grid on
    % plot(strain_time,strain_graph(2,:), '--mo');
    legend_a=legend('strain_1');
    set(legend_a,'Interpreter','none');
    hold off
    figure(2);plot(strain_rate_time,strain_rate_graph(1,:), '--
bx');title([int2str(k) 'nci BÖLGE STRAIN RATE GRAFIGI']);xlabel('ZAMAN
(ms)');ylabel('STRAIN RATE(1/s)');
    hold on
    grid on
    % plot(strain_rate_time,strain_rate_graph(2,:), '--mo');
    legend_b=legend('strain_rate_1');
    set(legend_b,'Interpreter','none');
    hold off
end

```

arama fonksiyonu

```

function [region_a
region_b]=search(Eko_a,Eko_b,Pat1,Pat2,reg_co_a,reg_co_b,new_reg_co_a,new
_reg_co_b)

% new_region_co Ekonun koordinatları
% region_co Pat'ın koordinatları
% a 1.nin
% b 2.nin olduğunu gösteriyor

dim_pattern1=size(Pat1);
dim_echo1=size(Eko_a);
dim_pattern2=size(Pat2);
dim_echo2=size(Eko_b);
% örneğin bizim patternimiz 5x5lik eğer biz Eko dosyasını 5x5lik
% patternler halinde arattırıp asıl patternimizle korelasyona sokup en
% yüksek katsayılı olanları alırsak..o zaman direk olarak en accurate
% sonuçları elde ederiz...

for i=1:size(Eko_a,1)-size(Pat1,1)
    for j=1:size(Eko_a,2)-size(Pat1,2)
        for m=1:size(Pat1,1)
            for n=1:size(Pat1,2)
                c1(i,j)=abs(Eko_a(m+i,j+n)-Pat1(m,n));
            end
        end
    end
end
for i=1:size(Eko_b,1)-size(Pat2,1)
    for j=1:size(Eko_b,2)-size(Pat2,2)
        for m=1:size(Pat2,1)
            for n=1:size(Pat2,2)
                c2(i,j)=abs(Eko_b(m+i,j+n)-Pat2(m,n));
            end
        end
    end
end
end
[min_c1,imin1]=min(c1(:));
[min_c2,imin2]=min(c2(:));
% correlation offset..

[ypeak1,xpeak1]=ind2sub(size(c1),imin1(1));
[ypeak2,xpeak2]=ind2sub(size(c2),imin2(1));
corr_offset1=(xpeak1-dim_pattern1(2)) (ypeak1-dim_pattern1(1));
rect_offset1=(new_reg_co_a(1)-reg_co_a(1)) (new_reg_co_a(2)-
reg_co_a(2));
corr_offset2=(xpeak2-dim_pattern2(2)) (ypeak2-dim_pattern2(1));
rect_offset2=(new_reg_co_b(1)-reg_co_b(1)) (new_reg_co_b(2)-
reg_co_b(2));

toplam_offset1=corr_offset1+rect_offset1;
toplam_offset2=corr_offset2+rect_offset2;
xoffset1=toplam_offset1(1);
yoffset1=toplam_offset1(2);
xoffset2=toplam_offset2(1);
yoffset2=toplam_offset2(2);

xbegin1 = round(xoffset1+1);
xend1    = round(xoffset1+dim_pattern1(2));

```

```

ybegin1 = round(yoffset1+1);
yend1    = round(yoffset1+dim_pattern1(1));

xbegin2 = round(xoffset2+1);
xend2    = round(xoffset2+dim_pattern2(2));
ybegin2 = round(yoffset2+1);
yend2    = round(yoffset2+dim_pattern2(1));

width1=xend1-xbegin1;
height1=yend1-ybegin1;
width2=xend2-xbegin2;
height2=yend2-ybegin2;

region_a(1,1:4)=[xbegin1 ybegin1 width1 height1];
region_b(1,1:4)=[xbegin2 ybegin2 width2 height2];

```

Hız mesafe ölçümü

```

function [d Va
Vb]=velocity_length_measurement(point_init1,point_final1,point_init2,poin
t_final2,FR)

y2=point_final1(2);
y1=point_init1(2);
x2=point_final1(1);           %1.speckle
x1=point_init1(1);

x4=point_final2(1);
x3=point_init2(1);
y4=point_final2(2);           %2.speckle
y3=point_init2(2);

% Strain_a=sqrt((y2-y1)^2+(x2-x1)^2);
% Strain_b=sqrt((y4-y3)^2+(x4-x3)^2);

Vx1=(x2-x1)*FR;               %
Vy1=(y2-y1)*FR;               %
                                % Velocity Gradient
Vx2=(x4-x3)*FR;               %
Vy2=(y4-y3)*FR;               %

Va=sqrt((Vx1^2)+(Vy1^2));
Vb=sqrt((Vx2^2)+(Vy2^2));

% 20 pixel = 1 cm olarak değerlendiririz.

d=sqrt(abs((y4-y2)^2)+((x4-x2)^2));

```