



## Heart sound recording and automatic S1-S2 waves detecting system design

Mehmet Feyzi Akşahin<sup>1</sup>, Burcu Oltu<sup>2</sup>, Büşra Kübra Karaca<sup>3</sup>

Department of Biomedical Engineering, Baskent University, Ankara, 06790, Turkey

### Highlights:

- Heart sound recording device prototype
- Detection of S1-S2 signals of heart sounds
- Analysis of heart sounds using discrete wavelet transform and teager energy operator

### Keywords:

- Heart sound recording device
- S1-S2 detection
- Teager energy operator
- Discrete wavelet transform

### Graphical/Tabular Abstract

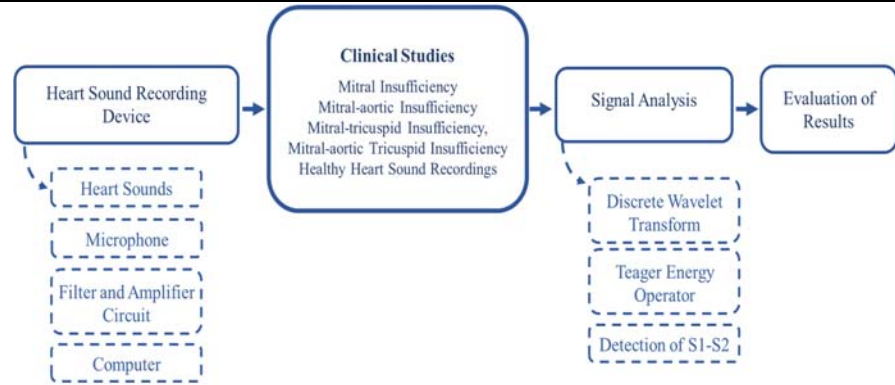


Figure A. The block diagram of the heart sound recording and automatic S1-S2 waves detecting system

### Article Info:

Research Article  
Received: 29.06.2018  
Accepted: 15.04.2019

### DOI:

10.17341/gazimmfd.438614

### Acknowledgement:

We would like to thank Dr. Savaş Açıkgöz and Cardiology Department of Ankara Umut Hospital for their contribution to the study.

### Correspondence:

Author: M. Feyzi Akşahin  
e-mail: maksahin@baskent.edu.tr  
phone: +90 312 246 6662

**Purpose:** The second leading cause of death in the world is cardiovascular diseases. Diagnosis of vast majority of cardiovascular diseases is made by listening to heart sounds by specialists (auscultation method). However, since the method of auscultation depends on the experience and hearing ability of the specialist, obtained results can be subjective. Therefore, digitization and visualization of heart sounds enables accurate, rapid and economical diagnosis of cardiovascular diseases, especially heart valve diseases. The most effective parameter for the diagnosis of heart valve diseases is the location of the S1-S2 heart sounds. For this purpose, a device prototype that collects the heart sound from human body and records collected data on digital environment was designed also, a medical decision support system to detect the S1-S2 locations to assist physicians in their diagnosis was established.

### Theory and Methods:

In the first part of the study a device prototype that collects heart sounds and records them on digital environment was developed using capacitive microphone, filter and amplifier circuits and stereo jack. In order to test the working accuracy of the designed device, clinical applications were carried out and obtained recordings were examined. In the second part of the study, in order to detect the location of S1-S2 heart sounds, obtained heart sounds are first filtered by discrete wavelet transform. Then, the S1-S2 waves in the filtered signal are made evident by the teager energy operator and rule-based algorithm.

### Results:

As a result, it is decided that the developed prototype works functionally likewise with the use of the algorithm S1-S2 locations in normal and pathological data were detected with 98.67% sensitivity, 97.69% specificity and 98.18% accuracy.

### Conclusion:

In conclusion, physicians can easily detect the waves of S1 and S2 with high accuracy using the developed prototype and established algorithm. In addition, it is thought that this system can be used to diagnose heart valve diseases.



## Kalp seslerini kaydeden ve otomatik S1-S2 dalgası belirleyen sistem tasarımı

Mehmet Feyzi Akşahin\*<sup>ID</sup>, Burcu Oltu<sup>ID</sup>, Büşra Kübra Karaca<sup>ID</sup>

Başkent Üniversitesi, Bağlıca Kampüsü, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, 06790, Türkiye

### Ö N E Ç İ K A N L A R

- Kalp seslerini kaydeden cihaz prototipi üretimi
- Kalp seslerindeki S1 S2 sinyallerinin tespiti
- Ayrık dalgacık dönüşümü ve teager enerji operatörü kullanılarak kalp seslerinin analizi

#### Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 29.06.2018

Kabul: 15.04.2019

#### DOI:

10.17341/gazimmfd.438614

#### Anahtar Kelimeler:

Kalp sesi kaydeden cihaz,  
S1-S2 tespiti,  
teager enerji operatörü,  
ayrık dalgacık dönüşümü

#### ÖZET

Dünyadaki en önemli ölüm sebeplerinden ikincisi kardiyovasküler hastalıklardır. Kardiyovasküler hastalıkların büyük çoğunluğuna, kalp seslerinin uzman hekimler tarafından dinlenmesiyle (oskültasyon yöntemi) teşhis konulmaktadır. Bununla birlikte oskültasyon yöntemi kişinin tecrübesine ve duyma becerisine bağlı olduğundan subjektif sonuçlar ortaya çıkarabilir. Dolayısıyla kalp seslerinin sayısallaştırılması ve görselleştirilmesi, kardiyovasküler hastalıkların, özellikle kalp kapak hastalıklarının teşhisinin doğru, hızlı ve ekonomik olmasını sağlar. Bu amaç doğrultusunda yapılan çalışmanın ilk aşamasında kalp seslerini vücuttan alan, yükselten, filtreleyen ve bilgisayara aktararak kaydedebilen cihaz prototipi tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan cihazın çalışma doğruluğunun test edilmesi için etik kurul izniyle birlikte klinik uygulamalar yapılmış, bu uygulama sonucunda 5 farklı hastalık grubuna ait (mitral yetmezliği, mitral-aort yetmezliği, mitral-triküspit yetmezliği, mitral-aort-triküspit yetmezliği ve sağlıklı kalp sesi kayıtları) 15 kalp sesi kaydı toplanmış ve elde edilen kayıtlar incelenmiştir. Kalp kapak hastalıklarının teşhisi için en etkili parametre S1-S2 kalp seslerinin lokasyonudur. Bu nedenle çalışmanın ikinci aşamasında, hekimlere teşhislerinde yardımcı olmak için S1-S2 lokasyonlarını belirleyen tıbbi karar destek sistemi oluşturulmuştur. Bu bağlamda öncelikle, kalp sesleri ayrık dalgacık dönüşümü yöntemiyle filtrelenmiştir. Ardından filtrelenen sinyaldeki S1-S2 dalgaları, teager enerji operatörü ve kural tabanlı algoritma ile belirgin hale getirilmiştir. Sonuç olarak normal ve patolojik verilerdeki S1-S2 lokasyonları ortalama %98,67 hassasiyet, %97,69 özgüllük ve %98,18 doğruluk değerleriyle tespit edilmiştir.

## Heart sound recording and automatic S1-S2 waves detecting system design

### H I G H L I G H T S

- Heart sound recording device prototype
- Detection of S1-S2 signals of heart sounds
- Analysis of heart sounds using discrete wavelet transform and teager energy operator

#### Article Info

Research Article

Received: 29.06.2018

Accepted: 15.04.2019

#### DOI:

10.17341/gazimmfd.438614

#### Keywords:

Heart sound recording  
device,  
S1-S2 detection,  
teager energy operator,  
discrete wavelet transform

#### ABSTRACT

The second leading cause of death in the world is cardiovascular diseases. Diagnosis of vast majority of cardiovascular diseases is made by listening to heart sounds by specialists (auscultation method). However, since the method of auscultation depends on the experience and hearing ability of the specialist, obtained results can be subjective. Therefore, digitization and visualization of heart sounds enables accurate, rapid and economical diagnosis of cardiovascular diseases, especially heart valve diseases. For this purpose, a device prototype that collects the heart sound from human body and also amplifies, filters, displays and records collected data on digital environment was designed in the first part of this study. In order to test the working accuracy of the designed device, clinical applications were carried out with the permission of the ethics committee and as the result of this application 15 heart sound recordings from 5 different disease groups (mitral insufficiency, mitral-aortic insufficiency, mitral-tricuspid insufficiency, mitral-aortic tricuspid insufficiency and healthy heart sound recordings) were collected and obtained recordings were examined. The most effective parameter for the diagnosis of heart valve diseases is the location of the S1-S2 heart sounds. For this reason, in the second part of the study, a medical decision support system was established to detect the S1-S2 locations to assist physicians in their diagnosis. In this context, heart sounds are first filtered by discrete wavelet transform. Then, the S1-S2 waves in the filtered signal are made evident by the teager energy operator and rule-based algorithm. As a result, S1-S2 locations in normal and pathological data were detected with 98.67% sensitivity, 97.69% specificity and 98.18% accuracy.

\*Sorumlu Yazar/Corresponding Author: maksahin@baskent.edu.tr, boltu@baskent.edu.tr, kbkaraca@baskent.edu.tr / Tel: +90 312 246 6662

## 1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Kalp, tüm yaşam boyunca sürekli olarak kan pompalayan kritik organlardan biridir [1]. Miyokard adı verilen güçlü bir kastan oluşur ve 2 adet atriyum, 2 adet ventrikül olmak üzere 4 odacığa sahiptir [1, 2]. Bu bölmeler arasında kan dolaşımını düzenleyen dört kapakçık bulunmaktadır. Bu kapakçıklar, kanın geriye kaçmasını engelleyerek kalbe ve vücuda doğru bir şekilde iletilmesini sağlar [2]. Kalp düzenli bir atım hızına sahiptir ve bu atım hızı kalpteki sinüs düğümünde üretilen elektrik darbelerle kontrol edilir. Kalbin ritmik olarak atması, atriyo-ventriküler kapakların ve aortik-pulmonik kapakların kapanması nedeniyle karakteristik sesler üretir [1]. Bu sesler kalp sesi olarak adlandırılır. Temel olarak S1 ve S2 olmak üzere iki adet kalp sesi bulunmaktadır [3]. Birinci kalp sesi olan S1, mitral ve triküspit kapakların kapanması sonucunda; ikinci kalp sesi olan S2 ise aort ve pulmoner kapakların kapanması sonucunda oluşur [4].

Kalp seslerinin dinlenmesi için sıklıkla kullanılan yöntemlerin temeli oskültasyon yöntemidir [5, 6]. 1817 yılında Lannec tarafından geliştirilen oskültasyon cihazı olan stetoskop günümüzde hala kalp seslerini dinlemek ve kalp hastalıklarını teşhis etmek için kullanılan temel yöntemdir [1, 7]. Bununla birlikte, oskültasyon yöntemi doktorun tecrübesine ve duyma kabiliyetine bağlı olduğu ve subjektif sonuçlar verdiği için tam anlamıyla güvenilir değildir [1, 8]. 1900'li yıllarda kalp seslerinin kaydedilmesini sağlayan, elektronik stetoskop olarak da bilinen Fonokardiogram (FKG) sistemi geliştirilmiştir. Bu yöntemlerin yanında, kalbin elektriksel aktivitesini gösteren Elektrokardiogram (EKG) ve kalp görüntüsü oluşturmak için kullanılan ultrasonik sistemler de kardiyak incelemeler için kullanılmaktadır [8-10]. Kalp sesleri hakkında bilgi veren birçok teknik olmasına rağmen, her yöntemin kendi avantajları ya da dezavantajları vardır [8]. Bu çalışmalar göz önüne alındığında kalp sesini algılayan, kaydeden ve işlemeye hazır hale getiren bir sistemin geliştirilmesi kalp hastalıklarının teşhisinde önemli bir avantaj ortaya koyacaktır.

Kalp kapakları düzgün bir şekilde çalışmazsa kalp kapağı hastalıkları meydana gelir. Kalp kapağı hastalıkları, kapak darlığı ve kapak yetmezliği olarak ikiye ayrılır. Kapak darlığı, kapağın iyi açılmaması ve orifisin (açıklığın) daralması sonucu oluşur. Kalp kapağı yetmezliği ise kapağın tam kapanmayıp bir kısım kanın geri kaçırılmasıdır [11]. Bu hastalıklar problem olan kapak adına göre sınıflandırılabilirler; örneğin yetmezlik mitral kapakta ise hastalık mitral yetmezliği olarak adlandırılır. Buna bağlı olarak literatürde mitral yetmezliği ve darlığı, aort yetmezliği ve darlığı, triküspit yetmezliği ve darlığı, pulmoner yetmezliği ve darlığı, bunların yanında bu anomalilerin birlikte görüldüğü hastalıklar (örneğin mitral-aort yetmezliği vs.) yer almaktadır [12]. Bu kapak hastalıklarının teşhisi için S1 ve S2 lokasyonlarının belirlenmesi önemli olduğundan hekimlere yardımcı tıbbi karar destek sisteminin oluşturulması değer teşkil

etmektedir. Kalp seslerinin kalp hastalıklarının teşhisinde büyük bir önem taşımaktadır. Bu nedenle literatürde kalp sesi üzerinde yapılan pek çok incelemeler vardır. Özellikle S1-S2 segmentasyonu çalışmaları ve S1-S2 seslerinin tespit edilmesi üzerine çalışmalar yapılmaktadır. H Liang, 1997 yılında FKG sinyallerine normalize ortalama Shannon enerjisi uygulayarak %93 doğruluk oranında segmentasyon işlemi yapmıştır [13]. Liang Huiying vd. 1997 yılında, dalgacık ayrıştırma ve yeniden yapılandırma yöntemi kullanarak zarf hesaplamaları için uygun frekans bantlarını seçmiş ve FKG sinyallerini %93 doğrulukta bölütlemişlerdir [14]. 2004 yılında Todd R. Reed vd. 5 farklı hastalık grubunu dalgacık ayrıştırma ve sinir ağı tabanlı sınıflandırıcı kullanarak ayrıştırmışlardır [15]. 2004 yılında Goutam Saha ve Prashant Kumar, kalp seslerinin ortalama enerjilerini belirleyerek oluşturdukları segmentasyon algoritması ile çeşitli patolojik hastalıklarda S1 ve S2 lokasyonlarını %96 oranında belirlemişlerdir [16]. 2006 yılında Kumar vd. protez kapaklı hastalardan toplanan ses örneklerini kullanarak S1 ve S2 kalp seslerini belirlemişlerdir. Bölütleme işlemi için, seslere Shannon enerji ve Hızlı dalgacık dönüşümü uygulanmıştır. Elde edilen sesler özdüzenleyici harita sinir ağı yöntemi ile sınıflandırılmıştır [17]. D. Kumar vd. 2006 yılında Shannon enerji ve dalgacık ayrışımı yöntemleri kullanarak geliştirdikleri S1-S2 tespiti algoritmasıyla mekanik ve biyoprotetik kalp kapakçığı implantları olan ve doğal kapakçıklı hastalardan toplanan kalp seslerini incelemiş ve en kötü örnek için %95.67 duyarlılık elde etmişlerdir [18]. 2007 yılında Ping Wang vd., R-R aralığı ve Shannon enerji yöntemi ile kalp sesleri segmentasyonu yapmışlardır [19]. 2007 yılında S.M. Debbal vd. spectrogram, Wigner distribution and wavelet transform tekniklerini kullanarak sürekli dalgacık dönüşümü yönteminin FKG sinyallerinin analizi için en etkili yöntem olduğu sonucuna varmışlardır [20]. 2009 yılında Ilias Maglogiannis vd. , Shannon enerji ve dalgacık ayrışımı yöntemini kullanarak destek vektör makinası sınıflandırma yöntemi ile kalp hastalıklarını (mitral ve aort yetmezliği) %91,25 doğruluk oranı ile sınıflandırmışlardır [21]. Naim Karasekreter, 2009 yılında elektronik stetoskoptan alınan ses paketlerine Ayrık Fourier Dönüşümü (AFD), Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD), Shannon Enerji ve Güç Spektrum Yoğunluğu (PSD) uygulayarak ve S1-S2 seslerinin tespit edilebildiği bir sistem geliştirilmiştir [11]. 2009 yılında G. Emre Güraksın vd. , elektronik stetoskop ile hastadan alınan kalp seslerini ayrık Fourier dönüşümü ile frekans analizi yaparak ve cep bilgisayarı üzerinde hem kalp sesinin grafiği hem de frekans spektrumu görüntülemişlerdir [3]. 2011 yılında Wen-Chung Kao vd., atım döngülerini %95 doğrulukta segmente ederek kalp hastalıklarını DVM kullanarak sınıflandırmışlardır [22]. 2012 yılında Nan Zhang vd. , Huang ve Hilbert dönüşümü yöntemlerini kullanarak kalp seslerini segmente ederek kalp seslerindeki anomalileri %93.74 oranında tespit etmişlerdir [23]. 2012 yılında Zhao Yue vd. , Hilbert-Huang dönüşümü ve dalgacık dönüşümü yöntemleri ile kalp seslerinin zaman-frekans analizini yapmışlardır [24]. 2013 yılında Liping Liu vd. , normalize edilmiş Shannon enerji ve AR spektrum enerji yöntemlerini

kullanarak kalp seslerini segmente ederek normal kalp seslerinde %95,8, anormal kalp seslerinde %91,4 doğruluk elde etmişlerdir [25]. JiZhong vd. 2013 yılında çok ölçekli dalgacık dönüşümü metodu kullanarak anormal kalp seslerinde %92 doğrulukla S1-S2 lokasyonu tespiti yapmıştır [26]. Bu çalışmada literatürdeki çalışmalardan farklı olarak, ilk bölümde kalp seslerini insan vücudundan toplayan, yükselten, filtreleyen ve dijital ortamda gösterilip kaydedilmesini sağlayan bir cihaz prototipi geliştirilmiştir. Bu cihaz prototipi kullanılarak sağlıklı kişilerden ve mitral, aort ve triküspit yetersizliği bulunan hastalardan alınan kalp sesleri klinik uygulamalarla kaydedilmiştir. Çalışmanın ikinci bölümünde ise bu kayıtlara ayırık dalgacık dönüşümü (ADD) ve tegaer enerji operatörü (TEO) uygulanmış ve S1 ve S2 dalgalarının lokasyonları yüksek başarı oranıyla tespit edilmiştir.

## 2. SİSTEM TANIMI (SYSTEM DESCRIPTION)

S1 ve S2 lokasyonlarının belirlenmesi amacıyla insan vücudundan kalp seslerini toplayan ve kaydeden donanım tasarlanmış, kaydedilen kalp seslerinden S1 ve S2 lokasyonlarını belirleyen bir yazılım geliştirilmiştir.

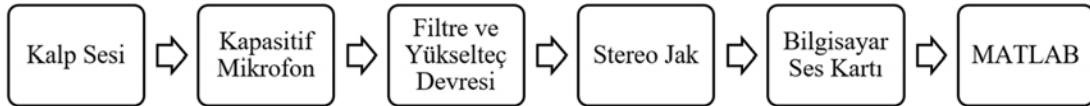
### 2.1. Donanım (Hardware)

Cihaz prototipi; stetoskop başlığı, kapasitif mikrofon, ayarlanabilir yükselteç, filtre devresi, devreye bağlı bir bilgisayar ve analiz yazılımından oluşmaktadır. Donanım mimarisi ve sistemin blok diyagramı Şekil 1'de gösterilmiştir. Tasarlanan prototipte F. Bosch marka stetoskop başlığı ile kalp sesleri toplanır ve bu sesler, ses sinyalini elektriksel sinyale dönüştüren kapasitif mikrofonla

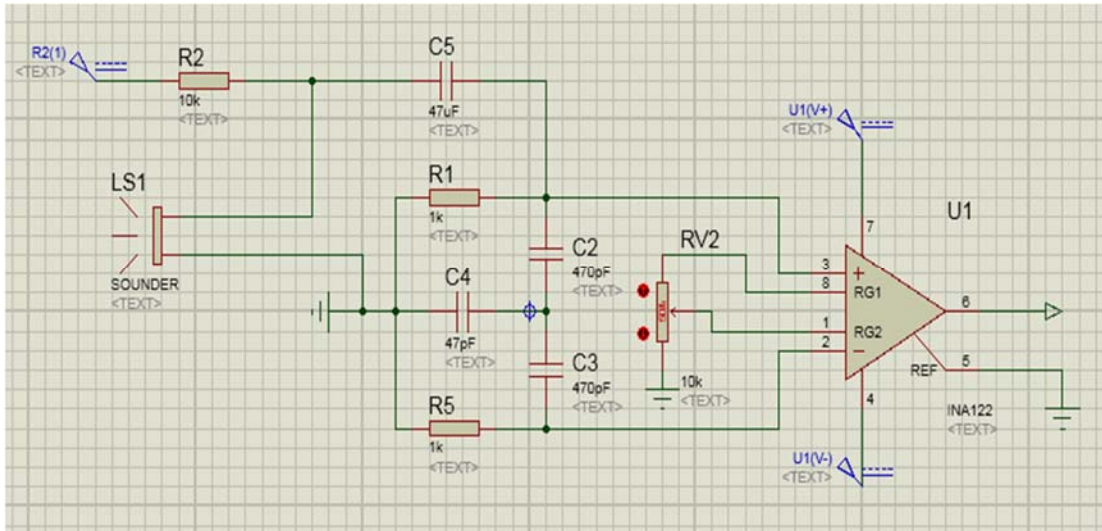
yönlendirilir. Mikrofondan elde edilen elektriksel sinyal 5 Hz kesim frekansına sahip bir yüksek geçiren filtreden geçirilir. Bu sayede yüksek geçiren filtre ile sinyaldeki DC ofset ve solunum sinyali elimine edilir. Filtrelenen sinyal ayarlanabilir THAT1510 yükselteci kullanılarak yükseltilir. Filtre ve yükselteç devresi Şekil 2'de gösterilmektedir. Dönüştürülmüş, filtrelenmiş ve yükseltilmiş sinyal, stereo jak ile bilgisayar ses kartına gönderilir. Analog ses sinyali, bilgisayarın 16-bit çözünürlüklü ve 44100 Hz örnekleme frekansına sahip ses kartı tarafından sayısal sinyale dönüştürülür. Tasarlanan prototip kayıt sistemi Şekil 3'te gösterilmektedir.



Şekil 3. Tasarlanan prototip kayıt sistemi (Designed prototype recording system)



Şekil 1. Donanım mimarisi ve sistemin blok diyagramı (The hardware architecture and system's block diagram)



Şekil 2. Filtre ve yükselteç devresi (The filter and amplifier circuit)

Sayısal kalp sinyalinin gösterilmesi ve kaydedilmesi için bir MATLAB arayüzü tasarlanmıştır. Tasarlanan programın grafik kullanıcı ara yüzü (GUI) Şekil 4'te gösterilmektedir.

## 2.2. Klinik Çalışmalar (Clinical Studies)

Klinik uygulama aşamasında, kalp sesi sinyalleri geliştirilen cihaz prototipi ile kaydedilmiştir. Kayıtlar, Ankara Umut Hastanesi kardiyoloji servisinde, alınan etik kurul izni ile doktor kontrolünde toplanmıştır. Toplanan kayıtlar mitral yetmezliği, mitral-aort yetmezliği, mitral-triküspit yetmezliği, mitral-aort-triküspit yetmezliği ve normal kalp sesleri olmak üzere 5 farklı hastalık grubuna ait toplam 15 adet 10 saniyelik kalp sesi sinyalinden oluşmaktadır. Hastaların yaşları ve cinsiyetleri Tablo 1'de belirtilmiştir.

## 2.3. Yazılım (Software)

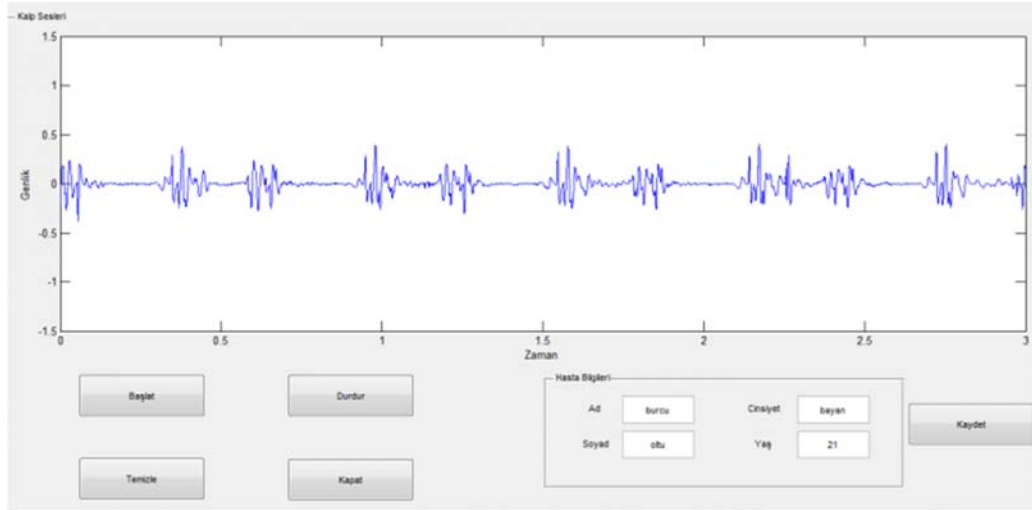
Toplanan kalp sesi sinyallerindeki S1 ve S2 lokasyonlarının belirlenmesi için özel bir yazılım geliştirilmiştir. Geliştirilen yazılım ile kalp sesi sinyallerine sırasıyla ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) ve teager enerji operatörü (TEO) uygulanmaktadır. Şekil 5'te yazılımın blok diyagramı gösterilmektedir.

### 2.3.1. Dalgacık dönüşümü (Wavelet transform)

Dalgacık dönüşümü, durağan olmayan sinyallerin zaman-frekans analizi için, en etkili analiz yöntemidir. Dalgacık dönüşümünün en önemli avantajı, yüksek frekanslar için dar, düşük frekanslar için geniş olacak şekilde değişen pencere boyutlarının kullanılmasıdır. Bu sayede, bütün frekans aralıklarında optimum zaman-frekans çözünürlüğü sağlanabilmektedir [27, 28].

Sürekli dalgacık dönüşümü, sinyalin ölçeklendirilmiş ve kaydırılmış hali ile çarpımının tüm zaman boyunca toplanmasıyla elde edilir. Sürekli dalgacık dönüşümünde ölçekler için dalgacık katsayılarının hesaplanması zaman alıcı ve zor bir işlemdir. Dolayısıyla da ayrık dalgacık dönüşümü, sürekli dalgacık dönüşümüne göre daha sık kullanılan bir yöntemdir [29, 30].

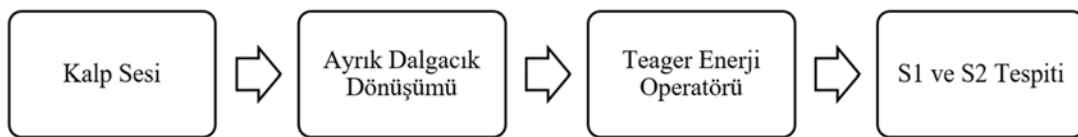
Ayrık dalgacık dönüşümü ile işaret belli sayıda ölçeklere ayrılır. Bu işlem çoklu çözünürlük ayrışımı olarak adlandırılır [27]. Bu işlemde, sinyal alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelerden geçirilir. Alçak geçiren filtrelerin çıktıkları yaklaşık katsayıları ve yüksek geçiren filtrelerin çıktıkları detay katsayılarıdır [31].



Şekil 4. Kalp sesini gösteren ve kaydeden GUI (The GUI that showing and recording the heart signal)

Tablo 1. Hastaların yaş ortalaması ve cinsiyetleri (Average age and gender of patients)

Hastalık Grubu	Kişi Sayısı	Yaş Ortalaması	Cinsiyet
Mitral Yetmezliği	3	67	2 Erkek, 1 Kadın
Mitral-Triküspit Yetmezliği	3	66	1 Erkek, 2 Kadın
Mitral-Aort Yetmezliği	3	59	3 Erkek
Mitral-Aort-Triküspit Yetmezliği	3	65	2 Erkek, 1 Kadın
Normal	3	50	2 Kadın, 1 Erkek



Şekil 5. Yazılımın blok diyagramı (The block diagram of the software)



Alçak ve yüksek geçiren filtrelerin çıkışları sırasıyla Eş. 1 ve Eş. 2 ile gösterilmiştir.

$$Y_{alçak}(k) = \sum x(n)h(2k - n) \quad (1)$$

$$Y_{yüksek}(k) = \sum x(n)g(2k - n) \quad (2)$$

Burada  $x(n)$  giriş sinyalini,  $h(n)$  alçak geçiren filtre,  $g(n)$  ise yüksek geçiren filtredir.

Bu çalışmada kalp sesi sinyallerine ADD uygulanmış ve sinyaller yedi alt banda ayrıştırılmıştır. Ayrıştırma işlemine yaklaşım katsayıları ve deneysel çalışmalar sonucu belirlenen “dmeyer” dalgacık ailesi kullanılmıştır. Yedinci alt bantta, sinyalin frekans aralığı 0-172 Hz’dir, dolayısıyla bu yöntem kullanılarak sinyaller hem filtrelenmiş hem de aşağı örneklenmişlerdir. Daha sonra 7. alt banttaki 0-172 Hz sinyallere teager enerji operatörü (TEO) uygulanmıştır. 7 alt banda ayrılan sinyalin çoklu çözünürlük ayrışım ağacı Şekil 6’da gösterilmiştir.

### 2.3.2. Teager enerji operatörü (Teager energy operator)

TEO’nun kalp sesi sinyalindeki yumuşak geçişleri bastırırken, S1 ve S2 dalgaları gibi anlık değişiklikleri kuvvetlendirdiği deneysel olarak gözlemlenmiştir [32].

Sürekli-zamanda TEO (3) ile ifade edilir.

$$\psi_c[x(t)] = [\dot{x}(t)]^2 - x(t)\ddot{x}(t) \quad (3)$$

Burada  $x(t)$  sürekli zaman sinyalidir,  $\dot{x}(t)$  ise  $dx/dt$ ’dir. Ayrık zamanda ise TEO (4) ile ifade edilir.

$$\psi_d[x(n)] = x(n)^2 - x(n+1)x(n-1) \quad (4)$$

Burada  $x(n)$  ayrık zaman sinyalidir [32]. Sinyale TEO uygulandıktan sonra, TEO ani değişiklikleri hızlandırdığı için, S1 ve S2 dalgaları en yüksek teager enerjisine sahip olur. S1 ve S2 tepelerini belirlemek için kural tabanlı bir algoritma kullanılmıştır. Bu algoritmaya göre teager enerjisi hesaplanmış sinyal için adaptif bir eşik değeri bulunur. Eşik değeri, deneysel çalışmalar sonucunda teager enerjisi hesaplanmış sinyalin maksimum değerinin %10’u olarak

kabul edilir. Buna göre eşik değerinin üzerinde olan değerler S1 ve S2 dalgalarının lokasyonları olarak belirlenir.

### 2.3.3. Sistem verimliliği (System efficiency)

Yapılan S1 ve S2 tespitinin verimliliğinin belirlenmesi için hassasiyet, özgüllük ve doğruluk hesaplanmıştır.

Çalışmanın hassasiyetinin, özgüllüğünün ve doğruluğunun hesaplanması için doğru pozitif (DP), doğru negatif (DN), yanlış negatif (YN) ve yanlış pozitif (YP) değerleri belirlenmiştir. Bu çalışmada, hekim tarafından S1 ve S2 olarak belirlenen yerlerin sistem tarafından S1 ve S2 olarak belirtilmesi durumunda, sistemin sonuçları doğru pozitif (DP). Benzer şekilde, S1 ve S2 dalgalarının olmadığı kanıtlanırsa, sistem de S1 ve S2 dalgalarının da olmadığını gösterirse, test sonucu doğru negatiftir (DN). Bununla beraber bu tespit testinde bazı hatalar olabilir. Saptama testi, S1 ve S2 tepe noktalarının olmadığı yerlerde S1 ve S2 dalgalarının olduğunu gösterirse, test sonucu yanlış pozitif (YP). Benzer şekilde, algılama testinin sonucu S1 ve S2 dalgalarının S1 ve S2 dalgaları bulunmayan bir sinyal için mevcut olmadığına işaret ederse, test sonucu yanlış negatiftir (YN). Çalışmada hassasiyet, özgüllük ve doğruluk değerleri Eş. 5, Eş. 6 ve Eş. 7 ile gösterildiği gibi DP, DN, YN ve YP cinsinden hesaplanır.

$$\text{Hassasiyet} = \text{DP}/(\text{DP} + \text{YN}) \quad (5)$$

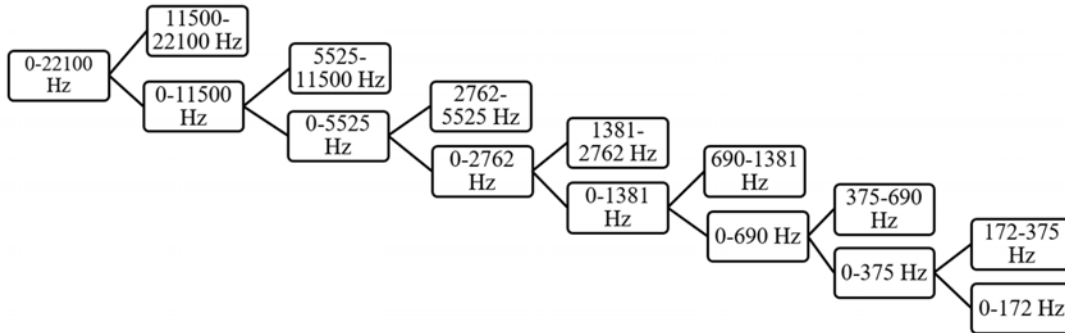
$$\text{Özgüllük} = \text{DN}/(\text{DN} + \text{YP}) \quad (6)$$

$$\text{Doğruluk} = (\text{DN} + \text{DP})/(\text{DN} + \text{DP} + \text{YN} + \text{YP}) \quad (7)$$

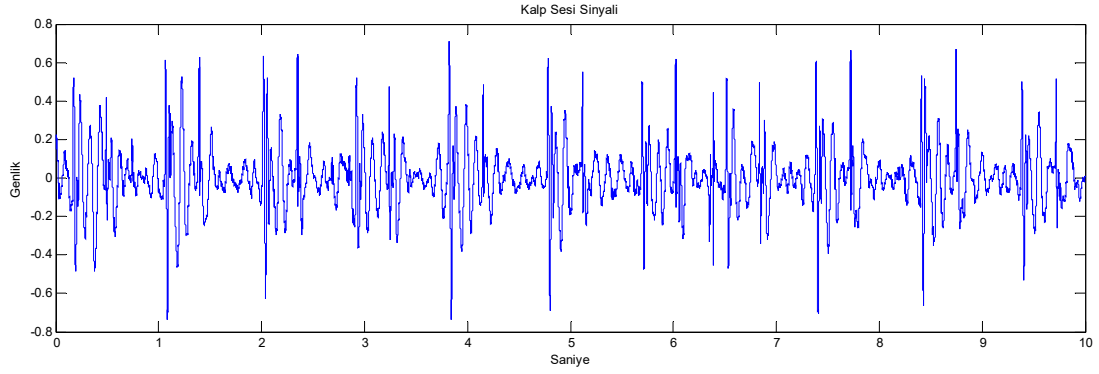
## 3. KLİNİK SONUÇLAR (CLINICAL RESULTS)

Klinik uygulama aşamasında üretilen prototip cihaz ile 15 adet kalp sesi verisi toplanmıştır. Tablo 1’de de bu kalp sesi verileri ile ilgili bilgi verilmiştir. Üretilen prototip cihaz kullanılarak kaydedilen örnek bir kalp sesi sinyali Şekil 7’de gösterilmiştir.

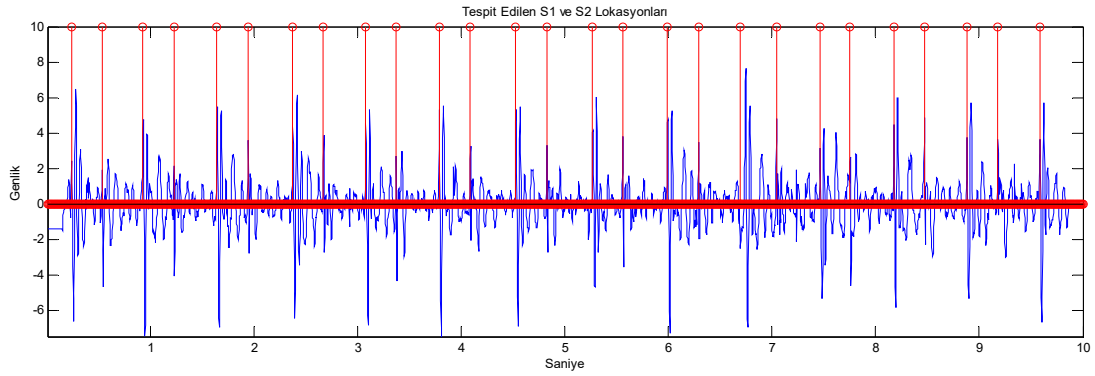
Ardından S1 ve S2 dalgalarının lokasyonları, bu sinyaller üzerine ADD ve TEO uygulanması ile tespit edilmiştir. Her hastalık grubuna ait örnek birer kalp sesi sinyali ve tespit edilen S1 ve S2 lokasyonları, sırasıyla Şekil 8, Şekil 9, Şekil 10, Şekil 11 ve Şekil 12’de gösterilmiştir.



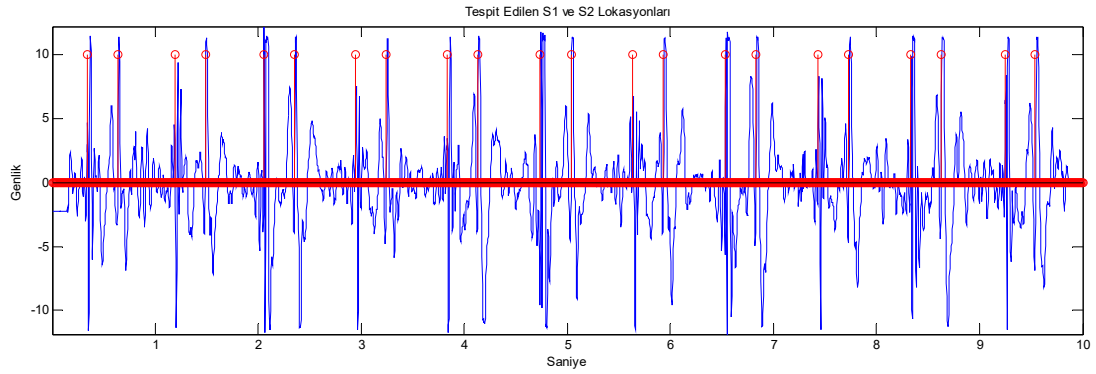
Şekil 6. Çoklu Çözünürlük Ayrışımı (Multiresolution decomposition)



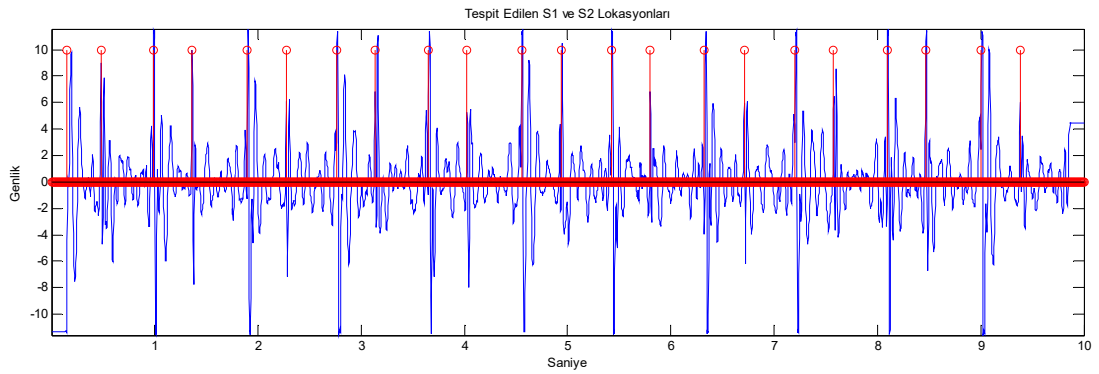
Şekil 7. Örnek bir kalp sesi sinyali (A sample heart sound signal)



Şekil 8. Normal kalp sesi sinyali (Normal heart sound signal)



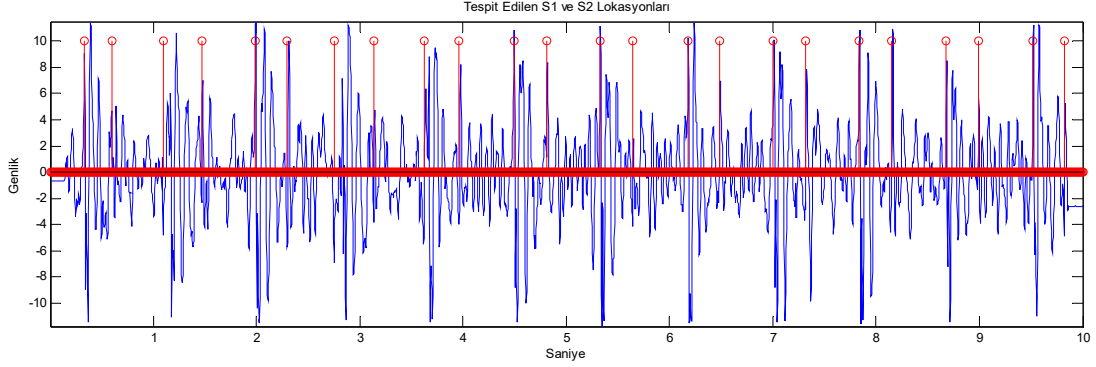
Şekil 9. Mitral yetmezliği kalp sesi sinyali (Mitral insufficiency heart sound signal)



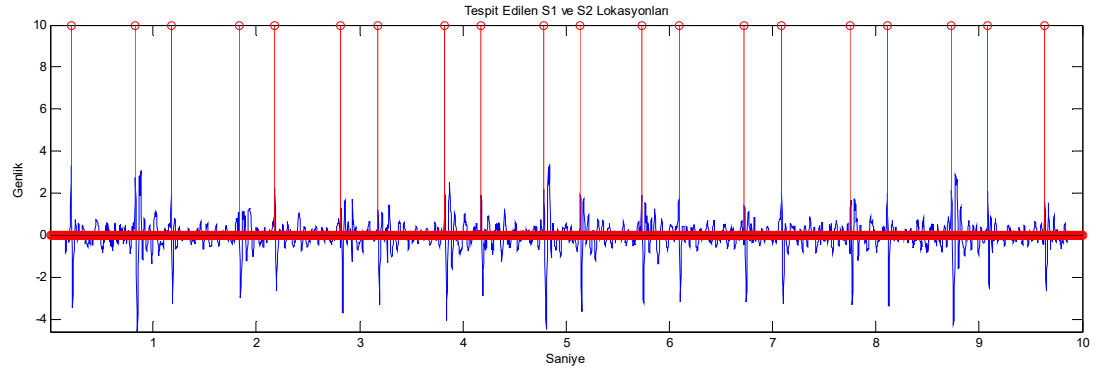
Şekil 10. Mitral-aort yetmezliği kalp sesi sinyali (Mitral-aortic insufficiency heart sound signal)

Hassasiyet, özgüllük ve doğruluk değerleri yöntemler kısmında anlatıldığı gibi hesaplanmıştır. Her bir hasta için belirlenen S1 ve S2 lokasyonlarının verimliliği Tablo 2'de belirtilmiştir. Sonuç olarak, sistemin ortalama hassasiyeti, özgüllük, ve doğruluk değerleri sırasıyla %98,67, %97,69, %98,18'dir. Ayrıca, Tablo 2'de,

sistemin çoğu hasta için ve özellikle tüm sağlıklı kişiler için %100 doğrulukta çalıştığı görülmektedir. Bununla birlikte genel olarak Tablo 2'de görüldüğü gibi klinik uygulamalarda toplanan kalp seslerindeki S1 ve S2 dalgalarının lokasyonları, yüksek özgüllük, hassasiyet ve doğruluk oranlarıyla tespit edilmiştir.



Şekil 11. Mitral-aort-triküspit yetmezliği kalp sesi sinyali (Mitral-aortic-tricuspid insufficiency heart sound signal)



Şekil 12. Mitral-triküspit yetmezliği kalp sesi sinyali (Mitral-tricuspid insufficiency heart sound signal)

**Tablo 2.** Sistemin duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri (Sensitivity, specificity and accuracy rates of the system)

Hastalık grupları	Hassasiyet oranı (%)	Özgüllük oranı (%)	Doğruluk oranı (%)
Mitral yetmezliği 1	100	100	100
Mitral yetmezliği 2	100	100	100
Mitral yetmezliği 3	100	95	97,73
Mitral-triküspit yetmezliği 1	100	100	100
Mitral-triküspit yetmezliği 2	92	94,74	93,18
Mitral-triküspit yetmezliği 3	100	94,44	97,73
Mitral-aort yetmezliği 1	100	100	100
Mitral-aort yetmezliği 2	96	94,74	95,45
Mitral-aort yetmezliği 3	95,45	86,37	90,91
Mitral-aort-triküspit yetmezliği 1	100	100	100
Mitral-aort-triküspit yetmezliği 1	96,67	100	97,73
Mitral-aort-triküspit yetmezliği 1	100	100	100
Normal 1	100	100	100
Normal 2	100	100	100
Normal 3	100	100	100
Ortalama	98,67	97,69	98,18



#### 4. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR (CONCLUSIONS AND DISCUSSIONS)

Elde edilen bilgiler sonucunda, tasarlanan cihazın kalp seslerini başarıyla görselleştirip kaydedebildiği; ayrıca uzman hekim gözetiminde hastalık teşhisinde kullanılabileceği düşünülmektedir.

Bunun yanı sıra klinik uygulamalarda toplanan kalp seslerindeki S1 ve S2 dalgalarının lokasyonları yüksek özgüllük, hassasiyet ve doğruluk oranları ile tespit edilmiştir. Literatürdeki tekniklerden farklı olarak ADD ve TEO kullanılmıştır ve S1 ve S2 konumlarının, literatürdeki doğruluk oranlarından daha yüksek olan %98.18 doğruluk oranıyla tespit edildiği görülmüştür.

Yapılan çalışmada hazır veri tabanı yerine, tasarlanan cihaz prototipi kullanılarak toplanan kalp sesi verileri incelenmiştir. Klinik çalışmalar sonucu toplanan ses kayıtlarında ölenemeyen çevre gürültüleri bulunmaktadır. Buna rağmen, literatürdeki çalışmalardan daha yüksek hassasiyet oranında S1-S2 tespiti yapılmıştır [17, 18]. Fakat yapılan çalışmalar aynı ses kayıtları üzerinde yapılmadığı için tamamen bir karşılaştırma yapmak doğru olmayacaktır.

Hekimler, geliştirilen bu sistem ile yüksek doğruluk oranında S1 ve S2 dalgalarını kolaylıkla tespit edebilirler. Ayrıca bu durum kalp kapakçığı hastalıklarının teşhisinde kullanılabilir. Çalışmanın ileri aşamalarında belirlenen S1 ve S2 dalgalarının yanında hastalıkları da otomatik olarak sınıflandırabilen bir karar destek sisteminin geliştirilmesi planlanmaktadır.

#### TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGMENT)

Çalışmaya olan katkılarından dolayı Dr. Savaş Açıkgöz'e ve Özel Ankara Umut Hastanesi Kardiyoloji Bölümü'ne teşekkür ederiz.

#### KAYNAKLAR (REFERENCES)

- Sharma, P. K., Saha, S., & Kumari, S. (2014). Study and design of a Shannon-energy-envelope based phonocardiogram peak spacing analysis for estimating arrhythmic heart-beat. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 4(9).
- Myint, W. W., & Dillard, B. (2001, March). An electronic stethoscope with diagnosis capability. In *System Theory, 2001. Proceedings of the 33rd Southeastern Symposium on* (pp. 133-137). IEEE.
- Guraksin, G. E., Ergun, U., & Deperlioglu, O. (2009, May). Performing discrete fourier transform of the heart sounds on the pocket computer. In *Biomedical Engineering Meeting, 2009. BIYOMUT 2009. 14th National* (pp. 1-4). IEEE.
- Djebbari, A., & Reguig, F. B. (2000, December). Short-time Fourier transform analysis of the phonocardiogram signal. In *Electronics, Circuits and Systems, 2000. ICECS 2000. The 7th IEEE International Conference on* (Vol. 2, pp. 844-847). IEEE.
- Saha, G., & Kumar, P. (2004, December). An efficient heart sound segmentation algorithm for cardiac diseases. In *India Annual Conference, 2004. Proceedings of the IEEE INDICON 2004. First* (pp. 344-348). IEEE.
- Yamaçlı, M. (2008). Fonokardiyogram Kayıtlarındaki S1-S2 seslerinin Dalgacık Enerjileri ile Bölütlenmesi (Doctoral dissertation, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- Liu, L., Wang, W., & Yuan, G. (2013, December). Algorithm of heart sound segmentation and feature extraction. In *Image and Signal Processing (CISP), 2013 6th International Congress on* (Vol. 3, pp. 1552-1556). IEEE.
- Messer, S. R., Agzarian, J., & Abbott, D. (2001). Optimal wavelet denoising for phonocardiograms. *Microelectronics journal*, 32(12), 931-941.
- Huiying, L., Sakari, L., & Iiro, H. (1997, November). A heart sound segmentation algorithm using wavelet decomposition and reconstruction. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 4, pp. 1630-1633). IEEE.
- KARAL, Ömer. EKG Verilerinin Destek Vektör Regresyon Yöntemiyle Sıkıştırılması. *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 33(2), 743-755, 2018.
- Karasekreter, N. (2009). S1 ve S2 Kalp Seslerinin Ayırıştırılmasında ve Teşhisinde Sayısal Analiz Yöntemlerinin Uygulanması (Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü)
- Say, Ö. (2002). Kalp Seslerinin Analizi ve Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması (Doctoral dissertation, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- Liang, H., Lukkarinen, S., & Hartimo, I. (1997, September). Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram. In *Computers in Cardiology 1997* (pp. 105-108). IEEE.
- Huiying, L., Sakari, L., & Iiro, H. (1997, November). A heart sound segmentation algorithm using wavelet decomposition and reconstruction. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 4, pp. 1630-1633). IEEE.
- Reed, T. R., Reed, N. E., & Fritson, P. (2004). Heart sound analysis for symptom detection and computer-aided diagnosis. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 12(2), 129-146.
- Saha, G., & Kumar, P. (2004, December). An efficient heart sound segmentation algorithm for cardiac diseases. In *India Annual Conference, 2004. Proceedings of the IEEE INDICON 2004. First* (pp. 344-348). IEEE.
- Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Gil, P., Henriques, J., & Eugenio, L. (2006, May). A new algorithm for detection of S1 and S2 heart sounds. In *Acoustics, Speech and Signal Processing, 2006. ICASSP 2006 Proceedings. 2006 IEEE International Conference on* (Vol. 2, pp. II-II). IEEE.
- Kumar, D., Carvalho, P., Antunes, M., Henriques, J., Eugenio, L., Schmidt, R., & Habetha, J. (2006, August). Detection of S1 and S2 heart sounds by high frequency

- signatures. In *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE (pp. 1410-1416). IEEE.
19. Wang, P., Lim, C. S., Chauhan, S., Foo, J. Y. A., & Anantharaman, V. (2007). Phonocardiographic signal analysis method using a modified hidden Markov model. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(3), 367-374.
  20. Debbal, S. M., & Bereksi-Reguig, F. (2007). Time-frequency analysis of the first and the second heartbeat sounds. *Applied Mathematics and Computation*, 184(2), 1041-1052.
  21. Maglogiannis, I., Loukis, E., Zafiropoulos, E., & Stasis, A. (2009). Support vectors machine-based identification of heart valve diseases using heart sounds. *Computer methods and programs in biomedicine*, 95(1), 47-61.
  22. Kao, W. C., & Wei, C. C. (2011). Automatic phonocardiograph signal analysis for detecting heart valve disorders. *Expert Systems with Applications*, 38(6), 6458-6468.
  23. Zhang, N., Zhang, C., & Li, Y. (2012, August). The Analysis of the Anomaly Characteristic of Heart Sound Based on Heart Sounds Segmentation Algorithm. In *Computer Science & Service System (CSSS)*, 2012 International Conference on (pp. 1339-1342). IEEE.
  24. Yue, Z., Liang, J., & Shen, Y. (2012, June). Time-frequency analysis of heart sounds in telemedicine consulting system for auscultation. In *Information and Automation (ICIA)*, 2012 International Conference on (pp. 652-657). IEEE.
  25. Liu, L., Wang, W., & Yuan, G. (2013, December). Algorithm of heart sound segmentation and feature extraction. In *Image and Signal Processing (CISP)*, 2013 6th International Congress on (Vol. 3, pp. 1552-1556). IEEE.
  26. Com, W. R. Automatic Heart Sound Signal Analysis with Reused Multi-Scale Wavelet Transform.
  27. Toprak, İ. B., Çağlar, M. F., & Merdan, M. Ayrık Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları Kullanarak EEG Sinyallerinden Otomatik Epilepsi Teşhisi Automatic Recognition of Epilepsy from EEG using Artificial Neural Network and Discrete Wavelet Transform.
  28. AYDIN, Fatih; ASLAN, Zafer. Yapay Öğrenme Yöntemleri Ve Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak Nöro Dejeneratif Hastalıkların Teşhisi. *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 32(3), 749-766, 2017
  29. Erdamar, Aykut, Uyku Apnesinin Öngörülmesi ve Dil Uyarılması için Model Geliştirilmesi, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomühendislik Ana Bilim Dalı, Ankara, 2007.
  30. Kantar, Tuğçe, Uyku bozukluklarına ait EEG verilerindeki geçici eeg dalga formlarının analizi, Yüksek Lisans Tezi, Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara, 2017.
  31. Ocak, H. (2009). Automatic detection of epileptic seizures in EEG using discrete wavelet transform and approximate entropy. *Expert Systems with Applications*, 36(2), 2027-2036.
  32. Jabloun, F., Cetin, A. E., & Erzin, E. (1999). Teager energy based feature parameters for speech recognition in car noise. *IEEE Signal Processing Letters*, 6(10), 259-261.