

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**OBSTRUKTİF UYKU APNE SENDROMLU HASTALARDA
QT DAĞILIMININ İNCELENMESİ**

EREN ARIKAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2009

**OBSTRUKTİF UYKU APNE SENDROMLU HASTALARDA
QT DAĞILIMININ İNCELENMESİ**

**ANALYSIS OF QT DISPERSION ON OBSTRUCTIVE
SLEEP APNEA SYNDROME PATIENTS**

EREN ARIKAN

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

2009

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

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

Başkan :.....
(Doç. Dr. Osman EROĞUL)

Üye (Danışman) :.....
(Yrd. Doç. Dr. Bülent YILMAZ)

Üye :.....
(Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ)

ONAY

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

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

Prof. Dr. Emin AKATA

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

TEŐEKKÜR

Çalışmamın her aşamasında yakın ilgi ve desteği ile bana yol gsteren danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Bülent YILMAZ'a teőekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım sırasında ellerinden gelen yardımları esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Osman EROĞUL ve Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ'a teőekkürlerimi sunarım

Çalışmalarımda kullandığım verilerin temini konusunda bana yardımcı olan Sayın Dr. Aykut ERDAMAR'a teőekkürlerimi sunarım.

Algoritmanın performansını değerlendirmem sırasında bana sabır gsterdikleri için Kahramanmaraş Devlet Hastanesi'nden Kardiyoloji Uzmanı Doç. Dr. Sami ÖZGÜL ve Dr. Egemen DUYGU'ya teőekkürlerimi sunarım

Gsterdikleri yakın ilgi ve desteklerinden dolayı Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi'nden (GATA) Kardiyoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç. Dr. Mehmet YOKUŐOĐLU ve Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Yrd. Doç. Dr. Sinan YETKİN'e teőekkürlerimi sunarım

Çalışmalarım sırasında bana yardım, hoşgörü ve her türlü desteği sağlayan babam Dr. Nurettin ARIKAN'a, gsterdikleri sabır ve anlayıştan ötürü annem Őükriye ARIKAN'a ve kardeşim Leman ARIKAN'a en içten teőekkürlerimi sunarım.

ÖZ

OBSTRUKTİF UYKU APNE SENDROMLU HASTALARDA QT DAĞILIMININ İNCELENMESİ

Eren ARIKAN

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Uyku apnesi, uyku esnasında geçici solunum durması şeklinde tanımlanabilecek bir çeşit uyku bozukluğudur. Uykuda gerçekleşen nefes alıp vermeler arasında 10 sn ve daha fazla süre geçmesine standart olarak uyku apnesi denmektedir. Solunum çabasının olmasına rağmen fiziksel bir engel dolayısıyla ağız ve burunda hava akımının olmaması ise “obstrüktif” uyku apnesi olarak adlandırılmaktadır. Obstrüktif uyku apne sendromlu (OUAS) hastalarda gece boyunca solunumun çok sık durması kalbi etkilemekte ve EKG dalga şekillerinde belirgin farklılıklar meydana gelmesine sebep olmaktadır. Bu tezin öncelikli amacı; uzun EKG kayıtlarındaki her bir kalp atımında görülen Q, R, S, T-başlangıç ve T-son gibi noktaların otomatik olarak belirlenebilmesi için gürültülere dayanıklı bir algoritma geliştirmektir. İkinci olarak; bu algoritmayı değişik gürültü tiplerine ve dalga şekillerine sahip EKG kayıtları üzerinde denemek ve son olarak da; OUAS’li hastalar ve kontrol grubundan (OUAS teşhisi konulmayan) alınan EKG kayıtları üzerinde uygulayıp, OUAS’inin uyku EKG’si üzerindeki etkilerini istatistiksel olarak analiz etmektir.

Bu tez çalışmasında, Matlab kullanılarak her bir kalp atımında bulunan Q, R ve S noktaları türev tabanlı bir algoritma yardımıyla, T dalgasının başlangıcı ve sonu ise Haar dalgacık dönüşümü tabanlı bir algoritma yardımı ile otomatik olarak tespit edilmiştir. Geliştirilen algoritmayı test etmek ve OUAS’inin farklı uyku evrelerindeki QT ve RR dağılımlarına etkisini belirleyebilmek için, Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı uyku laboratuvarında kaydedilmiş 25 EKG verisi (14 OUAS’li birey, 11 OUAS teşhisi konulmamış birey) kullanılmıştır. Öncelikle, geliştirilen algoritmanın performansını test etmek için farklı QRS ve T dalgası morfolojilerine sahip örnek bir EKG veri grubu oluşturulmuştur. Daha sonra Kahramanmaraş Devlet Hastanesi’nden iki kardiyojoloji uzmanı Matlab’da geliştirilen bir grafiksel kullanıcı ara yüzü kullanarak bu veri grubu üzerindeki Q ve T-son

noktalarını işaretlemiştir. R noktaları tezin yazarı tarafından işaretlenmiştir. Algoritmanın bulduğu düzeltilmiş QT (QTc) ve RR aralıkları ile kardiyoloji uzmanlarının işaretlediği QTc ve RR aralıkları arasındaki hata oranı hesaplatılmış ve algoritmanın QT aralıklarını %4,47, RR aralıklarını ise %1,31 hata payı ile bulduğu belirlenmiştir.

Son olarak, OUAS teşhisi konulan 14 ve bu teşhisin konulmadığı 11 bireyde farklı uyku evreleri için tespit edilen QTc, QTc dispersiyonu (maksimum QTc ve minimum QTc arasındaki fark, QTcd) ve RR parametreleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığı t testi kullanılarak analiz edilmiştir. Yapılan analizler sonucunda QTc dağılımlarının farklı uyku evrelerinde anlamlı bir fark göstermediği ancak OUAS'lı ve sağlıklı popülasyonlar karşılaştırıldığında farklı dağılımlar gösterdiği görülmüştür. Ayrıca, QTcd ve RR parametreleri de uyku evresi temel alınarak karşılaştırıldığında farklı dağılımlar göstermektedir.

ANAHTAR SÖZCÜKLER: Obstruktif uyku apne sendromu, QT dağılımı, dalgacık dönüşümü, t testi

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Bülent Yılmaz, Başkent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü.

ABSTRACT

ANALYSIS OF QT DISPERSION ON OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA SYNDROME PATIENTS

Eren ARIKAN

Baskent University Institute of Sciences

Biomedical Engineering Department

Sleep apnea is a sleep disorder characterized by pauses in breathing during sleep. The standard definition of any apneic event includes a minimum 10 second interval between breaths. In obstructive sleep apnea (OSA), breathing is interrupted by a physical block to airflow despite respiratory effort. The interrupts in breathing have been shown to affect the functioning of the heart, causing significant changes on electrocardiographic (ECG) wave shapes. The main purpose of this thesis is to develop a robust algorithm to automatically determine the fiducials on each heart beat, such as Q, R, S, and T-onset and T-end, on long sleep ECG recordings. Our second aim was to test our algorithm on different ECG wave shapes and noise types. The final aim of this thesis was to apply the algorithm on sleep ECG recordings coming from OSA patients and a control group (non-OSA), and to statistically analyze the effect of OSA and sleep stages on ECG intervals such as QT and RR.

In this thesis, a Matlab-based automatic fiducial detection algorithm using two approaches was developed: (1) A simple derivative-based algorithm to determine the Q, R, and S points on each heart beat. (2) A Haar wavelet transform-based algorithm to determine the onset and ending points of the T-wave on each heart beat. In order to test our algorithm and perform the analysis on the effects of OSA and sleep stages on the QT and RR intervals, 25 sleep ECG recordings (14 OSA syndrome subjects, 11 non-OSA syndrome subjects) were used which were previously obtained during sleep studies performed in Ankara Gülhane Military Medical Academy (GATA) psychiatry clinic sleep laboratories. First, a sample dataset was created that included representative heart beats possessing different QRS and T-wave shapes to test the performance of our automatic algorithm. On this dataset two cardiologists from Kahramanmaraş State Hospital annotated Q, and T-end fiducials using a Matlab-based graphical user interface. R points were annotated by the author of the thesis.

The relative error between the corrected QT (QTc) and RR intervals determined by the cardiologists and the results from the algorithm were computed, and found that QTc and RR intervals could be determined with a relative error of 4.47% and 1.31%, respectively.

Finally, automatically detected QTc, QTc dispersion (the difference between the minimum and maximum QTc values on each heart beat, QTcd) and RR intervals for different sleep stages were analyzed using t-test on OSA syndrome and non-OSA syndrome subjects, independently. Our analysis also included a statistical comparison of the same algorithm-determined-parameters between OSA syndrome and non-OSA syndrome subjects. As a result of these tests, we found that there was a significant difference in QTc interval between OSA syndrome and non-OSA syndrome populations for different sleep stages.

KEY WORDS: Obstructive sleep apnea, QT dispersion, wavelet transform, t-test

Advisor: Assist. Prof. Dr. Bülent Yılmaz, Başkent University, Department of Biomedical Engineering

İÇİNDEKİLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
ÖZ.....	i
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR LİTESİ.....	x
1 GİRİŞ.....	1
1.1 Amaç.....	2
1.2 Kapsam.....	2
1.3 Yöntem.....	3
2 TEMEL BİLGİLER	4
2.1 Kalp Anatomisi ve Elektrofizyolojisi	4
2.1.1 Kalp anatomisi	4
2.1.2 Koroner sistem	7
2.1.3 Kalp elektrofizyolojisi	8
2.2 Elektrokardiyografi.....	11
2.2.1 12 kanallı EKG.....	12
2.2.2 P dalgası.....	15
2.2.3 PR aralığı.....	15
2.2.4 QRS kompleksi.....	16
2.2.5 ST bölgesi.....	17
2.2.6 T dalgası.....	17
2.2.7 QT aralığı.....	17
2.3 Obstruktif Uyku Apne Sendromu.....	19
2.3.1 Uyku çalışması tekniği.....	20
2.3.2 Obstruktif uyku apne sendromlu hastalarda EKG analizi.....	22
2.4 EKG Dalga Şekillerinin Tespit Edilmesinde Kullanılan Yöntemler.....	25
2.4.1 Türev tabanlı yöntemler.....	25
2.4.2 Sayısal filtre tabanlı yöntemler.....	26
2.4.3 Dalgacık dönüşümü	30
2.4.4 Yapay sinir ağları.....	33

3 YÖNTEMLER	35
3.1 EKG Kayıtlarının Temin Edilmesi ve Özellikleri.....	35
3.2 Haar Dalgacık Dönüşümü.....	37
3.3 QRS Komplekslerinin Tespiti.....	39
3.4 T Dalgası Tespiti	45
3.5 Uyku Evrelerinin Tespiti ve EKG Kayıtlarının Sınıflandırılması.....	49
3.6 Matlab Ortamı.....	50
3.6.1 Matlab'da grafiksel kullanıcı ara yüz tasarımı.....	50
3.6.2 EKG analizinde kullanılan arayüz	53
3.6.3 Aralıkların elle tespit edilmesinde kullanılan arayüz.....	54
3.7 Analizde Kullanılan İstatistikî Yöntemler.....	56
3.7.1 Hata oranlarının hesaplanması	56
3.7.2 t testi	56
3.7.3 İstatistikî olarak karşılaştırılan verilerin popülasyonlara ayrılması.....	58
3.8 Geliştirilen Algoritmanın Performansının Test Edilmesi.....	59
3.8.1 Kardiyoloji uzmanlarının QT aralıklarını elle işaretlemesi.....	59
3.8.2 Geliştirilen algoritmanın çeşitli gürültüler altında test edilebilmesi için EKG sinyallerine gürültü eklenmesi.....	60
3.8.3 Analizi yapılan EKG verilerinin gürültülü bölgelerinde yanlış QT tespitinin engellenmesi.....	60
4 SONUÇLAR	67
4.1 Geliştirilen Algoritmanın Performans Testi Sonuçları.....	67
4.1.1 Gürültü barındırmayan EKG sinyalleri için performans testi sonuçları.....	67
4.1.2 Gürültülü EKG sinyalleri için performans testi sonuçları.....	69
4.2 OUAS'li Popülasyon ile Sağlıklı Popülasyonun QTc, QTcd ve RR Dağılımlarının Karşılaştırılması.....	71
4.3 OUAS'li Popülasyonun QTc, QTcd ve RR Dağılımlarının Farklı Uyku Evreleri için Kendi İçinde Karşılaştırılması.....	73
4.4 Sağlıklı Popülasyonun QTc, QTcd ve RR Dağılımlarının Farklı Uyku Evreleri için Kendi İçinde Karşılaştırılması	74
4.5 QTc ve RR Aralıklarının Standart Sapmalarının Karşılaştırılması.....	75
4.6 Çalışmadaki Sınırlayıcı Etkenler	78
4.7 Gelecekteki Çalışmalar	79
KAYNAKLAR LİSTESİ	80

ŞEKİLLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1 Kalbin anatomik yapısı.....	5
Şekil 2.2 Kalbin vücut içerisindeki konumu.....	5
Şekil 2.3 Kalp kapaklarının anatomik yapıları.....	6
Şekil 2.4 Kalbi besleyen koroner damarlar.....	8
Şekil 2.5 Kardiyak ileti sistemi.....	9
Şekil 2.6 Temel elektrokardiyografik dalga şekli.....	12
Şekil 2.7 I, II, III, ve aVR, aVL ve aVF derivasyonlarının kalp üzerindeki yerleşimi.....	13
Şekil 2.8 12 Kanallı EKG I,II,II ve aVL, aVR, aVF derivasyonlarının hesaplanma şekilleri.....	14
Şekil 2.9 PR Aralığı.....	15
Şekil 2.10 PR Bölgesi.....	16
Şekil 2.11 QRS Kompleksi.....	16
Şekil 2.12 ST Bölgesi.....	17
Şekil 2.13 QT Aralığı.....	18
Şekil 2.14 Sayısal filtre tabanlı QRS kompleksi tespit algoritmasının çalışma şekli.....	28
Şekil 2.15 Simülasyon yolu ile elde edilmiş bir EKG sinyali ve dalgacık dönüşümü	32
Şekil 3.1 Haar Dalgacığı	38
Şekil 3.2 Matlab ortamında dalgacık dönüşümünün çalışma prensibi.....	38
Şekil 3.3 Dalgacık dönüşümünün seviyesi arttırıldıkça, yaklaşım ve detaylı katsayıların nasıl üretildiğini gösteren blok diyagram.....	39
Şekil 3.4 Balda'nın geliştirdiği algoritmanın aşamaları.....	44
Şekil 3.5 Geliştirilen algoritmanın tespit ettiği Q, R, ve S noktaları.....	45
Şekil 3.6 Fonksiyonun tekilliği ve yerel maksimumlar arasındaki bağlantı.....	48
Şekil 3.7 Çeşitli T dalgası morfolojileri.....	49
Şekil 3.8 Örnek bir GKA.....	50
Şekil 3.9 Matlab'da GUI tasarımlarının yapıldığı ara yüz.....	51
Şekil 3.10 EKG analizinin yapılmasını sağlayan arayüz.....	53
Şekil 3.11 Aralıklara ait sürelerin elle tespit edilmesini sağlayan ara yüz.....	55

Şekil 3.12 Kardiyoloji uzmanlarının QT aralıklarını elle işaretleyebilmesi için geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüz.....	60
Şekil 3.13 Orijinal sinyalin 1/16'sı kadar genliğe sahip 50 Hz'lik şebeke gürültüsü eklenmiş sinyal.....	61
Şekil 3.14 Orijinal sinyal ve şebeke gürültüsü eklenmiş sinyalin 2^4 . ölçek dalgacık dönüşümlerinin karşılaştırılması.....	61
Şekil 3.15 Kas Kasılmalarından kaynaklanan gürültünün yapay olarak eklenmesi ile elde edilen EKG sinyali.....	62
Şekil 3.16 Orijinal sinyal ve beyaz gürültü eklenmiş sinyalin 2^4 . ölçek dalgacık dönüşümlerinin karşılaştırılması	63
Şekil 3.17 0,15 Hz frekansında solunum sinyali üzerine EKG sinyali bindirilerek taban çizgisi kaymasının yapay olarak meydana getirilmesi.....	64
Şekil 3.18 Orijinal sinyal ve taban çizgisi kaymasına maruz bırakılmış sinyalin 2^4 . ölçek dalgacık dönüşümlerinin karşılaştırılması.....	64
Şekil 3.19 Analizi yapılan sinyaller içinden seçilmiş gürültülü sinyal bölgeleri.....	66
Şekil 3.20 Algoritmanın hatalı tespitler yapmasını engelleyen kontrol mekanizmaları devre dışı bırakıldığında elde edilen sonuç.....	66
Şekil 4.1 Pozitif T dalgası ve algoritma tarafından tespit edilen Q, R ve Tson noktaları.....	68
Şekil 4.2 Negatif T dalgası ve algoritma tarafından tespit edilen Q, R ve Tson noktaları.....	68
Şekil 4.3 Bifazik T dalgası ve algoritma tarafından tespit edilen Q, R ve Tson noktaları.....	69

ÇİZELGELER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 EKG kanal sistemi.....	12
Çizelge 2.2 EKG aralık ve dalga şekillerinin fizyolojik olarak normal kabul edilen süreleri.....	18
Çizelge 2.3 Dursunoğlu ve arkadaşlarının [3] yaptığı çalışma sonucunda elde edilen veriler.....	23
Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan verilerine ait istatistikler.....	36
Çizelge 4.1 Geliştirilen algoritmanın QT ve RR aralığı tespitine ait hata payları.....	67
Çizelge 4.2 Şebeke gürültüsü eklenmiş sinyalde tespit edilen QT aralıklarına ait hata payları.....	70
Çizelge 4.3 Kas kasılmalarından kaynaklanan gürültü eklenmiş sinyalde tespit edilen QT aralıklarına ait hata payları.....	70
Çizelge 4.4 OUAS'li popülasyonla sağlıklı popülasyonun QTc, QTcd ve RR aralıklarının karşılaştırılması.....	72
Çizelge 4.5 OUAS'li popülasyonun QTc, QTcd ve RR aralıklarının evre 1, 2, REM, uyanık için karşılaştırılması.....	73
Çizelge 4.6 OUAS'li popülasyonun QTc, QTcd ve RR aralıklarının apneli ve apnesiz evreler için karşılaştırılması.....	74
Çizelge 4.7 Sağlıklı popülasyona ait farklı uyku evrelerinde QTc, QTcd ve RR aralıklarının karşılaştırılması.....	75
Çizelge 4.8 Sağlıklı popülasyon ile OUAS'li popülasyonun QTc ve RR Aralıklarının standart sapmalarının t testi ile karşılaştırılması.....	76
Çizelge 4.9 OUAS'li popülasyonun kendi içinde QTc ve RR aralıklarının standart sapmalarının t testi ile karşılaştırılması	76
Çizelge 4.10 Sağlıklı popülasyonun kendi içinde QTc ve RR aralıklarının standart sapmalarının t testi ile karşılaştırılması.....	77

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

ADD	Ayrık Zaman Dalgacık Dönüşümü (DWT)
AHI	Apne Hİpoapne İndeksi
AV	Atriyoventriküler
ÇKA	Çok katmanlı algılayıcı
DG	Dalgacık Dönüşümü
EEG	Elektroensefalografi
EKG	Elektrokardiyografi
EMG	Elektromiyelografi
EOG	Elektrookülografi
FD	Fourier Dönüşümü (FT)
GAUH	Gündüz aşırı uyku hali
GKA	Grafiksel Kullanıcı Arayüzü
KHD	Kalp Hızı Değişimi
KSi	Kardiyo solunum indisleri
ms	Milisaniye
OUAS	Obstrüktif Uyku Apne Sendromu
ÖVS	Öğrenebilen vektör sayısallaştırma
PSG	Polisomnografi
PT	Pan Tompkins Algoritması
REM	Hızlı Göz Hareketleri (Rapid Eye Movement)
RTF	Radyal tabanlı fonksiyon
SUAS	Santral Uyku Apne Sendromu
SPHB	Sürekli pozitif hava basıncı (CPAP)
sn	Saniye
uV	Mikrovolt
VKİ	Vücut kitle indeksi
YSA	Yapay sinir ağları

1. GİRİŞ

Uyku esnasında meydana gelen solunumun en az 10 sn durması 'uyku apnesi' olarak tanımlanır. Solunum çabasının olmasına rağmen ağız ve burunda hava akımının olmaması ise "Obstrüktif" uyku apnesi olarak adlandırılmaktadır. Uykuda solunum bozuklukları araştırmalarının başlamasıyla, daha önceleri nedeni bilinmeyen ani ölümler ve hastalıkların anlaşılmasında büyük aşama kaydedilmiştir. Uykuda ölüm, özellikle bebek ve yaşlılarda görülen, nedeni tam açıklanamayan vakalar olmuştur. Günümüzde bu ölümlerin büyük bir kısmının nedeninin uyku apnesi olduğu bilinmektedir. Bunun yanında, gündüz uyku hali, yorgunluk, gece horlaması, okul yaşındaki çocukların başarısızlıkları gibi durumların, uyku apnesi ile doğrudan ilişkili olduğuna dair bulgular vardır [1; 2].

Obstrüktif uyku apne sendromu (OUAS) çeşitli toplumlarda %1-5 sıklığında görülen klinik bir durumdur [3]. OUAS görülme sıklığı 40-60 yaş erkek popülasyonda %4-8'lere ulaşmasına karşın, kadın popülasyonda bu sıklık tüm yaş gruplarında erkeklere göre daha düşüktür. Ülkemizde bu hastalığın görülme sıklığının %1-2 dolayında olduğu bildirilmiştir [1]. OUAS, uyku sırasında farengeal hava yolunun tekrarlayan aralıklarla kapanması ile kendini belli eder. Bu hastalığın teşhisinde tanıda altın standart olarak nitelendirilen ve çeşitli uyku bozukluklarının teşhis edilmesine olanak veren polisomnografi cihazı kullanılır. Bu cihaz ile gece boyunca elektrokardiyografi (EKG) de dâhil olmak üzere birçok biyosinyal kaydedilebilir.

Gecikmiş kardiyak repolarizasyonu QT aralığının uzamasına ve çeşitli aritmilerin ortaya çıkmasına sebep olur. OUAS hastalığının düzeltilmiş QT dispersiyonunda (QT_{cd}) uzamaya sebep olduğu bilinmektedir [3]. OUAS hastalığını tedavi etmek için sürekli pozitif hava basıncı uygulanan hastalarda QT_{cd} değerinin normale döndüğünü gösteren bilimsel çalışmalar vardır [3]. OUAS hastalığının değişime sebep olduğu bir diğer EKG bileşeni de R-R aralığıdır. Ayrıca OUAS hastalarında uyku sırasındaki kalp hızı değişiminin sağlıklı bireylere göre daha karmaşık bir yapı sergilediği de bilinmektedir.

Yapılan literatür taramasında OUAS'nin EKG dalga şekilleri üzerine etkisi ile ilgili çalışmaların çoğunlukla RR aralıklarının tespit edilmesi ve kalp hızı değişim

analizleri üzerine yoğunlaştığı görülmüştür [4; 5; 6; 7]. Apneli hastalarda QTcd aralığının nasıl değiştiğinin incelendiği az sayıdaki çalışmada aralık tespitinin kâğıt üzerinde elle ölçülerek yapıldığı belirtilmektedir [3].

Bu tez çalışmasında kullanılan EKG kayıtları, Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı uyku laboratuvarında yapılan uyku skorlandırma çalışmaları dâhilinde kaydedilen gerçek hastalara ve sağlıklı bireylere aittir. Çalışmada EKG kayıtlarında QRS komplekslerini tespit etmek için türev tabanlı, T dalgalarını tespit edebilmek için ise dalgacık dönüşümüne dayalı yöntemler kullanılmıştır.

1.1 Amaç

Bu tezin ana amacı OUAS teşhisi konulan hastalardan polisomnografi kullanılarak alınan EKG kayıtları üzerinde QT aralıklarını ve RR aralıklarını otomatik olarak tespit eden bir bilgisayar programı geliştirerek OUAS' nin bu aralıklara bir etkisinin olup olmadığını araştırmaktır.

1.2 Kapsam

Tezin amacı doğrultusunda gerçekleştirilen çalışmalar şu şekilde sıralanabilir:

1. Uzun süreli EKG kayıtlarında QRS komplekslerini ve T dalgalarını hızlı ve doğru şekilde tespit edebilecek bir algoritma geliştirmek,
2. Matlab ortamında polisomnografi kayıtlarından alınan EKG analizini kolaylaştıracak grafiksel kullanıcı ara yüzleri geliştirmek,
3. QRS komplekslerini ve T dalgalarını tespit etmek için geliştirilen algoritmanın başarısını farklı EKG sinyalleri ve gürültü koşulları için test etmek,
4. Uygun bir istatistikî yöntem kullanarak farklı uyku evrelerindeki QT ve RR dağılımlarının nasıl değiştiğini belirlemektir. Ayrıca OUAS'li popülasyon ve sağlıklı popülasyonu, uyku evreleri bazında karşılıklı olarak aynı popülasyonu ise kendi içinde karşılaştırarak anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya koymaktır.

1.3 Yöntem

Şu ana kadar, ilgilenilen konu ile ilgili ön bilgiler, ve tezin temel amaçları hakkında bilgi verilmiştir. Tezin kalan kısmında, bu amaçlara ulaşmada etkili rol oynayan çalışmalara değinilecektir.

İkinci bölüm'de kalp anatomisi ve elektrofizyolojisi, elektrokardiyografi, EKG dalga şekillerinin özellikleri, OUAS ve uyku EKG'si, EKG dalga şekillerinin tespit edilmesinde kullanılan yöntemler ile ilgili literatür bilgileri "TEMEL BİLGİLER" başlığı altında sunulmaktadır.

Üçüncü bölüm'de EKG kayıtlarının temin edilmesi ve özellikleri, Haar Dalgacık dönüşümü, QRS kompleksleri ve T dalgalarının tespit edilmesinde kullanılan algoritmalar, Matlab ortamı ve grafiksel kullanıcı ara yüz tasarımı ve algoritmanın performansının test edilmesi "YÖNTEMLER" ana başlığı altında anlatılmaktadır.

Dördüncü bölüm'de OUAS'li popülasyonun sağlıklı popülasyonla, OUAS'li popülasyonun kendi içinde, ve sağlıklı popülasyonun yine kendi içinde uyku evreleri bazında QTc, QTcd ve RR aralıklarının t testi ile karşılaştırılmasının sonuçları verilmiştir.

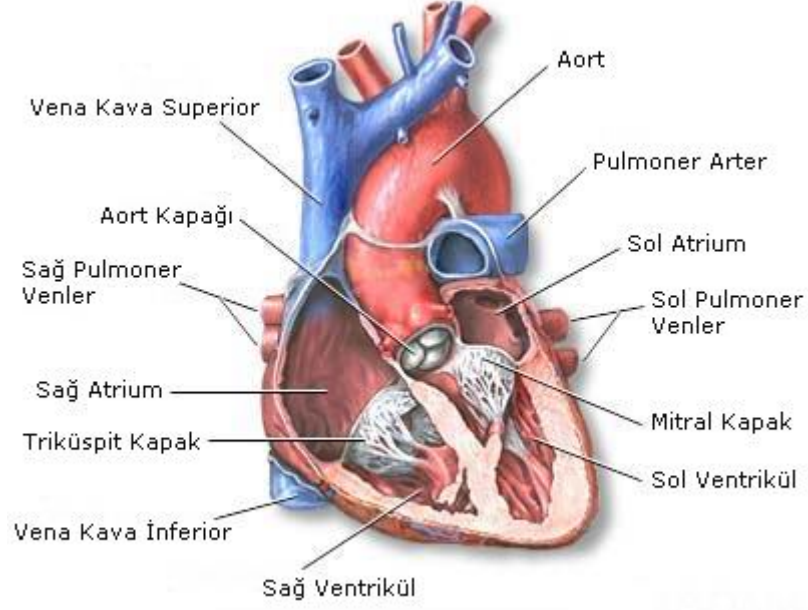
2. TEMEL BİLGİLER

2.1 Kalp Anatomisi ve Elektrofizyolojisi

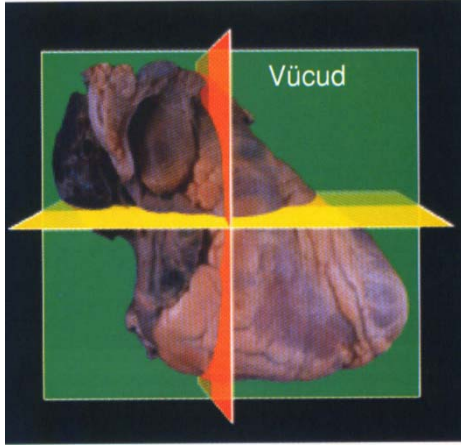
2.1.1 Kalp anatomisi

Kalp metabolit, besin maddesi ve hormon içeren yeterli seviyede oksijenlenmiş kanı vücuda pompalayarak an be an değişen metabolik ihtiyaçları karşılayan ve bu sayede vücut içi dengeyi sabit tutan önemli bir organdır [8]. Kalbin en önemli iki karakteristik özelliği kasılabilir ve ritmik olmasıdır. Kalpte venöz dönüş, kasılma sırasında ortaya çıkan akış direnci ve kasılma sıklığı arasındaki ilişki sinir sistemi ve nörohumoral faktörler tarafından düzenlemekle birlikte içsel kardiyak oto düzenleme mekanizmaları da vardır [8]. Kalbin tabanı ile apeksi arasındaki uzunluk 12 ile 13 cm arasında genişliği ise en geniş bölgesinde 7 ile 8 cm arasındadır. Ağırlığı kişinin toplam vücut ağırlığının 0.474%'ü kadardır. Üçüncü ve altıncı kaburgalar arasında, göğüs boşluğunun tam merkezinde, iki akciğerin alt tarafındaki boşlukta konumlanmıştır. Kalbin tabanından apeksine olan doğrultusu vücudun soluna ve önüne doğrudur [9].

Şekil 2.1'de gösterildiği gibi kalp sağ ve sol ventriküller ve sağ ve sol atriumlar olmak üzere dört odadan oluşur. Sol ventrikülden pompalanan kan aort vasıtası ile sistemik arteriyel sistemin kanlanması [10], ve bu sayede doku ve organlara oksijenlenmiş kanın ulaşmasını sağlar [11]. Sağ ventrikül karbondioksitçe zengin olan kanı pulmoner semilunar valf çıkışından [9] akciğerlere pompalayarak pulmoner arter ağacının kanlanmasını [10], ve aynı zamanda da kirli kanın kalbin sol atriumuna dönmeden önce akciğerlerde temizlenmesini sağlar. Kalbin sağ kısmına tüm vücuttan gelen kanı toplayan damarlar (vena kava inferior ve vena kava superior) açılır. Bu kan akciğer atardamarı (pulmoner arter) ile sağ kısımdan ayrılır. Akciğerlerden akciğer toplardamarları (pulmoner venler) ile dönen kan, sol kulakçık ve sol karıncığı dolaşarak aort damarları ile tüm vücuda pompalanır [12]. Sol ve sağ atriumlar rezervuar görevi görürken sol ve sağ ventriküller pompalama görevini üstlenirler. Pulmoner dolaşım sırasında temizlenen kan sol atriumda birikirken, sistemik dolaşım sırasında kirlenen kan ise sağ atriuma dolarak ventriküllerin kasılmadan önce yeterli miktarda kanla dolmasını sağlar [9].



Şekil 2.1 Kalbin anatomik yapısı. Kalbin ön taraftan sol ventrikül (sol karıncık), sağ ventrikül (sağ karıncık) ve sağ atriyumun (sağ kulakçık) ön kısımları çıkarıldıktan sonraki görünümü [75].



(a)



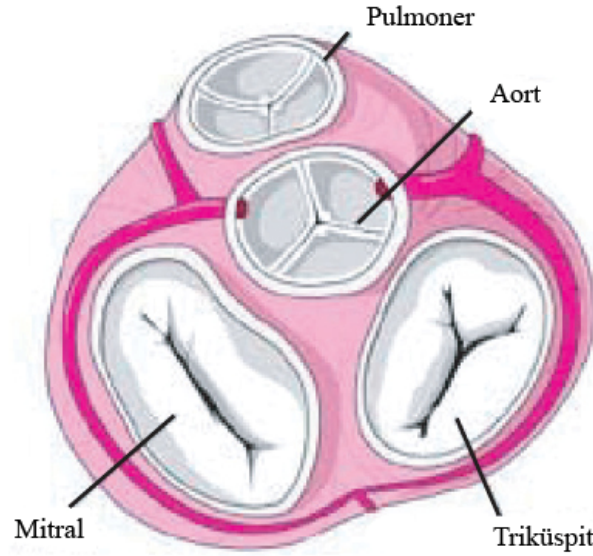
(b)

Şekil 2.2 Kalbin vücut içerisindeki konumu: (a) Vücut düzlemlerine göre kalbin yerleşimi (koroner düzlem yeşil, transvers düzlem sarı, sagital düzlem kırmızı renk ile gösterilmiştir), (b) kalp eksenlerinin gösterimi. Dört boşluk yeşil, kısa eksen (transverse) sarı, uzun eksen (sagital) kırmızı ile gösterilmiştir [12].

Vücut frontal (koronal), horizontal (transvers), ve sagital olmak üzere üç standart anatomik düzlemde incelenir (Şekil 2.2a). Bu üç düzlem birbirine diktir. Bununla birlikte kalbin kendine özgü üç düzlemi mevcuttur (Şekil 2.2b). Bunlara kısa eksen (transvers), dört boşluk (frontal), ve uzun eksen (sagital) adları verilir.

Şekil 2.2' de görüldüğü gibi kalbin kendi düzlemleriyle vücudun standart düzlemleri aynı düzlemde yer almazlar [12].

Kalpte dört adet kapakçık vardır. Bu kapakçıklar kalbe kanın dolması ve pompalanması sırasında görev alırlar. Mitral kapak sol atriyum ve sol ventrikül arasında yer alır ve sol atriyumdan sol ventriküle doğru olan akışı kontrol eden tek yönlü bir kapaktır. Triküspit kapak adından da anlaşıldığı gibi yaprak biçiminde üç parçadan oluşur ve sağ atriyum ile sağ ventrikül arasında yer alır. Sağ ventrikül ve düşük basınçlı pulmoner arteriyel sistem pulmoner kapak ile birbirinden ayrılmıştır. Aort kapağı sol ventrikülle aort damarı arasında bulunur. Şekil 2.3'de gösterildiği gibi mitral kapak dışındaki diğer üç kapak geometrik şekilleri birbirine benzeyen üç ayrı parçadan oluşmuştur [10].



Şekil 2.3 Kalp kapaklarının anatomik yapıları. (Miller [11]'dan değiştirilmiştir.)

Kalbin sol tarafı kanın sistemik dolaşıma pompalanması görevini üstlenirken, sağ tarafı pulmoner dolaşıma pompalama görevini üstlenmiştir. Kalbin akciğerlere anatomik yakınlığından dolayı kalbin sağ tarafının pulmoner dolaşımı sağlamak için fazla bir güce ihtiyacı olmadığından kalbin sol tarafı ile kıyaslandığında, daha düşük basınçlı ($P \leq 40$ mmHg) çalışan bir pompadır. Sağlıklı bir insanda sağ tarafın basıncı 140 mmHg seviyelerine kadar çıkabilir [9]. Bahsedilen basınç farklarından dolayı sağ ventrikül ile sol ventrikülün anatomik yapıları birbirinden farklıdır. Sol ventrikül duvarı sağ ventrikül duvarından üç kat daha kalındır ve

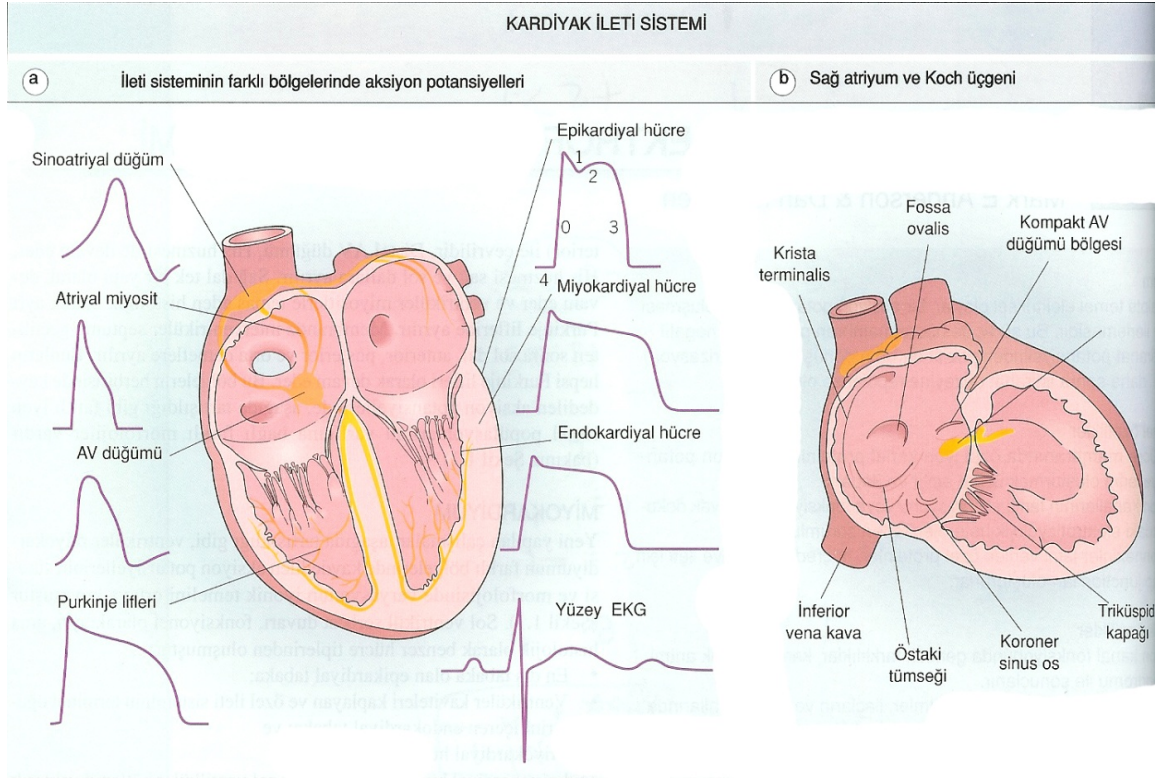
aralarında intraventriküler septum olarak adlandırılan ve ventrikülleri birbirinden ayıran kalın bir bölme vardır. Ayrıca ventriküller, kalbin kısa eksenini doğrultusunda uzun eksenine oranla daha çok kasılırlar [10].

Kalp duvarı üç tabakadan oluşur. Bunlar içten dışa doğru olarak endokart, miyokart ve perikart olarak sıralanır. Endokart, kalp odacıklarının iç yüzünü döşeyen, kalp kapakçıklarını örten, ince, düz ve parlak bir epitel dokusudur. Miyokart, kalp duvarının ikinci tabakası olan kas tabakasıdır. Atriyumların kas tabakası iki katmanlıdır. Ventriküllerin kas tabakası üç katmanlıdır. Perikart ise kalbin en dış tabakasıdır. Kalbi ve kalbe girip çıkan büyük damarların kök kısımlarını içine alan iki yapraklı fibröseröz bir torbadır, kalbi korur ve kalp hareketlerini sınırlar [13].

2.1.2 Koroner sistem

Kalbe oksijenlenmiş kanı taşıyan ve oksijeni azalmış kanı kalpten toplayan damarların oluşturduğu ağa koroner dolaşım denir. İki ana damar olan sağ ve sol koroner atardamarlar kalbe kan sağlar. Sol koroner atardamar iki ana kola ayrılır; sol ön inen atardamar, karıncıkların ön duvarları ve septumun (sağ ve sol ventriküler boşlukların arasında kalan kalın kas yapısı) 2/3'lük kısmını besler, sirkumfleks atardamar sol ventrikülün yan duvarlarına kan götürür. Sağ koroner atardamar sağ ventrikülün duvarına kan taşır. Ana koroner damarlar ve bunların ilk kolları kalbin dış yüzeyinde bulunur (Şekil 2.4). Oksijenlenmiş kan miyokarta giren daha küçük damarlarla taşınır. Küçük miyokart içi damarlar kanı toplar ve koroner sinüs, büyük orta kardiyak toplardamar, sağ karıncık alt toplardamarı gibi daha büyük toplardamarlarda birleşir ve sağ kulakçıktaki bir açıklığa kanı boşaltır [14].

ekspresyonu veya fonksiyonu kardiyak dokulardaki elektrofizyolojik heterojeniteden sorumludur. Bu heterojenite miyokardiyal hücrelerde aksiyon potansiyelinin uzaması ve aritmilere sebebiyet verebilmektedir. Hücreden hücreye ileti özel proteinlerden oluşmuş “gap junction’lar” vasıtası ile olur.



Şekil 2.5 Kardiyak ileti sistemi. İleti sisteminin farklı bölgelerinde aksiyon potansiyellerinin farklı morfolojileri vardır. Sinoatriyal düğümün aksiyon potansiyelleri belirgin bir faz 4 ve yavaş bir faz 0 içerir. Aksiyon potansiyeli fazlarına, epikardiyal hücre örneğine göre numara verilir. Aksiyon potansiyellerinin yüzey EKG’si ile ilişkisi resmin alt kısmında gösterilmiştir (a). Sağ atriyum ve Koch üçgeni daha detaylı gösterilmiştir (b) [15].

Özel kardiyak ileti sistemi, normal kalp atımının başlatıldığı bölgeyi içerir ve tüm kalpte elektriksel aktivasyon dizisine, zamansal ve bölgesel olarak rehberlik eder. Normal bir kalp atımı sinoatriyal düğümde başlar. Aktivasyon, sağ atriyumun üst bölgesinden başlayarak tercihli yollardan sol atriyuma (Bachman huzmesi) ve bazal interatriyal septumda lokalize olan atriyoventriküler (AV) düğümüne doğru ilerler (krista terminalis yolu ile) [15].

Kompakt AV düğümünün kesin sınırları tartışmalıdır, ama AV düğümü ve bunun atriyal uzantıları için genel olarak önemli olan bölge Koch üçgenidir. Koch üçgeni,

Todaro (sefelad) tendonu, triküspid kapak anulusu (kaudat) ve koroner sinus ostiyumu (posterior) ile çevrilidir. Distal AV düğümü, His demeti ile devam eder. His demeti sağ ve sol dallara ayrılır. Sağ dal tek bir yapı olarak devam eder ve ventriküler miyositlerle temas eden histolojik olarak ayrı Purkinje liflerine ayrılır. Membranöz interventriküler septumu geçtikten sonra sol dal, anterior, posterior ve orta demetlere ayrılır. Bunların hepsi Purkinje lifleri olarak devam eder. Bu bölgelerin her birisinde kaydedilen aksiyon potansiyellerinde farklı iyon kanal popülasyonlarının varlığına bağlı farklı morfolojiler vardır [15].

Ventriküler miyokardiyumun farklı bölgelerinde kaydedilen aksiyon potansiyellerinin süresi ve morfolojisi farklılık gösterir. Sol ventrikül serbest duvarı, fonksiyonel olarak ayrı, ama histolojik olarak benzer hücre tiplerinden oluşmuştur. Bunlar dıştan içe doğru epikardiyal tabaka; ventriküler kaviteleri kaplayan ve özel ileti sisteminin terminal ögelerini içeren kısım olan endokardiyal tabaka ve miyokardiyal hücre tabakası olarak sıralanır [15].

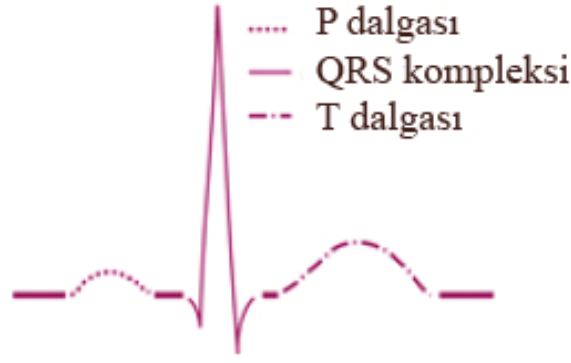
Midmiyokardiyal hücre tabakası, total sol ventriküler kütleinin yaklaşık olarak %30'unu oluşturur ve epikardiyal ve endokardiyal hücrelerdeki aksiyon potansiyelleri ile karşılaştırıldığında daha uzun istirahat aksiyon potansiyelleri ile karakterizedir. Midmiyokardiyal hücrelerin aksiyon potansiyelleri de, kalp yetmezliğinde, kalp hızı yavaş olduğu esnada ve aksiyon potansiyelini uzatan çeşitli ilaçlar kullanıldığında orantısız bir şekilde uzar. Bu koşullarda, aksiyon potansiyeli süresinde heterojenite artışının, reentrant eksitasyona katkıda bulunduğu düşünülür. Histolojik olarak diğer hücre tabakalarına benzer olmasına rağmen, miyokardiyal hücreler, diğer tabakalara göre daha hızlı ve daha güçlü bir şekilde kasılır. Mekanik sistolü oluşturmak için, kalsiyum iyonlarının (Ca^{2+}) intraselüler depolardan (sarkoplazmik retikulum) salınması gerekmektedir. Bu salınma işlemi miyokardın elektriksel aktivasyonu ile gerçekleşir [16].

2.2 Elektrokardiyografi

İnsan kalbine ait ilk elektrokardiyografik kayıt 1887 yılında A. D. Waller tarafından yapılmış ve klinik uygulamalarda çok fazla kullanım alanı bulamayacağı gerekçesi ile uygulanmamıştır. Daha sonra bu görüşe katılmayan W. Einthoven sağlıklı bir insandan alınan kayıtle hasta bireyden alınan kayıt arasındaki farkları göstermiştir. Bu gün evrensel olarak kullanılan P, QRS, T ve U terminolojileri de Einthoven tarafından önerilmiştir [8].

Kalp içinde yayılan çeşitli aksiyon potansiyelleri elektrik alanına sebebiyet veren bir akım üretir. Bu elektrik alanı, vücut yüzeyinden çeşitli fark alıcı voltaj ölçüm sistemleri ile ölçülebilir. Bu ölçümlerin yerlerinin standartlaştırılmış elektrotlar tarafından alınması elektrokardiyogram olarak tanımlanır. Tipik bir EKG sinyalinin genliği ± 2 mv dolaylarındadır ve kayıt için 0,05 ile 150 Hz arasında bir bant genişliğine ihtiyaç duyulur [13].

Temel elektrokardiyografik dalga şekli; P dalgası, QRS kompleksi, ve T dalgası olmak üzere üç bileşenden oluşur (Şekil 2.6). P dalgası, atrial miyokard depolarizasyonunun sonucunda ortaya çıkar. Sinoatrial düğümün depolarizasyonu yüzeyden kaydedilen EKG'de görülmez ve direkt olarak tanımlanamaz ancak P dalgalarının şekli ve yönünden çıkartılabilir. QRS kompleksi, ventriküler miyokardın depolarizasyonu ile oluşur. ST segmenti ve T dalgası, ventriküler miyokard repolarizasyonunu temsil eder. Atrial miyokard repolarizasyonu; Ta dalgasını ve onu izleyen P dalgasını gösterir. Ta dalgası küçük ve asimetric olan negatif bir dalgadır. Genellikle QRS kompleksi ile aynı anda meydana geldiğinden QRS kompleksi tarafından perdelenir ve görülemez. Ta dalgası ancak sinus taşikardi sırasında (özellikle egzersiz yaparken meydana gelen) kolaylıkla tanımlanabilir hale gelir. Sinus taşikardi sırasında büyüklüğü artar ve QRS kompleksinden hemen önce başlayan ve bitiş noktası ST segmentine ulaşan negatif bir dalga olarak elektrokardiyogramda görülür hale gelir [8].



Şekil 2.6 Temel elektrokardiyografik dalga şekli. (Warrel [8]'den değiştirilmiştir.)

2.2.1 12 kanallı EKG

Standart 12 kanallı EKG sistemi 4 adet kol ve bacak elektrotu ile 6 adet göğüs elektrotundan oluşur. Hep birlikte, elektrotlar (veya kanallar) kalbin elektriksel aktivitesini 12 farklı bakış açısından görmemizi sağlar. 6 adet kol ve bacaklara ait kanallar ile 6 adet göğse ait kanal Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.

Her bir kanal:

1. Kalbin elektriksel aktivitesine farklı bir açıdan bakmamızı sağlar,
2. Pozitif ve negatif bir bileşene sahiptir,
3. Kanalda bulunan pozitif elektrotun bakış açısına göre kalbin spesifik bir bölgesi hakkında bilgi verir.

Çizelge 2.1 EKG Kanal Sistemi

Standart Kanallar	Kol ve Bacaklara Ait Kanallar	Göğse Ait Kanallar
Çift Kutuplu Kanallar	Tek Kutuplu Kanallar	Tek Kutuplu Kanallar
Lead I	AVR	V1
Lead II	AVL	V2
Lead III	AVF	V3
		V4
		V5
		V6

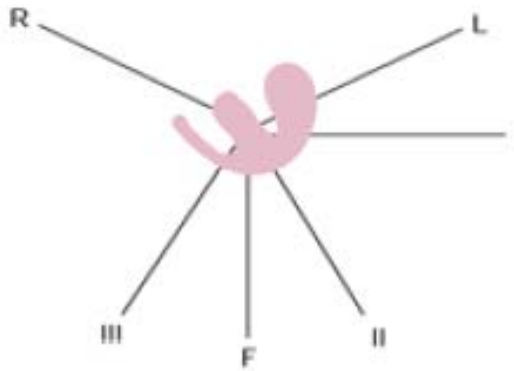
I, II ve III numaralı derivasyonlar kol ve bacaklara bağlanan bipolar elektrotlardan elde edilir. Geriye kalan üç kol ve bacak derivasyonu ve altı adet prekordiyal derivasyonlar tek kutupludur. Günümüzde kullanılan EKG cihazları kayıt yaparken arttırılmış kol ve bacak derivasyonlarını kullanır (aVR, aVL ve aVF). Kol ve bacaklara ait kanallar üç adet çift kutuplu derivasyon (I, II, III) ve üç adet tek kutuplu derivasyondan oluşur (aVR, aVL ve aVF). Bu altı derivasyonun kalp üzerindeki yerleşimi Şekil 2.7 üzerinde gösterilmiştir. aVR, aVL ve aVF nin kalbe göre dizilimi sezgisel olarak da bellidir. Çünkü kol ve bacaklar doğrusal iletkenler gibi davranırlar. Sol kol bağlantısı kalpten sol omuza doğru, sağ kol bağlantısı ise sağ omuza doğrudur. Ayak derivasyonunun bağlantısı ise kalpten pelvik alana doğrudur. I,II ve III. derivasyonlar arasındaki bağıntı eşitlik 2.1, 2.2 ve 2.3'deki gibidir.

$$\text{Lead I} = V_{LA} - V_{RA} \quad (2.1)$$

$$\text{Lead II} = V_{LL} - V_{RA} \quad (2.2)$$

$$\text{Lead III} = V_{LL} - V_{LA} \quad (2.3)$$

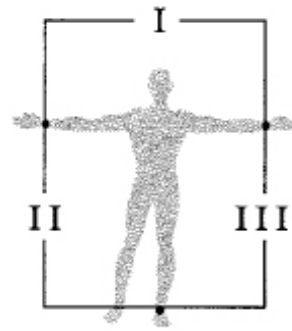
Burada RA sağ kol, LA sol kol, LL sol bacak anlamına gelir. İnsan vücudu EKG frekanslarına karşı direnç gösterdiğinden kollar ve bacaklar gövdeye bağlı kablolar gibi düşünülebilir. I numaralı derivasyon herhangi bir kardiyak bilgi kaybına sebep olmamak için omuzlardan kaydedilmelidir. Aralarındaki bağıntı $II = I + III$ şeklindedir. aVR, aVL ve aVF I, II ve III numaralı derivasyonlar kullanılarak hesaplanır (Şekil 2.8).



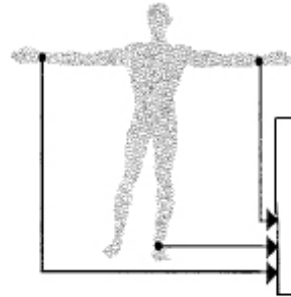
Şekil 2.7 I, II, III, ve aVR, aVL ve aVF derivasyonlarının kalp üzerindeki yerleşimi. (Warrel [8]'den değiştirilmiştir.)

Normal bir EKG konfigürasyonunda dalgalar, kompleksler, bölümler ve aralıklar voltaj olarak (dikey eksen üzerinde) zamana (yatay eksen) karşı kaydedilir.

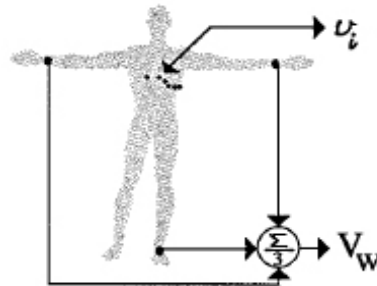
Tek bir dalga şekli taban çizgisinde başlar ve biter. Dalga şekli taban çizgisinde ilerlemeye devam ettikçe başka bir dalga şekline dönüşür. İki veya daha fazla dalga şekli bir araya geldiğinde oluşan yapıya kompleks denir. Düz, doğru ve izoelektrik bir çizgi segment olarak adlandırılır. Bir dalga şekli veya kompleks, bir segmente bağlanıyorsa bu yapıya da aralık denir. Taban çizgisinin üzerinde kalan bütün EKG traseleri pozitif, altında kalanlar ise negatif sapmalardır.



$$\begin{aligned} \text{I} &= V_{LA} - V_{RA} \\ \text{II} &= V_{LL} - V_{RA} \\ \text{III} &= V_{LL} - V_{LA} \end{aligned}$$



$$\begin{aligned} aVL &= \frac{2V_{LA} - V_{RA} - V_{LL}}{2} \\ aVR &= \frac{2V_{RA} - V_{LA} - V_{LL}}{2} \\ aVF &= \frac{2V_{LL} - V_{LA} - V_{RA}}{2} \end{aligned}$$



$$\begin{aligned} V_i &= \varphi_i - V_W \\ i &= 1 \text{ to } 6 \end{aligned}$$

Şekil 2.8 12 Kanallı EKG'de derivasyonlarının hesaplanma şekilleri. (Bronzino [9]'dan değiştirilmiştir.)

2.2.2 P dalgası

SA düğümünden çıkan ve atriumlara yayılan aksiyon potansiyeli atriyumların kasılmasına (depolarizasyon) sebep olur ve bunun sonucunda P dalgası ortaya çıkar. Genliği düşüktür (50-100 uV) ve ortalama 100 ms uzunluğundadır.

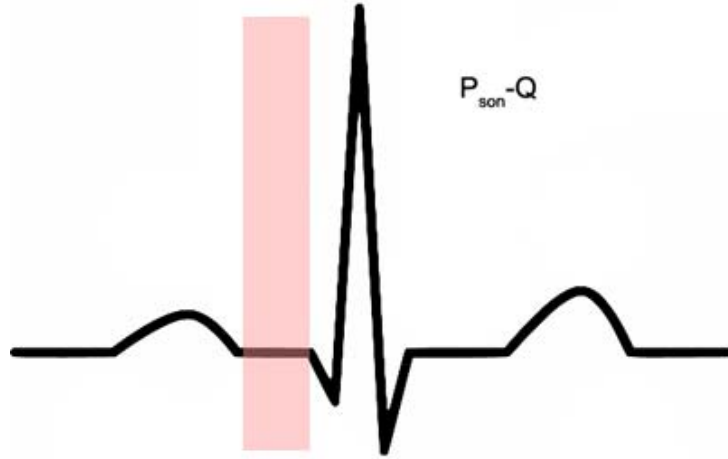
2.2.3 PR aralığı

P dalgasının başlangıcından (P_b) Q dalgasına kadar olan aralık PR aralığı olarak tanımlanır. Atriumlardan ventriküllere doğru olan iletimin süresini gösterir. Şekil 2.9'da gösterilen PR aralığının normal değeri 120 ms ile 200 ms arasında değişmektedir.

PR bölgesi, P dalgasının sonu (P_s) ile başlar Q dalgasının başlangıcı ile biter. Atriyoventriküler düğümünden his demetlerine oradan da ventriküler kaslara doğru olan iletimin toplam süresini gösterir (Şekil 2.10).



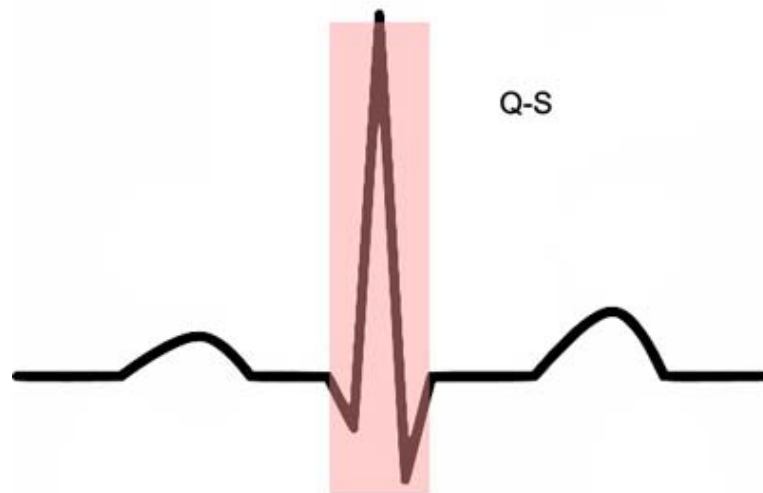
Şekil 2.9 PR Aralığı



Şekil 2.10 PR Bölgesi

2.2.4 QRS kompleksi

QRS kompleksi ventriküler kasılma ve depolarizasyon periyodunun sonucu olarak ortaya çıkan bir yapıdır. Atriyumların repolarizasyonu çok daha büyük bir sinyal üreten ventriküller tarafından bastırılır. QRS kompleksinin, P dalgasından çok daha büyük bir sinyal olmasının sebebi, ventrikülleri oluşturan dokunun daha hacimli olmasından kaynaklanır. QRS kompleksi, Q dalgasından başlar ve S dalgasının taban çizgisine kavuştuğu noktada sonlanır (Şekil 2.11). QRS kompleksleri genellikle en büyük genliğe ve en yüksek frekansa sahip EKG bileşenidir. QRS kompleksi, dalga şeklinin genliği büyükse Q, R, S ile küçükse q, r, s ile gösterilir. Normal değeri 60 ms ile 100 ms arasında değişmektedir.



Şekil 2.11 QRS Kompleksi

2.2.5 ST bölgesi

ST bölgesi ventriküler depolarizasyon ile repolarizasyon arasında geçen süreyi verir. QRS kompleksinin bittiği noktadan başlar (J noktası olarak adlandırılan bölge) T dalgasının başlangıcı ile son bulur (Şekil 2.12). Normalde uzunluğunun 120 ms olması gerekir. Depolarizasyonun son bulduğu S noktasının kesin yerini tespit etmek bazı ventriküler hücrelerin repolarize olmaya başlamasından dolayı zordur.



Şekil 2.12 ST Bölgesi

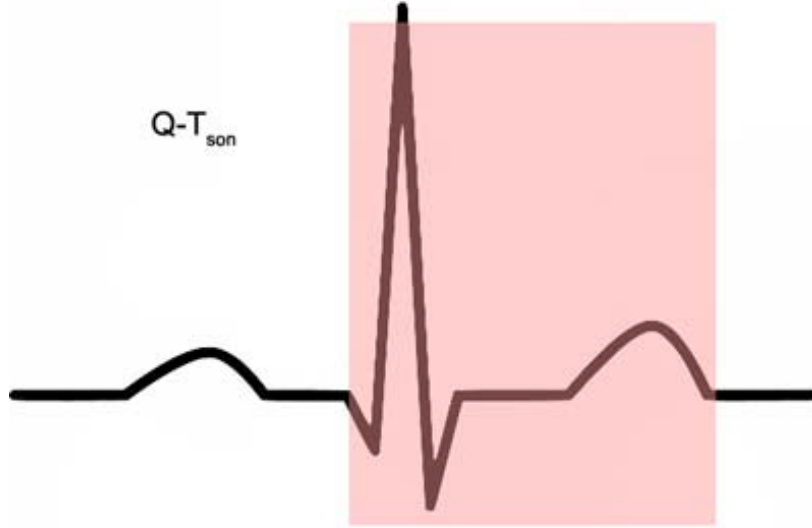
2.2.6 T dalgası

T dalgası ventriküllerin repolarizasyonun sonucu ortaya çıkar ve QRS komplekslerinden süre olarak daha uzundur. Bunun sebebi ventriküllerin repolarize olmasının depolarize olmasından daha uzun sürmesidir. Normalde 0,5 mV civarında pozitif bir tepeye sahiptir. Negatif bir tepeye sahip olması da mümkündür. Bazen de çok düşük genliğe sahip olduğu için tespit etmesi oldukça zordur. Süresi normal şartlarda 200 ms veya daha azdır.

2.2.7 QT aralığı

QT aralığı Q dalgası ile başlar ve T dalgasının sonuna kadar sürer (Şekil 2.13). Bu aralık, ventriküllerin kalbin bir atışındaki toplam depolarizasyon ve repolarizasyon süresini verir. Normalde 380 ms kadar sürmesi gerekmele birlikte kadınlarda,

erkeklerde ve yaş ile bağlantılı olarak uzaması ya da kısalması mümkündür. Fizyolojik olarak her hangi bir sorun bulunmadığı takdirde, QT aralığının içinde bulunduğu RR aralığının toplam uzunluğunun %40 'ı uzunlukta olması gerekmektedir.



Şekil 2.13 QT Aralığı

Çizelge 2.2 EKG aralık ve dalga şekillerinin fizyolojik olarak normal kabul edilen süreleri

Parametre	Süre (ms)
Aralıklar	
P-R aralığı	120-200
Q-T aralığı	300-400
Dalgalar	
P dalgası süresi	80-100
QRS kompleksi süresi	60-100

QT aralığı kalp hızına bağımlı bir parametredir (Kalp hızlandıkça QT kısalır). Bu bağımlılıktan kurtulmak için yaygın olarak QT aralığının RR aralığının kareköküne bölünmesi ile hesaplanan ve QTc ile gösterilen düzeltilmiş QT aralığı kullanılır [8].

QT dispersiyonu bir EKG kaydındaki maksimum QT aralığı ile minimum QT aralığının farkının alınması ile bulunur ve QTd kısaltması ile sembolize edilir. QTd

ventriküler aktivasyonun ne homojenlikte dağıldığının bir ölçüsüdür ve değeri sayısal olarak arttıkça kalp aritmilere daha yatkın bir hale gelmektedir [8].

2.3 Obstruktif Uyku Apne Sendromu

Uykuda solunum bozuklukları OUAS, santral uyku apne sendromu, obezite-hipoventilasyon sendromu, overlap sendromu, üst solunum yolu rezistansı sendromu olmak üzere beş ana başlık altında toplanabilir.

Bunlar içinde en sıklıkla görülen OUAS'dir. OUAS çeşitli toplumlarda %1-5 sıklığında görülen klinik bir durumdur. OUAS prevalansı 40-60 yaş erkek popülasyonda %4-8'lere ulaşmasına karşın, kadın popülasyonda bu sıklık tüm yaş gruplarında olmak üzere erkeklere göre daha düşüktür. Ülkemizde prevalansın %1-2 dolayında olduğu bildirilmiştir [1].

OUAS, uyku sırasında farengeal hava yolunun tekrarlayan kapanması ile karakterizedir. Bu duruma neden olan risk faktörleri genel olarak bilinmesine rağmen, fizyopatolojik mekanizmalar tam olarak anlaşılamamıştır.

Üst solunum yolunun tıkanmasında katkıda bulunan etkenler yaş, cinsiyet, ırk, obezite, alkol-sigara ve sedatif ilaç kullanımı, spesifik anatomik bozukluklar, eşlik eden hastalıklar (örneğin; hipotiroidi, akromegali vb.), boyun çapı, hava yolu çapı ve şekli, yatış pozisyonu, nöromusküler ve santral faktörler olarak sıralanabilir.

OUAS'nin başlıca semptomları horlama, tanıklı apne ve gündüz aşırı uyku hali (GAUH)'dir. Horlama OUAS'li hastaların hemen hepsinde görülen bir semptomdur. Uyku sırasında orofarenkste inspirasyonun kısmi olarak engellenmesiyle oluşan kaba, gürültülü, vibratuar bir sestir. Sık tekrarlayan apneler nedeniyle gece boyunca düzensiz horlama, OUAS'li hastalarda tipiktir.

OUAS'li hastaların eşleri veya yakınları, gürültülü ve düzensiz horlamanın aralıklarla kesildiğini, ağız ve burunda solunumun durduğunu, bu sırada göğüs ve karın hareketlerinin paradoksal olarak devam ettiğini tanımlayabilirler. Buna tanıklı apne denmektedir. Bu tabloyu şiddetli bir horlama ile birlikte derin bir inspiryum takip eder, göğüs ve karın hareketleri eş zamanlı hale gelir ve oronazal solunum bir sonraki apneye kadar devam eder. Apne süresi genellikle 10-60 saniye

arasındadır, nadiren iki dakikaya kadar uzayabilir. Daha uzun süreli apneler yaşamı tehdit edici olabilir.

GAUH uykuda sık tekrarlayan apneler sonucu gelişir. Uyku bölünmeleri nedeniyle bu hastalar ertesi gün aşırı uyku ihtiyacı hisseder. OUAS dışında bir çok akut ve kronik hastalık tablosunda da GAUH görülebilmesi nedeniyle düşük sipesifisiteye sahip bir semptom olmakla birlikte özellikle ağır dereceli OUAS'li hastalar için önemli bir belirleyicidir. GAUH'nin derecesi apne periyodlarının sıklığı, süresi ve noktürnal oksijen desatürasyonunun derecesi ile yakın ilişkilidir. Gün içindeki uykuya meyilin en önemli sonuçlarından birisi ise bu hastaların neden olduğu trafik kazalarıdır. OUAS'li sürücülerin normal popülasyona kıyasla iki-yedi kat daha fazla trafik kazasına neden oldukları saptanmıştır [1; 2].

Şişmanlık, horlamada ve uyku apne sendromunda en önemli risk faktörlerindedir. Şişmanlığı ölçmede vücut-kitle indeksi (VKİ) (Vücut ağırlığının boy uzunluğunun karesine bölünmesi ile elde edilir) kullanılır. VKİ >30 olan olgular obezdir, >40 olanlar ise morbid obezdir ve bu grup OUAS gelişiminde en riskli gruptur.

Boyun çevresi ölçümleri uyku apnesinin şiddetinin belirlenmesinde VKİ'den daha duyarlıdır. Erkekler için 43 cm, kadınlar için 38 cm boyun çevresinin üst sınırıdır. Bu sınırların aşılması OUAS risk ve şiddetini arttırmaktadır.

40-65 yaş ve erkek cinsiyet, OUAS için risk oluşturmaktadır. Menopoz sonrasındaki kadınlarla erkeklerde prevalans aynıdır. Altmışbeş yaşından sonra horlama prevalansının azalmasına karşın OUAS prevalansı artmaktadır.

OUAS'ye eşlik eden bazı hastalıkların sebep mi yoksa sonuç mu olduğu tartışmalıdır, ancak hipotiroidi veya akromegalinin kişide OUAS gelişmesine katkıda bulunduğu kesindir ve bu hastalıkların varlığında mutlaka tedavisinin birincil olarak yapılması gerekmektedir.

2.3.1 Uyku çalışması tekniği

Polisomnografi (PSG); uyku ile ilgili çeşitli bozuklukları laboratuvar ortamında kayıt yapılarak tespit etmeye yarayan, tanıda altın standart bir uygulama tekniğidir. Uyku çalışması olarak da bilinen PSG uygulaması ile en sık olarak uykuda

solunum bozuklukları, uykuda periyodik hareketler, insomnia, impotans ve uyku epizodları değerlendirilir.

PSG'de elektroensefalografi (EEG), elektrookülografi (EOG) ve elektromiyelografi (EMG) kayıtları esastır. Temel protokole ek olarak, oronazal solunum (airflow/kanül), göğüs ve karın solunum hareket kaydedici (pletismograf), parmak ucu (veya kulak memesi) oksimetre, trakeal mikrofon ve vücut pozisyonu parametreleri, polisomnografik olarak OUAS tanısını koyabilmek için gereklidir.

Oronazal solunumda 10 saniyeden uzun süren, hava akımında %50'den fazla düşüşle birlikte oksijen satürasyonunda %3 veya %4'lük (hangisinin seçileceğine, çalışan merkez karar verir) düşmenin veya arousal gelişimin olması hipopnedir. Oronazal solunumda 10 saniyeden fazla solunumun tam durması ise apne teşhisi koydurur. Apne ile birlikte solunum çabasının olmaması halinde santral apne, apneye rağmen solunum çabasının devam etmesi halinde obstrüktif apne, önce santral tipte ardından da obstrüktif tipte apne devam ediyorsa miks apne olarak tariflenir. Son senelerde miks apneler obstrüktif grubun içinde yer almaktadır. Tüm apnelerin toplamının yarısından fazlası santral tipte ise, hastaya santral uyku apne sendromu (SUAS) tanısı konulur. Apne ve hipopne sayısı toplamının, uyku süresine bölünmesiyle elde edilen değer kısaca AHİ olarak bilinen apne hipopne indeksidir (ayrıca solunum sıkıntısı indeksi de denir). PSG kayıtları sonucu tespit edilen AHİ değerlerine göre, uyku apne sendrom tanısı ve derecesi belirlenir [1; 2].

Normal uykuda gecenin ilk yarısı NREM (evre 1-2), ikinci yarısında ise evre 3-4 ve REM periyodu ağırlıklıdır. REM latansı (ilk REM uykusuna geçiş) yaklaşık 90 dakikadır. Bu sürenin kısalması depresyonlu hastalarda ve yaşlılarda görülürken, uzaması ise sıklıkla ilk gece etkisi denilen uyku laboratuvarı ortamını yadırgamaya bağlıdır [1; 2].

Uyku apne sendromlu hastaların PSG kayıtlarında;

1. Yüzeysel uyku süresi artıp, derin uyku (evre 3-4) ve REM periyodu azalmıştır,
2. Sık ve tekrarlayan, apne, hipopne ve arousallar vardır,
3. Sık tekrarlayan oksijen desatürasyon dönemleri,

4. REM evresinde apne süre ve sıklığının artıp, oksijen desatürasyonunun daha derinleşmesi,
5. Paradoksal karın ve göğüs hareketlerinin varlığı,
6. Sık sık apne nedeniyle kesintiye uğrayan düzensiz gürültülü horlama beklenen olgulardır.

2.3.2 Obstruktif uyku apne sendromlu hastalarda EKG analizi

Dursunoğlu ve Dursunoğlu'na göre [3] gecikmiş kardiyak repolarizasyon QTcd aralıklarının uzamasına sebep olmakta ve yaygın olarak bilinen aritmilerin ortaya çıkmasında öncü rol oynamaktadır. OUAS, QT_{cd} aralıklarının uzamasına yol açtığından aritmilere sebep verebilir. Nazal yoldan uygulanan sürekli pozitif hava basıncı (SPHB) tedavisinin hipertansiyona sahip olmayan OUAS'li hastalarda nasıl bir etki oluşturduğunu tespit etmek için 49 hasta üzerinde yapılan çalışmada polisomnografi ve 12 Kanallı EKG kullanılarak kayıt yapılmıştır. Bu hastalarda hipertansiyon, diyabet, melitus, kardiyak veya pulmoner hastalıklar, hormonal, hepatik, ve elektrolit bozukluklarından hiç birine rastlanmamıştır. Çalışmanın yapıldığı hastaların 29'unda orta derecede apne (apne-hipoapne indeksi: AHI \geq 15) gözlenmiş QT_d (maksimum QT aralığından minimum QT aralığının çıkarılması ile bulunan QT dispersiyonu) ve QT_{cd} aralıkları SPHB tedavisinin üzerinden 6 ay geçtikten sonra hesaplanmıştır [3].

Sabahları 10 dakika süre ve 50 mm/s kağıt hızı ile kaydedilen 12 kanallı EKG verileri üzerinde QT aralıkları tanjant metodu kullanılarak elle ölçülmüş ve QTcd aralıkları Bazzet formülü kullanılarak hesaplanmıştır [3].

Yaş ortalaması $46,5 \pm 4,9$ olan 18 hasta nazal SPHB terapisine uyum göstermiştir. Çalışmaya katılan hastaların vücut kütle indeksi (VKİ) oldukça yüksek olmakla birlikte (VKİ: $30,6 \pm 4,0$ kg/m²) 6 ay sonunda VKİ veya kan basınçlarında herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir. QTcd ve AHI arasında çok güçlü bir pozitif korolasyon tespit edilmiştir ($p < 0,001$, $r = 0,913$). QTcd aralığının taban çizgisinden sapması (tedaviden önce $54,5 \pm 8,7$ ms) SPHB terapisinden sonra bariz bir şekilde düşmüştür ($35,5 \pm 4,2$ ms, $p < 0,001$). Tedaviye uyum sağlayamayan 11 hastada ise herhangi bir değişim gözlenmemiştir (Çizelge 2.3) [3].

Çizelge 2.3 Dursunoğlu ve arkadaşlarının [3] yaptığı çalışma sonucunda elde edilen veriler: VKİ, vücut kitle indeksi; SKB, sistolik kan basıncı; DKB, diyastolik kan basıncı; KH, kalp hızı. (Dursunoğlu [3]'ndan değiştirilmiştir.)

SPHB Tedavisi			
	Önce	Sonra	p değeri
Uyumlu hastalar (n=18)			
VKİ (kg m⁻²)	30,6 ± 4,0	31,0 ± 3,5	Önemsiz
SKB (mm Hg)	120,3 ± 10,1	119,1 ± 10,2	Önemsiz
DKB (mm Hg)	82,0 ± 4,1	81,2 ± 3,8	Önemsiz
KH (atım dak⁻¹)	82,4 ± 13,4	81,3 ± 12,7	Önemsiz
QTcd (ms)	54,5 ± 8,7	35,5 ± 4,2	0.001
Uyumsuz hastalar (n=11)			
VKİ (kg m⁻²)	30,9 ± 4,1	31,1 ± 3,6	Önemsiz
SKB (mm Hg)	121,5 ± 9,6	120,2 ± 9,8	Önemsiz
DKB (mm Hg)	80,8 ± 4,3	81,0 ± 4,0	Önemsiz
KH (atım dak⁻¹)	83,2 ± 11,7	84,1 ± 12,0	Önemsiz
QTcd (ms)	56,0 ± 8,1	55,6 ± 8,5	Önemsiz

Penzel [6]'e göre OUAS'li hastalarda kalp hızı değişimi (KHD) periyodik olmakta ve kendine özgü bir desen sergilemektedir. Bazı hastalarda KHD ilaç kullanımı veya kendi kendine çalışan kardiyak fonksiyonların bozulabilme ihtimali yüzünden bu hastalara ait EKG kaydının uzun dönemli takip edilmesi gerekmektedir. OUAS'li 95 hastanın incelendiği Penzel'in çalışmasında, polisomnografi ile paralel olarak 12 kanallı EKG kayıtları da alınmıştır. Yalnız burada klinik uygulamalarda kullanılan standart 12 kanallı EKG geliştirilerek sürekli (örneğin gece boyunca) 12 kanal kayıt yapması sağlanmıştır. Kayıtlar alındıktan sonra her bir kalp atımı için 250 parametrelili bir standartlaşmış EKG analizi yapılmıştır. Polisomnograf ile kaydedilen solunuma ait parametreler ile korolasyon için 250 EKG parametresinden yalnız 5 tanesi seçilmiştir (kalp hızı, normalleştirilmiş R dalgası genliği, QRS dalgası genliği, QRS dalgası altındaki alan ve QRS vektör açısı). Daha sonra 56 hastadan kullanılabilir EKG kaydı alınmış ve yapılan analiz sonucu bu 5 parametrenin, polisomnograf tarafından kaydedilen apne ve hipoapne ile ilgili olaylarda periyodik olarak paralel bir değişim gösterdiği gözlenmiştir. Bu

değişimlerin apne tespitinde yararlı olacağını göstermek için spektrum analizi yapılmış ve düzensiz solunum apne olayları ile korolasyona tabi tutulmuştur. Sonuç olarak OUAS'nin yalnızca kalp hızını değil aynı zamanda EKG dalga şekillerinde de değişime sebebiyet verdiği tespit edilmiştir [6].

OUAS'nin mevcut yaklaşımlara alternatif bir şekilde tespit edilmesini amaçlayan Mendez et al. [18]'in yaptığı başka bir çalışmada gece boyunca kaydedilen EKG sinyalleri kullanılmıştır. OUAS'de üst solunum yollarının tekrarlanan şekilde kapanması, kaydedilen EKG'de özel bir desen yapısının ortaya çıkmasına sebep olur. Özellikle de kalp hızı değişimi (KHD) ve R dalgasının altında kalan alan uyku apnesi teşhisi konulmadan evvel bakılması gereken parametrelerdir. "Physionet" apne veri tabanından alınan 50 adet EKG kaydının analiz edildiği çalışmada iki değişkenli otoresresyon modeli kullanılmıştır. Bu sayede KHD'nin atımdan atıma güç spektrumu yoğunluğu ve R dalgasının altındaki alan hesaplanmıştır. Apne ile alakası olan EKG bölgelerini normal alanlardan ayırmak için "K-Nearest Neighbor" adlı parametrik olmayan bir sınıflayıcı kullanılmıştır. Bu sayede birer dakikalık aralıklarla EKG sinyali analiz edilebilmiştir. 25 kaydın algoritmanın eğitimi, kalan 25 kaydın ise test için ikiye ayrıldığı çalışmada her iki grupta da %85 oranında doğrulukla apneli bölgeler normal bölgelerden ayrılmıştır [18].

Pu et al. [19]'nun yaptığı çalışmada EKG tabanlı sinyal işleme yöntemlerinin, özellikle KHD analizinin diğer pahalı uyku çalışması yöntemlerine göre tercih edilen alternatif bir yöntem olduğu bildirilmektedir. Bu yöntem, kalp ve solunum sistemine ait kayıtları otomatik olarak yorumlayan ve uyku bozukluklarının teşhisinde klinik bir standart olan polisomnografinin yokluğunda alternatif bir teşhis aracı olarak da kullanılabilir [19]. Pediyatrik hastalarda solunum esnasında sinüs aritmisi ve kalp hızının dönemsel değişimi RR aralıklarına ait bir otokorolasyon fonksiyonun hesaplanmasında kullanılmış (Eşitlik 2.4) ve kardiyolojik solunum indisleri (KSI) hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerler kullanılarak OUAS'nin tespit edildiği çalışmada %89 pozitif tahmin ve %96 negatif tahmin oranlarına ulaşılmıştır [19].

$$ACF_{RR}(k) = \text{Exp} [RR(n) * RR(n + k)] \quad (2.4)$$

Yapılan literatür taramasında çok sayıda ve çeşitli KHD analizi çalışmalarına [20; 21; 22; 4; 5; 7; 23; 24; 25] rastlanmış ancak birbirine benzeyen bu çalışmaların ayrıntılarına burada değinilmemiştir.

2.4 EKG Dalga Şekillerinin Tespit Edilmesinde Kullanılan Yöntemler

2.4.1 Türev tabanlı yöntemler

Türev tabanlı yöntemler çoğunlukla QRS komplekslerinin tespitinde kullanılır. Tipik bir QRS kompleksinin frekans bileşenleri 10 Hz ile 25 Hz arasında değişmektedir. Bu yüzden yanlış tespitlere engel olmak için P dalgası, T dalgası, taban çizgisi kayması ve gürültünün ortadan kaldırılması gerekir. Bu ise sinyalin ön filtrelemeden geçirilmesi ile mümkündür [13]. P dalgası, T dalgası ve taban çizgisi kaymasını yok etmek için yüksek geçiren filtre, gürültüyü ortadan kaldırmak için ise alçak geçiren filtre kullanılır. Bu iki filtrenin beraber kullanılması durumunda ise alt kesim frekansı 10 Hz, üst kesim frekansı 25 Hz olan bir bant geçiren filtre elde edilmiş olur [13; 26]. Bazı algoritmalarda sadece yüksek geçiren filtre kullanılmış ve alçak geçiren filtreye gereksinim duyulmamıştır. Filtrelenmiş sinyaller daha sonra sabit veya adapte edilebilen eşik değerleri ile karşılaştırılarak QRS komplekslerinin tespiti yapılır. Araştırılan bütün algoritmalarda yanlış tespiti engellemek için ilave karar kuralları kullanılmıştır [27; 28; 29; 30; 31; 32; 33].

Yüksek geçiren filtre özellikle eski algoritmalarda fark alıcı olarak karşımıza çıkar. Bunun sebebi QRS komplekslerinin keskin eğimlerle kendini göstermesidir. Farklı makalelerden alınan çeşitli türev alıcı algoritmalar aşağıdaki gibidir [27; 28; 29; 30; 31; 32; 33].

$$y_1(n) = x(n) - x(n - 1) \quad (2.1)$$

$$y_1(n) = x'(n) - x'(n - 1) \quad (2.2)$$

$$y_1(n) = x(n + 1) - x(n - 1) \quad (2.3)$$

$$y_1(n) = 2x(n + 2) + x(n + 1) - x(n - 1) - 2x(n - 2) \quad (2.4)$$

Bir çok algortmada eşitlik 2.3 kullanılırken bazı algoritmalarda eşitlik 2.6 kullanılarak ikinci türevin hesaplatıldığı da görülmüştür [27; 28].

$$y_2(n) = x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2) \quad (2.6)$$

Bazı algoritmalarda $z(n)$ türevi alınmış sinyalin yerine kullanılmaktadır. Bu algoritmalarda $z(n)$ birinci ve ikinci türevin toplamı olarak gösterilir [29; 30; 32].

$$z(n) = 1,3|y_1(n)|+1,1|y_2(n)| \quad (2.7)$$

$z(n)$ 'yi 2.8 eşitliğindeki gibi birinci türevin yumuşatılmış büyüklüğü ile ikinci türevin büyüklüğünün toplamı şeklinde de hesaplamak mümkündür [27].

$$z(n) = \{0.25,0.5,0.25\} * |y_1(n)| + y_2(n) \quad (2.8)$$

QRS komplekslerinin tespiti eşitlik 2.1 ile 2.8 arasında elde edilen sinyallerden herhangi birinin sinyal karakteristiklerindeki değişime göre belirlenen eşik değeri ile karşılaştırılmasıyla gerçekleştirilir. Eşitlik 2.7 için eşik değeri aşağıdaki gibidir ve bu eşik değerini geçen sinyal bileşenlerinin belirlendiği zaman aralığında QRS kompleksi vardır denilir [29; 30; 32].

$$\Theta_x = 0,3...0,4 * \max[x] \quad (2.9)$$

Eşik değerini aşan tepeler belirlendikten sonra hatalı tespit edilenleri ayıklamak için iki QRS kompleksi arasında fizyolojik olarak olması gereken en küçük ve en büyük zaman aralığının kontrolü veya ikinci bir eşik değeri kontrolü gibi yöntemlere başvurulmaktadır [27; 28; 29; 30; 31; 32; 34; 35].

2.4.2 Sayısal filtre tabanlı yöntemler

EKG verisinin paralel olarak iki farklı alt kesim frekansına sahip iki farklı alçak geçiren filtreye sokulması ve çıkışların farkının alınması ile bant geçiren filtre ile filtrelenmiş $y_1(n)$ sinyali elde edilir. Filtrelerin kesim frekansı uygulanacağı sinyalin frekans özelliklerine göre seçilebilmektedir. Elde edilen $y_1(n)$ sinyali eşitlik 2.10 vasıtası ile işlenirse göreceli olarak küçük değerlerin bastırıldığı ve tepe değerlerinin de keskinliğinin azaltıldığı $y_2(n)$ sinyali elde edilir [33].

$$y_2(n) = y_1(n) \left[\sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^{-2} \quad (2.10)$$

Daha sonra $y_2(n)$ sinyaline ilave işaret sınırlamaları ve daha yüksek kesim frekansına sahip alçak geçiren filtre uygulanarak $z(n)$ sinyali elde edilir. QRS komplekslerini tespit edebilmek için gerekli olan eşik değeri eşitlik 2.11 kullanılarak hesaplanır.

$$\Theta = \max [z(n)] / 8 \quad (2.11)$$

Geriye doğru farkın çarpımı olarak ifade edilebilecek bir başka yöntem ise 2.12 eşitliğindeki gibi ifade edilir [36; 37].

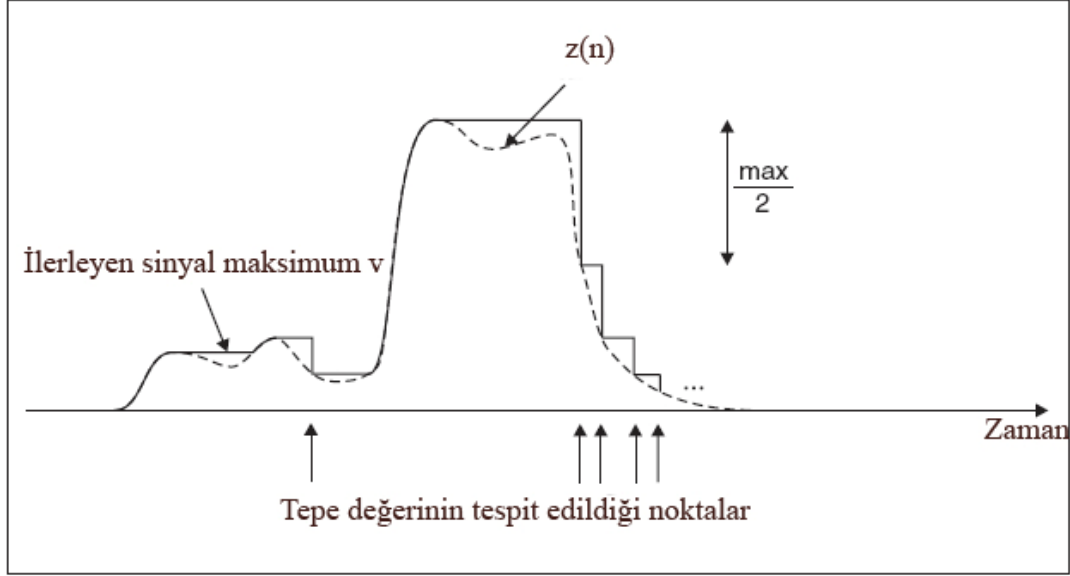
$$z(n) = \prod_{k=0}^{N-1} |x(n-k) - x(n-k-1)| \quad (2.12)$$

Bu yöntemde gürültülü sinyal bölgelerini göz ardı etmek için eşitlik 2.13 kullanılır.

$$z(n) = 0 \quad \text{if } \text{sign}[x(n-k)] \neq \text{sign}[x(n-k-1)] \quad (2.13)$$

Eşik değeri, $z(n)$ 'nin dinlenme periyodundan sonra gelen en büyük değeri olarak alınır ve sabit bir zaman aralığı geçtikten sonra yarı yarıya azaltılır. Aynı zamanda eşik değerinin değişken olarak belirlenen belli bir alt limitin altına düşmemesine dikkat edilir.

Hamilton et al. [38] ve Pan et al. [39]'ın algoritmaları da benzer ön işlemler kullanır. EKG sinyali öncelikle bant geçiren filtre ile filtrelenir ve daha sonra türevi alınır. Elde edilen $z(n)$ sinyalinin karesi ve ortalaması alınır. Bant geçiren filtre ve türev alıcının filtre katsayıları sabit nokta işlemcilerle uyarlanmaya uygun seçilir. Sinyaldeki tepe değerleri v eşik değeri ile karşılaştırılır. $v/2$ değerini aşan sinyal noktaları QRS kompleksi olarak tespit edilir. Tespit edilen nokta v 'nin yeni değeri olarak atanır. Tepe değeri tespitinin temel prensipleri Şekil 2.14'de gösterilmiştir.



Şekil 2.14 Sayısal filtre tabanlı QRS kompleksi tespit algoritmasının çalışma şekli. (Orglmeister [13]'den değiştirilmiştir.)

Bant geçiren filtre ile filtrelenen sinyalin en büyük tepe değerine sahip noktasından geriye doğru 225 ms ile 125 ms arasında bir zaman aralığı işaretlenir. İşaretlenen bu nokta ve tepe değerinin yüksekliği olay vektörüne yerleştirilerek daha sonraki karar aşamasında kullanılır. Karar aşamasında QRS komplekslerinin tepe seviyesi L_p ve gürültü seviyesi L_N aşağıdaki yazılan eşitlik 2.14 ve 2.15 vasıtası ile hesaplanabilir.

$$L_p(n) = \lambda_p * L_p(n - 1) + (1 - \lambda_p) * A_p \quad (2.14)$$

$$L_N(n) = \lambda_N * L_N(n - 1) + (1 - \lambda_N) * A_p \quad (2.15)$$

Burada λ_N ve λ_p unutmaya faktörleri, A_p ise tepe değeridir. Eşik değerini aşan bir tepenin QRS kompleksi veya gürültü olup olmadığını anlamak için karşılaştırmada kullanılacak eşik değeri eşitlik 2.16 ile hesaplanır.

$$\Theta = L_N + T * (L_p - L_N) \quad (2.16)$$

Burada $T < 1$ pozitif eşik değeri katsayısıdır ve tasarıma bağlı olarak değiştirilebilir.

Kunt et al. [40]'un geliştirdiği bir başka yöntemde yöntemde işlenmiş sinyal $z(n)$, Hamilton et al. [38] ve Pan et al [39]'in geliştirdiği yöntemdekilere benzer biçimde elde edilmekle birlikte farklı filtreler kullanılarak sonuca ulaşılmıştır. Filtreleme

işlemi sonucu elde edilen $z(n)$ sinyali 15 noktalık parçalara bölünerek her parçanın en büyük değere sahip noktası, uyarlanabilir gürültü ve tepe seviyesi ile karşılaştırılarak sınıflandırılır. Bu karşılaştırma yapılırken tespit edilen her bir nokta arasındaki süre fizyolojik değerlerle karşılaştırılarak hatalı tespitler önlenmektedir. QRS kompleksi içinde kalan EKG sinyalinin genliğinin en büyük olduğu ve aynı zamanda sinyalin birinci türevinin sıfır noktasından geçtiği yer R noktası olarak işaretlenir.

Dokur vd. [41]'nin geliştirdiği yöntemde EKG dalga şekillerinin tespiti yapay sinir ağları ile yapılsa da QRS komplekslerinin tespiti sayısal filtreler kullanılarak yapılmıştır. $Z(n)$ sinyali, iki farklı bant geçiren filtrenin çıkışlarından elde edilen $w(n)$ ve $f(n)$ sinyalinin çarpımı sonucu elde edilmiştir (Eşitlik 2.17).

$$Z(n) = w(n) * f(n) \quad (2.17)$$

Bu yöntemin temel dayanağı QRS komplekslerinin doğal olarak iki farklı bant geçiren filtrenin geçirdiği bantlarda frekans bileşenine sahip olmasına dayanmaktadır. Eşitlik 2.17'deki çarpma işlemi sayısal ve operatörü ile beraber kullanıldığında yalnızca iki filtrenin de çıkışı yüksek olduğunda, çıkış yüksek olacak ve bu da QRS kompleksinin varlığına işaret edecektir. QRS kompleksleri tespit edildikten sonra tespit edilen aralıklardaki en büyük genlikli nokta R dalgası olarak işaretlenebilir.

Bant geçiren filtre tasarlamak için eşitlik 2.18 ve 2.19'daki gibi özyinelemeli ve özyinelemesiz medyan filtreler kullanmak da mümkündür.

$$Y(n) = \text{medyan}[y(n - m), \dots, y(n - 1), x(n), x(n + 1), \dots, x(n + m)] \quad (2.18)$$

$$Y(n) = \text{medyan}[x(n - m), \dots, x(n - 1), x(n), x(n + 1), \dots, x(n + m)] \quad (2.19)$$

Bir vektöre medyan operatörü uygulanması vektörü oluşturan elemanları değerlerine göre sıralamak ($x = [x_1, \dots, x_N]$) ve orta noktasını ($y = x_{\text{sıralı}}(N / 2)$) filtre çıkışı olarak almak anlamına gelir. Yu et al. [42]'nin yönteminde iki adet medyan filtre ve bir yumuşatıcı filtre kullanılarak bant geçiren filtre elde edilmiştir. Yu et al. [42]'nin QRS komplekslerinin tespitinde kullandığı yöntem ise Hamilton et al. [38] ve Pan et al. [39]'in yöntemi ile aynıdır.

2.4.3 Dalgacık dönüşümü

Dalgacık dönüşümü yaygın olarak kullanılan sinyal işleme teknikleri içinde göreceli olarak yeni bir yöntemdir. Temelleri Joseph Fourier'in 1807 yılında geliştirdiği metotlara dayanır. Joseph Fourier'in frekans analizine yaklaşımı sinyalin frekans bileşenlerinin ölçülmesine yarayan ve günümüzde yaygın olarak kullanılan Fourier Dönüşümü'nün temellerini oluşturmakla beraber bu yöntem tamamen kusursuz değildir. Fourier Dönüşümü bir sinyal içerisinde farklı frekans bileşenlerinden ne kadar bulunduğunu gösterme konusunda oldukça başarılıdır ancak bu frekans bileşenlerinin zamanın hangi anında bulunduğunu veya tekrarlandığını gösteremez [43].

1930'lu yıllarda Paul Levy isimli bir fizikçi Haar temelli fonksiyon kullanarak rastgele değişen sinyallerin ölçek değişkenliği üzerinde çalışırken bu fonksiyonun akan bir sinyaldeki küçük değişimleri tespit etmede daha iyi sonuçlar verdiğini bulmuştur. Bu buluş sinyalin zaman bölgesinde farklı zaman aralıkları için ayrı hesaplar yapılabilmesini sağladığından, dalgacık dönüşümünün gelişiminde anahtar fikir haline gelmiştir. Elli yıl sonra, bir fizikçi olan Morlet ve bir mühendis olan Grossman kuantum fiziği içeriğinde dalgacık tanımlaması yapmışlardır. Morlet sismik verilerin analizi hakkında yayınladığı bir yayında dalgacık dönüşümünün teorik biçimini ortaya koyarken, Grossman dönüşümün matematiksel temelleri hakkında bir makale yayınlamıştır. Dalgacık dönüşümü günümüzde parmak izi tanımlamadan sismolojiye kadar birçok alanda kullanılmaktadır [43].

Dalgacık dönüşümü, en temel haliyle fonksiyonların veya sinyallerin küçük dalgaların toplamı şeklinde ifade edilmesi olarak tanımlanabilir. Bu dalgalar Fourier Serisi'nin ifade edilmesinde kullanılan sinüs ve kosinüslere benzer biçimde kullanılır. Fourier Dönüşümü'nün aksine dalgacık dönüşümü hem zaman hem de frekans bölgesini kapsadığından sinyaldeki küçük değişim ve dalgalanmaların incelenmesine uygun bir yöntemdir. EKG sinyali farklı frekans bileşenlerine sahip desenlerin döngüsel bir şekilde tekrarlanmasından meydana geldiğinden (QRS kompleksleri, P dalgası ve T dalgası gibi) dalgacık dönüşümünün geçici özelliklere sahip farklı çözünürlükteki sinyalleri ifade etmedeki başarısından yararlanılarak bu dalga şekilleri kolaylıkla tespit edilebilir [44].

Bir sinyali seçilen bir grup temel fonksiyonun birleşimleri şeklinde bileşenlerine ayırma işine dalgacık dönüşümü denir. Bağımsız bir dalgacık eşitlik 2.20'deki gibi tanımlanır.

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.20)$$

Eşitlik 2.20'deki dalgacığı kullanarak f fonksiyonuna dalgacık dönüşümü eşitlik 2.21'deki gibi uygulanır. a, dalgacık dönüşümünün ölçeklendirme; b, ise çevrim parametresidir.

$$Wf(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt \quad (2.21)$$

Dalgacık dönüşümünde kullanılan ana dalgacık Ψ , Fourier dönüşümünde kullanılan $b((t - t_0)e^{-j\omega t})$ fonksiyonu ile kıyaslandığında, $b((t - t_0)e^{-j\omega t})$ fonksiyonun bütün dönüşüm süresi boyunca sabit pencere genişliği sunduğu görülür. Dalgacık ise genişliğini frekansa göre ayarlamaktadır. Böylece düşük frekanslar için geniş, yüksek frekanslar için dar olacak şekilde pencere boyutu ayarlanmış olur. Bu sayede dalgacık dönüşümü analiz edilen sinyalin yüksek frekanslı kısımlarında, yüksek zaman ve düşük frekans çözünürlüğü sunarken, alçak frekanslı bölgelerinde düşük zaman ve yüksek frekans çözünürlüğü sunar [2; 43; 45; 46; 47] .

Ayrık zaman dalgacık dönüşümü (Eşitlik 2.22) sürekli dalgacık dönüşümündeki ölçeklendirme ve dönüşüm parametreleri; örneğin $a = 2^j$ ve $b = n \cdot 2^j$ ayrık zamana uyarlanması ile elde edilir. Burada j ve n tam sayılardır. Ayrık zamanda dalgacık, eşitlik 2.23 ile ifade edilir.

$$Wf(2^j, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \psi_{2^j, b}^*(t) dt \quad (2.22)$$

$$\psi_{2^j, b}(t) = \frac{1}{2^{j/2}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{2^j}\right) \quad (2.23)$$

2.4.4 Yapay sinir ağıları

Yapay sinir ağıları (YSA) doğrusal olmayan sinyal işleme, sınıflandırma, ve optimizasyon konularında yaygın bir kullanım alanına sahiptir. Birçok uygulamada klasik doğrusal yaklaşımlara oranla çok daha iyi bir performans sergiler [13].

YSA kullanılarak EKG sinyalleri işlenmek istendiğinde, genellikle çok katmanlı algılayıcı (ÇKA) ağıları, radyal tabanlı fonksiyon (RTF) ağıları, ve öğrenen vektör sayısallaştırma (ÖVS) ağıları tercih edilmektedir [13]. ÇKA ağı, birbirine içlerinden bağlanmış nöronlar içeren çeşitli katmanlardan meydana gelmiştir. Her bir nöron için işlem fonksiyonu eşitlik 2.24'deki gibidir.

$$y = f \left(w_0 + \sum_{i=1}^N W_i X_i \right) \quad (2.24)$$

Eşitlik 2.24'de X_i giriş, W_i girişe tahsis edilen yük ve f doğrusal bir fonksiyondur. f fonksiyonu doğrusal değilse eşitlik 2.24'ün farklı bir uyarlaması olan eşitlik 2.25 kullanılır.

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp \left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i} \right) \quad (2.25)$$

Burada $x(n)$ giriş veri vektörüdür. N nöronların toplam sayısını, katsayı w_i , merkez vektörü c_i , ve standart sapma σ_i ağıta ait parametrelerdir. Üstel ifadeyi (\exp) başka bir fonksiyon veya herhangi bir dalgacık ile değiştirmek mümkündür. RTF ağıları bulanık mantık yöntemleri ile çok yakından alakalıdır [59]. RTF ağıları ile ÇKA ağıları birbiriyle kıyaslandığında, RTF ağıları bulanık mantık yöntemlerinde olduğu gibi parametrelerin yorumlanmasına izin verdiğinden daha avantajlıdır. Bu avantaj sonuçların daha tahmin edilebilir ve güvenilir olmasını sağlar.

ÖVS ağıları; bir giriş katmanı, bir rekabetçi katman, ve bir doğrusal katman olmak üzere üç katmandan meydana gelmiştir. Rekabetçi katman, vektörleri sınıflandırmayı otomatik olarak öğrenir ve giriş vektörlerini alt sınıflara ayırır. En büyük alt sınıf sayısı N , rekabetçi nöronların sayısına eşittir. Bu katmanda sınıflandırma, her bir rekabetçi nöron tarafından giriş vektörü ile yük vektörü arasındaki Öklit mesafesine dayalı bir yöntem kullanılarak yapılır. Son olarak

doğrusal katman birinci katman tarafından üretilen alt sınıfları kullanıcı tarafından tanımlanmış hedef sınıflar altında birleştirir [60].

EKG dalga şekillerinin tespit edilebilmesi için ağa ait parametrelerin eğitilmesi gerekir. ÇKA ve RTF ağları eğitilirken kullanılan öğrenme algoritmalarını denetlemeye ihtiyaç duyarken ÖVS ağının öğrenme algoritmalarını denetlemeye ihtiyaç yoktur. Uygun eğitim algoritmalarına Haykin [61]'in kitabında ayrıntılı bir şekilde değinilmektedir. Literatür taraması sırasında EKG dalga şekillerinin tespitinde yapay sinir ağlarının kullanımı ile ilgili çeşitli yaklaşımlar öneren yayınlara rastlanmıştır [62; 63; 64; 65; 59; 66; 67].

3.YÖNTEMLER

3.1 EKG Kayıtlarının Temin Edilmesi ve Özellikleri

Çalışmada kullanılan EKG kayıtları, Ankara Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ruh Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı uyku laboratuvarında yapılan uyku skorlandırma çalışmalarında kullanılan çok kanallı polisomnograf (Sommo Star Alpha) kullanılarak alınmıştır. Polisomnografi kaydında gece boyunca standart olarak kaydedilen EEG, EOG, EMG, EKG' nin yanı sıra hava yolu, solunum eforu, oksijen saturasyonu gibi veriler de bulunabilmektedir. Kaydedilen fizyolojik değişkenleri yapılan çalışmanın türüne göre arttırmak veya azaltmak mümkündür. Bu çalışmada yalnızca EKG kayıtları ve hastalara ait uyku skorları kullanılmıştır. EKG kayıtlarının uzunlukları yaklaşık olarak 7-8 saat civarındadır. Kayıtlar, sayısal polisomnografa ait yazılımla otomatik olarak ve aynı zamanda uzman hekimlerin yaptığı görsel inceleme ile skorlandırılabilir.

Çalışmalar farklı yaş ve cinsiyetten toplam 25 birey üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu bireylerden 14'ü OUAS teşhisi konulan, kalan 11'i ise OUAS teşhisi konulmayan hastalardan oluşmaktadır (Çizelge 3.1). Hastalara ait toplam 15000 civarı uyku dönemindeki (epok) EKG kaydı incelenmiştir. Her bir uyku dönemi 30 sn'lik epoklar şeklinde gerçekleştirildiğinden, bu çalışmada yapılan EKG analizleri ve üretilen sonuçlar epok bazında gerçekleştirilmiştir.

Kaydedilen EKG sinyallerinin analizinin doğru yapılabilmesi için kayıt sırasındaki koşulların bilinmesi oldukça önemlidir. Bu çalışmada kullanılan EKG verilerinin kaydedilmeleri sırasında kullanılan örnekleme frekansı 200 Hz'dir. Yapılan filtrelemenin alt kesim frekansı 0,5 Hz, üst kesim frekansı ise 35 Hz'dir.

Çizelge 3.1 Çalışmada kullanılan verilere ait istatistikler

Hasta Adı	Yaklaşık Uyku Süresi (saat)	Epok Sayısı	Cinsiyet	Yaş	OUAS
Hasta 1	7	845	Erkek	41	Evet
Hasta 2	7,6	914	Erkek	43	Evet
Hasta 3	6,5	781	Erkek	44	Evet
Hasta 4	6,3	756	Erkek	47	Evet
Hasta 5	7,5	898	Erkek	48	Evet
Hasta 6	7,5	897	Erkek	56	Evet
Hasta 7	7,3	883	Erkek	73	Evet
Hasta 8	7,4	893	Kadın	47	Evet
Hasta 9	7,7	928	Kadın	52	Evet
Hasta 10	7,6	838	Kadın	55	Evet
Hasta 11	6,6	797	Kadın	56	Evet
Hasta 12	8,0	956	Kadın	57	Evet
Hasta 13	6,6	791	Kadın	61	Evet
Hasta 14	7,9	949	Kadın	67	Evet
Hasta 15	7,4	890	Erkek	20	Hayır
Hasta 16	6	729	Erkek	26	Hayır
Hasta 17	7,5	902	Erkek	28	Hayır
Hasta 18	8,4	1013	Kadın	25	Hayır
Hasta 19	8,1	977	Kadın	26	Hayır
Hasta 20	6,6	797	Kadın	34	Hayır
Hasta 21	7,3	882	Kadın	30	Hayır
Hasta 22	7,5	909	Kadın	27	Hayır
Hasta 23	5,4	648	Kadın	27	Hayır
Hasta 24	7,2	869	Kadın	26	Hayır
Hasta 25	6,6	737	Kadın	24	Hayır

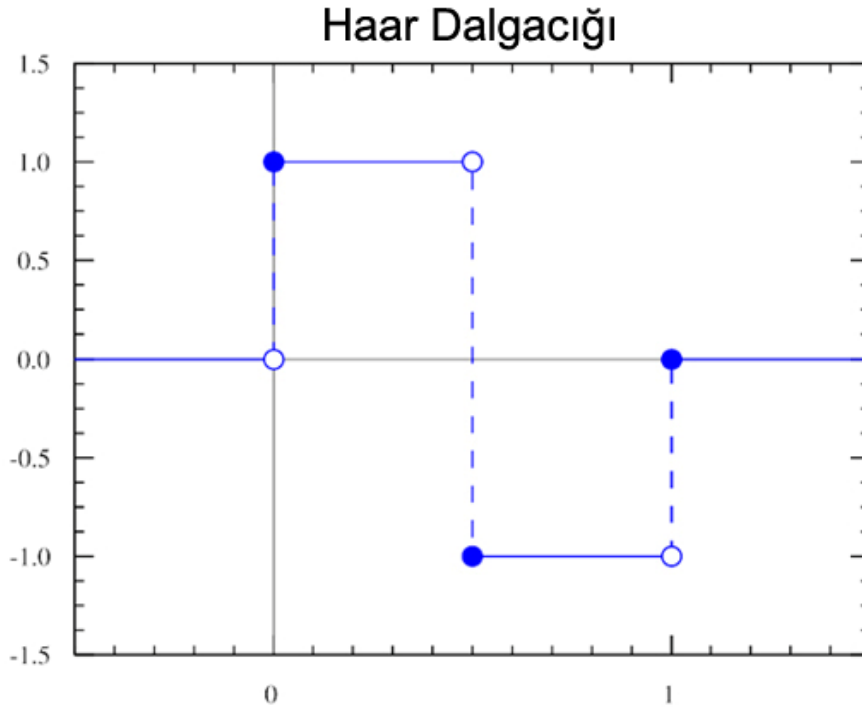
3.2 Haar Dalgacık Dönüşümü

Ayrık zaman dalgacık dönüşümü zaman ve frekans konumlarının tespit edilmesi için oldukça faydalıdır. Aynı zamanda çoklu ölçeklendirme özelliği sayesinde EKG sinyallerinin farklı ölçeklerdeki bileşenlerine ayrılmasında kullanılır. Çeşitli dalgacık dönüşüm tabanları mevcut olmakla birlikte, Haar dalgacık dönüşümü sinyal karakteristiklerinin zaman alanındaki konumlarını ortaya koyma konusunda en basit ve kısa dönüşüm yoludur [68]. Bu yüzden bu çalışmada kullanılan dalgacık dönüşümlerinde Şekil 3.1'de grafiksel olarak gösterilen Haar dalgacığı ana dalgacık olarak seçilmiştir. Matlab'da ayrık zaman dalgacık dönüşümü, giriş sinyalinin özel bir filtre ile konvolusyonundan elde edilen sonucun dalgacık dönüşümünün derecesi kadar aşağı örneklenmesi olarak tanımlanabilir (Şekil 3.2). Sinyali bileşenlerine ayrıştırma işlemi için yüksek geçiren bir filtre, $(g(n))$ ve alçak geçiren bir filtre $(h(n))$ kullanılır. Bu filtreler Haar dalgacığından türetilmiştir ve matematiksel ifadeleri eşitlik 3.1'deki gibidir. Alçak geçiren ve yüksek geçiren filtreler, 2^1 . seviye dalgacık dönüşümünü gerçekleştirmek için giriş sinyali olarak analizi yapılan sinyali alır ve çıkışında yaklaşım katsayıları (A_1) ve detaylı (D_1) katsayılardan oluşan, örneklerinin yarısı atılmış bir sinyal üretir. 2^2 . derece dalgacık dönüşümü için ise 2^1 . derece dalgacık dönüşümü sonucu elde edilmiş yaklaşım (A_1) katsayıları kullanılarak 2. Seviyeye ait yaklaşım katsayıları (A_2) ve detaylı (D_2) katsayılar üretilir. Dalgacık dönüşümünün seviyesi arttırıldıkça her seferinde bir önceki seviyenin yaklaşım (A_n) katsayıları kullanılarak aynı işlem tekrar edilir (Bkz. Şekil 3.3).

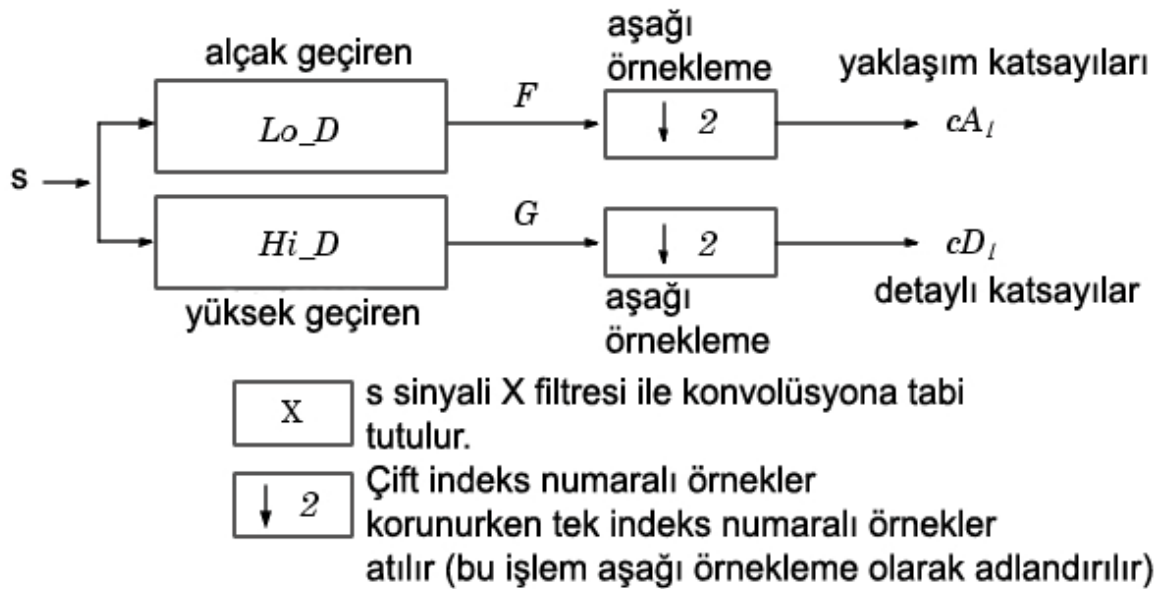
$$g(n) = \left\{ \frac{1}{\sqrt{2}}, -\frac{1}{\sqrt{2}} \right\}, \quad (3.1)$$
$$h(n) = \left\{ \frac{1}{\sqrt{2}}, \frac{1}{\sqrt{2}} \right\}$$

Bu tez çalışmasında QRS kompleksleri ve T dalgalarını tespit edebilmek için EKG sinyallerine 2^1 ile 2^4 . seviyeler arası dalgacık dönüşümü uygulanmıştır. Bunun sebebi Q ve S dalgalarının yüksek frekanslı ve düşük genlikli dalgalar olması itibarı ile enerjilerini küçük ölçeklerde (2^1 gibi) daha yoğun taşımalarıdır. T dalgasının ise enerjisinin en yoğun olduğu ölçek 2^4 ve 2^5 dir. Yalnız 2^5 . derece dalgacık dönüşümünde EKG sinyalindeki taban çizgisi kayması ve diğer

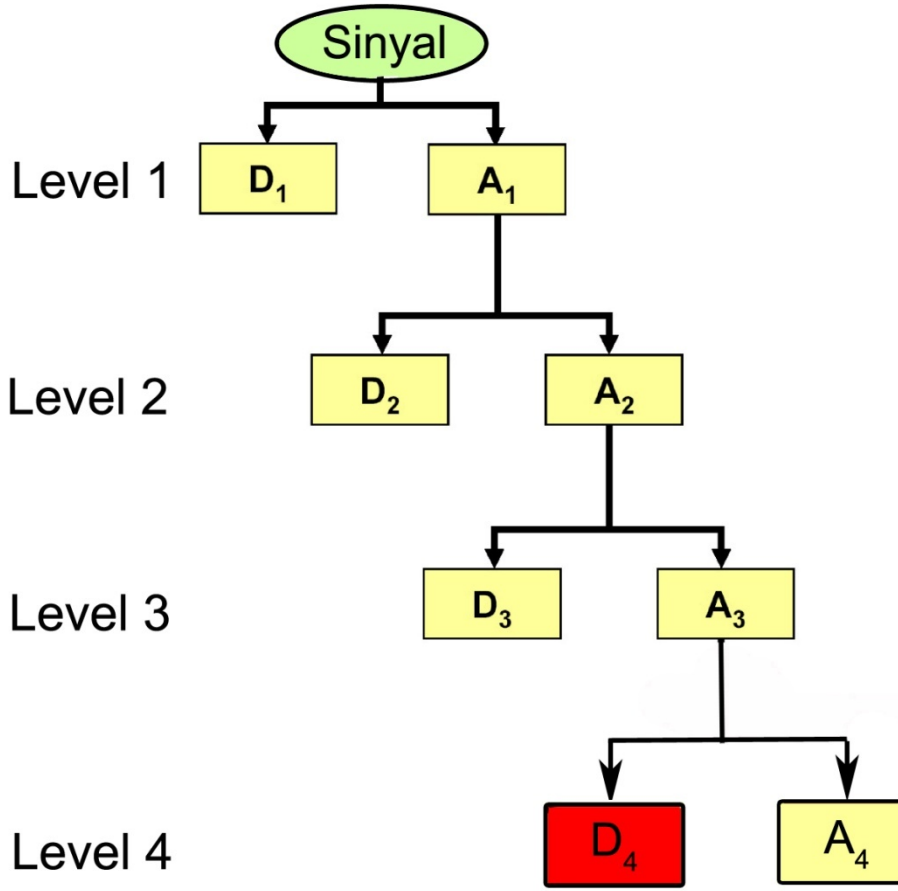
gürültülerin enerjisi oldukça artmaktadır. Bu yüzden T dalgalarının tespiti için 2^4 . Seviye haar dalgacık dönüşümü sonucu elde edilen detaylı katsayıların (D_4) kullanılması tercih edilmiştir [48].



Şekil 3.1 Haar dalgacığının grafiksel gösterimi



Şekil 3.2 Matlab ortamında dalgacık dönüşümünün çalışma prensibi



Şekil 3.3 Dalgacık dönüşümünün seviyesi arttırıldıkça, yaklaşım katsayıları (A_1, A_2, A_3, A_4) ve detaylı katsayıların (D_1, D_2, D_3, D_4) nasıl üretildiğini gösteren blok diyagram.

3.3 QRS Komplekslerinin Tespiti

Bölüm 2.2'de ayrıntıları ile anlatıldığı gibi QRS kompleksi yapısı itibarı ile diğer dalga şekilleri ile kıyaslandığında tespit edilmesi en kolay EKG bileşenidir. Bunun yanında, şebeke gürültüsü ve T dalgasının genliğinin QRS kompleksinin genliğine yakın büyüklükte olması gibi zorlaştırıcı etkenlerde vardır. Doğru tespitlerin yapılabilmesi için bu problemlerin üstesinden gelecek bir algoritma geliştirmek şarttır [69].

QRS komplekslerinin tespitinde türev tabanlı yöntemler içinde en sık başvurulan yöntemlerden birisi Pan-Tompkins (PT) algoritmasıdır. Bu algoritma aşağıda sırası ile belirtildiği gibi toplam dört aşamadan oluşmaktadır [13].

Öncelikle analizi yapılacak EKG verisinin bant genişliği dışında kalan gürültüleri bastırmak için bant geçiren dijital bir filtreye ihtiyaç vardır. Bu filtre eşitlik 3.2 ile ifade edilen bir alçak geçiren filtre ve eşitlik 3.3 ile ifade edilen bir yüksek geçiren filtre kullanarak tasarlanabilir.

$$y(n) = y(n-1) + x(n) - x(n-32) \quad (3.2)$$

$$p(n) = x(n-16) - (1/32)[y(n-1) + x(n) - x(n-32)] \quad (3.3)$$

İkinci olarak filtrelenen EKG verisi eşitlik 3.4 ile ifade edilen bir türev operatöründen geçirilir. Bu işlemde amaçlanan düşük frekanslı bileşenler olan P ve T dalgalarını bastırmak ve yüksek frekans bileşenli QRS komplekslerini daha belirgin hale getirmektir.

$$z(n) = 1/8[2p(n) + p(n-1) - p(n-3) - 2p(n-4)] \quad (3.4)$$

Üçüncü aşamada eşitlik 3.5 kullanılarak QRS komplekslerinin negatif taraftaki bileşenleri pozitifleştirilir ve ayrıca QRS komplekslerinin genlikleriyle P ve T dalgalarının genliklerinin arasındaki farkın daha da fazla belirginleşmesi sağlanır.

$$r(n) = (z(n))^2 \quad (3.5)$$

Dördüncü aşamada $r(n)$ sinyali eşitlik 3.6 ifadesiyle belirtilen hareketli integrasyon penceresinden geçirilir. Burada N pencere genişliğidir ve değeri analiz edilen datanın kaydedildiği örnekleme frekansına göre belirlenmektedir. Örneğin $f_s=200$ Hz'lik bir sinyal için $N=30$ uygun bir değerdir. Hareketli integrasyon penceresinin görevi yukarıda belirtilen işlemlerden sonra QRS kompleksinin olduğu bölgelerde meydana gelen çoklu tepelerin tek bir tepe haline getirilmesini sağlamaktır [70].

$$y(n) = (1/N) [r(n - (N - 1)) + r(n - (N - 2)) + \dots + r(n)] \quad (3.6)$$

Bu tez çalışmasında QRS komplekslerinin tespiti için denen bir diğer yöntem dalgacık dönüşümüdür. QRS komplekslerinin dalgacık dönüşümü kullanılarak tespit edilmesinde çoklu ölçek yaklaşımına bir metot kullanılmıştır (Li et al. [48]). Bu algoritma 2^1 ile 2^4 arasındaki ölçeklerde "maximum modulus lines" değerini aşan eşik değerlerini tespit eder. Her bir seviye için ϵ^1_{QRS} , ϵ^2_{QRS} , ϵ^3_{QRS} , ve ϵ^4_{QRS} değerleri eşitlik 3.7 ile 3.8'de verilmiştir.

$$\epsilon_{QRS}^i = \text{RMS} (W_2^i x[n]), i = 1, 2, 3 \quad (3.7)$$

$$\epsilon_{QRS}^4 = 0.5 \text{RMS} (W_2^4 x[n]) \quad (3.8)$$

Gereksiz ve izole edilmiş maksimum değerler ayıklandıktan sonra 2¹. ölçekte dalgacık dönüşümü yapılmış sinyalin iki pozitif maksimum-negatif minimum noktası arasında kalan ve sıfırdan geçen nokta QRS kompleksi olarak işaretlenir. Hatalı tespitleri önlemek için refrakter periyoda bakılır veya QRS kompleksi belli bir süre tespit edilemediğinde geriye doğru daha düşük bir eşik değeri ile tekrar karşılaştırılır. Martinez et al. [44], Li et al. [48]'nin aksine QRS komplekslerinin tespitinde ana dalga olarak R dalgası ile sınırlı kalmamış negatif dalgaların tespiti için negatif minimum-pozitif maksimum çiftlerini de tespit etmiştir. Bu algoritma genlik tabanlı çalıştığından eşik değerleri her kalp atımı için güncellenmemiş bunun yerine 2¹⁶ örnekte bir güncellenmiştir.

QRS komplekslerinin varlığı tespit edildikten sonra kompleksi oluşturan her bir dalganın tanımlanması gerekir. Bunun için algoritma 2². ölçekte farklı işaretli bir maksimum çift barındıran bölgeyi n_{QRS} olarak işaretler. İşaretlenen bu bölgenin pozitif ve negatif işaretli değere sahip noktaları $n_{\text{önce}}$ ve n_{sonra} olarak adlandırılır. EKG sinyaline iki kere dalgacık dönüşümü uygulanması sonrası elde edilen $|W_2^2 x[n]|$ sinyalinde $n_{\text{önce}}$ noktasının öncesinde ve n_{sonra} noktasının sonrasında QRS kompleksini oluşturan önemli bir nokta barındırıp barındırmadığına bakılır. Bu noktalardaki herhangi bir yerel maksimumun önemli sayılabilmesi için eşitlik 3.9 ve 3.10'da verilen $\gamma_{QRS_{\text{önce}}}$ veya $\gamma_{QRS_{\text{sonra}}}$ eşik değerini geçmesi gerekir. Eşik değerini aşan noktalardan aynı zamanda da 2¹. ölçekte sıfırdan geçenleri QRS kompleksinin önemli noktaları olarak belirlenir [48].

$$\gamma_{QRS_{\text{önce}}} = 0.06 \max (|W_2^2 x[n]|), n \in SW_{QRS} \quad (3.9)$$

$$\gamma_{QRS_{\text{sonra}}} = 0.09 \max (|W_2^2 x[n]|), n \in SW_{QRS} \quad (3.10)$$

Önemli nokta olarak tespit edilen yerlerden ilkinin ve sonuncusunun $W_2^2 x[n]$ sinyalindeki değerleri n_{ilk} ve n_{son} değişkenlerine atanır. Bu aşamadan sonra Q dalgasının (QRS kompleksinin başlangıcı) ve S dalgasının (QRS kompleksinin sonu) tespit edilebilmesi için iki farklı şart aranır.

Bu şartlar:

1. $W_2^2x[n]$ sinyalinin $W_2^2x[n_{ilk}]$ ve $W_2^2x[n_{son}]$ değerleri kullanılarak eşitlik 3.11 ve 3.12 de gösterildiği gibi hesaplanan $\xi QRS_{başlangıç}$ ve ξQRS_{son} eşik değerlerinin altında kalıp kalmadığına,
2. $W_2^2x[n]$ sinyalinin n_{ilk} noktasının öncesinde ve n_{son} noktasının sonrasında yerel minimum değerini aldığı noktalara bakılır.

$$\begin{aligned}\xi QRS_{başlangıç} &= \left\{ 0.05W_2^2x[n_{ilk}], \text{ eğer } W_2^2x[n_{ilk}] > 0 \right. \\ \xi QRS_{başlangıç} &= \left\{ 0.07W_2^2x[n_{ilk}], \text{ eğer } W_2^2x[n_{ilk}] < 0 \right.\end{aligned}\quad (3.11)$$

$$\begin{aligned}\xi QRS_{son} &= \left\{ 0.125W_2^2x[n_{son}], \text{ eğer } W_2^2x[n_{son}] > 0 \right. \\ \xi QRS_{son} &= \left\{ 0.71W_2^2x[n_{son}], \text{ eğer } W_2^2x[n_{son}] < 0 \right.\end{aligned}\quad (3.12)$$

Pan Tompkins Algoritması ve dalgacık dönüşümü, bu çalışmadaki EKG kayıtlarında QRS komplekslerinin tespit edilebilmesi için denenmiş ancak tercih edilmemiştir. Bu durumun başlıca sebepleri arasında PT algoritmasının sonuca ulaşmak için sinyali beş ayrı işlemde geçirmesi ve bu yüzden 7-8 saatlik EKG kaydında sonuca ulaşmasının oldukça uzun sürmesi gösterilebilir. Ayrıca bu çalışmada kullanılan veriler kaydedilirken filtrelendiğinden gürültü seviyeleri minimum düzeydedir ve PT algoritmasının birinci aşamasında bahsedilen filtreleme işlemine gerek duyulmamaktadır. Dalgacık dönüşüm yönteminde ise QRS kompleksinin bulunduğu bölgeyi tespit etmek oldukça kolay olmakla beraber daha sonra gerçekleştirilen Q dalgası, R dalgası ve S dalgasının yerlerini bulan algoritma hem yavaş çalışmakta hem de çok aşamalı bir kontrol mekanizmasına sahip olmasına rağmen her zaman doğru sonuçlar üretememektedir.

Bu çalışmada QRS komplekslerinin tespiti için Balda [28; 71] tarafından geliştirilen algoritmanın filtreleme kısmı (Eşitlik 3.13, 3.14, 3.15) kullanılmış (Şekil 3.4), Q dalgası, R dalgası ve S dalgasının tespiti için ise detayları aşağıda anlatılan yeni bir algoritma geliştirilmiştir. Bu tercihin başlıca sebebi Balda [28; 71] tarafından geliştirilen algoritmanın uzun süreli EKG kayıtları ile çalışırken QRS komplekslerini oldukça hızlı ve doğru bir şekilde tespit etmesi gösterilebilir.

Balda [28; 71], EKG sinyalinin birinci ve ikinci türevlerini eşitlik 3.13 ve 3.14'ü kullanarak hesaplamıştır.

$$y_1(n) = |x(n + 1) - x(n - 1)| \quad (3.13)$$

$$y_2(n) = |x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2)| \quad (3.14)$$

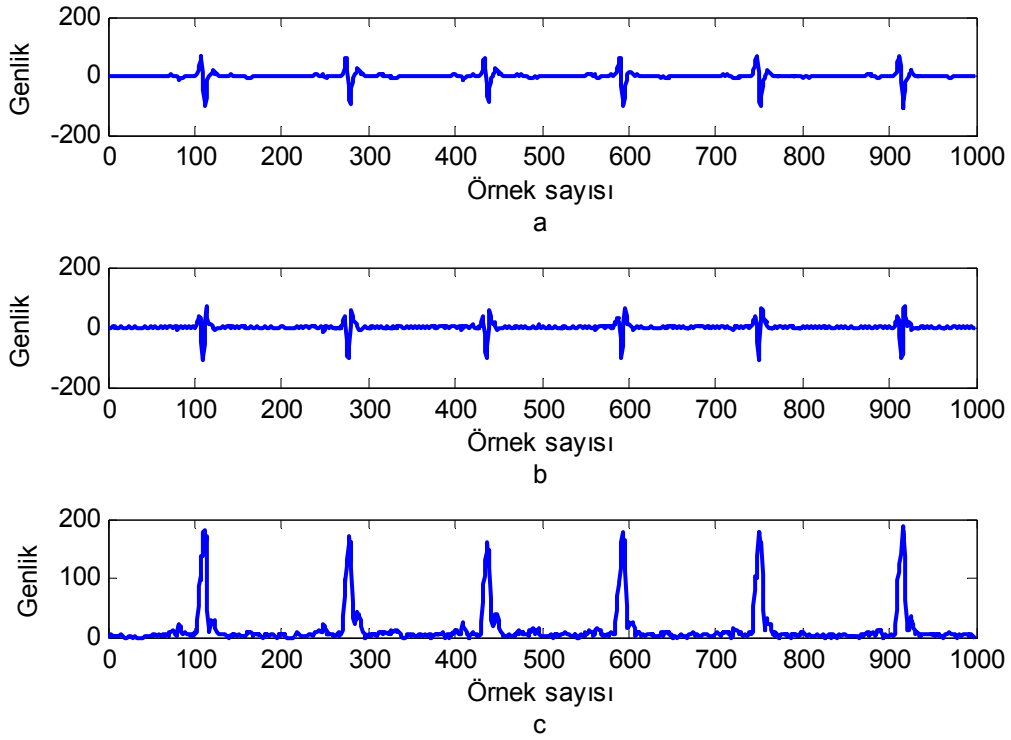
Eşitlik 3.13 ve 3.14 ile elde edilen birinci ve ikinci türevler belirli bir katsayıyla çarpılır ve daha yumuşatılmış bir sonuç elde edildikten sonra doğrusal bir birleşim elde etmek için toplanır (eşitlik 3.15).

$$z(n) = 1,3|y_1(n)| + 1,1|y_2(n)| \quad (3.15)$$

Son olarak $z(n)$ sinyali analizi yapılan EKG verisinin genlik ve örnekleme frekansına göre belirlenen bir eşik değeri ile karşılaştırılır. Bu karşılaştırma sonucunda eşik değerini aşan bir nokta tespit edildiğinde, tespit edilen noktadan hemen sonra gelen diğer 8 noktada eşik değeri ile karşılaştırılır ve sonuçta en az 6 veya daha fazla nokta eşik değerini geçiyorsa bu noktalar QRS kompleksi olarak işaretlenir [71].

Balda [28; 71]'nın geliştirdiği yöntemden farklı olarak bu tez çalışmasında geliştirilen algoritmada, $z(n)$ sinyali eşitlik 3.15 ile elde edildikten sonra QRS komplekslerini tespit edebilmek için karşılaştırma yapılacak eşik değeri eşitlik 3.16'daki gibi hesaplanır. Eşitlik 3.16 ile hesaplanan eşik değeri bu tez çalışmasında kullanılan sinyaller için deneysel olarak bulunmuştur.

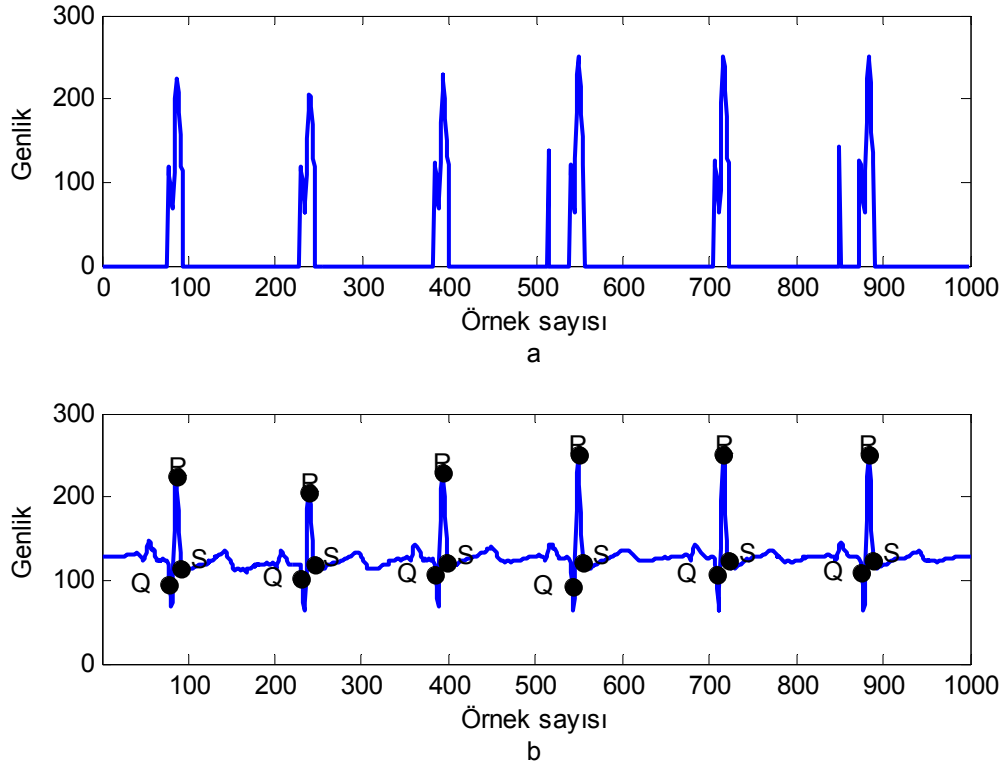
$$Tre_{z(n)} = 0,02RMS(z(n)) \quad (3.16)$$



Şekil 3.4 Balda [28; 71]'nın geliştirdiği algoritmanın aşamaları. EKG sinyalinin 1. Türevi (a), 2. Türevi (b), 1. ve 2. türevlerin toplamı (c) sonucu elde edilen sinyaller gösterilmektedir.

Daha sonra elde edilen $Tre_{z(n)}$ değeri $z(n)$ sinyali ile karşılaştırılır ve eşik değerini aşan noktalar $S(n)$ sinyaline olduğu gibi aktarılırken, aşamayan noktalar $S(n)$ sinyaline sıfır (EKG sinyalinin taban çizgisi) olarak atanır. Bu işlem EKG kaydının tamamı için uygulandıktan sonra $S(n)$ sinyali 30 örneklilik parçalar halinde taranmaya başlanır. Bu çalışmada kullanılan veriler 200 Hz'lik örnekleme frekansına sahiptir. QRS komplekslerinin uzunluğunun fizyolojik olarak 60 ms ile 100 ms arasında değiştiği de bilinen diğer bir gerçektir. Bu şartlar altında $S(n)$ sinyalinde art arda en az 7 nokta ve üzeri, sıfırdan farklıysa bu noktaların başlangıcından itibaren sonraki 3 nokta arasında en küçük genliğe sahip olan Q dalgası, sıfırdan farklı noktaların bitişi ise S dalgası olarak işaretlenir. R dalgasını tespit edebilmek için ise Q ve S dalgası arasında kalan sinyal parçasının genlik değerlerine bakılır. Bu aralıkta genliği en büyük olan nokta R dalgası olarak işaretlenir. Algoritmanın otomatik olarak tespit ettiği Q, R ve S noktaları Şekil 3.5'de gösterilmiştir. Daha sonra RR aralıklarının süreleri, ard arda gelen iki R noktasının arasındaki toplam örnek sayısının 5 ile çarpılması ile (analizi yapılan

EKG sinyallerinin örnekleme frekansı 200 Hz olduğu için her bir örnek 5 ms'ye denk gelmektedir.) hesaplatılmıştır.



Şekil 3.5 $Tre_{z(n)}$ değerini aşan sinyal bölgeleri (a) ve geliştirilen algoritmanın tespit ettiği Q, R ve S noktaları (b) gösterilmektedir.

3.4 T Dalgası Tespiti

Bu çalışmada kullanılan EKG verilerinde T dalgalarının tespiti için Martinez et al. [48]'in ve Li et al. [44]'nin dalgacık dönüşümü tabanlı yöntemleri temel alınarak daha hızlı çalışan ve daha sade yeni bir yöntem geliştirilmiştir. Bu bölüm anlatılırken Martinez et al. [48]'in algoritması aşama aşama anlatılmış, anlatılan her bir aşamanın arkasından bizim geliştirdiğimiz algoritmanın farklı olduğu kısımlar belirtilmiştir. Her hangi bir farklılık belirtilmeyen aşamalarda bahsedilenler bizim geliştirdiğimiz algortmada da aynen uygulanmıştır. Martinez et al. [48] dalgacık dönüşümü için ana dalgacık olarak “quadratic spline” dalgacığı kullanmaktadır. Bizim geliştirdiğimiz algortmada Matlab’da hazır olarak bulunması, oldukça sade olması ve işimize yarayacak sonuçlar üretmesinden dolayı “Haar” dalgacığı kullanılmıştır. QRS kompleksleri ve R dalgaları tespit edildikten sonra T dalgalarını tespit etmek için, orijinal sinyale 2^4 . ölçek dalgacık dönüşümü

uygulanması ile elde edilmiş $W_2^4x[n]$ sinyali kullanılır. Bu tercihin sebebi T dalgasının temel bileşenlerinin bu ölçekte bulunmasıdır [34]. $W_2^4x[n]$ sinyali üzerinde art arda gelen iki R dalgası arası, araştırma penceresi olarak seçilir. Seçilen bu pencere içinde, sinyalin eşitlik 3.16'da verilen ϵ_T eşik değerini aştığı noktalar tespit edilir. Tek bir RR aralığında en az iki nokta bu eşik değerini geçiyorsa taranan aralıkta T dalgasının varlığına kanaat getirilir [48]. T dalgasının belirlen aralıkta var olup olmadığının kontrolü [48]'den değiştirilmeden alınmış ve geliştirilen algoritmada kullanılmıştır. Martinez et al. T dalgasının varlığından emin olduktan sonra eşitlik 3.17 ile hesaplanan γ_T değerini aşan genlikteki dalgacık dönüşümü yapılmış sinyal noktalarını T dalgasını oluşturan önemli noktalar olarak işaretlemektedir. Önemli noktalar içinde sıfırdan geçenler (bir sinyalin sıfırdan geçmesi art arda gelen iki noktanın sayısal değerinin işaret değiştirmesidir.) T dalgasının önemli noktaları olarak tespit edilir [48]. Bu aşamada bizim geliştirdiğimiz algoritmanın [48]'den farklılaştığı kısım, γ_T değerini aşan genlikteki sinyal noktalarını bulmak yerine sadece sıfırdan geçen kısımların bulunması ve yanlılıkla T dalgasından sonra gelen P dalgasının tespitini engellemek için tespit edilen noktalardan belirlenen bir aralık içerisinde bulunanlarının T dalgasının önemli noktaları olarak işaretlenmesidir. 200 Hz'lik bir sinyal için önemli noktaların belirleneceği aralık $W_2^4x[n]$ sinyali üzerinde T dalgasından önce tespit edilen QRS kompleksinin S noktasından 2 örnek sonrası ve sonra tespit edilen QRS kompleksinin Q noktasından 3 örnek öncesi olarak alınır. Eğer T dalgası 2⁴. ölçekteki dalgacık dönüşümünde bulunamazsa 2⁵. ölçüğe bakılır. Dalgacık dönüşümünde ölçek büyütüldükçe zaman çözünürlüğü azaldığından T dalgasına ait sıfırdan geçen değerleri tespit etmek için 2³. ölçeği araştırarak başlamakta ve sonuç bulunamadıkça ölçek büyütmede yarar vardır [48].

$$\epsilon_T = 0.25RMS (W_2^4x[n]) \quad (3.16)$$

$$\gamma_T = 0.125 \max (|W_2^4x[n]|), n \in SW_T \quad (3.17)$$

γ_T değerini aşan ve sıfırdan geçen önemli noktalardan ilki eşitlik 3.18'de verilen $\mathcal{E}_{T\text{başlangıç}}$ değerini hesaplayabilmek için kullanılır. T dalgasının başlangıcını bulabilmek için $W_2^4x[n_{ilk}]$ noktasından geriye doğru $\mathcal{E}_{T\text{başlangıç}}$ değeri ile karşılaştırılır. Bu karşılaştırma sonucunda $\mathcal{E}_{T\text{başlangıç}}$ değerinin altında kalan ve sıfıra en yakın değere sahip nokta T dalgasının başlangıcı olarak işaretlenir. Aynı

prosedür T dalgasının sonunu bulmak için de kullanılır ancak bu sefer γ_T değerini aşan ve sıfırdan geçen önemli noktalardan sonuncusu olan $W_2^4 x[n_{\text{son}}]$ noktasından sonraki noktalar $\mathcal{E}_{T\text{bitiş}}$ (Eşitlik 3.19) değeri ile karşılaştırılır ve yine sıfıra en yakın değer T dalgasının sonu olarak belirlenir [48; 44].

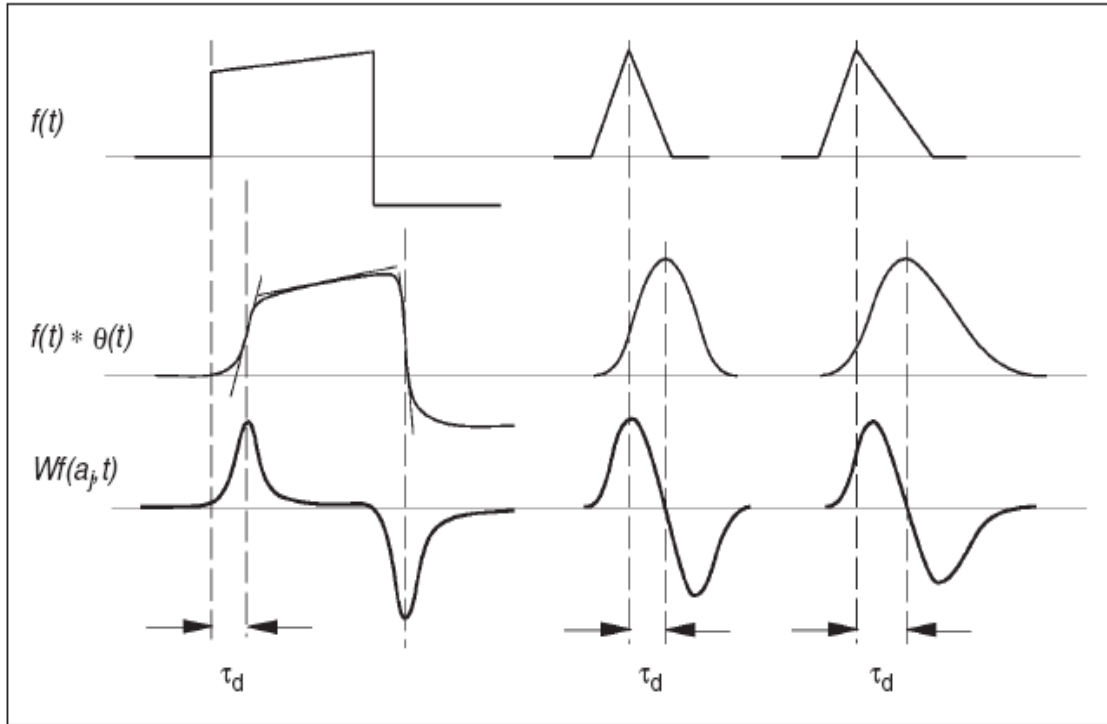
$$\mathcal{E}_{T\text{başlangıç}} = 0,25 W_2^4 x[n_{\text{ilk}}] \quad (3.18)$$

$$\mathcal{E}_{T\text{bitiş}} = 0,4 W_2^4 x[n_{\text{son}}] \quad (3.19)$$

Bizim geliştirdiğimiz algoritmada Martinez et al. [48] ve Li et al. [44]'nin aksine T dalgasının başlangıcı ve bitişinin bulunması için eşik değerine dayalı bir yöntem yerine dalgacık dönüşümünün doğasından kaynaklanan bir özelliği kullanılmıştır. T dalgası gibi nispeten simetrik sayılabilecek morfolojiler içeren sinyal parçalarına dalgacık dönüşümü uygulandığında peş peşe gelen maksimum ve minimum noktaları ürettiği bilinmektedir [44; 48] (Bkz. Şekil 3.6). Yerel maksimum minimum çifti arasında sinyalin sıfırdan geçtiği nokta ise T dalgasının maksimum genlikli bölgesine denk gelmektedir. Bu bilgi ışığında Şekil 3.7 (a)'da gösterilen T dalgası için dalgacık dönüşümü sonucu elde edilen sinyal üzerinde pozitif işaretli bir maksimum ardından negatif işaretli bir minimum, Şekil 3.7 (b)'de gösterilen T dalgası için ise önce negatif işaretli bir minimum ardından pozitif işaretli bir maksimum meydana geldiği deneysel olarak da tespit edilmiştir. Dalgacık dönüşümü Şekil 3.7 (d) için ise pozitif işaretli bir maksimum ardından negatif işaretli bir minimum sonra tekrar bir negatif işaretli minimum ve son olarak pozitif işaretli bir maksimum üretmektedir. Şekil 3.7 (c)'dekine benzer morfolojideki T dalgaları için ise dalgacık dönüşümü yine maksimum-minimum çiftleri üretmektedir ancak Şekil 3.7 a,b ve d'dekinden farklı olarak maksimum minimum çiftlerinin işaretlerinin ikisinde "-" veya ikisinde "+" olabilmektedir. Bir önceki aşamada tespit edilen ve T dalgasının önemli noktaları olmaya aday olarak belirlenen maksimum ve minimum çiftlerinden hangisinin başlangıç hangisinin son olacağına karar vermek için bir karşılaştırma algoritması geliştirilmiştir. Geliştirilen algoritma maksimum ve minimum noktalarının hangisinin önce geldiğine ve mutlak genliklerine bakarak karar vermektedir.

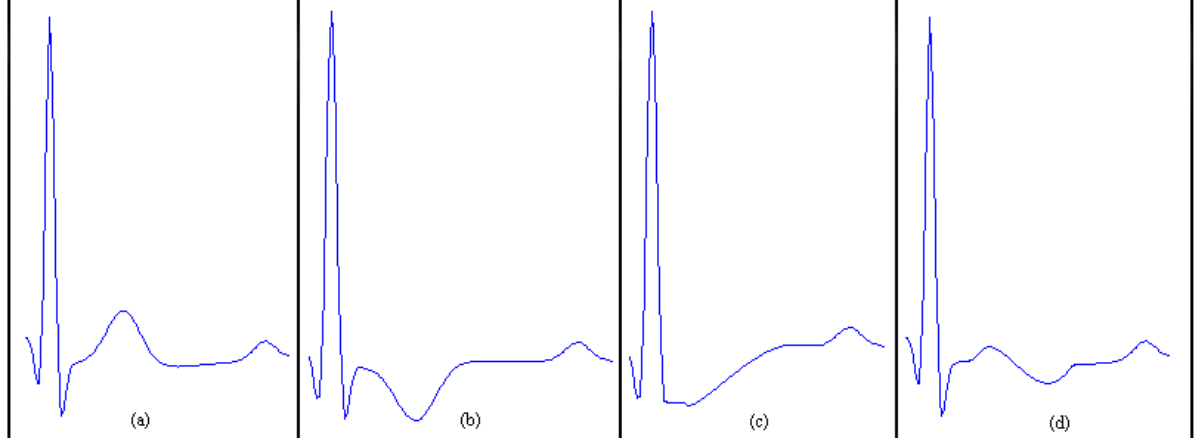
Bölüm 3.2'de ayrıntılarına değinilen Haar Dalgacık Dönüşümü sonucunda EKG sinyalinin örnekleme oranında azalma meydana gelmektedir. 2^4 ölçeğinde dalgacık dönüşümü yapılması sonucu elde edilen $W_2^4 x[n]$ sinyali üzerinde tespit edilen T

dalgalının orijinal EKG sinyalinde zaman ekseninin hangi noktalarına denk geldiğini bulabilmek için tespit edilen noktalar 2^4 ile çarpılır. Ancak bu işlem sonucunda çakıştırılan noktalar hala tam olarak T dalgasının başlangıç ve bitişini vermemektedir. Tam olarak doğru noktayı tespit etmek için dalgacık dönüşümünün doğası gereği ortaya çıkan gecikmeyi, bulunan noktalara eklemek gerekir. Bu gecikme T dalgasının başlangıcı için; $-7, (1 - 2^{4-1})$ T dalgasının sonu için; $22 (2^4 + 2^{4-1} - 2)$ ilave edilerek düzeltilir [44].



Şekil 3.6 Fonksiyonun tekilliği ile dalgacık dönüşümündeki yerel maksimumlar arasındaki bağlantı. $f(t)$ fonksiyonundaki keskin köşeler $\Theta(t)$ fonksiyonu yardımıyla yumuşatılmış ve elde edilen fonksiyona dalgacık dönüşümü uygulanmıştır. $f(t) * \Theta(t)$ fonksiyonundaki tekil noktalar dalgacık dönüşümünde birer yerel maksimuma tekabül etmektedir.

T dalgasının sonu başarılı bir şekilde tespit edildikten sonra daha önce tespit edilen Q dalgasından T dalgasının sonuna kadar geçen süre hesaplanarak QT aralığı bulunmuştur. Yalnız tek başına QT aralığı fazla bir anlam ifade etmemektedir. QT aralığının klinik uygulamalarda ve aritmi teşhisinde kullanılabilmesi için QTc aralığı “Bazget” formülü ($QT \text{ aralığı} / (RR \text{ aralığı})^{0.5}$) kullanılarak hesaplatılmıştır.



Şekil 3.7 Çeşitli T dalgası morfolojileri

3.5 Uyku Evrelerinin Tespiti ve EKG Kayıtlarının Sınıflandırılması

Polisomnografi kayıtları içinde kaydı yapılan fizyolojik sinyallerle beraber uzantısı “EPC” olan bir dosya daha otomatik olarak kaydedilmektedir. Bu dosyanın içerisinde, kaydedilen fizyolojik sinyallerin uykunun hangi evresine, kaçınıcı uyku aralığına denk geldiği ve apne gözlenip gözlenmediği gibi bilgiler saklanmaktadır. Analizi yapılan EKG verisindeki değişimlerin hangi uyku aralığına (epok) ve evresine denk geldiğini belirleyebilmek için bu dosya açılarak içerisinde gerekli olan bilgiler alınmaktadır. Alınan bu bilgiler doğrultusunda her bir EKG kaydı, uykunun hangi evresinde kaydedildiğine göre 6 ayrı kategoride sınıflandırılmıştır. Bu kategoriler evre 1, evre 2, evre 3, evre 4, REM uykusu ve Uyanık evreleridir. Ayrıca OUAS teşhisi konulan hastalarda apne gözlenen ve gözlenmeyen evreler olmak üzere iki ayrı kategori daha belirlenmiştir. EKG kaydı bu kategorilere göre parçalara ayrıldıktan sonra çalışmanın istatistiksel analiz kısmında kullanılmak üzere Matlab’da oluşturulan ve bir veri türü olan yapılar (‘structure’) içerisine kaydedilmiştir.

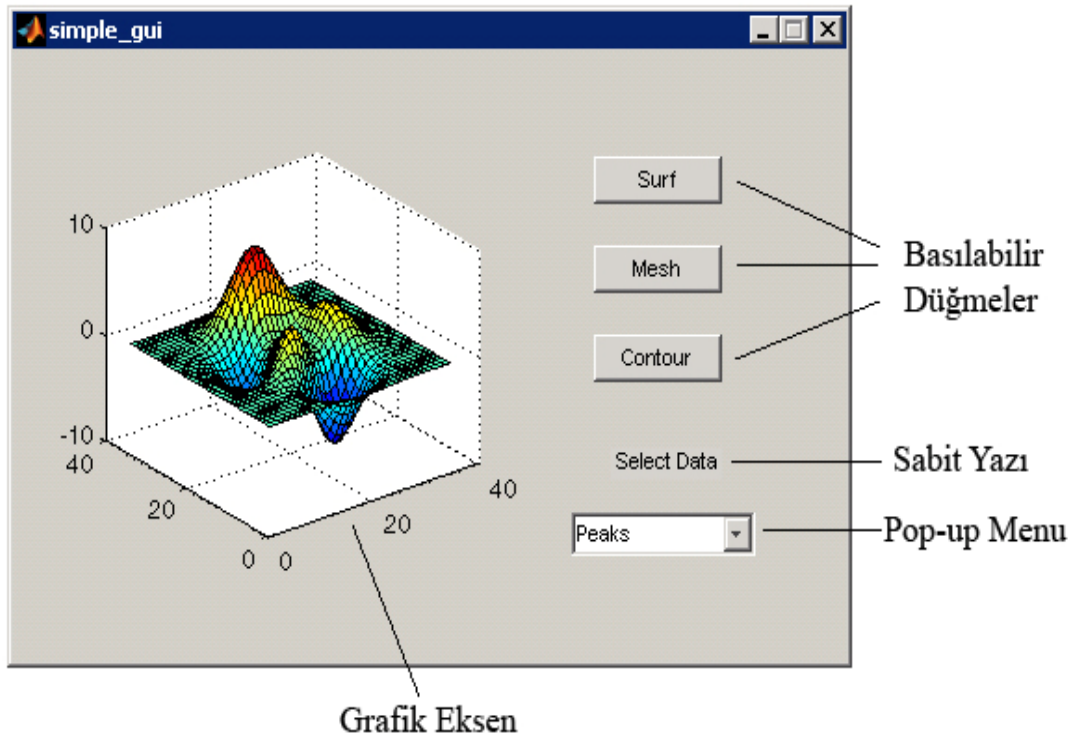
3.6 Matlab Ortamı

Matlab güçlü, kapsamlı ve kullanımı kolay bir arabirime sahip teknik hesaplamalar yapmak için kullanılan bir programdır. Mühendislere, bilim adamlarına ve teknik alanda çalışan diğer profesyonellere tek bir etkileşimli sistem içinde sayısal hesaplamaların yapılmasına, elde edilen sonuçların görselleştirilmesine ve programlamaya imkân tanır. Farklı uygulamalar için özelleştirilmiş alet kutuları

(toolbox) ve genel amaçlı kullanılacak birçok fonksiyonu içinde bulunduran Matlab'ın en güçlü yanı, geleneksel programlama dillerinin aksine yorumlayıcı mantığıyla çalışmasıdır. Bu sayede komut satırı vasıtası ile işlemler satırlar halinde çalıştırılabilir ve kullanıcı deneme yanılma yoluyla programını geliştirebildiği gibi zamandan da tasarruf eder. Ayrıca matrisler ve çok boyutlu diziler üzerinde matematiksel işlemler gerçekleştirmek oldukça kolaydır.

3.6.1 Matlab'da grafiksel kullanıcı ara yüz tasarımı

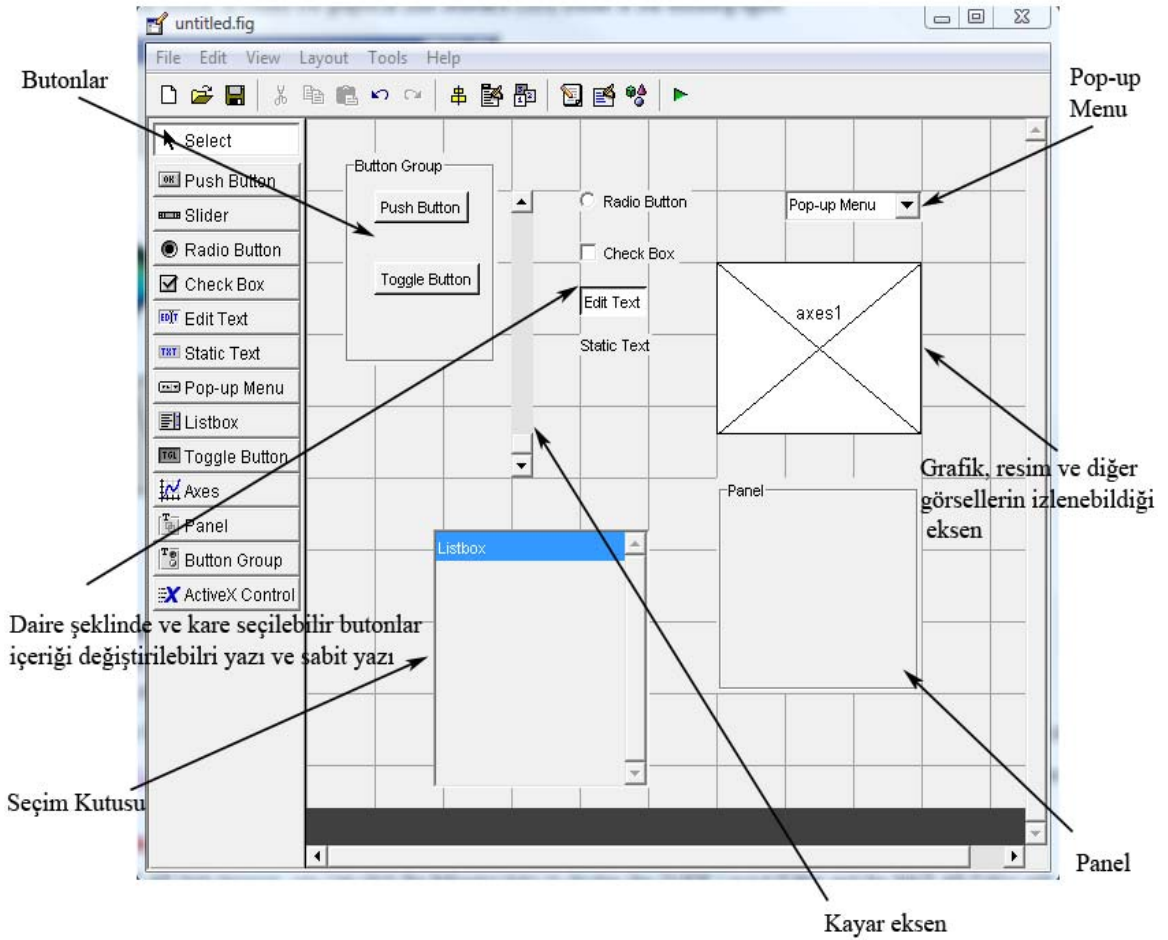
Matlab'da grafiksel kullanıcı ara yüz (GKA) çeşitli gereçler ve bileşenler içeren ve kullanıcının etkileşimli görevler gerçekleştirebileceği grafiksel bir ekrandır (Şekil 3.8). GKA kullanan kişinin çeşitli görevleri gerçekleştirmek için, komut satırına herhangi bir komut yazmasına veya toplu kodlar oluşturmasına gerek yoktur. Genellikle kullanıcı bir butona bastığında veya menüden bir seçenek seçtiğinde programın hangi kodları çalıştırdığını bilmez. Bu sayede Matlab ortamında kullanıcı dostu ve yapılan işin matematiksel ve mühendislik kısmı hakkında bilgi sahibi olmayan kişilerin rahatlıkla kullanacağı işlevsel programlar geliştirmek mümkündür.



Şekil 3.8 Örnek bir GKA'da grafik eksen, pop-up menu, sabit yazı ve butonlar görülmektedir.

GKA'da bulunan her etkileşimli bileşen ve bizzat GKA'nın kendisi kullanıcı tarafından yazılmış rutinleri içeren bir geri çağırma (callback) fonksiyonu ile ilişkilendirilmiştir. Bu geri çağırma fonksiyonları kullanıcı tarafından gerçekleştirilen düğmeye basma, farenin düğmesine basma, menü bileşenlerinden birini seçme, veya imlecin bir bileşenin üstünden geçmesi ile tetiklenir.

Matlab'da GKA tasarılmanın iki yolu vardır: Birinci yöntemde kullanıcı GKA'nın ana penceresini ve her bir bileşenini kod yazarak oluşturur. İkinci yöntem ise Matlab'ın içinde hazır olarak gelen ve Şekil 3.9'da gösterilen GKA tasarım modülünü kullanmaktır.



Şekil 3.9 Matlab'da GUI tasarımlarının yapıldığı ara yüz

Matlab'ın grafiksel kullanıcı arayüzü tasarlanan yazılımdaki gereksinimlere göre seçilebilen toplam 11 adet nesne barındırır. Bunlar "push button", "toggle button",

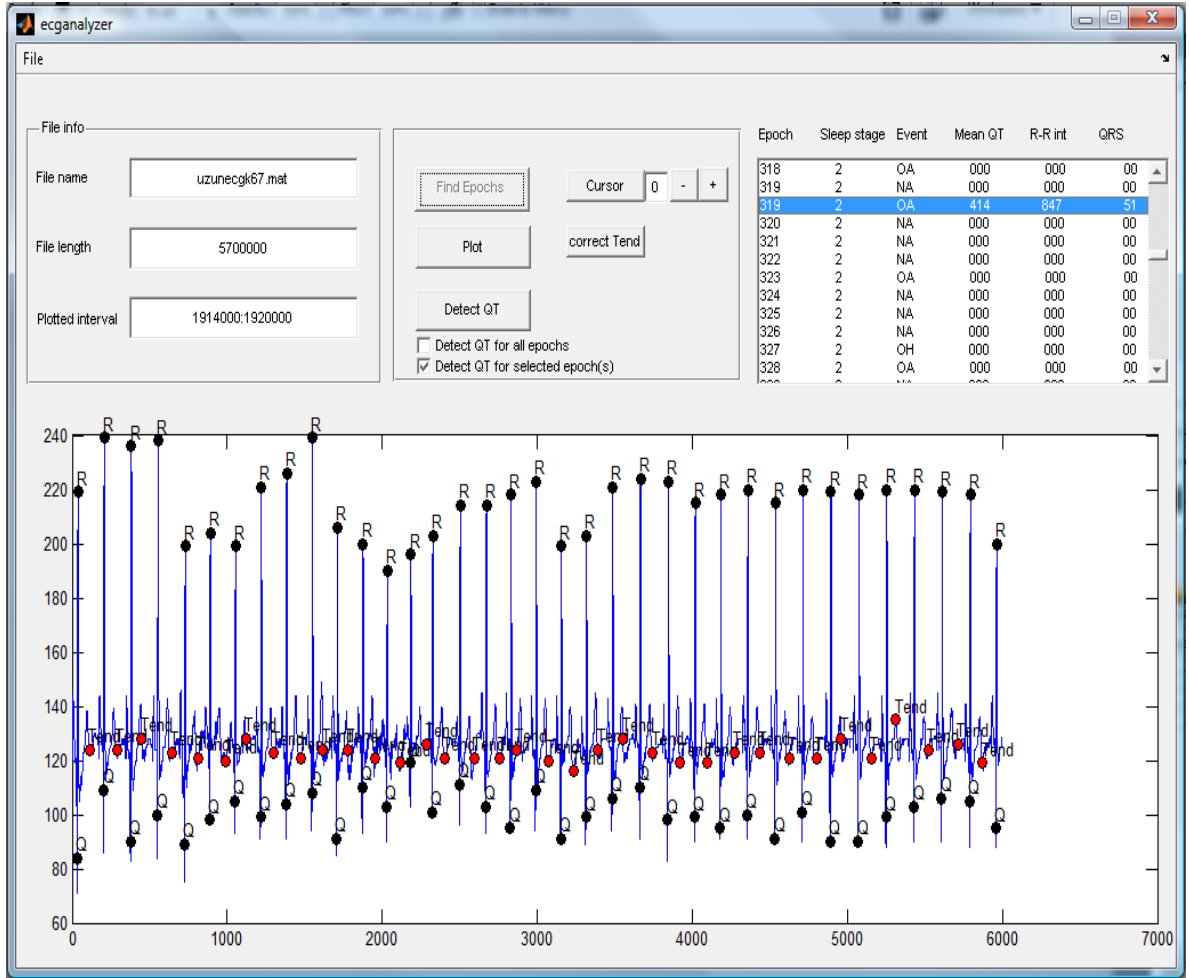
“radio button”, “check box”, “edit text”, “popup menu”, “listbox”, “slider”, “axes”, “static text” ve “frame”dir”. Şekil 3.9’da Matlab kullanılarak tasarlanacak bir GKA’de kullanılması mümkün kullanıcı etkileşimli nesnelere gösterilmiştir. Kullanıcı arabirimi Şekil 3.9’daki gibi oluşturulduktan sonra bir isim verilip uzantısı “fig” olacak şekilde kaydedilir. Matlab “fig” uzantılı dosyayla aynı adlı ve “m” uzantılı bir dosyayı kullanıcıya sormaksızın oluşturur. Oluşturulan bu dosya içerisinde, arayüzde kullanılan interaktif elemanların belirlenen özelliklerde ekranda görünmesini sağlayan “create_fcn” ve kullanıcı bu elemanlarla etkileşime girdiğinde hangi kodların çalıştırılacağını belirleyen “callback_fcn” fonksiyonları Matlab tarafından yine kullanıcıya sormaksızın yerleştirilir. Tasarımcının bundan sonra yapması gereken her hangi bir düğmeye basıldığında çalışmasını istediği komutları ve kodları ilgili düğmeye ait “callback_fcn” fonksiyonu altına yerleştirmektir.

3.6.2 EKG analizinde kullanılan arayüz

Analizi yapılan EKG kayıtlarının her biri 7-8 saat uzunluğundadır. Bu ise 30 sn’lik 600 civarı uyku aralığına (epok) denk gelmektedir. Geliştirilen algoritma sayesinde uyku boyunca kaydedilen EKG verisindeki QRS kompleksleri, T dalgası, QT aralığı ve RR aralıkları otomatik olarak tespit edilmekte ve bir yapı içerisinde saklanmaktadır. Dalga şekillerinin yanlış tespit edildiği düşünülen epokları veya genel olarak yapılan tespitleri kontrol etmek için Matlab da bir kullanıcı arayüzü geliştirilmiştir (Şekil 3.10). Bu arayüzde “File” menüsü altındaki “Open” komutu ile analizi yapılacak kayıt açıldıktan sonra “File info” kısmında açılan dosyanın adı, dosyanın toplam kaç örnekten oluştuğu ve eksende çizdirilen uyku aralığının dosyanın toplam uzunluğu içinde hangi aralığa tekabül ettiği bilgileri gösterilmektedir. Dosyayı açtıktan sonra “Find Epochs” düğmesine basıldığında seçim kutusuna epok numaraları ve bu epok numaralarına denk gelen uyku evreleri ve tespit edilen apneler yazılır. Tasarlanan arayüz bu bilgileri analizi yapılan veri ile beraber gelen “.EPC” uzantılı dosya içerisinden almaktadır.

“Detect QT” düğmesine basıldığında arayüz, bölüm 3.3 ve 3.4’de bahsedilen QRS kompleksi ve T dalgası tespit etme algoritmalarına ait kodları çalıştırarak dalga şekli tespitini yapar. Karışıklığa sebep vermemek için eksen üzerinde çizdirilen EKG trasesinde yalnızca Q dalgası, R dalgası ve T dalgasının sonu

işaretlenmektedir. Seçilen uyku aralığı için tespit edilen QTc, RR ve QRS değerlerinin ortalaması seçim kutusundaki ilgili yerlere yazılır. Analiz edilmek istenen epoklar seçim penceresinde “Ctrl” tuşuna basılarak seçilebileceği gibi “Detect QT” düğmesinin altındaki “Detect QT for all epochs” seçim kutusu işaretlenerek bütün epoklar için QTc ve RR aralıklarının tespit edilmesi ve kaydedilmesi mümkündür. Bulunan sonuçlar yine seçim penceresinde bütün epoklar için ilgili yerlere arayüz tarafından yazılmaktadır.



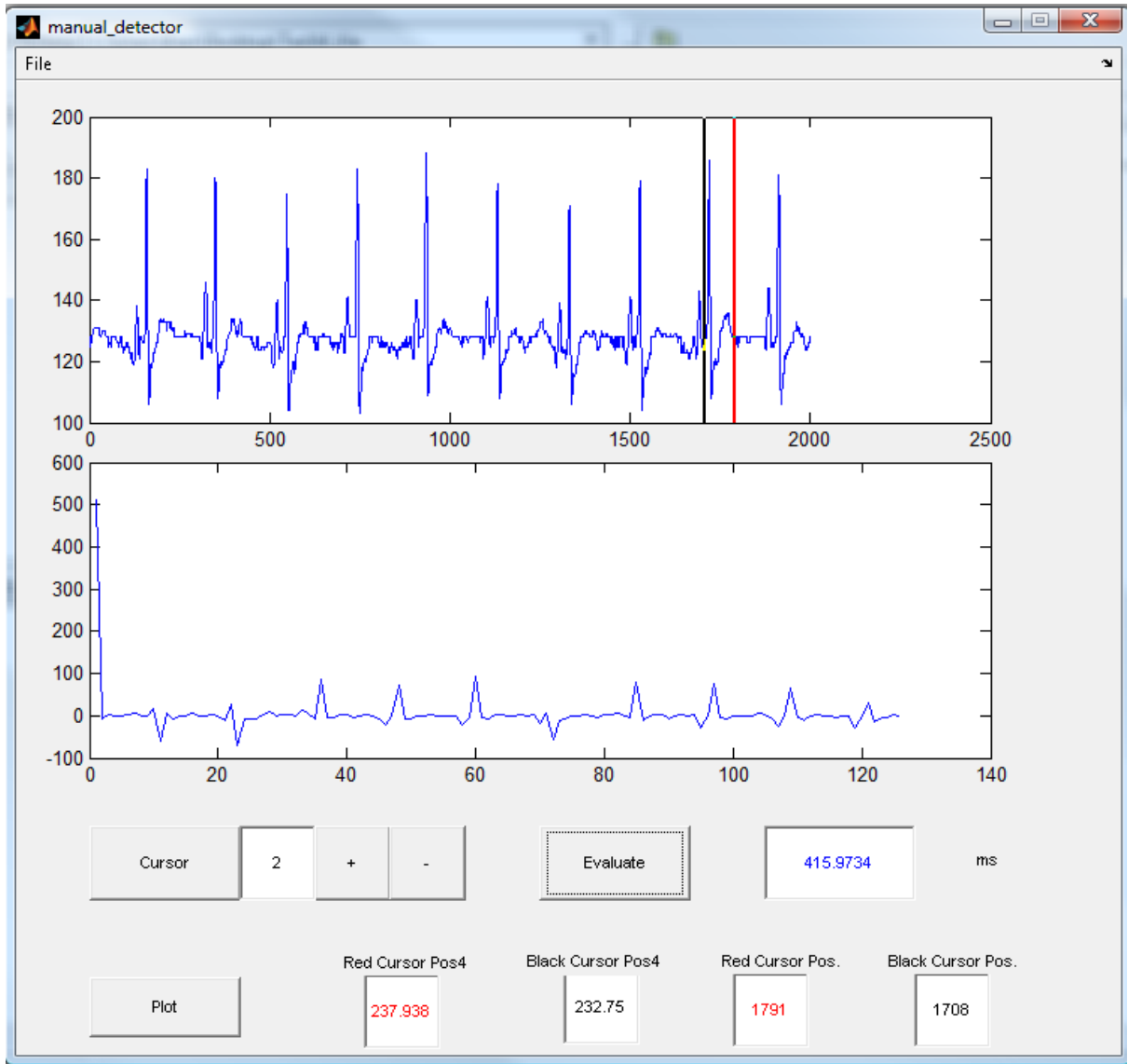
Şekil 3.10 EKG analizinin yapılmasını sağlayan arayüz

Kullanıcı otomatik olarak yapılan QT aralıkları tespitinde bir hata olduğunu düşünüyorsa “Cursor” düğmesine basarak grafik eksen üzerinde fare ile hareket ettirilebilen hareketli bir kursör çizdirilmesini sağlar. Daha sonra kırmızı noktalarla işaretli “Tend” noktalarından düzeltmek istediğinin yakınlarındaki doğru noktaya kursörü taşıyarak “correct Tend” düğmesine basar ve bu işlem sonucunda arayüz

görsel olarak “Tend” noktasını seçilen noktaya taşır ve yeni değeri kullanarak hesapladığı ortalama QTc değerini seçim penceresindeki ilgili yere yazar.

3.6.3 Aralıkların elle tespit edilmesinde kullanılan arayüz

QT ve RR aralıklarını otomatik olarak tespit eden algoritmanın doğru tespit yüzdesini ve başarısını belirleyebilmek için EKG sinyali üzerinde seçilen iki aralık arasındaki süreyi milisaniye olarak hesaplayıp kullanıcıya gösteren bir arayüz tasarlanmıştır. Aynı zamanda bu arayüz T dalgalarının dalgacık dönüşümü kullanılarak tespit edilmesi sırasında oldukça yararlı olmuştur. Üzerinde çalışılacak dosya 3.6.2’de anlatıldığı gibi açıldıktan sonra fare ile hareket ettirebilen kursörler hesaplanması isten aralığın başlangıç ve bitişine yerleştirildikten sonra “Evaluate” düğmesine basılır ve elde edilen sonuç yan taraftaki “edit box” içerisinde gösterilir. Alt taraftaki “Red Cursor Pos” ve “Black Cursor Pos” kutuları içerisindeki değerler hareketli kursörün o anda bulunduğu noktanın analizi yapılan sinyali oluşturan dizide kaçınıcı elemana denk geldiğini gösterirken “Red Cursor Pos4” ve “Black Cursor Pos4” kutuları ise kursörlerin 2⁴. dereceden dalgacık dönüşümü yapıldığında elde edilen dizideki hangi noktaya karşılık geldiğini göstermektedir (Şekil 3.11). Alttaki grafik eksen üstteki sinyale 2⁴. dereceden dalgacık dönüşümü uygulandığında elde edilen çıkış sinyalini göstermektedir. Arayüzün sağladığı bu bilgiler sayesinde bölüm 3.4’de değinilen algoritma geliştirilirken sinyalin sıfırdan geçtiği noktaların tayin edilmesi oldukça kolaylaşmıştır.



Şekil 3.11 Aralıklara ait sürelerin elle tespit edilmesini sağlayan ara yüz

3.7 Analizde Kullanılan İstatistikî Yöntemler

3.7.1 Hata oranlarının hesaplanması

Tezin sonuç bölümünde algoritmanın performansına yönelik verilen RMS hatalar eşitlik 3.20, yüzde hatalar ise eşitlik 3.21 kullanılarak hesaplatılmıştır.

$$\text{RMS Hata} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (V_d^i - V_a^i)^2}{N}} \quad (3.20)$$

$$\text{Yüzde Hata} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (V_d^i - V_a^i)^2}{\sum_{i=1}^N (V_d^i)^2}} \times 100 \quad (3.21)$$

3.7.2 t testi

“t” testi, hipotez testlerinde en yaygın olarak kullanılan yöntemdir [77]. t testi ile iki grubun ortalamaları karşılaştırılarak, aradaki farkın rastlantısal mı, yoksa istatistiksel olarak anlamlı mı olduğuna karar verilir. Küçük örnekleme teorisi olarak da bilinen “t” dağılımı, küçük örneklerle de çalışmaya imkan verdiği için, araştırmacılar için büyük kolaylık sağlamaktadır. “t” testi örnek boyutunun küçük olduğu ve ana kütleye ilişkin standart sapmaların bilinemediği durumlarda;

1. İncelenen bir değişken açısından bir gruba ait ortalama değer önceden belirlenen değerden farklı olup olmadığının,
2. İncelenen bir değişken açısından bağımsız iki grup arasında fark olup olmadığının,
3. İncelenen bir değişken açısından herhangi bir grubun farklı koşullar altındaki tepkilerinde farklılığın olup olmadığının incelenmesine yönelik hipotezleri test etmeye yönelik olarak geliştirilmiş bir analiz yöntemidir.

Bu nedenle üç tür “t” testi bulunmaktadır. Bunlar tek grup t testi (one-sample “t” test), bağımsız iki grup arası farkların “t” testi (independent samples “t” test) ve

eşleştirilmiş iki grup (paired-samples "t" test) arasındaki farklılıkların incelenmesine yönelik "t" testidir.

Tek grup "t" testi (one-sample test) genellikle herhangi bir konuda belirli öngörülerde bulunulduğunda bu öngörünün doğruluk derecesini test etmek amacıyla uygulanır.

Bir araştırmada çoğu kez farklı ana kütlede elde edilen gruplar arasında karşılaştırmalar yapmak gerekir. İşte bu gibi analizler Bağımsız iki grup arası farkların testi (Independent Samples "t" test) ile yapılır.

Bağımsız iki grup için farkların testi konusu incelenirken grupların birbirlerinden bağımsız evrenlerden geldiği varsayımı kabul edilmekte idi. Ancak özellikle kontrollü ve deneysel çalışmalarda aynı deneklerin farklı durumlarda nasıl davrandıklarının incelenmesine gerek duyulabilir. Amaç farklı iki koşulda elde edilen sonuçların farklı olup olmadığını araştırmaktır. İlişkili ölçümler için iki grup arasındaki farkların testi (Paired-Samples "t" testi) aşağıda özetlenen üç durum için kullanılabilir.

Birinci Durum: Bir grubun veya örneklemin iki bağımlı değişkene ilişkin ortalamalarının karşılaştırılarak ortalamalar arasındaki farkın belirli bir güven düzeyinde anlamlı (önemli) olup olmadığını test etmek için kullanılır.

İkinci Durum: Bir grubun veya örneklemin bir değişkene ait iki farklı zamandaki ölçümlerine ilişkin ortalamalarının karşılaştırılarak söz konusu ortalamalar arasındaki farkın belirli bir güven düzeyinde önemli olup olmadığını test etmek için kullanılır. Tekrarlı ölçümler ile iki ortalamanın karşılaştırıldığı bu duruma tipik örnek araştırmalarda uygulanan ön test-son test modelidir.

Üçüncü Durum: Bazı araştırmaların uygulamasının aynı örneklem veya denek grubu üzerinde gerçekleşmesi zor ve hatta bazen de (özellikle sağlık ve fen bilimleri alanlarında) imkânsızdır. Böyle araştırmalarda araştırma konusu ile ilgili aynı veya benzer özelliklere sahip örneklem kullanılır. Bu durumda, eşleştirilmiş iki grup tek bir grupmuş gibi varsayılarak iki ölçüme ilişkin ortalamalar karşılaştırılır. Burada iki grubun eşleştirilmesi, ölçüm sürecinden önce iki grup arasında ölçüm yapılacak konuda fark olmadığını varsaymak anlamına gelmektedir. Bu duruma,

deney ve kontrol grupları üzerinde gerçekleştirilecek ölçümlerin karşılaştırıldığı araştırmalar örnek olarak verilebilir. Başlangıçta deney ve kontrol grupları ölçüm yapılacak konuda farksız (eş) varsayılır, daha sonra deney grubu üzerinde belirli bir işlem gerçekleştirildikten sonra ölçüm yapılır ve bu ölçümler kontrol grubundan elde edilen ölçümlerle karşılaştırılır. İki ölçüm ortalaması arasındaki farkın belirli bir güven düzeyinde önemli olup olmadığı bu test ile belirlenir [77].

3.7.3 İstatistikî olarak karşılaştırılan verilerin popülasyonlara ayrılması

Tez çalışmasında üzerinde çalışılan 25 EKG verisinden 14'ü OUAS'li bireylerden kaydedilmiş kalan 11'i ise sağlıklı bireylerden kaydedilmiştir. Sağlıklı popülasyonla OUAS'li popülasyona ait QTc, QTcd, RR aralıkları ve QTc ve RR aralıklarının standart sapmaları uyku evreleri bazında sınıflandırılarak t testi yardımı ile istatiki olarak karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalar üç ayrı şekilde yapılmıştır.

İlk olarak OUAS'li popülasyonun 1, 2, 3, 4, REM ve uyanık evrelerine ait veriler sağlıklı popülasyonun 1, 2, 3, 4, REM ve uyanık evrelerindeki veriler ile aynı evreler birbirine denk gelecek şekilde karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma için kullanılacak verilerde eşit örnek sayısı şartı aranmamaktadır. Bu sebeple karşılaştırma aynı uyku evresine ait bütün verilerin epok bazındaki ortalamalarının alt alta yazılması ile elde edilen veri grupları kullanılarak yapılmıştır.

İkinci olarak OUAS'li popülasyondan kaydedilen 1, 2, REM ve uyanık evreleri eşleştirilmiş t testi yardımı ile kendi içinde karşılaştırılmıştır. Eşleştirilmiş t testi eşit sayıda örnek gerektirdiğinden farklı evreler, kendilerine ait bütün epoklar alt alta yazılarak birbirleri ile karşılaştırılmamış bunun yerine her bir bireyden karşılaştırılacak evreye ait tek bir ortalama değer alınarak karşılaştırma yapılacak veri grubu oluşturulmuştur. Bir başka deyişle her bir evreye ait 14'er tane veri kullanılarak karşılaştırma yapılmıştır. 14 OUAS'li bireyden 7'si gece boyunca Evre 4'e, 2 tanesinde hem Evre 3'e hem de Evre 4'e geçmemiştir. Bu yüzden OUAS'li popülasyonun kendi içindeki karşılaştırmaya Evre 3 ve 4 katılmamıştır.

Son olarak, sağlıklı bireylerden oluşan popülasyona ait QTc, QTcd ve RR aralıkları farklı uyku evreleri için, popülasyon içinde karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada

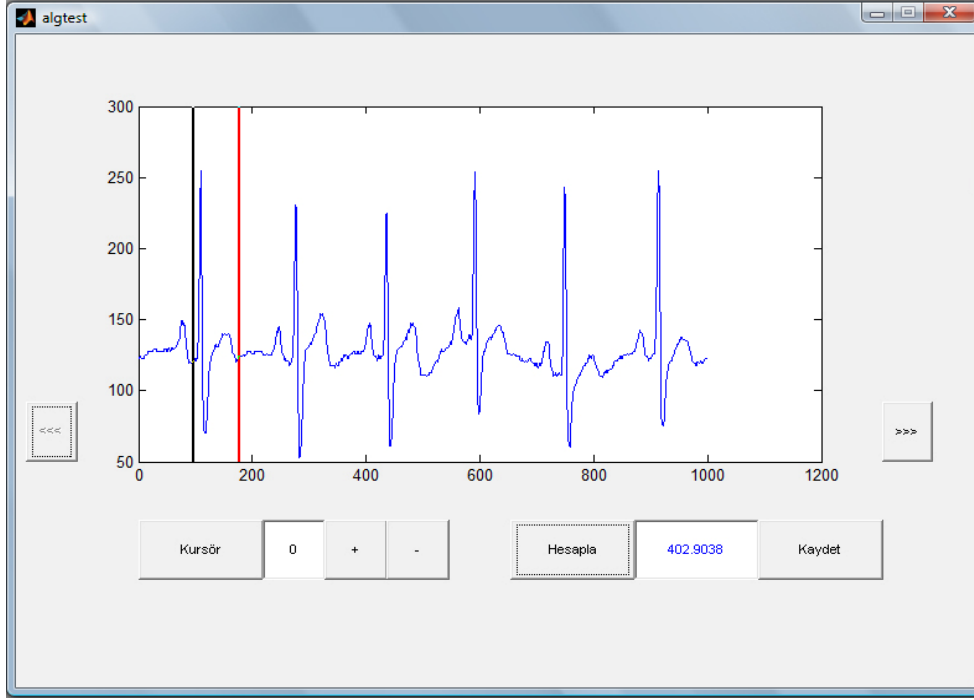
yine eşleştirilmiş t test kullanılarak yapıldığı için 11 örnek içeren veri grupları kullanılmıştır.

3.8 Geliştirilen Algoritmanın Performansının Test Edilmesi

Bu tez çalışmasında, QT aralıklarını otomatik olarak tespit eden algoritmanın performansını sınamak için Kahramanmaraş Devlet Hastanesi Kardiyoloji Kliniğinden Doç. Dr. Sami Özgül ve Dr. Egemen Duygu'dan yardım alınmış ve bu bölümün alt başlıklarında ayrıntılarına değinilen çalışmalar yapılmıştır.

3.8.1 Kardiyoloji uzmanlarının QT aralıklarını elle işaretlemesi

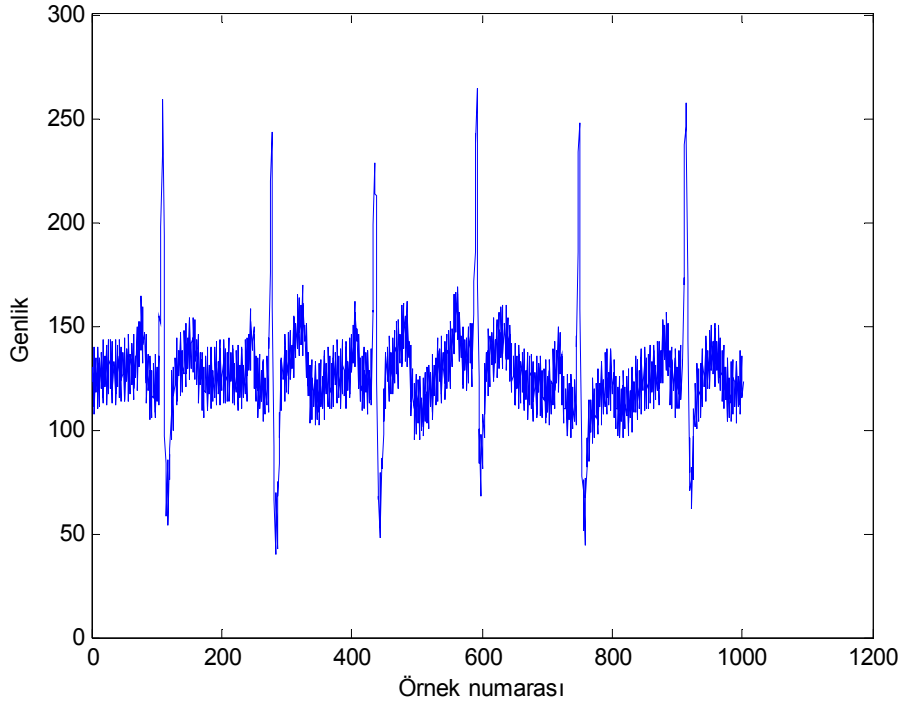
Geliştirilen algoritmanın hata payının hesaplatılmasında kullanılacak EKG sinyali analizi yapılan 25 veriden 5'er saniyelik parçalar seçilerek elde edilmiştir. Bu parçalar seçilirken birbirinden farklı QRS kompleksi ve T dalgası morfolojisine sahip olan veri bölgeleri taranmış ve bir araya getirilerek algoritmanın performansının sınanacağı çeşitli testlerde kullanılmak üzere hazırlanmıştır. 24 farklı EKG verisinden elde edilen yeni sinyal Şekil 3.12'de gösterilen ara yüz vasıtası ile açılmış ve hareketli kursörler yardımı ile kardiyoloji uzmanı iki farklı doktor tarafından QT aralıkları elle işaretlenmiş ve kursörler arası mesafe arayüze hesaplatılarak bir "mat" dosyasına kaydedilmiştir. Daha sonra aynı sinyal parçası geliştirilen QT aralığı tespit algoritması vasıtası ile işlenmiş ve algoritmanın bulduğu aralıklar farklı bir mat dosyasına kaydedilmiştir. Kardiyoloji uzmanlarının işaretlediği QT aralıklarının ortalaması alınmış ve algoritmanın tespit ettiği QT aralıkları ile istatistiksel olarak karşılaştırılarak algoritmanın hata payı hesaplatılmıştır. RR aralıklarının hangi oranda hata payı ile bulunduğu tespit edilmesi için doktorlardan yardım alınmamıştır. Bunun başlıca sebebi R noktasının her hangi bir morfolojiye sahip olmaması ve QRS kompleksi içindeki maksimum genlikli nokta olmasıdır. Algoritma tarafından tespit edilen RR ve QT aralıkları için hesaplatılan hata oranları ve elde edilen sonuçlar Bölüm 4.1.1'de sunulmuştur.



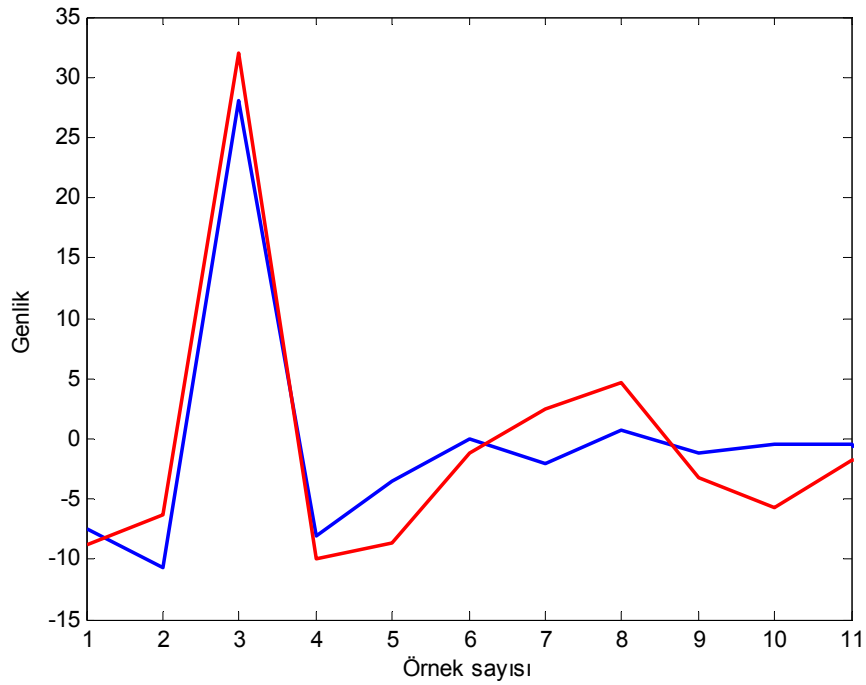
Şekil 3.12 Kardiyoloji uzmanlarının QT aralıklarını elle işaretleyebilmesi için geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüz

3.8.2 Geliştirilen algoritmanın çeşitli gürültüler altında test edilebilmesi için EKG sinyallerine gürültü eklenmesi

Test edilen sinyal parçasına 50 Hz'lik şebeke gürültüsü eklemek için Matlab kullanılarak, EKG sinyalinin tepeden tepeye genliğinin 1/8'i, 1/16'sı ve 1/32'si büyüklüğünde genliğe sahip, sinyalle eşit uzunlukta 50 Hz'lik bir sinüs sinyali üretilmiş ve orijinal sinyalle toplanarak şebeke gürültüsünün etkisine benzer bir etki elde edilmiştir (Şekil 3.13). Daha sonra geliştirilen algoritma bu sinyal üzerinde uygulanarak kardiyoloji uzmanı doktorların işaretlediği QT aralıkları ile karşılaştırılmıştır. Hesaplanan hata payları gürültü eklenmemiş sinyalden elde edilen hata payları ile karşılaştırıldığında bu tez çalışması sırasında geliştirilen QT tespit algoritmasının şebeke gürültüsünden etkilendiğini görülmektedir. Bu etkilenmenin sebebi Şekil 3.14'de görüldüğü gibi T dalgasının tespitinde kullanılan yerel maksimum ve minimum noktalarının yerlerinin ve genliklerinin gürültü eklenmemiş orijinal sinyale göre farklı olmasıdır. Şebeke gürültüsünü barındıran bir sinyal analiz edilmek istendiğinde çentik filtre kullanılması tavsiye edilmektedir [72]. Hesaplanan hata payları Bölüm 4.1.2'de sunulmuştur.

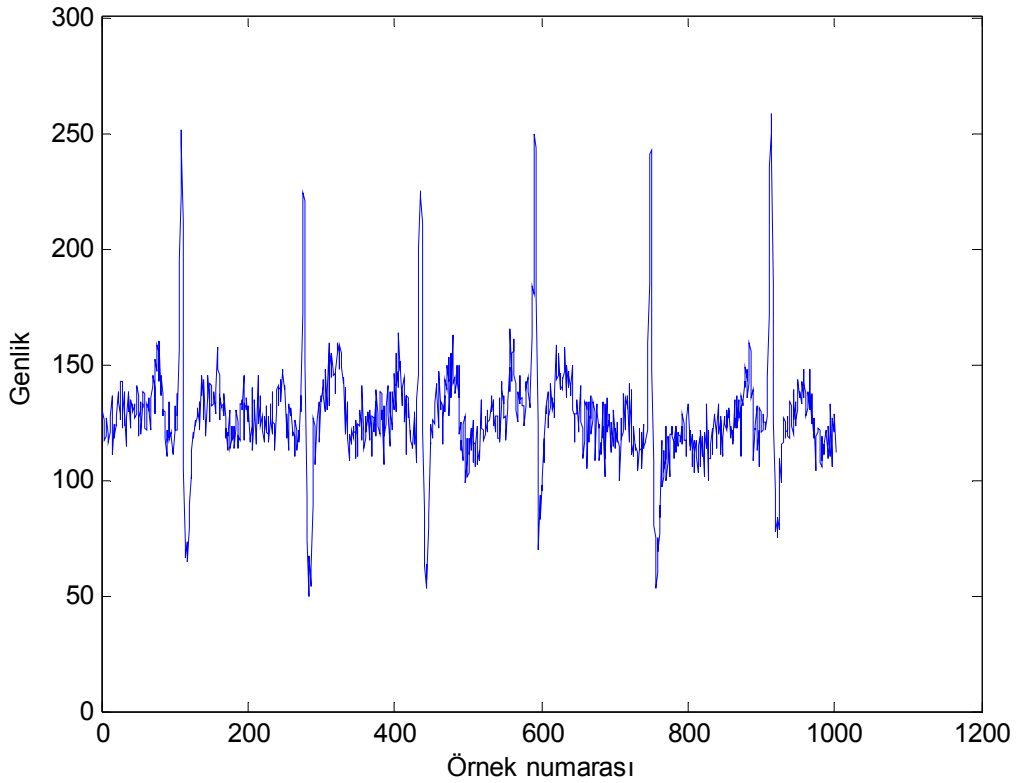


Şekil 3.13 Orijinal sinyalin 1/16'sı kadar genliğe sahip 50 Hz'lik şebeke gürültüsü eklenmiş sinyal

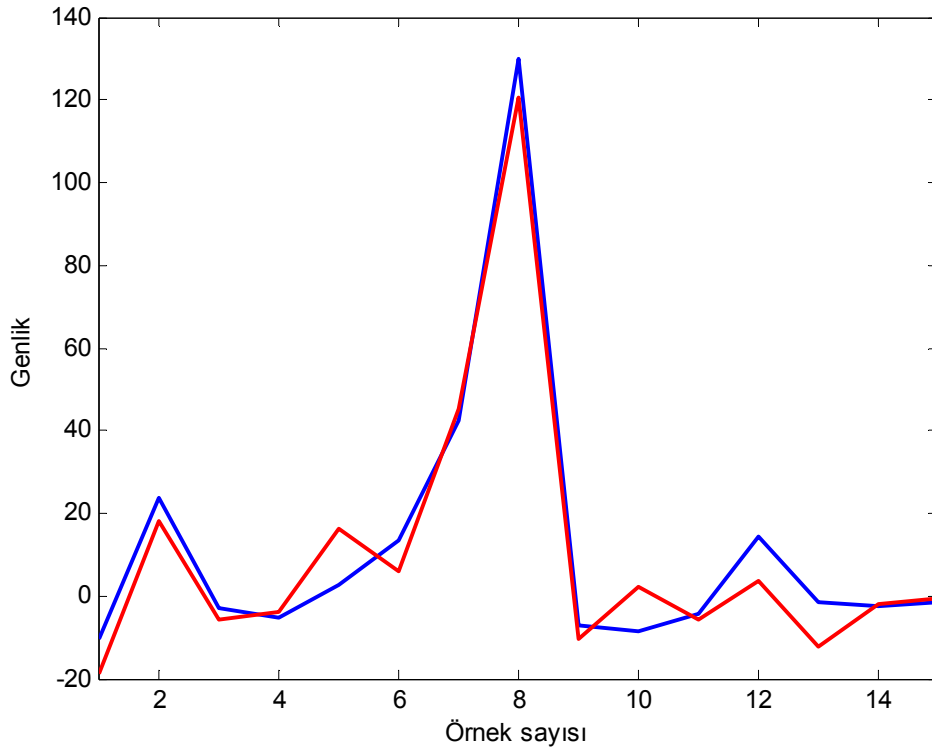


Şekil 3.14 Orijinal sinyal (mavi) ve orijinal sinyale 1/16'sı genliğinde 50 Hz şebeke gürültüsü eklenmesi ile elde edilen sinyalin (kırmızı) 2⁴. ölçek dalgacık dönüşümlerinin karşılaştırılması.

Şekil 3.15’de kas kasılmalarından kaynaklanan gürültünün yapay olarak eklendiği sinyal gösterilmektedir. Kas kasılmalarından kaynaklanan hareket “Gaussian” dağılımlı beyaz gürültüye sebebiyet verir [73]. Beyaz gürültü Matlab da hazır bir fonksiyon olan $y = \text{awgn}(x, \text{snr}, \text{'measured'})$ kullanılarak üretilmiştir. Burada “x” gürültü eklenmek istenen sinyal, “snr” sinyal gürültü oranı, “measured” ise gürültü ekleme işlemini sinyalin gücüne göre ayarlayan ve fonksiyonun kendisinin otomatik olarak tespit ettiği parametrelerdir. Performans testlerinde kullanılmak üzere hazırlanan örnek veri setine 25, 30 ve 35 db güçlerinde beyaz gürültü eklenerek geliştirilen algoritmanın ne ölçüde doğru sonuçlar ürettiğine ve hata payına bakılmıştır. Elde edilen sonuçlar Bölüm 4.1.2’de sunulmuştur. Sonuçlar incelendiğinde T dalgalarının hatalı tespit edildiği görülmüştür. Bunun sebebi T dalgasının sınır değerlerinin bulunduğu 2^4 . ölçek dalgacık dönüşümünün “Gaussian” dağılımlı beyaz gürültüden etkilenmesidir. Bu etkilenme Şekil 3.16’da görüldüğü gibi T dalgasının başlangıç ve bitişlerinin tespiti için kullanılan yerel maksimum ve minimum noktalarının zaman ekseninde kayması veya sayılarının ve genliklerinin değişmesi şeklindedir.



Şekil 3.15 Kas Kasılmalarından kaynaklanan gürültünün yapay olarak (25 db’lik beyaz gürültü) eklenmesi ile elde edilen EKG sinyali



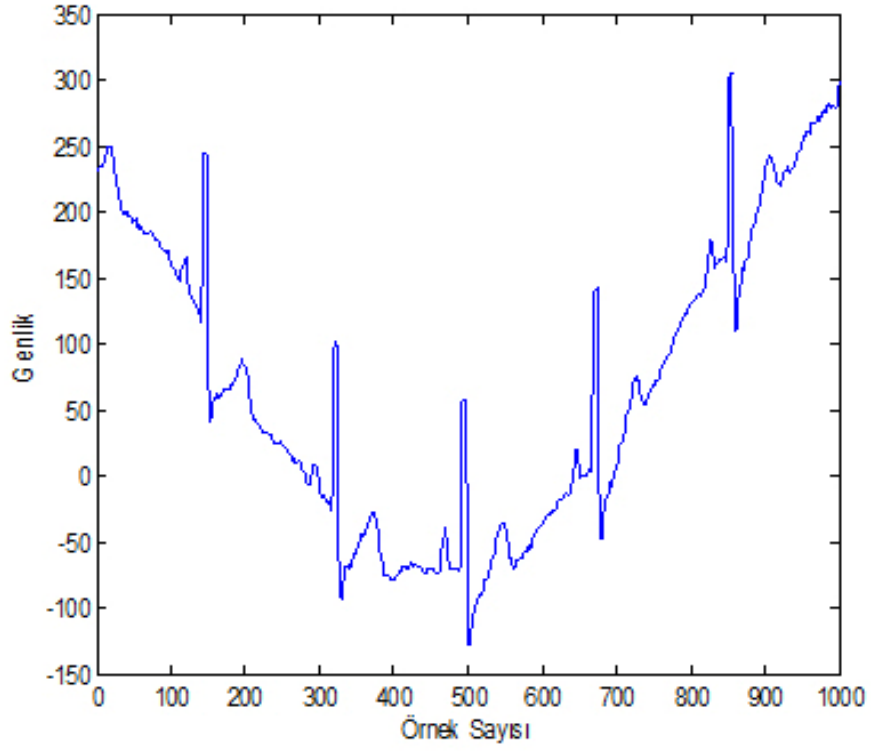
Şekil 3.16 Orijinal sinyal (mavi) ve orijinal sinyale sinyal gürültü oranı 25 db (kırmızı) olan beyaz gürültü eklendikten sonra 2^4 . ölçek dalgacık dönüşümlerinin karşılaştırılması.

Bir EKG sinyalinde taban çizgisinden kayma solunumdan kaynaklanır [74]. Şekil 3.17'de böyle bir EKG sinyali görülmektedir. Bu gürültüyü yapay olarak oluşturmak için solunum sinyalinin frekansına yakın frekansa sahip (0,15 Hz), gürültünün ekleneceği sinyale eşit uzunlukta bir sinüs dalgası üretilmiş ve bu dalga orijinal sinyalin tepeden tepeye genlik değeri ve orijinal sinyal ile çarpılmıştır (Eşitlik 3.20) [73].

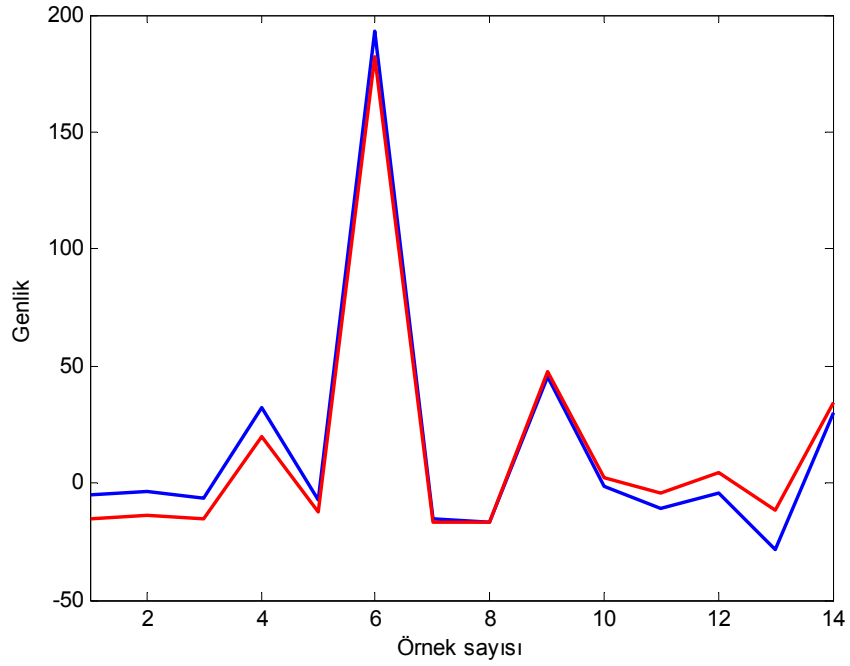
$$A * (\sin(2*(\pi)*R + \psi)) * x(t) \quad (3.20)$$

Burada A tepeden tepeye genlik değeri, R solunum frekansı ψ faz gecikmesidir ($\pi/2$, π , $3\pi/2$).

Taban çizgisi kaymasına maruz bırakılmış EKG sinyali ile bu gürültünün eklenmediği orijinal sinyalin 2^4 . ölçek dalgacık dönüşümlerinden elde edilen sinyaller üst üste çizdirildiğinde ufak sapmalar olduğu ancak morfolojik değişiklikler olmadığı görülmektedir (Şekil 3.18).



Şekil 3.17 0,15 Hz frekansında solunum sinyali üzerine EKG sinyali bindirilerek taban çizgisi kaymasının yapay olarak meydana getirilmesi



Şekil 3.18 Orijinal sinyal (mavi) ve orijinal sinyalin 0,15 Hz'lik solunum sinyaline bindirilerek taban çizgisi kaymasına maruz bırakıldıktan sonra (kırmızı) 2^4 . ölçek dalgacık dönüşümlerinin karşılaştırılması.

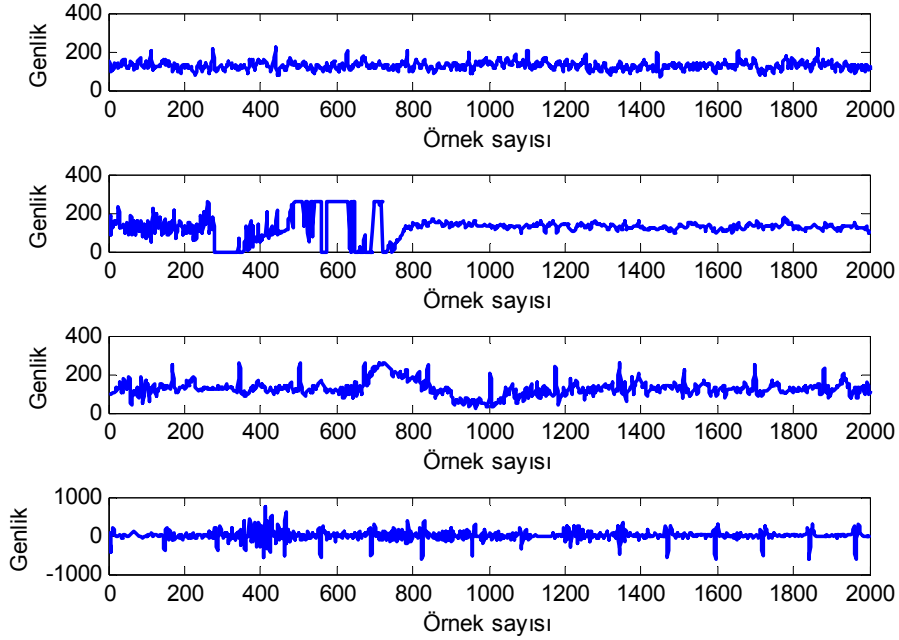
3.8.3 Analizi yapılan EKG verilerinin gürültülü bölgelerinde yanlış QT tespitinin engellenmesi

Bu tez çalışmasında analizi yapılan EKG kayıtları incelendiğinde bazı sinyal bölgelerinde elektrot temassızlığı ve hareket başta olmak üzere çeşitli gürültüler yüzünden sinyal gürültü oranının oldukça düştüğü ve hatta bazı bölgelerde EKG trasesinin tamamen kaybolduğu görülmüştür. Geliştirilen algoritmanın gürültülü sinyallere karşı bir miktar tolerans gösterdiği bilinmekle birlikte bahsi geçen gürültülü sinyal bölgelerinde hatalı tespitler yapabildiği tespit edilmiştir. Analiz yapılan toplam 25 verideki hatalı tespitlere sebebiyet veren gürültülü bölgeler genel olarak birbirine benzemektedir (Şekil 3.19). Algoritmanın performansını etkileyen en önemli etken QRS komplekslerinin hatasız bir şekilde tespit edilmesi olduğundan alınan önlemler ağırlıklı olarak QRS komplekslerinin doğru tespit edilmediğinin kontrolü yönündedir ve genel olarak aşağıdaki gibi sıralanmaktadır.

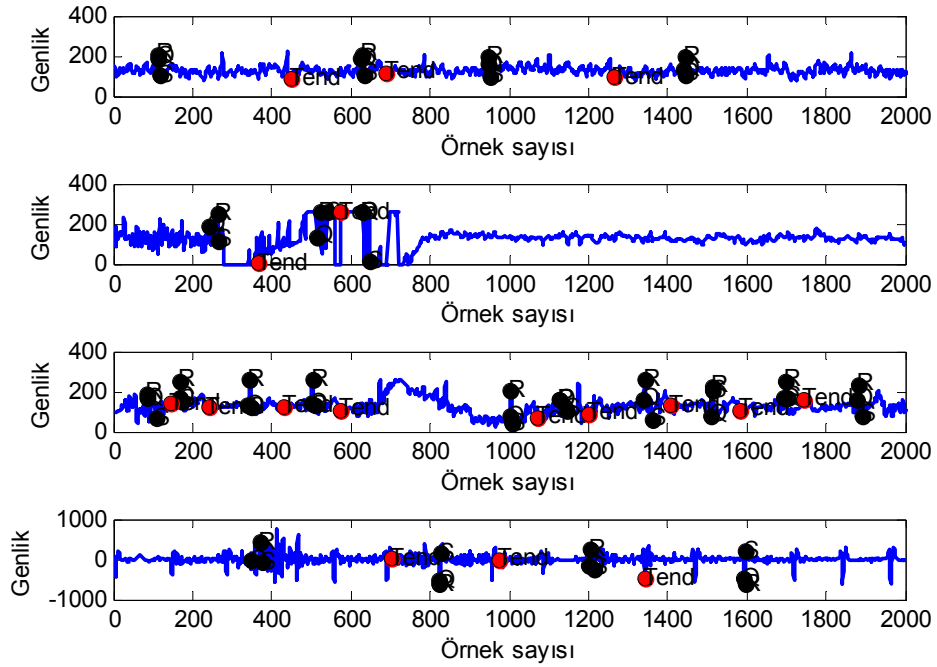
1. 500 ms'den daha kısa bir süre içerisinde arka arkaya tespit edilen QRS komplekslerinden ikinci sırada tespit edilen hatalı tespit edildi kabul edilerek silinmiştir.
2. Ard arda gelen iki QRS kompleksi arasındaki sürenin 1500 ms'den fazla olduğu epoklar değerlendirme dışı bırakılmıştır.
3. 15'den az veya 75'den fazla QRS kompleksi tespit edilen epokların gürültüden etkilendiği varsayılarak bu epoklarda tespiti yapılan QT ve RR aralıkları istatistikî hesaplamalara katılmamıştır.
4. Aynı epokta tespit edilen QT ve RR aralıklarının aritmetik ortalaması değil medyan değeri alınarak hatalı tespit edilen (aşırı kısa veya aşırı uzun) QT ve RR aralıkları göz ardı edilmiştir.
5. QTcd aralıkları hesaplanırken analizi yapılan bütün veriler için QTc aralıklarının yığıldığı değer tespit edilmiş ve tespit edilen bu değer 75 ms öncesi ile 75 ms sonrasında QTcd hesaplatılarak aşırı uçlardaki QTc değerlerinden kaynaklanabilecek hataların önüne geçilmiştir.

Geliştirilen algoritma yukarıda sıralanan kontrol mekanizmaları yerleştirilmeden Şekil 3.19'da gösterilen gürültülü sinyal parçalarına uygulandığında elde edilen sonuçlar Şekil 3.20'deki gibi olmaktadır. Kontrol mekanizmaları aktif hale

getirildiğinde ise hatalı tespitler engellenmekte ve Şekil 3.20’de hatalı aralık tespiti yapıldığı açık bir şekilde görülen sinyal bölgeleri elenmektedir.



Şekil 3.19 Analizi yapılan sinyaller içinden seçilmiş gürültülü sinyal bölgeleri



Şekil 3.20 Algoritmanın gürültülü bölgelerde hatalı tespit yapmasını engelleyen kontrol mekanizmaları devre dışı bırakıldığında elde edilen sonuç

4. SONUÇLAR

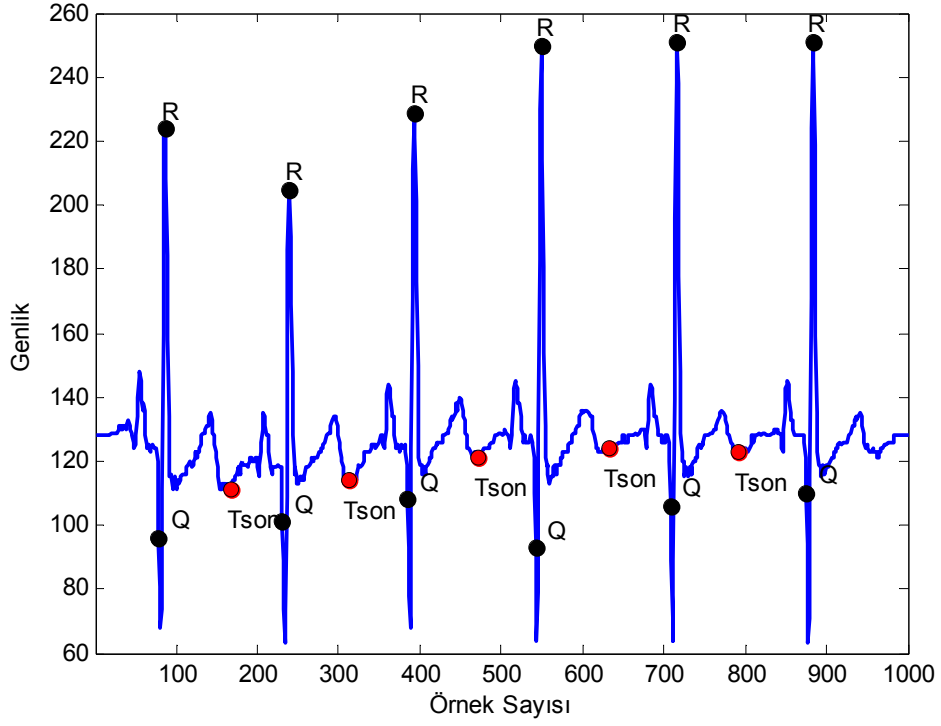
4.1 Geliştirilen Algoritmanın Performans Testi Sonuçları

4.1.1 Gürültü barındırmayan EKG sinyalleri için performans testi sonuçları

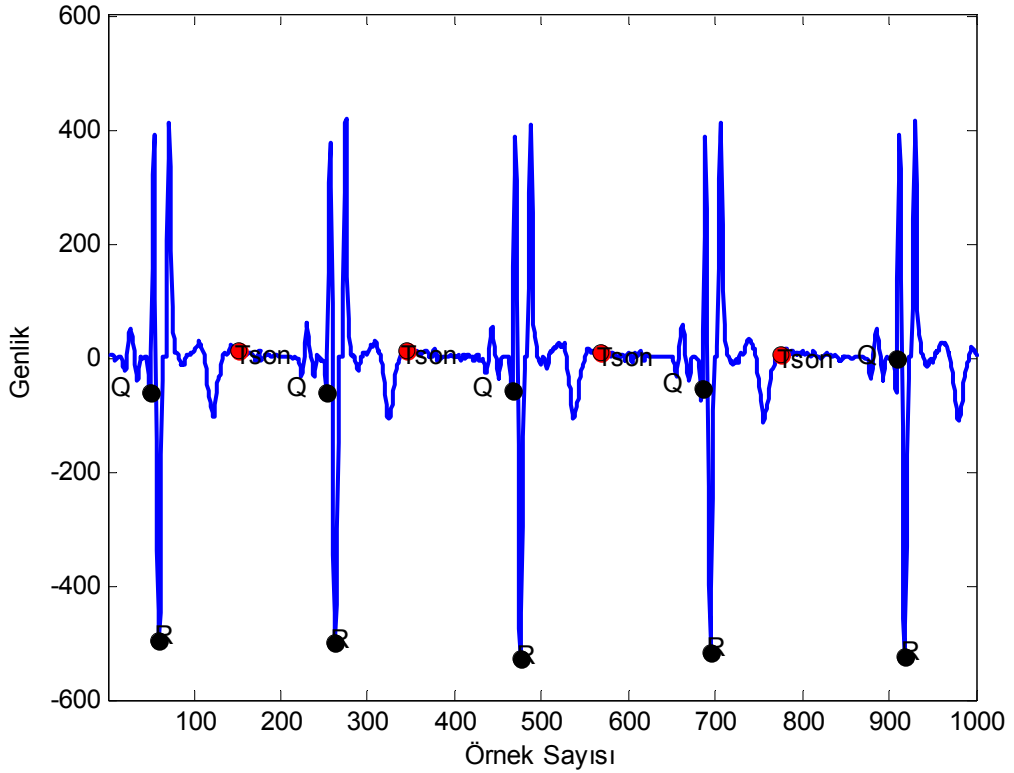
Bölüm 3.8.1’de ayrıntıları anlatılan yöntemler kullanılarak geliştirilen algoritmanın QT ve RR aralıklarını ne kadar hata ile bulduğuna ait sonuçlar Çizelge 4.1’de sunulmuştur. Şekil 4.1, 4.2 ve 4.3’de ise farklı morfolojideki EKG sinyallerinde tespit edilen Q noktaları, R noktaları ve T dalgalarının bitiş noktaları geliştirilen algoritma tarafından işaretlenmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan verilerin örnekleme frekanslarının 200 Hz olduğu ve tek bir örneğin 5 ms’ye karşılık geldiği göz önüne alındığında QT ve RR aralıklarının hatalı tespit oranının düşük olduğu söylenebilir.

Çizelge 4.1 Geliştirilen algoritmanın gürültü barındırmayan EKG sinyallerindeki aralık tespitlerine ait hata oranları

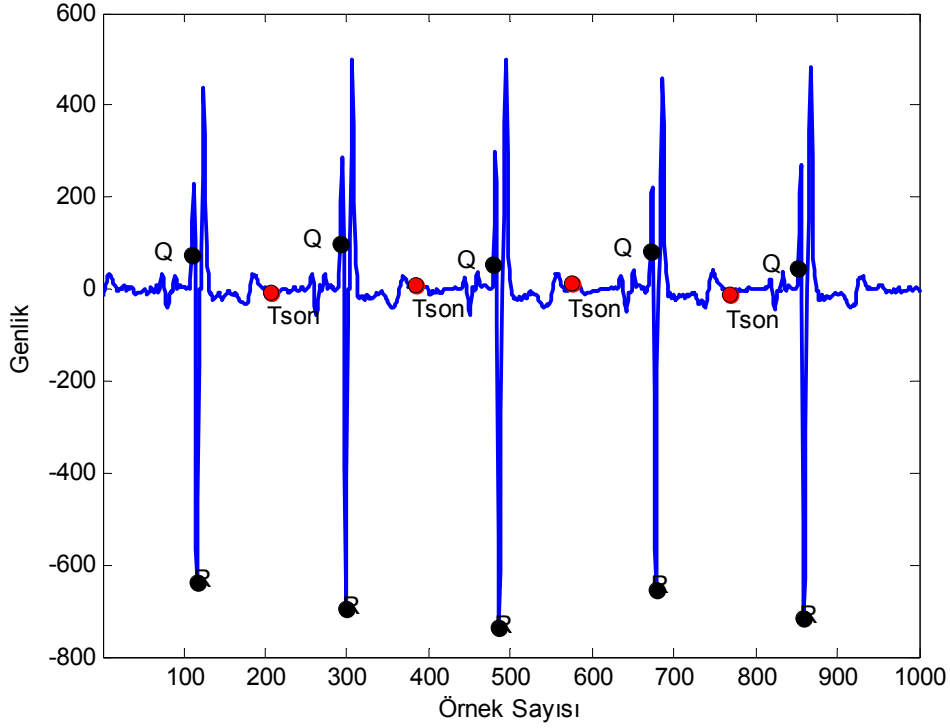
Hata Türü	QT aralıkları için hesaplanan hata oranları	RR aralıkları için hesaplanan hata oranları
RMS Hata (ms)	18,45	12,96
Yüzde Hata (%)	4,47	1,31
Maksimum Hata (ms)	35,00	51,00
Minimum Hata (ms)	1,00	0,00



Şekil 4.1 Pozitif T dalgası ve algoritma tarafından tespit edilen Q, R ve Tson noktaları



Şekil 4.2 Negatif T dalgası ve algoritma tarafından tespit edilen Q, R ve Tson noktaları



Şekil 4.3 Bifazik T dalgası ve algoritma tarafından tespit edilen Q, R ve Tson noktaları

4.1.2 Gürültülü EKG sinyalleri için performans testi sonuçları

Bölüm 3.8.2’de ayrıntılarına değinilen yöntemler kullanılarak analizi yapılan EKG verilerine çeşitli şiddetlerde ve tipte gürültüler eklenmiş ve bu sinyaller kullanılarak geliştirilen algoritma tarafından otomatik olarak tespit edilen QT aralıklarının hangi oranda hata ile tespit edildiği Çizelge 4.2 ve 4.3’de sunulmuştur. RR aralıklarının tespiti için hesaplanan hata payları gürültü eklenmemiş sinyaller için elde edilen hata payları ile aynı olduğu için bu hata paylarının tekrar verilmesine gerek duyulmamıştır. Taban çizgisi kayması için hesaplanan QT ve RR aralıklarının tespitine dair hata payları da gürültü eklenmemiş sinyal için hesaplanan hata payları ile aynı olduğundan bu hata payları da ayrıca verilmemiştir. Sonuçlar incelendiğinde şebeke gürültüsünün genliği arttıkça, kas kasılmalarından kaynaklanan gürültünün ise sinyal gürültü oranı azaldıkça algoritmanın doğru tespit oranının azaldığı görülmektedir. Sonuç olarak taban çizgisi kayması dışındaki gürültülerin geliştirilen algoritmanın QT aralıklarını tespit etme yeteneğini etkilediği ve hatalı tespit oranlarının istatistiksel olarak kabul edilebilir sınırın biraz üstünde olduğu belirlenmiştir.

Çizelge 4.2 Şebeke gürültüsü eklenen EKG sinyalinde tespit edilen QT aralıklarına ait hata payları

		Farklı şidedetlerdeki şebeke gürültüsü altında QT aralığı tespitine ait hata payları		
Hata Türü		1/8 Genlik 50 Hz	1/16 Genlik 50 Hz	1/32 Genlik 50 Hz
RMS Hata	(ms)	112,43	92,23	65,00
Yüzde Hata	(%)	28,05	23,01	16,00
Maksimum Hata	(ms)	155,00	80,00	80,00
Minimum Hata	(ms)	0	5,00	5,00

Çizelge 4.3 Kas kasılmalarından kaynaklanan gürültü eklenen EKG sinyalinde tespit edilen QT aralıklarına ait hata payları

		Farklı şidedetlerdeki beyaz gürültü altında QT aralığı tespitine ait hata payları		
Hata Türü		25 db	30 db	35 db
RMS Hata	(ms)	112,03	96,61	78,25
Yüzde Hata	(%)	28,16	24,28	19,67
Maksimum Hata	(ms)	145,00	75,00	95,00
Minimum Hata	(ms)	5,00	5,00	5,00

4.2 OUAS'li Popülasyon ile Sağlıklı Popülasyonun QTc, QTcd ve RR Dağılımlarının Karşılaştırılması

OUAS'li ve sağlıklı bireylere ait QTc, QTcd ve RR aralıkları uyku evresi ve epok bazında ayrı ayrı gruplanarak karşılaştırılmıştır. Yapılan bu karşılaştırma sonucunda uyanık evresi dışındaki bütün diğer uyku evreleri için OUAS'li popülasyonun QTc ve RR dağılımlarının sağlıklı popülasyondan farklılık gösterdiği ($p<0,05$) görülmüştür. Genel olarak bütün uyku evreleri için QTc aralıklarının OUAS'li bireylerde sağlıklı bireylere göre daha uzun olduğu görülmektedir. RR aralıkları için ise tam tersini söylemek mümkündür. OUAS'li popülasyonun RR aralıklarının sağlıklı popülasyonun RR aralıklarından daha kısa olduğu görülmektedir.

QTcd değerlerinin ise Evre 1, 2 ve uyanık için ayırt edici bir parametre olarak kullanılması mümkün iken diğer evrelerde bir farklılık göstermediği görülmektedir (Çizelge 4.4). Ayrıca bütün uyku evreleri için OUAS'li popülasyonun QTcd aralıklarının sağlıklı popülasyondan daha uzun olduğu görülmektedir. Bu ise OUAS'li popülasyondaki bireylerin kalbinin aritmiye daha yatkın olduğunun bir göstergesidir.

OUAS'li popülasyon ile sağlıklı popülasyonun uyanık evresindeki RR dağılımlarının neredeyse birebir aynı oluşu ($p=0.9778$) OUAS'nin kalp hızı değişimi üzerindeki etkisinin uyku esnasında belirgin bir hal aldığı, uyanıkken ise kalp hızı değişimi üzerine herhangi bir etksi olmadığı şeklinde yorumlanabilir.

Tablolarda anlamlı bir farklılık gösteren ($p<0,05$) karşılaştırma sonuçları yıldız (*) ile işaretlenmiş ve koyu punto ile yazılmıştır.

Çizelge 4.4 OUAS'li popülasyonla sağlıklı popülasyonun QTc, QTcd ve RR aralıklarının karşılaştırılması

	Evre 1			Evre 2		
	Sağlıklı	OUAS'li	P değeri	Sağlıklı	OUAS'li	P değeri
Ort. QTc	395 ± 22	431 ± 41	<0,0001*	397 ± 22	426 ± 35	<0,0001*
QTcd	23 ± 13	45 ± 27	0,0219*	41 ± 11	75 ± 16	<0,0001*
Ort. RR	935±126	867 ± 104	<0,0001*	968 ± 126	893 ±104	<0,0001*
	Evre 3			Evre 4		
	Sağlıklı	OUAS'li	P değeri	Sağlıklı	OUAS'li	P değeri
Ort. QTc	396± 17	432 ± 42	<0,0001*	402 ± 12	447 ± 40	<0,0001*
QTcd	26 ± 14	35 ± 15	0,1733	27 ± 16	43 ± 14	0,0531
Ort. RR	990 ± 139	890 ± 69	<0,0001*	969 ± 145	914 ± 98	<0,0001*
	Evre REM			Evre Uyanık		
	Sağlıklı	OUAS'li	P değeri	Sağlıklı	OUAS'li	P değeri
Ort. QTc	397 ± 24	423 ± 37	0,0128*	400 ± 20	431 ± 35	<0,0001*
QTcd	33 ± 13	42 ± 16	0,1534	41 ± 6	69 ± 17	<0,0001*
Ort. RR	942 ± 123	900 ± 96	0,0035*	860 ± 101	859 ± 103	0.9778

4.3 OUAS'li Popülasyonun QTc, QTcd ve RR Dağılımlarının Kendi İçinde Farklı Uyku Evreleri için Karşılaştırılması

Çizelge 4.5 ve 4.6 incelendiğinde ilk dikkat çeken nokta QTc aralıklarının evreler bazında farklı bir dağılım göstermediğidir (Karşılaştırılan bütün uyku evrelerinde $p>0,05$). RR aralıklarının da aynı şekilde tek bir durum hariç farklı evrelerde farklı dağılımlar göstermediği görülmektedir. Çizelge 4.6 incelendiğinde apne görülen evrelerdeki QTc ve RR aralıklarının apne görülmeyen evrelerden süre bakımından her hangi bir farkı olmadığı görülmektedir ancak QTc aralıklarının ne kadar homojen dağıldığının bir göstergesi olan QTcd değerinin farklı dağılımlar gösterdiği görülmektedir. Diğer evreler için QTcd değerleri incelendiğinde Evre 1-2 ve Evre 1-REM için anlamlı bir farklılık yokken, Evre 2-REM ve Evre 1-Uyanık arasındaki QTcd karşılaştırmaları anlamlı bir fark vermektedir. Karşılaştırılan parametrelerden hiçbiri Evre 1 ile evre REM'i ayırt etmemize yardımcı olmamasına rağmen karşılaştırılan diğer evrelerde en az bir parametre ayırt edici olarak kullanılabilir.

Çizelge 4.5 OUAS'li popülasyonun QTc, QTcd ve RR aralıklarının evre 1, 2, REM ve uyanık için karşılaştırılması

	OUAS'li				P değeri
	Evre 1	Evre 2	EvreREM	Evre Uyanık	
Ort. QTc	431 ± 41	426 ± 35	423 ± 37	431 ± 35	P ₁₋₂ =0,3081 P _{1-REM} =0,3344 P _{1-Uyanık} =0,9823 P _{2-REM} =0,7860 P _{2-Uyanık} =0,1284 P _{REM-Uyanık} =0,2851
QTcd	45 ± 27	75 ± 16	42 ± 16	69 ± 17	P ₁₋₂ =0,1583 P _{1-REM} =0,7946 P_{1-Uyanık} =0,0053* P_{2-REM} <0,0001* P _{2-Uyanık} =0,3452 P_{REM-Uyanık} <0,0001*
Ort. RR	867 ± 104	893 ±104	900 ± 96	859 ± 103	P₁₋₂ =0,0110* P _{1-REM} =0,0801 P _{1-Uyanık} =0,4335 P _{2-REM} =0,4384 P_{2-Uyanık} =0,0075* P _{REM-Uyanık} =0,6879

Çizelge 4.6 OUAS'li popülasyonun QTc, QTcd ve RR aralıklarının apneli ve apnesiz evreler için karşılaştırılması

	OUAS'li		
	Apneli Evreler	Apnesiz Evreler	P değeri
Ort. QTc	424 ± 39	427 ± 34	0,4924
QTcd	77 ± 17	57 ± 20	0,0039*
Ort. RR	896 ± 102	890 ± 104	0.2324

Tablolarda anlamlı bir farklılık gösteren ($p < 0,05$) karşılaştırma sonuçları yıldız (*) ile işaretlenmiş ve koyu punto ile yazılmıştır.

4.4 Sağlıklı Popülasyonun QTc, QTcd ve RR Dağılımlarının Kendi İçinde Farklı Uyku Evreleri için Karşılaştırılması

Sağlıklı popülasyon içinde farklı uyku evrelerindeki QTc aralıkları karşılaştırıldığında aynı OUAS'li popülasyonda olduğu gibi farklı QTc dağılımları gösteren evrelere rastlanmamıştır. RR aralıklarının dağılımı incelendiğinde evre 1 ve evre REM'in karşılaştırıldığı durum hariç diğer bütün evrelerde farklı dağılımlar gösterdiği görülmektedir (Çizelge 4.7). Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.7 beraber incelendiğinde hem OUAS'li popülasyonda da hemde sağlıklı popülasyonda QTc, QTcd ve RR aralıklarının evre 1 ve evre REM için aynı dağılımdan geldiği görülmektedir. Bu durumda REM uykusu ve evre 1'de kaydedilen EKG sinyallerini bu tez çalışmasında karşılaştırılan 3 parametre ile birbirinden ayırt etmek mümkün değildir denilebilir.

Ayrıca QTcd dağılımlarına bakıldığında evre 1-2, evre 1-uyanık ve evre 2-REM karşılaştırması için farklı dağılımlar gösterdiği diğer karşılaştırmalar için ise her hangi bir farklılık göstermediği görülmektedir.

Çizelge 4.7 Sağlıklı popülasyona ait farklı uyku evrelerinde QTc, QTcd ve RR aralıklarının karşılaştırılması

	Sağlıklı				
	Evre 1	Evre 2	Evre REM	Evre Uyanık	P değeri
Ort. QTc	395 ± 22	397 ± 22	397 ± 24	400 ± 20	P ₁₋₂ =0,4214 P _{1-REM} =0,5513 P _{1-Uyanık} =0,1263 P _{2-REM} =0,9136 P _{2-Uyanık} =0,1284 P _{REM-Uyanık} =0,3839
QTcd	23 ± 13	41 ± 11	33 ± 13	41 ± 6	P₁₋₂ =0,0036* P _{1-REM} =0,0943 P_{1-Uyanık} =0,0024* P_{2-REM} =0,0435* P _{2-Uyanık} =0,9625 P _{REM-Uyanık} =0,1051
Ort. RR	935±126	968 ± 126	942 ± 123	860 ± 101	P ₁₋₂ = 0,0241* P _{1-REM} =0,5016 P_{1-Uyanık} =0,0002* P_{2-REM} =0,0017* P_{2-Uyanık} <0,0001* P_{REM-Uyanık} <0,0001*

Tablolarda anlamlı bir farklılık gösteren ($p<0,05$) karşılaştırma sonuçları yıldız (*) ile işaretlenmiş ve koyu punto ile yazılmıştır.

4.5 QTc ve RR Dağılımlarının Standart Sapmalarının Karşılaştırılması

Sağlıklı popülasyon ile OUAS'li popülasyonun QTc ve RR aralıklarının standart sapmaları karşılaştırıldığında QTc aralıklarının standart sapmalarının bütün evreler için $p<0,0001$ değeri verdiği görülmektedir (Çizelge 4.8). Buna karşın RR aralıklarının standart sapmaları için evre uyanık hariç durum bunun tam tersidir ($p>0,05$). Çizelge 4.4 ile 4.8 beraber incelendiğinde ilginç bir durum ortaya çıkmaktadır. Sağlıklı popülasyon ile OUAS'li popülasyonun evre uyanık için, RR aralıklarının ortalamaları aynı dağılımdan gelirken, RR aralıklarının standart sapmaları farklılık göstermektedir.

Çizelge 4.8'den çıkarılabilecek bir diğer sonuç ise QTc aralıklarının standart sapmalarının OUAS'li popülasyonu sağlıklı popülasyondan ayırt etmek için kullanılabileceğidir.

OUAS'li popülasyonun kendi içinde QTc ve RR aralıklarının standart sapmalarının karşılaştırılması sonucu elde edilen veriler incelendiğinde (Çizelge 4.9), QTc aralıklarının standart sapmalarının evreleri birbirinden ayırt etmek için kullanılamayacağı yönünde bir sonuca varılmaktadır. Buna karşın RR aralıklarının standart sapması Evre 1 ile Evre 2'yi birbirinden ayırt etmek için kullanılabilir.

Çizelge 4.8 Sağlıklı popülasyon ile OUAS'li popülasyonun QTc ve RR aralıklarının standart sapmalarının t testi ile karşılaştırılması

	QTc aralıklarının std. sapmaları için hesaplanan p değerleri	RR aralıklarının std. sapmaları için hesaplanan p değerleri	
Sağlıklı Evre 1	<0,0001*	0,1554	OUAS Evre 1
Sağlıklı Evre 2	<0,0001*	0,1786	OUAS Evre 2
Sağlıklı Evre 3	<0,0001*	0,5435	OUAS Evre 3
Sağlıklı Evre 4	<0,0001*	0,4045	OUAS Evre 4
Sağlıklı Evre REM	<0,0001*	0,6114	OUAS Evre REM
Sağlıklı Evre Uyanık	<0,0001*	0,0024*	OUAS Evre Uyanık

Çizelge 4.9 OUAS'li popülasyonun QTc ve RR aralıklarının standart sapmalarının kendi içinde t testi ile karşılaştırılması

	QTc aralıklarının std. sapmaları için hesaplanan p değerleri	RR aralıklarının std. sapmaları için hesaplanan p değerleri	
OUAS Evre 1	0,3081	0,011*	OUAS Evre 2
OUAS Evre 1	0,2986	0.5799	OUAS Evre REM
OUAS Evre 1	0.9823	0.4335	OUAS Evre Uyanık
OUAS Apneli Evreler	0.4924	0.1099	OUAS Apnesiz Evreler

Çizelge 4.10 Sağlıklı popülasyonun kendi içinde QTc ve RR aralıklarının standart sapmalarının t testi ile karşılaştırılması

	QTc aralıklarının std. sapmaları için hesaplanan p değerleri	RR aralıklarının std. sapmaları için hesaplanan p değerleri	
Sağlıklı Evre 1	0,4214	0,0241*	Sağlıklı Evre 2
Sağlıklı Evre 1	0,7808	0,0036*	Sağlıklı Evre 3
Sağlıklı Evre 1	0,5513	0,5016	Sağlıklı Evre REM
Sağlıklı Evre 2	0,0428*	0,3735	Sağlıklı Evre 3
Sağlıklı Evre 2	<0,0001*	<0,0001*	Sağlıklı Evre REM
Sağlıklı Evre 2	<0,0001*	<0,0001*	Sağlıklı Evre Uyanık
Sağlıklı Evre 3	0,7837	0,0036*	Sağlıklı Evre REM
Sağlıklı Evre 3	0,0672	<0,0001*	Sağlıklı Evre Uyanık

Tablolarda anlamlı bir farklılık gösteren ($p < 0,05$) karşılaştırmalar yıldız (*) ile işaretlenmiş ve koyu punto ile yazılmıştır.

Çizelge 4.10 incelendiğinde sağlıklı popülasyonun QTc ve RR aralıklarının standart sapmalarının evre 2 ile evre REM ve evre 3' ü biribirinde ayırt etmek için kullanılabileceği görülmektedir. Diğer evreler için QTc ortalamalarının standart sapması benzer dağılımlar göstermektedir. RR aralıklarının standart sapmaları Evre 1 ile Evre Rem ve Evre 2 ile Evre 3'ün karşılaştırıldığı durumlar dışında anlamlı bir fark göstermektedir.

4.6 Çalışmadaki Sınırlayıcı Etkenler

Bu tez çalışmasını sınırlayıcı en büyük etken analizi yapılan EKG kayıtlarının sayısının az olması ve sağlıklı bireyler ile OUAS'li bireyler arasındaki sayısal dağılımın dengesiz olmasıdır (14'e karşı 11).

Başta koroner arter, hipertansiyon ve kalp yetmezliği olmak üzere QT aralığını etkileyen birçok hastalık ve durum vardır. Bu tez çalışmasında analizi yapılan verilerin kaydedildiği bireyler hakkındaki yaş ve cinsiyet dışındaki tek bilgi OUAS teşhisinin konulup konulmadığıdır. Bu yüzden elde edilen sonuçlar hakkında kesin konuşmak güçtür.

Bir diğer sınırlayıcı etken is QRS kompleksleri ve T dalgalarını bir çok koşul altında doğru tespit edebilen ve gürültülü bölgelerde tespit yapılmasını engelleyen algoritmalar geliştirilmesine rağmen analizi yapılan kayıtlar çok uzun olduğundan (her bir veri için ortalama 5 milyon civarı örnek sayısı) bütün verilerde baştan sona kadar tespit edilen QRS komplekslerinin ve T dalgalarının ne doğrulukta tespit edildiği sınırlanmıştır. Bu yöntemin geliştirilmesi başlı başına bir iştir ve oldukça zordur. Bu yüzden tespiti yapılan QT aralıklarının ne doğrulukta tespit edildiğinin kontrolü, çalışılan her EKG kaydından belli bölümler alınması sureti ile Bölüm 3.6.2 ve 3.6.3'de ayrıntılarına değinilen arayüzler kullanılarak elle yapılmıştır.

QT aralıkları bütün kayıt için baştan sona tespit edilmesine rağmen analizler epok bazında yapılmıştır. Bilindiği gibi apne solunumun en az 10 sn durması ile karakterize bir durumdur ancak bu çalışmada apne tespit edilen evreler veri ile beraber gelen skor dosyası kullanılarak epok bazında yapılmıştır. Her bir epok 30 sn olduğundan daha kısa süreli apnelerde veri kaybı mümkündür. Sürelerinin tam olarak tespit edilebilmesi için elle hekim tarafından yapılan skorlama çalışması sırasında kağıt üzerinde apne anın ve süresinin kaydedilmesi ile mümkün olacağından oldukça zor bir iştir.

4.7 Gelecekteki Çalışmalar

Bu çalışmada yalnızca QRS kompleksleri, T dalgası ve RR aralıklarını otomatik olarak tespit edilen algoritmalar geliştirilmiş ve bu aralıkların OUAS'lu hastalarda nasıl değiştiğine bakılmıştır. Bölüm 2.2'de değinilen P dalgası PR aralığı ve ST bölgesini tespit eden algoritmalar geliştirerek tam bir EKG analiz yöntemi oluşturulması düşünülmektedir.

Epok ve uyku evresi bazında karşılaştırılan QTc aralıkları için aynı popülasyon içinde herhangi bir fark bulunamazken QTc aralıklarının ne kadar homojen dağıldığının bir göstergesi olan QTcd değerlerinin ve kalp hızı değişiminin göstergesi olan RR aralıklarının evreler bazında farklılık gösterebildiği görülmektedir. Bu durumdan çıkarılabilecek sonuç QT değişkenliğini doğru bir şekilde analiz edebilmek için QTcd ve RR parametrelerini temel alan yeni bir yöntem geliştirmek gerektiğidir.

Ayrıca bu tez çalışmasında sadece QT aralıklarının süre olarak uzunluğu incelenmiş dalga şekli itibarı ile morfolojilerine bakılmamıştır. Bir EKG trasesindeki bütün dalga, segment ve aralıkların morfolojilerine de bakılarak OUAS'nin EKG üzerine etkisi daha ayrıntılı bir şekilde incelenebilir.

KAYNAKLAR LİSTESİ

- [1] Göğüs Hastalıkları Serisi, Cilt 1, Sayı 1, 2004, Sayfa 36-39.
- [2] Erdamar A., Uyku Apnesinin Öngörülmesi ve Dil Kasının Uyarılması İçin Model Geliştirilmesi, Doktora Tezi, Biyomühendislik Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi, 2007.
- [3] Dursun Dursunoglu, Nese Dursunoglu, Effect of CPAP on QT interval dispersion in obstructive sleep apnea patients without hypertension, Sleep Medicine 8 (2007), pp. 478–483.
- [4] Sanjee R. Suhas, Khosrow Behbehani, Sridhar Vijendra, John R. Burk, Edgar A. Lucas, ECG Biomarkers for Simultaneous Detection of Obstructive Sleep Apnea and Cheyne-Stokes Breathing, Engineering in Medicine and Biology Society, 29th Annual International Conference of the IEEE, 22-26 Aug. 2007 pp. 1047 – 1050.
- [5] Mendez M.O., Bianchi A.M., Cerutti, S., Non stationary analysis of heart rate variability during the obstructive sleep apnea Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004, pp. 286-289.
- [6] Thomas Penzel, Martin Nottrott, Sebastian Canisius, Timm Greulich, Heinrich F. Becker, Claus Vogelmeier, Sleep Medicine 7 (2006), pp 101-102.
- [7] A. Erdamar, O. Erogul, F.Duman, S. Yetkin, A. Tanyolaç Polisomnografi Kayıtlarından Obstrüktif Uyku Apnesinin Belirlenmesi, XIV – Biyomut 2006 Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, 25-28 Mayıs, İstanbul.
- [8] David A. Warrell, Timothy M. Cox, John D. Firth , Edward J., J R., M.D. Benz, Oxford Textbook of Medicine, 4th edition, March 2003, Oxford Press.
- [9] Ed. Joseph D. Bronzino, The Biomedical Engineering HandBook, Second Edition, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

- [10] John K-J Li, Dynamics of the Vascular System, Vol1, Department of Biomedical Engineering, Rutgers University, USA.
- [11] Miller G. E., Artificial Organs, Synthesis Lectures on Biomedical Engineering #4, Morgan&Claypool, 72 Pages, 2006.
- [12] Cünedioğlu U., Aliev-Panfilov Modeli Kullanarak Kalbin Elektriksel Aktivitesinin 3-Boyutlu Simülasyonu, Yüksek Lisans Tezi, Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara Ağustos 2007.
- [13] Henning C., Orglmeister R., The Principle of Software QRS Detection, IEEE Engineering In Medicine and Biology Magazine, IEEE Volume 21, Issue 1, Jan.-Feb. 2002, pp 42 – 57.
- [14] Yılmaz B., Venous Catheter Based Mapping of Epicardial Ectopic Activation Using Statistical Estimation, Ph.D. Thesis, Department of Bioengineering, The University of Utah, 2004.
- [15] Crawford H. M., DiMarco P. J. , Crawford Cardiology, Second Volume.
- [16] Rourke O., Ramza B., Marban E., Oscillations of membrane current and excitability driven by metabolic oscillations in heart cells. Science, 1994, 265: 962-966.
- [17] Gao G. Q., Computerised Detection and Classification of five Cardiac Conditions, M. Sc. Thesis, Auckland University of Technology, May 2003.
- [18] Martin O., Mendez, Davide D. Ruini, Omar P. Villantieri, Matteo Matteucci, Thomas Penzel, Sergio Cerutti, Anna M. Bianchi, Detection of Sleep Apnea from surface ECG based on features extracted by an Autoregressive Model, Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007, pp 6105-6108.

- [19] Yachuan Pu, PhD; Robert P. Patterson, PhD; Michel A. CramerBornemann, Nocturnal Cardio-Respiratory Indices – A Novel Screening Tool for Pediatric Obstructive Sleep Disordered Breathing, MD Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4, 2005, pp 2575-2578.
- [20] Chandan K. Karmakar, Ahsan H. Khandoker, Marimuthu Palaniswami, Power spectral analysis of ECG signals during obstructive sleep apnoea hypopnoea epochs, Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information, 2007. ISSNIP 2007.3rd International Conference on Volume, Issue, 3-6 Dec. 2007, pp. 573 – 576.
- [21] Haitham M. Al-Angari, Alan V. Sahakian, Use of Sample Entropy Approach to Study Heart Rate Variability in Obstructive Sleep Apnea Syndrome, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, VOL. 54, NO. 10, October 2007, pp. 1900-1905.
- [22] Mendez M; Bianchi A M; Villantieri O; Cerutti S, Time-varying analysis of the heart rate variability during REM and non REM sleep stages, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2006, pp. 3576-3579.
- [23] XiaoFang Liu, WenLong Xu, YongWu Li algorithm for spectral analysis of instantaneous heart rate, Bioinformatics and Biomedical Engineering, The 2nd International Conference on Volume, Issue, 16-18 May 2008, pp. 2202 – 2205.
- [24] T Penzel, A Bunde, J Heitmannl, JW Kantelhardt, JH Peter, K Voigt Sleep Stage-Dependent Heart Rate Variability in Patients with Obstructive Sleep Apnea Computers in Cardiology, 1999, Pp. 249-252.
- [25] JN McNames, AM Fraser Obstructive Sleep Apnea Classification Based on Spectrogram Patterns in the Electrocardiogram Computers in Cardiology 2000, pp. 749-752.
- [26] Rangayyan R. M., Biomedical Signal Analysis: A Case Study Approach, IEEE Press, 2001.

- [27] M.L. Ahlstrom and W.J. Tompkins, "Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 30, pp. 651-657, Oct. 1983.
- [28] R.A. Balda, *Trends in Computer-Processed Electrocardiograms*. Amsterdam: North Holland, 1977, pp. 197-205.
- [29] J. Fraden and M.R. Neumann, "QRS wave detection," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 18, 1980, pp. 125-132.
- [30] D. Gustafson, "Automated VCG interpretation studies using signal analysis techniques," R-1044 Charles Stark Draper Lab., Cambridge, MA, 1977.
- [31] W.P. Holsinger, K.M. Kempner, and M.H. Miller, "A QRS preprocessor based on digital differentiation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 18, May 1971, pp. 121-217.
- [32] P. Morizet-Mahoudeaux, C. Moreau, D. Moreau, and J.J. Quarante, "Simple microprocessor-based system for on-line ECG arrhythmia analysis," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 19, no. 4, July 1981, pp. 497-501.
- [33] M. Okada, "A digital filter for the QRS complex detection," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.26, Dec. 1979, pp. 700-703.
- [34] M.-E. Nygard and J. Hulting, "An automated system for ECG monitoring," *Comput. Biomed. Res.*, vol. 12, 1979, pp. 181-202.
- [35] C.A. Steinberg, S. Abraham, and C.A. Caceres, "Pattern recognition in the clinical electrocardiogram," *ISA Trans. Biomed. Electron.*, 1962, pp. 23-30.
- [36] Y. Sun, S. Suppappola, and T.A. Wrublewski, "Microcontroller-based real-time QRS detection," *Biomed. Instrum. Technol.*, vol. 26, no. 6, 1992, pp. 477-484.
- [37] S. Suppappola and Y. Sun, "Nonlinear transforms of ECG signals for digital QRS detection: A quantitative analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, 1994, pp. 397-400.

- [38] P.S. Hamilton and W.J. Tompkins, "Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmic database," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 33, 1986, pp. 1157-1165.
- [39] J. Pan and W.J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 32, 1985, pp. 230-236.
- [40] A. Ligtenberg and M. Kunt, "A robust-digital QRS-detection algorithm for arrhythmia monitoring," Comput. Biomed. Res., vol. 16, 1983, pp. 273-286.
- [41] Z. Dokur, T. Olmez, E. Yazgan, and O.K. Ersoy, "Detection of ECG waveforms by neural networks," Med. Eng. Phys., vol. 19, no. 8, 1997, pp. 738-741.
- [42] B.C. Yu, S. Liu, M. Lee, C.Y. Chen, and B.N. Chiang, "A nonlinear digital filter for cardiac QRS complex detection," J. Clin. Eng., vol. 10, 1985, pp. 193-201.
- [43] Pieter Jouck, Application of the Wavelet Transform Modulus Maxima method to T-wave detection in Cardiac Signals, MSc Thesis, Maastricht University Department of Mathematics, 2004.
- [44] Juan Pablo Martínez, Rute Almeida, Salvador Olmos, Ana Paula Rocha, Pablo Laguna, A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases, IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 4, April 2004, pp. 570- 581.
- [45] Eroğul, O., Konuşma sinyallerinin zaman ölçeği ve ses tonun dalgacık Dönüşümüne Dayalı Olarak çok çözünürlüklü değiştirilmesi. Fen Bilimleri Enstitüsü Elk. Elek. ABD, 1997, Ankara Üniv:134.
- [46] Koçyiğit, Y. Koruürek M. (2005). EMG İşaretlerini Dalgacık Dönüşümü ve Bulanık Mantık Sınıflayıcı Kullanarak Sınıflama İTÜ dergisi 4: 25-31.

- [47] Güler, İ Übeyli E. D., Dalgacık Dönüşümü Kullanımı ile Teşhis Sistemleri için Öznitelik Çıkarma: İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Durum analizi. Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu ASYU_INISTA, 2004, İstanbul
- [48] Cuiwei Li, Chongxun Zheng, and Changfeng Tai Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 42, No.14, January 1995, pp. 21 – 28.
- [49] C.S. Burrus, R.A. Gopinath, and H. Guo, Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 1998.
- [50] G. Strang and T. Nguyen, Wavelets and Filter Banks. Cambridge, MA: Wellesley-Cambridge Press, 1996.
- [51] V.X. Afonso, W.J. Tompkins, T.Q. Nguyen, and S. Luo, "ECG beat detection using filter banks," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 46, 1999, pp. 192-202.
- [52] T.A. Gyaw and S.R. Ray, "The wavelet transform as a tool for recognition of biosignals," Biomed. Sci. Instrum., vol. 30, 1994, pp. 63-68.
- [53] M. Bahoura, M. Hassani, and M. Hubin, "DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis," Comput. Methods Programs Biomed., vol. 52, no. 1, 1997, pp. 35-44.
- [54]. V. Di-Virgilio, C. Francaiancia, S. Lino, and S. Cerutti, "ECG fiducial points detection through wavelet transform," in 1995 IEEE Eng. Med. Biol. 17th Ann. Conf., 21st Canadian Med. Biol. Eng. Conf., Montreal, Quebec, Canada, 1997, pp. 1051-1052.
- [55] S. Kadambe, R. Murray, and G.F. Boudreaux-Bartels, "Wavelet transform-based QRS complex detector," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 46, 1999, pp. 838-848.
- [56] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42, 1995, pp. 21-28.

- [57] K.D. Rao, "Dwt based detection of R-peaks and data compression of ECG signals," IETE J. Res., vol. 43, no. 5, 1997, pp. 345-349.
- [58] S. Mallat and W.L. Hwang, "Singularity detection and processing with wavelets," IEEE Trans. Inform. Theory, vol. 38, 1992, pp. 617-643.
- [59] Y.H. Hu, W.J. Tompkins, J.L. Urrusti, and V.X. Afonso, "Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification," J. Electrocardiology, vol. 26 (Suppl.) , 1993, pp.66-73.
- [60] C.M. Bishop and G. Hinton, Neural Networks for Pattern Recognition. New York: Clarendon Press, 1995.
- [61] S. Haykin, Neural Networks, Comprehensive Foundation, 2nd ed. Piscataway, NJ: IEEE Press, 1999.
- [62] S. Barro, M. Fernandez-Delgado, J.A. Vila-Sobrinho, C.V. Regueiro, and E. Sanchez, "Classifying multichannel ECG patterns with an adaptive neural network," IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol. 17, Jan./Feb. 1998, pp. 45-55.
- [63]. Z. Dokur, T. Olmez, E. Yazgan, and O.K. Ersoy, "Detection of ECG waveforms by neural networks," Med. Eng. Phys., vol. 19, no. 8, 1997, pp. 738-741.
- [64] M. Fernandez-Delgado and S.B. Ameneiro, "MART: A multichannel ART-based neural network," IEEE Trans. Neural Networks, vol. 9, 1998, pp. 139-150.
- [65] F.M. Ham and S. Han, "Classification of cardiac arrhythmias using fuzzy ARTMAP," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 43, Apr. 1996, pp. 425-430.
- [66] M. Lagerholm, C. Peterson, G. Braccini, L. Edenbrandt, and L. Soernmo, "Clustering ECG complexes using Hermite functions and self-organizing maps," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 47, 2000, pp. 838-848.
- [67]. P. Trahanias and E. Skordalakis, "Syntactic pattern recognition of the ECG," IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., vol. 12, 1990, pp. 648-657.

- [68] J. F. Scholl, J. R. Agre, L. P. Clare, and M. C. Gill, "A low power impulse signal classifier using the Haar wavelet transform," in Proc. SPIE, Sensors, 1999, pp 136-145.
- [69] Yun-Chi Yeha, Wen-June Wang, QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method, Computer methods and programs in biomedicine, Volume 91, Issue 3, 2008, pp. 245-254.
- [70] Pan J, Tompkins W: A real time QRS detection algorithm, IEEE Trans. on Biomed. Eng., 1985, 32:230-236.
- [71] Balda R. A., The HP ECG Analysis Program, North Holland, 1997
- [72] Dhillon, S.S.; Chakrabarti, S., Power line interference removal from electrocardiogram using a simplified lattice based adaptive IIR notch filter, Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, Volume 4, Issue , 2001, pp. 3407 - 3412
- [73] Hunt A. C., Accuracy of popular automatic QT Interval algorithms assessed by a 'Gold Standard' and comparison with a Novel method: computer simulation study, BMC Cardiovascular Disorders, Volume 5, Sep. 2005, p 29.
- [74] Jamshaid K., Akram O., Sabir F, Shah I., Ahmed J., Application of Adaptive and Non Adaptive Filters in ECG Signal Processing, Faculty of Computer Science and Engineering, GIK Institute of Engineering Sciences and Technology, http://www.khwarzmic.org/takveen/ecg_adaptive_f.pdf, 2009
- [75] <http://www.ahmetalpman.com/defkonuoku.asp?id=143&konuindex=1>, 2009
- [76] <http://www.medinfo.ufl.edu/~ekg/coranaly&20circ.JPG>, 2009
- [77] <http://www.istatistikanaliz.com/t-testi.asp>, 2009