

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İKİNCİ KALP SESİ ÇİFTLEŞMESİNİN ANLIK FREKANS İZLENMESİ
YÖNTEMİYLE KESTİRİMİNDE FARKLI ZAMAN-FREKANS DÖNÜŞÜMÜ
YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Soner KOTAN

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

OCAK 2014

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İKİNCİ KALP SESİ ÇİFTLEŞMESİNİN ANLIK FREKANS İZLENMESİ
YÖNTEMİYLE KESTİRİMİNDE FARKLI ZAMAN-FREKANS DÖNÜŞÜMÜ
YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Soner KOTAN
(504111409)**

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. İsa Yıldırım

OCAK 2014

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504111409 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Soner KOTAN** ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**İKİNCİ KALP SESİ ÇİFTLEŞMESİNİN ANLIK FREKANS İZLENMESİ YÖNTEMİYLE KESTİRİMİNDE FARKLI ZAMAN-FREKANS DÖNÜŞÜMÜ YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Yrd. Doç. Dr. İsa YILDIRIM**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Aydın AKAN**
İstanbul Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. İlker BAYRAM
İstanbul Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **13 Aralık 2013**
Savunma Tarihi : **23 Ocak 2014**

Irmak, Can ve Rüzgar'a,

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın hazırlanması sırasında emeği geçen herkese teşekkürlerimi sunarım. Çalışmada kullanılan, kalp seslerinin teminine katkılarından dolayı Uzm. Dr. Ufuk Gürkan'a ve kalp seslerini çalışmamda kullanmama izin veren herkese ayrıca teşekkürlerimi sunarım.

Aralık 2013

Soner Kotan
(Elektrik-Elektronik Mühendisi)

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiii
ÖZET.....	xvii
SUMMARY	xviii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	1
1.2 Literatür Araştırması	2
2. KALP VE DOLAŞIM FİZYOLOJİSİ	7
2.1 Kalbin Yapısı ve İşlevi	7
2.1.1 Kalbin yapısı	7
2.1.2 Kalp kası	8
2.1.3 Kalbin elektriksel sinyal iletim sistemi	9
2.1.4 Kalp kapakçıkları	9
2.1.5 Küçük ve büyük dolaşım.....	10
2.2 Kalp Sesi Dinleme Odakları.....	12
2.2.1 Mitral odak (apeks)	12
2.2.2 Triküspit odak	12
2.2.3 Aortik odak	12
2.2.4 Pulmoner odak	12
2.2.5 Mezokardiyak odak.....	12
2.3 Kalp Sesleri	12
2.3.1 Normal kalp sesleri	13
2.3.1.1 Birinci kalp sesi (S1).....	13
2.3.1.2 İkinci kalp sesi (S2).....	13
2.3.1.3 Üçüncü kalp sesi (S3).....	14
2.3.1.4 Dördüncü kalp sesi (S4).....	14
2.3.2 Patolojik kalp sesleri	15
2.3.2.1 Üfürüm	15
2.3.2.2 Birinci kalp sesindeki patolojik değişimler.....	15
2.3.2.3 İkinci kalp sesindeki patolojik değişimler.....	16
3. ZAMAN-FREKANS ANALİZİ YÖNTEMLERİ	19
3.1 Fourier Dönüşümü.....	19
3.2 Zaman-Frekans Dönüşümleri	20
3.2.1 Kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD)	21
3.2.2 Wigner-Ville dönüşümü (WVD)	24
3.2.2.1 Wigner dağılım fonksiyonunun özellikleri	25
3.2.3 Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD)	27
3.2.3.1 Ayırık katsayılı sürekli dalgacık dönüşümü	28

3.2.3.2 Morlet dalgacık.....	28
4. YÖNTEM.....	31
4.1 İkinci Kalp Sesi Bileşenlerinin Özellikleri.....	31
4.2 Kullanılan veri türleri	32
4.2.1 Yapay S2 verisi	32
4.2.2 Gerçek S2 verisi	34
4.2.2.1 Ses slmada kullanılan elektronik stetoskop ve yazılım.....	35
4.3 Verilerin Analizi	36
5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	41
5.1 Yapay veriler için sonuçlar.....	41
5.2 Gerçek veriler için sonuçlar.....	44
5.3 Gelecek Çalışmalar.....	45
KAYNAKLAR.....	47
ÖZGEÇMİŞ	51

KISALTMALAR

S1	: Birinci Kalp Sesi
S2	: İkinci Kalp Sesi
M1	: Birinci Kalp Sesi Mitral Bileşeni
T1	: Birinci Kalp Sesi Triküpid Bileşeni
A2	: İkinci Kalp Sesi Aortik bileşeni
P2	: İkinci Kalp Sesi Pulmoner Bileşeni
KZFD	: Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
WVD	: Wigner-Ville Dönüşümü
SDD	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 5.1 : Gürültüsüz S2'ler için kestirim sonuçları.....	41
Çizelge 5.2 : WVD kullanılarak elde edilmiş çiftleşme kestirim sonuçları.	43
Çizelge 5.3 : KZFD kullanılarak elde edilmiş çiftleşme kestirim sonuçları.....	43
Çizelge 5.4 : DD kullanılarak elde edilmiş çiftleşme kestirim sonuçları	43
Çizelge 5.5 : Gerçek S2'lere ait ortalama ve standart sapmalar.	44

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. 1: Kalbin Fizyolojik Yapısı	7
Şekil 2. 1: Kalp duvarı.	8
Şekil 2. 2: Kalp kapakçıkları.	9
Şekil 2. 3: Küçük ve büyük dolaşım.	11
Şekil 2. 4: Kanın vücutta izlediği yol.	11
Şekil 2. 5: S2'nin fizyolojik çiftleşmesi.	14
Şekil 2. 6: Kalp sesleri.	14
Şekil 2. 7: Kalp sesi bileşenleri.	15
Şekil 2. 8: S2'nin patolojik çiftleşmeleri.	17
Şekil 3. 1: Gerçek S2 sesinin Fourier dönüşümü.	19
Şekil 3. 2: Bir işaretin zaman-frekans domeninde gösterimi.	21
Şekil 3. 3: Yapay S2'ye ait KZDF dönüşümü.	22
Şekil 3. 4: Farklı seçilmiş pencere boyutlarının çözünürlüğe etkisi.	22
Şekil 3. 5: Geniş bir pencereyle sinyalin çarpılması.	23
Şekil 3. 6: Dar bir pencereyle sinyalin çarpılması.	23
Şekil 3. 7: Yapay S2 sinyaline ait WVD dönüşümü.	25
Şekil 3. 8: Dalgacık parametrelerinin analize etkisi.	28
Şekil 3. 9: Morlet dalgacık.	29
Şekil 3. 10: Yapay S2 sinyaline ait dalgacık dönüşümü.	29
Şekil 4. 1: Yapay S2'ye ait anlık frekans eğrisi.	31
Şekil 4. 2: Yapay A2 ve P2 sinyalleri.	33
Şekil 4. 3: A2 ve P2'den oluşturulmuş S2 sinyali.	33
Şekil 4. 4: 10 dB SNR oranına sahip gürültülü S2.	34
Şekil 4. 5: ASD'ye sahip bir hastadan alınmış S2.	35
Şekil 4. 6: Çalışmada kullanılan elektronik stetoskop.	35
Şekil 4. 7: Kalp sesi kaydında kullanılan yazılım.	36
Şekil 4. 8: 10 ms çiftleşme uzunluğuna sahip S2.	37
Şekil 4. 9: 30 ms çiftleşme uzunluğuna sahip S2.	37
Şekil 4. 10: 60 ms çiftleşme uzunluğuna sahip S2.	37
Şekil 4. 11: S2 sinyaline ait anlık frekans eğrisi.	38
Şekil 4. 12: 30 ms çiftleşmeli S2'nin anlık frekans eğrisi.	39
Şekil 4. 13: 60 ms çiftleşmeli S2'nin anlık frekans eğrisi.	39

İKİNCİ KALP SESİ ÇİFTLEŞMESİNİN ANLIK FREKANS İZLENMESİ YÖNTEMİYLE KESTİRİMİNDE FARKLI ZAMAN-FREKANS DÖNÜŞÜMÜ YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Kalp sesleri, kalbin çalışması sırasında kalp kapakçıklarının kapanması ve kanın damarlar içerisine ilerlemesi nedeniyle oluşan seslerin bileşimidir. İnsan kalbi tarafından bir kalp döngüsü boyunca iki ana ses üretilir. Bu sesler birinci kalp sesi (S1) ve ikinci kalp sesi (S2) olarak isimlendirilir.

Birinci kalp sesi, mitral kapakçık tarafından üretilen M1 ve triküspid kapakçık tarafından üretilen T1 bileşenlerinden meydana gelir. İkinci kalp sesi iki ana bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenler: aortik kapakçık tarafından üretilen A2 ve pulmoner kapakçık tarafından üretilen P2'dir. Bu bileşenler 80 ms'den kısa süreli sinyallerdir. A2 bileşeni 50 Hz ile 250 Hz arası frekans bileşenleri içerirken P2 bileşeni 50 Hz ile 200 Hz arasında frekans bileşenleri içerir. Normal bir kalp döngüsü sırasında A2 ve P2 bileşenlerinin başlangıç zamanları arasında bir miktar gecikme meydana gelmektedir. Bu gecikmeye S2 çiftleşmesi adı verilir ve gecikmenin uzunluğu doktorlara çeşitli kalp hastalıkları hakkında önemli ipuçları sağlamaktadır.

İkinci kalp sesi çiftleşmesi çeşitli kalp hastalıkları hakkında önemli bilgiler taşımaya rağmen, çok kısa süreli olması nedeniyle (10-60 ms) insan kulağıyla ayırt edilmesi oldukça zordur ve ancak çok deneyimli doktorlar tarafından ayırt edilebilirler. Bu nedenle çiftleşme süresinin otomatik ölçümünü gerçekleştirecek sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Çiftleşme süresinin otomatik ölçümü için geçmişte birçok çalışma yapılmış ve bu çalışmalarda farklı yöntemler önerilmiştir. Önerilen yöntemlerin büyük çoğunluğundaki ortak ve en önemli adım, işaretin zaman-frekans dönüşümü analizinin yapılmasıdır. Birçok yöntemde kalp sesi bileşenleri doğrudan zaman-frekans gösterimi üzerinden belirlenirken, bazı yöntemlerde zaman-frekans analizi anlık frekansın elde edilmesi gibi amaçlarla kullanılmıştır. Geçmiş çalışmalarda sıklıkla kullanılmış üç farklı zaman-frekans dönüşümü yöntemi bulunmaktadır. Bunlar: kısa zamanlı Fourier dönüşümü, Wigner-Ville dönüşümü ve dalgacık dönüşümüdür.

Geçmiş çalışmalarda S2 sesinin A2 ve P2 bileşenlerinin kısa süreli ve hızlı sönmölenen cıvıltı sinyalleri olduğu gösterilmiştir. Bileşenlerin anlık frekansları zamanla hızlı bir şekilde üstel olarak azalmaktadır. Bu çalışmada çiftleşme kestirimi için bileşenlerin anlık frekanslarındaki bu değişimden faydalanılmıştır. Bileşenin başlangıcında yüksek olan ani frekansın zamanla azalması, bileşenlerin başlangıç zamanlarının belirlenmesi açısından önemli bir ipucu vermektedir. İki bileşenin başlangıç zamanları belirlendiğinde ise başlangıçlar arasındaki zaman farkı hesaplanarak çiftleşme kestirimi yapılabilir.

Bu çalışmada, kalp sesinin anlık frekansındaki değişikliklerin izlenerek çiftleşme süresi kestiriminin yapılmasını öneren bir kestirim yöntemi kullanılmıştır. Üç farklı zaman-frekans dönüşümü yöntemi, S2 işaretlerinin anlık frekansının elde edilmesinde kullanılmış ve yöntemlerin çiftleşme kestirimindeki doğruluk oranları incelenmiştir.

Yöntemlerin karşılaştırılması yapılırken yapay ve gerçek S2 verileri kullanılmıştır. Yapay S2 verileri farklı çiftleşme süreleri (10 - 60 ms) ve farklı gürültü seviyelerinde (5, 10, 15 dB) üretilerek kullanılmıştır. Gerçek S2 verileri ise elektronik bir stetoskop yardımıyla hasta ve sağlıklı bireylerden alınmıştır.

Çalışma sonucunda yapay ve gerçek verilerle yapılan kestirimlerde Wigner-Ville dönüşümünün kullanıldığı analizlerin, diğer iki yönteme göre daha fazla doğruluk oranına sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bunun nedenleri: Wigner-Ville dönüşümünün diğer iki yönteme göre daha iyi zaman ve frekans çözünürlüklerine sahip olması, kısa zamanlı Fourier dönüşümünün zaman ve frekans çözünürlükleri arasında bir ödünleşim bulunması ve dalgacık dönüşümünün düşük genlikli sinyallerde hassasiyetinin azalmasıdır.

COMPARISON OF DIFFERENT TIME-FREQUENCY ANALYSIS METHODS IN ESTIMATING S2 SPLIT BY TRACKING THE INSTANTANEOUS FREQUENCY

SUMMARY

The heart is an organ consists of muscles and its main function is pumping the blood to the lungs and to various parts of the body throughout the blood vessels. The human heart contains four chambers: the right and left atriums and the right and left ventricles. There are four heart valves within the heart: mitral valve, tricuspid valve, aortic valve and pulmonary valve. The valves prevent blood from flowing backwards into the heart. The mitral and tricuspid valves are referred as atrioventricular valves. The mitral valve is located between the left atrium and left ventricle while the tricuspid valve is located between the right atrium and right ventricle. The aortic and pulmonary valves are named as semilunar valves. The aortic valve is located between the left ventricle and aorta while the pulmonary valve is located between the right ventricle and pulmonary artery. The heart sounds are produced mainly during the closure of the valves.

Auscultation is an important step for the diagnosis of the several heart diseases. It gives the doctors important clues about the certain heart problems. The heart sounds are generated by closure of the heart valves and blood flow through the veins. There are two main heart sounds that are produced during a single cardiac cycle: the first heart sound (S1) and the second heart sound (S2). S1 and S2 are produced during systole and diastole respectively.

The first heart sound consists of two components namely M1 and T1, which are produced by the closure of mitral and tricuspid valves respectively. The second heart sound consists of two main components: the aortic component (A2) and the pulmonic component (P2). The aortic component is produced during the closure of the aortic valve and the pulmonary component is produced during the closure of the pulmonary valve. Each of the components lasts less than 80 milliseconds. The aortic component has higher frequency contents and its frequency range is between 50–250 Hz while P2 has a frequency range between 50-200 Hz. The aortic component is louder than the pulmonic component and it can be heard from all the auscultation sites. Because of the aortic valve closes before the pulmonary valve in normal cardiac activity, the aortic component is heard first. There is a time split between the onsets of the aortic and the pulmonary components, which is known as S2 split in medical community. There occur some changes in the structure of the split in the presence of abnormal cardiac activities.

In the presence of certain pathological conditions with heart or other organs, which has a direct connection with heart, abnormal heart sounds can be heard. The abnormal sounds occur due to anatomical abnormalities with veins, changes in blood flow through the veins, anatomical abnormalities with heart chambers, changes in the electrical activities of the heart, failures with chambers in heart etc. The abnormal

heart sounds can be heard as addition to the normal heart sounds, as murmurs and extra heart sounds like the third and the fourth heart sounds.

The length of the S2 split gives doctors important clues for diagnosis of cardiovascular diseases. In a healthy subject, the length of the S2 split changes with respiration. The S2 split widens during inspiration whilst it becomes shorter during expiration. These changes occur due to the pressure changes in the veins and the cardiac chambers during respiration.

The length of the S2 split changes abnormally in the presence of different pathological conditions. There are three commonly observed types of pathological S2 split: wide split, fixed split and paradoxical split. If the split between the onsets of the aortic and the pulmonary components is wider than normal split length during both inspiration and expiration, it is named as wide split. Fixed split is when the length of the split does not vary with respiration. If the split narrows with inspiration and widens with expiration or the components of S2 reverse, it is named paradoxical split. Pathological split of S2 is related to several heart diseases including: pulmonic stenosis and right bundle branch block (wide split), atrial septal defect and right ventricular failure (fixed split), left bundle branch block (paradoxical or reverse split).

It is known that, the components of the first and second heart sounds have short durations (shorter than 80 ms). Moreover, it is known that the time split between the onsets of the first and the second heart sounds has very short duration (10-60 ms). For these reasons, the human ear is poorly suited for classifying the heart sounds. Besides, at the present time, doctors use ECG and ultrasound data for diagnosis, which is time consuming. For these reasons, it is a necessity to use an automated method, which is capable of measuring the S2 split to make the diagnosis more accurately and reduce the time of diagnosis.

There are several proposed methods to measure the time split. Some of these methods measure the split directly over the time-frequency representation of the signal manually while some of others use the data, which is obtained from time-frequency representation of the signal (i.e. instantaneous frequency). In the most of the proposed methods, analyzing the signal in time-frequency domain is the most common and important phase. There are three time-frequency representation methods, which are used mostly in the previous works: short time Fourier transform (STFT), Wigner-Ville transform (WVD) and continuous wavelet transform (CVT). These time-frequency representations have some advantages and disadvantages when compared. It is known that the short time Fourier transform is not very sensitive to the sudden changes in the time domain. To deal with this problem, the length of the time window can be decreased but this operation will reduce the frequency resolution of the time-frequency representation of the signal. Wigner Ville transform has high resolutions in the time and frequency axes but it suffers from cross-terms. Several methods that have been proposed to suppress the cross-terms. One of the most used method is to filter the WVD transform of the analyzed signal in the both time and frequency axes. The filtering operation suppresses the cross-terms but it also reduces the time and frequency resolutions of the time-frequency representation of the analyzed signal. Wavelet transform has good resolution in both frequency and time axes but it has bad performance with the signals that has low amplitude. It is known

that components of second heart sound (A2 and P2) have low amplitudes at the onsets and the endings.

As the S2 split estimation method, we used a method that is proposed by Yildirim et al in a previous work. The method is based on tracking the changes of the instantaneous frequency of the S2 signal. The S2 signal consists of two main components (A2 and P2) as mentioned before. These components can be modeled as nonlinear transient chirp signals. Each component has a decaying instantaneous frequency with time. At the onset of the components, the instantaneous frequency is high and it decreases with time exponentially. When the instantaneous frequency approximates to zero, the second component starts and the instantaneous frequency rises sharply again. This results in a region that has zero gradients at the onset of the second component on the instantaneous frequency curve. If the region can be detected, the onset of the second component can be estimated. In that the onset of the first component is found, it can be computed the S2 split length.

In this thesis, short time Fourier transform, Wigner-Ville transform and wavelet transform are used to obtain the time frequency representations of S2 signals respectively. The instantaneous frequencies of S2 signals, which have different noise levels and different time splits are computed by using the three time-frequency representations. The accuracy and the effectiveness of the time-frequency representation methods are compared in estimation of the time split.

Simulated signals and signals acquired from the patients and healthy volunteers are used to estimate the time split. The reason of using simulated data is that it gives the accuracy ratio better than the real signals due to the split length and the noise level are known. The reason of using the real heart sound data is to determine the accuracies of the different time-frequency methods in real data and compared the three time-frequency representation methods.

As simulated signals, we used a simulated data, which is proposed by Xu et al. They modeled the components of S2 as nonlinear transient chirp signals. The simulated S2 signals have different split times (10 ms, 20 ms, 30 ms, 40 ms, 50 ms and 60 ms) and different noise levels (5 dB, 10 dB and 15 dB) for each split length. The split estimations are made 30 times for each split length (10-60 ms) and noise level (5-15 dB) and the means and the standard deviations of the estimations are computed.

The real S2 signals are acquired from healthy volunteers and patients under the supervision of a consultant. An electronic stethoscope, which converts the analog sound signal to digital signal, is used for acquiring heart sounds. The sounds are acquired from pulmonary and aortic auscultation areas of the heart due to S2 sound is heard best from these areas. All the patients under examination have an atrial septal defect (ASD), which cause wide split. Approximately 30 S2 signals are extracted manually from each heart sound signal and the means and the standard deviations of the signals are computed.

The S2 split estimations are made by using the simulated S2 signals with and without addition noise and the real S2 signals acquired from patients and healthy subjects. It can be concluded that Wigner-Ville transform is the most appropriate method among the three time-frequency representations to estimate the split by tracking the changes of the instantaneous frequency of the S2 signal. This is due to Wigner-Ville transform has better time and frequency resolutions than short time Fourier transform

and continuous wavelet transform. Short time Fourier transform has a tradeoff between time and frequency resolutions, so it is hard to choose an appropriate time window to analyze the heart sounds. Continuous wavelet transform has a less sensitivity to the signals with low amplitude and it is known that, the heart sounds have low amplitudes at the onsets and the endings of the every individual component.

1. GİRİŞ

Kardiyolojik muayene sırasında kalp sesi dinleme işlemi, kalp hastalıklarının teşhisi açısından oldukça önemli bir yere sahiptir. Kalp sesi, çeşitli kalp hastalıkları hakkında doktorlara çok önemli ipuçları verirler. Doktorlar bu sesi dinleyerek edindikleri ön bilgileri, elektrokardiyografi ve ultrasonografi gibi diğer inceleme yöntemleriyle birleştirerek kesin teşhis koyma yolunu izlerler. Kalp seslerinin dinlenebilmesi için doktorlar tarafından öncelikle kullanılan cihaz stetoskoptur. Kalp sesleri stetoskop tarafından kuvvetlendirilir ve doktorun bu sesleri net bir şekilde duyması sağlanır.

Günümüzde analog cihazların kullanımı hızla azalmakta, sayısal cihazların kullanımı ise hızla artmaktadır. Bunun nedeni; sayısal cihazlar tarafından kullanılan sayısal bilgiler üzerinde birçok işlemin kolayca yapılabilmesi, böylece zaman ve enerji tasarrufu sağlanması ve işlemlerin doğruluk kontrolünün artmasının sağlanmasıdır.

Biyolojik işaretlerin hepsi analog işaretlerdir ve bu işaretlerin uygun cihazlar tarafından alınarak sayısala çevrilmesi gerekmektedir. Bu işlem, biyolojik işaretlerin genelde çok küçük genlikli olması ve gürültüye duyarlı olması nedeniyle zordur. Ayrıca biyolojik işaretler genellikle düzensiz ve ani değişimler gösteren işaretlerdir. Bu nedenle biyolojik işaretlerin kaydı alınırken birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır.

1.1 Tezin Amacı

Kalp sesleri birçok kalp ve ilişkili organ rahatsızlıkları hakkında doktorlara çok önemli ipuçları sağlar fakat bazı durumlarda kalp seslerindeki değişimlerin insan kulağıyla fark edilebilmesi oldukça güçtür ve deneyim gerektirir. Ayrıca muayenenin yapıldığı ortamın gürültüden arınmış olması gerekmektedir. Bu nedenlerden dolayı kalp sesi analizini yapabilecek, fiziksel etmenlerin birçoğundan etkilenmeyecek otomatik bir sisteme ihtiyaç duyulmaktadır.

Kalp sesi kullanılarak otomatik teşhis yapılabilmesi için geçmişte birçok çalışma yapılmıştır ve günümüzde de bu çalışmalar devam etmektedir. Özellikle insan

kulağıyla çok zor algılanabilen ve deneyim gerektiren ikinci kalp sesi çiftleşmesinin uzunluğundaki değişimlerin algılanmasının otomatik hale getirilebilmesi için farklı yöntemlerin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmaların büyük bir kısmında, işaretin zaman-frekans dönüşümü üzerinde çeşitli işlemler uygulanarak analiz yapılmaktadır.

Bu tezde, ikinci kalp sesi çiftleşmesinin otomatik kestirimi için işaretin anlık frekansındaki değişikliklerin izlendiği ve önceki çalışmalarda kullanılmış bir yöntem kullanılmıştır. Bir işaretin anlık frekansının hesaplanabilmesi için, işaretin zaman-frekans analizinin yapılması gerekmektedir. Bu çalışmada, zaman-frekans analizi türünün, çiftleşme kestirimi üzerindeki etkilerini görmek ve en verimli olan zaman-frekans analiz yöntemini elde edebilmek için Kısa zamanlı Fourier dönüşümü, Wigner-Ville dönüşümü ve dalgacık dönüşümü yöntemleri kullanılmış ve elde edilen sonuçlar arasında karşılaştırma yapılmıştır.

İkinci bölümde, çalışmanın daha iyi anlaşılabilmesi ve ileriki çalışmalara kaynak olabilmesi amacıyla kalbin fizyolojisi, kalp seslerinin oluşum mekanizmaları, kalp sesi dinleme bölgeleri ve kalp seslerinde değişikliklere neden olan bazı patolojik durumlar ve bu patolojik durumların seste meydana getirdikleri değişimler ele alınmıştır.

Üçüncü bölümde, çalışmada kullanılan ve çalışmanın ana konusu olan zaman-frekans analizi yöntemleri anlatılmıştır. Kısa zamanlı Fourier dönüşümü, Wigner Ville dönüşümü ev dalgacık dönüşümü hakkında matematiksel bilgiler verilmiş ve bu yöntemlerin avantaj ve dezavantajları verilmiştir.

Dördüncü bölümde çalışmada izlenilen yol ve yöntemler hakkında bilgi verilmiştir.

Beşinci bölümde çalışma sonucunda elde edilen sonuçlar çeşitli grafik ve tablolar aracılığıyla verilmiştir.

1.2 Literatür Araştırması

İkinci kalp sesi çiftleşmesinin otomatik kestirimi geçmişte birçok çalışmaya konu olmuştur. Yapılan çalışmaların birçoğunda, S2 sesinin bileşenlerinin ayrı ayrı elde edilmesi ve bu bileşenler yardımıyla da çiftleşme süresinin hesaplanması yolu

izlenmiştir. Yapılan çalışmaların büyük bir kısmında kalp sesi sinyalinin zaman-frekans gösteriminden faydalanılmıştır.

Yapılan çalışmaların birçoğunda çiftleşme kestirimi işaretin zaman-frekans gösterimi üzerinden bileşenlerin manuel olarak belirlenmesiyle yapılmıştır [18, 19, 27-29]. Bileşenlerin manuel olarak belirlenmesi beraberinde bazı dezavantajlar getirmektedir. Bu işlem sistemin otomatik olmasını engellemekte ayrıca sistemi insan eliyle yapılabilecek hatalara karşı oldukça duyarlı hale getirmektedir.

T.S. Leung ve diğerleri tarafından yapılmış bir çalışmada, S2 sesine ait A2 ve P2 bileşenlerinin belirlenmesi için işaretin zaman-frekans gösterimi kısa zamanlı Fourier dönüşümü kullanılarak elde edilmiştir. Daha sonra zaman-frekans gösterimi üzerinde A2 ve P2 bileşenleri manuel olarak tespit edilmiş ve bu iki bileşene ait başlangıç zamanları belirlenmiştir. Bileşenler ait başlangıç zamanları arasındaki fark çiftleşme uzunluğunun belirlenmesinde kullanılmıştır [27].

S.M. Debbal ve diğerleri, S2 sinyalinin bileşen analizinde Fourier dönüşümüyle sürekli dalgacık dönüşümünü karşılaştırmışlardır. Yapılan analiz sonucunda sürekli dalgacık dönüşümünün, işaretin bileşenlerinin tespiti için gerekli olan tüm bilgileri verdiğini fakat Fourier dönüşümünün bu işlem için yetersiz kaldığı sonucuna varmışlardır [28].

Farklı bir çalışmada ise S.M. Debbal ve diğerleri, çalışmalarında öncelikle gerçek kalp seslerine ait S1 ve S2 verilerini ayrık dalgacık dönüşümü kullanarak filtrelemişlerdir. Daha sonra filtrelenmiş sinyalin sürekli dalgacık dönüşümü kullanarak zaman-frekans dönüşümünü elde etmişlerdir. Elde edilen zaman-frekans analizi gösteriminde A2 ve P2 bileşenleri manuel olarak tespit edilmiş ve bu bilgi kullanılarak çiftleşme kestirimi yapılmıştır [29].

Xu ve diğerleri, S2 sinyalinin Wigner-Ville dönüşümünü aldıktan sonra, bu dönüşüm üzerinde tamamen manuel olarak bir maskeleyme işlemi gerçekleştirmişler ve gürültüyü, Wigner-Ville dönüşümünde ortaya çıkan çapraz terimleri ve P2 bileşenini ortadan kaldırmışlardır. Bu işlem sonrasında dönüşüm içerisinde A2 bileşeninin zaman-frekans dönüşümünü yalnız olarak elde etmişler ve bu bileşene ait anlık frekans ve zarf bilgisini hesaplayıp, buradan da A2 bileşenini zaman bölgesinde elde etmişlerdir. Zaman bölgesinde elde edilen bu bileşen S2 sinyalinden çıkartılmış ve A2 için uygulanan yöntemler P2 için de uygulanarak P2'nin anlık frekansı, anlık fazı

ve zarfı elde edilmiştir. Böylece iki bileşenin de başlangıç zamanları belirlenmiş ve buradan da çiftleşme süresi hesaplanmıştır [18].

Debbal ve diğerleri, S2 çiftleşmesinin kestiriminde Wigner-Ville dönüşümü, kısa zamanlı Fourier dönüşümü ve dalgacık dönüşümü kullanarak bu üç yöntem arasında bir karşılaştırma yapmışlardır. Karşılaştırma sonucunda elde edilen verilere göre dalgacık dönüşümünün en verimli ve en doğru kestirimin yapıldığı yöntem olduğu sonucuna varılmıştır [19]. Fakat bu çalışmada A2 ve P2 bileşenlerinin belirlenmesi manuel olarak yapılmış ve çiftleşme süresi de aynı şekilde manuel olarak ölçülmüştür.

Geçmiş çalışmalarda çiftleşme kestirimi için sıklıkla kullanılmış diğer bir yöntem ise işarete ait anlık frekans eğrisinin elde edilmesi ve çiftleşme kestirimin anlık frekans bilgisi kullanılarak yapılmasıdır. Çalışmaların bazılarında anlık frekanstaki değişimler sınıflandırılarak farklı patolojik durumlar için ipucu elde edilmesi amaçlanırken [17,30] bazı çalışmalarda anlık frekanstaki belirli bir değişikliğin varlığı gözlemlenmiştir [20,26]. Bu yöntemlerde anlık frekansın elde edilebilmesi için, işarete ait çeşitli zaman-frekans dönüşümleri kullanılmıştır. Çalışmalarda işarete ait zaman-frekans gösterimlerinin elde edilebilmesi için genellikle üç çeşit zaman-frekans analiz yöntemi kullanılmıştır: kısa zamanlı Fourier dönüşümü, Wigner-Ville dönüşümü ve dalgacık dönüşümü.

Abdelghani ve diğerleri, çalışmalarında öncelikle A2 ve P2 bileşenlerinin başlangıç ve bitiş kısımlarındaki düşük genlikli kısımların genliklerini arttırmayı ve böylelikle analiz sırasında sinyalin düşük enerjili kısımlarından kaynaklanan sorunların giderilmesini hedeflemişlerdir. Bu işlem için sinyal öncelikle normalize edilmiş ve daha sonra 1'e tümleyenine art arda çarpılmıştır. Bu işleme iki sinyal arasındaki korelasyon %99.90 olana kadar devam edilmiştir. Elde edilen sinyalin Wigner-Ville dönüşümü alınmış ve buradan anlık frekans eğrisi elde edilmiştir. Sinyalin anlık frekans fonksiyonu üzerinde bir izleme algoritması aracılığıyla çiftleşme kestirimi yapılmıştır [26].

Xu ve diğerleri, çalışmalarında S2 sesinin A2 ve P2 bileşenlerini modelleyebilmek için zaman-frekans analiz yöntemlerinden faydalanmışlardır. İşarete ait zaman-frekans dönüşümünü kullanarak işaretin anlık frekansını elde etmişler ve bunu kullanarak her bir bileşenin zamanla azalan anlık frekansa sahip dar bantlı sinyaller

olduğunu göstermişlerdir. İşarete ait anlık frekans bilgisinden yapay anlık frekans fonksiyonu, işarete ait genlik zarfından da yapay bir genlik fonksiyonu üretmişlerdir. Bu fonksiyonları kullanarak yapay A2 ve P2 bileşenleri üretmişlerdir. Bu çalışmada yapay veri olarak Xu ve diğerlerine ait bu yapay veriler kullanılmıştır [17].

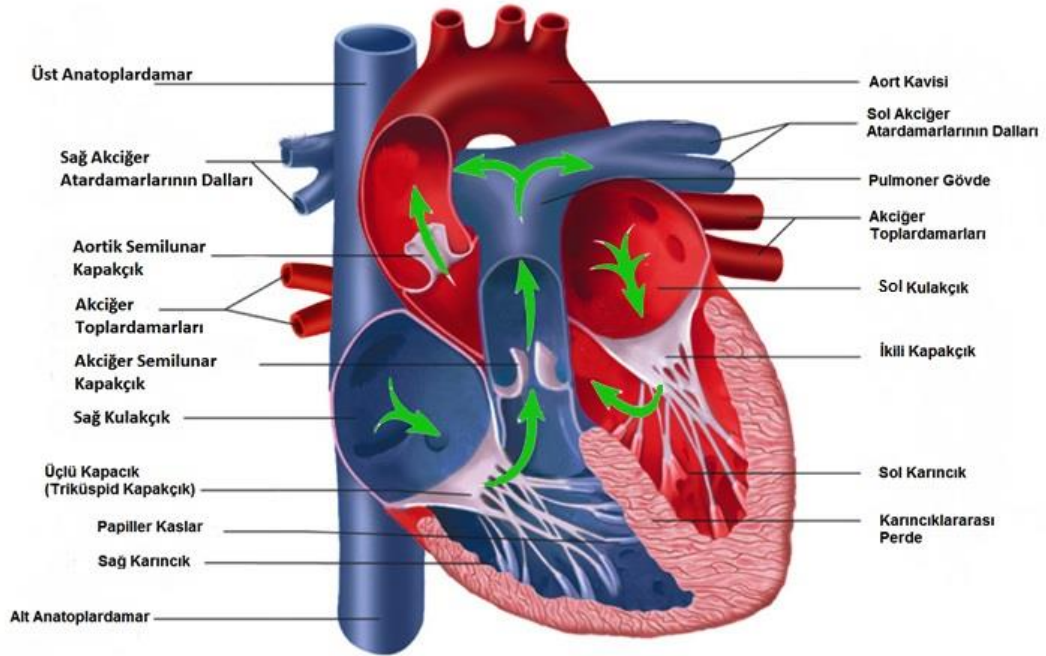
Hisashi Yoshida ve Diğerleri sistolik üfürümün karakterizasyon analizini yapmak için kalp sesi sinyalinin anlık frekansından yararlanmışlardır. Sinyalin anlık frekansındaki değişimler tespit edilmiş ve buradan üfürüm sınıflandırması yapmaya yönelik ipuçları elde etmişlerdir. Sinyalin anlık frekansını elde etmek için öncelikle sinyale ait zaman-frekans dönüşümünü Wigner-Ville dönüşümü kullanarak elde etmişler, daha sonra bu dönüşümün ağırlıklı ortalamasını alarak sinyale ait anlık frekans bilgisine ulaşmışlardır [30].

Yıldırım ve diğerleri, S2 sinyaline ait bileşenlerin hızla azalan anlık frekanslara sahip olmalarından yararlanarak, bu olguyu temel alan bir kestirim yöntemi kullanma yoluna gitmişlerdir. Öncelikle S2 sinyalinin zaman-frekans dönüşümünü Wigner-Ville dönüşümü kullanarak elde etmişlerdir. Elde edilen bu dönüşümün birinci momenti hesaplanarak işarete ait anlık frekans bilgisi elde edilmiş ve anlık frekanstaki değişimler izlenerek S2 çiftleşmesinin otomatik kestirimi yapılmıştır [20]. Çalışmada işarete manuel olarak uygulanan herhangi bir işlem söz konusu değildir. Bu tezde İsa Yıldırım ve diğerleri tarafından kullanılan bu çiftleşme kestirim yöntemi temel alınmıştır.

2. KALP VE DOLAŞIM FİZYOLOJİSİ

2.1 Kalbin Yapısı ve İşlevi

Kalp, vücut içerisinde kan dolaşımının sağlanabilmesi için gerekli basıncı oluşturan, kendiliğinden kasılma özelliğine sahip çizgili kaslardan oluşan yumruk büyüklüğünde bir organdır. Şekil 1.1’de kalbin fizyolojik yapısı gösterilmiştir.

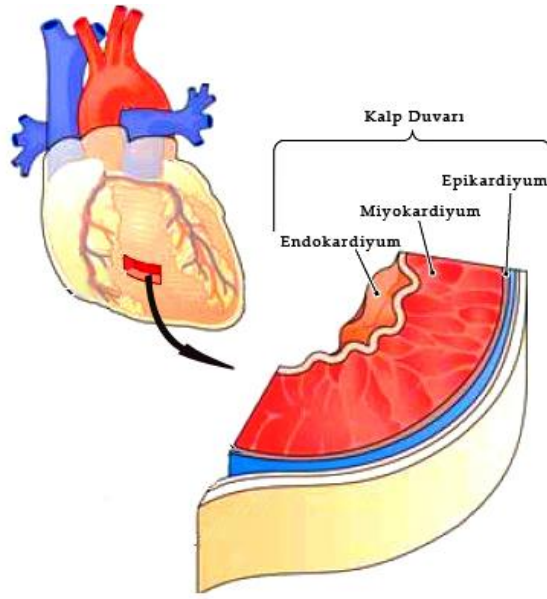


Şekil 1. 1: Kalbin fizyolojik yapısı.

2.1.1 Kalbin yapısı

Kalp, sağ karıncık, sağ kulakçık, sol karıncık ve sol kulakçık olmak üzere dört odacıktan oluşan bir organdır. Sağ karıncık ile sağ kulakçık arasında üçlü (triküspit) kapakçık, sol kulakçık ile sol karıncık arasında ikili (mitral) kapakçık, sağ karıncık ile pulmoner arter arasında pulmoner semilunar kapak ve sol karıncık ile aorta arasında aortik semilunar kapak bulunur. Kapakçıkların görevi kanın tek yönde akmasını ve yüksek basınçla damar sistemine gönderilmesini sağlamaktır.

Kalbin etrafını kalp duvarı denilen ve üç katmandan oluşan doku sarar. Bu üç katman, dıştan içe doğru epikardiyum, miyokardiyum ve endokardiyum olarak isimlendirilir. Epikardiyum kalbin dış yüzeyini kaplayan ince zardır ve kalbin dış yüzeyinin pürüzsüz olmasını sağlar. Miyokardiyum güçlü kalp kaslarının bulunduğu katmandır ve kalbin kasılmasından sorumludur. Endokardiyum, kalbe temas eden geniş damarların bulunduğu en içteki tabakadır. Şekil 2.1’de kalp duvarı şeması verilmiştir.



Şekil 2. 1: Kalp duvarı.

2.1.2 Kalp kası

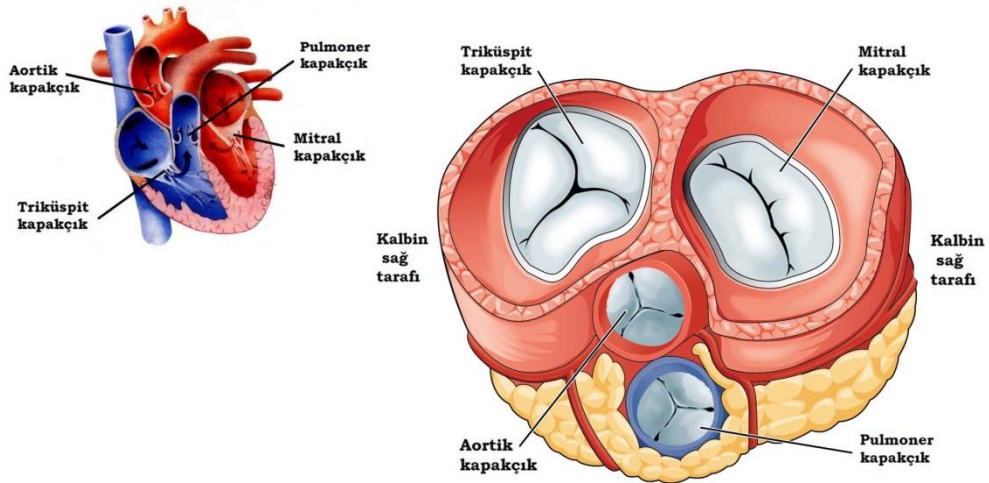
Kalp kasına mikroskopla bakıldığında, iskelet kasına benzer şekilde çizgili yapıda olduğu görülür fakat çizgili kalp kası, iskelet kasından bazı farklılıklar gösterir. Kalpte bulunan çizgili kaslar üç farklı tiptedir. Bunlar karıncık kası, kulakçık kası ve uyarı ve ileti için özelleşmiş kas lifleridir. Karıncık ve kulakçık kasları, kasılma sürelerinin daha uzun olması dışında iskelet kasına benzer şekilde kasılırlar. Özelleşmiş uyarıcı lifleri ise çok az kasılırlar, asıl görevleri değişik hızlarda iletiler göndererek kalbin uyarı sistemini oluşturmalarıdır. Kalp kasının iskelet kasına göre bazı farklılıkları: dışarıdan herhangi bir sinirsel bağlantısı olmaksızın kendi uyarısını üretebilir olması, yavaş kasılan tek tip lif içermesi ve tüm hücrelerinin birbirine bağlı olması ve bu sayede bir bütün olarak hareket edebilmesidir.

2.1.3 Kalbin elektriksel sinyal iletim sistemi

Kalbin uyarı ve iletim sistemi, kalp içerisinde özelleşmiş bir sistemdir. Bu sistem kalp kası hücrelerinin özelleşmesiyle oluşmuştur. Uyarıların başlatıldığı ve iletildiği yapılar: sinoatriyal düğüm, atrioventriküler düğüm, his demeti ve bunun sağ ve sol yanı ve purkinje sistemidir. Sinoatriyal düğüm, kalbin çalışması için gerekli uyarının üretildiği düğümdür. Diğer uyarı üretici düğümler, ancak sinoatriyal düğüm çalışmıyorsa ya da ürettiği uyarılar herhangi bir nedenle iletilemiyorsa uyarı üretmeye başlarlar. Sinoatriyal düğümde üretilen bir potansiyel, önce kulakçıkları uyarır. Daha sonra bu uyarı atrioventriküler düğüme gelir. Atrioventriküler düğümde uyarının hızı azalır ve yaklaşık 0,1 saniyelik bir zaman kaybıyla karıncıkları uyarır.

2.1.4 Kalp kapakçıkları

Kalp içerisinde, kanın akışının tek yönlü olmasını sağlayan yapılar bulunur. Bu yapılara kalp kapakçığı denilir. Bir memeli kalbi içerisinde dört tane kapakçık bulunur. Bu kapakçıklar: sağ kulakçık ile sağ karıncık arasında bulunan triküspit (üçlü) kapakçık, sağ karıncıkla pulmoner atardamar arasında bulunan pulmoner kapakçık, sol kulakçık ile sol karıncık arasında bulunan mitral (ikili) kapakçık ve sol karıncıkla aorta arasında bulunan aortik kapakçıktır. Şekil 2.2’de insan kalbine ait kalp kapakçıkları gösterilmiştir.



Şekil 2. 2: Kalp kapakçıkları [33].

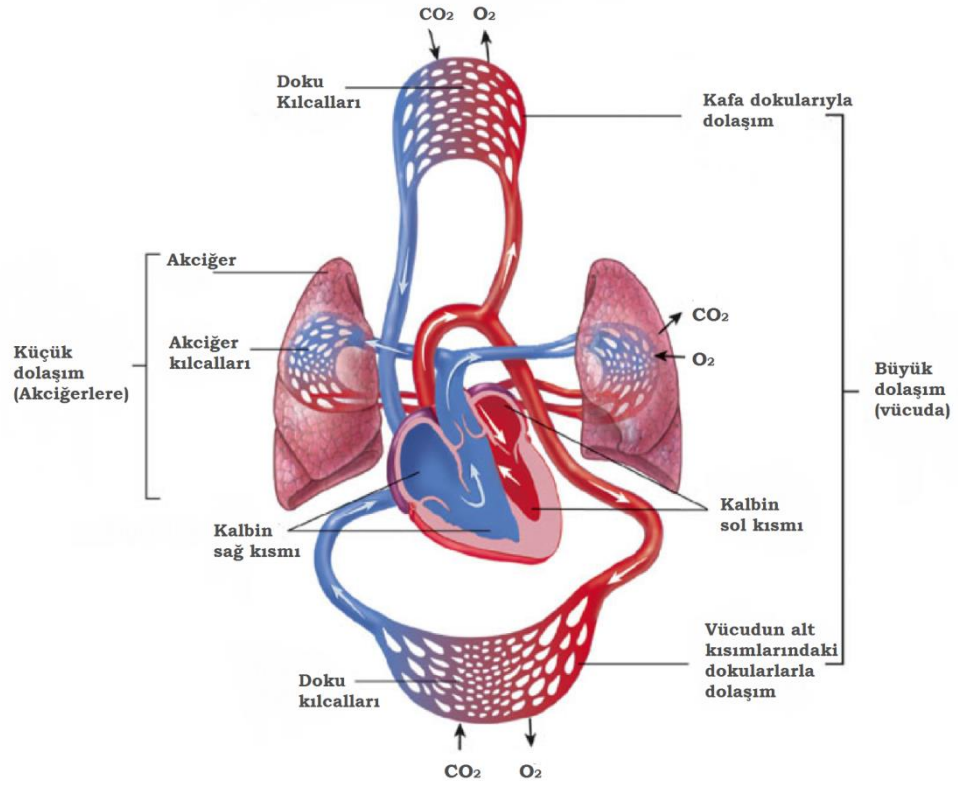
Kulakçıkla karıncık arasında bulunan kapakçıklara atrioventriküler kapakçık adı verilir. Atrioventriküler kapakçıklar kanın kulakçıklardan karıncıklara doğru

pompalanması sonrasında kanın kulakçık içerisine geri dönmesini engelleyerek kanın tek yönlü akışına izin verirler. Bu mekanizmanın işleyişi şu şekilde olur; akciğerlerden veya vücuttan kalbe dönen kan, kulakçıkları doldurur ve atriyoventriküler kapakçıklara basınç yapar. Atriyoventriküler kapakçıklar basınç sayesinde açılırlar ve kulakçıklardaki kan karıncıklara dolmaya başlar. Kan karıncıklara dolarken atriyoventriküler kapakçıklar karıncık içerisine doğru bükülürler. Bu sırada kulakçıklar kasılır ve karıncık içerisine daha fazla miktarda kan dolması sağlanır. Kulakçıkların kasılması bittikten sonra bu defa karıncıklar kasılır. Kasılmanın yarattığı basınç, kanı atriyoventriküler kapakçıklara doğru iter ve kapakçıkların kapanmasını sağlar. Bu sırada kapakçıklara bağlı olan tendinöz bağlar kısalır ve basınç nedeniyle kapakçık yapraklarının zarar görmesi engellenir.

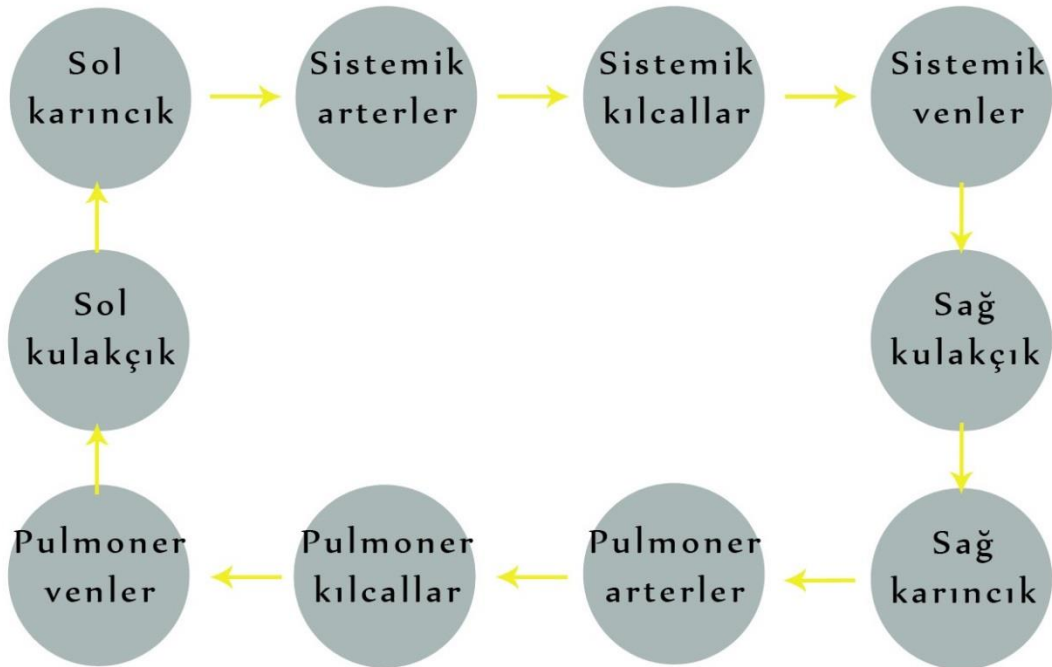
Sağ karıncık ile akciğer atardamarı ve sol karıncıkla aorta arasında bulunan kapakçıklara semilunar kapakçık denilir. Semilunar kapakçıkların görevi, karıncıklar tarafından arterlere gönderilen kanın karıncıklara geri dönmesini engellemektir. Karıncıklar kasıldığında içerideki basınç artar ve kan semilunar kapakçıklara doğru itilir. Semilunar kapaklar basınç etkisiyle açılırlar. Kan arterlere doğru hareket ettiğinde karıncıklar gevşer ve karıncık içi basınç düşer. Basıncın düşmesiyle arterlerdeki kan karıncıklara doğru akmaya başlar. Kan semilunar kapakçıkların yapraklarına dolar ve bu kapakçıkların kapanmasına yol açar.

2.1.5 Küçük ve büyük dolaşım

Küçük dolaşım kalple akciğerler arasındaki dolaşım; büyük dolaşım ise kalple tüm vücut arasındaki dolaşımdır. Küçük dolaşımda, sağ karıncık tarafından, pulmoner arterler aracılığıyla akciğerlere pompalanan oksijence fakirleşmiş kan, akciğerlerde oksijence zenginleştirilir ve pulmoner venler aracılığıyla kalbin sol kulakçığına gelir. Büyük dolaşımda ise, oksijence zenginleşmiş kan, sol karıncık tarafından aort aracılığıyla vücuda gönderilir. Kandaki oksijen, çeşitli doku ve organlar tarafından emilir ve bu doku ve organlardaki karbondioksit kana verilir. Oksijence fakirleşmiş olan kan venler aracılığıyla tekrar sağ kulakçığa taşınır. Şekil 2.3 ve şekil 2.4'te sırasıyla büyük ve küçük dolaşımın organlar bazında ve kanın izlediği yol bazında şemaları verilmiştir.



Şekil 2. 3: Küçük ve büyük dolaşım.



Şekil 2. 4: Kanın vücutta izlediği yol.

2.2 Kalp Sesi Dinleme Odakları

Kalp seslerinin göğüs bölgesi üzerinde en net dinlendikleri odaklardır. Göğüs bölgesinde 5 tane ana odak bulunmaktadır.

2.2.1 Mitral odak (apeks)

Mitral kapakçığın kapanması nedeniyle oluşan seslerin en net duyulabileceği odaktır. Sol midklavikuler hattın beşinci interkostal aralığı kestiği yerdir. Sol karıncık ile ilgili hastalıklar nedeniyle oluşan sesler ve üfürümler en net bu odaktan duyulur.

2.2.2 Triküspit odak

Sağ 4. Kosta'nın, sternumun sol kenarıyla kesiştiği yerdir. Sağ karıncık ve triküspit kapakçığa ait seslerin en net duyulduğu odaktır.

2.2.3 Aortik odak

2. interkostal aralık ile sternumun sağ kenarının kesiştiği bölgedir. Aort ve aortik kapakçıkla ilgili hastalıkların neden olduğu sesler bu odakta net duyulur.

2.2.4 Pulmoner odak

2. interkostal aralık ile sternumun sol kenarının kesiştiği bölgedir. Pulmoner kapakçıkla ilgili hastalıkların neden olduğu seslerin en net duyulduğu odaktır.

2.2.5 Mezokardiyak odak

3. İnterkostal aralıkla sternumun sol kenarının kesiştiği bölgedir. Aort ve aortik kapakçıkla ilgili hastalıklar bu bölgede de iyi duyulur.

2.3 Kalp Sesleri

Kalp sesleri, fiziksel özellikleri bakımından iki çeşittir: yüksek frekanslı ve kısa süreli olan sesler, kapakçıkların açılıp kapanmasıyla oluşan seslerdir. Düşük frekanslı sesler ise karıncıklardaki erken ve geç diyastolik dolum mekanizması nedeniyle oluşan seslerdir [1,2]. Atriyoventriküler kapakçıkların açılıp kapanmasıyla oluşan sesler; mitral ve triküspit kapanma seslerini (M1, T1), kanın tahliyesi sırasında ortaya çıkan sesleri ve bu işlem sırasında ortaya çıkan diğer sesleri içerir. Semilunar kapakçıkların açılıp kapanmasıyla ilgili olan sesler ise aortik ve pulmoner kapanış seslerini (A2, P2) ve erken kapakçık tahliye seslerini veya klikleri içerir.

Kalp sesleri, normal kalp sesleri ve patolojik kalp sesleri olmak üzere iki gruba ayrılabilir.

2.3.1 Normal kalp sesleri

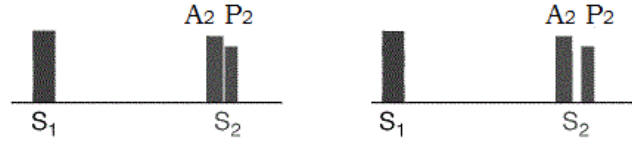
İnceleme yapılan hastalarda duyulması normal olan kalp sesleridir. Bu sesler her hangi bir hastalık nedeniyle ortaya çıkmazlar fakat birçok hastalık, bu seslerde değişiklikler meydana getirebilir.

2.3.1.1 Birinci kalp sesi (S1)

Atriyoventriküler kapakçıkların kapanmasıyla ortaya çıkan sestir. İki ana bileşeni bulunur: Mitral kapağın kapanmasıyla ortaya çıkan M1 ve Triküspit kapağın kapanmasıyla ortaya çıkan T1. Ayrıca bu sese karıncık kaslarının kasılma sırasındaki titreşimi, aortik kapağın ve pulmoner kapağın açılma sesi ve kanın daha geniş damarlara gönderilmesi sırasında oluşan titreşimler de eklenerek farklı frekans ve uzunlukta sesler üretirler. S1 ortalama 150 milisaniye uzunluğundadır ve 100 - 180 Hz arasında frekans bileşenleri içerir [18]. S1 sesinin stetoskop aracılığıyla dinlenmesi sırasında, stetoskop diyaframı mitral odak bölgesine koyulmalıdır. Eğer diyafram triküspit odağı konulursa T1 bileşeni daha net duyulur.

2.3.1.2 İkinci kalp sesi (S2)

Semilunar kapakçıkların kapanmasıyla ortaya çıkan sestir. İki ana bileşeni bulunur: Aortik kapakçığın kapanması sonucu ortaya çıkan A2 ve pulmoner kapağın kapanması sonucu ortaya çıkan P2. Bu iki bileşenin uzunlukları ortalama 60 ms'dir. Ayrıca bu iki bileşene ek olarak atriyoventriküler kapakçıkların açılma sesleri ve arter ile karıncıkların titreşimleri de ikinci kalp sesinin oluşmasına katkı sağlar. Ses uzunluğu ortalama 120 milisaniyedir ve 0-200 Hz arasında frekans bileşenleri içerir [18]. S2 sesi stetoskopla en iyi aortik ve pulmoner odaklardan dinlenilebilir. Nefes alış-veriş sırasında ikinci kalp sesinin iki ana bileşeni olan A2 ve P2 bileşenlerinin başlangıçları arasında geçen süre değişir. Nefes alış sırasında pulmoner kapağın kapanışı gecikir ve iki ana bileşenin başlangıçları arasında geçen süre uzar. Bu olaya ikinci kalp sesinin fizyolojik çiftleşmesi denir. Şekil 2.5'te S2 sesine ait fizyolojik çiftleşme şekilsel olarak gösterilmiştir.



Şekil 2. 5: S2'nin fizyolojik çiftleşmesi.

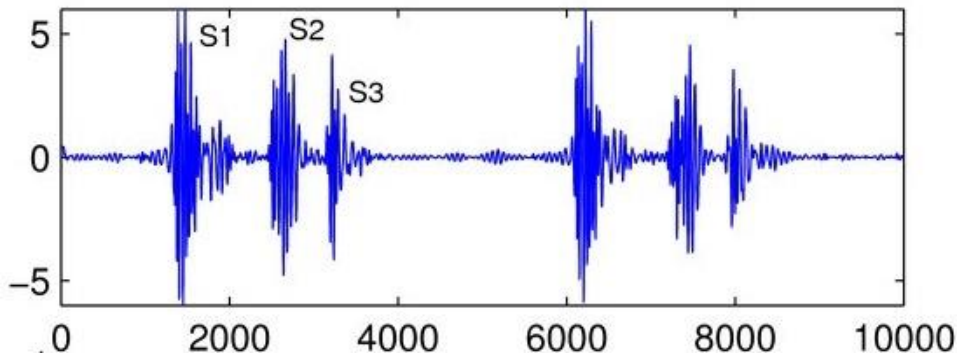
2.3.1.3 Üçüncü kalp sesi (S3)

İnceleme altındaki bireylerin ortalama % 40'ında özellikle çocuklarda, ergenlikte ve genç yetişkinlik evresinde duyulabilir. 40 yaşın üzerindeki bireylerde genellikle duyulmaz. Düşük frekanslı bir sestir ve uzunluğu 120 - 200 ms arasında değişir [19]. Karıncıkların hızlı dolumu sırasında karıncık çeperlerinde meydana gelen titreşim nedeniyle oluşur. En iyi apeks bölgesinden duyulur.

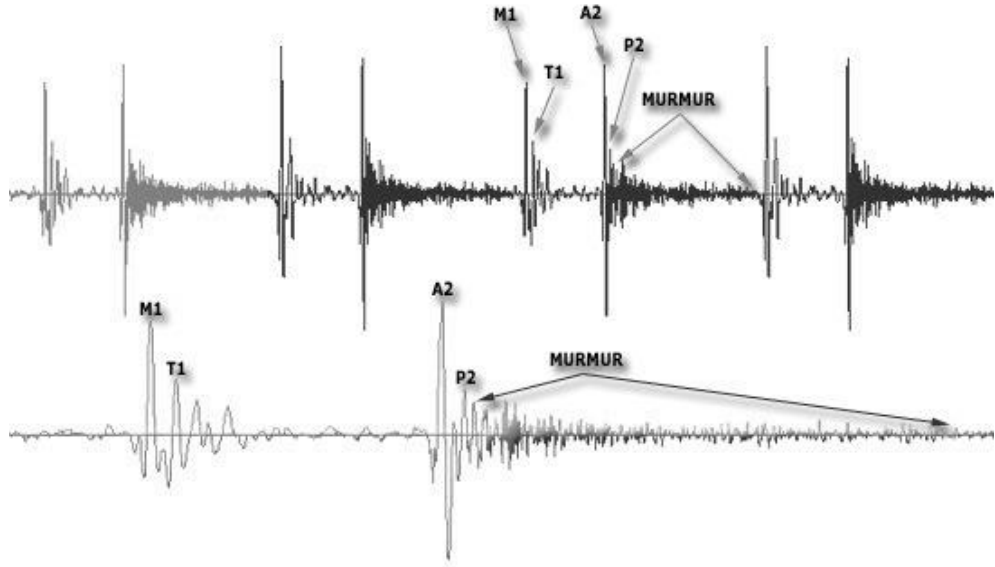
2.3.1.4 Dördüncü kalp sesi (S4)

İnceleme altındaki bireylerin % 25'inde dinlenilebilir ve dinlenilebilmesi için sesin kuvvetlendirilmesi gerekir. Kanın kulakçıklardan karıncıklara geçişi sırasında meydana gelen titreşimler nedeniyle oluşur. Birinci kalp sesiyle üst üste gelir ve bu nedenle perdelenir. Ortalama 70 milisaniye uzunluğundadır ve düşük frekanslı seslerdir [20].

Kalp hastalıkları nedeniyle duyulan üçüncü ve dördüncü kalp seslerine gallop sesleri denir ve varlığı doktorlara karıncıklarla ilgili hastalıklar hakkında önemli bilgiler verir. Şekil 2.6 ve şekil 2.7'de sırasıyla farklı kalp sesleri ve bu seslere ait bileşenler gösterilmiştir.



Şekil 2. 6: Kalp sesleri.



Şekil 2. 7: Kalp sesi bileşenleri [4].

2.3.2 Patolojik kalp sesleri

Her hangi bir patolojik durumu bulunmayan bireylerde dinlenmeyen, patolojik durumlarda ortaya çıkan ve kimi zaman yeni bir sesin oluşması, kimi zaman ise fizyolojik bir sesin farklılaşmasıyla ortaya çıkan seslerdir.

2.3.2.1 Üfürüm

Kan, normal şartlar altında damarlardan akarken ses çıkarmaz. Damar darlığı ve arteriovenöz fistül gibi patolojik durumlarda kan akışı sırasında girdap oluşumu görülür ve bunun oluşturduğu sese üfürüm denir. Kalpteki patolojik seslerin kaynağı genellikle kalp kapakçıklarındaki darlık veya yetmezliklere bağlıdır. Ventriküler septal defekt (VSD) isimli hastalıkta, kalpte iki karıncık arası duvar doğuştan tam olarak kapanmamıştır ve bu durum sistolik üfürüme neden olur. Atrial septal defekt (ASD) isimli hastalıkta ise kulakçıklar arasındaki duvar doğuştan tam olarak kapanmamıştır ve bu durum pansistolik üfürüme neden olur. Bunun dışında aort ve mitral kapak yetersizliklerinde kanın geri kaçması nedeniyle üfürümler görülür [1].

2.3.2.2 Birinci kalp sesindeki patolojik değişimler

Birinci kalp sesindeki (S1) patolojik değişimler, sesin şiddetlenmesi, hafiflemesi ve çiftleşmesi şeklinde ortaya çıkabilir.

Mitral kapak, normal hızından daha hızlı kapanırsa S1'in şiddeti artar. Ventriküler septal defekt (VSD), patent duktus arterious gibi kanın yüksek debili olduğu

durumlarda, diastol süresini kısaltan taşikardi gibi durumlarda, triküspit darlığında, sağ atriyal miskomada ve sol şantlı atriyal septal defekt varlığında S1 şiddetlenir.

Diastol sonunda mitral kapağın nispeten kapalı durumda olması ise S1 şiddetinin azalmasına neden olur. İleri kalp yetmezliği, mitral yetersizlik ve mitral kapağın hareketlerinin kısıtlanmasına neden olan diğer patolojik durumlar S1'in hafiflemesine neden olur [8].

S1 sesinin iki ana bileşeni olan M1 ve T1'in başlangıçları arasında geçen sürenin uzaması sonucu S1, çift ses halinde duyulur. Bu duruma birinci kalp sesinin çiftleşmesi denilir. Normal durumda, T1 bileşeninin sesi çok hafif olduğundan S1 genellikle tek ses halinde işitilir. Tam sağ dal bloğu, ASD, triküspit darlığı gibi kapakçığın kapanmasının gecikmesine neden olan durumlarda çiftleşme görülür [8]. Mitral dalığı gibi durumlarda mitral kapağın kapanması çok fazla gecikir ve T1 bileşeni M1 bileşeninden önce duyulur ve bu duruma tersine çiftleşme denir.

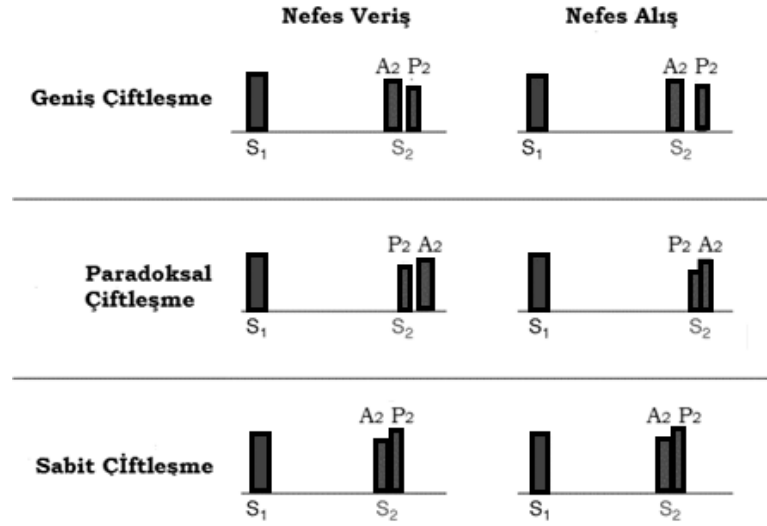
2.3.2.3 İkinci kalp sesindeki patolojik değişimler

İkinci kalp sesini (S2) oluşturan iki ana bileşen olan A2 ve P2 sesleri, A2 – P2 sıralamasıyla duyulur. S2 sesi S1'e göre daha düşük frekanslı bir sestir. S2'deki değişimler: şiddetlenme, hafifleme ve çiftleşme şeklinde ortaya çıkar [9]. Aort ve pulmoner artedeki basınçlar, aortik ve pulmoner kapakçıkların hareket yetenekleri ve büyük damarların yapıları S2'nin şiddetinde değişime neden olur.

Sistemik hipertansiyon, aort koarktasyonu ve çıkan aort anevrizmasında A2 bileşeni normal durumundan daha şiddetli duyulur. Aorttaki basıncın artması ve uzayan sol karıncık kasılması nedeniyle A2 ve P2 bileşenlerinin üst üste gelmesi S2'nin şiddetlenmesinin nedenleri olarak sayılabilir [9]. P2 bileşeninin şiddetlenmesinin en önemli nedeni ise pulmoner hipertansiyondur.

Aortik ve pulmoner kapakçıkların hareketlerinin kısıtlanması sonucu S2'nin şiddetinde azalma görülür. Bu durumun nedeni aortik ve pulmoner kapakçıklarda oluşan kalınlaşma veya komissural füzyon bulunmasıdır. Ayrıca sistemik arter basıncındaki düşüş veya sol karıncık performansının azalması A2 bileşeninin şiddetinin azalmasına neden olur. Pulmoner arter basıncında ileri derecede pulmoner darlık gibi sorunlar nedeniyle görülen azalma, P2 bileşeninin şiddetinin azalmasına ve bazı durumlarda hiç duyulmamasına neden olur.

Aortik ve pulmoner kapakçıkların kapanmaları arasındaki süre çok kısadır ve bu durum bu iki bileşenin tek bir ses olarak duyulmasına neden olur. Bazı durumlarda bu iki bileşenin başlangıçları arasındaki süre uzar ve bu da iki bileşenin ayrı ayrı duyulabilmesine neden olur. Nefes alma sırasında sağ kalbe dönen kan miktarı artar ve bu nedenle sağ karıncığın kan tahliye işlemi daha uzun sürer. Bu durumda A2 ve P2 bileşenleri birbirinden ayrılır ve çift ses olarak duyulur. Bu durum patolojik değildir ve fizyolojik çiftleşme ismini alır. Bazı durumlarda S2'nin iki bileşeni birbirine çok yakın olmasına rağmen ayrı ayrı duyulabilir. Şekil 2.8'de farklı S2 çiftleşme türleri şekilsel olarak gösterilmiştir.



Şekil 2. 8: S2'nin patolojik çiftleşmeleri.

3. ZAMAN-FREKANS ANALİZİ YÖNTEMLERİ

3.1 Fourier Dönüşümü

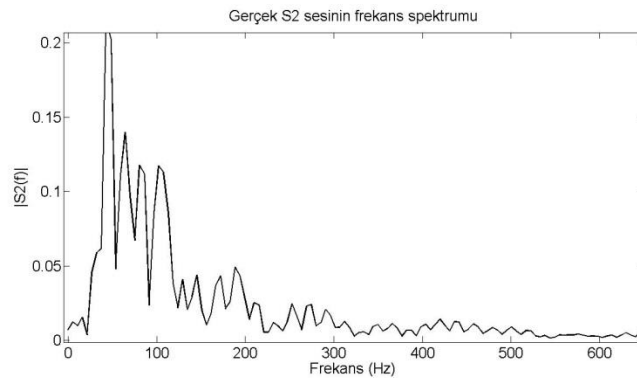
Fourier dönüşümü zaman domenindeki işareti frekans domenine çevirme işlemini yapan matematiksel bir dönüşümdür. Zaman domenindeki işaretin içerisindeki frekans bileşenlerini görebilmemizi sağlar. Dönüşümde, herhangi bir sinyalin farklı frekanslardaki kosinüs ve sinüs fonksiyonlarının toplamı olarak gösterilebileceği özelliğinden yararlanılarak, sinyal içerisinde hangi frekanstaki bileşenden hangi miktarda bulunduğu hesaplanır.

$$S(w) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \cdot e^{-j\omega t} dt \quad (3.1)$$

Eşitlik (3.1)'de $S(w)$, $s(t)$ işaretinin Fourier dönüşümüdür [10]. Frekans domenindeki bir işaretin zaman domenindeki karşılığını elde etmek için ise ters Fourier dönüşümü kullanılır.

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} S(w) \cdot e^{j\omega t} dw \quad (3.2)$$

Eşitlik (3.2)'de ters Fourier dönüşümü gösterilmiştir. $s(t)$, frekans domenindeki $S(w)$ işaretinin zaman domenindeki karşılığıdır [10]. Şekil 3.1'de gerçek bir S2 sinyaline ait Fourier dönüşümü verilmiştir.



Şekil 3. 1: Gerçek S2 sesinin Fourier dönüşümü.

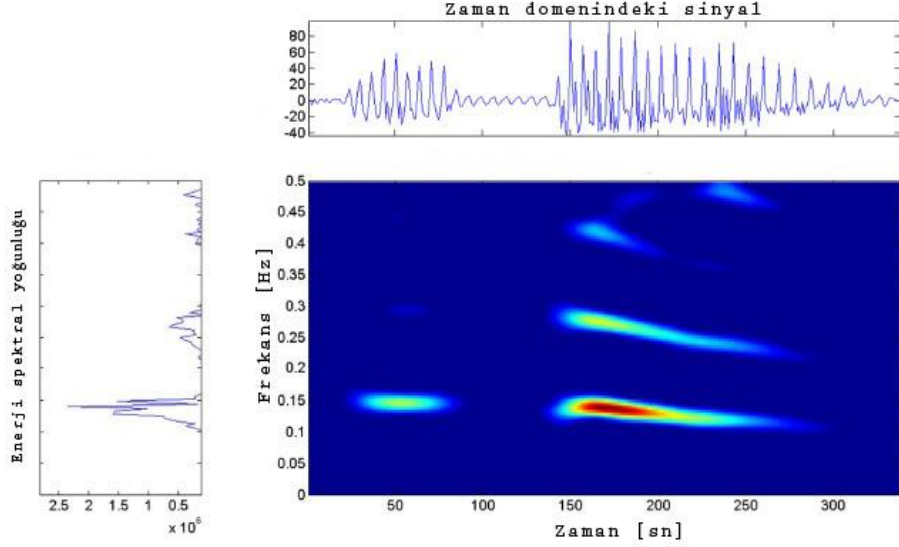
3.2 Zaman-Frekans Dönüşümleri

Fourier dönüşümü, bir işaretin frekans bileşenlerini görebilmemiz için çok kullanışlı bir araçtır fakat hangi zamanda hangi frekans bileşeninden hangi miktarda bulunduğu bilgisini veremez. Durağan olmayan kısa süreli bir işaretin Fourier dönüşümü alındığında elde edilen spektrum, frekans ve genlik eksenlerinde oluşan iki boyutlu bir grafikdir ve hangi frekanstaki bileşenlerden hangi miktarda bulunduğu bilgisini verir. Eğer hangi zamanda hangi frekans bileşeninden hangi miktarda bulunduğu öğrenilmek istenirse zaman-frekans dönüşümleri kullanılmalıdır.

Fourier dönüşümü durağan olmayan sinyaller ve kısa süreli sinyaller için uygun olmadığından alternatif yaklaşımlar aranmıştır. Bu alandaki ilk çalışmalar arasında Gabor'un, bir pencere fonksiyonun pencere içerisinde kalan sinyalin durağan olduğu kabul edilerek sinyal boyunca kaydırılması işlemiyle elde edilen kısa zamanlı Fourier dönüşümünü geliştirmesinden bahsedilebilir. Diğer bir yaklaşım Wigner tarafından yapılmış ve daha sonra Ville tarafından sinyal işlemeye uygulanmıştır. Bu uygulamada sinyalin zaman ve frekans karakteristiklerinin karesel dağılımı elde edilmiştir. Bu yaklaşımın en büyük dezavantajı, dağılımın yorumlanması sırasında ortaya çıkar. Dağılım yalnızca sinyal bileşenlerini değil, sinyal bileşenlerinin birbirleriyle etkileşimi sonucu ortaya çıkan terimleri de içerir. Wigner-Ville dağılımını geliştirmek için birçok çalışma yapılmıştır. Tüm bu çalışmalarda, sinyal bileşenlerini iyileştirmek ve girişim terimlerini zayıflatmak için bir çeşit filtreleme işlemi gerçekleştirilmiş [15].

Cohen, karesel zaman-frekans gösterimlerini birleştirmiş ve bunların birçoğunun, uygun bir çekirdek fonksiyon seçilerek üretildiği genel bir sınıfa ait olduğunu göstermiştir. 1980'lerin başlarında sinyalleri farklı çözünürlüklerde analiz etmeyi öneren belirli fikirler birleştirilmiş ve buna dalgacık dönüşümü denilmiştir. Bu yöntemin en ilgi çekici özelliği, kısa süreli sinyallere züm yapabilmesi sayesinde adeta matematiksel bir mikroskop görevi görmesidir [15].

Şekil 3.2'de bir işaretin zaman ve frekans alanlarındaki gösterimlerinin zaman-frekans alanı gösterimiyle ilişkisi gösterilmiştir.



Şekil 3. 2: Bir işaretin zaman-frekans domeninde gösterimi [11].

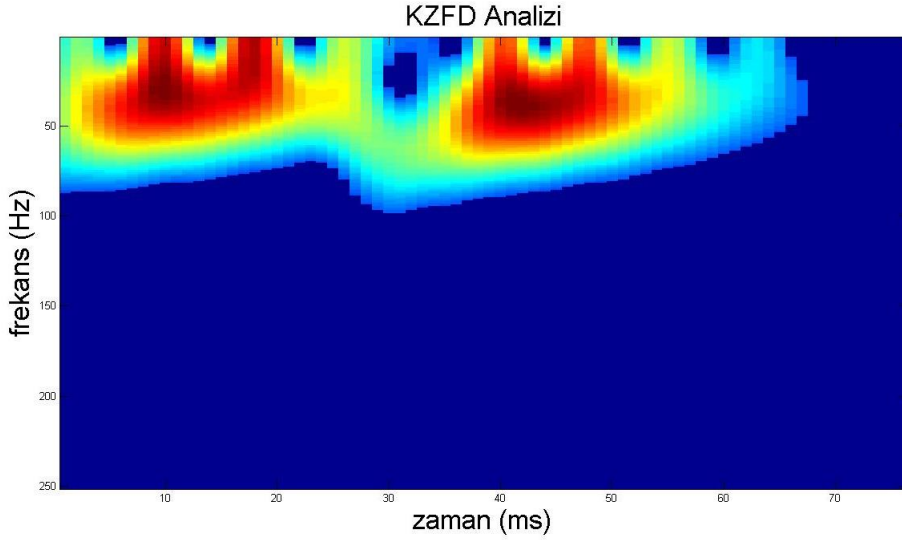
Günümüzde kullanılan kısa zamanlı Fourier dönüşümü, dalgacık dönüşümü, spektrogram, Wigner-Ville dönüşümü, Choi-Williams dönüşümü gibi birçok doğrusal ve doğrusal olmayan zaman-frekans analizi yöntemi bulunmaktadır. Çalışmada bu zaman-frekans analizi yöntemlerinden, çalışmalarda sıklıkla kullanılmış olan üç tanesi karşılaştırılmıştır: kısa zamanlı Fourier dönüşümü, Wigner-Ville dönüşümü ve dalgacık dönüşümü.

3.2.1 Kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD)

Eğer zaman domenindeki bir sinyalin üzerinde bir pencere fonksiyonu kaydırılır ve her kaydırma işlemi sonrasında pencere ile belirlenmiş bölgenin Fourier dönüşümü alınırsa işaretin kısa zamanlı Fourier dönüşümü elde edilmiş olur. KZFD doğrusal bir zaman-frekans dönüşümü yöntemidir.

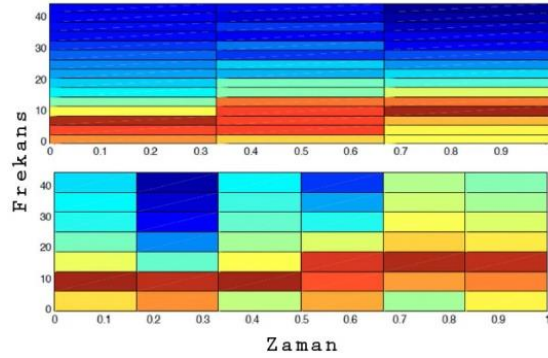
$$S(t, w) = \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau)w(\tau - t)e^{-jw\tau}d\tau \quad (3.3)$$

Eşitlik (3.3)'te zaman domenindeki $s(\cdot)$ sinyali üzerinde $w(\cdot)$ penceresi kaydırılmakta ve her kaydırma işlemi sonrasında pencereyle belirlenen kısmın Fourier dönüşümü alınmaktadır [12]. Bu nedenle KZFD belirlenen zaman aralığındaki frekans bileşenlerini yansıtır; yani her bir zaman aralığı için farklı bir spektruma sahip oluruz. Şekil 3.3'te yapay bir S2 sinyaline ait KZFD dönüşümü gösterilmiştir.

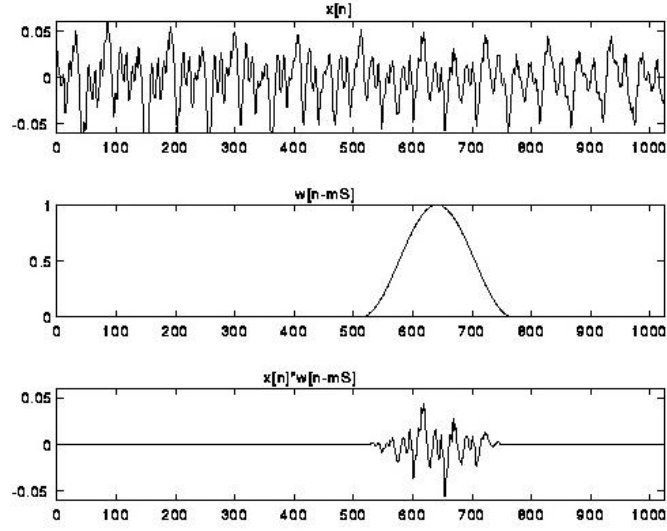


Şekil 3. 3: Yapay S2'ye ait KZDF dönüşümü.

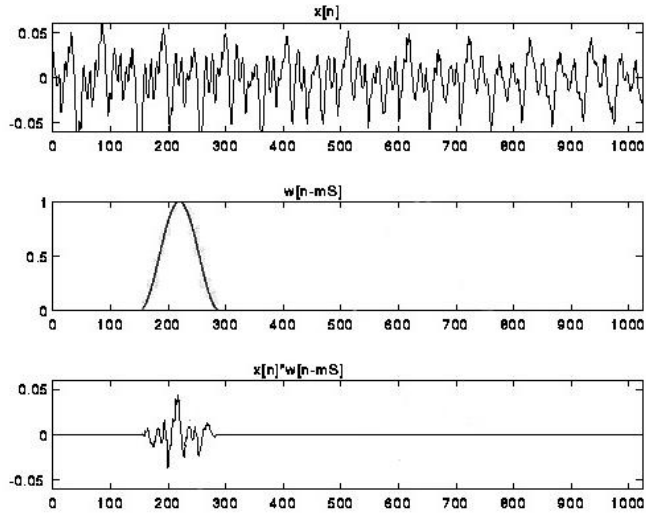
Sinyal üzerinde kaydırılan pencere boyutu, istenilen zaman çözünürlüğüne göre ayarlanabilir. Eğer yüksek zaman çözünürlüğü isteniyorsa pencere genişliği azaltılmalı, yüksek frekans çözünürlüğü isteniyorsa pencere genişliği arttırılmalıdır. Şekil 3.4 farklı pencere uzunluklarının KZFD üzerindeki etkisi gösterilmiştir. Şekil 3.5'te ise farklı pencere uzunluklarının zaman alanındaki pencereleme işlemine etkisi gösterilmiştir.



Şekil 3. 4: Farklı seçilmiş pencere boyutlarının çözünürlüğe etkisi [32].



Şekil 3. 5: Geniş bir pencereyle sinyalin çarpılması [31].



Şekil 3. 6: Dar bir pencereyle sinyalin çarpılması [31].

Kısa zamanlı Fourier dönüşümünde, zaman ve frekans çözünürlükleri arasında bir ödünleşim söz konusudur. Eğer pencere uzunluğu küçük seçilirse, küçük zaman parçaları için Fourier dönüşümleri alınacak ve daha yüksek zaman çözünürlüğü elde edilmiş olacaktır. Seçilen küçük pencere boyutu, zaman çözünürlüğünü arttırmasına rağmen, işaretin frekans spektrumunda, düşük frekanslar algılanamayacağı için frekans çözünürlüğü düşmüş olacaktır. Eğer yüksek frekans çözünürlüğü isteniyorsa pencere genişliği büyük seçilmelidir. Pencere genişliği büyük seçildiğinde ise her bir adımda büyük bir zaman parçası için Fourier dönüşümü alınacağından, zaman çözünürlüğü düşmüş olur.

Sinyale uygun pencere boyutunu seçebilmek için optimal pencere uzunluğu teoremi kullanılabilir. Bu teoreme göre tek bileşenli ve sabit genliğe sahip bir sinyal için optimal pencere uzunluğu anlık frekanstaki değişime göre değişir [13].

$$\psi = \sqrt{2} \left| \frac{df_i(t)}{dt} \right|^{-1/2} \quad (3.4)$$

Eşitlik (3.4)'te ψ optimal dikdörtgen pencere uzunluğudur ve anlık frekansın değişimine göre farklı değerler alır. Eğer sinyal, lineer bir FM sinyali ise optimal pencere uzunluğunun hesaplanması biraz daha basitleşir [13].

$$\psi = \sqrt{2T/B} \quad (3.5)$$

Eşitlik (3.5)'te T sinyalin uzunluğu, B ise sinyalin bant genişliğidir. KZFD'de optimal pencere boyutu teoremini kullanmak elverişsizdir çünkü teorem anlık frekans bilgisini gerektirmektedir ve anlık frekans bilgisi de ancak bir çeşit zaman-frekans analizi yöntemi kullanılarak elde edilebilir. Sinyalin bir FM sinyali olduğu durumda ise optimal pencere boyutu, eğer sinyal modüle edilmiş bir taşıyıcı olarak kabul edilirse zamanla değişir.

3.2.2 Wigner-Ville dönüşümü (WVD)

Titreşimsel olgular sonucu oluşan sinyaller genellikle zamanla değişen sinyallerdir. Zamanla değişen sinyaller, karakteristikleri zamanla değişen sinyallerdir ve farklı zamanlarda farklı özellikler gösterirler. Sinyalin kısa süreli ve durağan olmayan özellik gösterdiği bazı durumlarda geleneksel sinyal analiz yaklaşımları, sinyalin frekans bileşenlerindeki değişikliklerin dinamiğini tanımlamakta yetersiz kalırlar.

Bir sinyalin zaman-frekans dağılımının genel ifadesi eşitlik (3.6)'daki gibi verilebilir.

$$W(t, w) = \frac{1}{2\pi} \iiint e^{-j\theta t - j\tau w - j\theta u} \phi(\theta, \tau) s^* \left(u - \frac{\tau}{2} \right) s \left(u + \frac{\tau}{2} \right) d\theta d\tau du \quad (3.6)$$

Burada $s(u)$ zaman sinyali, $s^*(u)$ bunun karmaşık eşleniği ve $\phi(\theta, \tau)$ kernel olarak isimlendirilen herhangi bir fonksiyondur. Farklı kerneller seçilerek farklı dağılımlar elde edilebilir. Wigner dağılımı, $\phi(\theta, \tau) = 1$ alınarak elde edilir. Aksi belirtilmedikçe tüm integrasyonlar $[-\infty, \infty]$ aralığında alınmaktadır.

Eşitlik (3.6)'da $\phi(\theta, \tau) = 1$ yerine konulduğunda;

$$W(t, w) = \iint s^* \left(u - \frac{\tau}{2} \right) e^{-jw\tau} \delta(u - t) s \left(u + \frac{\tau}{2} \right) d\tau du \quad (3.7)$$

Eşitlik (3.7)'den Wigner-Ville dağılımı elde edilebilir.

$$W(t, w) = \int s^* \left(t - \frac{\tau}{2} \right) s \left(t + \frac{\tau}{2} \right) e^{-jw\tau} d\tau \quad (3.8)$$

Bir sinyalin temel frekans gösterimlerinden biri, güç yoğunluk dağılımıdır. Güç yoğunluk dağılımı sinyalin frekans bileşenlerinin dağılımını karakterize eder. Bir $s(t)$ sinyalinin güç yoğunluk dağılımı fonksiyonu $S(w)$, sinyalin otokorelasyon fonksiyonu $R(\tau)$ 'nin Fourier dönüşümü ile ilişkilendirilebilir.

$$S(w) = \int e^{-jw\tau} R(\tau) d\tau \quad (3.9)$$

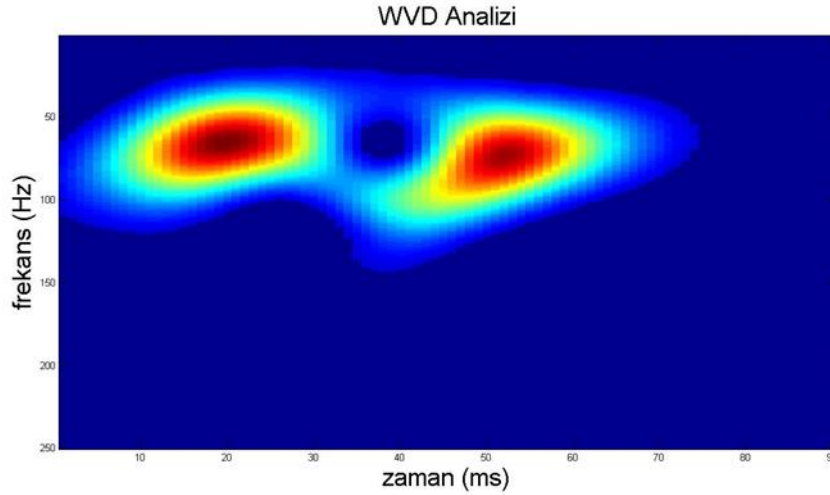
$$R(\tau) = \int s(t) s(t + \tau) dt \quad (3.10)$$

Bu ilişkiden zaman-bağımlı bir güç yoğunluk dağılımı fonksiyonu yazılabilir;

$$W(t, w) = \int R_t(\tau) e^{-jw\tau} d\tau \quad (3.11)$$

Burada $R_t(\tau)$ zaman-bağımlı ya da yerel otokorelasyon fonksiyonudur.

$$R_t(\tau) = s^* \left(t - \frac{\tau}{2} \right) s \left(t + \frac{\tau}{2} \right) \quad (3.12)$$



Şekil 3. 7 : Yapay S2 sinyaline ait WVD dönüşümü.

3.2.2.1 Wigner dağılım fonksiyonunun özellikleri

- (i) Wigner dağılım fonksiyonu gerçel-değerli bir fonksiyondur.

$$W^*(t, w) = W(t, w) \quad (3.13)$$

- (ii) Wigner fonksiyonunun frekansa göre integrali anlık sinyal gücünü; zamana göre integrali ise sinyalin güç yoğunluk spektrumunu verir.

$$\int_{-\infty}^{\infty} W(t, w) dw = 2\pi |s(t)|^2 \quad (3.14)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} W(t, w) dt = 2\pi |S(w)|^2 \quad (3.15)$$

- (iii) Sinyaldeki bir zaman veya frekans kayması Wigner dağılım fonksiyonunda da bir kaymaya neden olur.

$$\text{Eğer } s(t) \rightarrow s(t + t_0) \Rightarrow W(t, w) \rightarrow W(t + t_0, w) \quad (3.16)$$

$$\text{Eğer } s(t) \rightarrow e^{jw_0 t} s(t) \Rightarrow W(t, w) \rightarrow W(t, w + w_0) \quad (3.17)$$

- (iv) Verilen bir sinyal için Wigner dağılım fonksiyonu zamanda simetriktir.

$$\text{Eğer } s(t) \rightarrow s(-t) \Rightarrow W(t, w) \rightarrow W(-t, w) \quad (3.18)$$

$$\text{Eğer } s(t) \rightarrow s^*(t) \Rightarrow W(t, w) \rightarrow W(t, -w) \quad (3.19)$$

- (v) Wigner dağılım fonksiyonu her zaman pozitif değerli değildir.

- (vi) Wigner dağılım fonksiyonunun karesinin integrasyonu, sinyal gücünün zamana göre integrasyonunun karesine eşittir. Bu özellik Wigner dağılım fonksiyonunun Pervesal Teoremi karşılığıdır ve Mayol Formülü adı verilir.

$$\int_{-\infty}^{\infty} |W(t, w)|^2 dt dw = \left| \int_{-\infty}^{\infty} s^2(t) dt \right|^2 \quad (3.20)$$

- (vii) Wigner dağılım fonksiyonu, verilen sinyalin Fourier dönüşümü alınarak zaman ve frekans parametrelerinin yer değiştirmesiyle oluşan temel simetriye sahiptir.

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{j\omega t} S(\omega) d\omega \Rightarrow W(t, w) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{j\zeta t} S\left(w + \frac{\zeta}{2}\right) S^*\left(w - \frac{\zeta}{2}\right) d\zeta \quad (3.21)$$

WVD işleminin doğrusal bir işlem olmaması nedeniyle, işlem sonucunda çapraz terimler ortaya çıkar ve bu çapraz terimler, istenilen sonucun elde edilmesine engel olur [13]. Ortaya çıkan çapraz terimlerin azaltılabilmesi için smoothed Pseudo Wigner-Ville dönüşümü (SPWVD) kullanılabilir. SPWVD, WVD sonucu elde edilen fonksiyonun iki boyutlu alçak geçiren filtreden geçirilmesiyle elde edilir. Düzgünleştirme, zaman ve frekans düzlemlerinde, g ve h fonksiyonlarıyla $\phi TF(u, \Omega) = g(u)H(\Omega)$ kerneli kullanılarak, çift konvolüsyon uygulanmasıyla elde edilir [13].

$$SPW_x(t, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(\tau) \int_{-\infty}^{+\infty} g(s - t) x\left(s + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(s - \frac{\tau}{2}\right) ds e^{-j2\pi v \tau} d\tau \quad (3.22)$$

Eşitlik (3.9)'da g ve h reel çift pencerelerdir. $h(0)=g(0)=1$ 'dir.

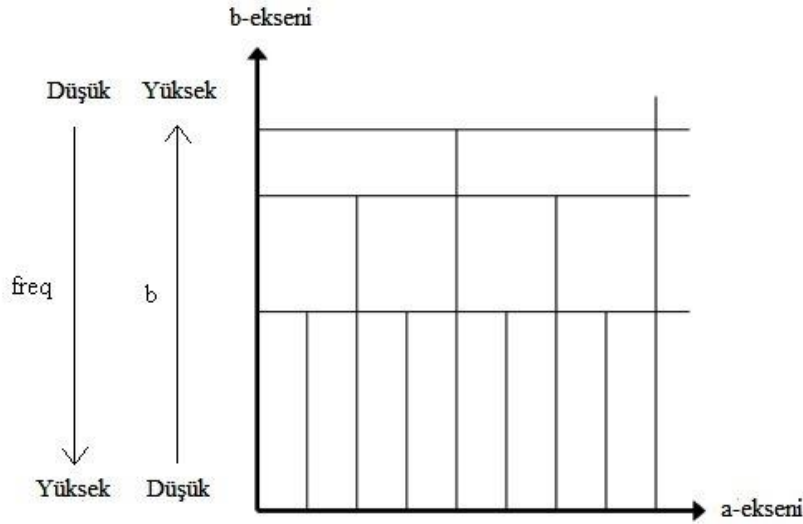
3.2.3 Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD)

Dalgacık dönüşümü (DD) sinyalin zaman ve frekans domenlerinin ikisinde de yüksek çözünürlüklü olarak gösterilebildiği bir zaman-frekans dönüşümüdür. Bir sinyalin farklı ölçeklerde veya çözünürlüklerde analiz edilmesi fikrinin 20. yüzyılın başlarından beri var olmasına rağmen, dalgacık teorisi ancak 1980'lerde ortaya çıkmıştır.

Dalgacık dönüşümü, belirli temel dalgacık fonksiyonlarının sinyal üzerinde genişleyip büzülerek kayma işlemi yapması yardımıyla sinyalin analizinin yapılması şeklinde elde edilir. Dalgacık dönüşümü ile kısa zamanlı Fourier dönüşümü arasında çok temel bir farklılık bulunmaktadır; KZFD'de sabit genişlikteki bir pencere fonksiyonu sinyal üzerinde kaydırılırken, DD'de frekansa bağlı olarak değişen uzunluktaki bir pencere fonksiyonu sinyal üzerinde kaydırılır. Diğer bir deyişle, yüksek frekanslı bileşenlerin analizi için dar bir pencere sinyal üzerinde kaydırılırken, düşük frekanslı bileşenler için geniş bir pencere ile işlem yapılmaktadır. Bu ise DD'ye kısa süreli ve ani değişimlere sahip sinyaller için bir büyüteç özeliği kazandırır [15].

$$X_w(a, b) = \frac{1}{\sqrt{b}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-a}{b}\right) dt \quad (3.23)$$

Eşitlik (3.23)'te $x(t)$ giriş sinyali, $\psi(t)$ ana dalgacık, a parametresi konum ve b parametresi ölçeklendirmedir. Bu eşitlik, dalgacığın kaydırılarak ve ölçeklendirilerek sinyalle eşleştirilmesi anlamına gelir. a parametresi herhangi bir reel sayı ve b parametresi herhangi bir pozitif reel sayı olabilir. b parametresinin büyük olması ana dalgacığın düşük frekanslı olduğu anlamına, b parametresinin küçük olması dalgacığın yüksek frekanslı olduğu anlamına gelir. Böylelikle dalgacığın çözünürlüğü de b ile birlikte değişmiş olur. Bu işlem aşağıdaki gibi gösterilebilir;



Şekil 3. 8: Dalgacık parametrelerinin analize etkisi.

Dalgacık dönüşümünde b azaldıkça zaman çözünürlüğü artacaktır ve frekans düşecektir. Diğer yandan b arttıkça zaman çözünürlüğü kötüleşecek, frekans yükselecektir.

3.2.3.1 Ayırık katsayılı sürekli dalgacık dönüşümü

$$a = n \cdot 2^{-m} \quad b = 2^{-m} \quad X_w(n, m) = 2^{m/2} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi(2^m t - n) dt \quad (3.24)$$

Eşitlik (3.24)'teki durum, sürekli dalgacık dönüşümündeki özel bir durumdur. İkisi arasındaki fark, burada a ve b değerlerinin sınırlandırılmış olmasından kaynaklanır. Bu sınırlandırma işlemin gerçekleştirilmesinin daha kolay olmasını sağlar.

3.2.3.2 Morlet dalgacık

Eğer ana dalgacık Eşitlik (3.25)'teki gibiyse, bu dalgacık Morlet olarak isimlendirilir.

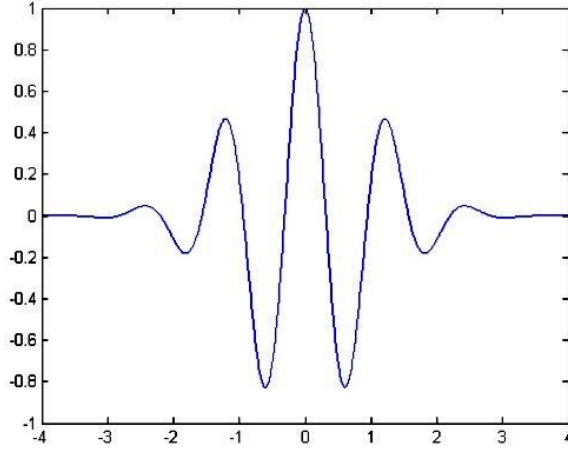
$$\psi(t) = \exp\left(-\frac{\beta^2 t^2}{2}\right) \cos(\pi t) \quad (3.25)$$

Morlet dalgacık kullanılarak kaydırma ve ölçekleme işlemi yapıldığında ise Morlet, eşitlik (3.26)'deki gibi değişir.

$$\psi_{a,b}(t) = \exp\left[-\frac{\beta^2 (t-b)^2}{a^2}\right] \cos\left[\frac{\pi(t-b)}{a}\right] \quad (3.26)$$

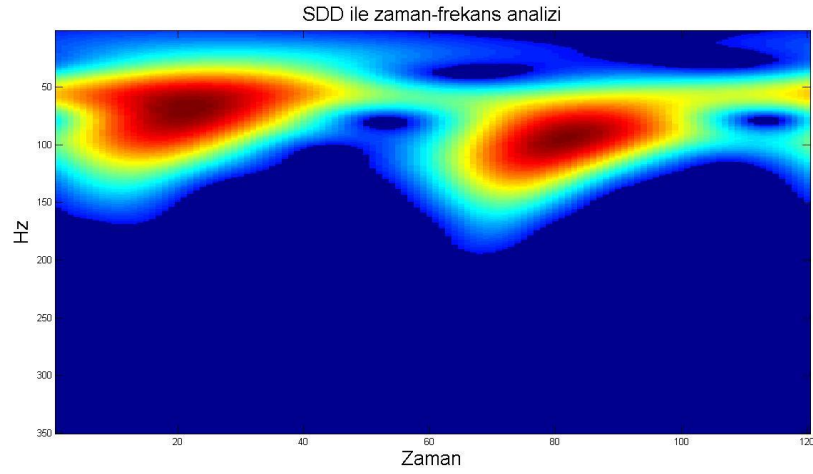
Eşitlik (3.26)'dan Morlet dalgacığının bir kosinüs fonksiyonu olduğu ve zamanla sıfıra doğru azaldığı görülebilir. Eşitlikte β parametresi dalgacığının şeklini kontrol etmektedir. Aynı zamanda Morlet dalgacığının zaman ve frekans çözünürlüğünü de etkilemektedir. β sıfır olduğunda Morlet dalgacık en iyi frekans çözünürlüğüne sahip

olacaktır. β arttıkça frekans çözünürlüğü düşecek ve zaman çözünürlüğü artacaktır. β sonsuz olduğunda ise en iyi zaman çözünürlüğü sağlanacaktır.



Şekil 3. 9: Morlet dalgacık.

Bu çalışmada ana dalgacık fonksiyonu olarak Morlet dalgacık kullanılmasının nedeni; Geçmişte yapılmış çalışmalar sonucu Morlet dalgacığının kalp seslerine en uygun dalgacık olduğunun belirlenmiş olmasıdır [21-25]. Morlet dalgacığa şeklen bakıldığında da S1 ve S2 kalp seslerinin bileşenlerine oldukça benzediği görülebilir.

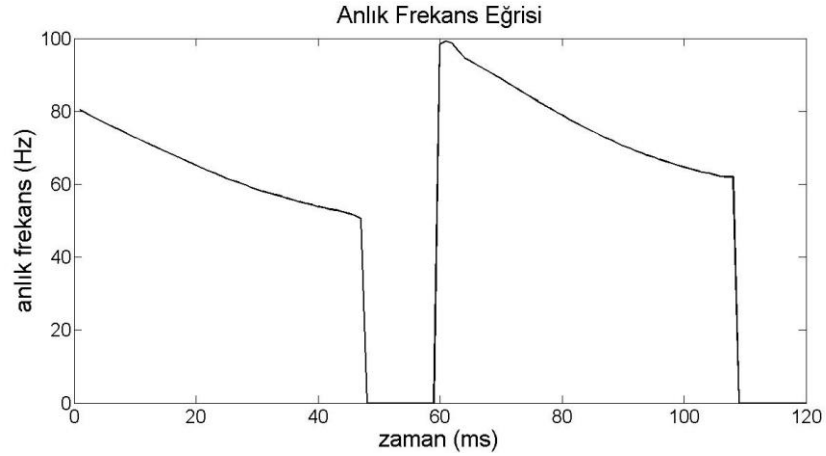


Şekil 3. 10: Yapay S2 sinyaline ait dalgacık dönüşümü.

4. YÖNTEM

4.1 İkinci Kalp Sesi Bileşenlerinin Özellikleri

S2 sesi iki ana bileşenden meydana gelir. Bu bileşenler: aortik kapakçığın kapanmasıyla oluşan A2 ve Pulmoner kapakçığın kapanmasıyla oluşan P2'dir. Bu iki bileşen, doğrusal olmayan anlık cıvıltı sinyalleridir. Bileşenlerin çıkardığı ses bir gitar telinin çıkardığı sese benzetilebilir. Gitar teli çekilip bırakıldığında öncelikle yüksek frekansla titreşmeye başlar ve titreşim frekansı zamanla azalır. Kalp kapakçıklarının ani basınç ve çekme kuvvetlerinin etkisiyle kapanması da buna benzetilebilir. Kapakçıklar hızlı bir biçimde kapandıklarında, öncelikle yüksek frekansta titreşmeye başlarlar ve yüksek frekanslı ses yayarlar (maksimum 250 Hz). Daha sonra gitar telinde olduğu gibi kapakçıklarda da titreşim gittikçe yavaşlar ve düşük frekanslı ses yaymaya başlar. Bileşenlerin frekanslarının zamanla azalması eksponansiyel bir şekilde gerçekleşir. Şekil 4.1'de 60 ms çiftleşmeye sahip yapay S2 sinyalinin anlık frekans eğrisi gösterilmiştir.



Şekil 4. 1: Yapay S2'ye ait anlık frekans eğrisi.

A2 ve P2 bileşenleri çok kısa süreli sinyallerdir, her biri 80 milisaniyeden daha kısadır ve ortalama olarak 60 milisaniye civarındadırlar. Bileşenlerin başlangıçları arasındaki süre nefes alış sırasında 30 – 80 milisaniye aralığında ve ortalama olarak 30-40 milisaniyedir. Bu süre nefes verme sırasında ise 15 milisaniyeden daha küçük bile olabilir [1]. Patolojik durumlar için ise bu süreler çok farklı olabilir.

4.2 Kullanılan veri türleri

Çalışmada farklı yöntemlerin karşılaştırılması için yapay ve gerçek S2 örnekleri kullanılmıştır. Kullanılan yapay S2'ler, Xu ve diğerlerinin çiftleşme kestirimi için kullandıkları yapay S2'lerdir [17]. Kullanılan gerçek S2 sesleri ise geniş çiftleşmeye sahip hastalardan ve sağlıklı kişilerden bir elektronik stetoskop yardımıyla elde edilmiştir.

4.2.1 Yapay S2 verisi

Çalışmada yapay S2'lerin kullanımına yer verilmesinin nedeni, yapay verilerin özelliklerinin isteğe bağlı olarak ayarlanabilmesi ve özelliklerinin önceden bilinmesi sayesinde yapılan analiz ve kestirimlerin doğruluklarının kolayca belirlenebilmesidir.

Kullanılan yapay S2, doğrusal olmayan anlık cıvıltı sinyalleri olarak modellenmiş A2 ve P2 seslerinin üst üste bindirilmesi veya birbirlerine eklenmesi ile elde edilmiştir [18]. Yapay A2 ve P2 sinyallerinin ve bunların birbirine eklenmesiyle ortaya çıkan S2 sinyalinin eşitlikleri aşağıda verilmiştir.

$$IF_A(t) = 24.3 + 225.7(t + 1)^{-0.5} \quad (4.1)$$

Eşitlik (4.1), A2 bileşeninin anlık frekans fonksiyonudur. Eşitlikte kullanılan t zamanı göstermektedir. Eşitlikten de görülebileceği gibi A2 bileşeninin anlık frekansı zamana bağlı olarak değişmektedir.

$$A_A(t) = \left(1 - \exp\left(\frac{-t}{8}\right)\right) \exp\left(\frac{-t}{60}\right) \sin\left(\frac{\pi t}{60}\right) \quad (4.2)$$

Eşitlik (4.2), A2 bileşeninin genlik fonksiyonudur. Eşitlikten görülebileceği gibi A2 bileşeninin anlık genliği de zamana bağlı olarak değişmektedir.

$$IF_P(t) = 21.83 + 178.17(t + 1)^{-0.5} \quad (4.3)$$

Eşitlik (4.3), P2 bileşeninin anlık frekans fonksiyonudur. A2 bileşeni gibi zamana bağımlı olarak değişmektedir.

$$A_P(t) = \left(1 - \exp\left(\frac{-t}{8}\right)\right) \exp\left(\frac{-t}{60}\right) \sin\left(\frac{\pi t}{60}\right) \quad (4.4)$$

Eşitlik (4.4), P2 bileşeninin anlık genlik fonksiyonudur ve zamana bağlı olarak değişmektedir.

$$A_2(t) = Am_A(t) \times \sin(2\pi\varphi_A(t)) \quad (4.5)$$

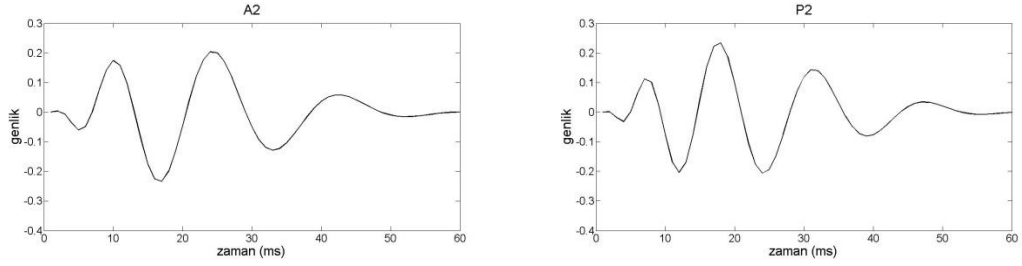
Eşitlik (4.5), A2 bileşeninin fonksiyonudur. Eşitlikte görülen $\varphi_A(t)$ ifadesi anlık fazı temsil etmektedir. Anlık faz, anlık frekansın integralinin alınmasıyla elde edilebilir. Görüldüğü gibi A2 işaretinin hem genliği hem de fazı zamana bağımlı olarak değişmektedir.

$$P_2(t) = A m_p(t) \times \sin(2\pi\varphi_p(t)) \quad (4.6)$$

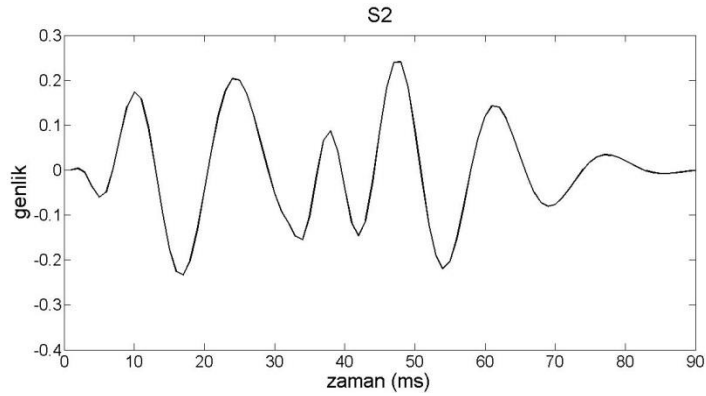
Eşitlik (4.6), P2 bileşeninin fonksiyonudur.

$$S_2(t) = A_2(t) + P_2(t) + n(t) \quad (4.7)$$

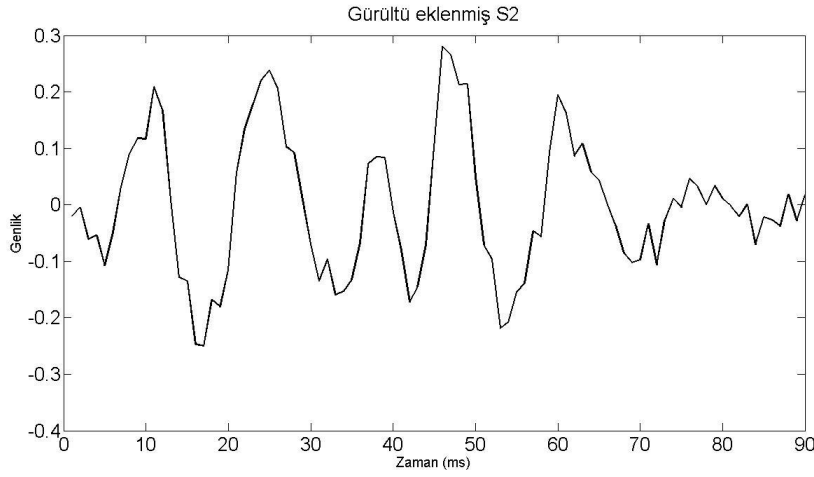
Eşitlik (4.7)'de A2 ve P2 bileşenlerinin birbirine eklenerek S2 sesinin elde edilmesi gösterilmektedir. Eşitlikte görülen $n(t)$ beyaz Gauss gürültüsüdür ve gerçek kalp sesi bilgisi toplama sırasında meydana gelen gürültüyü temsil etmektedir. Şekil 4.2, şekil 4.3 ve şekil 4.4'te sırasıyla A2 ve P2 bileşenleri, bu bileşenlerden oluşturulmuş S2 sinyali ve bu S2 sinyalinin üzerine 10 dB oranında gürültü bindirilmesiyle elde edilmiş gürültülü S2 sinyali verilmiştir.



Şekil 4. 2: Yapay A2 ve P2 sinyalleri.



Şekil 4. 3: A2 ve P2'den oluşturulmuş S2 sinyali.

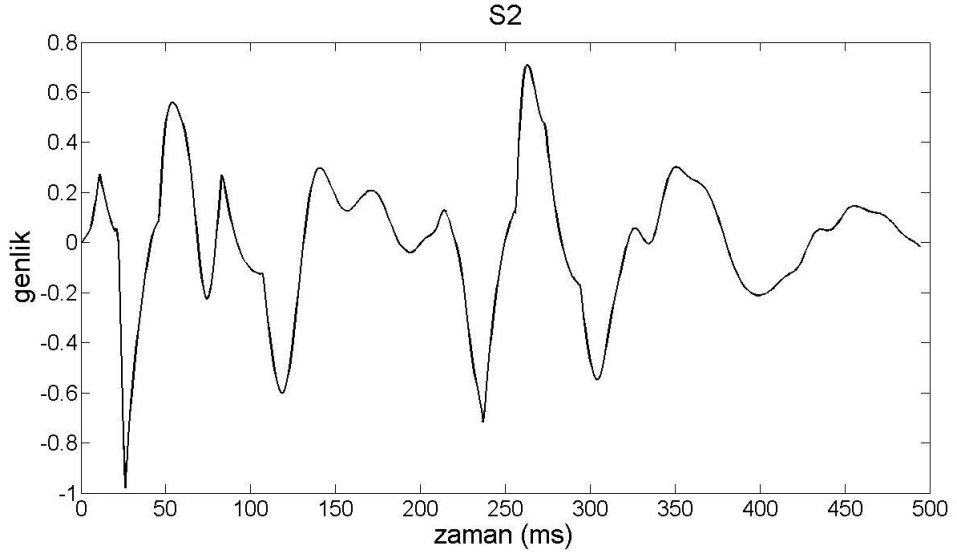


Şekil 4. 4: 10 dB SNR oranına sahip gürültülü S2.

Yukarıda bahsedilen yöntem kullanılarak 10, 20, 30, 40, 50 ve 60 milisaniye çiftleşme uzunluğuna sahip S2'ler üretilmiştir. Üretilen farklı çiftleşme uzunluklarına sahip bu S2 sinyallerine, sinyal gürültü oranı (SNR) 5, 10 ve 15 dB olacak şekilde beyaz Gauss gürültüleri eklenmiştir. Yapay S2'lere beyaz Gauss gürültüsü ekleme işlemi, gerçek kalp sesi kaydı sırasında oluşan vücut içi veya dış ortam kaynaklı gürültülerin benzetilmesi amacıyla yapılmıştır.

4.2.2 Gerçek S2 verisi

Çalışmada kullanılan gerçek S2'ler Thinklabs markalı elektronik bir stetoskop kullanılarak, Thinklabs Phonocardiography isimli kalp sesi kayıt yazılımı aracılığıyla 44100 Hz örnekleme hızında 32 bitte kayıt edilmiştir. Hastalara ait kalp sesleri hastane ortamında, hasta sırtüstü uzatılarak aortik ve pulmoner odaklardan dinlenilip, A2 ve P2 bileşenlerinin her ikisinin de net olarak duyulabildiği nokta belirlenerek bu noktadan alınmıştır. Kalp sesi kaydı sırasında öncelikle hastaya normal solunum yapması söylenmiş ve bu şekilde 30 saniyelik kalp sesi kaydı alınmıştır. Daha sonra hastaya daha yavaş ritimli nefes alması söylenmiş ve bu şekilde 30 saniyelik kayıt alınmıştır. Son olarak hastaya nefesini tutması söylenilip bu şekilde 15 saniyelik kayıt alınmıştır. Şekil 4.5'te ASD'ye sahip bir hastadan alınmış S2 verilmiştir.



Şekil 4. 5: ASD'ye sahip bir hastadan alınmış S2.

4.2.2.1 Ses almada kullanılan elektronik stetoskop ve yazılım

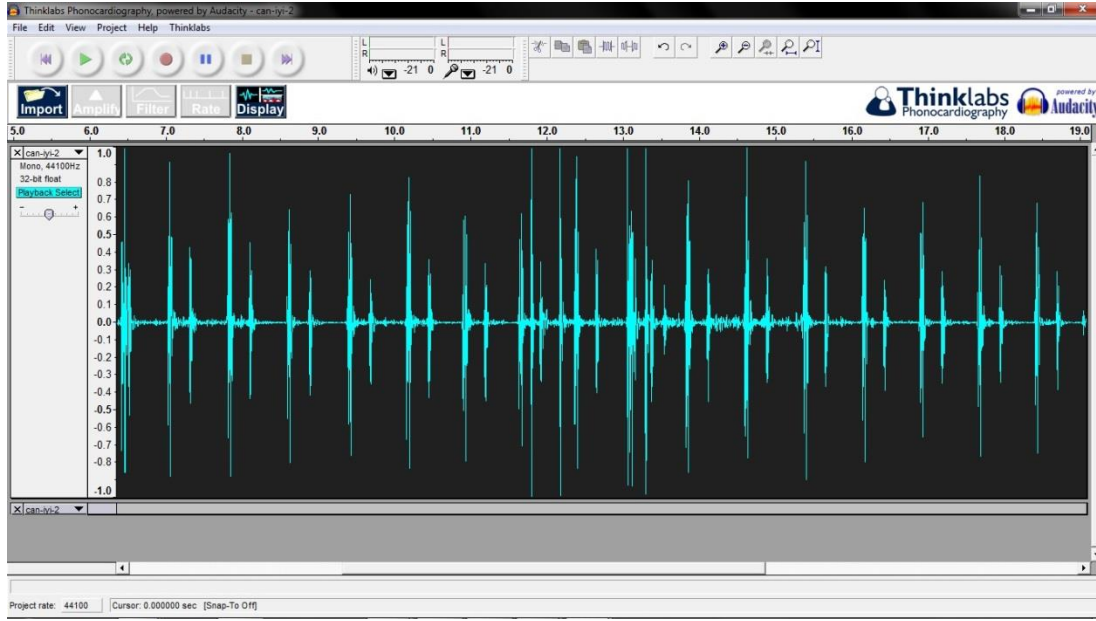
Hastalarla yapılan çalışmada, kalp sesi kaydı için elektronik bir stetoskop kullanılmıştır. Kullanılan elektronik stetoskop, Thinklabs isimli biyomedikal cihaz üreticisinin Rhythm ds32a+ isimli modelidir. Rhythm ds32a+ modeli, yüksek çözünürlüklü kalp sesi kaydetme, kalp seslerini 50 kata kadar kuvvetlendirebilme ve isteğe bağlı olarak kalp sesi frekans aralığı dışındaki sesleri filtreleme özelliğine sahip bir stetoskoptur. Stetoskopun ses kaydı için herhangi bir kaydediciye veya bilgisayara bağlanabilmesi için 2.5 mm çıkış jakı ve 2.5 mm ve 3.5 mm giriş uçları bulunmaktadır. Ara kablolar aracılığıyla aynı anda kayıt ve dinleme yapılabilen veya aynı zamanda birden çok kişi tarafından dinleme işlemi yapılabilir. Şekil 4.6'da elektronik stetoskopa ait resimler verilmiştir.



Şekil 4. 6: Çalışmada kullanılan elektronik stetoskop.

Kalp seslerinin bilgisayar ortamına aktarılması için ise Thinklabs phonocardiography isimli yazılım kullanılmıştır. Yazılım, kalp seslerinin istenilen bit oranında ve istenilen örnekleme frekansında kaydedilebilmesine kullanılabilesine olanak

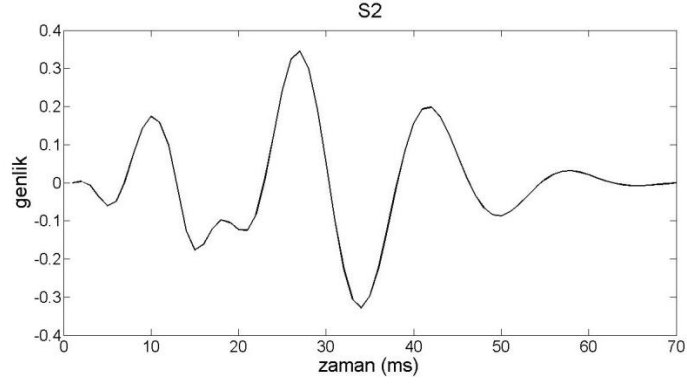
vermektedir. Ayrıca sesin kayıttan sonra analizinin yapılması gibi ek özellikleri de mevcuttur. Şekil 4.7’de yazılıma ait bir ekran görüntüsü verilmiştir.



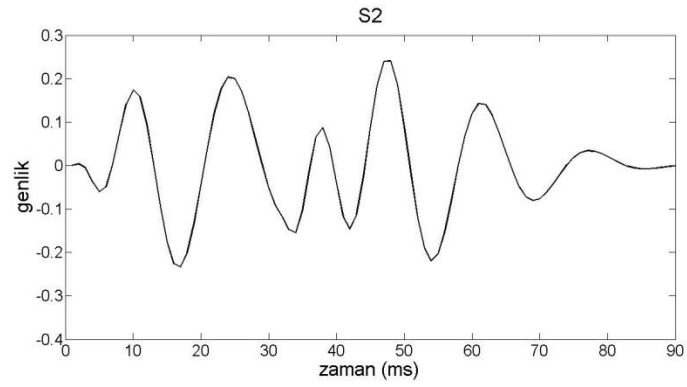
Şekil 4. 7: Kalp sesi kaydında kullanılan yazılım.

4.3 Verilerin Analizi

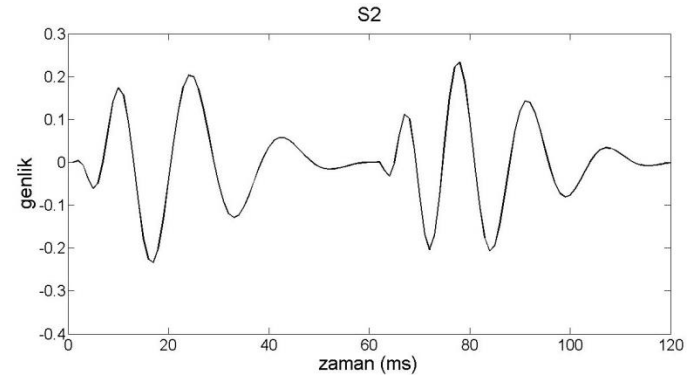
Çalışmada yapay ve gerçek veriler ayrı ayrı kullanılarak analizleri yapılmıştır. Yapay verilerin kullanılmasının amacı, verinin çeşitli durumlara göre özelliklerinin ayarlanabilmesine imkân vermesi ve böylece kestirim sonuçlarının daha düzgün analiz edilebilmesinin sağlanmasıdır. Gerçek verilerde ise her bir S2 verisi, hastalardan alınan kalp sesi içerisinde kesilerek elde edilmiştir. Her bir kalp sesi verisi içinde ortalama 30 adet temiz S2 verisi bulunmaktadır. Şekil 4.8, şekil 4.9 ve şekil 4.10’da sırasıyla 10, 30 ve 60 milisaniyelik çiftleşmeye sahip yapay S2’ler gösterilmiştir.



Şekil 4. 8: 10 ms çiftleşme uzunluğuna sahip S2.



Şekil 4. 9: 30 ms çiftleşme uzunluğuna sahip S2.



Şekil 4. 10: 60 ms çiftleşme uzunluğuna sahip S2.

Daha önceden bahsedilen yöntemler kullanılarak elde edilmiş yapay S2'lerin ve hastalardan alınmış biyolojik S2'lerin öncelikle zaman-frekans dönüşümleri yapılmıştır. Zaman-frekans dönüşümü yöntemlerinden ilk olarak KZFD kullanılmıştır. Sinyalin zaman-frekans dönüşümünün birinci momenti alınarak, işarete ait anlık frekans bilgisi elde edilmiştir.

Anlık frekans, sinyal işlemede durağan olmayan sinyallerin sunumu açısından son derece önemli bir kavramdır. Fonksiyona ait frekans bilgisinin zamanla değişiminin bir göstergesidir ve fonksiyon hakkında önemli ipuçları verir. Anlık frekansın genel tanımı şu şekilde yapılabilir: $f(t)$, t zamanının bir fonksiyonu olsun. Bu fonksiyonun karmaşık gösterimi eşitlik (4.8)'deki gibi tanımlanır.

$$c(t) = f(t) + i h(t) \quad (4.8)$$

Eşitlikte $h(t)$, $f(t)$ 'nin Hilbert dönüşümüdür. Bu karmaşık gösterim, $A(t)$ genliği ve $\varphi(t)$ anlık fazı cinsinden eşitlik (4.9)'deki gibi gösterilebilir.

$$c(t) = A(t)c^{i\varphi(t)} \quad (4.9)$$

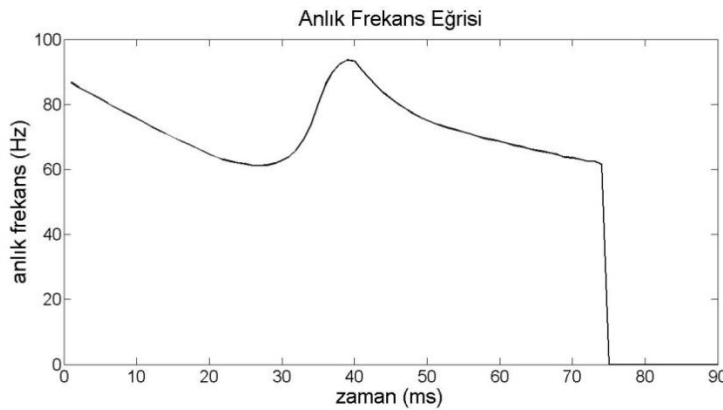
Tanım olarak anlık frekans, anlık fazın türevidir [16].

$$w(t) = \varphi'(t) = \text{Im} \left[\frac{c'(t)}{c(t)} \right] = \frac{f(t)h'(t) - f'(t)h(t)}{f^2(t) + h^2(t)} \quad (4.10)$$

Bu çalışmada sinyalin frekans bileşenlerinin, zaman-frekans gösterimi üzerinden ağırlıklı ortalaması alınarak elde edilen anlık frekans eğrisi kullanılmıştır.

$$f_x(t) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f TFR_x(t, f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} TFR_x(t, f) df} \quad (4.11)$$

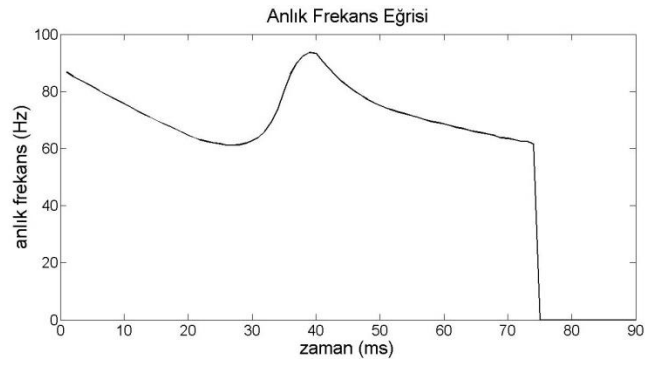
Eşitlik (4.8)'de $TFR_x(t, f)$, $x(t)$ sinyalinin zaman-frekans düzlemi gösterimi, $f_x(t)$ işarete ait anlık frekans bilgisidir. A2 ve P2 bileşenlerinin anlık frekansları, daha önce de bahsedildiği gibi zamanla eksponansiyel olarak azalmaktadır. S2 sinyali içerisinde, bazı patolojik durumlar dışında A2 bileşeni önce, P2 bileşeni ise A2 bileşeninin ardından gelir. Şekil 4.11'de 30 ms çiftleşme uzunluğuna sahip yapay S2 sinyaline ait anlık frekans eğrisi gösterilmiştir.



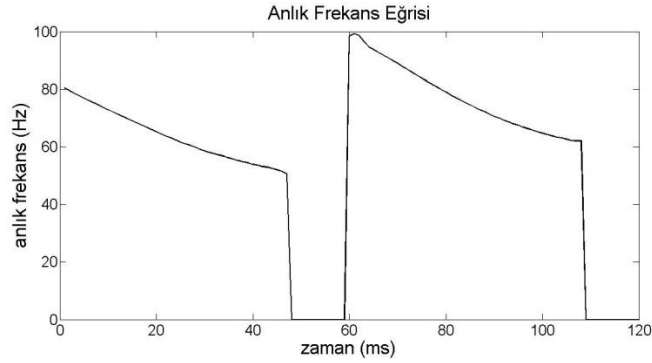
Şekil 4. 11: S2 sinyaline ait anlık frekans eğrisi.

Şekilde (4.11)'de de görüldüğü gibi, anlık frekans öncelikle birinci bileşenin başlamasıyla hızla yükselecektir. Daha sonra anlık frekans zamanla eksponansiyel olarak azalmaya başlayacaktır. Genelde ilk bileşeninin anlık frekansı henüz sıfıra

düşmeden veya bazı durumlarda sıfıra düştükten sonra ikinci bileşen başlayacak ve bu nedenle anlık frekans tekrar hızla yükselecektir. Böylece ilk bileşenin bittiği ve ikinci bileşenin başladığı yerde bir içbükey eğri oluşacaktır. İçbükey eğrinin eğiminin sıfır olduğu nokta, ikinci bileşenin başladığı nokta olarak kabul edilebilir. Bu nokta tespit edildiğinde ikinci bileşenin başladığı zaman kestirilebilir. İlk bileşenin başlangıç zamanı ise ani frekans eğrisinin başlangıç noktasıdır. Bu iki nokta arasında geçen süre, S2 işaretinin çiftleşme uzunluğunu verir. Şekil 4.12 ve şekil 4.13'te sırasıyla 30 ms ve 60 ms çiftleşme uzunluklarına sahip S2'lerin anlık frekans eğrileri gösterilmiştir.



Şekil 4. 12: 30 ms çiftleşmeli S2'nin anlık frekans eğrisi.



Şekil 4. 13: 60 ms çiftleşmeli S2'nin anlık frekans eğrisi.

Yapılan bu işlemler, KZFD, WVD ve DD yöntemleri için tekrarlanarak, hangi yöntemin daha doğru ve verimli olduğu anlaşılabilir.

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

5.1 Yapay veriler için sonuçlar

Yapay verilerle yapılan çalışmada, üretilen 10, 20, 30, 40, 50 ve 60 ms çiftleşme sürelerine sahip S2 sinyallerinin üzerine sırasıyla 5, 10 ve 15 dB sinyal gürültü oranına sahip beyaz Gauss gürültüsü eklenmiştir. Daha sonra her çiftleşme süresi için önce 5 dB, sonra 10 dB ve son olarak da 15 dB sinyal gürültü oranına sahip gürültülerle 20'şer kere çiftleşme kestirimi yapılmış, her çiftleşme süresi ve her gürültü oranı için ortalamaları ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Gürültüsüz S2 sinyalleri için çiftleşme kestirim sonuçları çizelge 5.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 5.1: Gürültüsüz S2'ler için kestirim sonuçları.

	10 ms	20 ms	30 ms	40 ms	50 ms	60 ms
WVD	17	22	27	40	49	59
KZFD	19	19	28	39	49	57
DD	16	20	28	37	44	52

Çizelge 5.1'de verilen gürültüsüz yapay verilerle gerçekleştirilmiş analizde, WVD ve KZFD kullanılarak elde edilen sonuçların birbirlerine yakın oldukları görülmektedir. 10 ms çiftleşme değeri için üç yöntemin de doğru kestirim yapamadığı görülmüştür. Bunun nedeni sinyalin başlangıçta düşük enerjiye sahip olmasıdır. Bu nedenle yapılmış benzer çalışmalarda çiftleşme kestirimi 20 veya 30 ms ve sonrasında kapsamaktadır [20].

WVD'nin performansının, bileşenler birbirlerinden uzaklaştıkça arttığı görülmektedir. DD'nin performansı ise bileşenler birbirinden uzaklaştıkça azalmaktadır. KZFD ise herhangi bir değişiklik göstermemektedir. Sonuç olarak gürültüsüz sinyaller için en doğru kestirim WVD kullanılarak yapılmıştır.

Farklı sinyal gürültü oranlarında gürültü eklenmiş S2'lerin Wigner-Ville dönüşümü kullanılarak elde edilen kestirim sonuçları çizelge 5.2'de verilmiştir. Çizelge 5.3'te kısa zamanlı Fourier dönüşümü kullanılarak elde edilmiş kestirim sonuçları, Çizelge 5.4'te ise sürekli dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen kestirim sonuçları

verilmiştir. Her bir değer, 20 kestirim sonucu hesaplanmış ortalama ve standart sapmayı vermektedir.

Çizelge 5.2, Çizelge 5.3 ve Çizelge 5.4 karşılaştırıldığında; Tüm analiz yöntemlerinde SNR değeri arttıkça kestirim doğruluğunun da arttığı görülmektedir ki bu olağan bir sonuçtur. SDD'nin yapay S2 çiftleşmelerini 5 dB SNR için hesaplayamadığı görülmektedir. 10 ve 15 dB SNR için de kestirim sonuçları 20 ms çiftleşme dışında oldukça kötüdür. Bunun nedeninin, SDD'nin küçük genlikli sinyallerde işlem yapıldığında duyarlılığının azalması olduğu söylenebilir.

WVD ve KZFD arasında karşılaştırma yaptığımızda ise WVD'nin, kestirimlerin büyük çoğunluğunda KZFD'ye göre daha doğru ortalama sonuçlar verdiği görülmektedir. Standart sapmalara bakıldığında da yine WVD'nin KZFD'ye göre daha küçük standart sapma değerlerine sahip olduğu görülmektedir. Yapay veriler için standart sapmanın küçük olması, yöntemin tutarlılığının yüksek olması anlamına gelmektedir.

Çizelge 5.2: WVD kullanılarak elde edilmiş çiftleşme kestirim sonuçları.

SNR	10 ms		20 ms		30 ms		40 ms		50 ms		60 ms	
	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma
5 dB	18	1.34	21.5	1.99	27.05	2.48	36.7	2.1	44.95	4.88	50.5	8.43
10 dB	17.8	2.5	22	0.92	26.5	1.9	38.5	1.19	47.85	3.59	58	1.29
15 dB	17.75	0.97	21.8	0.41	27.2	0.52	38.7	1.03	47.45	4.31	58.85	0.81

Çizelge 5.3: KZFD kullanılarak elde edilmiş çiftleşme kestirim sonuçları.

SNR	10 ms		20 ms		30 ms		40 ms		50 ms		60 ms	
	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma
5 dB	16.45	4.27	20.3	3.81	29.65	5.3	36.4	5.66	43.7	5.1	53.05	6.75
10 dB	18.2	2.58	19.55	3.21	28.7	4.53	38.45	3.03	48.45	2.03	54.85	4.45
15 dB	18.2	1.1	19.95	1.4	29.15	2.71	38.55	0.76	47.9	0.79	57.15	1.39

Çizelge 5.4: SDD kullanılarak elde edilmiş çiftleşme kestirim sonuçları.

SNR	10 ms		20 ms		30 ms		40 ms		50 ms		60 ms	
	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma
5 dB	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
10 dB	-	-	19	1.5	25.4	1.3	34	2.4	41	2	48	2.7
15 dB	15.4	2.3	19.1	0.7	26.1	1	33.1	1.2	41	1	50	0.9

5.2 Gerçek veriler için sonuçlar

Gerçek verilerle analiz yapılırken gerçek çiftleşme süreleri bilinmediği için, verilerin doğruluğu, kalp sesi sahibinin S2 sesinde değişiklik meydana getirecek herhangi bir rahatsızlığa sahip olup olmadığına göre anlaşılabılır. Çalışmanın asıl amacı olan WVD, KZFD ve DD yöntemlerinin karşılaştırması ise yine aynı şekilde yapılabilir zira hangi yöntemin doğru çiftleşme süresini gösterdiği bilinmemektedir.

Çizelge 5.5'te hasta ve sağlıklı kişilere ait S2 çiftleşme süresi kestirimlerinin ortalama ve standart sapma değerleri verilmiştir.

Çizelge 5.5: Gerçek S2'lere ait ortalama ve standart sapmalar.

	Kişiler	S2 Çiftleşme Ortalamaları (ms)			S2 Çiftleşme Standart Sapmaları		
		WVD	KZFD	DD	WVD	KZFD	DD
Hasta	Kişi 1	39	42	39	4.5	4.5	2.5
	Kişi 2	42	39	41	14.5	12.4	9.9
	Kişi 3	36	32	30	7.6	7.9	3.2
	Kişi 4	51	47	45	6.7	7.1	9.6
	Kişi 5	19	15	33	2.9	3.9	5.2
Sağlıklı	Kişi 2	26	35	26	6.4	5.2	1.3
	Kişi 3	23	26	22	4.7	4	2.4
	Kişi 4	26	23	21	4.2	3	2
	Kişi 5	24	38	25	1.4	11	1.4
	Kişi 6	17	13	17	4.7	3	3.3
	Kişi 7	16	14	13	2.5	2.4	1.3
	Kişi 8	22	22	33	4.6	7	3
	Kişi 9	27	24	31	6.8	6.6	3.8

Çizelge 5.5'te, hasta olduğu belirtilen kişiler ASD hastalığına sahip kişilerdir. Sağlıklı olduğu belirtilen kişiler ise kalp ve ilişkili organlarla ilgili herhangi bir rahatsızlığa sahip olmayan kişilerdir.

Gerçek verilerle yapılan analizlere bakıldığında; Hasta kişilere ait çiftleşmelerin, üç analiz yöntemiyle de 30 ms'den büyük olduğu görülmektedir. Buradan, üç yöntemin de geniş çiftleşmeyi doğru olarak gösterdiği anlamı çıkarılabilir. Sağlıklı kişilere ait verilere baktığımızda ise kestirimlerin büyük bölümünün 30 ms'nin altında olduğu görülmektedir. WVD ile elde edilmiş kestirimlerin tümü 30 ms'nin altına iken KZFD ve SDD'de 30 ms'nin üzerinde değerler de görülmektedir. Buradan; WVD'nin diğer iki yönteme göre daha sağlıklı sonuçlar verdiği çıkarılabilir.

Hesaplanan standart sapmalar, S2 çiftleşmelerinin solunumla nasıl değiştiğini göstermektedir. Sağlıklı kişilerde nefes alırken çiftleşmenin genişlemesi ve nefes verirken çiftleşmenin daralması nedeniyle, standart sapma çok küçük olmaz. Fakat standart sapmanın çok büyük olması da istenilen bir durum değildir zira büyük standart sapma, çiftleşme süresinin solunumla çok fazla değiştiğini göstermektedir ve bu normal değildir.

5.3 Gelecek Çalışmalar

Bu çalışmada kullanılan gerçek kalp sesi verileri hasta ve sağlıklı kişilerden alındıktan sonra, her bir S2 bileşeni ses içerisinde bir yazılım aracılığıyla kesilerek elde edilmiştir. Bu, uzun zaman alan ve yorucu bir prosedürdür. Ayrıca S2'lerin düzgün olarak ses içerisinde kesilmesi manuel olarak yapıldığından, işlem insan eliyle yapılacak hatalara karşı oldukça duyarlıdır. Bu nedenle S2 bileşenlerinin otomatik bir sistem tarafından tanınarak kesilmesi, işlem süresini oldukça kısaltacak ve insan eliyle yapılmış hataları azaltacaktır. Bunun için daha önceki birçok çalışmada incelenmiş olan kalp sesi sınıflandırma algoritmaları kullanılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] **Shaver, J.A., Salerni, R., Reddy, P.S.** (1985). Normal and abnormal heart sounds in cardiac diagnosis: I. Systolic sounds. *Curr Probl Cardiol*; 10:1-68.
- [2] **Reddy, P.S., Salerni, R., Shaver, J.A.**(1985). Normal and abnormal heart sounds in cardiac diagnosis: II. Diastolic sounds. *Curr Probl Cardiol*;10:1-55.
- [3] **Leatham, A.** (1987). "Auscultation and phonocardiography: a personal view of the past 40 years", *British Heart Journal*;57:397-403.
- [4] <http://www.stethographics.com/heart/main/sites.htm>
- [5] **Craige, E.** (1967). Gallop rhythm *Prog Cardiovasc Dis.*;10:246-260
- [6] **Fowler, N.O., Adolph, R.J.** Fourth sound gallop or split first sound? *Am J Cardiol.* 1972;30: 441-444.
- [7] **Freeman, A.R., Levine, S.A.** (1933). Clinical significance of systolic murmurs: study of 1000 consecutive "noncardiac" cases. *Ann Intern Med.* 6:1371-1385.
- [8] **Shah, P.M.** (1975). Hemodynamic determinants of the first heart sound. In: Leon DF, Shaver JA, eds. *Physiologic Principles of Heart Sounds and Murmurs (Monograph 46)*. New York, NY: American Heart Association, 2-7.
- [9] **Shaver, J.A., Nadolny, R.A., O'Toole, J.D.** (1974). Sound pressure correlates of the second heart sound: an intracardiac sound study. *Circulation*;49:316-325.
- [10] **Bracewell, R. N.** (2000). *The Fourier Transform and Its Applications (3rd ed.)*, Boston: McGraw-Hill, ISBN 0-07-116043-4.
- [11] **Cohen, L.** (1994). *Time Frequency Analysis: Theory and Applications*. Prentice Hall; bölümler 6 ve 7.
- [12] **Allen, J.B.** (1977). "Short Time Spectral Analysis, Synthesis, and Modification by Discrete Fourier Transform". *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. ASSP-25 (3): 235–238.
- [13] **Boasash, B.** *Time-Frequency Signal Analysis and Processing*, Elsevier; 2003. bölümler 2 ve 3.
- [14] **Goncalves, P., Baraniuk R. G.** (1998). "Pseudo affine Wigner distributions: definition and kernel formulation", *IEEE Transactions on Signal Processing*, Volume 46, Issue 6, Sayfa(lar):1505 – 1516, June.

- [15] **Akay, M., Mello C.** (1997). "Wavelets for biomedical signal processing", Proceedings – 19th International Conference – IEEE/EMBS, Chicago, USA, Oct. 30 – Nov. 2.
- [16] **Taner, M. T., F. Koehler, and R. E. Sheriff** (1979). Complex seismic trace analysis: *Geophysics*, 44, 1041-1063.
- [17] **Xu, J. J., Durand, L., Pibarot P.** (2000). "Nonlinear transient chirp signal modeling of the aortic and pulmonary components of the second heart sound", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 47, Issue 10, 1328 – 1335.
- [18] **Xu, J., Durand, L.G., P. Pibarot** (2001). "Extraction of the aortic and pulmonary components of the second heart sound using a nonlinear transient chirp signal model", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Volume 48, Issue 3, 277 – 283.
- [19] **Debbal, S.M., Bereksi– Reguig, F.** (2007). "Time-Frequency Analysis of the first and the second heartbeat sounds" *Applied Mathematics and Computation* 184, 1041-1052.
- [20] **Yildirim, I., Ansari, R.** (2007). "A Robust Method to Estimate Time Split in Second Heart Sound Using Instantaneous Frequency Analysis", *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France, 1855-1858.*
- [21] **Khadra, L., El-Asir, B., Mawagdeh, S.** (1991). The wavelet transform and its applications to phonocardiogram signal analysis. *Med. Inform; 16(3): 271-277.*
- [22] **Bulgrin J.R., Thompson, C.R., Moody, J.M.** (1993). Comparison of short-time Fourier, wavelet and time-domain analysis of intracardiac sounds. *Biomed Sci Instrum; 29: 465-472.*
- [23] **Obaidat, M.S.** (1993). Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison. *J Med Eng Technol; 17(6): 221-7.*
- [24] **Bentley, P.M.** (1994). Wavelet Transforms: An Introduction. *Electronics and Communications Engineering Journal; 175-186.*
- [25] **Balster, D., Chan, D.** (1997). Digital acoustic analysis of precordial innocent versus ventricular septal defect murmurs in children. *Am J Cardiol; 79(11):1552-5.*
- [26] **Djebbari, A., Bereksi-Reguig, F.** (2013). Detection of the valvular split within the second heart sound using the reassigned smoothed pseudo Wigner-Ville distribution. *BioMedical Engineering OnLine; 12-37.*
- [27] **Leung, T.S., White, P.R., Cook, J.** (1998). Analysis of the second heart sound for diagnosis of paediatric heart disease. *IEE Pvoc.-Sei. Meas. Technol., Vol. 145, No. 6, November.*
- [28] **Debbal, S.M., Bereksi-Reguig, F.** (2006). Analysis Of The Second Cardiac Sound Using The Fast Fourier And The Continuous Wavelet Transforms. *The Internet Journal of Medical Technology*, Volume 3 Number 1. DOI: 10.5580/234f.

- [29] **Debbal, S.M., Bereksi-Reguig, F.** (2007). Automatic measure of the split in the second cardiac sound by using the wavelet transform technique. *Computers in Biology and Medicine* 37, 269 – 276.
- [30] **Hisashi, Y., Hideaki, S., Kazuo, Y.** (1997). Instantaneous frequency analysis of systolic murmur for phonocardiogram. *Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS Oct. 30 - Nov. 2, Chicago, IL. USA*
- [31] <http://archive.cnmat.berkeley.edu/~alan/MS-html/MSv2.html>
- [32] http://person.hst.aau.dk/enk/ST8/Lecture1_Slides.pdf
- [33] http://commons.wikimedia.org/wiki/File:2011_Heart_Valves.jpg

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Soner KOTAN
Doğum Yeri ve Tarihi: Sarıyer / 1986
Adres: Sancaktepe / İstanbul
E-Posta: sonerkotan@gmail.com
Lisans: İ.Ü. Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR/SUNUMLAR

- Soner Kotan, Ufuk Gürkan, İsa Yıldırım: İkinci Kalp Sesi Çiftleşmesinin Anlık Frekans İzlenmesi Yöntemiyle Kestiriminde Kısa zamanlı Fourier Dönüşümü ve wigner-Ville Dönüşümünün Karşılaştırılması. *TIPTEKNO'13 – Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi*, 31 Ekim – 2 Kasım, 2013 Antalya, Türkiye.